

EUROPÄISCHE UNION DER HÖRAKUSTIKER e. V.

Förderpreis 2023

Präskriptive Hörsystemanpassung auf Basis von NAL-NL2 im Vergleich mit einem Freifeld-Anpassverfahren auf Basis eines MCL-basierenden Lautheitsabgleichs

Bachelorarbeit

Verfasser: Marc Tielesch

Erstprüferin: Prof. Dr. med. Annette Limberger

Zweitprüfer: Christoph Stinn

Datum der Abgabe: 16. Mai 2023

EUHA

Europäische Union der
Hörakustiker e.V.

Bachelorarbeit
zur Erlangung des akademischen Grades
Bachelor of Science
Studiengang Audiologie/Hörakustik
Hochschule Aalen

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

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

© EUHA 2023

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	II
Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
1.1 Kompression.....	3
1.2 Isophone	5
2 Material und Methoden	7
2.1 Probandenkollektiv.....	7
2.2 Hörsysteme und akustische Ankopplung	8
2.3 Messmaterial	9
2.4 Oldenburger Satztest	9
2.5 ACALES – Messung der Höranstrengung	11
2.6 Präskriptive Hörsystemanpassung nach NAL-NL2	14
2.6.1 Das Kompressionsverhältnis bei NAL-NL2.....	21
2.7 In situ Messungen und Zielverstärkungswerte	22
2.8 Freifeld-Anpassverfahren Aurelia.....	25
2.9 Methodik	28
2.10 Auswertung und Statistik	31
2.11 Analyse ACALES	34
3 Ergebnisse	36
3.1 Oldenburger Satztest	36
Ergebnisse ACALES	38
3.2 Verstärkungswerte (in situ)	40
4 Diskussion	42
4.1 Material und Methode	42
4.2 Ergebnisse	45
4.3 Schlussfolgerung und Fazit für die Praxis.....	49
Zusammenfassung	51

Inhaltsverzeichnis	III
<hr/>	
Literaturverzeichnis	VI
Abbildungsverzeichnis	X
Tabellenverzeichnis	XI
Anhang	XII

Abkürzungsverzeichnis

ACALES	Adaptive Categorical Listening Effort Scaling
A'	Audibility (Hörbarkeit)
AGC	Automatic Gain Control
BTE	Behind-The-Ear
CIC	Completely-In-The-Canal
CSL	Comfortable Speech Level
Cv	Kompressionsverhältnis
dB	Dezibel
DSL [i/o]	Desired Sensation Level Input-Output
ESCU	Effort scale categorical units
HL	Hearing Level
Hz	Hertz
H ₀	Nullhypothese
ISTS	International Speech Test Signal
ITE	In-The-Ear
ITC	In-The-Canal
I	Importance (Gewichtungsfaktor)
ISO	International Organization for Standardization
IdO	In-dem-Ohr
KL	Knochenleitung
ΔL_e	Differenz des Eingangspegels
ΔL_a	Differenz des Ausgangspegels
LTASS	Long Term Average Speech Spectrum
L _E	Eingangsschalldruckpegel
L	Level distortion (Verzerrungsfaktor)
LL	Luftleitung
LGOB	Loudness Growth in half Octave Bands
MCL	Most Comfortable Level
MPO	Maximum Pressure Output
μPa	Mikropascal
NAL-NL2	National Acoustic Laboratories – Non Linear Version 2
OISa	Oldenburger Satztest

PTA	Pure Tone Average
POGO	Prescription of Gain and Output
REM	Real Ear Measurement
REUG	Real Ear Unaided Gain
REIG	Real Ear Insertion Gain
RIC	Receiver-in-Canal
RET _{SPL}	Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level
SPL	Sound Pressure Level
SVS	Sprachverständlichkeitsschwelle
SNR	Signal-to-noise ratio (Signal-Rausch Abstand)
SII	Speech Intelligibility Index
SL	Sensation Level
TDH	Telephonics Dynamic Headphone
US	Unbehaglichkeitsschwelle
ΔV	Differenz der Verstärkung

1 Einleitung

Um im praktischen Alltag der Hörakustiker:innen wirtschaftlich arbeiten zu können, müssen die Ziele einer Hörsystemanpassung und die Anforderungen der Hörsystemträger:innen zeitlich effizient erreicht werden. Eine der wesentlichen Aufgaben der Hörakustiker:innen ist dafür die Ermittlung der erforderlichen Hörgeräteverstärkung, möglichst in Abhängigkeit des Eingangspegels. Hierfür stehen wissenschaftlich entwickelte Berechnungsformeln zur Verfügung, die auf statistischen Mittelwerten beruhen und einen eingangspegelabhängigen Verstärkungsbedarf liefern. Beispiele für sogenannte präskriptive Anpassformeln die auf der Hörschwelle beruhen sind Berger (Berger, Hagberg & Rane, 1977), POGO (Prescription of Gain and Output, McCandless & Lyregaard, 1983) und POGO II (Schwarth Lyregaard & Lundh, 1988), sowie NAL (National Acoustic Laboratories; Byrne & Tonisson, 1976) und NAL-NL2 (NAL non linear; Keidser & Dillon, 2006). Ebenfalls gibt es Präskriptionen die mindestens teilweise auf der Lautheit basieren. Beispiele hierfür sind LGOB (Loudness Growth in half Octave Bands; Allen, Hall & Jeng, 1990), oder DSL [i/o] (Desired Sensation Level Input-Output curvilinear compression version Cornelisse, Seewald & Jamieson, 1995).

Die Anpassformeln mit höchster Bedeutung heutzutage sind NAL-NL2 (Keidser & Dillon, 2006) und die vom National Centre of Audiology, London Ontario Canada, entwickelte Präskription DSL m [i/o] V5.0 (Scollie et al., 2005). Die meisten Hörgerätehersteller bieten heute eigene Präskriptionen, die auf Ihre Produkte optimal abgestimmt sind und dabei noch teilweise auf den bedeutendsten standardisierten Präskriptionen beruhen. Grundsätzlich wird mit der hörschwellenbasierten, oder mindestens teilweise auf der Lautheit basierenden präskriptiven Hörsystemanpassung eines der primären Ziele, die Hörbarkeit relevanter Schallsignale des alltäglichen Lebens und Verständlichkeit von Sprache, durch klare Zielvorgaben schnell erreicht. Die Rückmeldungen der Hörsystemträger:innen zeigen jedoch häufig, dass es sich bei den Zielkurven um pauschalisierte Zielgrößen handelt, die von individuellen Hörpräferenzen abweichen können und die persönlichen Klanganforderungen damit nicht erreicht werden (Kießling, 2018). Um die Klanganforderungen der Hörsystemträger:innen zu erreichen, ist somit eine Feinanpassung der Hörsystemeinstellung und Erfassung des subjektiven

Hörempfindens notwendig (Lehnhardt, 2009). Die Feinanpassung kann dabei entweder auf Basis von Erfahrungswerten oder mit interaktiv-adaptiven Verfahren durchgeführt werden. Unter der Berücksichtigung der zeitlichen Effizienz in der Hörsystemanpassung, haben die interaktiv-adaptiven Verfahren den Vorteil, dass sie über eine systematische Vorgehensweise verfügen und dann beendet sind, wenn ein vorgegebenes Zielkriterium erreicht ist. Mittlerweile gibt es verschiedenste interaktiv-adaptive Verfahren mit unterschiedlichen Feinanpassungsstrategien. Die zur Beendigung der Verfahren zu erreichenden Zielkriterien basieren dabei entweder auf subjektiven Größen, wie den Klang und der empfundenen Lautheit oder einer objektiven Größe, wie den in situ gemessenen Frequenzgang. In dieser Studie wurde ein Verfahren mit objektiven Zielkriterien und ein Verfahren mit subjektiven Zielkriterien durchgeführt. Dabei handelt es sich um eine in situ verifizierte Hörsystemanpassung nach NAL-NL2 Präskription und eine Freifeld-Hörsystemanpassung auf Basis eines Most Comfortable Level (MCL) - basierenden Lautheitsabgleich. Ziel dieser Arbeit war es, die zwei Verfahren der Hörsystemanpassung zu vergleichen, sowie zu validieren und verifizieren. Im Detail werden die aus den Anpassverfahren resultierenden Hörsystemeinstellungen auf Basis von Messungen des Sprachverstehens im Störgeräusch, Messungen der subjektiven Höranstrengung und Gegenüberstellung der in situ Zielverstärkungswerte miteinander verglichen.

1.1 Kompression

Die Kompression ist ein entscheidender Faktor in der Signalverarbeitung eines Hörgeräts. Grundsätzlich sollen leise Geräusche verstärkt werden, um diese für Schwerhörige wieder hörbar zu machen und gleichzeitig laute Geräusche reduziert werden, um zu gewährleisten, dass diese von Hörsystemträgern und Hörsystemträgerinnen nicht als unangenehm laut empfunden werden. Bei Schwerhörigen mit einer cochleären Schwerhörigkeit ist der Dynamikbereich meist sehr eingeschränkt. Unter dem Dynamikbereich versteht man den Bereich zwischen der individuellen Hörschwelle und der Unbehaglichkeitsschwelle. Ist dieser Bereich kleiner 80 Dezibel (dB), spricht man von einer eingeschränkten Hördynamik, auch Restdynamikbereich genannt. Im Fall einer cochleären Schwerhörigkeit steigt die Hörschwelle zu höheren Pegeln an, während die Unbehaglichkeitsschwelle im Pegelbereich eines Normalhörenden bestehen bleibt, oder sogar zu niedrigen Pegeln sinkt. Dies wird als Lautheitsausgleich (Recruitment) bezeichnet und stellt aufgrund der eingeschränkten Hördynamik eines der größten Probleme von Hörsystemversorgungen dar. Um dennoch eine ausgewogene Hörerfahrung zu ermöglichen, kommt eine Kompression zum Einsatz. Das Maß für die Wirkung einer Kompression wird durch das Kompressionsverhältnis (CV) (englisch: Compression Ratio) definiert. Es gibt das Verhältnis der Differenz zweier Eingangsschalldruckpegel ΔL_e zur Differenz der entsprechenden Ausgangsschalldruckpegel ΔL_a in dB an.

Kompressionsverhältnis:
$$CV = \frac{\Delta L_e}{\Delta L_a}$$

Je kleiner der Restdynamikbereich, desto größer muss das Kompressionsverhältnis CV sein, um alle Sprachanteile hörbar zu machen (Kießling et al., 2008). Allerdings führen hohe Kompressionsverhältnisse zu Verzerrungen, welche die Sprachdiskrimination verschlechtern und den Klang eines Hörsystems erheblich beeinflussen. Heutige Hörsysteme arbeiten mit mehrkanaligen Dynamikkompressionen mit bis zu 20 Kanälen. Bei beispielsweise einer hochtonigen Schwerhörigkeit mit steilem Verlauf wird deutlich, dass die Verarbeitung der Verstärkung durch eine Kompression in mehreren Kanälen notwendig ist. Frequenzbereiche, in denen der Hochtonsteilabfall gerade beginnt, benötigen eine geringe Kompression. Frequenzbereiche, die einen hochgradigen Hörverlust

aufweisen benötigen hingegen eine sehr hohe Kompression, um weiterhin zu gewährleisten, dass Sprachanteile zwar hörbar sind, aber nicht den Pegel der Unbehaglichkeitsschwelle übersteigen. Bei der Regelung der Verstärkung (Automatic Gain Control, kurz: AGC) unterscheidet man zwischen der Regelung auf der Eingangsseite ($AGC_i = \text{input}$) und der Regelung auf der Ausgangsseite ($AGC_o = \text{output}$). Mit der AGC_o wird durch eine Begrenzung des maximalen Ausgangsschalldruckpegels gewährleistet, dass die Unbehaglichkeitsschwelle nicht überschritten wird (Dreschler, 1992). Bei der AGC_o wird der maximale Ausgangsschalldruckpegel durch das Kompressionsverhältnis beeinflusst und wird durch folgende Formel beschrieben.

$$AGC_o: \quad \Delta La = \frac{\Delta Le}{CV}$$

Bei der Regelung auf der Eingangsseite AGC_i hat das Kompressionsverhältnis keine Auswirkung auf den maximalen Ausgangsschalldruckpegel, da dieser in diesem Fall ausschließlich von der Verstärkung abhängt. Somit stellt die AGC_i eine vom Kompressionsverhältnis unabhängige Lautstärkeregelung dar. Sie wird durch folgende Formel beschrieben.

