Verfahren zur lautheitsbasierten Anpassung von Hörgeräten mit instantanem Insitu-Perzentil-Monitoring

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Humanbiologie

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Kreikemeier, Steffen

aus Hildesheim

Gießen 2011

Aus dem Medizinischen Zentrum für Hals-Nasen-Ohren Heilkunde am Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen

Direktor: Prof. Dr. med. J. P. Klußmann

Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. J. Kießling

Gutachter: Prof. Dr. med. G. Hesse

Tag der Disputation: 21. März 2012

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1 EINLEITUNG 1

2 GRUNDLAGEN 3

2.1 Anatomische und physiologische Grundlagen 3

2.2 Indikationskriterien für Hörgeräte und deren Bedeutung 6

2.3 Programmierung von Hörsystemen 8

2.4 Anpassung von Hörsystemen: Präskriptionen 9

2.5 Hörgerätetechnik: Verstärkung und Kompression 11

3 ZIEL DER ARBEIT 14

4 METHODEN UND MATERIAL 15

4.1 Lautheitsskalierung 15

4.2 Perzentilanalyse in der Hörgerätemesstechnik 19

4.3 Insitu-Messungen 21

4.4 Messverfahren und Normen im Überblick 23

4.5 Lautheitsbasierte Perzentilanpassung 25

4.6 Sprachtests: Freiburger Einsilbertest und Oldenburger Satztest 28

4.7 Fragebögen 30

4.8 Datalogging 31

4.9 Auswertungsverfahren 32

4.10 Hard- und Software: Pilot- und Hauptstudie 33

4.11 Methodik Pilotstudie: Perzentilanpassung (PAP) und deren Varianten 34

4.11.1 Proband(inn)en 34

4.11.2 Hörsysteme 34

4.11.3 Verfahren 35

4.12 Methodik Hauptstudie: Loudness-based Percentile Fitting (LPFit) 39

4.12.1 Proband(inn)en 39

4.12.2 Hörsysteme 39

4.12.3 Verfahren 39

5 ERGEBNISSE 43

5.1 Ergebnisse Pilotstudie 43

5.1.1 Perzentilanalyse: Zielverstärkung 43

5.1.2 Sprachtests 44

5.1.3 Fragebögen Campusrundgang 46

5.2 Ergebnisse Hauptstudie 48

5.2.1 Perzentilanalyse 49

5.2.2 Relative Lage der Perzentile 51

5.2.3 Kompressionsverhältnisse 54

5.2.4 Sprachtests 54

5.2.5 Fragebögen: Campusrundgang 59

5.2.6 Fragebögen: Feldtest 64

5.2.7 Qualitätsbewertung Labor 67

5.2.8 Datalogging 69

6 DISKUSSION 70

6.1 Diskussion von Material und Methode 71

6.1.1 Hörsysteme....71
6.1.2 Messtechnik....72
6.1.3 Perzentilanalyse....73
6.2 Diskussion der Ergebnisse....74
6.2.1 Diskussion der Ergebnisse aus der Pilotstudie....74
6.2.2 Diskussion der Ergebnisse aus der Hauptstudie....79
6.3 Schlussfolgerung....94
7 ZUSAMMENFASSUNG....95
8 ABSTRACT....97
9 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS....99
10 LITERATURVERZEICHNIS....101
10.1 Normen und Richtlinien....101
10.2 Literatur....101
10.3 Internetquellen....108
11 ABBILDUNGSVERZEICHNIS....109
12 TABELLENVERZEICHNIS....112
13 ANHANG....113
13.1 Fragebogen: Campusrundgang....113
13.2 Fragebogen: Klangvergleiche im Labor....120
13.3 Fragebogen: Tagebuch für Feldtest....124

13.4 Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben nach Friedman des Freiburger Einsilbertests 126

13.5 Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben nach Friedman des Oldenburger Satztests 127

14 PUBLIKATIONSVERZEICHNIS 128

15 ERKLÄRUNG 129

16 DANKSAGUNG 130

17 LEBENSLAUF 132

1 Einleitung

Unsere Sinnesorgane leisten zusammen mit dem zentralen Nervensystem täglich Höchstleistungen, um unsere Umwelt abzubilden. Dabei ist das multisensorisch „wahrgenommene Abbild“ nicht einheitlich und kann von Mensch zu Mensch verschieden sein. Im Alltag fällt eine unterschiedliche Wahrnehmung häufig gar nicht oder eher teilweise zufällig dadurch auf, dass ein Gesprächspartner vielleicht ein Geräusch hört, was man selber nicht hört z. B. Vogelgezwitscher. Dies kann ein Hinweis für eine beginnende Hörstörung sein. Erst gezielte Untersuchungen geben genaue Aufschlüsse über die Funktionsfähigkeit der Sinnesorgane bzw. Abweichungen zur Norm. Sind diese Abweichungen nur gering, wird die Hörstörung im Alltag teilweise nicht wahrgenommen. Zudem muss noch berücksichtigt werden, dass die häufigste Hörstörung, die altersbegleitende Hörstörung, langsam voranschreitet und somit eine Gewöhnung an den Höreindruck stattfindet. Die Vergleichbarkeit zum normalen Gehör fehlt. Erst wenn der Leidensdruck einen gewissen Punkt erreicht hat, und medizinische Maßnahmen (medikamentöse oder operative Behandlung) nicht indiziert sind, wird eine Versorgung mit Hörgeräten eingeleitet. Dies ist der Fall, wenn die Kommunikation soweit eingeschränkt ist, dass wichtige Anteile der Sprache nicht mehr gehört werden. Die Krankenkassen haben aus diesem Grund eine Richtlinie für die Versorgung mit Hörgeräten erstellt, in der festgelegt ist, unter welchen Bedingungen Hörgeräte von den Krankenkassen bezuschusst werden. Die meisten Schwerhörigen reagieren aber erst deutlich später. Meist erst dann, wenn der soziale Druck steigt, weil man z. B. nicht mehr an Konversationen teilnehmen kann. Dieser Zeitpunkt schwankt von Person zu Person. Hörgeschädigte, die allein leben und kein aktives Vereinsleben führen sowie nicht mehr berufstätig sind, setzen sich deutlich später mit der Versorgung mit Hörgeräten auseinander, als Personen die täglich kommunizieren müssen. Eine eingeschränkte Kommunikationsfähigkeit kann bis zur sozialen Ausgrenzung führen, da das persönliche Umfeld nur begrenzt durch z. B. lauteres Sprechen der Hörstörung entgegenwirken kann und will.

Die Wiederherstellung der Kommunikationsfähigkeit ist bei der Versorgung mit Hörgeräten das Hauptziel. Dafür benötigt man genaue Kenntnisse über das individuelle Hörvermögen der zu versorgenden Person. In der Audiologie ist der Hörtest mittels ton- und sprachaudiometrischer Verfahren ein weit verbreitetes und anerkanntes Untersuchungsmittel, welches schnelle und reproduzierbare Ergebnisse liefert. Für die Anpas-

sung von Hörgeräten ist die Tonaudiometrie von besonderer Bedeutung. Durch die Hörschwelle (ab welchem Pegel Töne wahrgenommen werden) und die Unbehaglichkeitsschwelle (ab welchen Pegeln Töne unerträglich laut werden) lassen sich Hörgeräte so einstellen, dass sie das Sprachspektrum soweit wie nötig wieder in den hörbaren Bereich transformieren. Die Berechnung einer ersten Näherung für die benötigte Verstärkung übernimmt heutzutage der Computer anhand von präskriptiven Formeln auf Basis der Tonschwellenaudiometrie. Mit der Einführung digitaler Hörsysteme Mitte der 90er Jahre mussten auch neue Präskriptionen entwickelt werden, da die Hörgeräte nun nicht mehr ausschließlich linear, sondern auch kompressiv arbeiten. Die weitverbreitetsten Strategien zur Anpassung kommen vom NAL (National Acoustic Laboratories, Australien) in Form der NAL-NL2-Regel (Non Linear 2) und der DSL-IO (entwickelt am National Centre for Audiologie der Universität von Western Ontario, Kanada), die heute die am häufigsten verwendeten Formeln sind. Immer mehr Hörgerätefirmen bringen eigene Präskriptionen heraus, die auf ihre jeweiligen Produkte abgestimmt sind.

Trotz intensiver Optimierung dieser Formeln, ist allein damit eine perfekte Anpassung, die allen Bedürfnissen der Hörgeräteträger(in) gerecht wird, nicht zu erreichen. Hier muss eine individuelle Feinanpassung ansetzen. Dies ist durch verschiedene Faktoren begründet. Die betroffenen Personen haben sich an die Hörstörung gewöhnt. Man spricht hierbei von einer Hörentwöhnung. Eine völlige Wiederherstellung des Gehörs überfordert die unerfahren Hörgeräteträger(innen). Geräusche, die für Normalhörende alltäglich sind, wie das Rascheln der Kleidung, werden von Hörgerätenutzern(innen) als sehr störend empfunden. Des Weiteren muss der persönliche „Hörgeschmack“ berücksichtigt werden. Vergleichbar ist dies mit dem Musikgeschmack. Beim Hörgerät kann es vorkommen, dass eine Person lieber mehr hohe Töne verstärkt haben möchte, als eine Person mit ähnlichem Hörverlust, die einen tieftönigen Klangeindruck bevorzugt. In den meisten Fällen wird jedoch ein tieftoniger Klang bevorzugt, was im Widerspruch zum Sprachverstehen steht. Für die Anpassung von Hörsystemen ist es daher von besonderer Bedeutung, dass eine Einstellung erreicht wird, die sowohl die klanglichen Bedürfnisse der Hörgeräteträger(innen) berücksichtigt, als auch das Verstehen von Sprache ermöglicht.

2 Grundlagen

Bevor Hörsysteme angepasst werden können, müssen verschiedene Kriterien erfüllt sein, welche sich sowohl auf anatomische als auch auf technische Grundlagen beziehen. Erst wenn die Voraussetzungen gegeben sind, kann die Anpassung von Hörgeräten erfolgen.

2.1 Anatomische und physiologische Grundlagen

Die Anpassung von Hörgeräten richtet sich nach und basiert zu einem großen Teil auf den anatomischen und physiologischen Gegebenheiten des Ohres. Ein intaktes Hörorgan gliedert sich anatomisch in Außen-, Mittel,- und Innenohr, sowie den Hörnerv und die höheren auditorischen Ebenen. Zum Außenohr gehören die Ohrmuschel (Auricular) und der äußere Gehörgang, zum Mittelohr das Trommelfell (Tympanon), Hammer (Maleus), Amboß (Incus) und Steigbügel (Stapes) und zum Innenohr die Hörschnecke (Cochlea) und das Gleichgewichtsorgan (Vestibulum).

Das Außenohr hat die Funktion der Schallsammlung und Weiterleitung zum Trommelfell. Durch die spezielle Form der Ohrmuschel findet bereits eine selektive Wahrnehmung statt. Die Ohrmuschel steht im Durchschnitt in einem Winkel von 15°-30° vom Schädel ab, was eine Richtwirkung nach vorne zur Folge hat und somit die Vorne-hinten-Unterscheidung ermöglicht. Die Form der Ohrmuschel bündelt den Schall, was sich hauptsächlich auf den hochfrequenten Anteil des Schalls bezieht und zudem Windgeräuschen entgegen wirkt. Die Ohrmuschel ist flexibel, da sie aus einem Knorpelgerüst, welches mit Haut überzogen ist, besteht. Für die Anpassung und Auswahl ist das Außenohr bereits von immenser Bedeutung, denn danach richtet sich die Entscheidung welche Bauform, ob Hinter-dem-Ohr (HdO) oder In-dem-Ohr Hörgeräte (IdO), verwendet werden kann. Ist keine Ohrmuschel vorhanden, sei es postnatal durch einen Unfall oder pränatal durch eine fehlende Anlage, können keine HdOs angepasst werden, weil die Auflagefläche für das Hörsystem oder eine Haltemöglichkeit für die Otoplastik (Ohrpassstück) fehlt. In diesen Fällen müssen besondere Otoplastiken angefertigt werden. Ist der Gehörgang zu klein, so muss von der Verwendung von IdO-Systemen abgeraten werden, weil dann die Technik, die gewisse Anforderungen an die Größe des Gehörgangs stellt, nicht verbaut werden kann.

Nachdem der Schall durch die Ohrmuschel gebündelt wurde, wird er weiter über den Gehörgang zum Trommelfell geleitet. Dabei lässt sich der Gehörgang, der eine Gesamt-

länge von 2-3 cm besitzt, in zwei Abschnitte unterteilen. Einerseits in den knorpeligen Teil, welcher flexibel und weniger empfindlich gegenüber mechanischen Einwirkungen ist, und andererseits in den knöchernen Teil, der unflexibel ist und bei dem die knöcherne Schädelwand nur durch eine dünne Haut (ca. 0,1-0,15 mm) bedeckt ist (Ulrich & Hoffmann, 2007). Der Gehörgang ist oval (8-11 mm breit und 5-8 mm hoch) und weist zwei Knicke auf. Eine weitere Unterscheidung zwischen den knorpeligen und knöchernen Anteilen des Gehörgangs ist die Behaarung und die Bildung des Ohrenschmalzes (Cerumens) (Ulrich & Hoffmann, 2007). Der äußere Gehörgang weist Haare, Talg- und Cerumendrüsen auf. Diese Eigenschaften können für die Ankopplung des Hörsystems durch die Otoplastik hinderlich sein. Zum einen ist die Schallleitung zum Trommelfell nur einwandfrei gegeben, wenn der Gehörgang nicht durch Cerumen verstopft ist, zum anderen ist eine korrekte Abformung des Gehörgangs und damit die Herstellung der Otoplastik nur möglich, wenn nicht übermäßig viele Haare vorhanden sind. Zum Problem wird dies erst, wenn der Selbstreinigungsprozess gestört ist. Ausgehend vom Trommelfell wandern Hautschuppen entlang des Gehörgangs in Richtung Ohrmuschel und verbinden sich dabei mit Cerumen und Talg. Kleine Fremdkörper, wie z. B. Blütenpollen, werden dadurch ebenfalls aus dem Gehörgang befördert. Durch die Otoplastik und die Verwendung von Wattestäbchen kann dieser Prozess gestört werden. Das Cerumen wird zusammengeschoben und kann nicht mehr durch die Hautschuppen nach außen befördert werden. Mit der Zeit kann sich durch die fortlaufende Produktion von Cerumen und Hautschuppen ein Pfropfen bilden, der den Gehörgang komplett verschließt und somit der Schall nicht zum Trommelfell dringen kann.

Kann der Schall ungehindert das äußere Ohr passieren, trifft er auf das Trommelfell, welches 10-11 mm breit, ca. 9 mm hoch und ca. 0,5 mm dick ist (Ulrich & Hoffmann, 2007). Die Schwingungen des auftreffenden Schalls werden vom Trommelfell über die kleinsten Knochen des menschlichen Körpers, die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel, an das Innenohr übertragen. Dabei übernimmt das Mittelohr die Funktion eines Impedanzwandlers. Dies ist wichtig, damit der Schall in ausreichender Intensität an die Sinneszellen in der mit Flüssigkeit gefüllten Hörschnecke (Cochlea) gelangen kann. Träfe der Schall direkt auf das ovale Fenster, den Eingang der Hörschnecke, würde der größte Anteil des Schalls an der schallharten Fläche reflektiert und wäre für den Hörprozess verloren. Der einfallende Schall versetzt das Trommelfell und den damit verbundenen Hammer in Schwingung. Vom Hammer werden die Schwingungen dann

auf den Amboss und den Steigbügel übertragen. Durch eine geschickte Verbindung und Längenunterschiede von Hammer, welches der längere Knochen ist, und Amboss wird eine Hebelwirkung erreicht, welche die übertragene Kraft auf den Steigbügel und somit das ovale Fernster erhöht.

In die Übertragungskette kann der Körper über Muskeln direkt eingreifen. Einerseits über den Stapediusreflexmuskel (musculus stapedius), der am Steigbügel ansetzt und diesen durch Kontraktion verkippen kann, was zu einer Versteifung des Systems und somit zu einer reduzierten Übertragung der Schwingungen auf das ovale Fenster führt. Andererseits durch den Trommelfellspannmuskel (musculus tensor tympani), welcher am Trommelfell ansetzt und bei Kontraktion ebenfalls zu einer gesteigerten Steifigkeit der Übertragungskette sorgt. Bei scheinbar gleicher Aufgabe unterscheiden sich der Trommelfellspannmuskel und der Stapediusreflexmuskel deutlich in ihrer Innervation. Zum einen werden sie durch unterschiedliche Hirnnerven innerviert (im Falle des tensor tympani durch den V. und im Falle des stapedius durch den VII.) und zum anderen kontrahieren sie bei unterschiedlichen Ereignissen. Der Stapediusreflexmuskel kontrahiert bei hohen Schallpegeln. Der ausgelöste Reflex wird Stepediusreflex genannt. Der Trommelfellspannmuskel kontrahiert erst bei extrem hohen Schallpegeln, aber auch als Teil des Schreckreflexes z. B. bei einem Luftstoss in den Orbitatbereich (Ulrich & Hoffmann, 2007).

Durch das Zusammenwirken von Trommelfell und Gehörknöchelchen (Flächenreduktion und Hebelwirkung) erzeugt das Mittelohr eine Verstärkung von ca. 20 dB. Die Gehörknöchelchen stehen, abgesehen von dem Stapediusreflexmuskel und dem Trommelfellspanner, frei in der Paukenhöhle. Dieser, mit einer Schleimhaut ausgekleidete Raum, ist nicht nur für die freie Beweglichkeit der Gehörknöchelchen nötig, sondern sorgt, zusammen mit den Hohlräumen des Warzenfortsatzes (Mastoids), für ein ausreichend großes Volumen hinter dem Trommelfell. Die Ohrtrompete (tuba auditiva) ermöglicht einen Druckausgleich, damit vor und hinter dem Trommelfell ein gleicher Druck herrscht. Liegt wegen einer Einschränkung der Tubenfunktion ein erhöhter bzw. verringerter Druck gegenüber der Atmosphäre in der Paukenhöhle vor, wie es beim Start bzw. bei der Landung eines Flugzeugs der Fall ist, so ist das Trommelfell in Richtung des geringeren Druckniveaus gespannt und kann somit nicht mehr frei schwingen, wodurch die Schallleitung zur Cochlea verringert ist.

Die Cochlea ist ein zur Schnecke aufgerollter Schlauch mit drei mit Lymphe gefüllten Räumen (scala vestibuli, scala media und scala tympani). Die scala vestibuli und die scala media werden durch die Reissner-Membran abgegrenzt. Die scala media und die scala tympani werden durch die Basilarmembran getrennt, in der sich die inneren und äußeren Haarzellen befinden. Die Enden der Haarzellen (Stereozilien) sind in eine gallertartige Membran (Tektorialmembran) eingebettet. An den inneren Haarzellen beginnt eine große Anzahl an afferenten Nervenfasern (Übertragung von den Haarzellen zum Gehirn). In den äußeren Haarzellen hingegen enden überwiegend efferente Nervenfasern (Übertragung vom Gehirn zu den Haarzellen) (Kießling, 2008). Die äußeren Haarzellen können die Basilarmembran aktiv auslenken und wirken somit als aktiver cochleärer Verstärker (Ulrich & Hoffmann, 2007). Die Basilarmembran wird in Richtung Schneckenspitze breiter und die Steifigkeit nimmt ab. Durch diesen Aufbau sind die hohen Frequenzen im unteren und die tiefen Frequenzen im oberen Bereich repräsentiert. Bei einer über die Basilarmembran wandernden Welle, auch Wanderwelle genannt, findet somit eine Frequenz-Orts-Transformation statt. In der Hörschnecke (Cochlea) entspringt der Hörnerv, welcher im Hirnstamm mündet. Von dort aus verzweigen sich weite Bahnen bis zum primären Hörkortex des Großhirns (Kießling, 2008).

2.2 Indikationskriterien für Hörgeräte und deren Bedeutung

Hörgeräte sind immer noch mit einem sehr negativen Ruf behaftet. Trotz der zahlreichen Bemühungen der Hörgerätehersteller durch verschiedene Farben und kleinste Bauformen kosmetisch ansprechende Hörsysteme herzustellen, wird mit Hörgeräten eine Behinderung assoziiert. Daher können sich viele Hörgeschädigte erst sehr spät zu einer Versorgung mit Hörgeräten durchringen.

Ab wann Hörgeräte indiziert sind, wird in Deutschland durch die Hilfsmittel-Richtlinie des Bundesausschusses der Ärzte und Krankenkassen geregelt. Dies ist nicht nur für die Bezuschussung der Hörgeräte seitens der Krankenkasse nötig, sondern auch audiologisch sinnvoll. Durch die Versorgung mit Hörgeräten soll die Kommunikationsfähigkeit wiederhergestellt werden. Dies bedeutet, dass Sprache, genauer gesagt das Langzeitspektrum der Sprache, was unversorgt nicht wahrgenommen wird, wieder in dem hörbaren Bereich abgebildet wird (Byrne, 1994).

Laut Hilfsmittel-Richtlinie müssen somit folgende Kriterien erfüllt sein:

> *„62.* ***Indikationsstellung***
>
> *62.1 Untersuchung durch einen Arzt für Hals-Nasen-Ohren-Krankheiten einschl. Erhebung der Anamnese sowie ton- und sprachaudiometrischer Bestätigung der Kommunikationsbehinderung.*
>
> *62.2 Der tonaudiometrische Hörverlust beträgt auf dem besseren Ohr 30 dB oder mehr in mindestens einer der Prüffrequenzen zwischen 500 und 3000 Hz, und die Verstehensquote für einsilbige Wörter ist auf dem besseren Ohr bei 65 dB nicht größer als 80 % (bei sprachaudiometrischer Überprüfung mit Kopfhörern). Bei einseitiger Schwerhörigkeit muss der tonaudiometrische Hörverlust bei 2000 Hz oder bei mindestens 2 Prüffrequenzen zwischen 500 und 3000 Hz mindestens 30 dB betragen.*
>
> *62.3 Feststellung, ob der Patient überhaupt in der Lage ist, das Hörgerät zu bedienen, ggf. nach einer Anpassphase in Zusammenarbeit mit einem Hörgeräte-Akustiker.*
>
> *62.4 Entschluss des Patienten, das Hörgerät tragen zu wollen.“ (Rohweder, 2004)*

Die Akzeptanz von Hörgeräten bedarf im Allgemeinen eines gewissen Leidensdrucks, welcher die Negativaspekte der Hörgeräteversorgung überwiegt, wie z. B. die eventuell häufigen Sitzungen beim HNO-Arzt(in) und Akustiker(in), die Gewöhnung an die neuen Höreindrücke und die Kosten. Ab wann der Leidensdruck zu groß ist und eine Versorgung mit Hörgeräten erfolgt, ist individuell sehr unterschiedlich.

In Deutschland erfolgt die überwiegende Mehrzahl der Hörgeräteversorgungen in einem dualen System (Kießling, 2008), welches aus Hals-Nasen-Ohrenärzten/-ärztinnen und Hörgeräteakustiker(innen)n besteht. Durch die Untersuchungen bei einem/einer Arzt/Ärztin wird zunächst sichergestellt, dass alle medizinischen Aspekte berücksichtigt wurden, und eine Verbesserung des Hörvermögens nicht durch Operationen oder andere Therapien erreicht werden kann. Im Anschluss daran stellt der/die Hörgeräteakustiker(in) die bestmögliche Auswahl und Anpassung moderner Hörsysteme sicher. Er ist

beratend tätig, hilft den Betroffenen mit der neuen Situation umzugehen und führt Serviceleistungen und Reparaturen durch. Im Falle kassenärztlicher Versorgungen überprüft der verordnende HNO-Arzt nach Abschluss der Anpassung durch den Akustiker den Erfolg der Hörgeräteversorgung und bestätigt diesen gegenüber dem Kostenträger.

2.3 Programmierung von Hörsystemen

Noch bis ins Jahr 2006 gab es Hörgeräte auf dem Markt, die mit einem Schraubendreher über verschiedene Potentiometer eingestellt wurden. Diese Einstellung erforderte ein hohes Maß an Erfahrung, um eine sinnvolle Anpassung zu erreichen. Der eingestellte Frequenzgang und die Verstärkung konnte nur durch das Nachmessen mit einer Hörgerätemesstechnik bzw. noch genauer durch Insitu-Messungen, folglich am Ohr des Hörgeräteträger(s)in, festgestellt werden. Den Zwischenschritt zu heutigen digitalen Hörgeräten bildeten digital programmierbare Geräte. Hierbei handelt es sich um analoge Verarbeitungstechniken, die über den Computer eingestellt werden können. Aktuelle Hörsysteme sind grundsätzlich volldigital, d. h. sowohl die Programmierung als auch die Signalverarbeitung erfolgen digital. Dies hat der Versorgung mit Hörgeräten neue Möglichkeiten und Wege eröffnet. Die Einstellungsmöglichkeiten sind heute so vielfältig, dass sie mit Stellern und Schaltern nicht mehr baulich in eine Hörgeräteschale integriert werden könnten. Die Programmierungsmöglichkeiten reichen vom Frequenzgang, der eingangspegelabhängigen Verstärkung, Mikrofoncharakteristiken bis hin zu der Gestaltung von speziellen Programmen für besondere Hörsituationen, um nur einen Auszug an Möglichkeiten moderner Hörsysteme zu nennen. Um Hörsysteme einstellen zu können, wurde parallel zu den volldigitalen Hörsystemen Software entwickelt, die die Einstellungen am Hörgerät möglich machen. Jeder Hörgerätehersteller verwendet dabei eine eigene, produktspezifische Software. In ihr laufen alle relevanten Daten (Nutzer- und Hörgerätedaten) zusammen und werden von dort über eine Schnittstelle (z. B. NOAH-Link) an das Hörgerät übertragen.

Das Tonaudiogramm kann direkt aus dem Audiometermodul in die Anpasssoftware importiert werden. Die Anpasssoftware erkennt automatisch die angeschlossen Hörsysteme und stellt die möglichen Variationen, wie Micro- oder Standardschlauch, offene oder geschlossene Anpassung zur Auswahl dar. Aus den tonaudiometrischen Daten und der Art der akustischen Ankopplung ergibt sich die benötigte Verstärkung. Auf dem Bildschirm lassen sich simulierte Verstärkungs- oder Ausgangspegelfrequenzgänge

anzeigen, die voraussichtlich mit der jeweiligen Einstellung (frequenzabhängige Verstärkung, Kompression etc.) und akustischen Ankopplung (Otoplastik mit Zusatzbohrung oder Domes) erzielt werden. Diese geben einen Hinweis darauf, welche Pegel am Trommelfell der Hörgeräteträger(innen) vorhanden sind. Trotz modernster Computertechnik stellen die simulierten Daten lediglich eine Abschätzung der erwarteten Verstärkungswirkung dar. D. h. sie stimmen nur in gewissen Grenzen mit den realen Werten überein und sollten direkt im Gehörgang (insitu) nachgemessen werden.

2.4 Anpassung von Hörsystemen: Präskriptionen

Als Basis für die Anpassung dient meistens das Tonaudiogramm bestehend aus Hörschwelle für Luft- und Knochenleitung, Unbehaglichkeitsschwelle und teilweise auch der Bereich des angenehmsten Pegels, auch Most Comfortable Level (MCL) genannt. Welche dieser Daten aus dem Tonaudiogramm wirklich in die Anpassung einfließen, hängt von der verwendeten Präskription ab.

Übersicht der wichtigsten Präskriptionen aus Dillon, 2001. *Hearing aids* (eigene Bearbeitung):

a) auf der Hörschwelle basierend:

- NAL (National Acoustic Laboratories; Byrne & Tonisson, 1976)
- Berger (Berger, Hagberg & Rane, 1977)
- POGO (Prescription of Gain and Output; McCandless & Lyregaard, 1983)
- NAL-R (NAL-Revised; Byrne & Dillon, 1986)
- POGO II (Schwart Lyregaard & Lundh, 1988)
- NAL-RP (NAL-Revised, Profound; Byrne, Parkinson & Newall, 1991)
- FIG6 (Killion & Fikret-Pasa, 1993)
- NAL-NL2 (NAL nonlinear; Keidser & Dillon, 2006)

b) mindestens teilweise auf Lautheit basierend:

- Shapiro (1976)
- CID (Central Institute for the Deaf; Pascoe, 1978; Skinner et al. 1982)
- LGOB (Loudness Growth in half Octave Bands; Allen, Hall und Jeng, 1990; Pluvinage, 1989)
- IHAFF / Contour (Indipendant Hearing Aid Fitting Forum; Cox, 1995; Valente & Van Vliet, 1997)
- DSL [i/o] (Desired Sensation Level Input-Output, curvilinear compression version; Cornelisse, Seewald & Jamieson, 1995)
- ScalAdapt (Kießling, Schubert & Archut, 1996)
- Camfit (Moore & Glasberg, 1997)
- CAM2 (Moore, Glasburg & Stone, 2010)

Die bedeutendsten dieser Präskriptionen für moderne, nicht lineare, digitale Hörsysteme sind die National Acoustic Laboratories Anpassregeln in Version 1 und Version 2 (NAL-NL1 und NAL-NL2; (Byrne et al., 2001) und (Keidser & Dillon, 2006)) und die Desired Sensation Level Multistage Input/Output V 5.0 (DSL m i/o V5.0; (Scollie et al., 2005)) vom National Centre for Audiology Ontario Canada. Um die benötigte Verstärkung bestmöglich zu berechnen, bezieht NAL-NL2 das Alter, das Geschlecht, die Erfahrung mit Hörsystemen und die Art der Versorgung (ein- oder beidseitig, wichtig bzgl. Lautheitssummation) in die Berechnung mit ein (Dillon et al., 2011). Hauptschwerpunkt liegt dabei auf einer hohen Sprachverständlichkeit bei gleichzeitig akzeptablem Lautheitseindruck. In ähnlicher Weise berechnet auch DSL die Verstärkungswerte in Abhängigkeit vom Alter. Die Präskription DSL m i/o V5.0 wurde ursprünglich für die Hörgeräteanpassung bei Jugendlichen und Kindern entwickelt. Für eine Anpassung bei Erwachsenen wird die Verstärkung reduziert (Polonenko et al., 2010). Hörgeräte- oder Messtechnikhersteller, die diese Formeln für ihre Systeme verwenden möchten, müssen Lizenzgebühren zahlen, weshalb die genauen Berechnungsgrundlagen nicht offengelegt werden und patentiert sind.

Viele Hörgerätehersteller verwenden heute eigene Präskriptionen, wie ConnexxFit von Siemens oder Adaptive Phonak Digital von Phonak. Somit sind die Firmen nicht mehr von gewerblichen Präskriptionen abhängig und können zudem auf ihre Produkte und die Firmenphilosophie abgestimmte Hörgerätevoreinstellungen* liefern. Vergleicht man diese Anpassregeln, so kann man bei gleicher Grundeinstellung (Hörverlust, akustische Ankopplung, Hörgeräteerfahrung, Alter etc.) deutliche Unterschiede in der frequenzabhängigen Verstärkung feststellen und ggf. auch messen. Die Ziele dabei sind klar: Eine geringere Verstärkung führt zu einer voraussichtlich höheren Spontanakzeptanz und eine höhere Verstärkung zu einer voraussichtlich höheren Sprachverständlichkeit – besonders in Ruhe.

2.5 Hörgerätetechnik: Verstärkung und Kompression

Ein großes Problem der Versorgung mit Hörgeräten stellt die eingeschränkte Hördynamik Hörgeschädigter dar. Während die Hörschwelle ansteigt (höhere Pegel werden benötigt, um die Töne zu hören), bleibt die Unbehaglichkeitsschwelle bestehen bzw. sinkt teilweise sogar ab. Dieses innenohrbedingte Phänomen bezeichnet man als Recruitment (Lautheitsausgleich).

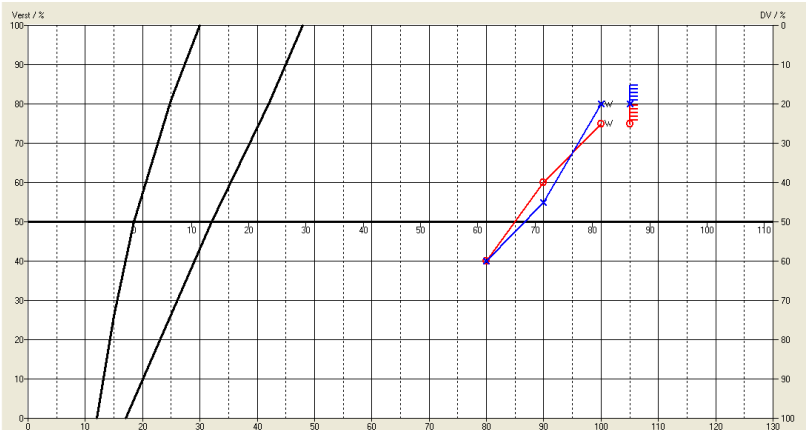


Abb. 1: Sprachaudiogramm: Sprachverständlichkeit in % in Abhängigkeit vom Pegel in dB HL und zusätzlicher Unbehaglichkeitsschwelle für Sprache (rechts und links getrennt).

Wie in Abb. 1 zu sehen, kann dies im Sprachverstehen dazu führen, dass Unbehaglichkeitsschwelle (Uncomfortable Loudness Level - UCL) und dB_{opt} (Pegel optimalen Ver-

* Unter einer Hörgerätevoreinstellung ist eine zielgerichtete Veränderung der initialen Einstellung (FirstFit) zu verstehen

stehens) nur wenige dB auseinander liegen. Bei früheren Hörsystemen wurden, um die UCL nicht zu überschreiten, alle Pegelspitzen abgeschnitten, die die UCL überstiegen hätten. Man spricht in diesem Fall vom „peak clipping“ (PC). Ein solches Abschneiden hat Verzerrungen zur Folge, die sich negativ sowohl aufs Sprachverstehen, als auch auf die Klangqualität auswirken. Um dem entgegen zu wirken, wurden Systeme entwickelt, die die Verstärkung an den Restdynamikbereich durch Komprimierung anpassen. Tabelle 1 zeigt die Unterscheidungsmerkmale der Kompression.

Tabelle 1: Klassifikation von Kompressionssystemen. (Kießling et al., 1997, S. 71)

	AVC	**Kompressions-begrenzung**	**Silbenkompression**
Art der Regelung	AGC_o oder AGC_i	AGCo	AGCi
Kompressionsschwelle (Kompressionsschwellenpegel)	niedrig	hoch	niedrig
Kompressionsverhältnis	niedrig	hoch	niedrig
Ein- und Ausschwingzeiten	lang	kurz	sehr kurz

Die Regelung der Verstärkung (Automatic Gain Control - AGC) kann dabei sowohl auf der Eingangsseite (AGC_i), als auch auf der Ausgangsseite (AGC_o) einsetzen. Ob auf der Eingangs- oder der Ausgangsseite geregelt wird, hängt von der benötigten Regelung ab. Für eine Ausgangsbegrenzung eignet sich besonders die AGC_o, da hierbei der La_{max} (maximale Ausgangsschalldruckpegel) durch das Kompressionsverhältnis (Cv) beeinflusst wird.

AGC_o: $$\Delta La = \frac{\Delta Le}{Cv}$$

Hingegen hat das Kompressionsverhältnis bei der AGC_i keine Auswirkung auf den La_{max}, da dieser ausschließlich von der Verstärkung abhängig ist (Rohweder, 2009). In dem Fall ist eine vom Kompressionsverhältnis unabhängige Lautstärkereglung möglich.

AGC_i: $$\Delta La = \Delta V$$

Anfänglich musste sich bei der Verstärkungsregelung auf einen bzw. maximal zwei Kanäle beschränkt werden. Ein Kanal ist hierbei eine Übertragungseinrichtung, die einen Frequenzbereich separat verarbeitet (Rohweder, 2004). Bei Verfügbarkeit von nur einem Kanal hat man bereits eine gute Möglichkeit einen flachen Hörverlust, zu versorgen. Ab zwei Kanälen kann eine geringere Verstärkung für den Tieftonanteil eingestellt werden, bei dem noch eine große Restdynamik vorhanden ist, während eine größere Kompression für den Hochtonbereich eingestellt werden kann, um der eingeschränkten Dynamik gerecht zu werden. Bei einem Hochtonsteilabfall wird aber auch deutlich, dass zwei Kanäle nicht ausreichen, um den Hörverlust adäquat zu kompensieren. Frequenzbereiche bei denen der Hochtonsteilabfall gerade beginnt, benötigen eine geringere Kompression, als Frequenzbereiche, die einen hohen Hörverlust aufweisen. Aus diesem Grund wurden Mehrkanal-Dynamikkompressionen entwickelt, die heute bis zu 20 Kanäle (z. B. bei einem Phonak Ambra) aufweisen.

Grundlegend lassen sich zwei unterschiedliche Strategien der Kompression unterscheiden, die Silben- und die Dynamikkompression. Bei der Silbenkompression handelt es sich um eine sehr schnell arbeitende Kompression mit niedrigen Kompressionsschwellen, die bereits die Dynamik von Sprache (ca. 30 dB) komprimiert. Dieses Verfahren ist daher bei einer sehr stark eingeschränkten Dynamik sinnvoll. Sie wird häufig bei der Präskription NAL-NL2 eingesetzt und findet in Form der WDRC (Wide Dynamic Range Compression), also einer AGC_i mit niedriger Kompressionsschwelle, Anwendung. Die duale Kompression hingegen setzt erst bei hohen Pegeln ein und beeinflusst die Dynamik von Sprache nicht. Somit bleibt die Dynamik von Sprache in vollem Maße erhalten.

Kompressionsverhältnis: $$Cv = \frac{\Delta Le}{\Delta La}$$

Um zu verhindern, dass Schallanteile zu laut wahrgenommen werden, kommt die Kompression (Kompressionsverhältnis [Cv] > 1) zum Einsatz. Im Gegensatz dazu wirkt die Expansion (Cv < 1) für niedrige Eingangspegel so, dass sehr leise Umgebungsgeräusche nicht gehört und dadurch als nicht störend empfunden werden. Grundsätzlich gilt eine „alte Akustikerregel“: Nur so kompressiv wie nötig und so linear wie möglich!

3 Ziel der Arbeit

Trotz stetig wachsender Komplexität und Leistungsfähigkeit von Hörsystemen, Messtechnik und Untersuchungsverfahren, werden für die Anpassung von Hörgeräten noch immer nur sehr wenige Informationen verwendet. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, die Voreinstellung von Hörgeräten zu individualisieren und dadurch dem Ziel der bestmöglichen Versorgung schneller nahe zu kommen. Dabei wird ein Verfahren verwendet, welches aus der technischen Hörgerätekontrolle stammt, die Perzentilanalyse. Dieses wird in die Anpassung von Hörgeräten integriert. Es werden dabei folgende Ansätze verfolgt:

1.) Auf Grundlage des Tonaudiogramms werden die Pegel angenehmer Lautheit (MCL) und die Unbehaglichkeitsschwelle (UCL) abgeschätzt und somit der Restdynamikbereich erfasst. Basierend hierauf wird untersucht, ob die vollständige Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung akzeptiert wird, oder ob die Verstärkung in einer gestuften Weise abzuschwächen ist.

2.) Die Lautheit wird individuell durch eine Lautheitsskalierung gemessen und es wird für jeden/jede Proband(inn)en individuell der MCL aus der Lautheitsskalierung in die Anpassung übernommen. Dabei sollen mehrere Verstärkungsstufen entwickelt werden, die zur Gewöhnung der Schwerhörigen an die Hörsysteme (Akklimatisierungsstufen) verwendet werden können.

3.) Das Verfahren soll sowohl in Labor- als auch in Feldtests mit einem bestehenden, allgemein verwendeten Präskriptionsverfahren, welches allein auf der tonaudiometrischen Hörschwelle basiert (NAL-NL2) und hier als Referenz dienen soll, verglichen werden.

4.) Das in dieser Arbeit entwickelte Verfahren soll universell anwendbar sein, so dass eine vergleichende Anpassung zwischen verschiedenen Hörsystemen möglich ist.

Die Anpassungen sollen im Labor, bei einem Campusrundgang und in Feldtests verglichen und gegeneinander evaluiert werden.

4 Methoden und Material

In der vorliegenden Untersuchung wurden subjektive und objektive Verfahren angewendet. Neben der Bestimmung der Hörschwelle mit Sinustönen und dem Freiburger Einsilbertest, wie sie auch in der täglichen Praxis bei HNO-Ärzt(inn)en und Hörgeräteakustiker(inne)n zum Einsatz kommen, wurden weitere Messungen durchgeführt, deren Anwendung hauptsächlich in der Forschung zu finden ist. Diese Verfahren werden im Folgenden näher erläutert.

4.1 Lautheitsskalierung

Auch wenn der bedeutendste Faktor, der Hörverlust, in den gängigen Regeln für die Präskription der Hörgeräteverstärkung berücksichtigt wird, so bleibt ein wichtiger Aspekt häufig außen vor, die Lautheitsempfindung. Neben dem Klang spielt die „Lautstärke“ eine wichtige Rolle für die Akzeptanz des Hörsystems. Die Empfindung der Lautheit kann durch ein Tonschwellenaudiogramm nicht erfasst werden. Wie in Abb. 2 zu sehen, nimmt die Steigung der Pegellautheitsfunktion mit steigendem Hörverlust zu, weist zugleich aber eine erhebliche interindividuelle Streuung auf. Beispielhaft sei dies hier gezeigt für einen Hörverlust von 60 dB. Die Steigungen der Lautheitsfunktionen variieren für diesen Hörverlust interindividuell zwischen 0,5 und 1,7 KU-Einheiten / dB (Kießling, 1995). Somit wird deutlich, dass das Lautheitsempfinden nicht eindeutig mit dem Hörverlust korreliert und eine Vorhersage zur Lautheitswahrnehmung aus dem Tonaudiogramm nicht getroffen werden kann, auch wenn es Arbeiten gibt, die auf eine Vorhersage der Hörschwelle aus der Lautheitsskalierung mit einer Genauigkeit von ±5 dB verweisen (Elberling, 1999). Die Streuung zwischen Proband(inn)en mit gleichem Hörverlust ist zu groß, um eine eindeutige Aussage zu treffen (Launer et al., 1995).

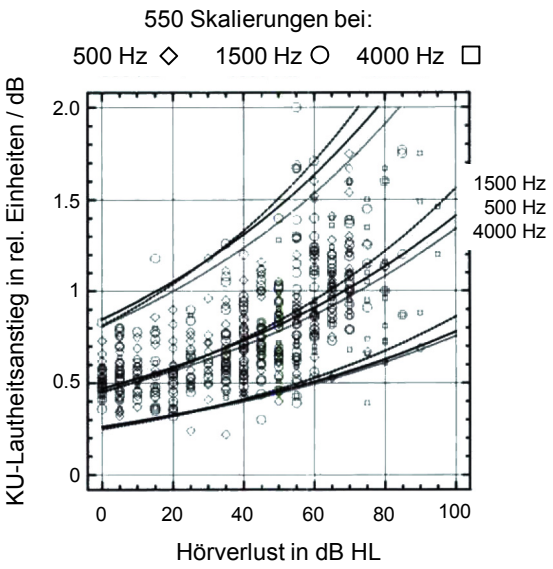


Abb. 2: Steigung der Pegellautheitsfunktion in Abhängigkeit vom Hörverlust (eigene Bearbeitung). (Kießling, 1995)

Zwar ist es möglich sowohl den MCL, als auch die UCL mit dem Tonaudiometer zu messen, jedoch ist dieses Vorgehen aus mehreren Gründen stark fehlerbehaftet. Zum einen findet die Messung in der Regel mit Sinustönen statt, die sich für eine Lautheitsbewertung nicht gut eignen, da sie einen „Nervigkeitsfaktor“ aufweisen und ungewohnt sind, weil reine Sinustöne im Alltag selten vorkommen, zum anderen hängt die Messung sehr stark von der Einweisung der Proband(inn)en ab. Die Unbehaglichkeitsschwellen sind stark stimulusabhängig. Bei Verwendung von Sprache als Testsignal ist eine höhere Schwelle zu verzeichnen, was zu einer größeren Restdynamik führt (Geißler et al., 2011). Problem bei der Verwendung eines Sprachsignals ist die mangelnde Frequenzselektivität, die für die Hörgeräteeinstellung nötig ist. Dies betrifft besonders die Bestimmung der Unbehaglichkeitsschwelle, bei der der Prüfpegel so lange angehoben wird, bis das Testsignal als unangenehm laut empfunden wird. Die Frage nach unangenehm bzw. schmerzhaft laut allein kann schon große Unterschiede hervorrufen. Schmerzhaft laut sollte es dabei nicht sein, da in diesem Fall die Schmerzschwelle und nicht die UCL gemessen werden würde. Außerdem haben die Proband(inn)en eine gewisse Furcht vor sehr lauten Schallereignissen und geben daher die Schwelle eher zu niedrig an, um sehr lauten Pegeln zu entgehen.

Ein gut geeignetes Verfahren, welches in dieser Arbeit verwendet wurde, ist die Oldenburger Lautheitsskalierung (Adaptive CAtegorial LOudness Scaling – ACALOS) nach Brand und Hohmann als Weiterentwicklung bestehender Verfahren zur Erfassung der

empfundenen Lautheit (Brand & Hohmann, 2002). Bereits 1978 hat sich Pascoe in Form der „Pascoe-Audiometrie“ (Pascoe, 1978) mit der Lautheitswahrnehmung befasst. Ein weiteres Verfahren ist die „Würzburger Hörfeldskalierung“ (Heller, 1985; Heller, 1991), welche als Ursprung der Lautheitsskalierung im deutschsprachigen Raum gesehen werden kann. In den USA sind ebenfalls Verfahren bekannt, wie das LGOB - Loudness Growth in ½-Octave Bands oder das Independent Hearing Aid Fitting Forum (IHAFF) (Allen et al., 1990; Valente & Van Vliet, 1997).

Bei der Oldenburger-ACALOS können den Proband(inn)en automatisiert über eine rechnergesteuerte Apparatur Terzrauschsignale verschiedener Mittenfrequenzen (Prüffrequenzen) über eine Darbietungsdauer von 2 Sekunden angeboten werden. Die Pegeldarbietung ist dabei randomisiert und richtet sich adaptiv nach den Antworten der Proband(inn)en (Brand & Hohmann, 2002). Wird von den Proband(inn)en ein Signal als „zu laut“ bewertet, so wird dieser Pegel bei den folgenden Messungen nicht mehr überschritten. Die Bewertung kann in elf Stufen erfolgen: Sieben Antwortmöglichkeiten von „nicht gehört“ bis „zu laut“ mit vier Zwischenstufen, die eine feinere Unterteilung ermöglichen (Abb. 3). Die Bewertung erfolgt über einen berührungsempfindlichen Bildschirm und wird direkt durch die Proband(inn)en abgeben. Die Darbietung kann im versorgten Zustand über Lautsprecher, oder im unversorgten Zustand über Kopfhörer erfolgen.

Die oben genannten elf Lautheitsklassen werden auf einen Wertebereich von 50 kategorialen Einheiten (KU) abgebildet (vgl. Abb. 3), um mit dem Würzburger Hörfeld kompatibel zu sein. „leise“ Pegel liegen somit bei 15 KU, „mittlere“ bei 25 KU und „laute“ bei 35 KU (vgl. DIN ISO 16832:2006).

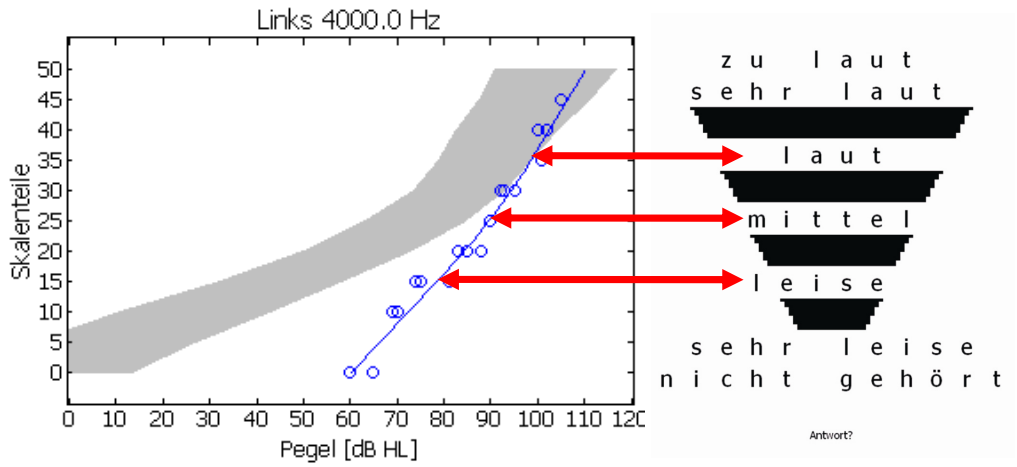


Abb. 3: Links: Beispiel einer Schmalbandskalierung für 4000 Hz (blau) mit Normbereich (Mittelwert und Standardabweichung Normalhörender = grauer Bereich) und Recruitment (Lautheitsausgleich) Rechts: Eingabebildschirm mit elf Antwortklassen.

Die Reintonaudiometrie hat ihre Test-Retest-Beständigkeit bewiesen (Jerlvall & Arlinger, 1986). Dies konnte im vergleichbaren Maße auch für die Lautheitsskalierung im Allgemeinen (Allen et al., 1990; Robinson & Gatehouse, 1996; Rasmussen et al., 1998) und im speziellen Fall der Oldenburg-ACALOS (Brand & Hohmann, 2002) gezeigt werden.

Auf Grund der detaillierten Informationen, die eine Lautheitsskalierung liefert, liegt eine Einbeziehung in die Anpassung von Hörsystemen nahe (Kießling, 1995). Kießling et al. haben dazu ein Verfahren zur lautheitsbasierten Anpassung, genannt ScalAdapt, entwickelt, welches damals exemplarisch mit einem Dreikanal-AGC-System durchgeführt wurde (Kießling et al., 1996). Bei diesem Verfahren wird zunächst die Grundverstärkung unter Verwendung von Sprache bei 60 dB so eingestellt, dass die Proband(inn)en diese als „mittellaut“ wahrnehmen. Danach werden Doppel-Rausch-Bursts mit den Mittenfrequenzen 0,5, 1,5 und 4 kHz dargeboten und von den Proband(inn)en skaliert. Die Verstärkung wird solange angepasst, bis die gewünschte Lautheitsstufe ± 1 Kategorie (± 5 KU) erreicht ist.

Schon zu Zeiten linearer Hörgeräte mit einfacher Ausgangsbegrenzung (PC) wurde der Restdynamikbereich der Hörgeschädigten berücksichtigt (Pascoe, 1978). Seitdem nichtlineare Hörsysteme mit einer Wide Dynamic Range Compression (WDRC), einer Kompression, die den Dynamikbereich des Normalhörenden in den Restdynamikbereich des Schwerhörigen überführt, vom Markt nicht mehr wegzudenken sind, kommt der Restdynamik des Schwerhörigen eine besondere Bedeutung zu.

4.2 Perzentilanalyse in der Hörgerätemesstechnik

Mit der steigenden Komplexität der Hörsysteme wächst auch die Anforderung an die Messtechnik. Regeltechniken, die dem Hörgerätenutzer den Alltag erleichtern sollen, erschweren es allerdings den Anpasser(inne)n, die Hörgeräte auf die realen Bedürfnisse einzustellen. Die Hörsysteme klassifizieren die ankommenden Signale in Nutz- oder Störschalle. Doch diese Einteilung kann nicht immer zuverlässig getroffen werden. Konnte die Verstärkung bzw. der Frequenzgang analoger Stellerhörgeräte noch mit Sinustönen gemessen werden, erkennen heutige digitale Hörsysteme diese als Rückkopplungspfeifen und unterdrücken sie. Daraus resultiert die Darstellung unzutreffender Verstärkungswerte, was eine adäquate Einstellung der Hörgeräte erschwert bzw. unmöglich macht. Ein weiterer Faktor ist die Störgeräuschreduktion, welche im Alltag für ein höheres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und somit für ein besseres Sprachverstehen sorgen soll, indem Geräusche, wie Lüfter oder Verkehrslärm reduziert werden. Dies wird in der Regel durch eine Reduktion der Verstärkung tieffrequenter Bereiche erreicht. Verwendet man nun bei der Messung von Hörsystemen Signale, die als solche Störgeräusche erkannt werden, werden auch hier die Tiefen temporär reduziert und die Hörgeräteeinstellung falsch durchgeführt.

Um dieser Problematik entgegenzuwirken, bieten die meisten Hörgerätehersteller ein spezielles Set von Einstellungen („Messmodus“) an, bei dem die automatischen Regelungssysteme deaktiviert sind. Dieser Modus ermöglicht zwar die Messung der Verstärkung der Hörgeräte, aber dies in einer Einstellung, wie sie nicht vom Kunden getragen wird. Somit wird die reale Tragekondition nicht erfasst. Aus diesem Grund hat die European Hearing Instrument Manufacturers Association (EHIMA) ein Testsignal entwickelt, welches inhaltsleere Sprache simuliert und somit nicht als Störgeräusch erkannt wird und international einsetzbar ist. Für diesen Zweck war es naheliegend, dass man ein sprachsimulierendes Testsignal (International Speech Test Signal - ISTS) gewählt hat, da die Hauptaufgabe von Hörgeräten die Wiederherstellung der Kommunikationsfähigkeit und somit das Verstehen von Sprache ist. Hierdurch wird es möglich die Hörgeräte in der Einstellung zu belassen, wie sie von den Hörgerätenutzer(inne)n im Alltag getragen werden.

Bekannt aus der Statistik bedeutet Perzentil (lat. Hundertstelwerte) eine Aufteilung in 100 gleiche Teile. Der Median ist somit das 50. Perzentil (LoBiondo-Wood & Haber, 2005). Die Perzentilanalyse des Hörgeräteausgangssignals, wie von Chalupper 2002

beschrieben, stellt die Verstärkungswirkung des Hörsystems in *„gehörgerechter Zeit-Frequenzabhängigkeit“* (Chalupper, 2002, S. 1) dar. Es ergibt sich somit ein Frequenzgruppenpegel-Perzentilmuster (Chalupper & Fastl, 2002), in dem die Perzentile in jeder Frequenzgruppe berechnet werden (Seidler & Pietzsch, 1998). Bei der ACAM 5*, die in dieser Studie zum Einsatz kommt, wird zur Berechnung der Perzentile eine Fast Fourier Transformation (FFT) mit Hanning-Fensterung und 50% Überlappung durchgeführt. Danach erfolgt eine Umrechnung in Terzbänder, wobei alle in das Frequenzband fallenden FFT-Elemente energetisch addiert werden. Im Anschluss werden die sich ergebenen Pegel innerhalb der Terzbänder dem Betrag nach sortiert und auf 100 normiert. Danach kann der gewünschte %-Wert der normierten Reihe ausgegeben werden, was somit das entsprechende Perzentil ergibt. Für die Analyse von Hörsystemen ist es nicht sinnvoll alle Perzentile zu berücksichtigen. Im Gegensatz zu Sinustönen weist Sprache und somit auch das ISTS eine Dynamik von ca. 30 dB auf, die bei der Anpassung von Hörgeräten berücksichtigt werden muss, um z. B. nicht die UCL zu überschreiten und trotzdem auch die leisen Anteile von Sprache hörbar zu machen (vgl. Kapitel 4.5). Laut Normentwurf ist das 30., 65. und 99. Perzentil für die Funktion und damit für die Anpassung von Hörgeräten als relevant anzusehen.

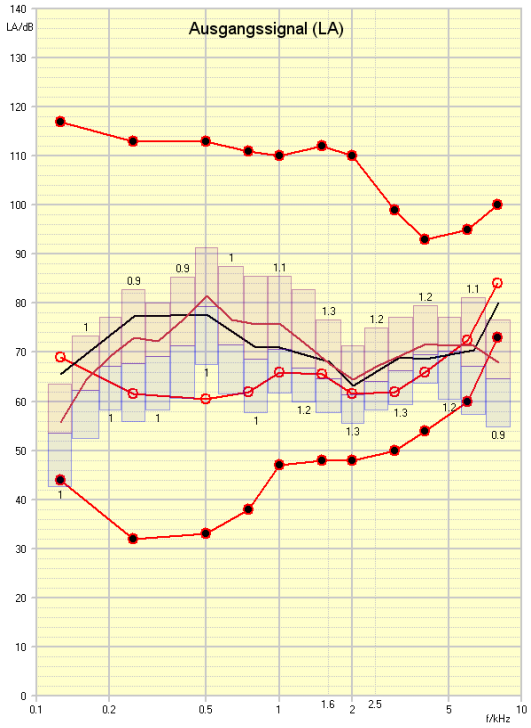


Abb. 4: Perzentilanalyse eines Hörgerätes mit 30., 65. und 99. Perzentil.

* Hörsystemmesstechnik der Firma Acousticon Hörsysteme GmbH

Die Abb.4 zeigt den Restdynamikbereich eines/einer Schwerhörigen mit Hochtonhörverlust, welcher aus Hörschwelle (untere rote Linie) und UCL (obere rote Linie) gebildet wird. Durch das 30., 65. und 99. Perzentil wird der für das Sprachverstehen wichtige Dynamikbereich von Sprache abgebildet. Auf dieser Basis können die Hörgeräte so eingestellt werden, dass die leisen Anteile (30. Perzentil) möglichst in dem Maße verstärkt werden, dass diese oberhalb der Hörschwelle liegen. Die Perzentile unterhalb des 30. sind von Störeinflüssen der Messumgebung geprägt und enthalten keine sprachrelevanten Anteile (Harries, 2011). Die extrem lauten Anteile hingegen (99. Perzentil) dürfen dabei die Unbehaglichkeitsschwelle nicht überschreiten und dienen somit als Obergrenze. Das 65. Perzentil wird ebenfalls dargestellt, weil es den Median der Pegel von Sprache repräsentiert (Normentwurf DIN IEC 60118-15). Zusätzlich zu den Perzentilbereichen, die in Abb. 4 als blaue Balken (30.-65. Perzentil) und als rote Balken (65.-99. Perzentil) dargestellt sind, wird das Langzeitspektrum von Sprache (LTASS) dargestellt. Das LTASS wird häufig für die Herleitung von Präskriptionsformeln (Berger, 1976; Seewald et al., 1985; Byrne & Dillon, 1986; Berger et al., 1989) und zur Berechnung individueller Verstärkungsvorschriften (Cox, 1988; Skinner & Van Tasell, 1988) hearangezogen (Byrne, 1994). Das LTASS wird in den meisten Hörgerätemesssystemen (ACAM 5, Unity 2, Aurical etc.) zur Überprüfung des Frequenzgangs verwendet und ist international einsetzbar, weil es zwischen verschiedenen Sprachen nicht signifikant variiert (Byrne, 1994).

4.3 Insitu-Messungen

Um die Einstellung und das Regelverhalten von Hörgeräten zu messen, gibt es zwei grundlegend unterschiedliche Messanordnungen. Die Messung kann dabei entweder in der sogenannten Messbox an einem Kupper bzw. künstlichen Ohr oder insitu am Ohr des Kunden stattfinden. Um die Messung gegen Störeinflüsse aus der Umgebung abzuschirmen, verwenden die meisten Messtechnikhersteller geschlossene und schallgedämmte kleine Boxen, woher der Name Messbox stammt. Sie sind gerade so groß, dass ein Mess- und ein Referenzmikrofon, das Hörsystem und ein Kuppler, welcher das Restvolumen des Gehörgangs simuliert, darin Platz finden. Diese Messanordnung eignet sich für technische Hörgerätekontrollen, da die Messbedingungen eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen. Die realen Bedingungen am Ohr der Hörgeräteträger(innen) spiegeln diese nur bedingt wieder. Deutlich wird dies an den verwendeten Kupplern, die in der Norm DIN EN 60 118-7 festgelegt sind. Das dort definierte Volumen von 2 ccm

repräsentiert nicht den Durchschnitt der Gehörgangsvolumina (1,26 ccm) wieder (Rohweder, 2007). Es ist dabei zwischen Kupplern für Erwachsene und Kinder zu unterscheiden. Die Volumina werden von vielen Faktoren beeinflusst, die zu deutlich differenten Ergebnissen führen können. Frauen weisen ein meist geringeres Volumen als Männer auf. Ein weiterer sehr wichtiger Faktor ist die Art der Otoplastik (Bauform, Länge etc.) und der Sitz im Ohr. Individuell gefertigte Otoplastiken haben einen definierten Sitz im Gegensatz zu heute sehr weit verbreiteten „offenen Anpassungen“ mit Standardotoplastiken (Domes oder Schirmchen genannt). Durch eine zusätzliche Messung, mit der die Differenz zwischen dem individuellen Ohr und dem Kuppler (Real Ear to Cuppler Difference - RECD) bestimmt wird, können die realen Bedingungen am Ohr nur in gewissem Maße auf die Situation am Kuppler übertragen werden.

Es ist daher notwendig die realen Bedingungen so genau wie möglich zu erfassen. Mit der Insitu-Messung ist dies möglich. Dabei wird ein sehr dünner Schlauch (Außendurchmesser ca. 1,5 mm) im Gehörgang so platziert, dass sich die Öffnung dieses Schallschlauchs ca. 5 mm vor dem Trommelfell befindet. Um den Sonden- oder Insitu-Schlauch zu platzieren gibt es verschiedene Vorgehensweisen. Bei individuell gefertigten Otoplastiken kann der Sondenschlauch so bemessen werden, dass dieser ca. 5 mm über die Otoplastik hinausragt (Dillon, 2001). Es ist auch möglich, dass mit dem Sondenschlauch das Trommelfell der Proband(inn)en leicht berührt und dann wieder ca. 5 mm zurückgezogen wird. Die Berührung des Trommelfells mit dem Insitu-Schlauch ist für die Proband(inn)en eher unangenehm, weshalb in dieser Arbeit ein anderes Verfahren angewendet wurde. Die Schlauchlänge wurde bei Männern auf 3,2 cm und für Frauen auf 2,7 cm von Sondenschlauchspitze bis zu einer Markierung festgelegt. Der Sondenschlauch wurde dann unter Kontrolle mit dem Otoskop soweit in den Gehörgang eingeführt, bis die Markierung mit dem Tragus bündig abschloss. Auf diese Art kann der Sondenschlauch bei jeder Messung in gleicher Weise platziert werden. Bei der Messung wird der Messwert über den Insitu-Schlauch mit dem eines Referenzmikrofons, welches sich direkt vor dem äußeren Gehörgang befindet, verrechnet. Somit werden die realen Bedingungen, wie die Verstärkungswirkung des offenen Gehörgangs, die sogenannte offene Ohrverstärkung (Real Ear Unaided Gain - REUG oder Open Ear Gain - OEG), das tatsächliche Restvolumen mit Otoplastik und der Schallabfluss durch Zusatzbohrungen an der Otoplastik bestmöglich erfasst. Bei der Insitu-Messung sind wiederum zwei Messverfahren zu unterscheiden. Zum einen die Insitu-Messung, bei der die

OEG unberücksichtigt bleibt (Real Ear Aided Response - REAR) und zum anderen die Insertion-Messung, die die OEG berücksichtigt (Real Ear Insertion Response - REIR). Im Durchschnitt beträgt die OEG, die im Wesentlichen auf einer Längsresonanz im Gehörgang beruht, bei Erwachsenen bei einer Beschallung frontal von vorne bei 3 kHz etwa 16 dB (Dillon, 2001). Da sich die OEG mit eingesetztem Hörgerät verändert, spiegelt die Insertion-Messung die realen Bedingungen im Gegensatz zur Insitu-Messung genauer wieder. Zudem befindet sich das Referenzmikrofon vor dem Gehörgang außen am Kopf, wobei die OEG ebenfalls nicht berücksichtigt wird.

Tabelle 2: Durchschnittlicher Frequenzgang der Open Ear Gain von Erwachsenen. (Dillon, 2001) (eigene Bearbeitung)

Winkel der Darbietung	Frequenz (Hz)								
	125	250	500	1 k	2 k	3 k	4 k	6 k	8 k
0°	0	1	2	3	12	16	14	4	2
45°	0	1	3	5	13	20	18	9	3

4.4 Messverfahren und Normen im Überblick

Sowohl bei der Messbox- als auch bei den in dieser Arbeit verwendeten Insitumessungen sind zwei unterschiedliche Messverfahren zu unterscheiden. Bei dem Substitutionsverfahren werden zwei Messungen nacheinander am selben Ort mit einem Mikrofon durchgeführt. Die erste Messung dient dazu die akustischen Gegebenheiten am Ort der Messung zu bestimmen. Hierzu wird eine Tabelle mit Korrekturfaktoren angelegt. In einer zweiten Messung wird der „Messraum“ durch einen Kuppler (z. B. 2 ccm Kuppler in der Messbox) bzw. das Proband(inn)enohr mit eingesetztem Hörgerät substituiert. Nachteilig bei diesem Verfahren ist die Abhängigkeit vom Kammerzustand, die vergleichsweise schlechte Auflösung bei tiefen Frequenzen und, besonders bei Insitumessungen, die Anforderung an gleichbleibende Messentfernungen zwischen Schallquelle und Messmikrofon. Verändern die Proband(inn)en zwischen den beiden Messungen den Abstand zwischen Lautsprecher und Kopf durch Vorbeugen und somit die Entfernung des Messmikrofons zum Lautsprecher, so führt dies zu Messfehlern (Ulrich & Hoffmann, 2007). Das Substitutionsverfahren wird für Normmessungen der elektroakustischen Eigenschaften (DIN ISO 60118-0) verwendet (Rohweder, 2004).

Ein weiteres Verfahren, welches in den meisten Hörgerätemesssystemen verwendet wird und auch in der vorliegenden Untersuchung angewandt wurde, ist das Kompensationsverfahren. Bei diesem Verfahren sind zwei Mikrofone vorhanden (Mess- und Regelmikrofon). Durch diesen Aufbau kann während der Messung der Ist- und Sollzustand kontrolliert werden. Bei Änderungen, z. B. der Entfernung zwischen Lautsprecher und Regelmikrofon wird der Pegel nachgeregelt, um die Änderung zu „kompensieren". Durch Komparator und Mitlauffilter sind beliebige Signale verwendbar und Störschalleinflüsse geringer (Ulrich & Hoffmann, 2007). Sollten die Störgeräuschpegel einmal zu hoch sein, kann eine automatische Begrenzung die Messung abbrechen.

Um Messverfahren zu vereinheitlichen und reproduzierbar zu gestalten, wurden Normen in der Hörakustik geschaffen, die in ganz Europa gültig sind. In ihnen sind unter anderem die Anforderungen an die Signale und deren Pegel, sowie an den Prüfraum festgelegt. Eine Sonderstellung nimmt hierbei die IEC 60118-15 ein, welche zum Zeitpunkt dieser Arbeit lediglich als Normentwurf vorlag. Besonders hierbei ist, die Verwendung eines im Auftrag der EHIMA entwickelten Sprachsignals zur Charakterisierung der Signalverarbeitung von Hörgeräten. Ein Auszug der in dieser Arbeit verwendeten Normen zeigt Tabelle 3.

Tabelle 3: In dieser Arbeit berücksichtigte Normen.

Norm	Inhalt
DIN ISO 16832	Lautheitsskalierung mittels Kategorien
EN ISO 8253-1	Audiometrische Prüfverfahren; Teil 1: Grundlegende Verfahren der Luft- und Knochenleitungs-Schwellenaudiometrie mit reinen Tönen
EN ISO 8253-3	Audiometrische Prüfverfahren; Teil 3: Sprachaudiometrie
DIN EN 60318-5:2007-04	Akustik - Simulatoren des menschlichen Kopfes und Ohres - Teil 5: 2-cm3-Kuppler zur Messung von mittels Ohreinsätzen angekoppelten Hörgeräten und Ohrhörern
IEC 60118-15 (Normentwurf)	Hörgeräte; Teil 15: Methoden zur Charakterisierung der Signalverarbeitung in Hörgeräten

4.5 Lautheitsbasierte Perzentilanpassung

Im Rahmen dieser Studie wurde ein Verfahren entwickelt, welches die Lautheitswahrnehmung in der Hörgeräteanpassung berücksichtigt. Der MCL von Normalhörenden ist dabei durch die 75 Phon-Kurve definiert (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980). Dieser Ansatz wurde später auf die 70 Phon-Kurve korrigiert (Heller et al., 1995). In dem hier verwendeten Hörgerätemesssystem ACAM 5 (Acousticon) wird die 65 Phon-Kurve als MCL für Normalhörende angenommen. Mit Hilfe des Isophonendifferenzmaßes (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980) ist es möglich, ein MCL aus der Restdynamik zwischen Hörschwelle und UCL abzuschätzen, indem dieser Bereich im Verhältnis 2:1 geteilt wird, wobei der MCL näher an der UCL liegt (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980). Eine Verstärkung, die sich auf diesen berechneten MCL bezieht, hätte eine vollständige Wiederherstellung der normalen Lautheitsempfindung zur Folge. In der Praxis hat sich gezeigt, dass eine volle Wiederherstellung der normalen Lautheit vom Hörgeräteträger in der Regel nicht akzeptiert wird. In der Literatur gibt es ebenfalls Hinweise darauf (Kießling et al., 1996; Kießling, 1999; Keidser & Grant, 2001; Latzel et al., 2003; Cox & Gray, 2001). Somit sind Abstufungen der Verstärkung notwendig, um Akzeptanz zu erreichen.

Ein derartiger Ansatz wird in der vorliegenden Arbeit verfolgt. Dazu werden die individuelle Hörschwelle, der MCL und die UCL der Proband(inn)en aus der Lautheitsskalierung übernommen. Um eine Abstufung für die Akklimatisierung zu erreichen, werden fiktive MCL-Werte an drei unterschiedlichen KUs der Lautheitsskalierung abgelesen. Die aus der Skalierung entnommenen Pegelwerte für KU 15, 20 oder 25 werden dabei als fiktive Werte für den MCL im Tonaudiogramm übernommen. Eine Umrechnung der Werte aus dem Audiogramm (dB HL) in die Perzentildarstellung (dB SPL) erfolgt dabei nach den Korrekturfaktoren der ISO 226 (vgl. Tabelle 4).

Tabelle 4: Kurvenverläufe von 3-Phon (HL), 65-Phon (MCL) und 110-Phon (UCL) nach ISO 226.

Frequenz	Hörschwelle (3-Phon)	MCL (65-Phon)	UCL (110-Phon)
125	-22,5	-13,1	-6,4
250	-10,9	-5,7	-0,9
500	-2,6	-1,1	0,7
750	0,1	0,3	0,6
1000	0	0	0
1500	-0,4	-2,6	-2,9
2000	2,5	0,2	-0,2
3000	6,8	3,5	3,2
4000	6,2	2,5	2,1
6000	-4	-5,6	-5,8
8000	-11,4	-10,6	-10,4

Der Abstand des unverstärkten Sprachspektrums LTASS (Long Term Average Speech Spectrum) zum MCL bei einem Normalhörenden (Eingangsseite) wird proportional auf die Restdynamik des Schwerhörigen (Ausgangsseite) umgerechnet (die relativen Abstände des LTASS zum MCL werden beibehalten – Abb. 5).

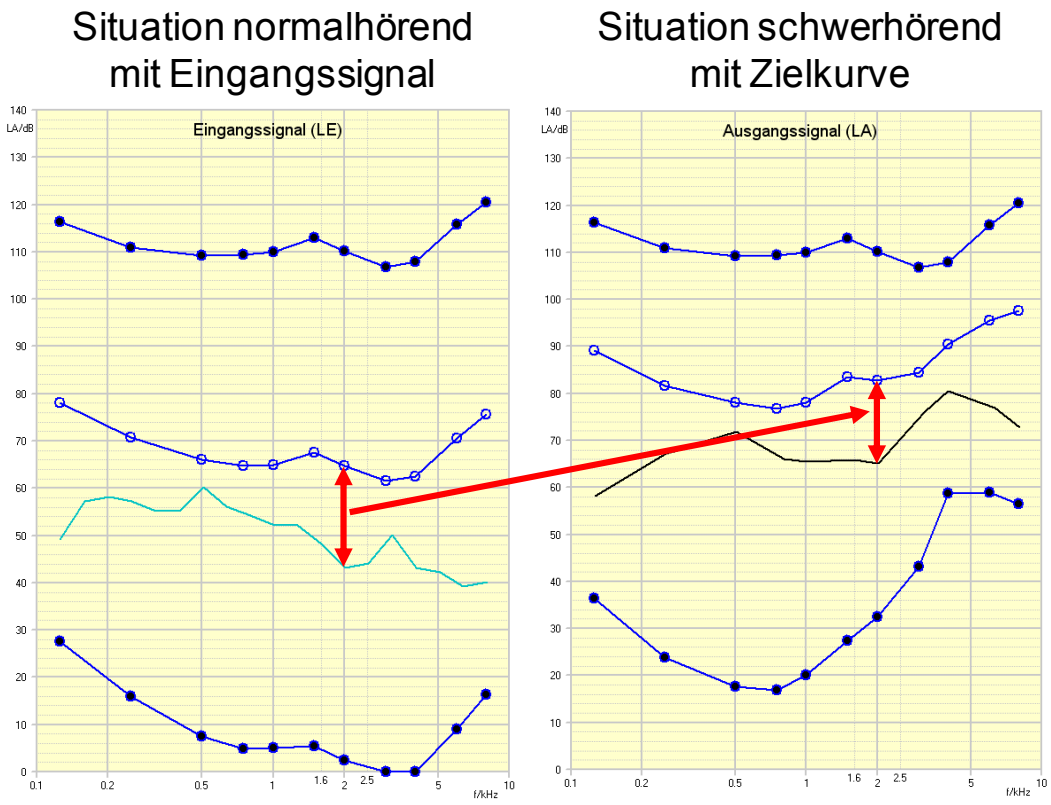


Abb. 5: Berechnung der Zielkurven – der Abstand zwischen MCL und LTASS beim Normalhörenden wird proportional auf die Restdynamik des Schwerhörigen umgerechnet.

Es ergeben sich daraus Zielfrequenzgänge, d. h. Zielwerte für die Hörgeräteanpassung, die im Folgenden LPFit-15, LPFit-20 und LPFit-25 genannt werden. LPFit-25 schreibt die höchste Verstärkung bei geringster Kompression und LPFit-15 die geringste Verstärkung bei höchster Kompression vor. Dabei können die LPFits (15, 20 und 25) als Akklimatisierungsstufen dienen, um der individuellen Lautheitsakzeptanz Rechnung tragen zu können. Falls LPFit-15 noch zu viel Verstärkung ergibt, kann auch eine Anpassung auf Basis der Werte für KU 10 erstellt werden. Dieses Verfahren ermöglicht es, den Restdynamikbereich des Schwerhörigen auszunutzen und auch die leisen Anteile der Sprache hörbar zu machen.

4.6 Sprachtests: Freiburger Einsilbertest und Oldenburger Satztest

Um die Wirksamkeit der Hörgeräte zu überprüfen wurden Sprachtests durchgeführt. Es wurde der Freiburger Einsilbertest (Hahlbrock, 1970) verwendet, wie er auch von den Kostenträgern zur Kontrolle der Hörsysteme durch den/die HNO-Arzt/Ärztin bzw. Akustiker(in) vorschrieben ist (Hilfsmittelrichtlinie). Dabei wurden standardisierte einsilbige Wörter in Gruppen/Listen zu je 20 bei einem Pegel von 65 dB von vorne (0°) ohne Störgeräusch dargeboten (DIN 45621-1:1995-08). Bangert et al. 1980 haben festgestellt, dass unter den 20 Listen des Freiburger Einsilbertests unterschiedliche Schwierigkeitsgrade bestehen. Daher wurden für diese Arbeit Listen ausgewählt, die eine möglichst vergleichbare Verständlichkeit aufweisen (< ± 1 Sigma), wie sie in Tabelle 5 aufgeführt sind. Bangert et al. 1980 sprechen sich dafür aus, Testlisten, die „außerhalb des Vertrauensbereichs ± 1 Sigma liegen, aus der Testprozedur auszuklammern“ (Bangert, 1980, S. 170).

Tabelle 5: Übersicht über die Verständlichkeitsabweichung der Wortgruppen des Freiburger Sprachtests. (Bangert, 1980) (Eigene Bearbeitung)

	Wort-Gruppen Freiburger Sprachtest				
Gruppen etwa gleicher Verständlichkeits-Abweichungen (< ± 1 Sigma)	4	6	10	17	19
leichte Gruppen (> + 1 Sigma)	3	15	20		
schwere Gruppen (> - 1 Sigma)	5	9	12	13	14

Während der Freiburger Einsilbertest hauptsächlich bei Akustikern und HNO-Ärzt(inn)en eingesetzt wird, findet in der Forschung überwiegend der Oldenburger Satztest im Störschall Anwendung (Wagener et al., 1999, Teil I-III). Mit dessen Hilfe wurde

die Sprachverständlichkeitsschwelle (50%-Wert) im Störgeräusch bei einem festen Störpegel von 65 dB und einem adaptiven Sprachpegel bestimmt. Bei dem verwendeten Störgeräusch ICRA_5_250 handelt es sich um ein fluktuierendes Geräusch mit dem LTASS von Sprache und Pausen von maximal 250 ms (http://www.icra.nu/ -> Products) (Wagener et al., 2006). Im Gegensatz zu stationären Maskierern, wie dem OlNoise, ist das ICRA_5_250 realitätsnäher und bietet Lücken, die die Proband(inn)en für die Diskrimination ausnutzen können (Festen & Plomp, 1990; Stuart & Phillips, 1996; Dubno et al., 2002; Wagener & Brand, 2005). Es wird von einer Störgeräuschunterdrückung nicht als Störschall klassifiziert, was in dieser Arbeit für die Messung der eigenen Hörgeräte wichtig war, da die Automatikprozesse hier nicht deaktiviert werden konnten, um die Einstellung der eigenen Geräte beizubehalten. Die Darbietung der Störgeräusche kann sowohl kontinuierlich über die gesamte Messdauer oder nicht kontinuierlich erfolgen, wobei das Störgeräusch nur zeitgleich mit der Wiedergabe der Testsätze erfolgt. Um die Aufmerksamkeit zu steuern, erfolgt die Darbietung des Störgeräuschs dabei etwas früher als die der Sprache. Für diese Arbeit wurde eine nicht kontinuierliche Darbietung gewählt, da diese eine geringere Belastung für die Proband(inn)en darstellt. Zudem ist es bei Unterbrechung der Störschalldarbietung für den Versuchsleiter leichter, die Antworten der Proband(inn)en richtig zu verstehen, da die Antworten nicht vom Störgeräusch überlagert werden. Ebenso ermöglicht diese Darbietungsform des Störschalls die Messung mit den eigenen Hörgeräten, bei denen die Regelautomatiken nicht deaktiviert werden konnten. Auf diese Weise haben die Hörsysteme in der Regel nicht ausreichend Zeit, um sich auf die Situation einzustellen. Bei aktuell auf dem Markt befindlichen Hörsystemen mit Störgeräuschunterdrückung, spricht man von einer Einschwingzeit von 15 Sekunden. Für den Oldenburger Satztest wird laut Handbuch mindestens eine Übungsliste mit 30 Sätzen empfohlen. Hier kamen vor der eigentlichen Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle (Speech Reception Threshold – SRT) jeweils zwei Übungslisten mit 20 Sätzen zum Einsatz, wie es sich am Funktionsbereich Audiologie bewährt hat. Danach wurde für alle versorgten Situationen (LPFit-25, LPFit-20, LPFit-15, NAL NL2 und eigene HG) wie auch beim Freiburger Einsilbertest, die SRT bestimmt.