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

Grundsätzlich unterscheidet man zwischen zwei Strategien der Kompression. Die Silbenkompression und die duale Kompression. Die Silbenkompression ist eine schnell arbeitende Kompression, die bereits die Dynamik von Sprache komprimiert. Geeignet ist dieses Verfahren in Frequenzbereichen mit stark eingeschränkter Dynamik. Die Silbenkompression findet häufig Anwendung bei der in dieser Studie verwendeten Präskription NAL-NL2 (Keidser et al., 2012). Die duale Kompression beeinflusst die Dynamik von Sprache nicht, da sie erst bei höheren Pegeln einsetzt. Die Dynamik von Sprache soll dadurch im vollen Maße erhalten bleiben (Dreschler, 1992).

1.2 Isophone

Isophone oder auch „Normalkurven gleicher Lautstärkepegel“ genannt, repräsentieren den Zusammenhang zwischen dem physikalischen dargebotenen Schalldruckpegel in Dezibel und der dazugehörigen subjektiven Lautstärkeempfindung in Phon. Für die Ermittlung der Isophone wird die empfundene Lautstärke eines dargebotenen Sinustones mit der Lautstärke eines Referenztones von 1000 Hertz (Hz) verglichen und der Schalldruckpegel angepasst, bis die wahrgenommene Lautstärke, der des 1000 Hz Referenztones entspricht. Im Jahre 1933 wurde eine erste standardisierte Erfassung der Isophone von Harvey Fletcher und Wilden A. Munson veröffentlicht. Die Standard-Isophonen für das menschliche Gehör in aktueller Version sind von der International Organization for Standardization (ISO) in der ISO 226:2003 zusammengefasst.

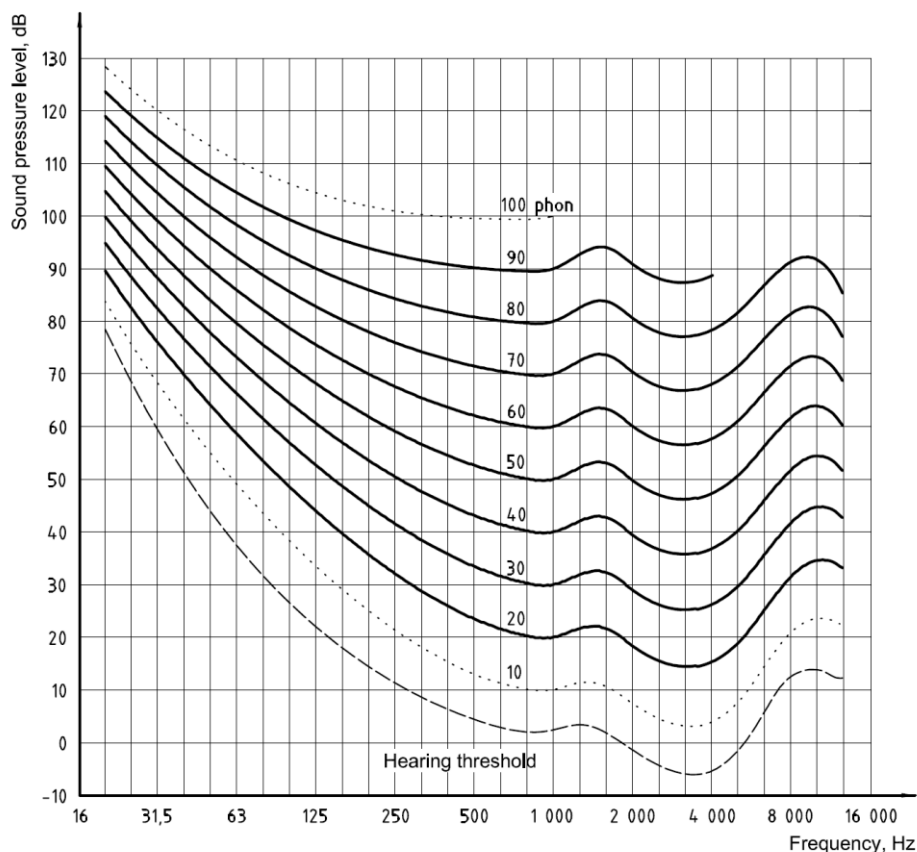


Abb. 1: Normalkurven gleicher Lautstärkepegel (ISO 226:2003).

Abbildung 1 zeigt die Standard-Isophone des menschlichen Gehörs. Aus dem Verlauf der Isophone wird deutlich, dass das menschliche Gehör für tiefe, mittlere

und hohe Frequenzen jeweils unterschiedlich empfindlich ist. Sehr tiefe und hohe Töne müssen mit einem stärkeren Schalldruckpegel dargeboten werden als Töne mittlerer Frequenzen, damit sie gleich laut wahrgenommen werden. Ein 250 Hz ein 1000 Hz und ein 4000 Hz Ton werden also bei gleichem Schalldruckpegel nicht gleich laut wahrgenommen. Um die wahrgenommene Lautstärke unabhängig von der Frequenz angeben zu können, wird die Angabe in Phon verwendet. Alle Punkte, die auf einer Isophone liegen, haben somit den gleichen Phon-Wert. Phon ist ein Maß für die subjektiv empfundene Lautstärke. Laut Definition stimmen die Phon und Dezibel Werte bei 1000 Hz überein.

2 Material und Methoden

In der Studie wurden subjektive und objektive Messungen durchgeführt. Im Folgenden werden das Probandenkollektiv, das Messmaterial und die angewandten Messverfahren detailliert beschrieben.

2.1 Probandenkollektiv

Insgesamt nahmen zehn Testpersonen an der Studie teil. Die Probanden und Probandinnen hatten ein Durchschnittsalter von 63 Jahren und eine durchschnittliche Erfahrung mit eigenen Hörsystemen von 7 Jahren. Dadurch war eine Zuverlässigkeit im Tragen der angepassten Testgeräte gegeben, sowie zuverlässige Angaben der subjektiven Klang- und Lautstärkeempfindung mit Hörsystemen gewährleistet.

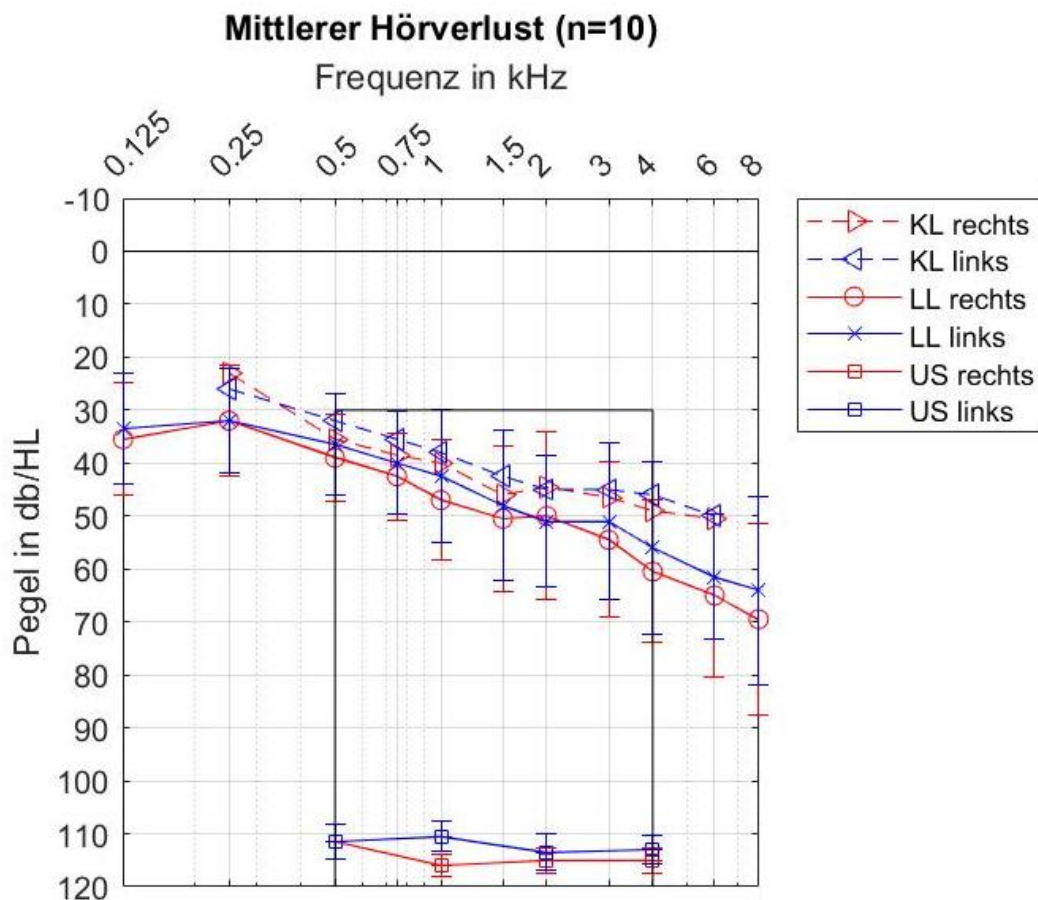


Abb. 2: Mittlerer Hörverlust mit Standardabweichung.

Der Grad der Schwerhörigkeit variierte dabei von leicht- bis hochgradig. Die Ursache der Schwerhörigkeit war für die Rekrutierung der Probanden nicht maßgeblich. Abbildung 2 zeigt die mittleren Hörverluste der Testpersonen getrennt nach rechtem und linkem Ohr mit Standardabweichung. Das Probandenkollektiv bestand aus drei männlichen Hörsystemträgern und sieben weiblichen Hörsystemträgerinnen. Die Rekrutierung der Probanden und Probandinnen erfolgte durch eine schriftliche Einladung zur Studienteilnahme. Alle Teilnehmenden wurden in einem Aufklärungsgespräch mündlich und schriftlich über den Umfang der Studie und die durchzuführenden Messungen aufgeklärt. Die Studienteilnehmenden erteilten Ihre Einwilligung (analog der Deklaration von Helsinki) durch ihre Unterschrift auf einem entsprechenden Formblatt. Die Aufklärung der Testpersonen enthielt Informationen über die Leitung der Studie, die Dauer und den Ablauf der Studie, das Datenschutzgesetz, der freiwilligen Teilnahme an der Studie ohne Bezahlung einer Aufwandsentschädigung und der Möglichkeit jederzeit ohne Angabe von Gründen von der Studie auszuscheiden.