4.7 Fragebögen

Für diese Arbeit wurden Fragebögen, die sich bereits in verschiedenen Studien der Gießener Arbeitsgruppe bewährt haben, an die Fragegestellungen dieser Arbeit angepasst. Fragebögen wurden in dieser Arbeit bei drei unterschiedlichen Testabschnitten eingesetzt: Klangvergleiche im Labor, Campusrundgang und in Form eines Tagebuchs für den Feldtest. Es wurde versucht, sowohl die Fragen als auch die Antworten leicht verständlich zu gestalten, um eine intuitive Beantwortung zu ermöglichen.

Für den Vergleich der drei individuell lautheitsbasierten Programme (LPFit-25, -20, -15) beim Campusrundgang wurde ein Fragebogen bestehend aus insgesamt 23 Fragen in drei akustischen Situationen für den Vergleich der drei individuell lautheitsbasierten Programme (LPFit-25, -20, -15) verwendet:

- Unterhaltung im Büroraum / Anpassraum
- Unterhaltung an einer verkehrsreichen Straße
- Unterhaltung in halliger Umgebung

Gefragt wurde nach der Lautstärke des Hörsystems, dem Verstehen, dem Klang, der Zufriedenheit mit den individuellen Programmen LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15. Zusätzlich sollte jedem Programm ein Rang (1. Platz, 2. Platz und 3. Platz) zugeteilt werden. Die Bewertung wurden absolut abgegeben.

Der Aufbau des Tagebuchfragebogens wurde vom Campusrundgangfragebogen weitgehend übernommen, um die Wiedererkennung auszunutzen. Die in dem Feldtest vorhandenen Programme (bevorzugtes Programm des LPFits und NAL-NL2) wurden relativ zueinander bewertet, da die Proband(inn)en im Sinne eines direkten Paarvergleichs umschalten sollten / konnten. Die Proband(inn)en waren instruiert worden, jeweils einen Fragebogen pro Hörsituation (Fernsehen, Unterhaltung mit mehreren Personen etc.) auszufüllen und die Situation zu beschreiben. Der Fragebogen bestand aus sieben Fragen (Lautstärke, Natürlichkeit, Anstrengung, Klangfarbe, globaler Klang und Klangeigenschaften). Am Ende des Tagebuchbuchfragebogens wurden die Proband(inn)en aufgefordert, einen Rangplatz (1. Platz, 2. Platz) zu vergeben.

Ein dritter Fragebogen wurde in der zweiten Sitzung für den Paarvergleich der Klangvergleiche im Labor des bevorzugten LPFit und NAL-NL2 verwendet. Es sind hierbei drei Dimensionen unterschieden worden. (vgl. Tabelle 6)

Tabelle 6: Klangbeispiele für Fragebogen "Paarvergleiche im Labor".

Dimension	Klangbeispiel				
Globale Präferenz	Sprache (65 dB)	Sprache eines Mädchens (50 dB)	Klaviermusik (80 dB)	Swing-Musik (65 dB)	Naturgeräusche (50 dB)
Lautheit	Sprache (65 dB)	Sprache (50 dB)	Klaviermusik (65 dB)	Klaviermusik (80 dB)	
Natürlichkeit	Sprache eines Mädchens (65 dB)	Sprache (65 dB)	Klaviermusik (65 dB)	Swing-Musik (65 dB)	Naturgeräusche (65 dB)

Für die Bewertung der „globalen Präferenz“ standen auf die Frage: ‘‘Welches Programm bevorzugen Sie?“ die Antwortmöglichkeiten „A besser“, „etwa gleich“ und „B besser“ zur Verfügung. Die globale Präferenz wurde zuerst abgefragt, bevor die Kriterien „Lautheit„ und „Natürlichkeit“ eingeführt worden waren, um eine möglichst unbeeinflusste Bewertung zu erhalten, die von den individuellen Kriterien des jeweiligen Probanden beherrscht wird. Die Paarvergleiche wurden dabei so durchgeführt, dass den Proband(inn)en nicht bekannt war, welches Programm in A bzw. B hinterlegt war (einseitig blind).

Die verwendeten Fragebögen befinden sich im Anhang dieser Arbeit.

4.8 Datalogging

Heutige Hörsysteme können eine Nutzungsanalyse durchführen, die über die Anpasssoftware ausgelesen werden kann. Die Geräte zeichnen z. B. auf, wie lange sie eingeschaltet waren und teilen die Nutzungsdauer zudem in Schallklassen auf. Bei dem in der Hauptstudie verwendeten Hörgerätetyp Pure 700* (Siemens) werden folgende Schallklassen erkannt und zugeordnet: „Sprache in Ruhe“, „Sprache im Störgeräusch“, „Störgeräusch“, „Musik“ und „Ruhe“. Anhand der Daten aus dem Datalogging konnten Rückschlüsse auf das Trageverhalten gezogen werden. So wäre z. B. erkennbar, wenn ein Gerät zwar eingeschaltet nicht aber vom Nutzer in realen Hörsituationen getragen

* Modernes und leistungsstarkes Hörgerät mit Lautsprecher im Gehörgang (Receiver In Canal = RIC)

worden wäre. Es hätte sich in diesem Fall ein hoher prozentualer Anteil an der Schallklasse „Ruhe“ gezeigt. In diesem Fall hätten die Erfahrungswerte gesondert betrachtet werden müssen. Der Hörgerätetyp Pure 700 bietet zusätzlich die Information, wie häufig pro Tag umgeschaltet wurde. So konnte kontrolliert werden, ob die beiden Programme, die sich für die Feldtestphase im Hörsystem befanden, tatsächlich regelmäßig umgeschaltet wurden, um Paarvergleiche zu realisieren. Aus Berichten der Proband(inn)en und von Hörgeräteakustiker(inne)n ist bekannt, dass die Hörgeräte meist in dem Programm getragen werden, welches beim Einschalten als Standardprogramm vorhanden ist. Die Möglichkeit der Programmwahl wird von vielen Hörgerätenutzer(inne)n im Alltag nur wenig genutzt, weshalb eine separate Betrachtung der Umschaltvorgänge nötig war.

4.9 Auswertungsverfahren

Die erhobenen Daten wurden in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2010 der Firma Microsoft eingegeben. Neben der Strukturierung und Aufbereitung der Daten wurde Excel 2010 zur Berechnung der arithmetischen Mittelwerte von den Hörverlusten, der Verstärkung der verschiedenen Hörprogramme und der Berechnung der Standardabweichung der tonaudiometrischen Hörverluste und zur Erstellung von Grafiken eingesetzt. Zur weiteren Analyse der Daten wurde die Statistik- und Analysesoftware SPSS in der Version 19.0 verwendet. Es wurden Friedmans Zweifach-Rangvarianzanalysen verbundener Stichproben für den Freiburger Einsilbertest und den Oldenburger Satztest durchgeführt.

Die Ergebnisse des Oldenburger Satztests, des Freiburger Einsilbertests und der Fragebögen aus dem Campusrundgang werden in Form von Boxplots dargestellt (vgl. Abb. 6). Die Boxplots bestehen in der Regel aus der eigentlichen Box, deren Oberkante das 0,75-Quartil und deren Unterkante das 0,25-Quartil darstellt, den Whiskern, deren oberer Endpunkt den größten nicht extremen Wert und deren unterer Endpunkt den kleinsten nicht-extremen Wert angeben, und einem Trennbalken innerhalb der Box, der den Median angibt. Der Bereich zwischen dem 0,75-Quartil und dem 0,25-Quartil wird als Interquartilsabstand (Inter quartile range - IQR) bezeichnet und beinhaltet 50% der Messwerte. Gesondert gekennzeichnet sind Ausreißer, die in zwei Untergruppen unterteilt werden. Ausreißer, die zwischen dem 1,5 und 3-fachen Interquartilsabstand vom Median entfernt sind, werden mit Kreisen und der dazugehörigen Fallnummer gekenn-

zeichnet. Ausreißer, die mehr als der 3-fache Interquartilsabstand vom Median entfernt liegen, werden als Extremwerte bezeichnet und mit einem Sternchen mit Fallnummer gekennzeichnet.

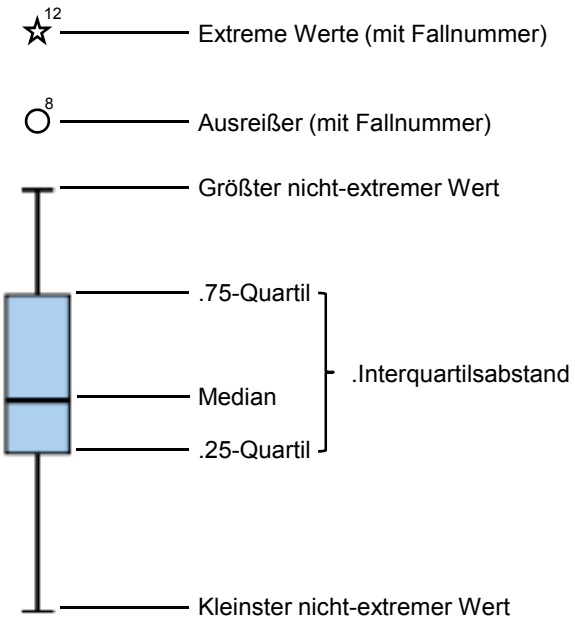


Abb. 6: Boxplot mit Erläuterungen der Symbole. (Brosius, 1999) (Eigene Bearbeitung)

4.10 Hard- und Software: Pilot- und Hauptstudie

Als Audiometer diente ein Aurical Plus der Firma GN Otometrics (Softwareversion 3.09). Oldenburger Satztestmessungen wurden mit der Oldenburger Messapparatur (OMA) durchgeführt (Basissoftwareversion 1.3.1.0; Softwareversion Lautheitsskalierung 1.3.0.1). Für die instantane Perzentilmessung und die Darbietung der Freiburger Sätze kam eine ACAM 5 von Acousticon (Programmversion: 5.9.9.2948) zum Einsatz.

4.11 Methodik Pilotstudie: Perzentilanpassung (PAP) und deren Varianten

Da vermutet wurde, dass eine vollständige Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung mit marktüblichen Systemen für den häufigsten Hörverlust (Hochtonsteilabfall) einerseits akustisch nicht erreicht und andererseits von den Proband(inn)en nicht akzeptiert werden würde, sollten in einer Pilotstudie unterschiedliche Korrekturen relativ zur kompletten Lautheitswiederherstellung erprobt werden.

4.11.1 Proband(inn)en

An dieser Pilotstudie nahmen elf Proband(inn)en (acht Männer und drei Frauen) mit einem Durchschnittsalter von 70 Jahren und einer durchschnittlichen Erfahrung mit eigenen Hörgeräten von sieben Jahren teil. Neun dieser Proband(inn)en habem bereits häufig an Forschungsprojekten unserer Arbeitsgruppe teilgenommen haben. Abb. 7 zeigt den mittleren Hörverlust (Hochtonsteilabfälle) mit Standardabweichung. Somit ist eine gewisse Zuverlässigkeit sowohl im regelmäßigen Tragen der Testgeräte, als auch eine zuverlässige Beantwortung von Fragebögen mit hoher Wahrscheinlichkeit gewährleistet.

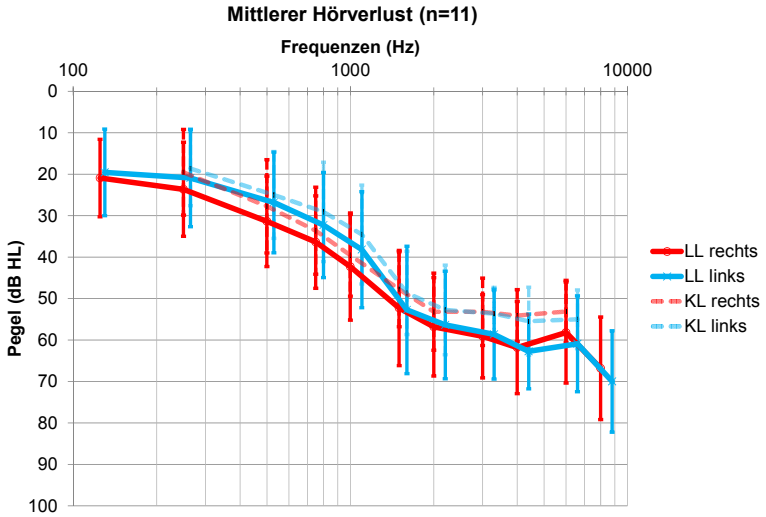


Abb. 7: Mittlerer Hörverlust mit Standardabweichung.

4.11.2 Hörsysteme

In dieser Studie wurden Hinter-dem-Ohr Hörsysteme (HdO) vom Typ CENTRA S der Siemens Audiologischen Technik mit S-Lifetubes und Standardotoplastiken (Domes) verwendet. Die Hörsysteme wurden über ein NOAHLink programmiert. Die Umschaltung der Programme erfolgte über die Fernbedienung vom Typ „ePocket“.

4.11.3 Verfahren

Die Anpassung fand mit einem Dünnschlauch-HdO-System (CENTRA S, Siemens Audiologischen Technik) und S-Lifetubes mit Doubledomes statt. Doubledomes spiegeln einerseits die überwiegende Zahl akustischer Ankopplungen aktueller Hochtonversorgungen wieder und andererseits stellen sie eine „Worst-Case-Abschätzung“ in folgendem Sinne dar: Wenn mit den Doubledomes eine stabile, d. h. rückkopplungsfreie Anpassung möglich ist, dann ist dies mit individuellen Maßotoplastiken problemlos realisierbar. Bei dieser Studie wurde die Feinanpassung auf ein Minimum reduziert, d. h. nur soweit, um das Tragen der Geräte akzeptabel zu gestalten, um die Vergleichbarkeit der Anpassungen zu erhalten. Zudem wurde darauf geachtet, dass die jeweiligen Programme (NAL-NL1 und PAP = Perzentilanpassung) bei mittleren Eingängen (65 dB) möglichst gleich laut sind, da unterschiedliche Lautheitseindrücke die Bewertung bekanntlich stark dominieren und anderen Effekte verdecken können.

Nach intensiver Aufklärung und Otoskopie wurde bei den Proband(inn)en die Luftleitungshörschwelle (Standardaudiometerfrequenzen von 125 Hz bis 8000 Hz) und die Knochenleitungshörschwelle (500 Hz bis 6000 Hz) für Sinustöne gemessen, um eine Schallleitungskomponente auszuschließen. Die verwendete Hörgeräte-Messtechnik (ACAM 5) erlaubt eine Berechnung der Zielverstärkung aus dem Pegel angenehmer Lautheit (MCL) unter Verwendung des Isophonendifferenzmaßes, wie in Kapitel 4.5 beschrieben (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980).

Ziel des Isophonendifferenzmaß-Verfahrens ist es, die normale Hördynamik lautheitsgerecht auf die Restdynamik des Hörgerätenutzers abzubilden, d. h. eine möglichst komplette Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung zu schaffen. Die praktische Erfahrung mit einem Ausgleich der Lautheit bei Hörgeräteträgern zeigt, dass eine solche Lautheitskompensation von einem erfahrenen Hörgerätenutzer in der Laborsituation nur selten akzeptiert wird. Im realen Leben ist eine solche Anpassung zu laut, da dort ein höherer Anteil an Störgeräuschen vorhanden ist, weshalb hier Abstufungen angewendet werden sollten. Dabei wurden zwei Ansätze zu Grunde gelegt, die sich daran orientieren, dass eine Anhebung um 3 dB eine Verdopplung der Leistung (Lautstärke) zur Folge hat. Damit entspricht eine Anhebung von 10 dB einer Verdopplung des Lautstärkeeindrucks. Folgende Ansätze wurden erprobt:

Lautheitskompensation wie oben beschrieben und darauf aufsetzend

1) eine Absenkung der Gesamtverstärkung gleichmäßig über den gesamten Frequenzbereich für Eingangspegel von 50/65/80 dB in vier Akklimatisierungsstufen:
   - PAP = volle Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung
   - - 6 dB
   - -9 dB
   - -12 dB
2) eine Klangwaage mit Ankerpunkt bei etwa 1,6 kHz (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980).

Durch den vollen Lautheitsausgleich der PAP in allen Frequenzen wird eine hohe Sprachverständlichkeit erwartet. Darunter leidet die (Spontan-)Akzeptanz, weil der Höreindruck häufig als scharf, schrill oder blechern beschrieben wird. Selbst hörerfahrene Proband(inn)en sind die hohen Frequenzen nicht gewohnt und empfinden diese als störend; bei hörentwöhnten Personen ist dieses Phänomen noch stärker ausgeprägt. Eine individuelle Klangwaage, die ihren Ankerpunkt bei z. B. 1,6 kHz hat, könnte Abhilfe schaffen, da sie bezüglich der Lautheit eine etwa neutrale Wirkung haben sollte - in den Höhen wird ähnlich viel hinzufügt wie in den Tiefen absenkt wird. Die Klangwaage könnte die Sprachverständlichkeit verbessern, wenn hohe Frequenzanteile verstärkt und tieffrequente Anteile reduziert werden. Sprachrelevante Anteile würden bereits bei leisen Eingängen hörbar gemacht (Hochtonverstärkung) und Störgeräusche (Tieftonverstärkung) und somit die Verdeckung reduziert. Die Korrekturansätze 1) und 2) wurden unter Verwendung der instantanen Insitu-Perzentil-Pegelanalyse als Monitoring über Metasteller in der Fittingsoftware oder über die Frequenzanpassung realisiert.

Um die Akzeptanz der aus dem oben beschriebenen Procedere entstandenen drei Programme (PAP, PAP-reduziert und Klangwaage) zu untersuchen, wurde ein strukturierter Rundgang auf dem Klinikscampus durchgeführt. Dieser Rundgang und dafür entwickelte Fragen hatten sich in vorausgegangenen Studien bereits bewährt. An verschiedenen Stationen, wie in ruhiger Umgebung eines Büro- / Anpassraums, an einer vielbefahrenen Straße und im halligen Eingangsbereich der Klinik, wurden Bewertungen zu verschiedenen Dimensionen abgefragt. Beispielhaft zu nennen sind: Lautstärke, Sprachverstehen, Höranstrengung, Klangqualität, Zufriedenheit.

Als subjektiver Sprachtest in dieser Studie kam der Oldenburger Satztest zum Einsatz (vgl. Kapitel 4.6). Hier kamen vor der eigentlichen SRT-Messung jeweils zwei Übungslisten mit 20 Sätzen zum Einsatz. Danach wurde für alle versorgten Situationen (PAP, PAP-reduziert, Klangwaage, NAL-NL1* und eigene Hörgeräte), die Speech Recognition Threshold (SRT) in unterschiedlichen Sitzungen bestimmt. In der 1. Sitzung als spontane Sprachverständlichkeitsschwelle ohne jegliche Gewöhnung an die neuen Programme, in der 2. Sitzung nach einer Woche Trageerfahrung mit den Programmen PAP, PAP-reduziert und PAP mit Klangwaage zusammen, in der 3. und 4. Sitzung nach einer Woche ausschließlich mit dem bevorzugten individuellem Programm oder NAL-NL1. Die Programme (PAP-Version oder NAL-NL1) wurden für den 2. und 3. Feldtest randomisiert und ohne die Kenntnis der Proband(inn)en in die Hörsysteme programmiert. Die Rücknahme der Hörsysteme erfolgte am Ende der 4. Sitzung.

Die Hörsysteme konnten auf der Basis des tonaudiometrischen Hörverlusts voreingestellt werden. Die Kompression wurde auf ein Kompressionsverhältnis von 1 eingestellt und alle Regelautomatiken (Sprach- und Störschallmanager, Windgeräuschunterdrückung etc.) wurden ausgeschaltet. Um eine definierte Mikrofoncharakteristik zu gewährleisten, wie sie auch im Normentwurf IEC 60118-15 vorgeschrieben ist, wurde eine omnidirektionale Mikrofoncharakteristik gewählt.
Nachdem der aktuelle tonaudiometrische Hörverlust in das Messsystem ACAM 5 übertragen worden war, wurden die Hörsysteme auf die Zielkurven angepasst. Dazu wurde zuerst die offene Ohrverstärkung (OEG) gemessen. Die Platzierung der Sonde (Kapitel 4.3) wurde unter Kontrolle mit einem Otoskop durchgeführt. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Sondenschlauch nicht gegen die Gehörgangswand zeigte oder durch Cerumen oder Hautschuppen verschlossen wurde. Durch die im Vorfeld festgelegte Länge des Sondenschlauchs bis zum Tragus (bei Männern 3,2 cm, bei Frauen 2,7 cm), konnte eine hohe Reproduzierbarkeit der Platzierung erzielt werden.

Ohne Otoplastik wurde nun die REUG mit weißem Rauschen gemessen. Für diese Messung bietet sich weißes Rauschen an, da es unempfindlich gegen Reflektionen der Umgebung ist. Es bilden sich keine stehenden Wellen. Für die Anpassung wurde die REIR verwendet, da dieses Verfahren die REUG berücksichtigt und somit den effektiven Schalldruckpegel am Trommelfell wiedergibt. Über die Frequenzregler

* NAL-NL2 stand zu diesem Zeitpunkt in der Connexx-Software noch nicht zur Verfügung

wurde das Hörsystem bei einem Eingangspegel von 50 dB so eingestellt, dass sich der LTASS mit der Zielkurve möglichst deckt. Im nächsten Schritt fand eine Anpassung der lauten Eingangspegel bei 80 dB über die Kompressionsregler in gleicher Weise wie für leise Eingangspegel statt. Danach wurde eine Kontrollmessung bei 65 dB durchgeführt. Bei allen Proband(inn)en wurden die Programme PAP und die Referenz NAL-NL1 angepasst. Als weitere Programme wurden eine reduzierte PAP-Version (Ansatz 1) und die Klangwaage (Ansatz 2) nach Probandenwünschen eingestellt und eine Perzentilanalyse durchgeführt. Die reduzierte PAP-Version wurde aus einer Kopie des PAP-Programms erstellt. Während der Darbietung von Sprache (Sprachmaterial der ACAM aus dem Acceptable Noise Level-Test[*]) wurde die Gesamtverstärkung soweit verringert, bis die Proband(inn)en die gewünschte Lautstärke bei weiterhin guter Sprachverständlichkeit erreicht hatten. Das Programm Klangwaage wurde ebenfalls aus einer Kopie der reduzierten PAP-Version abgeleitet. In vielen Fällen war es nicht möglich die Klangwaage auf das Programm PAP anzuwenden, da dabei die maximalen Verstärkungswerte für hohe Frequenzen in den Sättigungsbereich gelangt wären. Deshalb wurden bei der Darbietung von Sprache die Höhen soweit angehoben und die Tiefen soweit abgesenkt, bis die Proband(inn)en den Höreindruck als „zu scharf“ beschrieben haben. Danach wurde die Klangwaage auf ein akzeptiertes Maß zurückgenommen.

Beim CENTRA S ist in der CONNEXX-Fittingssoftware bereits ein geeigneter Metasteller für die Realisierung der Klangwaage vorhanden. Dieser findet sich unter dem Reiter „Anpassung“ unter Klangqualität. Durch zwei Regler „zu scharf“ und „zu dumpf“ wird der Frequenzgang so geändert, dass es mit der Klangwaage nach Keller vergleichbar ist (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980).

[*] Durch den Acceptable Noise Level Test (ANL) wird der Pegel bestimmt, bei dem ein Störgeräusch gerade noch akzeptabel ist. Zunächst wird Sprache in Ruhe so eingestellt, dass es für die Proband(inn)en angenehm laut und problemlos verständlich ist. Danach wird der Pegel des Störgeräuschs solange angehoben, bis die Proband(inn)en angeben, dass das Störgeräusch gerade noch akzeptabel ist (Ross, 2011, Accaptable Noise Levels (ANL))

4.12 Methodik Hauptstudie: Loudness-based Percentile Fitting (LPFit)

4.12.1 Proband(inn)en

An der Studie nahmen insgesamt 21 Proband(inn)en mit einem Durchschnittsalter von 67 Jahren teil (vier Frauen und siebzehn Männer). Die Proband(inn)en waren erfahrene Hörgeräteträger mit einer durchschnittlichen Trageerfahrung von 6,9 Jahren. Es handelte sich um gering- bis mittelgrade symmetrische Hochtonhörverluste. In Abb. 8 sind die mittleren Hörverluste der Testpersonen getrennt nach rechtem und linkem Ohr dargestellt.

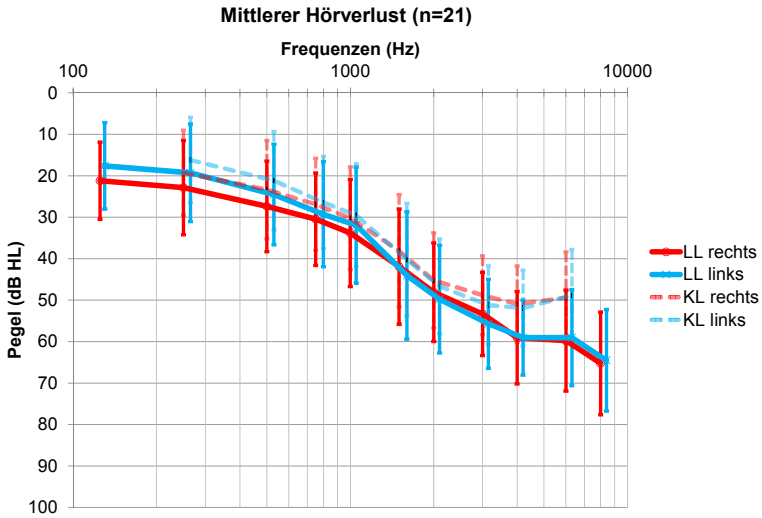


Abb. 8: Mittlerer Hörverlust mit Standardabweichung.

4.12.2 Hörsysteme

In dieser Studie wurden Hinter-dem-Ohr Hörsysteme (HdO) vom Typ Pure 700 der Siemens Audiologischen Technik mit Standardotoplastiken (Domes) als Ohrpassstücke verwendet. Bei diesem Gerätetyp befindet sich der Hörer (Lautsprecher) im Gehörgang (RIC = Receiver In Canal). Die Hörsysteme wurden über NOAHLink programmiert. Die Umschaltung der Programme erfolgte über die Fernbedienung vom Typ „Tek“.

4.12.3 Verfahren

Basierend auf den Erkenntnissen der Pilotstudie wurde in dieser Studie eine Serie von lautheitsbasierten Zielverstärkungen definiert und unter begleitender instantaner Perzentilanalyse realisiert. Die bezüglich der Verstärkung abgestuften Anpassungen hatten zum Ziel, eine gut akzeptierte Erstanpassung sowie mögliche Akklimatisierungsstufen zu liefern. Die Hörsysteme wurden mit „geschlossenen“ Standardotoplastiken (closed

Domes) angepasst. Die am Markt übliche Bezeichnung „geschlossen“ ist dabei audiologisch nicht korrekt, da das nur sehr dünne Silikonmaterial den Gehörgang nur wenig verschließt und weder in Dämmwirkung noch im Tragegefühl mit einer Maßotoplastik ohne Belüftungsbohrung zu vergleichen ist. Domes bilden aus den bereits beschriebenen Gründen (Kapitel 4.11.3) im akademischen und handwerklichen Sinne keine optimale Anpassung. Sie wurden jedoch für die vorliegende Studie gewählt, weil sie im aktuellen Markt sehr häufig vertreten sind und hier realitätsnahe Bedingungen geschaffen werden sollten.

Nach intensiver Aufklärung und Otoskopie wurden bei den Proband(inn)en die Luftleitungshörschwelle (Standardaudiometerfrequenzen von 125 Hz bis 8000 Hz) und die Knochenleitungshörschwelle (500 Hz bis 6000 Hz) für Sinustöne, sowie die Luftleitungshörschwelle bei den oben genannten Frequenzen für Schmalbandgeräusche gemessen. Danach wurde eine kategoriale Lautheitsskalierung (ACALOS) mit der Oldenburger Messapparatur für die Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz und 6000 Hz für Schmalbänder über Kopfhörer jeweils rechts und links separat durchgeführt.

Aus den Ergebnissen der Schmalbandskalierung wurden für die weitere Anpassung der Pegel bei der kategorialen Einheiten (KU) 0 als Hörschwelle, diejenigen bei KU 15, 20 und 25 als fiktiver MCL, und der Pegel bei KU 50 als UCL übernommen. Das verwendete Hörgerätemesssystem (ACAM 5) erlaubt eine Berechnung der Zielverstärkung aus dem MCL unter Verwendung des Isophonendifferenzmaßes (Keller, Hörgeräteanpassung, in: Geers, 1980). Wird kein individueller MCL für den betreffenden Fall eingegeben, so wird ein Standard-MCL zugrunde gelegt, der sich aus einer 1:2 Teilung der Restdynamik ergibt.

Um die individuelle Lautheitswahrnehmung der Proband(inn)en zu berücksichtigen, wurden in dieser Studie die bereits genannten KU-Werte aus der Schmalbandskalierung als MCL-Werte übernommen. Aus KU 25, 20 und 15 resultiert unter Verwendung des Isophonendifferenzmaßes eine Serie von eingangsabhängigen Zielkurven, deren Nutzen und Validität in der vorliegenden Studie untersucht wurde. Sofern für die Berechnung der Zielkurven die Luftleitungshörschwelle zugrunde gelegt wird, die mit Sinustönen gemessen wurde, kommt es rechnerisch zu einer Dynamikeinengung gegenüber der Verwendung einer Terzbandhörschwelle, da die Reintonschwelle im Mittel etwas ungünstiger ausfällt als die Terzbandhörschwelle. Dies basiert zum einen Teil auf der größeren Energiedichte der Terzbänder, wie sie in der kategorialen Lautheitsskalierung

verwendet werden. Darüber hinaus regen Schmalbänder wegen der größeren Bandbreite gegenüber Sinustönen auch benachbarte Bereiche auf der Basilarmembran an. So ist die Hörschwelle, die aus der kategorialen Lautheitsskalierung entnommen wird, im Mittel um etwa 6 dB niedriger/günstiger als die Hörschwelle für Sinustöne. Um die Hörschwelle aus der Lautheitsskalierung mit einer klassisch bestimmten Schwelle vergleichen zu können, wurde die Luftleitungshörschwelle zudem mit Schmalbändern eines Tonaudiometers gemessen.

Auf die so resultierenden Ausgangspegelzielkurven wurden die Hörgeräte für niedrige (50 dB), mittlere (65 dB) und hohe Eingangspegel (80 dB) bestmöglich angepasst. Als Referenzanpassung diente ein FirstFit* mit NAL-NL2. Eine Feinanpassung fand, wie auch bei den individuellen Programmen, nicht statt, um die Vergleichbarkeit innerhalb eines Anpassungstyps zu erhalten. Es wurde lediglich darauf geachtet, dass kein Feedback auftrat und die Einstellung der Hörgeräte akzeptiert wurde. Die Dataloggingfunktion war eingeschaltet, um die Tragezeiten und die Zahl der Umschaltvorgänge beim nächsten Besuchstermin kontrollieren zu können. Dabei war die Lernfunktion, welche automatische Einstellungsänderungen vornimmt, ausgeschaltet. Für den Feldtest konnten die Programme, deren Reihenfolge von Proband(in) zu Proband(in) vertauscht wurde, über einen Programmtaster umgeschaltet werden. Der Feldtest war dabei einseitig blind, d. h. die Proband(inn)en waren nicht darüber informiert, welcher Programmplatz mit welchem Programm belegt war. In den Labortests wurde die Umschaltung vom Versuchsleiter über eine Siemens Tek-Fernbedienung durchgeführt. Es war kein Lautstärkesteller an den Hörsystemen vorhanden.

Um die Akzeptanz und die Präferenz der aus dem oben beschriebenen Procedere entstandenen drei Programme (basierend auf KU 25, KU 20 und KU 15) zu untersuchen, wurde ein strukturierter Rundgang auf dem Klinikscampus durchgeführt, wie er bereits in der Pilotstudie verwendet wurde. Diesmal mit dem Unterschied, dass an jedem der drei Orte zusätzlich eine Rangfolge bezüglich der Programmpräferenz abgefragt wurde. Diese Rangfolge diente dazu, das individuell bestmögliche Programm für den Feldtest zu ermitteln, welches dort relativ zur Referenzanpassung (NAL-NL2) evaluiert wurde.

Auch im Labor wurde in artifiziellen, wohldefinierten Schallsituationen jeweils die individuell bevorzugte Anpassung (LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15) in direkten Paar-

* Initiale Einstellung des Hörsystems auf Basis der audiologischen Daten eines/einer Hörgeschädigten

vergleichen ermittelt, indem den Proband(inn)en kalibrierte Klangbeispiele dargeboten wurden (der sogenannte „Gießener Dialog in Ruhe“ und der „Gießener Dialog im Störgeräusch“). Der Gießener Dialog ist eine natürliche Unterhaltung auf Hochdeutsch mit mittelhessischer Klangfärbung zwischen einem Mann und einer Frau. Den Gießener Dialog gibt es wahlweise in Ruhe und im Störgeräusch mit Stimmengewirr. Im Anschluss an die Paarvergleiche wurden Sprachtests durchgeführt, die allerdings nicht in die Entscheidung für das bestgeeignetste, individuelle Programm eingeflossen sind. Es handelte sich dabei um den Freiburger Sprachtest in Ruhe mit Einsilbern bei einem Darbietungspegel von 65 dB und den Oldenburger Satztest zur Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwelle (L50) im Störgeräusch (vgl. Kapitel 4.6).

Da die Anpassung und Messung der Sprachtests in der ersten Sitzung stattfand und somit keine Möglichkeit zur Gewöhnung bestand, kann für die Anpassungen LPFit-15 bis LPFit-25 und NAL-NL2 von einer spontanen Sprachverständlichkeit gesprochen werden. Im Gegensatz zu den eigenen Hörsystemen, die die Proband(inn)en bereits lange getragen haben.

Für den Feldtest erhielten die Proband(inn)en zwei Programme. Zum einen das bevorzugte individuelle lautheitsbasierte Programm, das jeweils als „Sieger“ aus dem strukturierten Rundgang hervorgegangen war, zum anderen NAL-NL2 als Referenz. Nur in einem Fall musste noch ein weiteres Programm (LPFit-10) erstellt werden, da das nächst lautere (LPFit-15) nicht akzeptiert wurde. Die Proband(inn)en wurden gebeten ein Tagebuch auszufüllen, wie es aus dem Campusrundgang bereits bekannt war (Lautstärke, Sprachverstehen, Anstrengung, Klang, Zufriedenheit). Es sollten die jeweiligen Situationen (z. B. Kaffeetrinken mit mehreren Personen, Fernsehen etc.) beschrieben und bewertet werden. Die Proband(inn)en wurden angewiesen, die Programme in diesen Situationen bewusst umzuschalten, um einen direkten Paarvergleich zu ermöglichen. Auch auf den Tagebuchfragebögen war eine Rangfolge der Programme einzutragen (Platz 1 und Platz 2). Sie diente später dazu, das bevorzugte Programm über alle beschriebenen Situationen zu ermitteln. Nach zehn bis vierzehn Tagen Feldtest kamen die Proband(inn)en zu ihrem zweiten Termin zurück in die Klinik, wo das Datalogging ausgelesen wurde, um die Tragezeiten und Programmumschaltungen einzusehen.

Im zweiten Besuchstermin wurden nach dem Auslesen der Geräte, Paarvergleiche bezüglich der „globalen Präferenz“, „Lautstärke“ und „Natürlichkeit“ durchgeführt, wie sie sich auch in anderen Projekten unserer Arbeitsgruppe bewährt haben. Dabei wurden

kalibrierte Schallbeispiele für Sprache in Ruhe, Naturgeräusche und Musik bei unterschiedlichen Pegeln (leise, mittel und laut) präsentiert. Am Ende des Termins wurden die Geräte vom Versuchsleiter wieder entgegengenommen.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse Pilotstudie

Die Ergebnisse der Pilotstudie enthalten Auswertungen der Perzentilanalyse, des Freiburger Einsilbertests, des Oldenburger Satztests und die Bewertungen aus den Fragebögen des Campusrundgangs.

5.1.1 Perzentilanalyse: Zielverstärkung

Die Zielverstärkungen konnten oberhalb von ca. 1,5 kHz selbst bei der lautesten Einstellung (PAP) nicht erreicht werden. Bei niedrigen Eingangspegeln von 50 dB liegt ein größerer Abstand zu den Targets* vor, als bei hohen Pegeln von 80 dB. Die Verstärkungsregler der tiefen Frequenzen (< 500 Hz) waren stark herunter geregelt. Abb. 9 zeigt, wie weit die Zielverstärkungen erreicht bzw. verfehlt wurden. Unterhalb von 1500 Hz lag die gemessene REIG bei allen Eingangspegeln (50, 65 und 80 dB) über den berechneten Zielverstärkungswerten. Ab 1500 Hz wurden die Zielverstärkungswerte bei keinem Eingangspegel erreicht. Auf Grund der geringeren Verstärkung liegen die Differenzen für die reduzierte PAP-Variante und die Klangwaage dementsprechend noch weiter unterhalb der Targets.

* Als Taget wird die Zielverstärkung bezeichnet, auf die ein Hörsystem eingestellt wird

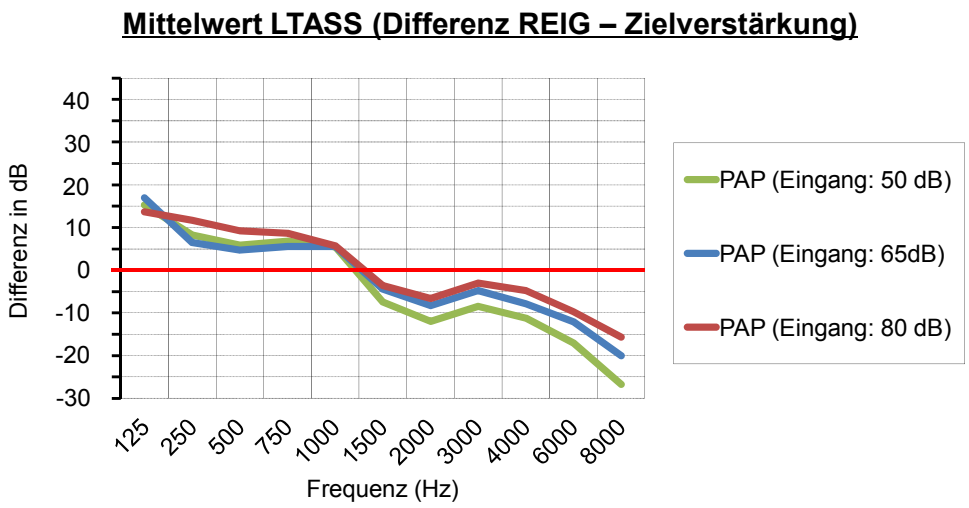


Abb. 9: Mittelwerte der Abstände zwischen REIG und den Zielverstärkungen. Die Differenzen wurden individuell berechnet und anschließend gemittelt.

5.1.2 Sprachtests

In Abb. 10 ist die OlSa-Sprachverständlichkeitsschwelle am 1. Tag der Versorgung mit den individuellen Programmen (PAP, PAP-reduziert und Klangwaage) und der Referenz NAL-NL1 dargestellt. Die Sprachverständlichkeitsschwelle ist im Median bei der Referenz NAL-NL1 am besten (Median -6,7 dB SNR), gefolgt von dem Programm Klangwaage (Median -5,8 dB SNR) und dem Programm PAP (Median -5,1 dB SNR). Die geringste Sprachverständlichkeitsschwelle wird mit PAP-reduziert (Median -4,5 dB SNR) erreicht. Die Maxima liegen bei allen Programmen im positiven Bereich und bewegen sich zwischen +2,5 dB SNR (Klangwaage) und +0,4 dB SNR (NAL-NL1). Minimal wird mit dem Programm PAP-reduziert ein SRT von -10,0 dB SNR, von dem Programm Klangwaage -10,8 dB SNR und vom Programm PAP -11,7 dB SNR erreicht. Der beste Wert wurde mit NAL-NL1 (-12,4 dB SNR) erzielt.

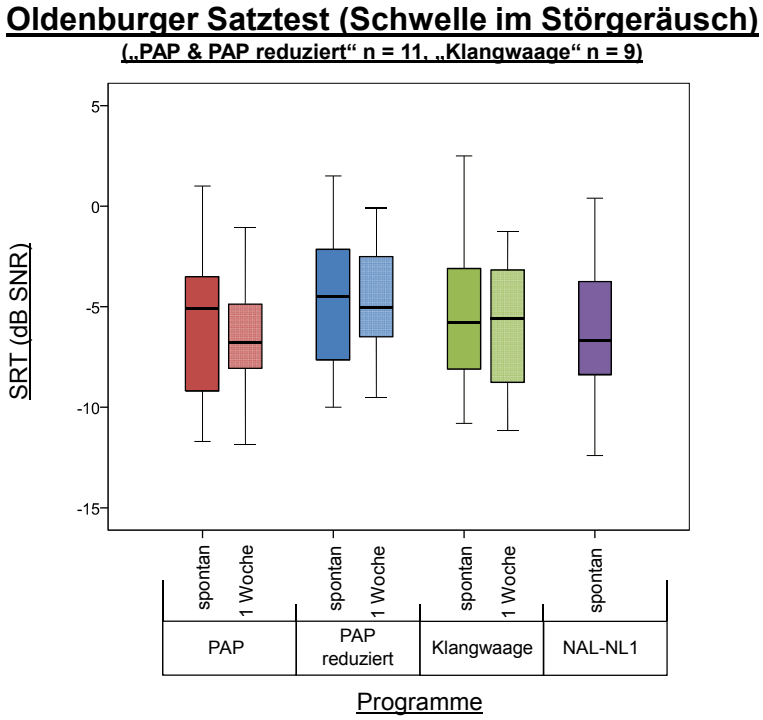


Abb. 10: SNR im OlSa mit ICRA_5_250 bei 65 dB (konstant) und adaptiven Sprachpegel. Erstmalige Anpassung und OlSa-Messung im 1. Termin (spontan) und nach einwöchiger Tragezeit dargestellt als Boxplot. NAL-NL1 war in der einwöchigen Tragezeit nicht enthalten.

Nach einer Woche Tragezeit (Abb. 10) mit allen drei parallel verfügbaren Programmen haben sich die Mediane der zwei individuellen Programme PAP (Median -6,7 dB SNR) und PAP-reduziert (Median -4,9 dB SNR) im Gegensatz zur spontanen SRT-Messung des 1. Termins verbessert. Die Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben nach Friedman mit einem Signifikanzniveau von 0,05 zeigt jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den spontanen Messergebnisse und denen nach einer Woche. Der Median des Programms Klangwaage hat sich um 0,3 dB SNR verschlechtert (Median -5,5 dB SNR). Die Maxima der Programme PAP (Maximum -0,8 dB SNR) und Klangwaage (Maximum -1,2 dB SNR) liegen nun im negativen Bereich. Das Programm PAP-reduziert (Maximum +0,9 dB SNR) weist noch ein positives Maximum auf, hat sich aber ebenfalls verbessert. Minimal wird mit dem Programm PAP-reduziert ein SRT von -9,9 dB SNR, von dem Programm Klangwaage -11,1 dB SNR, vom Programm PAP -11,8 dB SNR erreicht. Im Datalogging hat sich gezeigt, dass zwei Proband(inn)en das Programm Klangwaage nicht verwendet haben, weshalb diese Proband(inn)en hier nicht berücksichtigt wurden.

Nach einer Tragezeit von einer Woche (Abb. 11) ausschließlich PAP-Variante und einer Woche ausschließlich NAL-NL1, verbessert sich der SRT-Wert für das Programm PAP im Median um 0,9 dB SNR im Vergleich zu Abb. 10. Die Werte sind jedoch unter Berücksichtigung der Anzahl der Fälle zu sehen. Waren es bei den SRTs in Abb. 10 noch elf Proband(inn)en für jedes Programm, außer bei der Klangwaage aus Abb. 10 (9 Proband(inn)en), sind es bei Abb. 11 für PAP fünf, bei PAP-reduziert vier und bei Klangwaage zwei Proband(inn)en, die diese Programme als ihren Favoriten gewählt haben.

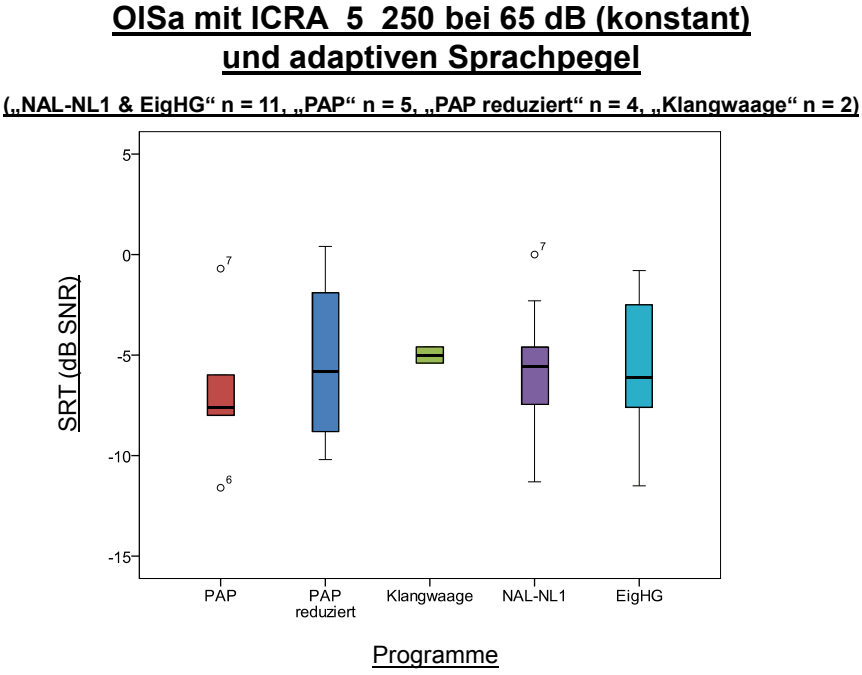


Abb. 11: "Langzeit" SRT nach einer Woche Tragezeit des „Gewinners“ (PAP, PAP-reduziert oder Klangwaage) und sequentiell davor oder danach einer Woche Tragezeit der Referenz (NAL-NL1) dargestellt als Boxplot.

5.1.3 Fragebögen Campusrundgang

Es haben sich insgesamt sechs Proband(inn)en für die lauteste Einstellung PAP, zwei für PAP-reduziert und drei für die Klangwaage entschieden. Zu beachten ist hierbei, dass die Entscheidung für das jeweilige Programm erst nach dem 1. Feldtest gefallen ist, in dem die drei PAP-Varianten parallel zur Verfügung standen. Betrachtet man die spontane Lautstärkebewertung aus dem Rundgang (Abb. 12), so wird deutlich, dass das lauteste Programm PAP im ruhigen Raum als „etwas zu laut“ und an der verkehrsreichen Straße durchgehend als „zu laut“ beschrieben wurde. In dieser Situation, an der verkehrsreichen Straße, waren die Programme (PAP-reduziert,

Klangwaage und NAL-NL1), die im ruhigen Anpassraum zwischen „genau richtig“ und „zu leise“ lagen, im Vorteil.

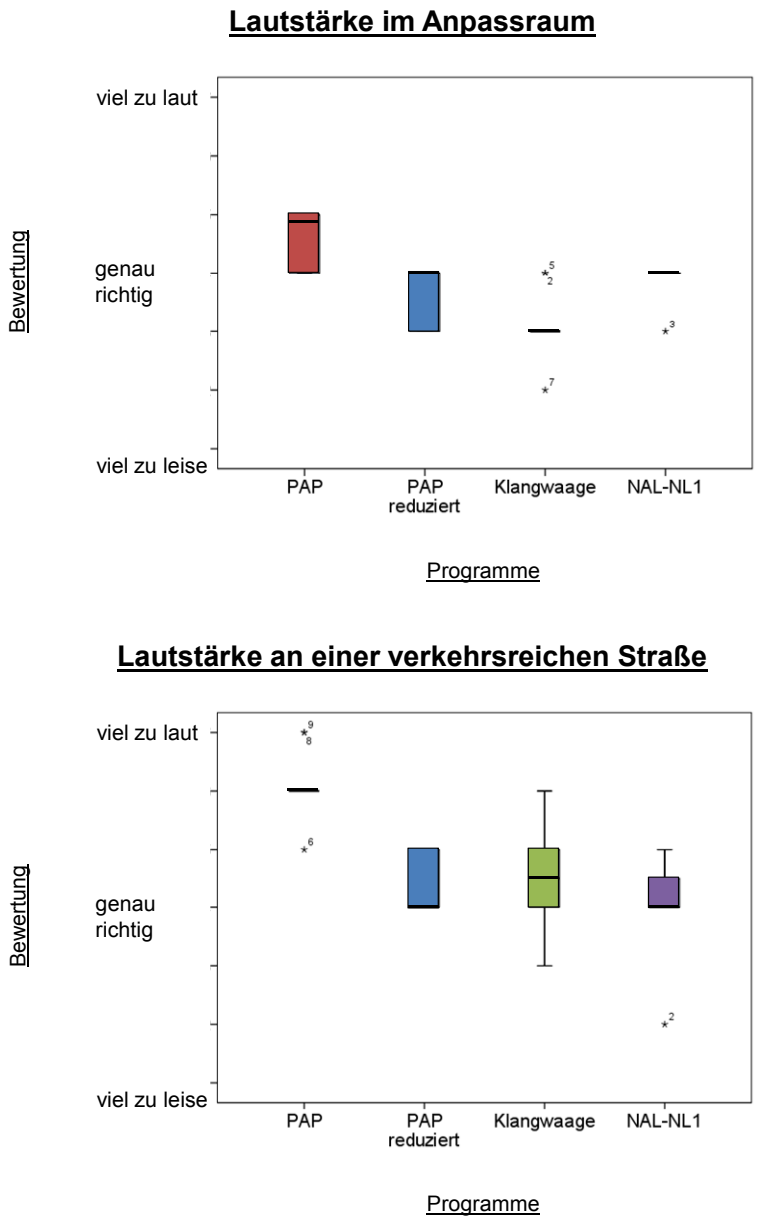


Abb. 12: Bewertungen aus dem Rundgang für Lautstärke des Hörsystems dargestellt als Boxplot.

Bei der Frage nach dem globalen Klang stellt man eine vergleichbare Bewertung fest (Abb. 13). Im ruhigen Anpassraum werden alle Programme fast gleich bewertet und zwar als „eher angenehm“ bis „angenehm“. An der verkehrsreichen Straße hingegen ist „PAP“ „eher unangenehm“ während die anderen Programme fast unverändert bleiben.

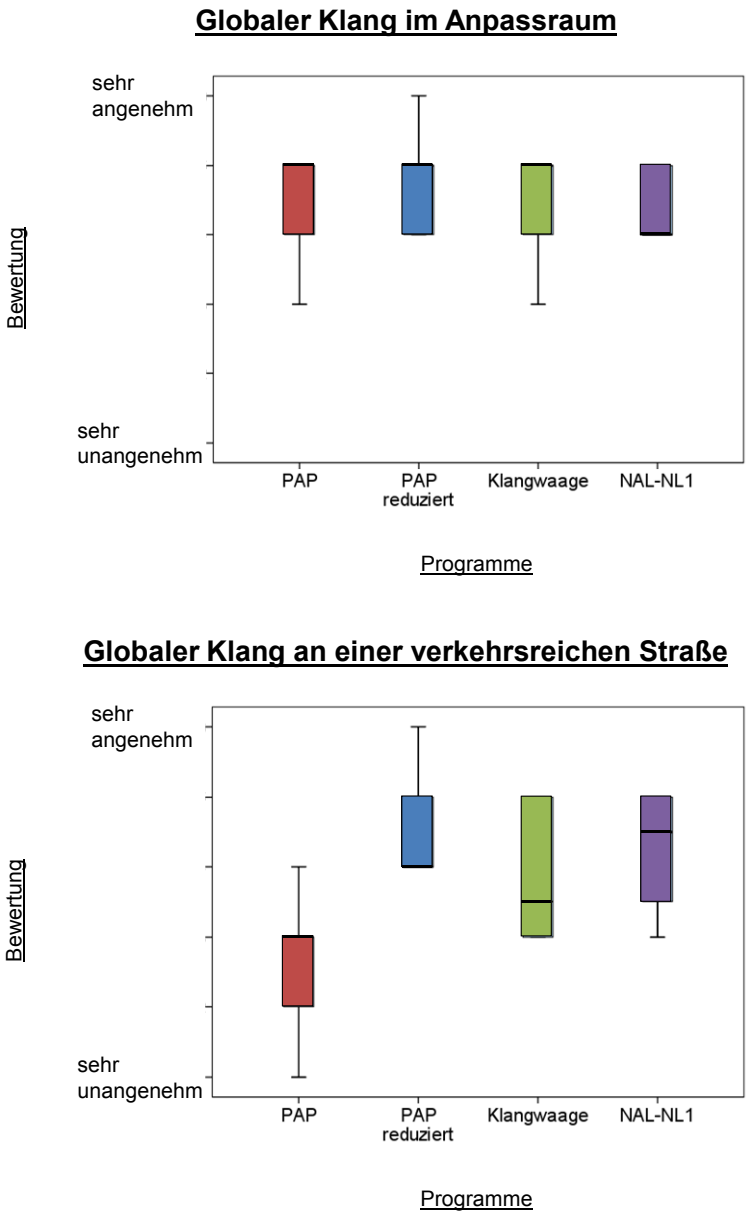


Abb. 13: Bewertungen aus dem Rundgang für allgemeinen Klang des Hörsystems dargestellt als Boxplot.

5.2 Ergebnisse Hauptstudie

Die Ergebnisse der Hauptstudie enthalten Auswertungen der Perzentilanalyse, des Freiburger Einsilbertests, des Oldenburger Satztest und die Bewertungen aus den Fragebögen des Campusrundgangs und der Tagebuchfragebögen.

5.2.1 Perzentilanalyse

Die Ergebnisse der Perzentilanalyse wurden zur besseren Übersicht in die Zielverstärkung, die reale Verstärkung und die Lage der Perzentilkurven relativ zur Hör- bzw. Unbehaglichkeitsschwelle unterteilt.

5.2.1.1 Zielverstärkung

Die in dieser Arbeit entwickelten lautheitsbasierten Anpassungen auf der Basis von KU 25, KU 20 und KU 15, unterscheiden sich in Bezug auf die Zielverstärkung deutlich von der in der ACAM 5 implementierten Verstärkungsvorschrift auf Basis einer universellen 2:1-Teilung der Restdynamik, d. h. ohne individueller MCL. Wie die Abb. 14 zeigt, erhält man im Median bei der LPFit-25 ca. 5 dB, bei der LPFit-20 10-15 dB und bei der LPFit15 20-25 dB weniger Zielverstärkung als bei Verwendung eines geschätzten MCL. Zudem ändert sich die Frequenzwiedergabe innerhalb der LPFits. Während bei LPFit-25 die Differenz der Zielverstärkungen über alle Frequenzen nahezu identisch ist, schreibt LPFit-20 bereits weniger Verstärkung unterhalb von 1000 Hz als oberhalb von 1000 Hz vor. Dieses Gefälle zwischen den tiefen und hohen Frequenzen ist am deutlichsten bei der LPFit-15 zu beobachten. Die Differenz zwischen geringen und hohen Eingangspegeln ist bei der LPFit-15 am größten.

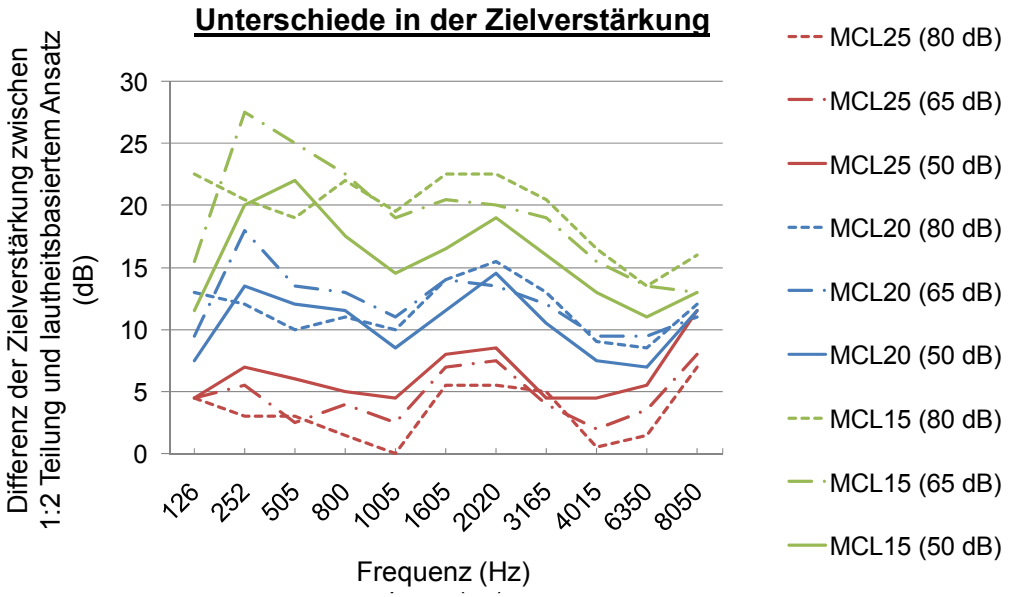


Abb. 14: Differenz zwischen der Zielverstärkung, die sich aus einer 1:2 Teilung der Restdynamik ergibt, und dem hier vorgestellten lautheitsbasierten Ansatz. Die Verstärkung bei dem lautheitsbasierten LPFit-15-Ansatz ist bis zu 27,5 dB geringer als das Isophonendifferenzmaß auf der Basis eines pauschalierten MCL vorschreibt. Relativ dazu schreibt LPFit-15 in den Tiefen weniger Verstärkung als in den Höhen vor.

5.2.1.2 Reale Verstärkungswerte

Abb. 15 zeigt die mittlere Verstärkung der drei individuell lautheitsbasierten Anpassvorschriften (LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15), der hier als Referenz verwendeten NAL-NL2-Präskription und der eigenen Hörgeräte für drei unterschiedliche Eingangspegel (50, 65 und 80 dB). Bei den dargestellten Werten handelt es sich um die Verstärkungen (REIR), die insitu mit dem International Speech Test Signal (ISTS) ermittelt wurden. Über alle drei Eingangspegel (50, 65 und 80 dB) zeigt sich das gleiche Muster, wie es bereits durch die Zielverstärkungswerte zu erwarten war. Die Anpassung, welche auf dem Wert von KU 25 basiert, weist die höchste Verstärkung auf. Die maximalen Verstärkungswerte für LPFit-25 liegen für Eingangssignale von 50 dB bei 27 dB Verstärkung, bei 65 dB Eingang sind es ebenfalls 27 dB, jeweils bei 3165 Hz, und bei 80 dB Eingang 19 dB bei 8050 Hz. Etwas geringere Verstärkungswerte weist die Anpassung auf Basis des KU 20 auf. Für LPFit-20 sind es bei einem 50 dB Eingangssignal 25 dB Verstärkung und bei 65 dB-Eingang 22 dB Verstärkung, jeweils bei 3165 Hz, und bei 80 dB Eingang noch 18 dB bei einer Frequenz von 8050 Hz. Die geringste Verstärkung ergibt sich erwartungsgemäß auf Basis der KU 15. Die maximalen Verstärkungswerte für LPFit-15 betragen 20 dB für 3165 Hz bei einem Eingangssignal von 50 dB. Für höhere Eingangspegel liegen die Maxima bei 3165 Hz. Bei 65 dB Eingang ergeben sich im Mittel 16 dB (3165 Hz) und bei 80 dB Eingang 13 dB Verstärkung (8050 Hz). Somit liegen die drei individuell lautheitsbasierten Anpassungen im Mittel deutlich über den Verstärkungswerten der Referenzvorschrift NAL-NL2 mit den Maxima 18 dB (50 dB Eingang / 3165 Hz), 13 dB (65 dB Eingang / 3165 Hz) und 6 dB (80 dB Eingang / 8050 Hz).

Die eigenen Hörgeräte weisen im Mittel bei einem Eingangspegel von 50 dB eine deutlich geringere Verstärkung in allen Frequenzen auf als die LPFits. Die maximale Verstärkung beträgt 13 dB bei 1605 Hz. Bei einem Eingangspegel von 65 dB ist die Verstärkung bei 1605 Hz etwas höher, als bei LPFit-15 und NAL-NL2 und beträgt 12 dB. Das Maximum ist jedoch geringer als das von LPFit-15 und NAL-NL2 und beträgt 12 dB (2520 Hz). Bei einem Eingangspegel von 80 dB beträgt die maximale Verstärkung 8dB (1605 Hz). Die Verstärkung fällt im Gegensatz zu den anderen Hörgeräteeinstellungen zu hohen Frequenzen hin deutlich ab.

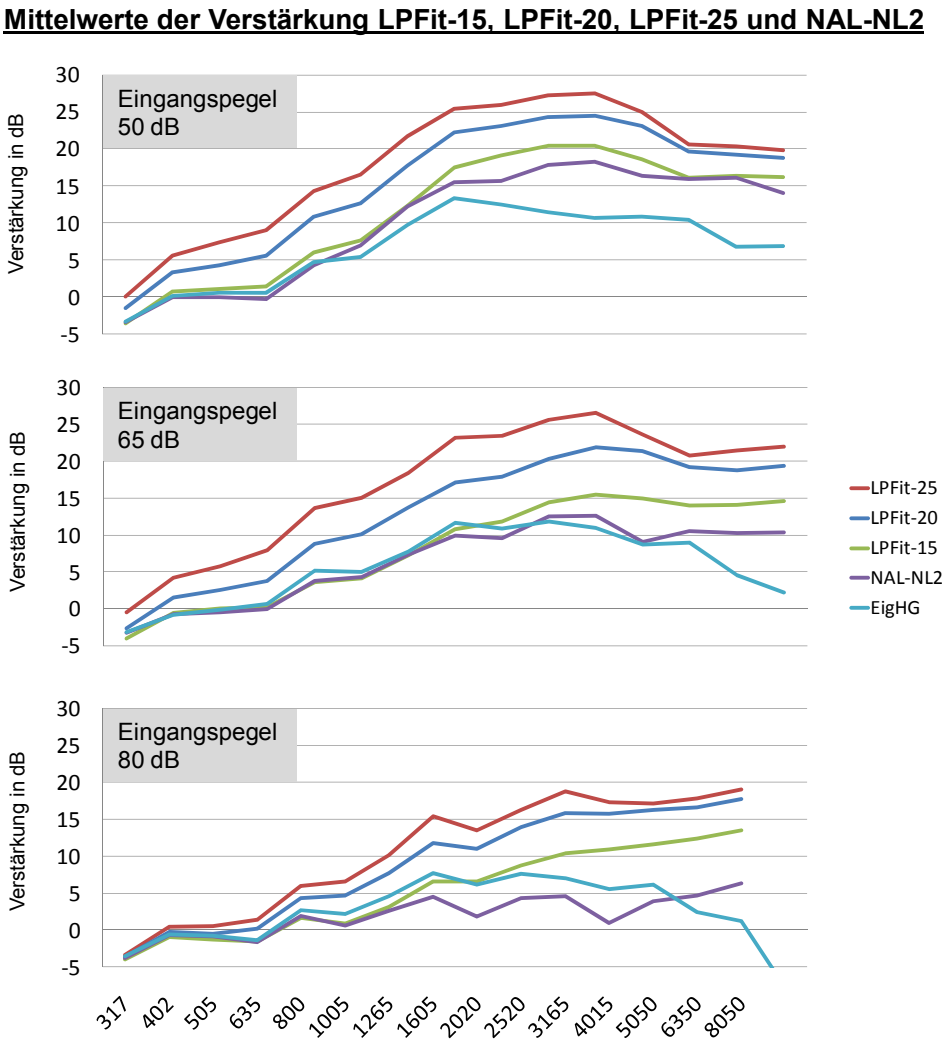


Abb. 15: Mittelwert der Verstärkung (REIG) der drei lautheitsbasierten Programme (LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15) und der Referenz NAL-NL2 in Abhängigkeit zum Eingangspegel (Insitu-Messungen mit ISTS-Signal).

5.2.2 Relative Lage der Perzentile

Wie in Kapitel 4.2 beschrieben, ist der Vorteil der Perzentilanalyse die Erfassung der Dynamik von Sprache. Es ist daher von besonderem Interesse, ob das 30. Perzentil und somit die leisen Anteile der Sprache für die Darbietungspegel 50, 65 und 80 dB im hörbaren Bereich liegen. In Abb. 16 sind die 30. Perzentile für die Eingangspegel 50, 65 und 80 dB der Anpassungen LPFit-15, -20 und -25 in Bezug auf die Tonhörschwelle aufgetragen. Liegen die Kurven oberhalb von 0 dB, so befinden sich diese im hörbaren Bereich. Liegen sie hingegen unterhalb 0 dB und somit im negativen Bereich, sind die leisen Anteile der Sprache nicht hörbar. Mit steigender Verstärkung, die durch die lautheitsbasierten Anpassungen vorgeschrieben wird, sind bei allen drei Eingangspegeln im Falle der Anpassung LPFit-25 zunehmend mehr leise Anteile der Sprache hörbar.

Liegt bei LPFit-25 bei einem Eingangspegel von 50 dB das 30. Perzentile noch oberhalb von 1500 Hz im nicht hörbaren Bereich, so liegt es bei einem Eingangspegel von 65 dB erst ab Frequenzen oberhalb von 4000 Hz im nicht hörbaren Bereich. Bei einem Eingangspegel von 80 dB ist die Hörbarkeit bereits für Frequenzen bis 6000 Hz gegeben.

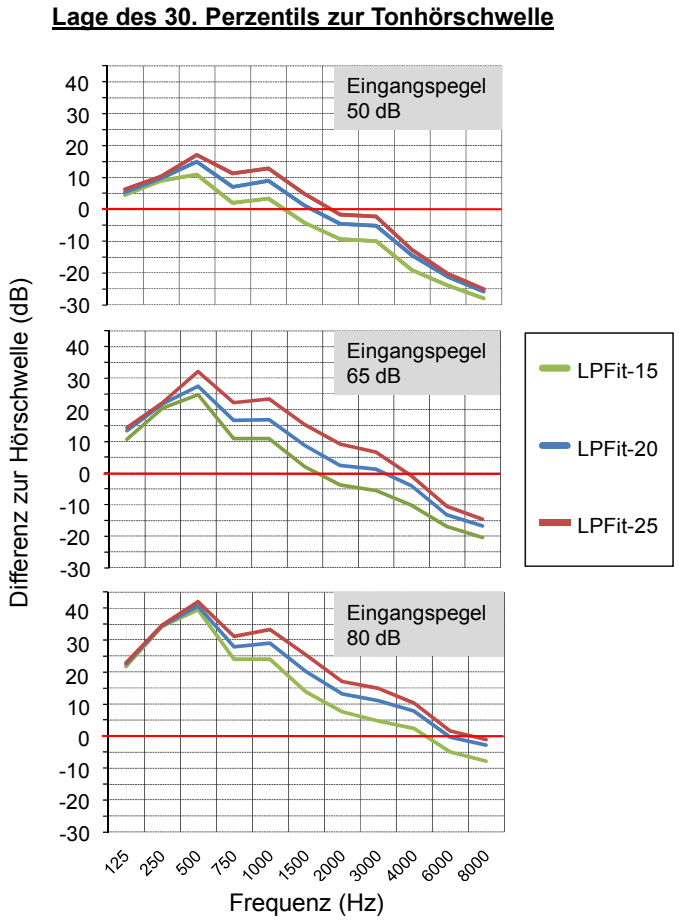


Abb. 16: Lage des 30. Perzentils relativ zur Hörschwelle (positive Werte bedeuten, dass das 30. Perzentil oberhalb der Hörschwelle liegt).

In Abb. 17 ist die relative Lage des 99. Perzentils zur Unbehaglichkeitsschwelle, für die UCL die aus der Lautheitsskalierung bei KU 50 und die UCL, die aus dem Tonaudiogramm ermittelt wurde, aufgetragen. Hierfür wurde die UCL mit den Werten des 99. Perzentils für jede(n) Probanden/in individuell berechnet und daraus der Mittelwert gebildet. Die Einstellung mit der höchsten Verstärkung (LPFit-25) liegt im Mittel 12 dB unterhalb der Unbehaglichkeitsschwelle. Es ist somit sichergestellt, dass keine unerträglichen Schallpegel erreicht werden. Die Einstellungen LPFit-20 und LPFit-15 sind entsprechend der geringeren Verstärkung noch weiter von der UCL entfernt.

Berücksichtigt man die Standardabweichung (Abb. 17), so stellt man fest, dass auch in diesem Fall, selbst bei der Anpassung mit der höchsten Verstärkung, die U-Schwelle nicht überschritten wird. Die Mittelwerte der UCL aus dem Tonaudiogramm liegen bis auf die Schwelle bei 1000 Hz oberhalb der UCL der Lautheitsskalierung. Es kommt aber auch an diesem Punkt zu keiner Überschneidung der Standardabweichung mit dem 99. Perzentil.

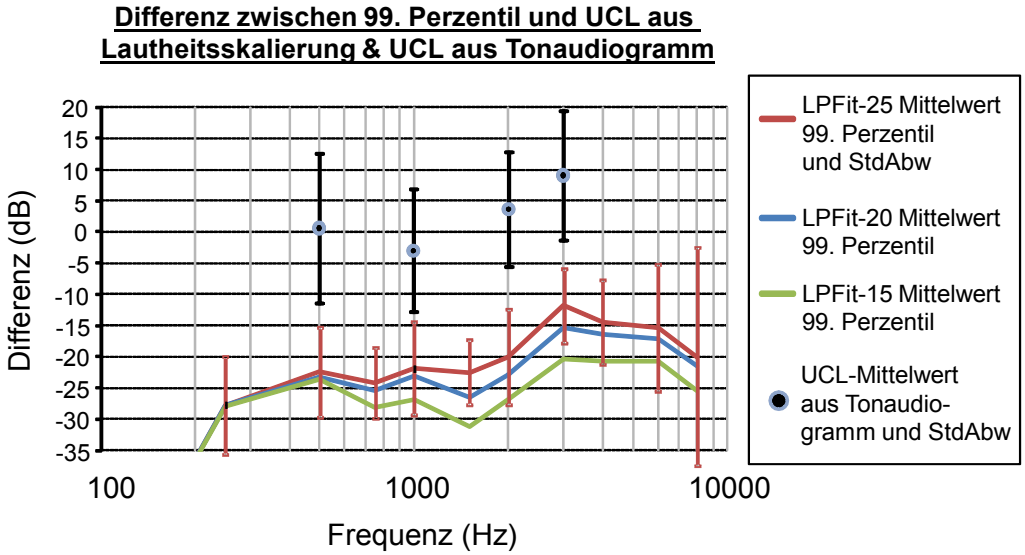


Abb. 17: Relative Lage des 99. Perzentils zur Unbehaglichkeitsschwelle aus Lautheitsskalierung (KU 50) bei einem Eingangspegel von 80 dB. Negative Werte bedeuten, dass das 99. Perzentil unterhalb der U-Schwelle aus der Lautheitsskalierung liegt (StdAbw = Standardabweichung).

5.2.3 Kompressionsverhältnisse

Abb. 18 zeigt die mittleren Kompressionsverhältnisse der lautheitsbasierten Anpassungen (LPFits) und der Referenz (NAL-NL2). Innerhalb der LPFits ist das Kompressionsverhältnis bei LPFit-15 am größten. Das Kompressionsverhältnis von LPFit-15 beträgt CV = 1,5 zwischen 0,5 und 1,4 kHz und nimmt zu hohen Frequenzen hin ab (Cv = 1,2 zwischen 3,5 und 8 kHz). Im Gegensatz zu NAL-NL2 wo ein geringeres Kompressionsverhältnis bei niedrigen Frequenzen vorliegt (Cv = 1,2 zwischen 0,1 und 0,5 kHz) und zu hohen Frequenzen hin ansteigt (Cv = 2,6 zwischen 1,4 und 3,5 kHz).

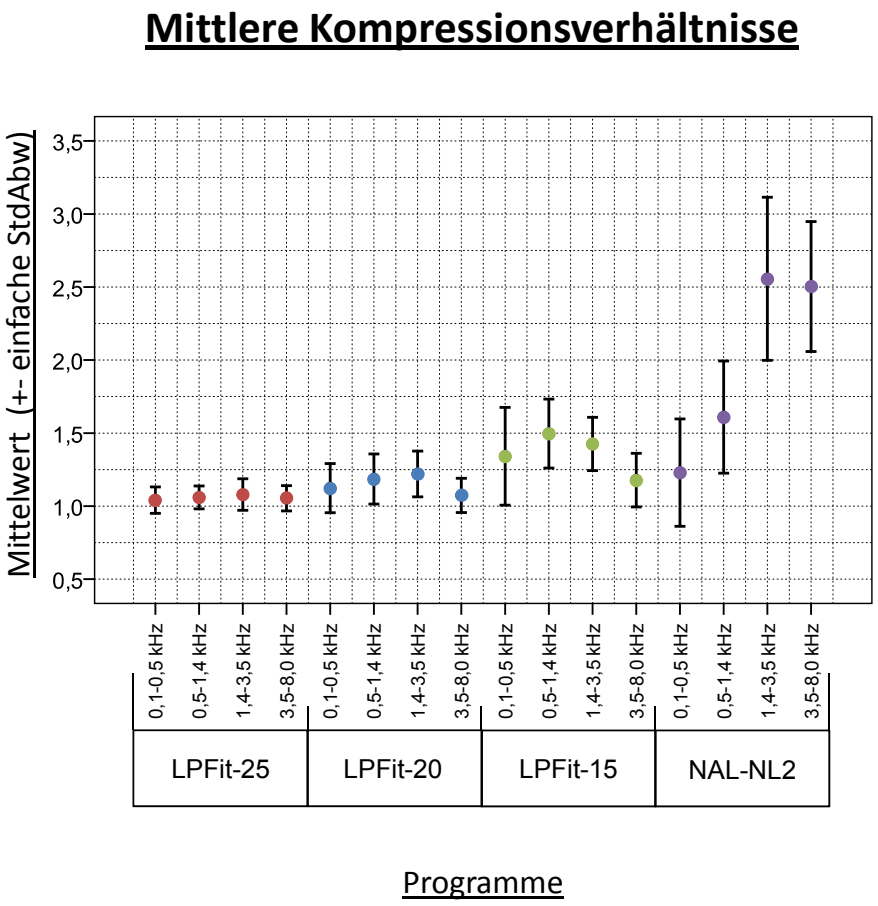


Abb. 18: Mittlere Kompressionsverhältnisse mit Standardabweichung (± einfache StdAbw; n = 21)

5.2.4 Sprachtests

Im Folgenden sind die Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests und des Oldenburger Satztests dargestellt. Die Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests zeigen die Einsilberverständlichkeit in Prozent, während durch den Oldenburger Satztest eine Sprachverständlichkeitsschwelle in dB SNR bestimmt wird.

5.2.4.1 Freiburger Einsilbertest in Ruhe

Im Freiburger Einsilbertest (Abb. 19) erreichten die Proband(inn)en im Median mit allen lautheitsbasierten Anpassungen eine höhere Einsilberverständlichkeit, als mit den eigenen Hörsystemen (Median bei 75%). Die verstärkungsschwächste Anpassung LPFit-15 schneidet gleich gut wie die Referenz NAL-NL2 ab (Median bei 80%). Eine deutliche Verbesserung weisen die Proband(inn)en im Median mit den Anpassungen LPFit-20 und LPFit-25 auf (Median bei 90%). Bei den eigenen Hörgeräten liegt der Minimalwert bei 30% und bei der NAL-Referenz bei 35%. Das Minimum bei LPFit-15 liegt bei 60%, bei LPFit-20 bei 55% und für LPFit-25 bei 70%. Die Maximalwerte der Einsilberverständlichkeit liegen für alle Anpassungen bei 100%.

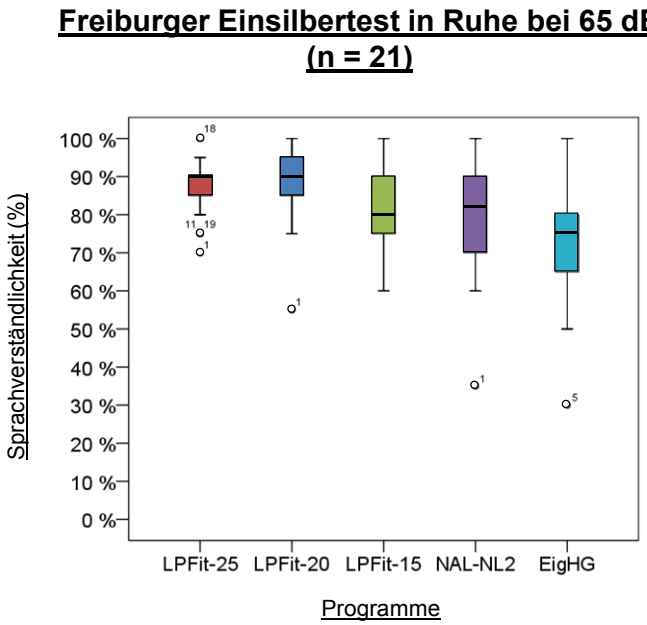


Abb. 19: Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest dargestellt als Boxplot.

Bei der Zweifach-Rangvarianzenanalyse verbundener Stichproben nach Friedman kann die Hypothese, dass die Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest in allen Programmen gleich ist, abgelehnt werden. Es zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen den eigenen Hörgeräten und LPFit-25, den eigenen Hörgeräten und LPFit-20 und zwischen NAL-NL2 und LPFit-20. Das Signifikanzniveau entspricht 0,05 (vgl. Anhang 13.4).

Teilt man die Gruppen zwischen den Proband(inn)en, die LPFit-20 (Abb. 20) und denen, die LPFit-15 (Abb. 21) präferiert haben, auf, so zeigt sich eine geringere Schwankung bei der Gruppe der LPFit-20 Nutzer(innen), wobei die geringe Fallzahl bei LPFit-20 berücksichtigt werden muss.

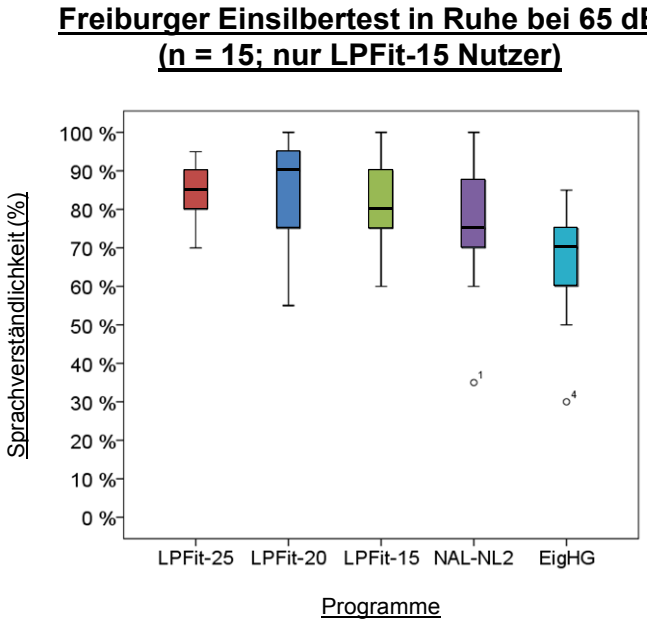


Abb. 20: Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest dargestellt als Boxplot (LPFit-15 Nutzer).