2.2 Hörsysteme und akustische Ankopplung

In der Studie wurden Ex-Hörer Hörsysteme (Receiver in Channel, kurz: RIC) vom Typ Pure Charge&Go 7 AX verwendet. Als akustische Ankopplung wurden für die Testpersonen individuelle Maßtoplastiken gefertigt. Hierfür wurde ein 3D-Ohrscan mit dem 3D - Ohrscanner „Otoscan“ der Firma Natus erstellt und Folienotoplastiken mit einer 0,8 mm Belüftungsbohrung gefertigt. Die Hörsysteme wurden über die Schnittstelle NoahLink Wireless mit der Software Signia Connexx (Version 9.9.0.106) programmiert.

2.3 Messmaterial

Alle durchgeführten Messungen wurden in den Untersuchungs- und Anpassräumen der Firma Hörakustik Tiesch durchgeführt. Es handelt sich dabei um akustisch neutrale Messräume, welche jeweils ein Audiometer, eine Messbox und eine in situ-Messanlage, sowie Freifeld Lautsprecher verfügen. Als Messsystem wurde stets die Aurical und das zugehörige Messmodul Aurical Free Fit für Echtohrmessungen (Real Ear Measurement, kurz: REM) von der Firma GN Otometrics mit entsprechender OTOSuite Software (Version 4.88.0.9) verwendet.

2.4 Oldenburger Satztest

Als Sprachtest wurde für diese Studie der Oldenburger Satztest (OISa) gewählt (Wagener et al., 1999). Die Schwerhörigkeit eines Menschen macht sich insbesondere durch die Probleme bei der Kommunikation in geräuschvoller Umgebung bemerkbar. Um ein realistisches Maß für diese Fehlhörigkeit zu erhalten, wurde ein Sprachverständlichkeitstest im Störgeräusch durchgeführt. Als Nutzsignal werden ganze Sätze dargeboten, um bestmöglich alltägliche Hörsituationen der Testpersonen nachzubilden. Mit dem OISa wird die Sprachverständlichkeitsschwelle im Störgeräusch ermittelt. Die Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) im Störgeräusch ist der Signal-Rausch-Abstand (SNR), der zu einer 50% Verständlichkeit führt. Das Sprachmaterial setzt sich aus 40 Testlisten von je 30 Sätzen zusammen. Die Sätze haben jeweils die Form: Name – Verb - Zahlwort-Adjektiv – Objekt mit zufälliger Kombination aus einem Inventar von insgesamt 50 Wörtern. Durch die zufällige Kombination der Wörter werden Sätze mit geringem Sinngehalt dargeboten, die für die Testpersonen dadurch weniger einprägsam sind und ein Auswendiglernen durch die große Anzahl an Sätzen nicht möglich macht (Wagener et al., 1999). Dies ist in der Studie von hoher Bedeutung, da die Messungen wiederholt werden und dadurch ein Einfluss auf die Messergebnisse ausgeschlossen sein soll. Wagener et al. empfehlen die Verwendung von 30 Sätzen pro Liste und einem vorausgehenden Training, da somit die höchste Genauigkeit zu erwarten ist (Wagener et al., 1999). Da eine Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands um 1 dB eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit von 17% zur Folge haben kann, erfordert es eine hohe Genauigkeit bei der

Bestimmung des SNR. Insbesondere da in dieser Studie die Verbesserung der Verständlichkeit von zwei unterschiedlichen Hörsystemeinstellungen validiert und verglichen werden soll. Für diese Studie wurden somit vor Messung der eigentlichen Sprachverständlichkeitsschwelle zwei Testlisten mit 20 Sätzen zur Übung gemessen und im Anschluss die SVS mit 30 Sätzen pro Liste ermittelt. Für die Ermittlung der SVS im Störgeräusch wird der Testperson simultan zur Darbietung der Sätze ein Rauschen dargeboten. Bei dem dargebotenen Rauschen handelt es sich um das „Oldenburger Rauschen“ oder auch „olnoise“ genannt. Das Langzeitspektrum des „olnoise“ entspricht dem Langzeitspektrum des Sprachmaterials. Es wurde durch 30-fache Überlagerung des Sprachmaterials generiert (Wagener et al., 1999) und bietet als sprachsimulierendes Rauschen somit eine optimale Verdeckungswirkung. Die Darbietung des Störgeräuschs kann kontinuierlich über die gesamte Messdauer erfolgen, oder nicht kontinuierlich, wobei das Störgeräusch nur zeitgleich mit den Sätzen dargeboten wird. Für die Messungen in der Studie wurde eine nicht kontinuierliche Darbietung gewählt, um die Belastung der Testperson während des Messaufwands so gering wie möglich zu gestalten.

2.5 ACALES – Messung der Höranstrengung

Zur Erfassung der subjektiven Höranstrengung wurde für diese Studie das von dem Hörzentrum Oldenburg entwickelte Messverfahren ACALES (Adaptive Categorical Listening Effort Scaling) gewählt. Hierbei handelt es sich um ein adaptives, automatisches Messverfahren, bei dem die Probanden eine subjektive Schätzung abgeben, wie anstrengend es Ihnen in einer bestimmten Hörsituation vorkommt, dem Sprachmaterial bei gleichzeitiger Darbietung von Störgeräusch zu folgen. Um die Höranstrengung zu messen, gibt es mit der Pupillometrie und der Elektroenzephalographie (EEG) zwei wissenschaftlich renommierte Verfahren. Für diese Verfahren ist eine Ausstattung notwendig, die im Fachgeschäft eines Hörakustikers nicht vorhanden ist. Mit dem Messverfahren ACALES wurde somit eine Möglichkeit der Erfassung der subjektiven Höranstrengung gewählt, welche im Fachgeschäft von Hörakustiker:innen verwendet werden kann und damit die in dieser Studie erreichten Ergebnisse als Orientierung und Vergleich für Hörsystemanpassungen im Alltag genutzt werden können. Bei der neuen adaptiven Skalierungsmethode des ACALES wird der Sprachpegel adaptiv, basierend auf der vorausgehenden subjektiven Bewertung der Höranstrengung verändert. Dadurch kann für jede Testperson ein individueller Bereich von Signal-Rausch-Abständen ermittelt werden. Bei dem Sprachmaterial handelt es sich dabei um die in Kapitel 2.4 beschriebenen Sätze des Oldenburger Satztests. Als Störgeräusch wird, das ebenfalls in Kapitel 2.4 beschriebene „olnoise“ verwendet. Der wesentliche Unterschied ist hierbei, dass nicht das Sprachverstehen selbst gemessen wird, sondern rein nach der subjektiv empfundenen Höranstrengung gefragt wird. Die Aufgabenstellung wird durch Auswahl einer der 14 Kategorien der in Abbildung 3 dargestellten Bewertungsskala beantwortet (Kruger et al., 2017).

Wie anstrengend ist es, dem Sprecher zu folgen?
nur Störgeräusch
extrem anstrengend
:
sehr anstrengend
:
deutlich anstrengend
:
mittelgradig anstrengend
:
wenig anstrengend
:
sehr wenig anstrengend
:
müheless

Abb. 3: ACALES Software Bewertungsskala mit 14 Kategorien von "müheless" bis "nur Störgeräusch" (Hörzentrum Oldenburg).

Die Testpersonen haben die Auswahlmöglichkeit aus acht beschrifteten Kategorien von „müheless“ bis „extrem anstrengend“ und sechs unbeschrifteten Zwischenstufen, um die empfundene Höranstrengung anzugeben. Außerdem besteht die zusätzliche Bewertungsmöglichkeit „nur Störgeräusch“, wenn selbst bei extremer Anstrengung dem dargebotenen Sprachmaterial nicht gefolgt werden kann und lediglich das Störgeräusch wahrgenommen wird. Den Wahlmöglichkeiten wird ein numerischer Wert zugeordnet („effort scale categorial units“, kurz: ESCU), wie in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Darstellung der unterschiedlichen ESCU-Kategorien im Zusammenhang mit numerischen Werten

Kategorie	ESCU
Mühelos	1
Sehr wenig anstrengend	3
Wenig anstrengend	5
Mittelgradig anstrengend	7
Deutlich anstrengend	9
Sehr anstrengend	11
Extrem anstrengend	13
Nur Störgeräusch	14

Die adaptive Skalierung der Höranstrengung ist besonders in für die Erfassungen von Unterschieden interessant, wenn mittels Sprachverständlichkeitsmessungen keine Unterschiede mehr erfasst werden können. Also in Bereichen, in denen zwar alles verstanden werden kann, jedoch hierfür eine unterschiedliche Anstrengung von Nöten ist. Die Evidenz des Verfahrens ACALES wurde bereits mehrfach nachgewiesen (Vgl. Krueger et al., 2017). Für die Messung in der Studie wurde der Pegel des Störgeräuschs nach den Standardeinstellungen des ACALES konstant bei 65 dB SPL gehalten und der Pegel des Sprachmaterials adaptiv verändert. Als maximaler Darbietungspegel wurde für diese Studie 90 dB SPL gewählt. Das Signal-Rausch-Verhältnis mit dem gestartet wurde betrug dabei immer 5 dB, was einem Sprachpegel von 70 dB SPL und einem Störgeräuschpegel von 65 dB SPL entspricht. Dieses Start-SNR wurde gewählt, um sicherzustellen, dass bei der ersten Darbietung nicht ausschließlich Störgeräusch gehört wird oder die Hörsituation als komplett mühelos empfunden wird. Das Sprachsignal und Störgeräusch wurden in allen Messungen zur Ermittlung der Höranstrengung frontal aus 0 Grad über den gleichen Lautsprecher dargeboten (S0N0).

2.6 Präskriptive Hörsystemanpassung nach NAL-NL2

Die aktuell meistverbreitete Präskription, die auf der Hörschwelle basiert, ist NAL-NL2. Die als Nachfolger von NAL-NL1 weiterentwickelte Anpassformel wurde 2006 auf dem Markt eingeführt und hat das Ziel die Sprachverständlichkeit zu maximieren, ohne dabei die Lautheit (subjektiv empfundene Lautstärke) eines Normalhörenden zu übersteigen. Dafür wird die frequenzabhängige Verstärkung für jeden individuellen Hörverlust ermittelt. Die frequenzspezifische Verstärkung wird durch ein Vorhersagemodell bestimmt, welches einerseits auf dem Sprachverständlichkeitsmodell beruht und maximales Sprachverstehen ermöglicht, andererseits durch den Vergleich der Lautheit eines Normalhörenden gewährleistet, dass die Verstärkung nicht die Lautheit eines Normalhörenden überschreitet. Dieser Prozess ermöglicht eine Bestimmung der Verstärkung für jeden Hörverlust, jedes Eingangsspektrum und jeden Eingangspegel (Keidser et al., 2011). Das Sprachverständlichkeitsmodell beruht dabei auf dem Sprachverständlichkeitsindex (Speech Intelligibility Index, kurz: SII). Der SII setzt sich aus dem Maß der effektiven Hörbarkeit A' (Audibility), dem Gewichtungsfaktor I (Importance) und dem Verzerrungsfaktor L (Level distortion factor) zusammen und wird durch folgende Formel beschrieben:

$$SII = \sum A'i \times Ii \times Li$$

i: jeweilige Frequenz

Verglichen zur Vorgängervariante NAL-NL1, welcher zur Berechnung des SII die „einfache“ Hörbarkeit A zu Grunde lag, wird für die Berechnung bei NAL-NL2 die effektive Hörbarkeit A' verwendet. Die effektive Hörbarkeit A' berücksichtigt, dass die Fähigkeit Sprachinformationen herauszufiltern mit zunehmendem Hörverlust sinkt (Keidser & Dillon 2012).