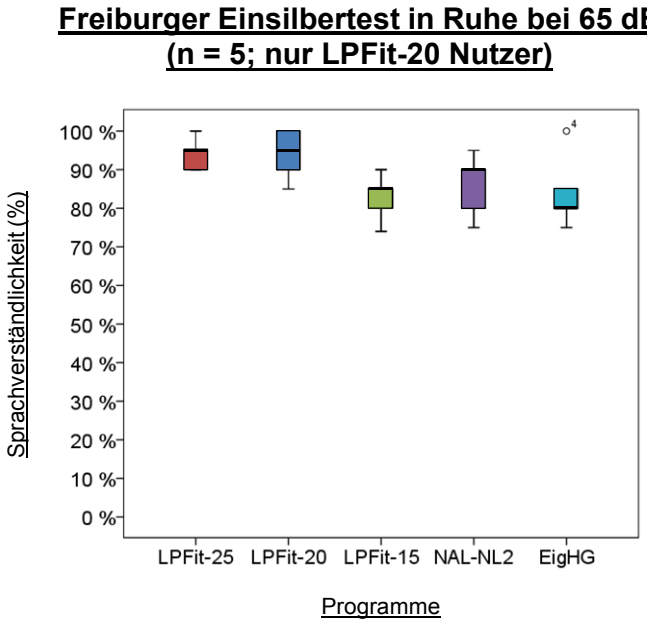


Abb. 21: Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest dargestellt als Boxplot (LPFit-20 Nutzer).

5.2.4.2 Oldenburger Satztest im Störgeräusch ICRA_5_250 (65 dB Störpegel, adaptiver Sprachpegel)

Bei der Sprachverständlichkeitsschwelle im Störgeräusch, gemessen mit dem Oldenburger Satztest, verhalten sich die Ergebnisse ähnlich wie beim Freiburger Einsilbertest. Hier liegt die SRT für die eigenen Hörgeräte im Median bei -7,5 dB SNR, für die Referenz NAL-NL2 im Median bei -8 dB SNR und für die LPFit-15-Präskription im Median bei -7,8 dB SNR auf einem vergleichbaren Niveau (Abb. 22). Eine geringe Verbesserung der SRT ergibt sich für die Anpassungen LPFit-20 (Median -8,3 SNR). Bei LPFit-25 verringert sich die SRT (Median -7,7 dB SNR). Die schlechtesten Einzelwerte erreichen dabei die Referenz NAL-NL2 (Maximum 3,4 dB SNR) und die eigenen Hörgeräte (Maximum 2,6 dB SNR). Die Maximalwerte der lautheitsbasierten Anpassungen sind hingegen sehr einheitlich und bewegen sich zwischen 0 dB SNR (LPFit-15) und 1 dB SNR (LPFit-25). Die eigenen Hörgeräte erreichen ein Minimum von -15,6 dB SNR. Die Referenz (Minimum -15,4 dB SNR) und LPFit-15 (Minimum -15,5 dB SNR) schneiden ähnlich ab. Etwas geringer fallen die besten Werte für LPFit-20 (Minimum -13,6 dB SNR) und LPFit- 25 (Minimum -14,5 SNR) aus.

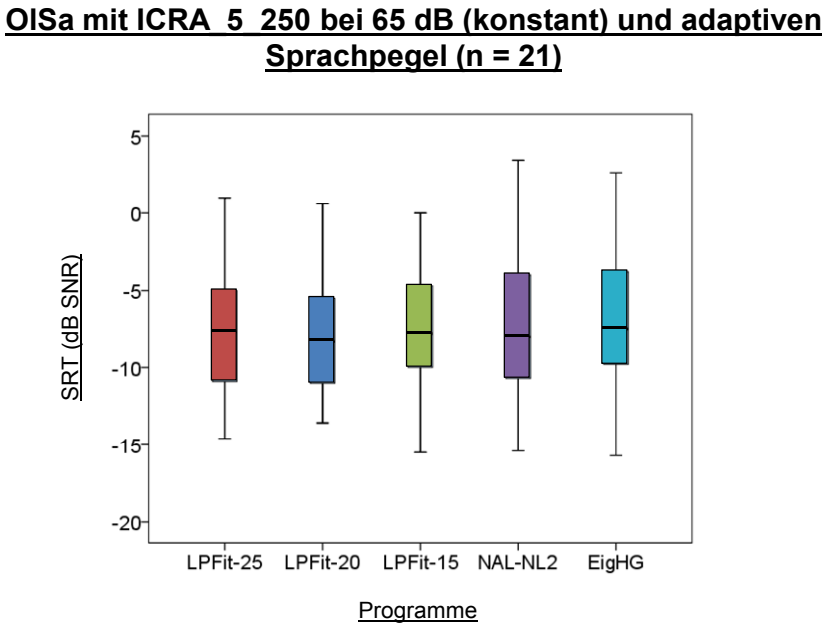


Abb. 22: Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) in dB SNR im Oldenburger Satztest dargestellt als Boxplot.

Bei der Zweifach-Rangvarianzenanalyse verbundener Stichproben nach Friedman kann die Hypothese, dass die Signalrauschverhältnisse im Oldenburger Satztest in allen Programmen gleich sind, ebenfalls abgelehnt werden. Es zeigen sich deutliche Unterschie-

de zwischen den LPFit-20 und den eigenen Hörgeräten. Das Signifikanzniveau entspricht 0,05 (vgl. Anhang 13.5).

Teilt man die Gruppen zwischen den Proband(inn)en, die LPFit-15 (Abb. 23) und denen, die LPFit-20 (Abb. 24) gewählt haben auf, so zeigen sich deutliche Unterschiede.

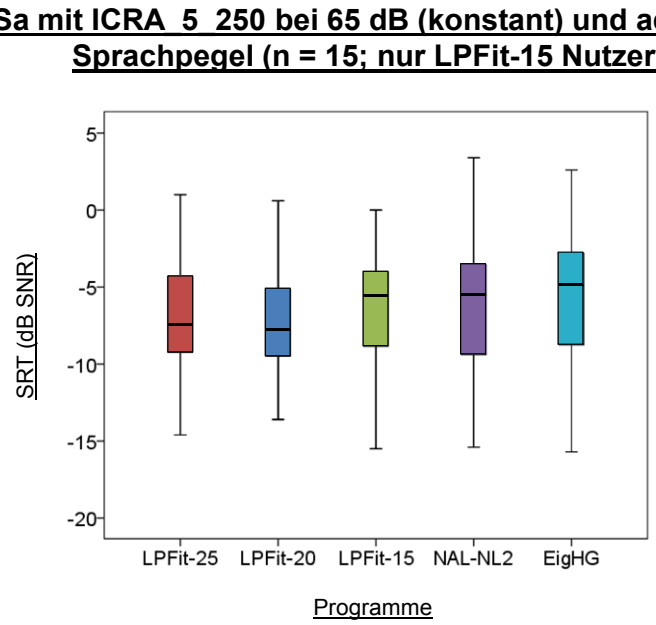


Abb. 23: Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) in dB SNR im Oldenburger Satztest dargestellt als Boxplot (LPFit-15 Nutzer).

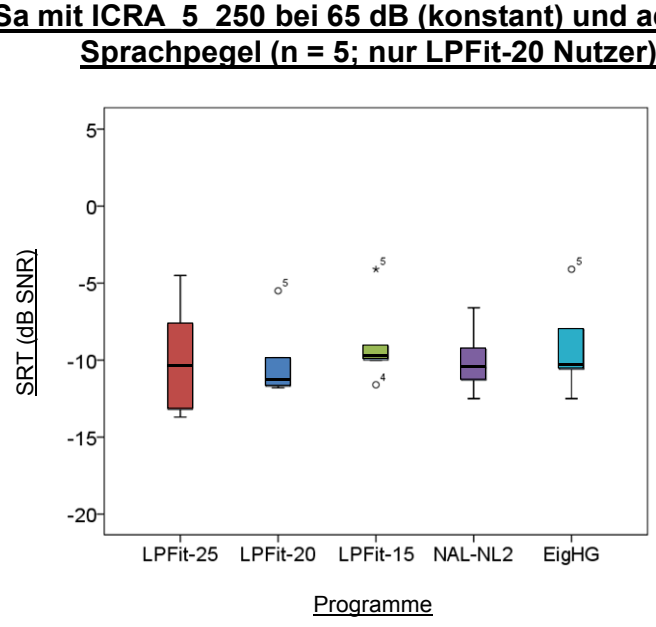


Abb. 24: Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) in dB SNR im Oldenburger Satztest dargestellt als Boxplot (LPFit-20 Nutzer).

5.2.5 Fragebögen: Campusrundgang

Die Auswertung der Fragebögen aus den Campusrundgängen zeigt eine von vorhandenen Umgebungsgeräuschen abhängige Bewertung, besonders in Bezug auf die Lautstärke des Hörsystems.

5.2.5.1 Lautstärke des Hörsystems

Für die Bewertung der Lautstärke des Hörsystems (Abb. 25) standen sieben Antwortklassen von „viel zu leise“ über „genau richtig“ bis „viel zu laut“ zur Verfügung. Die Auswertungen des Rundgangs zeigen, dass von der Mehrzahl der Proband(inn)en das lautheitsbasierte Programm LPFit-25 als „zu laut“ im Anpassraum und in halliger Umgebung bzw. als „viel zu laut“ an der verkehrsreichen Straße bewertet wird. Für LPFit-20 geben die Proband(inn)en in der Situation Anpassraum „genau richtig“, für verkehrsreiche Straße „zu laut“ und für hallige Umgebung „etwas zu laut“ an. Im Median über alle drei Situationen als „genau richtig“ bewertet, wird die lautheitsbasierte Anpassung LPFit-15. Die Referenz und die eigenen Hörgeräte wurden in diesem Rundgang nicht bewertet, da dies mit einem wiederholten Wechsel der Hörgeräte verbunden gewesen wäre (Pure ⇔ eigene HG), was von den Bewertungsaufgaben abgelenkt hätte.

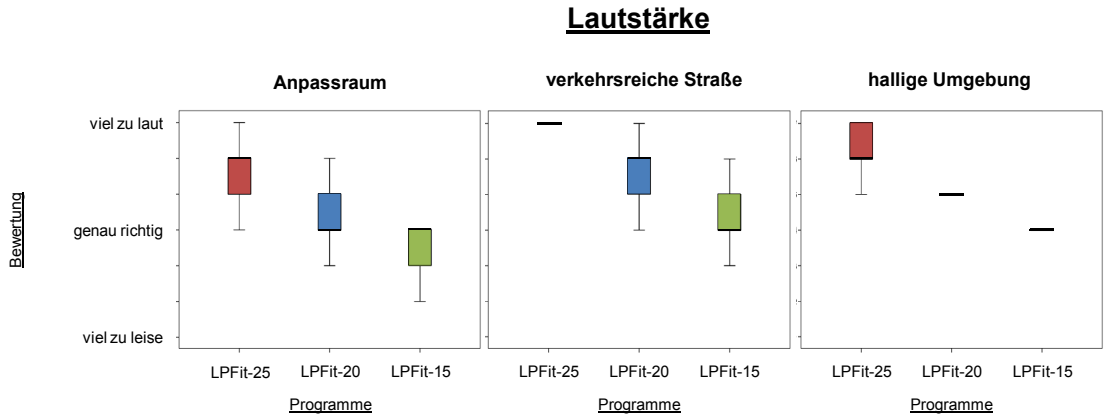


Abb. 25: Bewertung der Lautstärke der Anpassungen LPFit-25, 20 und 15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot.

5.2.5.2 Anstrengung für das Sprachverstehen

Die Bewertungsskala, wie anstrengend die Proband(inn)en es fanden Sprache zu verstehen („Höranstrengung“), war in ebenfalls sieben Antwortklassen von „extrem anstrengend“, „sehr anstrengend“, „deutlich anstrengend“ über „mittel“, „wenig anstrengend“, „sehr wenig anstrengend“ bis „nicht anstrengend“ eingeteilt (Abb. 26). Die drei individuell lautheitsbasierten Programme weisen in den drei unterschiedlichen akustischen Situationen einen ähnlichen Trend auf. Im Median wird LPFit-25 als „wenig anstrengend“ im Anpassraum und „mittelmäßig anstrengend“ in halliger Umgebung bewertet. In einer Situation mit vielen und zudem teils lauten Nebengeräuschen, wie es an der verkehrsreichen Straße der Fall ist, steigt die Anstrengung für das Sprachverstehen auf „deutlich anstrengend“ an. In der ruhigen Umgebung des Anpassraums werden die Einstellungen LPFit-20 und LPFit-15 im Median als „nicht anstrengend“ bewertet. Für die hallige Umgebung liegt der Wert für LPFit-20 bei „wenig anstrengend“ und für LPFit-15 bei „sehr wenig anstrengend“. An der verkehrsreichen Straße unterscheiden sich die beiden Einstellungen ebenfalls um eine Stufe (LPFit-20 = „wenig anstrengend“; LPFit-15 = „sehr wenig anstrengend“).

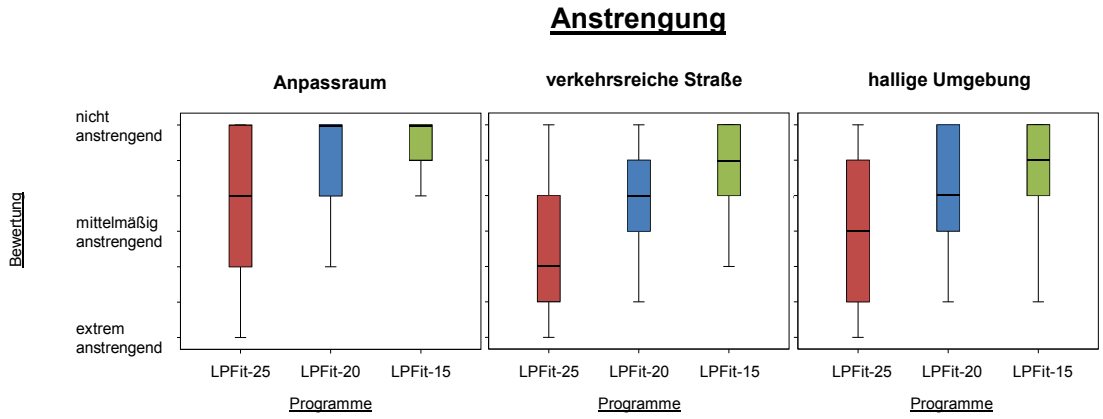


Abb. 26: Bewertung der Anstrengung für das Sprachverstehen der Anpassungen LPFit-25, 20 und 15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot

5.2.5.3 Bewertung des globalen Klangeindrucks

Die Bewertung des globalen Klangeindrucks reicht von „sehr unangenehm“ bis „sehr angenehm“ in sechs Stufen (Abb. 27). Um eine eindeutige Klangbewertung zu erhalten, wurde in diesem Fall keine Neutralklasse angeboten (forced choice). Die Bewertung hat für die jeweilige lautheitsbasierte Anpassung den gleichen Trend bei den unterschiedlichen akustischen Situationen. In diesen drei Situationen wird jeweils die LPFit-25-Vorschrift als am unangenehmsten bewertet. Im Detail wird LPFit-25 im Anpassraum (Median) „eher unangenehm“, in halliger Umgebung (Median) „unangenehm“ und an der verkehrsreichen Straße (Median) als „sehr unangenehm“ beschrieben. LPFit-20 wird in den Situationen mit geringen Nebengeräuschen (Anpassraum und hallige Umgebung) als „eher angenehm“ im Median bezeichnet und an der verkehrsreichen Straße im Median als „eher unangenehm“. Am positivsten eingestuft wurde LPFit-15. In allen drei Umgebungen liegen die Bewertungen im oberen positiven Bereich der Skala. LPFit-15 wird im Anpassraum und halliger Umgebung als „angenehm“ und an der Straße als „eher angenehm“ beschrieben.

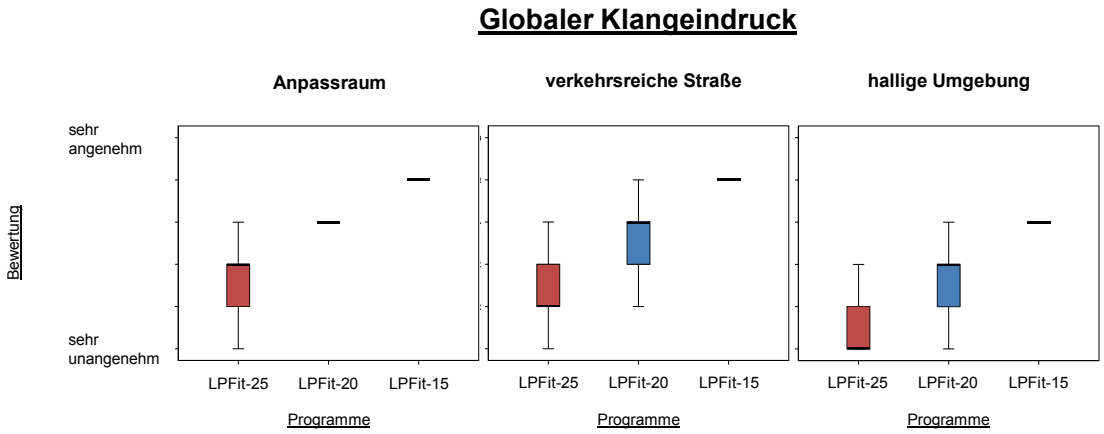


Abb. 27: Bewertung des globalen Klangeindrucks der Anpassungen LPFit-25, 20 und 15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot.

5.2.5.4 Globale Zufriedenheit

Als weitere Bewertungsdimension wurde die globale Zufriedenheit für die jeweilige Situation abgefragt (Abb. 28). Um eine eindeutige Bewertung der Zufriedenheit zu erhalten, wurde, wie bereits bei dem globalen Klangeindruck, keine Neutralklasse angeboten (forced choice). Die Skalierung hierbei reicht von „sehr unzufrieden“ bis „sehr zufrieden“ in ebenfalls sechs Antwortklassen. Über alle drei Situationen gemittelt schneidet auch bei dieser Frage LPFit-15 am besten ab, gefolgt von LPFit-20 und LPFit-25. Für den Anpassraum wird LPFit-25 als „eher unzufrieden“, LPFit-20 als „eher zufrieden“ und LPFit-15 als „zufrieden“ bewertet. An der verkehrsreichen Straße vergleichbar mit LPFit-25 „unzufrieden“, LPFit-20 als „eher unzufrieden“ und LPFit-15 als „eher zufrieden“. In halliger Umgebung LPFit-25 als „unzufrieden“, LPFit-20 als „eher zufrieden“ und LPFit-15 als „zufrieden“.

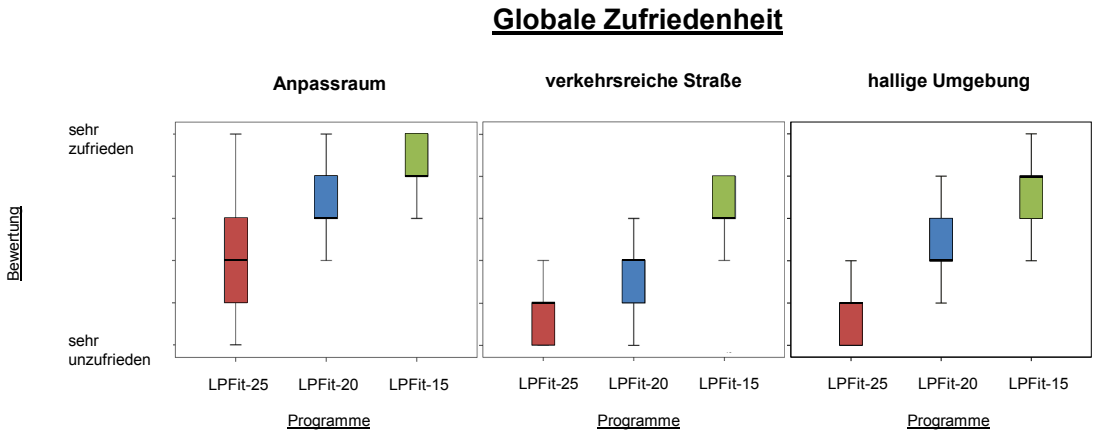


Abb. 28: Bewertung der globalen Zufriedenheit der Anpassungen LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot.

5.2.5.5 Globale Präferenz im Labor- bzw. beim Campusrundgang

Bei jeder akustischen Situation des Campusrundgangs (Anpassraum, hallige Umgebung und verkehrsreiche Straße) wurde eine Platzierung bezüglich der Gesamtpräferenz abgefragt (1. Platz, 2. Platz oder 3. Platz). Insgesamt wurden somit 189 Platzierungen (21 Proband(inn)en, in je drei Hörsituationen mit der Möglichkeit, je drei Platzierungen zu vergeben) abgegeben. In Abb. 29 sind alle Situationen zusammengefasst. Es hat LPFit-25 ein Mal, LPFit-20 13 Mal und LPFit-15 48 Mal den ersten Platz belegt. Den zweiten

Platz hat LPFit-25 vier Mal, LPFit-20 48 Mal und LPFit-15 13 Mal belegt. LPFit-25 wurde 58 Mal, LPFit-20 zwei Mal und LPFit-15 zwei Mal auf den dritten Platz gewählt.

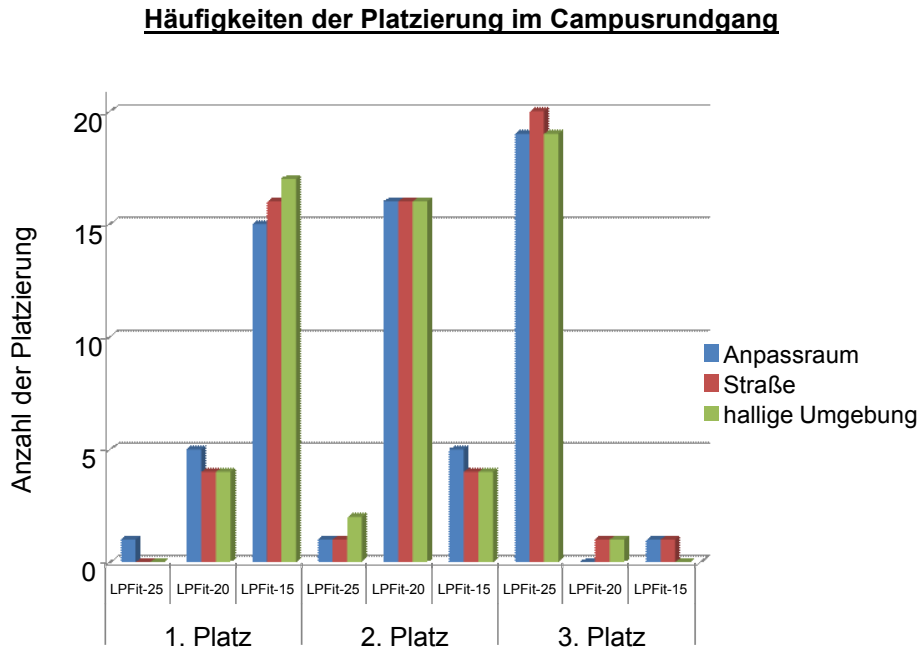


Abb. 29: Häufigkeiten der Platzierungen (1. Platz, 2. Platz und 3. Platz) der verschiedenen Anpassungen in den akustischen Situationen des Campusrundgangs (Anpassraum, hallige Umgebung und verkehrsreiche Straße).

Die im Campusrundgang durchgeführten Platzierungen führten zur bevorzugten Wahl der LPFits, wie in Tabelle 7 dargestellt. LPFit-25 wurde nicht für den Feldtest ausgewählt, dafür musste für eine(n) Probanden(in) eine Anpassung mit geringerer Verstärkung erstellt werden, da auch LPFit-15 nicht akzeptiert wurde. Im Campusrundgang wurden nur die LPFits bewertet, weshalb keine Platzierung für NAL-NL2 vorliegt. Dies ist auch nicht nötig, da NAL-NL2 in jedem Fall in den Feldtest involviert war.

Tabelle 7: Häufigkeiten, mit der LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15 für den Feldtest gewählt wurde.

Studienphase	**Anpassregel**				
	LPFit-25	LPFit-20	LPFit-15	LPFit-10	NAL-NL2
Labor- und Campustest (n=21): Globale Präferenz	0	5	15	1	In der Phase nicht involviert

5.2.6 Fragebögen: Feldtest

Bei den folgenden Blasendiagrammen ist die Referenz (NAL-NL2) auf der X-Achse gegenüber der LPFit-Variante, die sich die Proband(inn)en für den Feldtest ausgesucht haben, auf der Y-Achse aufgetragen. In dem Kontext ist in Erinnerung zu bringen, dass sich 5 Proband(inn)en für LPFit-20, 15 für LPFit-15 und ein(e) Proband(in) für LPFit-10 entschieden haben. Gesondert aufgeführt werden im Folgenden nur Konditionen, die ≥ 10 Bewertungen aufweisen.

5.2.6.1 Lautstärke des Hörsystems

Die Kategorien der Lautstärke waren: „viel zu leise“, „etwas zu leise“, „genau richtig“, „etwas zu laut“ und „viel zu laut“. Bei der Bewertung der Lautstärke im Feldtest (Abb. 30) zeigt sich, dass die empfundene Lautstärke bei NAL-NL2 über vier Kategorien verteilt ist, wobei die Hauptanteile (≥ 10 Bewertungen) bei den LPFits sich nur auf zwei Kategorien verteilen. In 32 Fällen haben Proband(inn)en NAL-NL2 als „etwas zu leise“ und LPFit als „genau richtig“, in 30 Fällen NAL-NL2 als „genau richtig“ und LPFit als „etwas zu laut“ und in 27 Fällen sowohl NAL-NL2 als auch LPFit als „genau richtig“ angegeben.

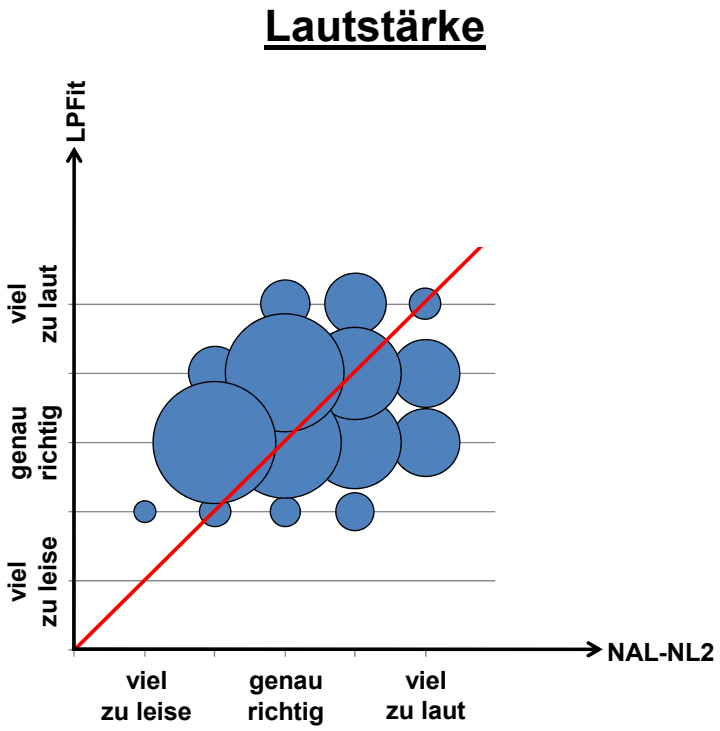


Abb. 30: Bewertung der Lautstärke; Tagebuchfragebogen (n = 174).

5.2.6.2 Anstrengung für das Sprachverstehen

Die Kategorien der Anstrengung für das Sprachverstehen waren: „sehr anstrengend“, „anstrengend“, „mittelmäßig anstrengend“, „wenig anstrengend“ und „nicht anstrengend“ (Abb. 31). Proband(inn)en, die NAL-NL2 als „mittelmäßig anstrengend“ bewerteten, empfanden die LPFit-Variante als „wenig anstrengend“. Insgesamt wurde dies 29 Mal so bewertet. In gleicher Häufigkeit empfanden die Proband(inn)en NAL-NL2 und ebenso die LPFit-Variante als „wenig anstrengend“. 20 Mal wurde NAL-NL2 als „wenig anstrengend“ und die LPFit-Variante als „mittelmäßig anstrengend“ bewertet. In 14 Situationen wurden beide Programme als „nicht anstrengend“ gewertet. In 13 Fällen wurde NAL-NL2 als „anstrengend“ und die LPFit-Variante als „wenig anstrengend“ und in zehn Fällen NAL-NL2 als „mittelmäßig anstrengend“ und die LPFit-Variante als „nicht anstrengend“ bewertet.

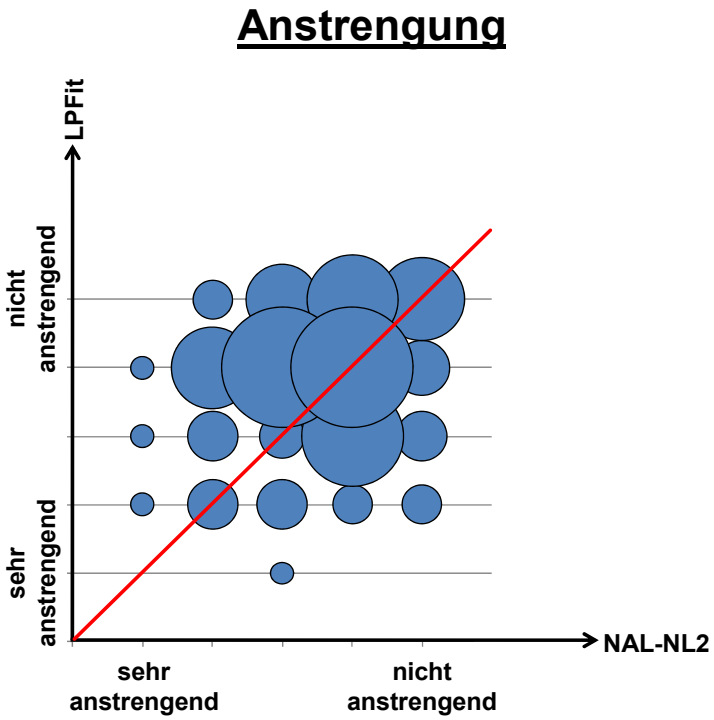


Abb. 31: Bewertung der Anstrengung; Tagebuchfragebogen (n = 174).

5.2.6.3 Bewertung des globalen Klangeindrucks

Die Kategorien des Klangeindrucks waren: „sehr unangenehm“, „unangenehm“, „angenehm“ und „sehr angenehm“ (Abb. 32). Die Angaben über den Klang des Hörsystems zentrieren sich auf zwei Bereiche. In 58 Fällen wurden beide Programme als „angenehm“ beschrieben. In 52 Fällen wurde NAL-NL2 als „unangenehm“ und die LPFit-Variante als „angenehm“ beschrieben. Mit großem Abstand darauf folgt, dass NAL-NL2 als „angenehm“ und LPFit als „unangenehm“ (19 Mal) und 13 Mal beide Programme als „unangenehm“ bewertet wurden. Die LPFit-Variante wurde somit in Bezug auf den globalen Klang im Feldtest bevorzugt.

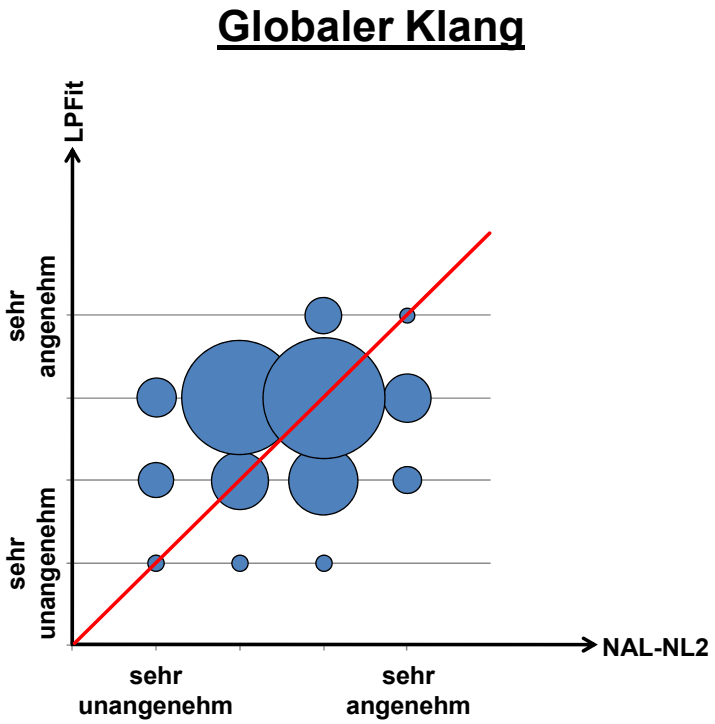


Abb. 32: Bewertung des Klangs; Tagebuchfragebogen (n = 174).

5.2.6.4 Globale Präferenz im Feldtest

Im Feldtest wurden von den Proband(inn)en insgesamt 174 Situationen frei beschrieben, in denen die Hörprogramme einer Bewertung unterzogen wurden. Somit haben die Proband(inn)en im Mittel jeweils ca. 8 Fragebögen im Feldtest in einem Zeitraum von ca. 10-14 Tagen ausgefüllt. Von den 174 Situationen wurde die von den Proband(inn)en jeweils gewählte lautheitsbasierte Anpassung (LPFit-25, LPFit-20 oder LPFit-15) 119 mal (68,4%) und die NAL-NL2 Referenz 55 mal (31,6%) in der beschriebenen Situation bevorzugt. Somit zeigt sich eine eindeutige Präferenz für die individuelle lautheitsbasierte Anpassung.

5.2.7 Qualitätsbewertung Labor

Unter kontrollierten Laborbedingungen wurden direkte Paarvergleiche der bevorzugten LPFit-Variante und der Referenz (NAL-NL2) durchgeführt. Die folgenden Ergebnisse zeigen die Bewertung der Proband(inn)en in Bezug auf globale Präferenz und Natürlichkeit.

5.2.7.1 Globale Präferenz

Abb. 33 zeigt die globale Präferenz, die eine Pegelabhängigkeit aufweist. Bei leisen Klangbeispielen von Naturgeräuschen und Sprache wird 16 Mal die Anpassung NAL-NL2 und zehn Mal LPFit bevorzugt. 16 Mal wurden beide Anpassungen als gleich bewertet. Mit steigendem Pegel wird zunehmend die LPFit-Variante bevorzugt (33 Mal). Zehn Entscheidungen entfallen auf „etwa gleich“ und 20 auf NAL-NL2.

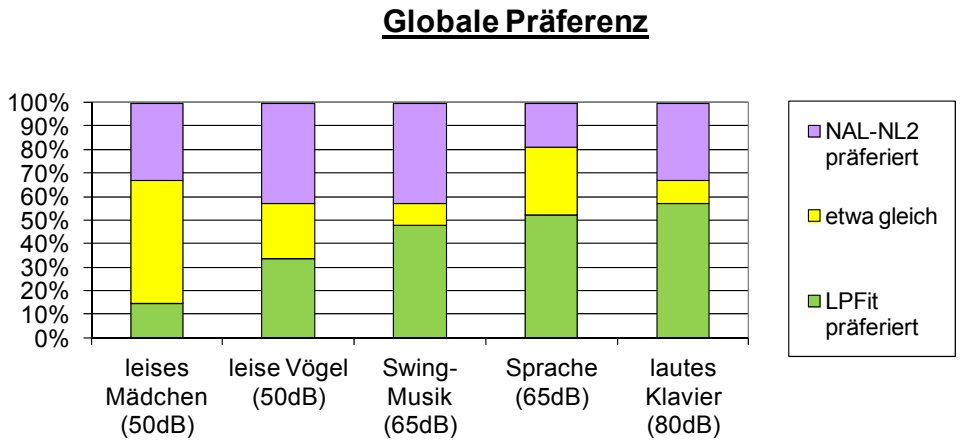


Abb. 33: Bewertung der globalen Präferenz im Labor. Horizontal sind die verwendeten Schallbeispiele und deren Darbietungspegel aufgetragen

5.2.7.2 Natürlichkeit

In Abb. 34 ist die Bewertung der Natürlichkeit dargestellt. Bei vier der fünf Klangbeispiele wird der LPFit als natürlicher bewertet (NAL-NL2 16 und LPFit 41). Anders verhält es sich bei „Swing-Musik“, hier fallen jeweils neun Entscheidungen auf NAL-NL2 und auf LPFit fallen (drei Mal „etwa gleich“).

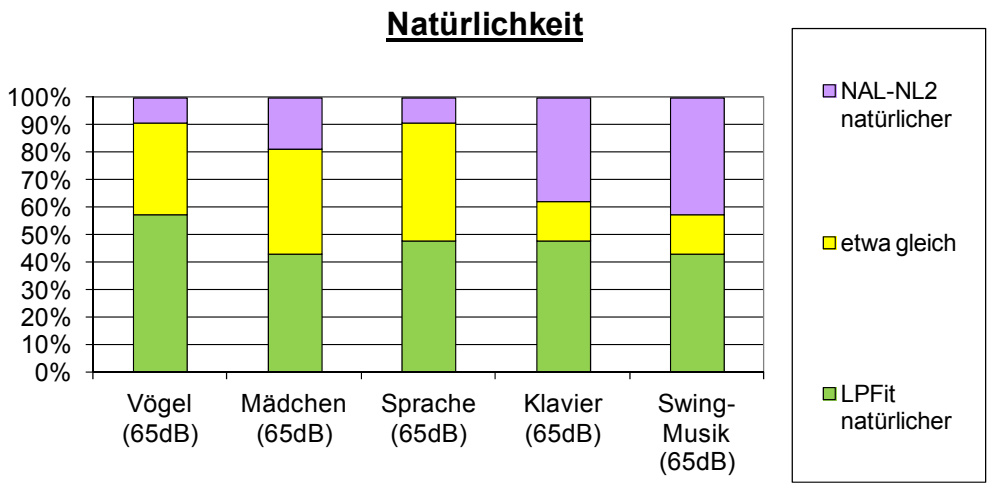


Abb. 34: Bewertung der Natürlichkeit im Labor. Horizontal sind die verwendeten Schallbeispiele und deren Darbietungspegel aufgetragen

5.2.8 Datalogging

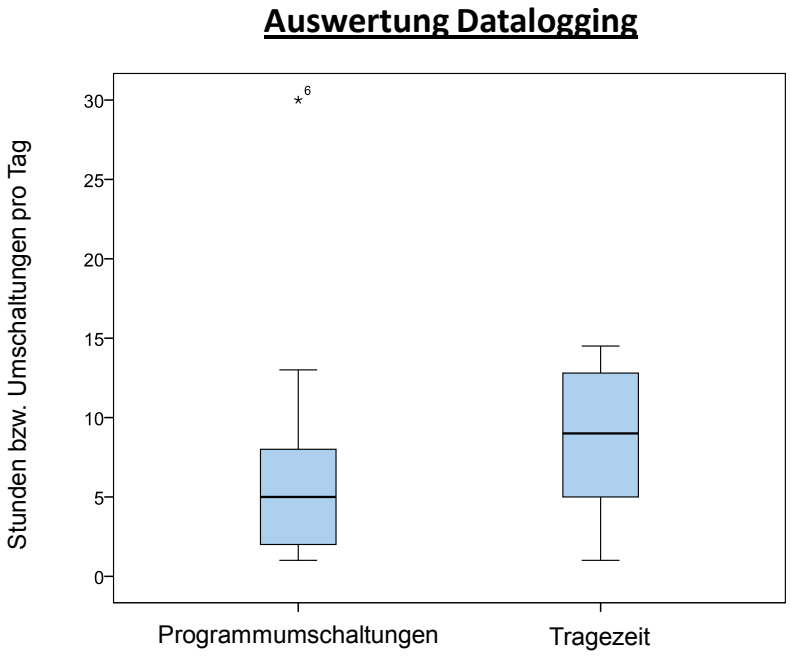


Abb. 35: Programmumschaltungen und Tragezeiten pro Tag im Feldtest.

In der Abb. 35 sind die Programmumschaltungen und Tragezeiten des Feldtests in Stunden bzw. Umschaltungen pro Tag dargestellt. Der Median der Tragezeit beträgt 9 Std/Tag und der der Programmumschaltungen 5 Umschaltungen/Tag. Die Standardabweichung der Programmumschaltungen beträgt 6,4 und die der Tragezeit 3,9. Die kleinsten nicht-extremen Werte betragen sowohl bei den Programmumschaltungen, als auch bei der Tragezeit 1. Der größte nicht extreme Wert der Programmumschaltungen beträgt 13 Umschaltungen/Tag und bei der Tragezeit 14,5 Std/Tag. Die Daten von Proband(in) 6 mit 30 Umschaltungen/Tag wurden als extremer Wert gekennzeichnet.

6 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung einer lautheitsbasierten Anpassung, die die aktuelle komplexe Hörsystemtechnik und die Individualität und Komplexität des Menschen einbezieht. Die bisher vorhandenen Präskriptionen berücksichtigen zwar tonaudiometrische Daten und die Erfahrung mit Hörgeräten, jedoch nicht die individuelle Lautheitswahrnehmung. Bei bisherigen Verfahren blieb zudem die Dynamik von Sprache (ca. 30 dB) unberücksichtigt. Erst mit der Einführung der Perzentilanalyse ist eine Anpassung der leisen und lauten Anteile von Sprache auf den Restdynamikbereich der Schwerhörigen möglich.

Handelt es sich bei den tonaudiometrischen Daten noch um reproduzierbare Werte, so ist die Trageerfahrung bereits sehr subjektiv, da der Tag der ersten Hörgeräteversorgung keine Auskunft über das Trageverhalten gibt. Zu diesem Zweck können anhand von Dataloggingsystemen zusätzliche Informationen über die reale Trageerfahrung gewonnen werden. Eine Einbeziehung dieser Daten steht jedoch erst nach einiger Zeit zuverlässig zur Verfügung. Die Erstversorgung müsste weiterhin ohne diese Information durchgeführt werden. Dabei ist diese Phase sehr wichtig für die weitere Anpassung und die Auswahl des geeigneten Hörsystems. Hierbei schreibt der Gesetzgeber eine vergleichende Anpassung vor, die es den Schwerhörigen ermöglichen soll, unterschiedliche Güte- und Preisklassen von Hörsystemen miteinander zu vergleichen. Ein grundlegendes Problem ist hierbei jedoch, dass die Umsetzung der Präskriptionen, wie NAL-NL2 oder DSL i/o zwischen den Herstellern aber auch zwischen den Produkten eines Herstellers variieren kann (Kreikemeier, 2007). Hinzu kommt, dass immer mehr Hersteller eigene Präskriptionen für Ihre Produkte liefern, um die Unternehmensstrategie umzusetzen. Dabei kann festgestellt werden, dass bei gleicher Grundeinstellung (Tonaudiogramm, akustische Ankopplung etc.), bestimmte Hersteller weniger Verstärkung bereitstellen, als andere. Die Ursache hierfür ist, dass die Spontanakzeptanz bei geringerer Verstärkung deutlich höher ist, da sich der Höreindruck nicht grundlegend ändert. Mit der lautheitsbasierten Perzentilanpassung können alle Hörsysteme gleich und unabhängig von der Unternehmensphilosophie eingestellt werden. Nur dann ist eine vergleichende Anpassung wirklich möglich.

6.1 Diskussion von Material und Methode

6.1.1 Hörsysteme

Die in dieser Arbeit verwendeten Dünnschlauchsysteme (Pilotstudie) und RIC-Hörsysteme (Hauptstudie) spiegeln den aktuellen Stand der Hörgerätetechnik und einen großen Anteil der am Markt befindlichen Systeme wieder. Bei Dünnschlauchsystemen kommt, wie der Name bereits vermuten lässt, ein sehr dünner Schallschlauch zum Einsatz, der den Schall vom Hörer (Lautsprecher), welcher sich im Hörgerätegehäuse hinter dem Ohr befindet, in den Gehörgang weiterleitet. Durch diese Bauform sind Dünnschlauchsysteme kosmetisch somit sehr ansprechend. Sie haben jedoch den Nachteil, dass Impedanzsprünge auftreten (können), weil das Volumen des Schallschlauchs deutlich geringer ist, als das im Gehörgang. Ein weiteres Problem sind die akustische Eigenschaften eines sehr dünnen Schallschlauchs. Er bildet einen Tiefpass, was besonders bei Hochtonhörverlusten, für die diese Geräte entwickelt wurden nachteilig ist. Die in der Hauptstudie verwendeten RIC-Hörsysteme sind ebenfalls kosmetisch sehr ansprechend. Durch den ausgelagerten Hörer kann die Größe des Hörgerätegehäuses, welches hinter dem Ohr getragen wird, deutlich reduziert werden. Die Verbindung zwischen Gehäuse und Hörer, wird nicht mehr als Schallkanal benötigt, sie dient nur noch als Kabelführung und kann somit einen sehr geringen Durchmesser aufweisen. Die Platzierung des Hörers im Gehörgang bietet weitere Vorteile:

- Durch eine möglichst tiefe Platzierung im Gehörgang kann der Okklusionseffekt* verringert werden
- Impedanzvorteile durch das geringere Restvolumen
- Keine Verluste durch akustische Eigenschaften vom Schallschlauch (Tiefpass)

Sowohl RIC- als auch Dünnschlauch-Geräte verwenden in der Regel keine angepasste Otoplastik, sondern Standardotoplastiken, die als Schirmchen, Domes oder Tulips auf dem Markt erhältlich sind. Es ist zwar möglich individuelle Otoplastiken auch für diese Systeme herzustellen, jedoch findet sich dies bisher zu selten am Markt. Von den Proband(inn)en, die an dieser Studie teilgenommen haben, hatten nur wenige individuelle Otoplastiken. Individuell gefertigte Otoplastiken haben neben dem definierten Sitz im

* Beim Sprechen wird Schall direkt über den Knochen in den Gehörgang abgestrahlt. Durch eine Otoplastik ist der Abfluss dieses Schalls nach außen beeinträchtigt, was Okklusionseffekt genannt wird

Gehörgang den Vorteil, dass sich die Größe der Belüftung genauer anpassen lässt. Domes bilden aus den bereits beschriebenen Gründen keine optimale Anpassung. Sie wurden jedoch für die vorliegende Studie gewählt, weil sie im aktuellen Markt sehr häufig vertreten sind und hier realitätsnahe Bedingungen geschaffen werden sollten. Des Weiteren stellen die Dome-Anpassungen eine „Worst-Case-Abschätzung“ in dem Sinne dar: wenn eine adäquate Versorgung mit Domes möglich ist, dann ist sie mit einer angepassten Otoplastik erst recht realisierbar, weil unkontrollierte Undichtigkeiten und Varianzen der Restvolumina ausgeschlossen sind.

6.1.2 Messtechnik

Die Bundesinnung der Hörgeräteakustiker schreibt Ihren Mitgliedern vor, dass ein Hörgerätemesssystem in jedem Akustikergeschäft vorhanden sein muss. Es sind verschiedene Hörgerätemesssysteme auf dem Markt vorhanden. Die hier verwendete Messtechnik vom Typ ACAM 5 ist derzeit die einzige, die die Perzentilanalyse in direkter Verbindung mit Zielkurven über das Isophonendifferenzmaß ermöglicht. Für die Entwicklung des lautheitsbasierten Anpassverfahrens wurde hier die Insitumessung im Gegensatz zu Messungen am 2 ccm-Kuppler gewählt. Der Vorteil der Insitumessung ist die Berücksichtigung der realen Gegebenheiten, wie Gehörgangsform und Sitz der Otoplastik. Diese Bedingungen können zwar bei einer Messung am 2 ccm-Kuppler durch eine Messung der Real Ear to Coupler Difference (RECD) berücksichtigt werden, jedoch nur für eine bestimmte Situation. Da ein Dome keinen genau definierten Sitz im Gehörgang hat und durch bereits geringfügige Positionierungsunterschiede differente akustische Eigenschaften entstehen können, wurde die Insitumessung bevorzugt, um die akustischen Gegebenheiten zum Zeitpunkt der Messung zu erfassen. Bei der Insitumessung ist der Sitz des Sondenschlauchs von großer Bedeutung. Zur Platzierung des Sondenschlauchs gibt es in der Literatur verschiedene Ansätze (Dillon, 2001; Ulrich & Hoffmann, 2007). Nach Dillon wird dabei der Sondenschlauch ca. 5 mm länger bemessen, als die Otoplastik. Dieses Vorgehen eignet sich jedoch nur bei individuellen Otoplastiken mit definiertem Sitz. Bei Domes kann keine definierte Position am Tragus der Ohrmuschel bestimmt und somit keine Länge gemessen werden. Eine andere Möglichkeit besteht darin, den Sondenschlauch bis zum Trommelfell einzuführen und ihn dann wieder zurückzuziehen. In Selbstversuchen konnte festgestellt werden, dass dieses Prozedere für den Probanden recht unangenehm ist, da auf die Berührung des Trommelfells mit dem Schlauch sehr empfindlich reagiert wird. Die bei den Anpassungen in dieser

Arbeit verwendete Positionierung des Sondenschlauchs (fest vorgegebene Länge für Männer 3,2 cm und Frauen 2,7 cm) umgeht dabei den Kontakt mit dem Trommelfell und liefert dennoch eine definierte Platzierung, die in jeder Sitzung wiederholt werden kann. Durch diese Methode kann jedoch nicht sichergestellt werden, dass die von Dillon (2001) beschriebenen 6 mm Abstand zum Trommelfell eingehalten werden, da die Gehörgange in der Länge intraindividuell variieren. Der evtl. auftretende Fehler ist jedoch bei jeder Messung gleich.

6.1.3 Perzentilanalyse

Die Berechnung und Durchführung einer Perzentilanalyse ist im Normentwurf IEC 60118-15 zur Charakterisierung von Hörgeräten vorgegeben. In der Vorstudie entsprach die Perzentilanalyse der ACAM 5 noch nicht im vollem Umfang der Norm. Der Frequenzverlauf des Eingangssignals fiel durch Pegelmittlung zu hohen Frequenzen zu steil ab. In einer neuen Version, welche für die Hauptstudie zur Verfügung stand, wurde die normgerechte Darstellung mit dem Pegelsummationsverfahren implementiert. Ebenso festgelegt sind in der Norm die Einstelllungen des Hörsystems in Bezug auf Regelsysteme und die Mikrofoncharakteristik. Mit der Einführung von sprachähnlichen Signalen in die Hörgerätemessung können die Geräte in der Einstellung gemessen werden, wie sie auch vom Schwerhörigen später getragen werden. Bei Rauschsignalen oder Sinustönen klassifizieren die adaptiven Verarbeitungsalgorithmen diese Signale als Störgeräusch oder Rückkopplungspfeifen und reduzieren in bestimmten Frequenzbereichen die Verstärkung. In dieser Studie sollten ausschließlich die Anpassungen und nicht die technischen Zusatzoptionen getestet werden, weshalb die Regelautomatiken entgegen den Hinweisen der Norm DIN IEC 60118-15 ausgeschaltet wurden. Die Hörsysteme klassifizieren die vorhandenen Schalle und ordnen diese akustischen Situationen zu (Musik, Störgeräusch, Sprache im Störgeräusch etc.). Danach agieren die Regelautomatiken, wie Richtmikrofone und Störgeräuschunterdrückung, und setzen dementsprechend stark bzw. weniger stark ein. Beim Campusrundgang hätten bereits einzelne Autos unterschiedliche Reglungen der Hörsysteme auslösen können, wenn die Einsatzschwelle gerade überschritten worden wäre, die beim nächsten Vergleich schon nicht mehr vorhanden waren. Mit dem Ausschalten der automatischen Regelungen sollte ein definierter Funktionszustand und damit eine bessere Vergleichbarkeit der Anpassungen erreicht werden.

Das ISTS besteht aus Fragmenten von sechs verschiedenen Sprachen, die bei Erhaltung der Sprachdynamik und aller anderen relevanten Sprachparameter, in kurze Segmente unterteilt und dann unter Beachtung gewisser Übergangsregeln wieder zusammen gesetzt wurden. Somit sind verschiedene Charakteristika unterschiedlichster Sprachen vorhanden, ohne dass eine Sprachinformation enthalten ist, wodurch das Signal international eingesetzt werden kann. Da die Perzentilanalyse ein objektives Messverfahren ist, ist es auch nicht nötig, dass hier mit echter Sprache gearbeitet wird, deren Inhalt verstanden werden müsste. Bei verständlicher Sprache würden die Proband(inn)en sich eventuell auf das Verstehen konzentrieren, was die Bewertung der Hörsystemanpassung beeinflussen könnte.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Diskussion der Ergebnisse aus der Pilotstudie

Aufgrund der in Kapitel 2.3 beschriebenen Unterschiede zwischen simulierten Ausgangsschallpegeln der Anpasssoftware und den real vorhanden Pegeln ist eine Messung der am Trommelfell vorliegenden Werte unersetzlich. Dabei kann kontrolliert werden, ob die berechneten Zielverstärkungen auch wirklich erreicht wurden. Die Differenzen der mittleren REIG zur Zielverstärkung zeigen, dass die berechneten Zielkurven für eine volle Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung (PAP-Ansatz) über den gesamten Frequenzgang nicht erreicht wurden. Obwohl hier formal mit geschlossenen Domes gearbeitet wurde, beobachten wir hier in den niedrigen Frequenzen (< 1000) die typischen Effekte von offenen Systemen: Die Otoplastik dichtet offenbar nicht ausreichend ab, was zu einem Abfluss der tiefen Frequenzen führt. Durch die geringe Abdichtung ist ein starker Einfluss des Direktschalls zu verzeichnen. Unter Direktschall ist dabei der Anteil des Messsignals zu verstehen, der nicht durch das Hörsystem verstärkt wird, sondern direkt, an der Otoplastik vorbei, auf das Trommelfell trifft und dort durch das Sondenmikrofon aufgezeichnet wird. Das spiegelt eine erhöhte Verstärkung in den tiefen Frequenzen wider und ist bei den Eingangspegeln von 50 dB und 65 dB in ähnlichem Ausmaß zu verzeichnen. Bei lauten Signalen von 80 dB ist der Direktschallanteil erwartungsgemäß noch höher, was sich auch in der Messung widerspiegelt. Diese Beobachtung setzt sich bei Frequenzen oberhalb von 1000 Hz fort. Auch hier sind pegelabhängige Unterschiede in der Erreichung der Zielwerte zu beobachten. Die Abweichung zu den Zielkurven, die zu den hohen Frequenzen (> 3000 Hz) immer größer wird,

lässt sich evtl. mit den akustischen Tiefpasseigenschaften der hier verwendeten Dünnschlauchgeräte erklären. Die Eigenschaften des Dünnschlauchs sind bereits bekannt (Saile, 2010). Um den gleichen Pegel an dem Endstück des Schallschlauchs für tiefe und hohe Frequenzen zu erhalten, ist somit bei hohen Frequenzen eine deutlich größere Energie notwendig, was auch die Beobachtung der Regler in der Anpasssoftware bestätigt. Hier befanden sich diese häufig am Maximum und somit an der Leistungsgrenze des Hörsystems. Weshalb diese Systeme trotzdem einen so großen Anteil am Markt haben, kann auf die offene akustische Ankopplung, die kleine Bauform und die Tatsache, dass diese Systeme speziell für Anpassungen mit geringem Verstärkungsbedarf zum Einsatz kommen, zurückgeführt werden. Gründe für die hohe Akzeptanz von Dünnschlauchhörsystemen sind:

- Der nur wenig verschlossene Gehörgang (positiv in Bezug auf Okklusion und Belüftung des Gehörgangs).
- Kaum Rückkopplungen bei geringer Verstärkung .
- Hohe Frequenzen werden oft als unangenehm (scharf, schrill etc.) empfunden. Das Fehlen dieser Frequenzbereiche ist daher für den Klangeindruck eher positiv.
- Noch ausreichende Verstärkung für die betreffende Zielgruppe im Alltag.

Um die Anpassungen zu quantifizieren wurde der Oldenburger Satztest durchgeführt. Dieser Test bietet die Möglichkeit zur Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwelle, d. h. des Signal-Rausch-Verhältnisses, bei dem 50 % der Worte verstanden werden. Der 50 %-Wert wurde gewählt, da in diesem Bereich die größte Steigung der Diskriminationsfunktion (richtig verstandene Wörter in Abhängigkeit vom Signal-Rausch-Verhältnis) vorliegt (Wagener et al., 1999). Die dargebotenen Sätze bestehen aus fünf Wörtern, sodass beim Erreichen der Schwelle immer nur zwei bzw. drei Wörter verstanden werden. Auch wenn das Funktionsprinzip (vgl. Kapitel 4.6) den Proband(inn)en bekannt war, so ist dennoch eine gewisse Unzufriedenheit mit der eigenen Performance vorhanden, weil sie nicht alles verstehen. Die Proband(inn)en können dabei nicht einschätzen, ob sie in diesem Test gut abschneiden. Wäre das Sprachmaterial zu leicht zu verstehen, so würden sich durch die Anpassung bedingte Unterschiede in der Sprachverständlichkeit gar nicht oder nur kaum zeigen. Auf der Jahrestagung der Deutschen

Gesellschaft für Audiologie in Jena wurde 2011 eine Version des Oldenburger Satztests vorgestellt, die mit einer Schwelle von 80% Sprachverständlichkeit arbeitet (Brand et al., 2011). Der höhere Schwellenwert könnte zu einer gesteigerten Motivation bei gleicher Reliabilität führen, was in Studien noch untersucht werden muss. Bei einer Schwelle von 50% ist eine SNR-Verbesserung von 1 dB als signifikanter Zugewinn anzusehen. Die Proband(inn)en, die an dieser Studie teilgenommen haben, kannten den Oldenburger Satztest bereits aus anderen Projekten des Fachbereichs Audiologie, weshalb die Durchführung hier keine Probleme bereitete.

In der Pilotstudie wurden die ersten Messungen des Oldenburger Satztests mit den Programmen PAP, PAP-reduziert, Klangwaage und NAL-NL1 durchgeführt. Die Testabfolge der Programme wurde von Proband(in) zu Proband(in) randomisiert um Reihungseffekte zu vermeiden. Zu diesem Zeitpunkt hatten die Proband(inn)en keine Erfahrung mit den Programmen. Für die Referenz NAL-NL1 kann nicht ausgeschlossen werden, dass sich die eigenen Hörsysteme ebenfalls in der NAL-NL1 Einstellung befanden, da diese Anpassformel gerade bei älteren Hörsystemen weit verbreitet ist. Auch wenn es in der Umsetzung der Präskription zwischen den Herstellern Unterschiede gibt, so ist die hier programmierte NAL-NL1 in manchen Fällen vielleicht der Einstellung in den eigenen Hörsystemen sehr ähnlich. Die eigenen Hörgeräte wurden aus Sicherheitsgründen nicht ausgelesen, um die Programmierung nicht versehentlich zu verändern. Die Ähnlichkeit zwischen der Präskription NAL-NL1 und der Einstellung der eigenen Hörsysteme, könnte ein Grund dafür sein, warum die spontanen (ohne Gewöhnungsphase) SRTs (Abb. 10) im Median (-6,7 dB SNR) und im Minimum (-12,4 dB SNR) bei NAL-NL1 am besten abgeschnitten haben. Das Messergebnis im Oldenburger Satztest ist weniger durch die Gesamtverstärkung als durch den Frequenzverlauf beeinflusst. Da bei der Messung sowohl Sprache, als auch das Störgeräusch von vorne dargeboten wurde, ändert sich bei einer Anhebung bzw. Absenkung der Gesamtverstärkung das Signalrauschverhältnis nicht. Diese Annahme wird durch die Ergebnisse des Programms PAP bestätigt. Trotz der höheren Gesamtverstärkung wird im Median (-5,1 dB SNR) ein nur geringfügig besseres Ergebnis erzielt, als bei der reduzierten PAP-Variante. Die Verstärkung muss aber dennoch so groß sein, dass eine Anhebung der zum Verstehen wichtigen Sprachanteile über die Hörschwelle gegeben ist. Mit einer mittleren Reduktion der PAP-Anpassung von 8,73 dB könnte jedoch dieser Anteil zu gering angehoben worden sein, was das Sprachverstehen im Störgeräusch beeinträchtigt haben könnte. Dies würde

erklären, warum die Anpassung PAP-reduziert im Median (-4,5 dB SNR) geringere SRTs lieferte, als die anderen Programme. Störgeräusche sind häufig tieffrequenter Art (< 500 Hz), wobei die wichtigen Anteile der Sprache im Bereich zwischen 2000 Hz und 4000 Hz liegen. Dies ist ein Grund, warum Schwerhörige, die an einem Hochtonsteilabfall leiden, weniger Probleme haben Sprache in Ruhe zu verstehen, als Sprache in geräuschvoller Umgebung. Die logische Konsequenz wäre damit eine Klangwaage, die die tiefen Frequenzen möglichst reduziert und die hohen Frequenzen anhebt. Im Oldenburger Satztest weist das Programm Klangwaage im Median eine SRT von -5,8 dB SNR auf. Die Verbesserung im Vergleich zum reduzierten Programm von 1,3 dB SNR dürfte somit auf den geänderten Frequenzgang zurückzuführen sein.

Beachtet werden muss jedoch, dass es sich bei Abb. 10 auch um spontane SNRs ohne Gewöhnung an die Hörsysteme handelt. Durch eine solche Gewöhnung könnten sich die SRTs weiter verbessern. Um dies zu überprüfen, wurden die drei individuellen Programme in die Hörsysteme programmiert und den Proband(inn)en für eine Woche zur Probe im Feldtest mitgegeben. Es musste hierbei berücksichtigt werden, dass viele Proband(inn)en zwar mehrere Programme von ihren eigenen Hörsystemen kennen, dieser aber häufig kaum oder gar nicht nutzen. Im Fokus der Pilotstudie stand dabei das Programm PAP, mit dem eine volle Wiederherstellung der Lautheitswahrnehmung erreicht werden sollte. Aus diesem Grund und weil es die höchste Verstärkung lieferte und somit die vermutlich längste Gewöhnung erforderte, wurde es bei den Proband(inn)en auf den ersten Programmplatz gespeichert. Im Programm zwei befand sich PAP-reduziert und im dritten die Klangwaage. Durch diesen Feldtest sollte den Proband(inn)en die Möglichkeit gegeben werden, in Alltagssituationen die Programme zu erproben, zu vergleichen und das gewünschte Programm zu ermitteln. Die Umschaltung der Programme erfolgte durch einen Drucktaster am Hörsystem und bereitete den Proband(inn)en keine Probleme. Die Hörsysteme verfügten über eine Kopplung beider Geräte, die bei Siemens e2e wireless^{TM} genannt wird, und dafür sorgt, dass bei Programmumschaltung an einem Hörgerät das andere Gerät ebenfalls umschaltet. Dadurch konnte ausgeschlossen werden, dass sich die Hörgeräte versehentlich in unterschiedlichen Programmen befanden. Das gewählte Programm wurde dabei durch Signaltöne auf beiden Geräten bestätigt. Diese Art der Programmumschaltung war einigen Proband(inn)en durch die eigenen Hörsysteme oder durch die Teilnahme an anderen Studien am Funktionsbereich Audiologie bereits bekannt und bereitete keine Schwierigkeiten.

Die Erwartungen an den Feldtest mit den drei Programmen (PAP, PAP reduziert und Klangwaage), dass die Bewertung in Alltagssituationen anders sein kann als in Laborsituationen, haben sich erfüllt. Bewerteten im Campusrundgang noch acht der elf Proband(inn)en das Programm PAP an der verkehrsreichen Straße (Abb. 12) als „zu laut“ und im Median selbst im ruhigen Anpassraum als „etwas zu laut“, so haben sich am Ende des ersten Feldtests immer hin fünf Proband(inn)en PAP für die weitere Erprobung gewählt. Es scheint, als hätten sich einige Proband(inn)en an die Verstärkung gewöhnt. Diese Gewöhnung zeigt sich ebenfalls in der SRT, bei dem das Programm PAP im Median eine Verbesserung von 1,6 dB SNR im Vergleich zum spontanen SRT erreicht. Mit dem Programm PAP-reduziert wird im Median eine geringe Verbesserung von 0,4 dB SNR und mit dem Programm Klangwaage eine geringe Verschlechterung von 0,3 dB SNR erreicht. Die Änderung von PAP-reduziert und Klangwaage liegen dabei innerhalb der von Wagner et al. (1999) angestrebten Messgenauigkeit von 1 dB SNR.

In weiteren Feldtests wurde jeweils nur das bevorzugte der drei lautheitsbasierten Programme oder die Referenz NAL-NL1 für eine Woche bis zehn Tage erprobt. Somit konnten sich die Proband(inn)en auf das jeweilige Programm konzentrieren. Die Reihenfolge wurde dabei randomisiert und den Proband(inn)en nicht mitgeteilt, welches Programm getestet wurde. Nach der Feldtestphase wurde mit dem jeweiligen Programm ein weiterer Oldenburger Satztest mit vorgeschalteten Übungslisten durchgeführt. Die Mediane der SRTs der Anpassung PAP und PAP-reduziert zeigen eine weitere Verbesserung, was für eine noch gestiegene Gewöhnung spricht. Dies ist bei der Klangwaage nicht der Fall, denn hierbei hat sich das Signal-Rausch-Verhältnis im Median geringfügig um 0,5 dB SNR verschlechtert. Es ist hierbei zu berücksichtigen, dass dies einerseits noch innerhalb der Testgenauigkeit liegt, andererseits nur zwei Proband(inn)en die Klangwaage gewählt haben. Durch die Entscheidungsfreiheit der Proband(inn)en konnten wichtige Informationen über die bevorzugte Verstärkung erlangt werden, die in der Hauptstudie berücksichtigt wurden. Proband(inn)en, die PAP-reduziert gewählt haben, hätten vermutlich in Alltagssituationen die Verstärkung von PAP nicht akzeptiert und hätten dann auf ihre eigenen Hörsysteme zurückgegriffen. Viele Schwerhörige sind zudem durch ihre Hörstörung, besonders in akustisch anspruchsvollen Situationen mit Nebengeräuschen, verunsichert. Durch einen ungewohnten Klang wird dies noch verstärkt. Fühlen sich die Proband(inn)en mit den Testgeräten nicht sicher genug, so wür-

den sie diese dann nicht tragen. Vermutlich ist es auch der Wahlmöglichkeit zwischen den Anpassungen PAP, PAP-reduziert und Klangwaage und der Testphase mit allen Programmen gleichzeitig zu verdanken, dass keiner der Proband(inn)en berichtet hat, dass auf die eigenen Hörsysteme zurückgegriffen werden musste. Durch die Akklimatisierungsstufen der Referenz NAL-NL1 haben alle Proband(inn)en die Referenz akzeptiert. Im Oldenburger Satztest (Abb. 11) weist die Referenz NAL-NL1 im Median (-5,6 dB SNR) ein deutlich schlechteres Signalrauschverhältnis auf als PAP (-7,6 dB SNR), schneidet aber geringfügig besser ab als die eigenen Hörsysteme (Median = 6,1 dB SNR). Auffällig ist, dass der Interquartilsabstand bei NAL-NL1 und PAP geringer ist, als bei den eigenen Hörsystemen, obwohl eine kürzere Gewöhnungsphase vorlag. Die Abb. 11 zeigt aber auch, dass die Fähigkeit Sprache im Störgeräusch zu verstehen noch von anderen Faktoren, als nur der Hörgeräteeinstellung abhängt. Beispielhaft sei dies an den Proband(inn)en sieben und sechs gezeigt, die sich völlig gegensätzlich verhalten. Während Proband(in) sechs bei den drei Messungen PAP (-11,6 dB SNR), NAL-NL1 (-11,3 dB SNR) und den eigenen Hörgeräten (-11,5 dB SNR) Sprache noch bei sehr ungünstigen Signal-Rausch-Verhältnissen versteht, gelingt dies Proband(in) sieben deutlich schlechter (PAP -0,7 dB SNR, NAL-NL1 0,0 dB SNR und eigene Hörgeräte -0,8 dB SNR). Mögliche Ursachen hierfür können Konzentrationsschwächen oder eine geringere Verarbeitungsleistung sein. Konzentrationsprobleme sind wenig wahrscheinlich, da die Proband(in) sieben bei allen Oldenburger Satztests ähnliche Werte erzielt hat.

6.2.2 Diskussion der Ergebnisse aus der Hauptstudie

Um die Hörsysteme nach der individuellen Lautheitsempfindung einzustellen, wurden die Werte der Lautheitsskalierung bei KU 25, 20 und 15 als MCL in das Tonaudiogramm übernommen und daraus die Zielverstärkung, wie in Kapitel 4.5 beschrieben, gebildet. So konnte die individuelle Lautheitswahrnehmung in die Anpassung eingebunden werden, was bei der Pilotstudie noch nicht erfolgte. In Abb. 14 sind die mittleren Zielkurven bei den Eingangspegeln 50, 65 und 80 dB aufgetragen. Hieran lässt sich erkennen, dass sich die Zielkurven in Abhängigkeit zu den verwendeten KUs deutlich unterscheiden. Selbst die Anpassung LPFit-25, welche die höchste Verstärkung vorschreibt, liegt im Mittel noch ca. 5 dB unterhalb der Zielkurven, die sich bei Schätzung der MCL mittels Isophonendifferenzmaß ergeben. Die Anpassung LPFit-20 schreibt 10-15 dB und die Anpassung LPFit-15 ca. 15-25 dB weniger Verstärkung vor. Die Zielkurven zeigen zwei weitere Eigenschaften, in denen sich die lautheitsbasierten Anpas-

sungen unterscheiden. Zum einen verändert sich die Verstärkung nicht pantonal, sondern weist eine Frequenzabhängigkeit auf, zum anderen ändert sich die Kompression. Die Gründe für diese KU-abhängigen Änderungen sind in der Lautheitsfunktion zu suchen. Da die Proband(inn)en nach dem tonaudiometrischen Hörverlust ausgesucht wurden und einen Hochtonsteilabfall aufweisen, erklärt sich dadurch der unterschiedliche Frequenzgang der Zielverstärkungen. Die Steigung der Lautheitsfunktion ist im Bereich von 500 Hz gering und nahe am Normbereich, da der Hörverlust moderat und das Lautheitsempfinden nur gering beeinträchtigt ist. Bereits der Normbereich der Oldenburger Lautheitsskalierung weist unterschiedliche Steigungen der Lautheitsfunktion auf. Im Bereich bis ca. 70 dB liegt eine geringere Steigung vor, welche ab ca. 70 dB ansteigt. Diese unterschiedliche Steigung kann beim Schwerhörigen, je nach Recruitment, mehr oder weniger ausgeprägt sein. Bei einer geringen Steigung der Lautheitsfunktion, z. B. in den tiefen Frequenzen, sind zwischen KU 25 und KU 15 deutlich größere Differenzen der Pegel vorhanden, als bei einer größeren Steigung, z. B. bei ausgeprägtem Recruitment in den hohen Frequenzen. Dadurch resultiert eine frequenzabhängige Abweichung der Zielverstärkungen. Die Zielkurven werden im Sinne des Isophonendifferenzmaßes in Relation zur MCL berechnet. Durch die Wahl geringerer KU-Werte als MCL wird der Bereich zwischen Hörschwelle und MCL reduziert, woraus bei LPFit-15 höhere Kompressionen resultieren, als z. B. bei LPFit-25.

Die Einflüsse der Kompression sind aus der Literatur bekannt (Kates, 1993; Neumann et al., 1995). Bei den Kompressionsverhältnissen ist darauf zu achten, dass diese nicht zu hoch sind, um die Klangqualität nicht zu stark zu beeinträchtigen. In der Hörgeräteakustik folgt man daher möglichst er Regel: „Nur so viel Kompression wie nötig und so linear wie möglich“. Aus diesem Grund wurde bei den niedrigen Frequenzen darauf geachtet, keine Kompressionsverhältnisse über 2,0 einzustellen. Im Gegensatz zu den LPFits schreibt NAL-NL2 deutlich höhere Kompressionsverhältnisse vor (vgl. Abb. 18). In diesem Zusammenhang fällt auf, dass Proband(inn)en, bei denen NAL-NL2 in den Frequenzbereichen zwischen 1,4 und 8 kHz Kompressionsverhältnisse über 3,0 vorgibt, im Freiburger Sprachtest eine geringere Sprachverständlichkeit aufweisen, als mit LPFit-15. Im Oldenburger Satztest zeigt sich kein so deutlicher Zusammenhang. Um den Zusammenhang zwischen Kompression und Sprachverstehen näher zu untersuchen wäre ein Test erforderlich, der diesbezüglich eine höhere Sensitivität aufweist. Für eine solche Untersuchung bietet sich z. B. ein Logatomtest an (Meisenbacher, 2008).

Bei diesem Test werden den Proband(inn)en sinnlose Silben wie „Afa“, „Asa“ oder „Ascha“ vorgespielt, die die Proband(inn)en richtig erkennen müssen. Die Software steuert dabei die Darbietungspegel so, dass eine 50%ige Verständlichkeit erreicht wird (Boretzki, 2009). Hörgeräteeinstellungen, die sich im Wesentlichen nur durch die Kompressionsverhältnisse unterscheiden, könnten dann auf unterschiedliche Schwellenwerte hin untersucht werden.

Die mittleren Verstärkungswerte (Abb. 15) deuten darauf hin, dass die eigenen Hörsysteme der Proband(inn)en im Mittel wenig Kompression aufweisen. Es zeigt sich auch, dass die eigenen Hörgeräte bei den Eingängen von 50 und 65 dB die geringste Verstärkung realisieren. Auffällig ist dabei der Frequenzverlauf bei einem Eingangspegel von 65 dB. Die eigenen Hörsysteme und NAL-NL2 zeigen bis 5050 Hz sehr ähnliche Verstärkungswerte. Abweichungen von 1-2 dB können hierbei messtechnisch bedingt sein. Dies deutet darauf hin, dass häufig eine NAL-Präskription als Grundlage für die Einstellung der Hörsysteme der Proband(inn)en verwendet wurde. Reduziert man die Verstärkung für leise Eingangspegel (50 dB), so steigert dies häufig die Spontanakzeptanz durch geringere „Nebengeräusche“, wie Kleidungsrascheln oder das Knistern einer Zeitung. Dies könnte eine Erklärung für die Differenz zwischen den eigenen Hörgeräten der Proband(inn)en und NAL-NL2 sein. Auffällig bei den Verstärkungswerten ist der Abfall der hohen Frequenzen bei den eigenen Hörsystemen. Es liegt zwar auch ein geringer Abfall bei den anderen Anpassungen vor, jedoch nicht so massiv, wie bei den eigenen Hörgeräten. Es ist bekannt, dass die Insitumessung, bedingt durch die Tiefpasseigenschaften des Sondenschlauchs und die geringe Dynamik des Messmikrofons, Fehler verursachen kann, die nur teilweise kompensiert werden können. Da die Messung hier immer nach dem gleichen Verfahren durchgeführt wurde, lag damit auch immer der gleiche systematische Fehler vor. Somit müssen die Abweichung bei den Hörgeräten der Proband(inn)en auf andere Faktoren zurückzuführen sein. Einige Proband(inn)en besaßen noch ältere Hörsysteme, die noch nicht so leitungsfähig sind, wie moderne Systeme. Aber auch modernste Hörgeräte können durchaus Schwächen in der Hochtonverstärkung aufweisen. Wie in Kapitel 6.1.1 beschrieben, haben Hörsysteme mit dünnem Schallschlauch meistens nicht die guten Übertragungseigenschaften für hohe Frequenzen, die mit RIC-Hörgeräten erzielt werden können. Die Hörsysteme der Proband(inn)en hatten somit eventuell die gleiche Einstellung für hohe Frequenzen pro-

grammiert wie bei NAL-NL2, aber wegen ungünstiger akustischer Ankopplung konnten diese eventuell nicht umgesetzt werden.

Eine andere Erklärung für den Frequenzgang ist eine neuartige Frequenzkompression bzw. - transposition, wobei hohe Frequenzen in tiefere Frequenzbereiche transponiert werden (Robinson et al., 2009). Dieses Verfahren wurde entwickelt, um hochfrequente Signalanteile auch bei Vorliegen toter Regionen der Cochlea nutzbar zu machen (Moore, 2004; Moore et al., 2010). Es hat sich gezeigt, dass dieses Verfahren auch die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch erhöhen kann (Bohnert et al., 2010), weshalb es heute bei manchen Hörsystemen bereits in der Grundeinstellung der Hörsysteme vorhanden ist, ohne das Vorliegen toter Regionen der Cochlea getestet zu haben, z. B. mit Hilfe des TEN-Tests (Moore et al., 2004).

Das Besondere an der Perzentilanalyse sind nicht die mittleren Langzeitspektren (LTASS) für unterschiedliche Eingangspegel (50, 65 und 80 dB), sondern die prozentuale Verteilung des Ausgangspegels. Wie in Kapitel 4.2 beschrieben weist Sprache eine Dynamik von ca. 30 dB auf. Sprache mit einem LTASS von 65 dB hat somit Anteile die leiser und lauter sind als 65 dB. Harries (2011) hat gezeigt, dass der relevante Anteil von Sprache bei dem 30. Perzentil beginnt. Bei niedrigeren Perzentilen wird die Messung zusätzlich durch Störgeräusche überlagert (Harries, 2011), was zu Verfälschungen führt. Abb. 16 zeigt in Abhängigkeit vom Pegel, bei welchen Frequenzen die 30. Perzentile soweit verstärkt werden, dass diese oberhalb der Hörschwelle liegen und somit hörbar sind. Mit steigendem Eingangspegel und steigender Verstärkung werden immer mehr Anteile hörbar. Es ist deutlich erkennbar, dass das 30. Perzentil in den niedrigen Frequenzen (bis ca. 500 Hz) ausreichend verstärkt wird und dementsprechend weit oberhalb der Hörschwelle liegt. Zu hohen Frequenzen wird es immer schwieriger so viel Verstärkung aufzubringen, um das 30. Perzentil oberhalb der Hörschwelle zu platzieren. Die Gründe hierfür liegen in der Art des Hörverlusts, dem Frequenzverlauf von Sprache und der mangelnden Leistung mancher Hörsysteme. An dieser Studie nahmen nur Proband(inn)en teil, die einen Hochtonverlust aufwiesen. In den niedrigen Frequenzen lag kein bzw. kaum Hörverlust vor. Dadurch liegen bereits unverstärkte Schallanteile (Direktschall) in den tiefen Frequenzen oberhalb der Hörschwelle. In den Höhen hingegen wird deutlich mehr Verstärkung benötigt (mittlerer Hörverlust beträgt bei 0,25 kHz ca. 20 dB und bei 6 kHz ca. 60 dB). Ein weiteres natürliches Problem stellt der Frequenzverlauf von Sprache dar. Das IST-Signal weist auch diesbezüglich die gleichen Eigen-

schaften wie reale Sprache auf und fällt deshalb ebenfalls zu hohen Frequenzen hin ab. Die Pegeldifferenz zwischen dem LTASS bei 0,5 kHz und 6,3 kHz beträgt (vgl. Normentwurf IEC 60118-15) 16,5 dB. Ein Hochtonverlust und der Frequenzverlauf von Sprache wirken sich somit doppelt negativ auf die Hörbarkeit hochfrequenter Sprachkomponenten aus. Ein weiteres Problem stellt die akustische Ankopplung und das Übertragungsverhalten der Hörsysteme dar. Viele Probanden bevorzugen eine offene Versorgung. Dadurch kommt es bei großer Verstärkung im Hochtonbereich schnell zu Rückkopplungen, die auch modernste Regelautomatiken nicht problemlos unterdrücken können. Durch eine möglichst geschlossene Otoplastik könnten mehr Hochtonanteile und somit auch das 30. Perzentil über die Hörschwelle angehoben werden, jedoch werden geschlossene Systeme von den meisten Proband(inn)en wegen des Okklusionseffekts nicht akzeptiert. In der Literatur gibt es allerdings keine Hinweise darauf, dass mit zunehmender Hörbarkeit hochfrequenter Sprachanteile auch die Sprachverständlichkeit ansteigt. Es könnte ebenso vorkommen, dass zu viel Information übertragen wird und die Verarbeitungskapazität der Hörgerätenutzer überfordert wird („Flaschenhalsproblematik“).