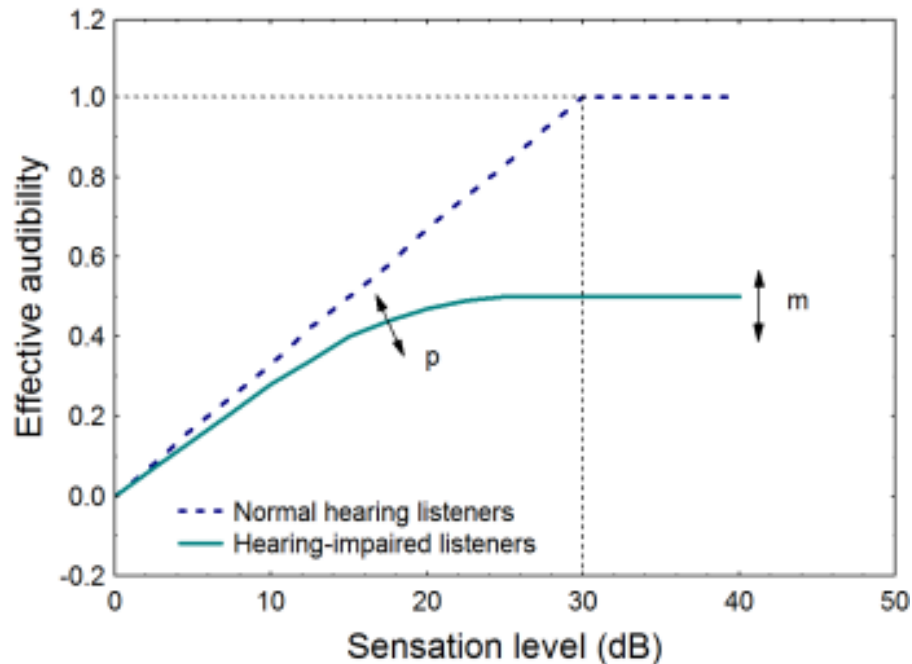


Abb. 4: Anstieg der effektiven Hörbarkeit (A') in Abhängigkeit des Sensation Levels für Normalhörende (gestrichelte Linie) und Hörsystemträger:innen (durchgezogene Linie) (Keidser et al. 2010).

Dieser Effekt wird in Abbildung 4 veranschaulicht. Dargestellt ist das Wachstum der effektiven Hörbarkeit in Abhängigkeit des Sensation Levels (SL) für Normalhörende und Schwerhörige. Das Sensation Level gibt an um wie viel dB ein Reiz über der individuellen Hörschwelle liegt. In Abbildung XY ist zur Veranschaulichung dabei 30 dB SL markiert. Der Parameter „m“ kennzeichnet die maximale effektive Hörbarkeit und der Parameter „p“ die Steigung des gewonnenen Informationsgehalts. Erhöht man bei Normalhörenden den Sprachpegel von 0 dB SL auf 30 dB SL, so steigt die effektive Hörbarkeit von 0 auf 1 an. Bei Schwerhörigen hingegen, bewirkt die Erhöhung von 30 dB SL ein Gewinn an Informationsgehalt von gerade einmal der Hälfte im Vergleich zu einem Normalhörenden. Grundsätzlich wächst der Gewinn des Informationsgehalts bei einem Schwerhörigen durch Erhöhung des Sensation Levels nahe der Hörschwelle stark an und stagniert jedoch mit steigendem Pegel. Nicht alle Frequenzen tragen gleichermaßen zur Sprachverständlichkeit bei, weshalb die effektiv hörbaren Sprachanteile A' mit dem Gewichtungsfaktor I multipliziert werden. Der Verzerrungsfaktor L berücksichtigt, dass zu laute Pegel zur Verzerrung von Sprache führen, wobei sich dieser Effekt bei hohen Frequenzen stärker auswirkt als bei tiefen.

NAL-NL2 ist das Resultat einer evidenzbasierten Weiterentwicklung der vorausgehenden Formel NAL-NL1. Diverse Untersuchungsergebnisse aus fünf Forschungsstudien zum präferierten Verstärkungslevel wurden in einer Studie von Keidser et al. (2012) zusammengetragen. Diese ergaben Parameter, die bei NAL-NL2 Einfluss auf die frequenzspezifische Verstärkung haben und bei der Hörsystemanpassung für die Berechnung der Zielverstärkung ausgewählt werden können. Zu diesen Parametern zählen der Erfahrungsgrad, das Alter, das Geschlecht, die Sprache und die Auswahl, ob es sich um eine monaurale, oder binaurale Anpassung handelt.

Geschlecht:

Für die Berechnung der Zielverstärkung bei NAL-NL2 muss das Geschlecht angegeben werden. Aus der zusammenfassenden Studie von Keidser et al. (2012) geht hervor, dass männliche Hörsystemträger im Schnitt 2,4 dB mehr an Verstärkung bevorzugen als weibliche Hörsystemträgerinnen. Die gewünschte Verstärkung wurde für $L_E = 65$ dB über die Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz gemittelt. Diese geschlechterspezifischen Verstärkungsunterschiede wurden bei NAL-NL2 berücksichtigt. Im Vergleich zu NAL-NL1 wird bei NAL-NL2 die Zielverstärkung bei weiblichen Hörsystemträgerinnen um 1 dB reduziert und bei männlichen Hörsystemträgern um 1 dB erhöht. Der Unterschied in der Zielverstärkung beträgt somit 2 dB. Dieser Unterschied ist für alle Eingangspegel identisch und gilt über den kompletten Frequenzbereich (Keidser et al., 2012).

Erfahrungsgrad:

Großen Einfluss auf die bevorzugte Verstärkung hat der Erfahrungsgrad der jeweiligen Hörsystemträger:innen. Die Studienergebnisse von Keidser et al. (2012) zeigen, dass erfahrene Hörsystemträger:innen im Durchschnitt 2,2 dB mehr Verstärkung bevorzugen als unerfahrene.

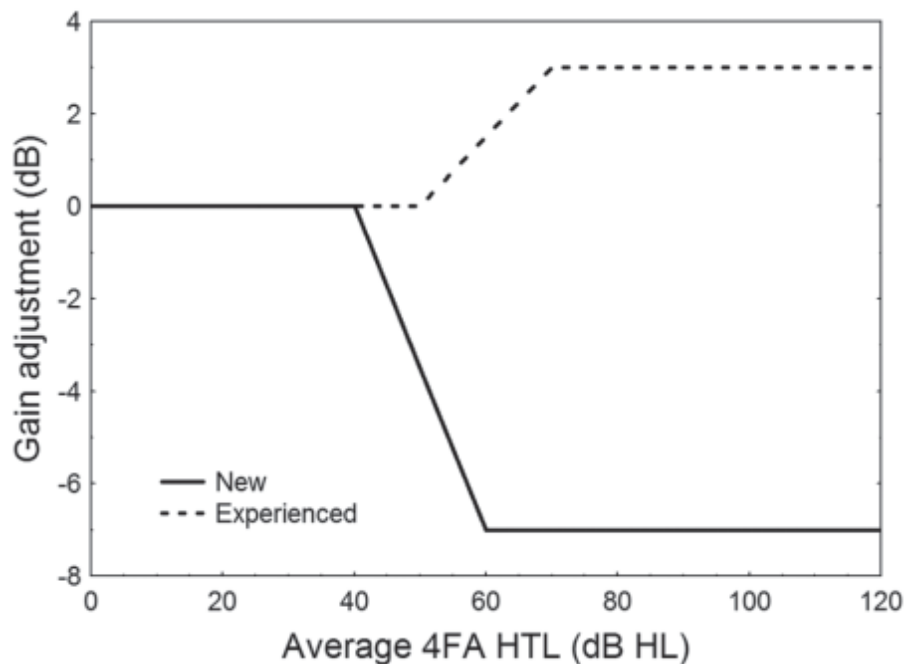


Abb. 5: Verstärkungskorrekturen für erfahrene und unerfahrene Hörsystemträger:innen in Abhängigkeit des Hörverlusts (4FA HTL - gemittelt über die Frequenzen 500, 1000, 2000 und 4000 Hz) (Keidser et al. 2012)

Außerdem geht aus den Untersuchungsergebnissen hervor, dass der Erfahrungsgrad bei mittleren Schwerhörigkeiten größeren Einfluss auf die bevorzugte Verstärkung hat als bei geringgradigen Schwerhörigkeiten. Abbildung 5 zeigt die in NAL-NL2 berücksichtigten Verstärkungsänderungen in Abhängigkeit des gemittelten Hörverlusts, welche aus den Studien von Keidser et al. (2008) und Keidser et al. (2012) hervorgehen. Die Verstärkung wurde erneut für einen Eingangspegel von 65 dB SPL in den Frequenzen 500, 1000, 2000 und 4000 Hz bestimmt.

Das Alter:

Ebenfalls direkten Einfluss auf die Zielverstärkung bei NAL-NL 2 hat das Alter der Hörsystemträger:innen. Erneut auf Basis der Studien zur Vorgänger Anpassformel NAL-NL1 von Keidser et al., wurden bei NAL-NL2 Korrekturen in der Verstärkung bei Erwachsenen durchgeführt. Die Studienergebnisse zeigten, dass erwachsene Hörsystemträger:innen die Verstärkung im Vergleich zu den Zielverstärkungswerten bei NAL-NL1 reduziert haben möchten. Bei einem Eingangspegel von 65 dB haben die Teilnehmenden der Untersuchungen von Keidser et al. (2012) eine Verstärkungsreduktion von 3,2 dB favorisiert. In weiteren Studien von Smeds et al. (2006a und 2006b), wurde festgestellt, dass mit zunehmendem Eingangspegel die Differenz zwischen der vorberechneten und individuell bevorzugten Verstärkung wächst. Für leise Eingangspegel von 50 dB wird eine Verstärkungsreduktion von durchschnittlich 1,0 dB favorisiert. Hingegen wird bei lauten Eingangspegeln von 80 dB eine Verstärkungsreduktion von durchschnittlich 1,5 dB bevorzugt. Aus diesen Ergebnissen ließ sich ableiten, dass erwachsene Hörsystemträger:innen ein höheres Kompressionsverhältnis in der Hörsystemeinstellung bevorzugen als bei NAL-NL 1 vorberechnet wurde. Im Vergleich zu Erwachsenen bevorzugen Kinder laut den Untersuchungsergebnissen von Keidser et al. (2012) mehr Verstärkung. Da in dieser Studie die Hörsystemanpassung ausschließlich mit erwachsenen Testpersonen durchgeführt wurde, wird auf die Zielverstärkungswerte für Kinder bei NAL-NL2 nicht im Detail eingegangen.

Der Sprachtyp:

Bei der Berechnung der Zielverstärkungswerte für NAL-NL2 wird zwischen tonaler und nicht-tonaler Sprache unterschieden. Kennzeichnend für tonale Sprachen ist, dass die Tonhöhe und nicht der Druckakzent für die Unterscheidung von Wörtern und grammatischen Formen ausschlaggebend ist (Klaus, 2014). In den tonalen Sprachen sind Vokale und damit die tiefen Frequenzen, für das Sprachverstehen von entscheidender Bedeutung. Zu den tonalen Sprachen oder auch Tonsprachen genannt, zählen Chinesisch, Thailändisch, Vietnamesisch, sowie diverse afrikanische Sprachen. Aufgrund der höheren Bedeutung des Tieftonbereichs in

tonalen Sprachen wird bei NAL-NL2 eine höhere Zielverstärkung im tieffrequenten Bereich im Vergleich zu nicht-tonalen Sprachen berechnet. (Keidser et al., 2011).

Unterscheidung zwischen monauraler und binauraler Hörsystemanpassung:

Bereits in der vorhergehenden Anpassformel NAL-NL1 wurde zwischen einer unilateralen und bilateralen Hörsystemanpassung unterschieden. Dieser Unterschied wurde in Form einer Verstärkungskompensation für bilaterale Versorgungsungen berücksichtigt. Untersuchungsergebnisse von Studien zu NAL-NL1 zeigten, dass die durchgeführte Verstärkungskompensation für bilaterale Versorgungsungen zu groß war (Keidser et al., 2012)

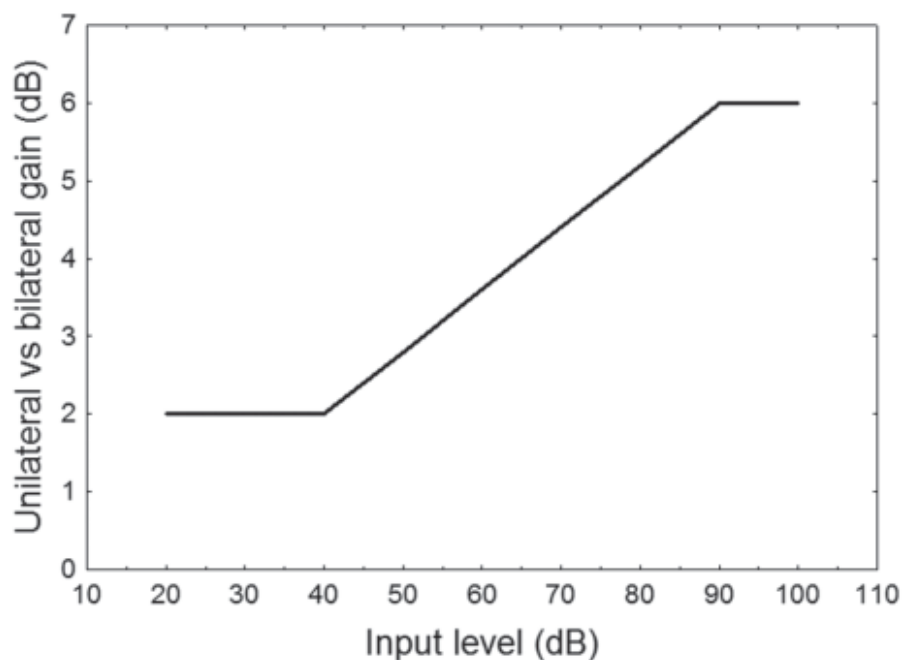


Abb. 6: Verstärkungsunterschied bei NAL-NL2 zwischen einer unilateralen und bilateralen Versorgung (bei symmetrischen Hörverlusten) (Keidser et al. 2012).

Die Verstärkungskorrekturwerte wurden in NAL-NL 2 demnach angepasst. In Abbildung 6 sind die bei NAL-NL2 realisierten Verstärkungskorrekturen im Vergleich von unilaterale zu bilateralen Versorgungsungen dargestellt. Für Eingangspegel kleiner gleich 40 dB SPL wird bei monauralen Anpassungen 2 dB mehr Zielverstärkung einberechnet. Für mittlere Eingangspegel steigt die Verstärkungskorrektur mit steigendem Eingangspegel an. Im Beispiel von mittleren

Eingangspegeln 65 dB SPL werden 4 dB als Verstärkungskorrektur realisiert. Für hohe Eingangspegel ab 90 dB SPL beträgt die Verstärkungskorrektur für unilaterale Versorgungen 6 dB. Weiterführend wird bei NA-NL2 unterschieden, ob es sich um eine symmetrische, oder asymmetrische Schwerhörigkeit handelt. Die in Abbildung 6 dargestellten Verstärkungsänderungen gelten nur bei symmetrischen Schwerhörigkeiten. Mit steigender Asymmetrie sinkt die Verstärkungskorrektur zwischen unilateraler und bilateraler Versorgung.

2.6.1 Das Kompressionsverhältnis bei NAL-NL2

Mit der Anpassformel NAL-NL2 soll ein Kompromiss zwischen der Hörbarkeit von Sprache, der Klangqualität und der maximalen Sprachverständlichkeit erreicht werden (Keidser et al., 2012). Studienergebnisse von Keidser et al. (2007) zeigten, dass Menschen mit hochgradigem Hörverlust eine linearere Verstärkung im tieffrequenten Bereich bevorzugen als Menschen mit mittelgradigen Hörverlusten. Im hochfrequenten Bereich hingegen werden grundsätzlich höhere Kompressionsverhältnisse bevorzugt, welche im Bereich von 1,8:1 bis 3:1 liegen (Keidser et al., 2012). In Abb 7 werden die maximalen Kompressionsverhältnisse für die Kompression mit schnellen Regelzeiten (Silbenkompression) in Abhängigkeit des Hörverlusts und der Frequenz dargestellt. Mit dem Maximalwert von 3,0 wird deutlich, dass das maximale Kompressionsverhältnis bei NAL-NL2 3:1 beträgt. Für hochgradige Hörverluste wird mit schnellen, sowie langsamen Kompressionen gearbeitet und hierfür unterschiedliche Kompressionsverhältnisse verwendet. Bei leicht – und mittelgradigen Hörverlusten sind die Kompressionsverhältnisse identisch, unabhängig von der Art der Kompression.

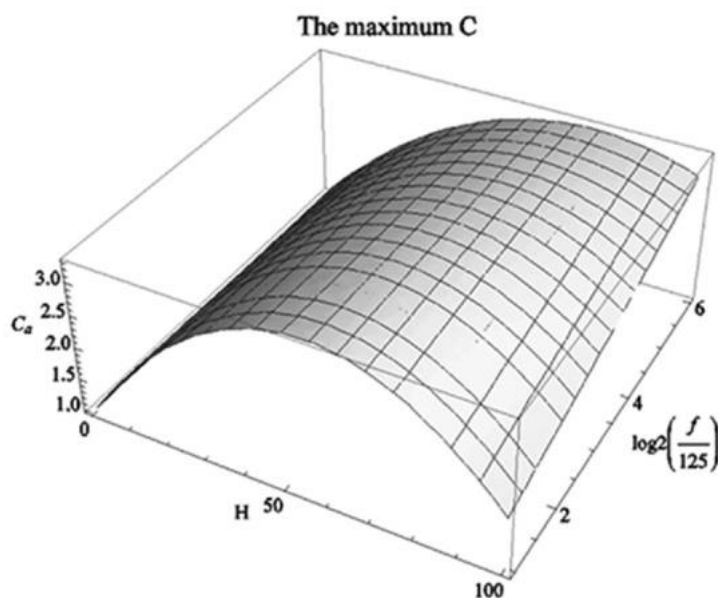


Abb. 7: Die maximalen Kompressionsverhältnisse für schnell regelnde Kompression in Abhängigkeit des Hörverlusts (H) in dB/HL und der Frequenz (f) (Keidser et al. 2011).

2.7 In situ Messungen und Zielverstärkungswerte

Für die Verifizierung der Hörsystemeinstellungen und Erfassung des Frequenzübertragungsverhaltens der Hörsysteme dient in dieser Studie die in situ-Messung. Dabei wird das Übertragungsverhalten der Hörsysteme unter Berücksichtigung aller individueller Besonderheiten am Ohr des Hörsystemträgers gemessen. Konkret wird der anliegende Schalldruckpegel vor dem Trommelfell der Hörsystemträger:innen gemessen. Diese Messwerte werden mit den Messwerten eines Referenz-Mikrofons verrechnet, welches sich an der Sonde direkt vor dem äußeren Gehörgang befindet. Dadurch können die individuellen Besonderheiten eines jeden Hörsystemträgers, wie zum Beispiel das tatsächliche Restvolumen mit Maßtoplastik, den Einfluss von Schallabfluss durch die Zusatzbohrung und die Verstärkungswirkung des offenen Gehörgangs (Real Ear Unaided Gain, kurz: REUG) berücksichtigt werden. Hierfür wird ein Sondenschlauch mit einem Außendurchmesser von 1,5 mm im Gehörgang platziert. Entscheidend dabei ist die Platzierung der Öffnung des Schlauchs im Gehörgang. Diese muss sich circa 5 mm vor dem Trommelfell befinden, um stehende Wellen zu vermeiden und hohe Frequenzen genau abbilden zu können (Storey & Dillon 2001). Die Länge des Sondenschlauchs wurde für die Messung der REUG mit einer Markierung für Männer auf 3,1 cm und für Frauen auf 2,8 cm festgelegt. Der Sondenschlauch wurde in den Gehörgang eingeführt und der Sitz wurde mit dem Otoskop kontrolliert. Die Testperson wird frontal mit dem International Speech Test Signal (ISTS) beschallt. Das ISTS ist ein Sprachsignal, bestehend aus sechs verschiedenen Sprachen. Es bildet die akustischen Spracheigenschaften nach und ermöglicht dadurch Aussagen über das Übertragungsverhalten von Hörsystemen unter realen Tragebedingungen (Holube et al., 2010). Das Frequenzübertragungsverhalten des Hörgeräts kann für verschiedene Eingangspegel und Messsignale geprüft werden. Die vorberechneten Zielwerte werden entsprechend dem Eingangspegel des Signals unter Berücksichtigung des Hörgerätetyps, der akustischen Ankopplung und dem verwendeten Schallwandler zur Verfügung gestellt.

Bei der Berücksichtigung des Hörgerätetyps, beziehungsweise der Hörgerätebauform wird zwischen Behind-The-Ear (BTE), In-The-Ear (ITE), In-The-Canal (ITC) und Completely-In-The-Canal (CIC) Hörgeräten unterschieden. Diese

Unterscheidung ist notwendig, da sich hierbei die Position des Mikrofons abhängig von der Bauform verändert und somit der am Mikrophon des Hörgeräts ankommende Schalldruckpegel, von dem Schalldruckpegel im freien Schallfeld unterscheidet. Diese Unterschiede werden als Microphone Location Effects beschrieben und wurden für jede Bauform und jede Frequenz ermittelt. Diese frequenzabhängigen Korrekturwerte werden bei der Vorauswahl des Hörgerätyps für die Berechnung der Zielverstärkungswerte berücksichtigt (Dillon, 2012). Insbesondere in den mittleren und hohen Frequenzen sind die Microphone Location Effects unterschiedlich, weshalb bei einer Hörsystemanpassung nach Zielverstärkungswerten die korrekte Angabe der Hörsystembauform zwingend notwendig ist.