Während die Frage, welches Perzentil oberhalb der Hörschwelle liegen sollte, noch nicht ausreichend untersucht wurde, gibt es in Bezug auf die maximalen Ausgangsbegrenzung eine einheitliche Meinung: Das 99. Perzentil darf die Unbehaglichkeitsschwelle nicht überschreiten. Steht nur der LTASS zur Verfügung, so muss beachtet werden, dass wegen der Sprachdynamik Ausgangspegel auftreten, die deutlich oberhalb des LTASS liegen. Wird die Ausgangsbegrenzung lediglich entsprechend dem LTASS eingestellt, so können Sprachanteile die U-Schwelle überschreiten. Erst mit der Perzentilanalyse kann sichergestellt werden, dass die U-Schwelle nicht tangiert wird. In Abb. 17 ist dazu die mittlere Differenz zwischen der Unbehaglichkeitsschwelle und dem 99. Perzentil der lautheitsbasierten Anpassungen (LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15) aufgetragen. Die Standardabweichung ist nur für die Anpassung LPFit-25 eingetragen, weil hier die höchste Verstärkung vorliegt und somit am ehesten die Unbehaglichkeitsschwelle überschritten werden könnte. Es ist zu sehen, dass die U-Schwelle nicht überschritten wird. Der Abstand zwischen U-Schwelle und 99. Perzentil ist bei hohen Frequenzen kleiner, da dort die Dynamik des ISTS geringer ist. Die U-Schwelle steigt bekanntlich nicht proportional zur Hörschwelle an (vgl. Kapitel 2.5), wegen des Recruitments sinkt sie sogar häufig ab (Bentler & Nelson, 2001). Für den Hörgeschä-

digten ist somit eine kleine Pegeländerung eher wahrnehmbar, als für einen Normalhörenden. Wie bereits von der Hörschwelle bekannt, ist auch die Lage der U-Schwelle vom verwendeten Messsignal abhängig. Um diese signalabhängigen Unterschiede zu erfassen, wurde die U-Schwelle einmal aus der Lautheitsskalierung mittels Schmalbandrauschen bestimmt und außerdem aus dem Tonaudiogramm, wobei mit Sinustönen gemessen wurde. Die U-Schwelle, gemessen mit Sinustönen, liegt oberhalb der Schwelle, die mit Schmalbandrauschen ermittelt wurde. Die Gründe hierfür sind (vgl. Kapitel 2.1) die Energieverteilung und die Anregung benachbarter Bereiche auf der Basilarmembran.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass sich eine individuelle lautheitsbasierte Anpassung unter flankierender Verwendung einer instantanen Perzentilanalyse einer rein tonschwellenbasierten Präskription vielfach überlegen ist. Dies zeigen sowohl die Ergebnisse der Sprachaudiometrie, als auch die subjektive Bewertung im Labor, bei einem strukturierten Rundgang sowie im Feldtest. Beim Freiburger Einsilbertest in Ruhe erzielen LPFit-15 und NAL-NL2 im Median die gleiche Sprachverständlichkeit von 80%. Bezieht man die als Ausreißer gewerteten Daten ein, so fällt auf, dass die Spannweite bei NAL-NL2 (65%) deutlich größer ist, als das bei LPFit-15 (40%) der Fall ist. Dies zeigt, dass eine Anpassung allein auf Basis tonaudiometrischer Daten im Einzelfall dazu führen kann, dass eine deutlich schlechtere Sprachverständlichkeit erreicht wird als mit einer individuell lautheitsbasierten Anpassung. Eine weitere Verbesserung der Sprachverständlichkeit kann im Rahmen einer gleitenden Anpassung mit den Anpassungen LPFit-20 und LPFit-25 erreicht werden, die höhere Verstärkungen liefern und deshalb eine bessere Sprachverständlichkeit in Ruhe erzielen. Auch bei diesen Anpassungen ist die Spannweite im Sprachverstehen geringer als bei NAL-NL2. Allerdings werden die höher verstärkenden Anpassungen LPFit-20 und LPFit-25 häufig als zu laut empfunden und deshalb abgelehnt.

Auch bei Proband(inn)en, die kein 100%iges Sprachverstehen erreichen, scheint es zu einer Sättigung der Verständlichkeit bei zunehmender Verstärkung zu kommen. Im Median liegen beide Anpassungen (LPFit-25 und LPFit-20) bei einer Sprachverständlichkeit in Ruhe von 90%. Die Gründe für eine gleichbleibende Sprachverständlichkeit trotz steigender Verstärkung können vielfältig sein. Ein Überschreiten des Punktes des maximalen Sprachverstehens (dB_{opt}) geht häufig sogar mit einem Rückgang der Sprachverständlichkeit einher. Dies könnte durch tote Regionen der Cochlea (Cochlea Dead Regi-

ons - CDR) begründet sein, auf die in dieser Studie allerdings nicht explizit getestet wurde. Sind tote Regionen vorhanden, so wird bei Überschreitung der Hörschwelle ein Ton nicht mehr tonal wahrgenommen, sondern eher als Rauschen oder irreguläres Geräusch. Eine zu hohe Verstärkung könnte somit kontraproduktiv sein. Cox et al. (2011) konnten in Labortests jedoch keinen Hinweis dafür finden, dass Proband(inn)en mit toten Regionen der Cochlea weniger Hochtonverstärkung bevorzugen also solche ohne CDRs. Für die Sprachverständlichkeit könnte auch der Effekt der Aufwärtsverdeckung eine Rolle spielen, denn LPFit-25 unterscheidet sich von den anderen Anpassungen in der Tiefenwiedergabe. Obwohl alle Proband(inn)en mit sogenannten „geschlossenen" Domes versorgt waren, fließt ein beträchtlicher Teil der Tiefenverstärkung ab, da die Domes nicht als akustisch geschlossen gelten können und sollen (wegen der Okklusion). Um dies zu kompensieren, treten bei den Zielverstärkungen von LPFit-25 und LPFit-20 erhöhte Verstärkungswerte im Tieftonbereich auf, was zu einer Aufwärtsverdeckung wichtiger Sprachkomponenten führen kann.

Teilt man die Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests in zwei Gruppen (Abb. 20 und 21), die LPFit-15 und die LPFit-20-Nutzer, so fällt auf, dass die LPFit-20-Nutzer sowohl im Median, als auch mit den minimal erreichten Werten deutlich bessere Ergebnisse erzielen, als die Proband(inn)en, die LPFit-15 gewählt haben. Allerdings ist zu beachten, dass die Gruppe der LPFit-20-Nutzer nur aus fünf Proband(inn)en besteht, was für eine zuverlässige statistische Absicherung nicht ausreicht. Bei Proband(inn)en mit größerem Hörverlust ist die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von toten Regionen der Cochlea größer, was als eine Begründung für die schlechtere Sprachverständlichkeit der LPFit-15-Nutzer hätte sprechen können. Proband(inn)en mit geringgradigem Hörverlusten hätten diese toten Regionen nicht bzw. erst oberhalb des sprachrelevanten Bereichs und somit keine Beeinträchtigung. Ein Zusammenhang zwischen Sprachverständlichkeit und dem Hörverlust lässt sich jedoch hier nicht erkennen, da die Hörverluste der beiden Gruppen in etwa vergleichbar sind. Wenn also nicht der Hörverlust ausschlaggebend zu sein scheint, so müssen andere Faktoren herangezogen werden, die die Unterschiede der beiden Gruppen erklären. Naheliegend ist die „Hörerfahrung" die die Proband(inn)en mit den Hörsystemen haben. In der Literatur gibt es Hinweise auf den Zusammenhang zwischen Trageerfahrung und Nutzen mit Hörgeräten (Gatehouse, 1992; Gatehouse, 1993; Munro & Lutman, 2004). Die Gewöhnung an Hörsysteme ist vom Zeitraum seit der ersten Versorgung und der täglichen Tragedauer

abhängig. Es kommt dabei nicht selten vor, dass die Geräte zwar angeschafft wurden, aber nicht bzw. nicht regelmäßig getragen werden. In diesem Fall deutet das Datum der Erstversorgung zwar auf eine lange Erfahrung hin, die praktische Erfahrung ist dann aber deutlich geringer. Der Tag der Erstversorgung liegt bei der LPFit-20-Gruppe im Mittel 2,7 Jahre zurück und ist im Verhältnis zur LPFit-15-Gruppe mit 7,6 Jahren eher gering. Die Erfahrung mit Hörgeräten wirkt sich insgesamt positiv auf die Akzeptanz und das Sprachverstehen aus, würde also einen eindeutigen Vorteil der eigenen Hörsysteme im Freiburger Einsilbertest erwarten lassen, was hier nicht der Fall ist. Daher könnte alternativ die individuelle Tragezeit pro Tag aus dem Feldtest mit der lautheitsbasierten Anpassung und der Referenz herangezogen werden. Die mittlere Tragezeit pro Tag mit 6,9 Stunden ist bei den LPFit-20-Nutzern deutlich geringer, als die mittlere Tragezeit der LPFit-15-Nutzer mit 10,1 Std pro Tag. Die Tragezeiten sind bereits bei LPFit-20 sehr hoch, was jedoch die höhere Sprachverständlichkeit über alle Hörgeräteeinstellungen hinweg nicht erklärt. Eine Korrelation mit dem mittleren Alter der Proband(inn)en ist ebenfalls nicht erkennbar (LPFit-20-Nutzer(innen) 65 Jahre, LPFit-15-Nutzer(innen) 69 Jahre). Die Proband(inn)en, die an den Studien teilnehmen, weisen in der Regel ein hohes Interesse an Hörgeräten auf. Dies könnte an einen Zusammenhang zwischen Technikaffinität und der Art der Verstärkung denken lassen. Es ließe sich daher vermuten, dass Proband(inn)en, welche technikaffin sind, ein besseres Verständnis für die Funktionsweise von Hörsystemen haben und daher mehr Hochtonverstärkung akzeptieren. Kießling et al. (2011) konnten zeigen, dass es keinen direkten Zusammenhang zwischen Technikaffinität und einer höheren Hochtonverstärkung gibt. Die Schwierigkeit bei der Datenerhebung über Fragebögen bezüglich der Technikaffinität ist, dass die Selbsteinschätzung nur begrenzt zuverlässig ist.

Für den Oldenburger Satztest sind diese Überlegungen nicht komplett übertragbar, weil hier andere Grundvoraussetzungen vorliegen. Da sich durch eine erhöhte Verstärkung das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) nicht ändert, ist hier auch nicht zu erwarten, dass durch eine höhere Verstärkung eine bessere Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) zu erzielen ist. Hierbei scheint es mehr auf den Frequenzgang der Zielverstärkung anzukommen. Unterschiede im Sprachverstehen zwischen den LPFit-Varianten und der Referenz können beim SRT lediglich durch unterschiedliche Frequenzgänge und unterschiedliches Kompressionsverhalten erklärt werden, da automatische Regelungen, wie Störgeräuschunterdrückung etc., deaktiviert waren. Vergleicht man dies mit den eigenen

Hörgeräten, so ist zu berücksichtigen, dass hier durchaus Algorithmen zur Störgeräuschunterdrückung (Spracherkennung, adaptive Richtmikrofone etc.) vorhanden und aktiv sein konnten. Aufgrund dessen würde man eine Verbesserung der SRT durchaus erklären können. Es zeigt sich aber, dass die eigenen Geräte im Störschall im Mittel nicht besser abschneiden als das Testgerät ohne derartige Algorithmen. Der Median der Sprachverständlichkeitsschwelle liegt zwar für alle Anpassungen, inklusive der Referenz NAL-NL2, unterhalb der eigenen Hörgeräte, die Abweichung ist aber nicht deutlich und schon gar nicht signifikant.

Betrachtet man die Gruppen (LPFit-20 und LPFit-15-Nutzer(innen)) getrennt (Abb. 23 und 24), so ist auch beim Oldenburger Satztest zu beobachten, dass die Mediane der LPfit-20-Gruppe eine deutlich geringere Sprachverständlichkeitsschwelle aufweisen. Die Differenz der Mediane zwischen der LPFit-15 und der LPFit-20-Gruppe beträgt dabei bis zu 4,55 dB SNR bei den eigenen Hörsystemen. Bei LPFit-15 und NAL-NL2 unterscheiden sich die Gruppen noch um 4,15 dB, bei LPFit-20 um 3,35 dB SNR und bei LPFit-25 um 2,85 dB SNR. Angesichts der Einschätzung, *„dass eine angenommene Vergrößerung des S/N-Abstandes von z. B. nur 1 dB eine deutliche Verbesserung der Sprachverständlichkeit des Patienten bedeutet“* (Mrowinski, 2002, S. 61), sind diese Abweichungen als relevant anzusehen. Die unterschiedlichen Ergebnisse lassen sich nicht, wie bereits beim Freiburger Einsilbertest beobachtet, durch das Alter oder den Hörverlust begründen. Die Vermutung, dass eine längere Tragedauer der Hörgeräte zu einer gesteigerten Gewöhnung und somit zu einer besseren Sprachverständlichkeitsschwelle der LPFit-20-Gruppe geführt hat, bestätigt sich auch nicht. Die Ergebnisse des Oldenburger Satztests weisen aber darauf hin, dass sowohl für die LPFit-15, als auch die LPFit-20-Gruppe im Median eine Verbesserung durch die lautheitsbasierte Perzentilanpassung auf Basis von KU 20 zu erzielen und somit eine Gewöhnung an ein erhöhtes Verstärkungsniveau anzustreben ist. Zu beachten ist jedoch auch hier, dass es sich um eine kleine Gruppe von nur fünf Proband(inn)en handelt. Für eine statistische Absicherung wären somit höhere Fallzahlen notwendig. Es muss aber auch berücksichtigt werden, dass mit LPFit-20 nicht zwangsläufig die besten SRTs erreicht wurden (vgl. Abb. 23 und 24).

Neben der Sprachverständlichkeit spielt die Akzeptanz der Hörgeräteeinstellung eine entscheidende Rolle für den Versorgungserfolg. Auch bei sehr gutem Sprachverstehen werden Geräte nicht getragen, wenn diese zum Beispiel zu laut oder blechern klingen

und somit das Hören mit den Geräten eher anstrengend wird. Ein sehr wichtiger Faktor für die Akzeptanz von Hörsystemen ist also die individuell akzeptierte Verstärkung (Abb. 25). Die subjektive Bewertung der Hörgeräteeinstellung wurde in einem strukturierten Rundgang abgefragt, wobei sich zeigte, dass die Anpassung mit der größten Verstärkung (LPFit-25) in der Regel als „zu laut“ bewertet wurde, was durchweg zu Ablehnung führt. Dies zeigte sich über alle Situationen hinweg, sowohl in ruhigen Situationen ohne Störgeräusch, als auch in lauten Umgebungen mit Verkehrslärm. Die Anpassung LPFit-15 wird im Median in allen drei Situationen als „genau richtig“ bewertet. Für die akzeptierte Verstärkung ist die Erfahrung mit Hörgeräten entscheidend. Bei der Erstversorgung mit Hörgeräten ist die akzeptierte Verstärkung geringer als nach Jahren der Akklimatisierung, wenn die Geräte regelmäßig getragen und nachgestellt werden. Für die gleitende Anpassung* sollte dabei nicht von Hörsystemen Gebrauch gemacht werden, die nach einer gewissen Zeit die Verstärkung automatisch anheben, sondern die Proband(inn)en aktiv in die Anpassung einbezogen werden (Latzel et al., 2005). Auf diese Weise kann eine Änderung der Verstärkung, aber auch des Frequenzgangs und somit des gesamten Höreindrucks mit Hörgeräten individuell angepasst werden. Die Wahrnehmung des Klangs kann von Fall zu Fall sehr unterschiedlich sein, weshalb neben der Verstärkung auch der globale Klangeindruck (Abb. 27) und Zufriedenheit (Abb. 28) abgefragt wurden. Die Bewertungen hier decken sich mit den Bewertungen der Lautstärke. LPFit-25 wurde in Bezug auf den globalen Klang sowohl in ruhiger als in geräuschvoller Umgebung als „eher unangenehm“ bzw. „sehr unangenehm“ und LPFit-15 als „angenehm“ bzw. „eher angenehm“ beschrieben. Die Zufriedenheit in der ruhigen Umgebung des Anpassraums wurde bei LPFit-25 als „eher unzufrieden“ und bei LPFit-15 als „zufrieden“ bewertet. In einer Situation mit großem Störgeräuschanteil waren die Probanden(inn)en mit LPFit-25 mehrheitlich „unzufrieden“ und mit LPFit-15 „eher zufrieden“. Diese Präferenz ergibt sich auch aus der Platzierung der LPFit-Varianten innerhalb des Rundgangs. Den Programmen eine Platzierung zuzuordnen, stellte für keine(n) Proband(in) ein Problem dar. So zeigt sich eine eindeutige Rangverteilung in den getesteten akustischen Situationen (Abb. 29). Die Ergebnisse des Campusrundgangs belegen, dass die Bewertung stark von der akustischen Umgebung abhängt. Während in Ruhe eine größere Verstärkung akzeptiert wird, bevorzugten die

* Nach einer anfänglich akzeptierbaren Einstellung der Hörsysteme wird in mehreren Schritten eine vollständige Hörverlustkompensation angestrebt

Proband(inn)en in Situationen mit Störgeräuschen Einstellungen mit weniger Verstärkung. Dies zeigt auch, dass es sinnvoll sein kann, den Hörgeräteträger(inne)n selbst die Möglichkeit zu geben, Einfluss auf die Verstärkung zu nehmen. Eine Änderung der Verstärkung kann über Tasten am Hörsystem oder über eine Fernbedienung erfolgen. Da in der vorliegenden Arbeit die lautheitsbasierten Anpassungen untersucht wurden, wurde den Proband(inn)en keine Möglichkeit zur Verstärkungseinstellung gegeben. Moderne Hörsysteme bieten die Möglichkeit Programme für spezielle Situationen zu erstellen. Durch die Analyse der vorliegenden Schalle schalten manche Hörsysteme selbstständig in ein anderes Programm bzw. in ein situationsspezifisches Setup um, was aber nicht immer akzeptiert wird, da der Schaltvorgang teilweise für die Hörgeräteträger(innen) hörbar ist und dadurch störend wirkt.

Akustische Situationen, wie eine verkehrsreiche Straße, sind im Rahmen der Hörgerätevalidierung auch mit hohem Technikaufwand nicht realistisch zu reproduzieren. Um dies zu optimieren gibt es Systeme, die die Situation nicht nur akustisch, sondern auch visuell simulieren. Dies kann in Form von Bildern oder in Form von Videos erfolgen. Es scheint aber, dass auch ein solch komplexer Aufbau eine reale Situation nicht ersetzen kann. Daher war der Campusrundgang ein wichtiges Mittel, um eine Bewertung der Hörprogramme in realen, aber ausreichend kontrollierten Alltagssituationen zu erhalten. Es galt bei dem Rundgang darauf zu achten, dass die Schallsituationen zwischen den Proband(inn)en auch an unterschiedlichen Tageszeiten möglichst einheitlich waren. So wurde in der Situation in der Eingangshalle der HNO-Klinik (hallige Situation) darauf geachtet, dass während der Bewertung eine gezielte Frequentierung durch Personal oder Besucher vorlag und nicht in Phasen bewertet wurde, bei denen keine Nebengeräusche vorhanden waren. In vergleichbarer Weise stellte es sich an der Straße dar. Die ausgewählte Straße war stark frequentiert, wobei darauf geachtet wurde, dass immer während einer „Grünphase“ der Ampel bewertet wurde, da bei einer „Rotphase“ sowohl die Motoren, als auch die Abrollgeräusche geringer sind. Auch wenn auf möglichst gleiche Situationen geachtet wurde, so sind diese realen Bedingungen nicht immer absolut identisch.

Aus diesem Grund wurden ergänzende Labormessungen durchgeführt die wiederum für alle Proband(inn)en zu jeder Tageszeit identisch sind, aber durch die bereits beschriebenen Umstände Alltagssituationen nur bedingt widerspiegeln. Im Rahmen der Labormessungen konnten direkte Paarvergleiche realisiert werden. Die Bewertung der globalen

Präferenz zeigt, dass mit steigendem Pegel zunehmend der LPFit bevorzugt wird, obwohl die mittlere Verstärkung bei hohen Pegeln höher ist als bei NAL-NL2. Die Bewertungen lassen sich in diesem Fall nicht durch die Verstärkung erklären, weshalb von einem Zusammenhang mit der Kompression ausgegangen werden könnte. Bei lauter Klaviermusik wurde der LPFit am häufigsten bevorzugt. Es wäre möglich, dass sich hierbei die hohe Kompression von NAL-NL2 nachteilig auswirkt. Bei leisen und mittleren Pegeln liegt eine ausgewogenere Verteilung vor. Bei diesen Pegeln sind die mittleren Verstärkungen zwischen LPFit-15 und NAL-NL2 ähnlich. Betrachtet man nur die LPFit-20-Nutzer, so haben sich bei lauter Klaviermusik vier der fünf Proband(inn)en für LPfit-20 entschieden, was einen Zusammenhang mit der Kompression vermuten lässt, da bei LPFit-20 die Kompressionsverhältnisse sehr niedrig sind. Beeinflusst die Kompression den Klang, so könnte sich dies auch in der Bewertung der Natürlichkeit (Abb. 34) zeigen. Bis auf die Musikbeispiele, bei denen das Verhältnis zwischen LPFit und NAL-NL2 ausgewogen ist, wird LPFit als natürlicher bewertet. Betrachtet man auch hierbei die Gruppe der LPFit-20-Nutzer separat, so lässt sich feststellen, dass bei Naturgeräuschen und Sprache kein(e) Proband(in) NAL-NL2 als natürlicher bewertet hat, was auch die Vermutung eines Zusammenhangs zwischen Kompressionsverhältnis und Klangqualität stützt. Ferner kann eine Korrelation mit der Art der Kompression (Silben- oder Dualkompression) nicht ausgeschlossen werden. Wie in Kapitel 4.12.3 beschrieben, sollte die Referenz, von der maximal erträglichen Gesamtverstärkung abgesehen, unverändert bleiben, weshalb bei NAL-NL2 eine Silbenkompression (Standardeinstellung) verwendet wurde, während in dieser Arbeit für die LPFits der Dualkompression, aus den bereits genannten Gründen, der Vorzug gegeben wurde. Die Auswirkung der Kompressionsart könnte in der Form getestet werden, dass die Einstellung des LPFit aus dem Feldtest kopiert wird und nur die Kompression in diesem Programm von der Dual- in die Silbenkompression geändert wird. Steinbuß und Rohrseitz (2006) konnten keine Änderung der Sprachverständlichkeit zwischen Silben- und Dualkompression nachweisen. Die verwendeten Sprachtests (Oldenburger Satztest, Freiburger Einsilbertest) sind allerdings nicht genügend sensitiv, um eine derartige Hypothese zu überprüfen. Es wäre zu klären, ob ein Logatomtest (vgl. Kapitel 6.2.2) Unterschiede aufzeigen kann.

Das Maß der Sprachverständlichkeit selbst einzuschätzen ist für viele Proband(inn)en sehr schwierig, weshalb dies im Feldtest nicht abgefragt wurde. Der Feldtest weist zusätzlich die Schwierigkeit auf, dass der Umgang und die Verwendung der Hörsysteme

und die akustischen Situationen im Alltag nicht kontrollierbar sind. Durch die Auswertung des Dataloggings ließ sich zumindest kontrollieren, ob die Hörsysteme getragen und die Programme umgeschaltet wurden. Die prozentuale Verteilung der Schallklassen zeigt, dass die Proband(inn)en die Hörgeräte in unterschiedlichen Situationen getestet haben. Hier kommt der Vorteil zum Tragen, dass beide Programme (LPFit-Variante und NAL-NL2) gleichzeitig im Feldtest vorhanden waren. Zwar gibt es Hinweise darauf, dass die akustischen Situationen, in denen sich die Proband(inn)en wöchentlich befinden, sehr ähnlich sind (Kreikemeier et al., 2011), jedoch ist ein direkter Paarvergleich durch Umschalten der Programme einer absoluten Bewertung in diesem Fall vorzuziehen. Vor- bzw. Nachteile der Anpassungen werden auf diese Weise für die Proband(inn)en deutlicher. So bereitete die Bewertung der Feldtestfragebögen den Proband(inn)en keine Schwierigkeiten. Für das bessere Verständnis wurde die Bezeichnung Lautheit in den geläufigeren Begriff Lautstärke abgeändert. Beide Begriffe beschreiben die einschlägige Wahrnehmungsgröße. Sie unterscheiden sich nur in den Einheiten, wobei Lautstärke in Phon angegeben wird und Lautheit in Sone. Wie bereits bei den Sprachtests beobachtet, zeigt die Bewertung von NAL-NL2 eine größere Streuung, bei Berücksichtigung der Daten, die ≥ 10 Bewertungen beinhalten (Abb. 30). 145 der 174 Wertungen verteilen sich somit auf zwei Kategorien bei den LPFit-Varianten und vier Kategorien bei NAL-NL2. Die LPFit-Variante wurde dabei nie als „viel zu leise“ und nur 15 mal als „viel zu laut“ bewertet. In den Fällen, bei denen die LPFit-Variante als „viel zu laut“, während NAL-NL2 als „genau richtig“ beschrieben wurde, lagen laut Notizen der Proband(inn)en akustische Situationen mit einem hohen Anteil an Störgeräuschen vor (Straße, Weihnachtsmarkt etc.). NAL-NL2 wird vermutlich durch die geringere Verstärkung und höhere Kompression in solchen Situationen bevorzugt. Abhilfe könnte eine Störgeräuschunterdrückung und Richtmikrofontechnik schaffen, die für diese Studie aus methodischen Gründen ausgeschaltet waren (vgl. Kapitel 4.11.3) oder ein Zusatzprogramm, welches weniger Verstärkung aufweist (z. B. LPFit-10). Durch Regelautomatiken moderner Hörsysteme könnte zudem die Anstrengung Sprache in akustisch schwierigen Situationen zu verstehen reduziert werden. Die Bewertung der Anstrengung (Abb. 31) scheint auf beide Anpassungen annähernd gleichmäßig verteilt. Bei näherer Betrachtung und Ausschluss der Bewertungen, die aus weniger als 10 Bewertungen bestehen, fällt auf, dass es mehr Proband(inn)en gibt, die den LPFit als „wenig anstrengend“ bzw. „nicht anstrengend“ und NAL-NL2 als „mittelmäßig anstren-

gend“ bzw. „anstrengend“ empfinden. Dies bestätigt damit, dass die höhere Verstärkung des LPFit in vielen Situationen günstiger ist und das Sprachverstehen erleichtert. Mit steigender Trageerfahrung wird auch zunehmend mehr Verstärkung akzeptiert. In gleicher Weise steigt die Gewöhnung an den Klang des Hörsystems. Durch den ähnlichen mittleren Frequenzverlauf von den eignen Hörsystemen der Proband(inn)en und NAL-NL2 war anzunehmen, dass der Klang von NAL-NL2 deutlich bevorzugt wird. Abb. 32 zeigt jedoch, dass sich diese Vermutung nicht bestätigt. In 58 Situationen wurden beide Anpassungen als „angenehm“ beschrieben. In 19 Situationen wurde der LPFit als „unangenehm“ und NAL-NL2 als „angenehm“ bewertet. Hingegen wurde NAL-NL2 in 52 Fällen als „unangenehm“ und der LPFit als „angenehm“ bewertet. Durch eine längere Trageerfahrung ist zu vermuten, dass der Klang der LPFit-Varianten zunehmend akzeptiert wird. Wie die mittleren Verstärkungswerte (Abb. 15) zeigen, ist die Verstärkung der hohen Frequenzen bei den eigenen Hörsystemen der Proband(inn)en deutlich geringer. Hohe Frequenzen werden dabei häufig als störend empfunden, weil dadurch Geräusche hörbar gemacht werden, die Schwerhörige lange Zeit nicht mehr gehört haben (Zeitungs- oder Kleidungsrascheln). Deshalb bieten Akustiker(innen) zunehmend eine Audiotherapie* an, um die Hörgeräteträger(innen) in der Gewöhnung und dem Hören mit Hörgerät unterstützen.

Um die Hörerfahrung auf hohem Niveau zu vereinheitlichen, wurden für diese Studie Proband(inn)en ausgewählt, die bereits langjährige Trageerfahrung mit Hörsystemen haben. Da aber selbst diese erfahrenen Proband(inn)en die Verstärkung von LPFit-25 nicht akzeptiert haben, zeigt dies, dass eine möglichst komplette Normalisierung der Lautheitswahrnehmung im Allgemeinen nicht als Ziel einer Hörgeräteversorgung dienen kann. Im direkten Vergleich der individuell bevorzugten lautheitsbasierten Anpassung (in 15 von 21 Fällen war dies LPFit-15) zur Referenz NAL-NL2 wird im Feldtest mit 68,4% eindeutig die LPFit-Anpassung bevorzugt. Interessanterweise schreibt LPFit-15 im Mittel eine höhere Verstärkung als NAL-NL2 vor. Das deutet an, dass die LPFit-Anpassungen insgesamt (Lautstärke, Klang und Sprachverstehen) eine ausgewogene Versorgung darstellen.

* Die Audiotherapie hilft hörgeschädigten Menschen mit der Hörstörung umzugehen und z. B. durch Hörtaktiken und Hörtraining die Kommunikation in Alltagssituationen zu verbessern

Die Anpasserfahrung, die im Rahmen dieser Studie gesammelt werden konnte, zeigt, dass die lautheitsbasierte Hörsystemeinstellung und -kontrolle mittels instantaner Perzentilanalyse zudem Vorteile in der Vergleichbarkeit von Hörsystemen bietet. Da diese Anpassung grundsätzlich mit jedem Hörsystem, unabhängig von der Bauform und der akustischen Ankopplung, möglich ist, kann hier zweifelsfrei von einer vergleichenden Anpassung gesprochen werden. Individuelle Erfahrungswerte können in die Anpassung eingebracht und mit Hilfe der Perzentilanalyse gezielt umgesetzt werden. Auch wenn die LPFit-15-Anpassungsvorschrift in der vorliegenden Studie eindeutig die größte Zustimmung gefunden hat, so haben auch die Varianten LPFit-20 sowie LPFit-25 durchaus ihre praktische Berechtigung, denn sie können von Fall zu Fall als individuelle Akklimatisierungsstufen eingesetzt werden. Eine Erweiterung der Serie individuell lautheitsbasierter Anpassungen ist durch Verwendung weiterer Lautheitsniveaus (z. B. KU 10 für extrem hörentwöhnte Personen) als Grundlage für die Berechnung auf Basis des Isophonendifferenzmaßes möglich, um den persönlichen Bedürfnissen der Proband(inn)en gerecht zu werden.

6.3 Schlussfolgerung

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die hier vorgestellte Studie wichtige Erkenntnisse und Erfahrungen für die praktische Hörgeräteanpassung geliefert hat. Inwiefern diese Erkenntnisse verallgemeinert werden können, wird sich allerdings in der Praxis zeigen müssen. Insofern ist zu wünschen, dass der hier präsentierte lautheitsbasierte, individuelle Lösungsansatz, der eine Serie von Akklimatisierungsstufen liefert, Anwendung in der täglichen Anpasspraxis des Hörgeräteakustiker(innen) findet, um auf diesem Wege eine praktische Validierung und weitere Verbesserungen zu erfahren.

7 Zusammenfassung

Entwickelt für die technische Kontrolle von Hörgeräten, ermöglicht die Perzentilanalyse in aktuellen Messsystemen eine instantane Beobachtung des Verstärkungsverhaltens von modernen Hörsystemen. Somit eröffnen sich neue Wege, das Perzentil-Monitoring nicht nur zur Kontrolle verschiedener Parameter wie Frequenzgang und Kompression zu nutzen, sondern auch für die Realisierung einer individualisierten (Fein-)Anpassung unter Berücksichtigung der Sprachdynamik. Durch die Verwendung des International Speech Test Signals (ISTS) können dabei die Hörsysteme in der Einstellung belassen werden, wie sie später auch im Alltag getragen werden.

Da eine komplette Wiederherstellung der Lautheit bzw. der Hörbarkeit von den meisten Hörgeräteträger(inne)n nicht akzeptiert wird und mit vielen Hörsystemen bei adäquater akustischer Ankopplung häufig auch gar nicht erreicht werden kann, bedarf es einer an die Bedürfnisse der Nutzer(innen) angepassten Einstellung, die zudem dem Gewöhnungseffekt Rechnung trägt (Akklimatisierungsstufen). Vor diesem Hintergrund wurde in der vorliegenden Arbeit ein Verfahren zur Anpassung von Hörgeräten mit instantanem In-situ-Pegelmonitoring auf der Grundlage der Perzentilanalyse entwickelt und in einer Labor- und Feldstudie erprobt, das die individuelle Lautheitswahrnehmung berücksichtigt und eine personalisierte Akklimatisierung ermöglicht. Von der Lautheitsskalierung werden dafür die kategorialen Einheiten (KU) 15, 20 und 25 in das Tonaudiogramm als „Most Comfortable Level“ (MCL) übernommen. Die Anpassungen lassen sich dabei durch zusätzliche KUs (z. B. KU 10 für extrem hörentwöhnte Personen) beliebig erweitern. Die Lage des LTASS im Bezug zum MCL wird dabei auf Grundlage Dynamikbereichs von Normalhörenden auf die Restdynamik des Hörgerätenutzers übertragen, wie es in der ACAM 5 implementiert ist. Daraus ergeben sich unterschiedliche lautheitsbasierte Anpassungen (*LPFit = Loudness-based Percentile Fitting*), die die individuelle Lautheitswahrnehmung des Schwerhörigen berücksichtigen.

In Labor- und Feldtests wurden die entwickelten Anpassungen (LPFit-15 etc.) mit einer Referenz (NAL-NL2) und den eigenen Hörsystemen von 21 Probanden verglichen und erprobt. In der Studie konnte gezeigt werden, dass sich eine individuelle lautheitsbasierte Anpassung unter flankierender Verwendung einer instantanen Perzentilanalyse einer Präskription, welche allein auf tonaudiometrischen Daten basiert, unter mehreren Aspekten überlegen ist. Dies zeigen sowohl die Ergebnisse der Sprachaudiometrie, als

auch die subjektive Bewertung im Labor, bei einem strukturierten Rundgang sowie im Feldtest.

Beim Freiburger Einsilbertest in Ruhe erzielen LPFit-15 und NAL-NL2 im Median eine Sprachverständlichkeit von 80%. Auffallend hierbei ist, dass die Spannweite bei NAL-NL2 (65%) deutlich größer ist, als dies bei LPFit-15 (40%) der Fall ist. Dies deutet darauf hin, dass eine Anpassung allein auf Basis tonaudiometrischer Daten im Einzelfall dazu führen kann, dass eine deutlich schlechtere Sprachverständlichkeit erreicht wird als mit einer individuell lautheitsbasierten Anpassung. Eine weitere Verbesserung der Sprachverständlichkeit kann mit den Anpassungen LPFit-20 und LPFit-25 erreicht werden, die höhere Verstärkungen liefern und deshalb eine bessere Sprachverständlichkeit in Ruhe erzielen.

Im Feldtest wurden von den Proband(inn)en insgesamt 174 Situationen frei beschrieben, in denen die Hörprogramme einer systematischen Bewertung unterzogen wurden. Die Proband(inn)en konnten im Feldtest die bevorzugte LPFit-Variante direkt mit NAL-NL2 vergleichen, wobei Ihnen nicht bekannt war, welche Anpassung in welchem Programm (eins oder zwei) gespeichert wurde. Die Anordnung der Programme wurde zusätzlich randomisiert. Von den 174 Situationen wurde die vom Probanden / von der Probandin jeweils gewählte lautheitsbasierte Anpassung (LPFit-25, LPFit-20 oder LPFit-15) 119 Mal (68,4%) und die NAL-NL2 Referenz 55 Mal (31,6%) in der beschriebenen Situation bevorzugt. Somit zeigt sich im Feldtest eine eindeutige Präferenz für die individuelle lautheitsbasierte Anpassung.

Durch das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren wird eine individuelle Hörsystemanpassung erzielt, die eine gute Sprachverständlichkeit bei hoher Spontanakzeptanz aufweist. Der Mehraufwand, der durch die Lautheitsskalierung entsteht, ist dabei sehr gering. Insofern ist es denkbar und zu wünschen, dass der hier präsentierte lautheitsbasierte, individuelle Lösungsansatz, der eine Serie von Akklimatisierungsstufen liefert, Anwendung in der täglichen Anpasspraxis des hörakustischen Betriebs findet, um auf diesem Wege eine praktische Validierung und weitere Verbesserungen zu erfahren.

8 Abstract

Developed for the technical description of hearing aids, percentile monitoring in up-to-date hearing aid test modules allows for an instantaneous observation of amplification properties in modern hearing aids. This opens up new options to use percentile monitoring not only for measuring various parameters such as frequency response and compression, but also for realising individual loudness-based (fine-)tuning taking speech dynamics into account. Using the International Speech Test Signal (ISTS) makes it possible to keep the hearing aids in their real-life adjustment.

As a full compensation of loudness perception and audibility is frequently not accepted by hearing aid users, and in many cases not even feasible in spite of adequate acoustic coupling, a fitting formula is required that considers hearing aid users' needs and takes account of the acclimatisation effect (acclimatisation levels). In this context, a hearing aid fitting procedure based on instantaneous *in-situ* percentile monitoring was developed and evaluated in laboratory and field tests in the present research study. This approach takes individual loudness perception and personal acclimatisation levels into account. The categorial units (CU) 15, 20 and 25 of the loudness scaling will be used as the most comfortable level (MCL) in the audiogram. The fitting may be extended by using further CUs (e. g. CU 10: extremely hearing deprived persons). The difference between the LTASS and the MCL for normal hearing is transferred to the situation with hearing loss, as implemented in ACAM 5. This procedure results in a loudness-based hearing aid fitting (LPFit), which takes the hearing impaired person's loudness perception into account.

The LPFits were compared to a reference fitting (NAL-NL2) and the own hearing aids of 21 subjects. The present study indicates that, in terms of quality rating as well as speech intelligibility, hearing impaired persons benefit more from loudness-based fittings utilising instantaneous *in-situ* percentile monitoring than from an audiogram-based fitting like NAL-NL2.

In the Freiburg monosyllabic word test (cf. fig.), LPFit-15 and NAL-NL2 produced equal speech intelligibilities (median 80%). It is remarkable to note that the spread of NAL-NL2 (65%) is much greater than for LPFit-15 (40%). This indicates that, in some cases, an audiogram-based fitting results in lower speech intelligibility than a loudness-

based fitting. Speech intelligibility in quiet increases with LPFit-20 and LPFit-25, which provide more gain.

The subjects rated the hearing aid fittings in 174 situations of the field tests (cf. table). On average, the subjects filled in eight questionnaires in 10-14 days. The subjects were able to compare the preferred LPFit with NAL-NL2 not knowing which prescription was stored in which program (1 or 2). The programs were in random order. The loudness-based fittings (LPFit-25, LPFit-20 and LPFit-15) were preferred 119 times (68.4%), and NAL-NL2 55 times (31.6%) in the 174 situations described, which indicates a clear preference for the individual loudness-based fitting.

The procedure presented results in a fitting taking account of a subject's individual needs, involving high speech intelligibility and good acceptance of the hearing aids. Additional time consumption for loudness scaling is negligible. In a next step, it would be desirable to validate and improve the loudness-based fitting presented here in the daily routine of hearing aid acousticians.

9 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ACALOS	Adaptive Categorial Loudness Scaling
AGC	Automatic Gain Control
ANL	Acceptable Noise Level
CDR	Cochlea Dead Region
cm	Zentimeter
Cv	Kompressionsverhältnis
dB	Dezibel
DIN	Deutsches Institut für Normung
EHIMA	European Hearing Instrument Manufacturers Association
EN	Europäische Norm
FFT	Fast Fourier Transformation
HdO	Hinter-dem-Ohr
HG	Hörgerät
HL	Hearing Level
HNO	Hals-Nasen-Ohren
Hz	Hertz
ICRA	International Collegium of Rehabilitative Audiology
IdO	In-dem-Ohr
IEC	International Electrotechnical Commission
IQR	Inter quartil range
ISO	International Organization for Standardization
ISTS	International Speech Test Signal
kHz	Kilohertz
KU	Kategoriale Einheit
La_{max}	maximale Ausgangsverstärkung
LGOB	Loudness Growth in ½-Octave Bands
LPFit	Loudness-based Percentile Fitting
LTASS	Long Term Average Speech Spectrum
MCL	Most Comfortable Level (Pegel angenehmer Lautheit)
ms	Millisekunden
OEG	Open Ear Gain

OMA	Oldenburger Messapparatur
PAP	Perzentilanpassung
PC	Peak Clipping
REAG	Real Ear Aided Gain
RECD	Real Ear to Coupler Difference
REIG	Real Ear Insertion Gain
REIR	Real Ear Insertion Response
REUG	Real Ear Unaided Gain
RIC	Receiver-In-Canal
SPL	Sound Pressure Level
SRT	Speech Reception Threshold (Sprachverständlichkeitsschwelle)
StdAbw	Standardabweichung
UCL	Uncomfortable Loudness Level (Unbehaglichkeitsschwelle)
U-Schwelle	Unbehaglichkeitsschwelle (vgl. UCL)
V	Verstärkung
WDRC	Wide Dynamik Range Compression
ΔLa	Differenz des Ausgangspegels
ΔLe	Differenz des Eingangspegels
ΔV	Differenz der Verstärkung

10 Literaturverzeichnis

10.1 Normen und Richtlinien

DIN ISO 16832:2006	Lautheitsskalierung mittels Kategorien
DIN 45621-1:1995-08	Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Ein- und mehrsilbige Wörter
EN ISO 8253-1	Audiometrische Prüfverfahren; Teil 1: Grundlegende Verfahren der Luft- und Knochenleitungs-Schwellenaudiometrie mit reinen Tönen
EN ISO 8253-3	Audiometrische Prüfverfahren; Teil 3: Sprachaudiometrie
DIN ISO 226 (2003)	Akustik, Normalkurven gleicher Lautstärkepegel
DIN EN 60118-0	Hörgeräte, Messung der Akustischen Eigenschaften
IEC 60118-15 (Normentwurf)	Hörgeräte; Teil 15: Methoden zur Charakterisierung der Signalverarbeitung in Hörgeräten

10.2 Literatur

Allen J.B., Hall J.L. & Jeng P.S. 1990. Loudness growth in 1/2-octave bands (LGOB) - a procedure for the assessment of loudness. *J Acoust Soc Am*, 88, 745-753.

Bangert H. 1980. Probleme bei der Ermittlung des Diskriminationsverlustes nach dem Freiburger Sprachtest. *Audiol Akust*, 166-170.

Bentler R.A. & Nelson J.A. 2001. Effect of spectral shaping and content on loudness discomfort. *J Am Acad Audiol*, 12, 462-470.

Berger K.W. 1976. Prescription of hearing aids: a rationale. *J Am Audiol Soc*, 2, 71-78.

Berger K.W., Hagberg E.N. & Rane R.L. 1989. *Prescription of Hearing Aids: Rationale, Procedure and Results*. Kent, Ohio: Herald Publishing House.

Bohnert A., Nyffeler M. & Keilmann A. 2010. Advantages of a non-linear frequency compression algorithm in noise. *European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery*, 267, 1045-1053.

Boretzki M. 2009. Konstruktion und Evaluation eines adaptiven Logatomtests für die Messung der Verständlichkeit von Konsonanten *Field Study News*: Phonak AG, Stäfa.

Brand T. & Hohmann V. 2002. An adaptive procedure for categorical loudness scaling. *J Acoust Soc Am*, 112, 1597-1604.

Brand T., Kissner S., Jürgens T., Berg D. & Kollmeier B. 2011. Adaptive Algorithmen zur Bestimmung der 80%-Sprachverständlichkeitsschwelle *14. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie*. Jena.

Brosius F. 1999. *SPSS 8.0: : professionelle Statistik unter Windows; [fundierte Einführung, viele praxisnahe Beispiele, Volltextversion auf CD-ROM]*. Bonn: MITP-Verl.

Byrne D. & Dillon H. 1986. The National Acoustic Laboratories' (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Ear Hear*, 7, 257-265.

Byrne D., Dillon H., Ching T., Katsch R. & Keidser G. 2001. NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures. *J Am Acad Audiol*, 12, 37-51.

Byrne D., Dillon, H., Tran, K., Arlinger, S., Wilbraham, K., Cox, R., Hagerman, B., Hetu, R., Kei, J., Lui, C., Kiessling, J., Kotby, M., Nasser, N., El Kholy, W., Nakanishi, Y., Oyer, H., Powell, R., Stephens, D., Meredith, R., Sirimanna, T., Tavatkiladze, G., Frolenkov, G., Westerman, S. Ludvigsen, C 1994. An international comparison of long-term average speech spectra. *J Acoust Soc Am*, 96, 2108-2120.

Chalupper J. 2002. Perzeptive Analyse von Kompressionssystemen. *DGA Jahrestagung*.

Chalupper J. & Fastl H. 2002. Dynamic loudness model (DLM) for normal and hearing impaired listeners. *Acustica - Acta Acustica*, 88, 378-386.

Cox R.M. 1988. The MSU hearing instrument prescription procedure. *Hear Instr*, 39, 6-10.

Cox R.M. & Gray G.A. 2001. Verifying loudness perception after hearing aid fitting. *Am J Audiol*, 10, 91-98.

Cox R.M., Alexander G.C., Johnson J. & Rivera I. 2011. Cochlear dead regions in typical hearing aid candidates: prevalence and implications for use of high-frequency speech cues. *Ear Hear*, 32, 339-348.

Dillon H. 2001. *Hearing aids*. New York Stuttgart: Thieme.

Dillon H., Keidser G., Ching T.Y.C., Flax M.R. & Brewer S. 2011. Das NAL-NL2 Anpassverfahren. *Focus 40*, 1-11.

Dubno J.R., Horwitz A.R. & Ahlstrom J.B. 2002. Benefit of modulated maskers for speech recognition by younger and older adults with normal hearing. *J Acoust Soc Am*, 111, 2897-2907.

Elberling C. 1999. Loudness scaling revisited. *J Am Acad Audiol*, 10, 248-260.

Festen J.M. & Plomp R. 1990. Effects of fluctuating noise and interfering speech on the speech-reception threshold for impaired and normal hearing. *J Acoust Soc Am*, 88, 1725-1736.

Gatehouse S. 1992. The time course and magnitude of perceptual acclimatization to frequency responses: evidence from monaural fitting of hearing aids. *J Acoust Soc Am*, 92, 1258-1268.

Gatehouse S. 1993. Role of perceptual acclimatization in the selection of frequency responses for hearing aids. *J Am Acad Audiol*, 4, 296-306.

Geißler T., Steinbuß A. & Krump G. 2011. Hörgeräteanpassung mit Hilfe sprachaudiometrischer Daten. *DAGA*.

Hahlbrock K.-H. 1970. *Sprachaudiometrie. Grundlagen und praktische Anwendung einer Sprachaudiometrie für das deutsche Sprachgebiet.* Stuttgart: Georg Thieme.

Harries T. 2011. Die neue Norm E DIN IEC 60118-15 und Messungen von Hörgeräte-Funktionsemlementen mittels der Oerzentilanalyse. *Hörakustik - Perzentil Special*, 32-45.

Heller O. 1985. Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung (KU) *Psycholog. Beiträge*, pp. 478-493.

Heller O. 1991. Oriented category scaling of loudness and speech audiometric validation. *In:* A.S.e. al (ed.) *Contributions to Psychological Acoustics*. Odenburg: Bibliotheks- und Informationssystem der Universität Oldenburg, pp. 135-159.

Heller O., Boretzki M., Fichtl E., Knoblach W., May B., et al. 1995. Entwicklung eines integrativen Verfahrens zur audiologischen Diagnostik, ausgerichtet auf die Prüfung und Bewertung technischer Hörhilfen für Hörgeschädigte - Abschlussbericht.

Jerlvall L. & Arlinger S. 1986. A comparison of 2-dB and 5-dB step size in pure-tone audiometry. *Scand Audiol*, 15, 51-56.

Kates J.M. 1993. Optimal estimation of hearing-aid compression parameters. *J Acoust Soc Am*, 94, 1-12.

Keidser G. & Dillon H. 2006. What´s new in prescriptive fittings down under? *In:* C.V. Palmer & R.C. Seewald (eds.) *Hearing Care for Adults*. Chicago, pp. 133-142.

Keidser G. & Grant F. 2001. Comparing loudness normalization (IHAFF) with speech intelligibility maximization (NAL-NL1) when implemented in a two-channel device. *Ear Hear*, 22, 501-515.

Keller F. 1980. Hörgeräteanpassung. *In:* V. Geers, F. Keller, A. Löwe & P. Plath (eds.) *Technische Hilfe bei der Rehabilitation Hörgeschädigter*. Berlin Heidelberg New York: Springer, pp. 97-156.

Kießling J. 1999. Verfahren zur Anpassung und Evaluation von Hörgeräten – ein Überblick. *Z Audiol*, 140-145.

Kießling J. 2008. Versorgung mit Hörgeräten. *In:* J. Kießling, B. Kollmeier & G. Diller (eds.) *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*. Stuttgart New York: Thieme, pp. 59-130.

Kießling J. 1995. Zum überschwelligen Lautheitsanstieg bei Schallempfindungsschwerhörigen - Konsequenzen für die Hörgeräte-Entwicklung und -Anpassung. *Audiol Akust*, 34, 82- 89.

Kießling J., Kollmeier B. & Diller G. 1997. *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Kießling J. 2011. *Forschungsbericht zum BMBF-geförderten Verbundforschungsprojekt „Modellbasierte Hörgeräte“* (unveröffentlicht)

Kießling J., Schubert M. & Archut A. 1996. Adaptive fitting of hearing instruments by category loudness scaling (ScalAdapt). *Scand Audiol*, 25, 153-160.

Kreikemeier S. 2007. "First Fit" und Fittingsoftware auf dem Prüfstand, Teil 1. *DOZ Hörakustik*, 8-2007, 96-97 und 9-2007, 116-118

Kreikemeier S., Fichtl E., Nyffeler M. & Kießling J. 2011. Labor- und Felderprobung einer situationsadaptiven Benutzersteuerung zur Feinanpassung von Hörgeräten *14. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie*. Jena.

Latzel M., Margolf-Hackl S., Denkert J. & Kießling J. 2005. Die Akklimatisation von sensorineural Schwerhörigen an ihre erste Hörgeräteversorgung: Bericht über die Ergebnisse einer Langzeitstudie *EUHA-Kongress*. Nürnberg.

Latzel M., Margolf-Hackl S., Hohmann V., Brand T. & Kießling J. 2003. Präskriptive Anpassung eines Forschungshörgerätes auf Basis der individuellen Lautheitsfunktionen bis 6 kHz *Deutsche Gesellschaft für Audiologie*. Würzburg.

Launer S., Hohmann V. & Kollmeier B. 1995. Modelling loudness growth and loudness summation in hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am*, 97, 3277.

LoBiondo-Wood G. & Haber J. 2005. *Pflegeforschung: Methoden Bewertung Anwendung*. München: Urban & Fischer.

Meisenbacher K. 2008. Entwicklung und Evaluation eines adaptiven Logatomtests zur Ermittlung der Konsonantenverständlichkeit: Fachhochschule Oldenburg.

Moore B.C. 2004. Dead regions in the cochlea: conceptual foundations, diagnosis, and clinical applications. *Ear Hear*, 25, 98-116.

Moore B.C., Glasberg B. & Schlueter A. 2010. Detection of dead regions in the cochlea: relevance for combined electric and acoustic stimulation. *Adv Otorhinolaryngol*, 67, 43-50.

Moore B.C., Glasberg B.R. & Stone M.A. 2004. New version of the TEN test with calibrations in dB HL. *Ear Hear*, 25, 478-487.

Mrowinski D. 2002. *Audiometrie: Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung ; mit CD-ROM AUDIOSIM-Lernprogramm für die Tonschwellenaudiometrie mit Vertäubung*. Stuttgart: Thieme.

Munro K.J. & Lutman M.E. 2004. Self-reported outcome in new hearing aid users over a 24-week post-fitting period. *Int J Audiol*, 43, 555-562.

Neumann A., Bakke M., Mackersie C. & Hellman S. 1995. Effect of release time in compression hearing aids: Paired comparison judgements of quality. *J Acoust Soc Am*, 98, 3182-3187.

Pascoe D.P. 1978. An approach to hearing aid selection. *Hearing Instruments*, 29, 12-16, 36.

Polonenko M.J., Scollie S.D., Moodie S., Seewald R.C., Laurnagaray D., et al. 2010. Fit to targets, preferred listening levels, and self-reported outcomes for the DSL v5.0 a hearing aid prescription for adults. *Int J Audiol*, 49, 550-560.

Rasmussen A.N., Olsen S.O., Borgkvist B.V. & Nielsen L.H. 1998. Long-term test-retest reliability of category loudness scaling in normal-hearing subjects using pure-tone stimuli. *Scand Audiol*, 27, 161-167.

Robinson J.D., Stainsby T.H., Baer T. & Moore B.C. 2009. Evaluation of a frequency transposition algorithm using wearable hearing aids. *Int J Audiol*, 48, 384-393.

Robinson K. & Gatehouse S. 1996. Test-retest reliability of loudness scaling. *Ear and Hearing*, 17, 120-123.

Saile T. 2010. Zielhörfeld in der Hörsystemanpassung mittels Perzentile: Fachhochschule Lübeck, p. 59.

Scollie S., Seewald R., Cornelisse L., Moodie S., Bagatto M., et al. 2005. The Desired Sensation Level multistage input/output algorithm. *Trends Amplif*, 9, 159-197.

Seewald R.C., Ross M. & Spiro M.K. 1985. Selecting amplification characteristics for young hearing-impaired children. *Ear Hear*, 6, 48-53.

Seidler H. & Pietzsch T. 1998. Analyse von Zeitstrukturen natürlicher Klangbilder *Fortschritte der Akustik DAGA ´98*. Zürich: DEGA, pp. 126-127.

Skinner M.W. & Van Tasell D.J. 1988. Hearing Aid Evaluation. *J Acoust Soc Am*, 83, 1986-1987.

Steinbuß A. & Rohrseitz K. 2006. Einfluss der Zeitkonstanten der Kompression auf die Sprachverständlichkeit *9. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie*. Köln.

Stuart A. & Phillips D.P. 1996. Word recognition in continuous and interrupted broadband noise by young normal-hearing, older normal-hearing, and presbyacusic listeners. *Ear Hear*, 17, 478-489.

Ulrich J. & Hoffmann E. 2007. *Hörakustik: Theorie und Praxis*. Heidelberg: DOZ-Verl.

Valente M. & Van Vliet D. 1997. The independent hearing aid fitting forum (IHAFF) protocol. *Trend in Amplification*, 2, 6-35.

Wagener K., Brand T. & Kollmeier B. 1999. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. Teil II: Optimierung des Oldenburger Satztests. *Z Audiol*, 38, 44-56.

Wagener K., Brand T. & Kollmeier B. 1999. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. Teil III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiol*, 38, 86 - 95.

Wagener K., Kühnel V. & Kollmeier B. 1999. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. TeiI I: Design des Oldenburger Satztests. *Z Audiol*, 38, 4 - 15.

Wagener K.C. & Brand T. 2005. Sentence intelligibility in noise for listeners with normal hearing and hearing impairment: influence of measurement procedure and masking parameters. *Int J Audiol*, 44, 144-156.

Wagener K.C., Brand T. & Kollmeier B. 2006. The role of silent intervals for sentence intelligibility in fluctuating noise in hearing-impaired listeners. *Int J Audiol*, 45, 26-33.

10.3 Internetquellen

Rohweder R. 2004. Bauartprüfung: DHI-online. URL: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/05_Bauart/Ablauf.html [Zugriffsdatum 29.08.2011]

Rohweder R. 2004. Indikationen von Hörgeräten: DHI-online. URL: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/11_Lexika/hglex/HgLex_I/Indikation_00.html [Zugriffsdatum 29.08.2011]

Rohweder R. 2004. Vorschlag für einen Mehrkanal-Test. URL: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/08_Berichte/02_tbmc/mctest.html [Zugriffsdatum 13.10.2011]

Rohweder R. 2007. 2ccm Kuppler (DIN IEC 126): DHI-online. URL: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/12_Fachtec/FtMeTec/04_MessLa/Kuppler/Kuppler_05.html [Zugriffsdatum 29.08.2011]

Rohweder R. 2009. AGC: Arten: DHI-online. URL: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/11_Lexika/hglex/HgLex_A/AGC04.html [Zugriffsdatum 29.08.2011]

Ross M. 2011. Accaptable Noise Levels (ANL). URL: http:// www.hearingresearch.org/ross/hearing_aid_use/acceptable_noise_levels.php [Zugriffsdatum 25.10.2011]

11 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Sprachaudiogramm: Sprachverständlichkeit in % in Abhängigkeit vom Pegel in dB HL und zusätzlicher Unbehaglichkeitsschwelle für Sprache (rechts und links getrennt). 11

Abb. 2: Steigung der Pegellautheitsfunktion in Abhängigkeit vom Hörverlust (eigene Bearbeitung). (Kießling, 1995) 16

Abb. 3: Links: Beispiel einer Schmalbandskalierung für 4000 Hz (blau) mit Normbereich (Mittelwert und Standardabweichung Normalhörender = grauer Bereich) und Recruitment (Lautheitsausgleich) Rechts: Eingabebildschirm mit elf Antwortklassen. 18

Abb. 4: Perzentilanalyse eines Hörgerätes mit 30., 65. und 99. Perzentil. 20

Abb. 5: Berechnung der Zielkurven – der Abstand zwischen MCL und LTASS beim Normalhörenden wird proportional auf die Restdynamik des Schwerhörigen umgerechnet. 27

Abb. 6: Boxplot mit Erläuterungen der Symbole. (Brosius, 1999) (Eigene Bearbeitung) 33

Abb. 7: Mittlerer Hörverlust mit Standardabweichung. 34

Abb. 8: Mittlerer Hörverlust mit Standardabweichung. 39

Abb. 9: Mittelwerte der Abstände zwischen REIG und den Zielverstärkungen. Die Differenzen wurden individuell berechnet und anschließend gemittelt. 44

Abb. 10: SNR im OlSa mit ICRA_5_250 bei 65 dB (konstant) und adaptiven Sprachpegel. Erstmalige Anpassung und OlSa-Messung im 1. Termin (spontan) und nach einwöchiger Tragezeit dargestellt als Boxplot. NAL-NL1 war in der einwöchigen Tragezeit nicht enthalten. 45

Abb. 11: "Langzeit" SRT nach einer Woche Tragezeit des „Gewinners“ (PAP, PAP-reduziert oder Klangwaage) und sequentiell davor oder danach einer Woche Tragezeit der Referenz (NAL-NL1) dargestellt als Boxplot. 46

Abb. 12: Bewertungen aus dem Rundgang für Lautstärke des Hörsystems dargestellt als Boxplot. 47

Abb. 13: Bewertungen aus dem Rundgang für allgemeinen Klang des Hörsystems dargestellt als Boxplot. 48

Abb. 14: Differenz zwischen der Zielverstärkung, die sich aus einer 1:2 Teilung der Restdynamik ergibt, und dem hier vorgestellten lautheitsbasierten Ansatz. Die Verstärkung bei dem lautheitsbasierten LPFit-15-Ansatz ist bis zu 27,5 dB geringer als das Isophonendifferenzmaß auf der Basis eines pauschalierten MCL vorschreibt. Relativ dazu schreibt LPFit-15 in den Tiefen weniger Verstärkung als in den Höhen vor. 49

Abb. 15: Mittelwert der Verstärkung (REIG) der drei lautheitsbasierten Programme (LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15) und der Referenz NAL-NL2 in Abhängigkeit zum Eingangspegel (Insitu-Messungen mit ISTS-Signal). 51

Abb. 16: Lage des 30. Perzentils relativ zur Hörschwelle (positive Werte bedeuten, dass das 30. Perzentil oberhalb der Hörschwelle liegt). 52

Abb. 17: Relative Lage des 99. Perzentils zur Unbehaglichkeitsschwelle aus Lautheitsskalierung (KU 50) bei einem Eingangspegel von 80 dB. Negative Werte bedeuten, dass das 99. Perzentil unterhalb der U-Schwelle aus der Lautheitsskalierung liegt (StdAbw = Standardabweichung). 53

Abb. 18: Mittlere Kompressionsverhältnisse mit Standardabweichung (± einfache StdAbw; n = 21) 54

Abb. 19: Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest dargestellt als Boxplot. ...55

Abb. 20: Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest dargestellt als Boxplot 56

Abb. 21: Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilbertest dargestellt als Boxplot 56

Abb. 22: Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) in dB SNR im Oldenburger Satztest dargestellt als Boxplot. 57

Abb. 23: Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) in dB SNR im Oldenburger Satztest dargestellt als Boxplot (LPFit-15 Nutzer). 58

Abb. 24: Sprachverständlichkeitsschwelle (SRT) in dB SNR im Oldenburger Satztest dargestellt als Boxplot (LPFit-20 Nutzer). 58

Abb. 25: Bewertung der Lautstärke der Anpassungen LPFit-25, 20 und 15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen

(verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot. 59

Abb. 26: Bewertung der Anstrengung für das Sprachverstehen der Anpassungen LPFit-25, 20 und 15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung).....60

Abb. 27: Bewertung des globalen Klangeindrucks der Anpassungen LPFit-25, 20 und 15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot. 61

Abb. 28: Bewertung der globalen Zufriedenheit der Anpassungen LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15 in Umgebung mit wenigen Nebengeräuschen (Anpassraum), mit viel Nebengeräuschen (verkehrsreiche Straße) und Nebengeräuschen und Nachhall (hallige Umgebung) dargestellt als Boxplot. 62

Abb. 29: Häufigkeiten der Platzierungen (1. Platz, 2. Platz und 3. Platz) der verschiedenen Anpassungen in den akustischen Situationen des Campusrundgangs (Anpassraum, hallige Umgebung und verkehrsreiche Straße). 63

Abb. 30: Bewertung der Lautstärke; Tagebuchfragebogen (n = 174). 64

Abb. 31: Bewertung der Anstrengung; Tagebuchfragebogen (n = 174). 65

Abb. 32: Bewertung des Klangs; Tagebuchfragebogen (n = 174). 66

Abb. 33: Bewertung der globalen Präferenz im Labor. Horizontal sind die verwendeten Schallbeispiele und deren Darbietungspegel aufgetragen.....67

Abb. 34: Bewertung der Natürlichkeit im Labor. Horizontal sind die verwendeten Schallbeispiele und deren Darbietungspegel aufgetragen 68

Abb. 35: Programmumschaltungen und Tragezeiten pro Tag im Feldtest. 69

12 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation von Kompressionssystemen. (Kießling et al., 1997, S. 71) 12

Tabelle 2: Durchschnittlicher Frequenzgang der Open Ear Gain von Erwachsenen. (Dillon, 2001) (eigene Bearbeitung).....23

Tabelle 3: In dieser Arbeit berücksichtigte Normen. 24

Tabelle 4: Kurvenverläufe von 3-Phon (HL), 65-Phon (MCL) und 110-Phon (UCL) nach ISO 226. 26

Tabelle 5: Übersicht über die Verständlichkeitsabweichung der Wortgruppen des Freiburger Sprachtests. (Bangert, 1980) (Eigene Bearbeitung) 28

Tabelle 6: Klangbeispiele für Fragebogen "Paarvergleiche im Labor".....31

Tabelle 7: Häufigkeiten, mit der LPFit-25, LPFit-20 und LPFit-15 für den Feldtest gewählt wurde. 63

13 Anhang

13.1 Fragebogen: Campusrundgang

	Fragebogen ***Vergleich der Hörprogramme***

Hörgerät:	Datum/Tester:	ID:

Prog.1_____ Prog.2_____ Prog.3_____

Sprache in Ruhe (Unterhaltung mit dem Akustiker im Anpassraum)

1. Wie beurteilen Sie die Lautstärke des Hörsystems?

	viel zu leise	zu leise	etwas zu leise	genau richtig	etwas zu laut	zu laut	Viel zu laut
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

2. Wie viel können Sie verstehen?

	gar nichts	sehr wenig	etwas	viel	sehr viel	Alles
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

3. Wie anstrengend ist es, die Sprache zu verstehen?

	extrem	sehr	deutlich	mittel	wenig	sehr wenig	Nicht
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

Hörprogrammvergleich.doc Seite 1 von 7

4. Wie beurteilen Sie die Klangfarbe?

	sehr dumpf	dumpf	etwas dumpf	genau richtig	etwas scharf	scharf	Sehr scharf
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

5. Wie beurteilen Sie den Klang allgemein?

	sehr unangenehm	unangenehm	eher unangenehm	eher angenehm	angenehm	sehr angenehm
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

6. Bemerken Sie Nebengeräusche, die von den Hörgeräten verursacht sein könnten (Kratzen, Knistern) ? Wenn ja, welche?

	stark störend	deutlich störend	störend	etwas störend	wenig störend	nicht störend	nicht wahr-nehmbar
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

7. Wie häufig bemerken Sie ein Rückkopplungspfeifen des Hörsystems?

	nie	selten	Gelegentlich	oft	sehr oft
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑

8. Insgesamt sind Sie mit den Hörgeräten in dieser Situation …

	sehr unzufrieden	unzufrieden	eher unzufrieden	eher zufrieden	zufrieden	sehr zufrieden
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

9. Welches Programm bevorzugen Sie in dieser Situation?

	Platz 1	Platz 2	Platz 3
Programm 1	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑

Allgemeine Bemerkungen:

Rundgang: Unterhaltung an einer verkehrsreichen Straße

10. Wie beurteilen Sie die Lautstärke des Hörsystems (Sprach und Lärm zusammen)?

	viel zu leise	zu leise	etwas zu leise	genau richtig	etwas zu laut	zu laut	Viel zu laut
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

11. Wie viel können Sie verstehen?

	gar nichts	sehr wenig	etwas	viel	sehr viel	alles
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

12. Wie anstrengend ist es, die Sprache zu verstehen?

	Extrem	sehr	Deutlich	Mittel	wenig	sehr wenig	nicht
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

13. Wie beurteilen Sie die Klangfarbe?

	sehr dumpf	dumpf	etwas dumpf	genau richtig	etwas scharf	scharf	sehr scharf
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

14. Wie beurteilen Sie den Klang allgemein?

	sehr unangenehm	unangenehm	eher unangenehm	eher angenehm	angenehm	sehr angenehm
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

15. Insgesamt sind Sie mit den Hörgeräten in dieser Situation ...

	sehr unzufrieden	unzufrieden	eher unzufrieden	eher zufrieden	zufrieden	sehr zufrieden
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

16. Welches Programm bevorzugen Sie in dieser Situation?

	Platz 1	Platz 2	Platz 3
Programm 1	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑

Rundgang: Unterhaltung in hallender Umgebung

17. Wie beurteilen Sie die Lautstärke des Hörsystems ?

	viel zu leise	zu leise	etwas zu leise	genau richtig	etwas zu laut	zu laut	viel zu laut
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

18. Wie viel können Sie verstehen?

	gar nichts	sehr wenig	etwas	viel	sehr viel	alles
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

19. Wie anstrengend ist es, die Sprache zu verstehen?

	Extrem	sehr	Deutlich	Mittel	wenig	sehr wenig	nicht
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

20. Wie beurteilen Sie die Klangfarbe?

	sehr dumpf	dumpf	etwas dumpf	genau richtig	etwas scharf	scharf	sehr scharf
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

21. Wie beurteilen Sie den Klang allgemein?

	sehr unangenehm	unangenehm	eher unangenehm	eher angenehm	angenehm	sehr angenehm
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

22. Insgesamt sind Sie mit den Hörgeräten in dieser Situation …

	sehr unzufrieden	unzufrieden	eher unzufrieden	eher zufrieden	zufrieden	sehr zufrieden
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑	❑	❑	❑

23. Welches Programm bevorzugen Sie in dieser Situation?

	Platz 1	Platz 2	Platz 3
Programm 1	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑
Programm 3	❑	❑	❑

13.2 Fragebogen: Klangvergleiche im Labor

Datum:_____ Proband ID:_____

Situation 1: Präferenz bei normaler Sprache (65dB)

1. Welches Programm (A oder B) würden Sie bevorzugen?		
A besser	etwa gleich	B besser
☐	☐	☐

Situation 2: Präferenz bei leiser Sprache eines Mädchens (50dB)

2. Welches Programm (A oder B) würden Sie bevorzugen?		
A besser	etwa gleich	B besser
☐	☐	☐

Situation 3: Präferenz bei lauter Klaviermusik (80dB)

3. Welches Programm (A oder B) würden Sie bevorzugen?		
A besser	etwa gleich	B besser
☐	☐	☐

Situation 4: Präferenz bei Swing-Musik (65dB)

4. Welches Programm (A oder B) würden Sie bevorzugen?		
A besser	etwa gleich	B besser
☐	☐	☐

Situation 5: Präferenz bei Klangbeispiel *„Vögel am Bach“* (50dB)

5. Welches Programm (A oder B) würden Sie bevorzugen?		
A besser	etwa gleich	B besser
☐	☐	☐

PAP_Fragebögen_Klangvergleiche

Globale Präferenz

Situation 1: Lautheit bei normaler Sprache (65dB)

6. Sind die Programme gleich laut?				
A viel lauter	A etwas lauter	etwa gleich	B etwas lauter	B viel lauter
☐	☐	☐	☐	☐

Situation 2: Lautheit bei leiser Sprache (50dB)

7. Sind die Programme gleich laut?				
A viel lauter	A etwas lauter	etwa gleich	B etwas lauter	B viel lauter
☐	☐	☐	☐	☐

Situation 3: Lautheit bei Klaviermusik (65dB)

8. Sind die Programme gleich laut?				
A viel lauter	A etwas lauter	etwa gleich	B etwas lauter	B viel lauter
☐	☐	☐	☐	☐

Situation 4: Lautheit bei lauter Klaviermusik (80dB)

9. Sind die Programme gleich laut?				
A viel lauter	A etwas lauter	etwa gleich	B etwas lauter	B viel lauter
☐	☐	☐	☐	☐

PAP_Fragebögen_Klangvergleiche

Situation 1: Natürlichkeit von Sprache eines Mädchens (65dB)

10. Welches Programm (A oder B) klingt natürlicher?		
A natürlicher	**etwa gleich**	**B natürlicher**
☐	☐	☐

Situation 2: Natürlichkeit von normaler Sprache (65dB)

11. Welches Programm (A oder B) klingt natürlicher?		
A natürlicher	**etwa gleich**	**B natürlicher**
☐	☐	☐

Situation 3: Natürlichkeit von Klaviermusik (65dB)

12. Welches Programm (A oder B) klingt natürlicher?		
A natürlicher	**etwa gleich**	**B natürlicher**
☐	☐	☐

Natürlichkeit

Situation 4: Natürlichkeit von Swing-Musik (65dB)

13. Welches Programm (A oder B) klingt natürlicher?		
A natürlicher	**etwa gleich**	**B natürlicher**
☐	☐	☐

Situation 5: Natürlichkeit vom Klangbeispiel „ *Vögel am Bach*“ (65dB)

14. Welches Programm (A oder B) klingt natürlicher?		
A natürlicher	**etwa gleich**	**B natürlicher**
☐	☐	☐

PAP_Fragebögen_Klangvergleiche

Situation 1: Angenehmere Lautstärke bei normaler Sprache (65dB)

15. Welches Programm ist Ihnen von der Lautstärke her am angenehmsten?		
A **angenehmer**	**etwa gleich**	**B** **angenehmer**
☐	☐	☐

Angenehmere Lautstärke

PAP_Fragebögen_Klangvergleiche

13.3 Fragebogen: Tagebuch für Feldtest

Tagebuch – Programme im Vergleich

(Bitte schalten Sie zwischen den Programmen hin und her, bevor Sie sich entscheiden. Dies ermöglicht Ihnen einen direkten Vergleich. Danke)

Name: Datum:

Beschreibung der Situation:_____

(Fernsehen, Konzert, Gruppe von 10 Personen etc.)

1. Wie beurteilen Sie die Lautstärke des Hörsystems?

	viel zu leise	etwas zu leise	genau richtig	etwas zu laut	viel zu laut
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑

2. Wie natürlich klingt das Hörsystem?

	sehr unnatürlich	unnatürlich	natürlich	sehr natürlich
Programm 1	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑

3. Wie anstrengend ist es, die Sprache zu verstehen?

	sehr anstrengend	anstrengend	mittelmäßig anstrengend	wenig anstrengend	nicht anstrengend
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑

4. Wie beurteilen Sie die Klangfarbe?

	Sehr dumpf	etwas dumpf	genau richtig	etwas scharf	sehr scharf
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑

5. Wie beurteilen Sie den Klang allgemein?

	sehr unangenehm	unangenehm	angenehm	sehr angenehm
Programm 1	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑

6. Wie würden Sie den Klang beschreiben ? **(Mehrfachnennungen möglich)**

	hallig	drönend	blechernd	grell	weich	verzerrt	deutlich
Programm 1	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑
Programm 2	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑

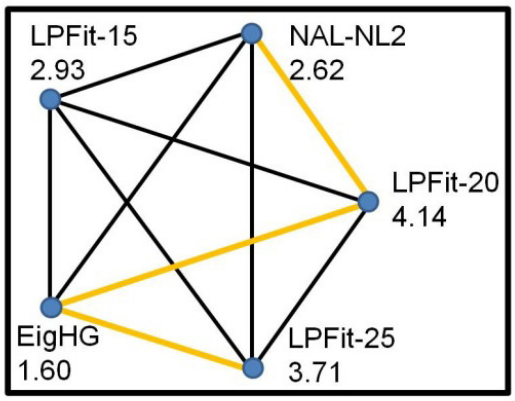
7. Welches Programm bevorzugen Sie in dieser Situation?

	Platz 1	Platz 2
Programm 1	❑	❑
Programm 2	❑	❑

Allgemeine Bemerkungen:

13.4 Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben nach Friedman des Freiburger Einsilbertests

Paarweise Vergleiche



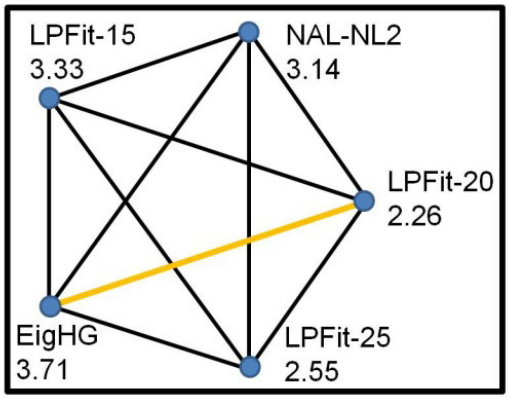
Jeder Knoten zeigt den durchschnittlichen Stichprobenrang.

Stichprobe1-Stichprobe2	Test-statistik	Std.-Fehler	Std. Test-statistik	Sig.	Angep. Sig.
EigHG-LPFit_25	2.119	.488	4.343	.000	.000
EigHG-LPFit_20	2.548	.488	5.221	.000	.000
NAL_NL2-LPFit_20	1.524	.488	3.123	.002	.018
EigHG-LPFit_15	1.333	.488	2.733	.006	.063
LPFit_15-LPFit_20	1.214	.488	2.489	.013	.128
NAL_NL2-LPFit_25	1.095	.488	2.245	.025	.248
EigHG-NAL_NL2	1.024	.488	2.098	.036	.359
NAL_NL2-LPFit_15	.310	.488	.634	.526	1.000
LPFit_25-LPFit_20	-.429	.488	-.878	.380	1.000
LPFit_15-LPFit_25	.786	.488	1.610	.107	1.000

Jede Zeile testet die Nullhypothese, dass die Verteilungen von Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.
Asymptotische Signifikanzen (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist .05.

13.5 Zweifach-Rangvarianzanalyse verbundener Stichproben nach Friedman des Oldenburger Satztests

Paarweise Vergleiche



Jeder Knoten zeigt den durchschnittlichen Stichprobenrang.

Stichprobe1-Stichprobe2	Test-statistik	Std.-Fehler	Std. Test-statistik	Sig.	Angep. Sig.
LPFit_20-EigHG	-1.452	.488	-2.976	.003	.029
LPFit_25-EigHG	-1.167	.488	-2.391	.017	.168
LPFit_20-LPFit_15	-1.071	.488	-2.196	.028	.281
LPFit_20-NAL_NL2	-.881	.488	-1.805	.071	.710
LPFit_20-LPFit_25	.286	.488	.586	.558	1.000
NAL_NL2-EigHG	-.571	.488	-1.171	.242	1.000
NAL_NL2-LPFit_15	.190	.488	.390	.696	1.000
LPFit_25-NAL_NL2	-.595	.488	-1.220	.223	1.000
LPFit_15-EigHG	-.381	.488	-.781	.435	1.000
LPFit_25-LPFit_15	-.786	.488	-1.610	.107	1.000

Jede Zeile testet die Nullhypothese, dass die Verteilungen von Stichprobe 1 und Stichprobe 2 gleich sind.
Asymptotische Signifikanzen (2-seitige Tests) werden angezeigt. Das Signifikanzniveau ist .05.

14 Publikationsverzeichnis

Kreikemeier S., Latzel M. & Kießling J. 2011. Verfahren zur lautheitsbasierten Anpassung von Hörgeräten mit instantanem In-situ-Perzentil-Monitoring. *Zeitschrift für Audiologie / Audiological Acoustics*, 50, 62-72.

Kreikemeier S. & Kießling J. 2011. Verfahren zur lautheitsbasierten Hörgeräteanpassung mit instantanem Insitu-Perzentil-Monitoring oder kurz LPFit (Loudness-based Percentile Fitting). Vortrag auf dem 56. Internationalen Hörgeräteakustiker-Kongress in Nürnberg 2011

15 Erklärung

„Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

16 Danksagung

Diese Studie wurde im Rahmen des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung geförderten Verbundforschungsprojekts "Modellbasierte Hörsysteme" (Förderkennzeichen 01EZ0741) durchgeführt.

Ich bedanke mich herzlich bei:

Prof. Dr. Jürgen Kießling für die Überlassung des Themas, hilfreiche Unterstützung in Form von Anregungen, Diskussionen und der Bereitstellung der Infrastruktur. Herr Prof. Dr. Jürgen Kießling war während der ganzen Jahre immer ansprechbar, offenen für neue Ansätze und hat damit eine besonders gute Betreuung ermöglicht.

Herrn Harald Bonsel von der Firma Acousticon für die Leihstellung einer ACAM 5 und ebenfalls für viele anregende Diskussionen.

Herrn Dr. Matthias Latzel und Siemens Audiologische Technik für die zur Verfügung gestellten Hörgeräte und hilfreichen Anregungen.

Dr. Rolf-Hasso Bödeker, Dr. Jörn Pons-Kühnemann und Frau Christine Scheibelhut vom Institut für medizinische Informatik für die statistische Beratung.

Frau Sabine Margolf-Hackl und Frau Melanie Leifholz für die Unterstützung bei anderen Projekten, sodass ich Zeit für diese Arbeit gefunden habe.

Von ganzem Herzen bedanke ich mich

bei meinen Eltern (Heidrun & Friedel Kreikemeier), die mich in der beruflichen Entwicklung immer gefördert und unterstützt und somit diese Arbeit ermöglicht haben.

bei meiner Schwester (Angela Kreikemeier) für hilfreiche Anregungen.

bei meiner Frau Jessica Wilzek im besonderem Maße, die mich in dieser Phase immer wieder unterstützt und ermutigt hat. Die vielen Diskussionen, Anregungen, Korrekturen und aufbauenden Worte haben diese Arbeit in entschiedenem Maße geprägt und ermöglicht.

Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen Version der Arbeit entfernt.

The curriculum vitae was removed from the electronic version of the paper.