Die korrekte Angabe des verwendeten Schallwandlers ist ebenfalls von entscheidender Bedeutung, da zur Bestimmung des Hörverlusts mit einem Audiometer die Hörschwellen in dB/HL ermittelt werden. HL steht dabei für „Hearing Level“ und hat als Bezugspunkt die Normalhörschwelle bei 0 dB. Der bei in situ Messungen ermittelte Ausgangsschalldruckpegel des Hörgeräts und die entsprechende Zielkurve werden jedoch in Sound Pressure Level (dB/SPL) angegeben. Hierbei gilt der Schalldruck von 20 μ Pa als Bezugspunkt und entspricht somit der physikalischen Darstellung, die in der technischen Akustik ihre Anwendung findet (Mrowinski & Scholz, 2011). Für die Zielkurvenberechnung bei hörschwellenbasierten Anpassformeln muss somit zwingend eine Umrechnung von dB/HL zu dB/SPL erfolgen. Bei der Kalibrierung der Audiometer und den dazugehörigen Schallwandlern werden die äquivalenten Bezugs-Schwellenschalldruckpegel (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level, kurz: RETSPL) berücksichtigt. Mit der RETSPL wird die mittlere Hörschwelle, welche anhand einer Gruppe Normalhörender und einem definierten Kuppler, für die entsprechenden Schallwandler ermittelt wurde beschrieben. Abhängig vom Schallwandler findet somit eine unterschiedliche Umrechnung statt. Der Unterschied in der Umrechnung beruht dabei wesentlich auf dem Verschluss des Gehörgangs. Mit dem Einsteckhörer wird der Gehörgang verschlossen. Mit dem Telephonics Dynamic Headphone (TDH) -Kopfhörer wird der Gehörgang nur zum Teil verschlossen und mit einem Freifeld Lautsprecher ist kein Verschluss des Gehörgangs vorhanden. Des Weiteren spielt die akustische Ankopplung für die Berechnung der Zielverstärkungswerte eine bedeutende Rolle. Bei individuell

gefertigten Maßtopplastiken kann der Durchmesser der Belüftungsbohrung bestimmt werden. Belüftungsbohrungen beeinflussen neben der grundsätzlichen Wirkungsweise adaptiver Parameter, auch das Frequenzübertragungsverhalten der Hörsysteme, insbesondere im tieffrequenten Bereich. Bereits durch das Hörsystem verstärkte Schallsignale des Tieftonbereichs können über die Belüftungsbohrung teilweise wieder nach außen abfließen. Umso größer die Belüftungsbohrung, umso stärker der Einfluss auf die Verstärkung tieffrequenter Schallanteile (Kießling et al., 2008). Der Venteffekt ist in Abbildung 8 dargestellt.

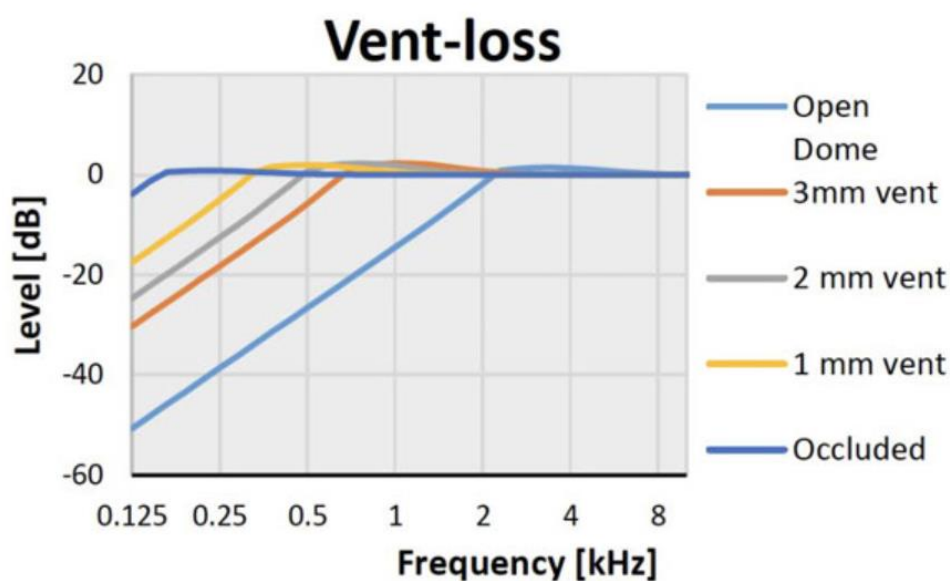


Abb 8: Einfluss des Durchmessers der Zusatzbohrung auf das Frequenzübertragungsverhalten des Hörsystems (Woodward J. 2018).

Um dem Abfluss der tiefen Frequenzen entgegenzuwirken, werden somit abhängig von der akustischen Ankopplung und den entsprechenden Belüftungsbohrungen unterschiedliche Zielverstärkungswerte berechnet. Neben einer binauralen Korrektur berücksichtigt NAL-NL2 unter anderem auch einen möglichen Schalleitungsanteil, die Anzahl der Frequenzkanäle, die Hörgeräteerfahrung und die Ankopplung des Hörgeräts an das Ohr (Otoplastik und Durchmesser der Zusatzbohrung oder Dome).

2.8 Freifeld-Anpassverfahren Aurelia

Das in dieser Studie im Vergleich verwendete Anpassverfahren „Aurelia“ ist ein Freifeld-Anpassverfahren auf Basis eines MCL-basierenden Lautheitsabgleich. Das patentierte Anpassverfahren der Firma Audiosus GmbH umfasst einen Schallgenerator zur Erzeugung von Schallereignissen, eine Lautsprechereinheit, eine Steuereinheit, welche den Schallgenerator veranlasst in einer vorbestimmten Abfolge Schallereignisse mit verschiedenen Frequenzen zu generieren und die generierten Schallereignisse vorbestimmt verstärkt und zur Wiedergabe als Schallsignale mit gleicher Lautheit an die Lautsprechereinheit sendet. Über eine Bedienerschnittstelle werden Bewertungsdaten empfangen, die eine vom Hörsystemträger wahrgenommene Lautheitsdifferenz zwischen im Frequenzbereich benachbarten wiedergegebenen Schallereignissen repräsentieren. Die Firma Audiosus GmbH gibt als Ziel ihres Anpassverfahrens, den Ausgleich der Schwerhörigkeit auf Basis der Isophone an. Die Hörsystemanpassung erfolgt im Freifeld und definiert die Zielwerte auf Basis der empfundenen Lautheit des Hörsystemträgers. Es stellt damit ein interaktiv-adaptives Verfahren mit subjektiven Zielkriterien dar. Für die Hörsystemeinstellung gelten dabei zwei weitere Grundsätze. Ziel der Hörsystemeinstellung nach „Aurelia“ ist ein bestmöglich linear eingestelltes Hörsystem. Eine Kompression soll nur in den Bereichen eingesetzt werden, bei denen die äußeren Haarsinneszellen nicht mehr, oder nur eingeschränkt arbeiten. Außerdem gilt die grundsätzliche Empfehlung die Hörsystemanpassung mit individuell gefertigten Maßtoplastiken mit geringen Zusatzbohrungen durchzuführen. Basierend auf dem Grundsatz der Linearität in der Hörsystemeinstellung wird für das Anpassverfahren zunächst die Kompression für laute Eingangssignale, also oberhalb des zweiten Kniefunkts, linear gestellt. Außerdem wird der Maximale Ausgangsschalldruckpegel (Maximum Pressure Output, kurz: MPO) auf maximal gestellt, um die größtmögliche Dynamik während des Anpassprozesses zu gewährleisten. Des Weiteren werden die Störgeräuschalgorithmen für den Prozess der Hörsystemeinstellung ausgeschaltet, um zu gewährleisten, dass dargebotene Terzbandrauschsignale nicht als Störschall vom Hörsystem erkannt werden und damit die Schalldarbietung des Hörsystems und die daraus resultierende Empfindung verfälschen.

Bei binauralen Hörsystemanpassungen werden ausgehend von der ermittelten MCL zwei im Frequenzbereich benachbarte Terzbandrauschsignale dargeboten. Dabei wird als Grundlage nicht die mit Kopfhörern ermittelte MCL des Tonaudiogramms verwendet, sondern eine im freien Schallfeld mit Terzbandrauschsignalen gemessene Wahrnehmung angenehmer Lautheit. Wie Studien von Cox und Gray 2001 bereits aufzeigen, weicht die ermittelte Lautheitswahrnehmung beim Hören mit Kopfhörern von der Wahrnehmung im freien Schallfeld ab, wodurch eine Orientierung an gemessenen Daten im freien Schallfeld priorisiert wird (Cox & Gray, 2001). Die Terzbandrauschsignale sollen anhand der empfundenen Lautheit miteinander verglichen und bewertet werden. Die Schalldarbietung der Terzbandrauschsignale erfolgt dabei im Regelfall mit 65 dB SPL. Auf Basis der wahrgenommenen Lautheitsdifferenz wird die Hörsystemeinstellung konfiguriert, um die Lautheitsdifferenz zu verringern, oder vollständig zu beseitigen. Der Vergleich der Terzbandrauschsignale erfolgt dabei über den gesamten im Hörsystem einstellbaren Frequenzbereich von 250 Hz bis 10 000 Hz. Dieser Vorgang wird monaural durchgeführt, immer beginnend mit dem nach dem Reintondurchschnitt (engl: Pure Tone Average kurz: PTA) definierten besseren Ohr. Wenn bei einem Hörverlust nach Berechnung des PTA 4 (Pure Tone Average von 0,5, 1, 2 und 4 KHz) kein besseres Ohr definiert ist, wird der sogenannte „Monauralabgleich“ auf dem Ohr durchgeführt, welches von den Hörsystemträger:innen subjektiv als besseres Ohr eingeschätzt wird. Das schlechtere Ohr wird dementsprechend in der Hörsystemsoftware ausgeschaltet, sodass die Schalldarbietung und die Vergleiche der Terzbandrauschsignale zunächst nur auf dem besseren Ohr durchgeführt werden. Anschließend wird die Hörsystemeinstellung binaural über den gesamten Frequenzbereich abgeglichen. Für den sogenannten „Binauralabgleich“ wird die Hörsystemeinstellung in der Software entkoppelt und somit das schlechtere Ohr an das bessere Ohr angeglichen. Darauf folgend wird die Hörsystemeinstellung wieder binaural gekoppelt und das Comfortable Speech Level (CSL) des Hörsystemträgers ermittelt. Hierfür wird ein Sprachsignal mit 65 dB SPL verwendet, welches subjektiv bewertet wird. Die Gesamtverstärkung wird angepasst, damit das dargebotene Sprachsignal als „angenehm laut“ wahrgenommen wird. Um zusätzlich zu prüfen, ob aus der eingestellten Verstärkung auch unabhängig von reinen Sprachsignalen eine „normal laute“ Lautheitsempfindung resultiert, werden Musikstücke dargeboten. Mit dargebotenen Echtgeräuschen,

bestehend aus Sprachsignal und Stimmengewirr in 80 dB SPL, wird nun das Sprachverstehen und die Akzeptanz der Lautstärke geprüft. Abschließend wird der Maximale Ausgangsschalldruckpegel breitbandig eingestellt. Hierfür wird ein definiertes Sirengeräusch mit 100 dB SPL dargeboten. Der MPO wird insofern angepasst, dass das Signal nicht als „unangenehm laut“ empfunden wird.

2.9 Methodik

In der Studie wurde eine in situ verifizierte Hörsystemanpassung nach NAL-NL2 Präskription und eine Freifeld-Hörsystemanpassung auf Basis eines MCL-basierenden Lautheitsabgleichs durchgeführt (Aurelia). Um die Hörsystemanpassungen zu verifizieren wurde der Frequenzgang der jeweiligen Hörsystemeinstellungen in situ aufgenommen. Um die Hörsystemanpassungen zu validieren, wurde der Oldenburger Satztest (OISa) und ACALES gemessen.

In der ersten Sitzung wurde bei jeder Testperson nach einer ausführlichen Aufklärung und Otoskopie eine Tonschwellenaudiometrie durchgeführt. Es wurde die Luftleitungshörschwelle in den Standardaudiometerfrequenzen von 125 Hz bis 8000 Hz, sowie die Knochenleitungshörschwelle von 500 bis 6000 Hz für Sinustöne gemessen. Für die Audiometrie wurde das Audiometer der Firma GN Otometrics vom Typ Aurical verwendet. Zur Ermittlung der Luftleitungshörschwelle wurde von der Firma Telephonics der Kopfhörer TDH 39 verwendet. Für die Ermittlung der Knochenleitungshörschwelle wurde der Knochenleitungshörer BT71 der Firma RadioEar verwendet. Die zur Bestimmung der Hörschwelle gewählte Schrittweite betrug 5 dB. Die Messung der Unbehaglichkeitsschwelle erfolgte in dieser Studie mit Zahlen. Im Anschluss erfolgte ein 3D-Ohrscan mit dem Ohrscanner der Firma Natus. Nach Fertigung der individuellen Maßtoplastiken wurde mit der Hörsystemanpassung begonnen. Dabei wurde entsprechend dem Crossover-Studiendesign bei der Hälfte des Probandenkollektivs mit einer in situ Zielkennlinienanpassung nach NAL-NL2 Präskription begonnen, bevor in der darauffolgenden Sitzung die Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung erfolgte und umgekehrt. Als subjektiver Sprachtest wurde der Oldenburger Satztest verwendet (Vgl. Kapitel 2.4). Es wurde die Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) in zwei Sitzungen ermittelt. Zunächst wurde die spontane Sprachverständlichkeitsschwelle ohne jegliche Gewöhnung an den Klang der entsprechenden Hörsystemeinstellung gemessen. In der darauffolgenden Sitzung wurde nach einwöchiger Trageerfahrung die SVS erneut gemessen. Für die in situ Zielkurvenanpassung nach NAL-NL2 wurde der tonaudiometrische Hörverlust in das Messsystem Aurical Free Fit übertragen und die Hörsysteme auf die Zielkurven angepasst. Zunächst wurde die Real Ear Unaided Gain (REUG) gemessen. Dafür wurde die Sonde unter Kontrolle eines Otoskops platziert und darauf geachtet,

dass der Sondenschlauch nicht durch Cerumen verschlossen wurde, oder gegen die Gehörgangswand zeigte. Die Länge des Sondenschlauchs bis zum Tragus betrug bei Männern dabei immer 3,1 cm und bei Frauen 2,8 cm. Für die Berechnung der Zielverstärkung müssen verschiedene Parameter in der Aurical FreeFit ausgewählt werden. Die vollständige Parameterauswahl für die Zielkurvenanpassung nach NAL-NL2 Präskription ist in Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 2: Übersicht der NAL-NL2 Parameterauswahl im Aurical FreeFit Messmodul

Anpassdetails Aurical FreeFit	
Parameter	Wert
Anpassformel	NAL-NL2
Anpassungsmodus	Echtohr
Angewandter REUG	Gemessene REUG
Hörgerätetyp	BTE (RITC)
Belüftung	Mit HG ausg.
Verstärkung	Bilateral
Alter/ Geburtsdatum	Entsprechend der Testperson
Geschlecht	Entsprechend der Testperson
Wandler	Kopfhörer
KL verwenden	ja
Erfahrung	Erfahren
Anzahl der Kanäle	24
Ohrstücktiefe	Standard
Sprachtyp	Nicht-tonal

Für die Anpassung wurde die Real Ear Insertion Gain (REIG) verwendet, damit die Verstärkung der Ohrmuschel und des Gehörgangs berücksichtigt werden und somit der effektive Schalldruckpegel vor dem Trommelfell gemessen wird. Für die Zielkurvenanpassung wurde mit der Anpassung für leise Eingangspegel von 50 dB begonnen. Dabei wurden die Hörsysteme so eingestellt, dass sich der Long Term Average Speech

Spectrum (LTASS) mit der vorberechneten Zielkurve deckt. Anschließend wurde die Zielkurvenanpassung für laute Eingangspegel von 80 dB über die Kompressionsregler durchgeführt, ebenfalls bis zu einer sehr genauen Deckung des LTASS mit den Zielverstärkungswerten. Abschließend wurde eine Kontrollmessung für mittlere Eingangspegel von 65 dB durchgeführt. Mit dem EUHA-MPO Signal wurde der Maximale Ausgangsschalldruckpegel verifiziert. Die Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung wurde mit in Kapitel 2.8 beschriebener Vorgehensweise durchgeführt. Um messtechnisch sicherzustellen, dass der aus der Aurelia Hörsystemanpassung resultierende eingestellte Maximale Ausgangsschalldruckpegel die Unbehaglichkeitsschwelle nicht überschreitet, wurde ebenfalls mit dem EUHA-MPO Signal der maximale Ausgangsschalldruckpegel verifiziert. In der letzten Sitzung wurden für die Messung der subjektiven Höranstrengung beide Hörsystemeinstellungen in die Hörsysteme programmiert. Die Platzierung der Programme erfolgte dabei randomisiert. Die Messung der subjektiven Höranstrengung mit dem Messverfahren ACALES (Vgl. Kapitel 2.5) erfolgte einseitig blind, d.h. die Testpersonen waren nicht darüber informiert, welcher Programmplatz mit welcher Hörsystemeinstellung belegt war. Die Probanden und Probandinnen bewerteten über ein Tablet (Apple iPad 6. Generation) die subjektiv empfundene Höranstrengung. Für die Messungen saßen die Testpersonen in einem Abstand von 1,2 m zu den Lautsprechern. Die Kopfposition wurde dabei nicht fixiert.

2.10 Auswertung und Statistik

Für die Auswertung und Strukturierung der erhobenen Daten wurde das Programm Excel der Firma Microsoft verwendet. Für die Erstellung der Grafik der tonaudiometrischen Hörverluste mit Standardabweichung, sowie die Darstellung der Ergebnisse des Oldenburger Satztests in Form von Boxplots, wurde das Programm Matlab der Firma MathWorks verwendet. Zur weiteren Analyse der Daten wurde die Statistik- und Analysesoftware SPSS von der Firma IBM verwendet. Es wurden Wilcoxon-Tests verbundener Stichproben für den Oldenburger Satztest und den ACALES durchgeführt. Der Wilcoxon-Test kann auch bei kleinen Stichproben berechnet werden und basiert auf der Idee der Rangierung der Daten. Es wird also nicht mit den Differenzen der Messwerte selbst gerechnet, sondern diese werden durch Ränge ersetzt, mit denen der eigentliche Test durchgeführt wird. Die Nullhypothese H_0 für den Oldenburger Satztest besagt, dass kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Sprachverständlichkeitsschwelle im Störgeräusch zwischen den verglichenen Anpassverfahren besteht. Für die Berechnung der Teststatistik wird zunächst für jedes Messwertpaar die Differenz der beiden Messergebnisse berechnet. Es werden der Betrag der Differenz und das Vorzeichen der Differenz notiert. Die absoluten Differenzen werden mit Rängen versehen. Sollte die Differenz eines Datenpaares 0 betragen, so wird dieses Paar von der Rangierung ausgeschlossen. Unabhängig vom Vorzeichen wird mit der kleinsten Differenz begonnen und aufwärts nummeriert. Kommt ein Messwert mehrfach vor, so werden sogenannte „verbundene Ränge“ gebildet. Nachdem jeder Paardifferenz ein Rang zugeordnet wurde, werden die positiven und negativen Rangplätze separat notiert und aufsummiert (Vgl. Anhang). Der Zusammenhang zwischen den Rangsummen wird durch folgende Formel beschrieben:

$$T_+ + T_- = \frac{n(n+1)}{2}$$

T_+ = Summe der Positiven Ränge

T_- = Summe der negativen Ränge

n = Anzahl der von Null verschiedenen Paardifferenzen

Als Teststatistik W wird nun der kleinere der beiden Werte verwendet.

$$W = \min (T_+ ; T_-)$$

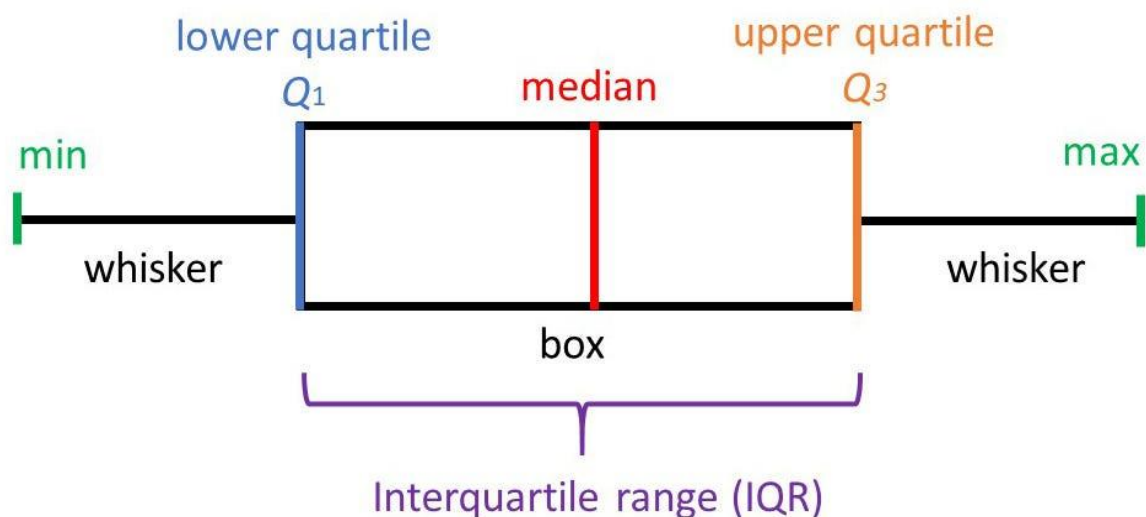
Je geringer die Unterschiede der zentralen Tendenzen sind, desto näher liegt der Wert der Teststatistik bei dem Wert, der sich ergibt, wenn es keine Unterschiede gäbe (Erwartungswert der Rangsummen unter Gültigkeit der Nullhypothese). Dieser Wert errechnet sich aus der Hälfte der Summe der beiden Rangsummen und wird durch folgende Formel beschrieben:

$$\mu_w = \frac{n \times (n+1)}{4}$$

n = Anzahl der von Null verschiedenen Paardifferenzen

Der berechnete Wert wird nun auf Signifikanz geprüft. Dazu wird die Teststatistik mit einem kritischen Wert verglichen. Ist die Stichprobe hinreichend groß ($n=20$), wird die Signifikanz geprüft, indem der berechnete W -Wert z -standardisiert wird. Da in dieser Studie mit einem Stichprobenumfang von $n=10$ gearbeitet wurde, müsste stattdessen der kritische W -Wert in einer Tabelle nachgeschlagen werden. Mit der für diese Studie verwendeten Statistik- und Analysesoftware SPSS wurde in diesem Fall zur Beurteilung die exakte Signifikanz berechnet.

In Abbildung 9 ist der Aufbau der für die Darstellung der OISa Ergebnisse verwendeten Boxplots dargestellt. Ein Boxplot besteht aus der Box, deren Oberkante das 0,75-Quartil und deren Unterkante das 0,25-Quartil darstellt. Die Whisker, deren oberer Endpunkt den maximalen nicht extremen Wert und deren unterer Endpunkt den minimalen nicht-extremen Wert angeben. Der Trennbalken innerhalb der Box gibt den Median an. Der Bereich zwischen dem 0,75-Quartil und dem 0,25-Quartil beinhaltet 50% aller Messwerte und wird als Interquartilabstand (Interquartil range kurz: IQR) bezeichnet.



Quelle: https://miro.medium.com/v2/resize:fit:1100/format:webp/0*q2_0X7rTtdNFT6Xi.jpg
(letzter Abruf: 06.05.2023)

Abb 9: Boxplot mit Erklärung der Symbole.

2.11 Analyse ACALES

Für alle Probanden und Probandinnen wurde eine Höranstrengungskurve, nach der in ACALES integrierten BX-Anpassungsmethode erstellt (Oetting et al., 2014). Diese Methode passt eine Funktion an die Datenpunkte an, indem die Abweichung der Datenpunkte auf der SNR-Achse und nicht auf der kategorialen Antwortachse minimiert wird. Die BX-Anpassungsmethode wendet eine lineare Regressionslinie für 1 bis 7 ESCU und eine weitere Regressionslinie für 7 bis 13 ESCU an, was zu einer Funktion mit zwei Steigungen führt. Zwischen den Kategorien 5 ESU und 9 ESU wird der Übergangspunkt geglättet. Diese Regressionskurve stellt die individuelle Höranstrengungsleistung dar. In Abbildung 10 sind exemplarisch zwei ermittelte Höranstrengungskurven im Screendesign der ACALES Software dargestellt.

Messungen vergleichen

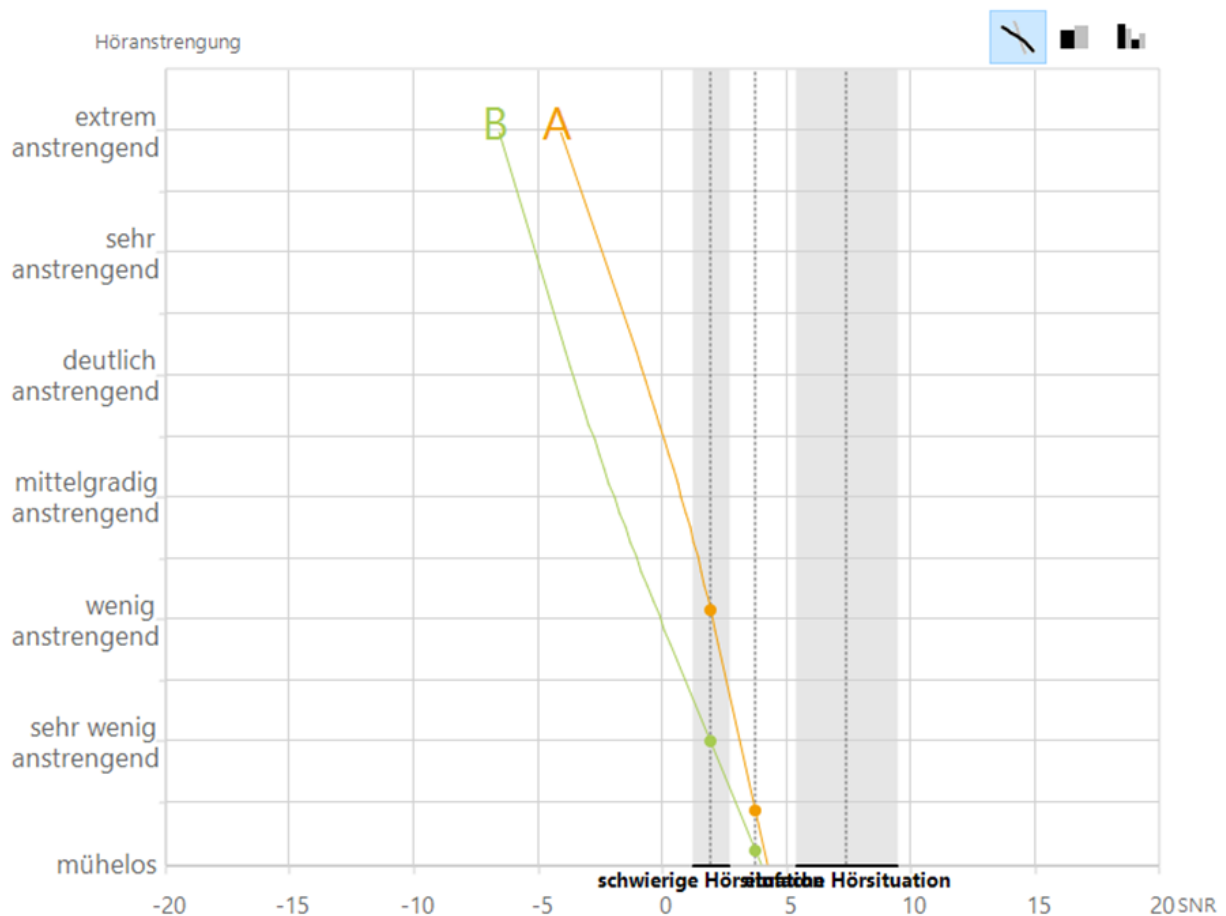


Abb. 10: Exemplarische Darstellung im ACALES Screendesign von zwei ermittelten Höranstrengungskurven (ACALES Software - Hörzentrum Oldenburg)

Die in Kapitel 2.5 beschriebenen ESCU-Kategorien sind auf der Ordinate und die Signal-Rausch-Verhältnisse auf der Abszisse aufgetragen. Für die zwei verschiedenen Hörsystemeinstellungen wurde eine mittlere Regressionskurve durch Mittelung der individuellen SNR-Werte für jeden ganzzahligen ESCU-Wert erstellt. Werte der Kategorie „nur Störgeräusch“ wurden wegen Deckeneffekten bei der Erstellung der Regressionskurve nicht berücksichtigt. Für die statistische Auswertung wurde aus den individuellen Regressionskurven der ESCU-Wert 1 („müheless“), ESCU-Wert 7 („mittelgradig anstrengend“) und ESCU-Wert 13 („extrem anstrengend“) auf signifikante Unterschiede geprüft. Die Nullhypothese H_0 für den ACALES besagt, dass kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Signal-Rausch-Abstände in den Höranstrengungskategorien zwischen den verglichenen Hörsystemeinstellungen besteht.

3 Ergebnisse

3.1 Oldenburger Satztest

Abbildung 11 zeigt die Sprachverständlichkeitsschwelle am ersten Tag der Hörsystemanpassung, sowie die Sprachverständlichkeitsschwelle nach einer Woche Trageerfahrung, für die zwei verglichenen Anpassstrategien. Die erste Sprachverständlichkeitsschwelle ist im Median bei der Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung etwas besser (Median -5,7 dB SNR) als die mit der NAL-NL2 Zielkurvenanpassung. Die gemessene SVS am ersten Tag mit der NAL-NL2 Zielkurvenanpassung ist dabei nur um 0,2 dB SNR schlechter (Median -5,5 dB SNR). Die Sprachverständlichkeitsschwelle nach einer Woche Trageerfahrung ist hingegen im Programm der NAL-NL2 Zielkurvenanpassung tendenziell etwas besser (Median -5,8 dB SNR). In diesem Fall unterscheidet sich die SVS für die Aurelia-Hörsystemanpassung nur um 0,05 dB SNR (Median -5,75 dB SNR).

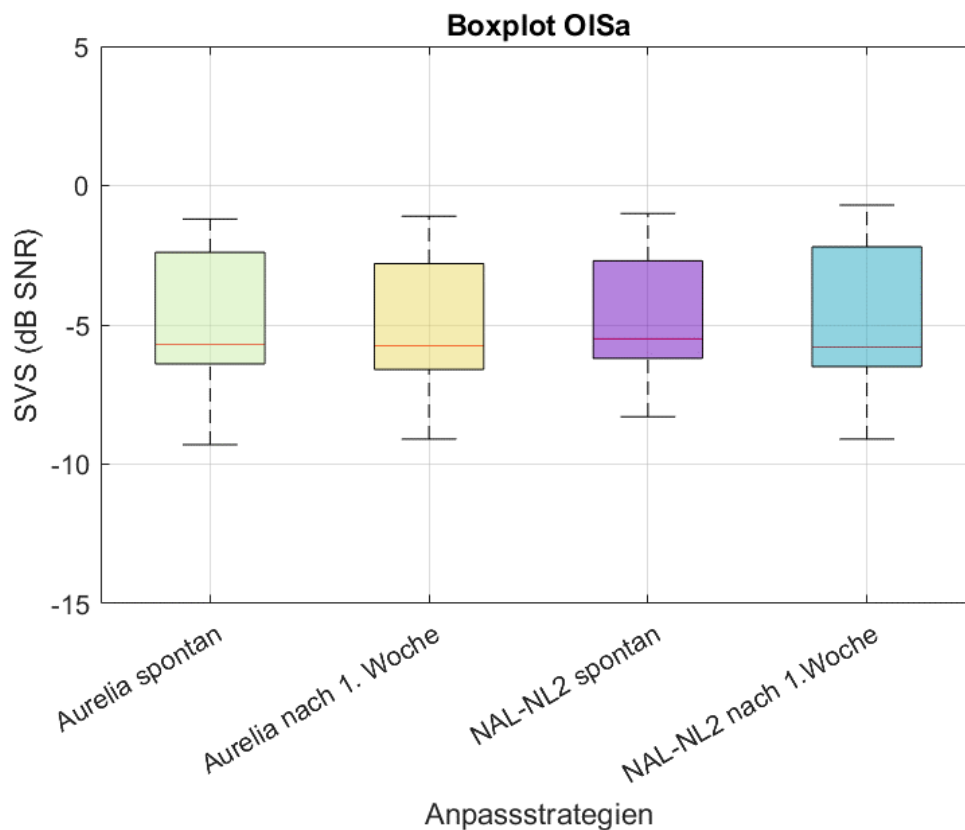


Abb. 11: Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) in dB SNR im Oldenburger Satztest, dargestellt als Boxplot.

Die Maxima liegen bei beiden Hörsystemeinstellungen noch im negativen Bereich und befinden sich bei -0,7 dB SNR (NAL-NL2) und -1,1 dB SNR (Aurelia). Minimal und damit die jeweils beste erreichte SVS wird bei der Hörsystemeinstellung nach Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung mit -9,3 dB SNR erreicht und bei der in situ Zielkurvenanpassung nach NAL-NL2 Präsikription mit -9,1 dB SNR.

Wie in Abbildung 11 dargestellt, haben sich die Mediane der SVS beider Hörsystemeinstellungen nach einer Woche Tragezeit im Vergleich zur ersten SVS jeweils minimal verbessert. Der Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben mit einem Signifikanzniveau von 0,05 zeigt allerdings keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen am ersten Tag der Hörsystemanpassung und nach einer Woche Trageerfahrung. Ebenfalls muss nach dem Wilcoxon-Test verbundener Stichproben die Nullhypothese, dass die Sprachverständlichkeitsschwellen im Oldenburger Satztest bei den Hörsystemeinstellungen nicht unterschiedlich sind, beibehalten werden. Das Signifikanzniveau entspricht 0,05.

Ergebnisse ACALES

In Abbildung 12 ist die mittlere Höranstrengungskurve der Probanden mit der Hörsystemeinstellung nach Aurelia Freifeld-Anpassung (rot), sowie die mittlere Höranstrengungskurve mit der Einstellung nach NAL-NL2 Zielkurvenanpassung dargestellt (blau). Es ist deutlich zu erkennen, dass die Regressionskurve der Aurelia-Freifeld Hörsystemanpassung zu niedrigen SNR versetzt ist. Insbesondere bei mittleren und hohen Höranstrengungskategorien (von 7 bis und 13 ESCU), also Hörsituationen die von den Testpersonen als „mittelgradig anstrengend“ bis „extrem anstrengend“ wahrgenommen wurden. Insgesamt empfanden die Testpersonen eine geringere Höranstrengung mit der Aurelia Hörsystemeinstellung, im Vergleich zu der NAL-NL2-Hörsystemeinstellung.

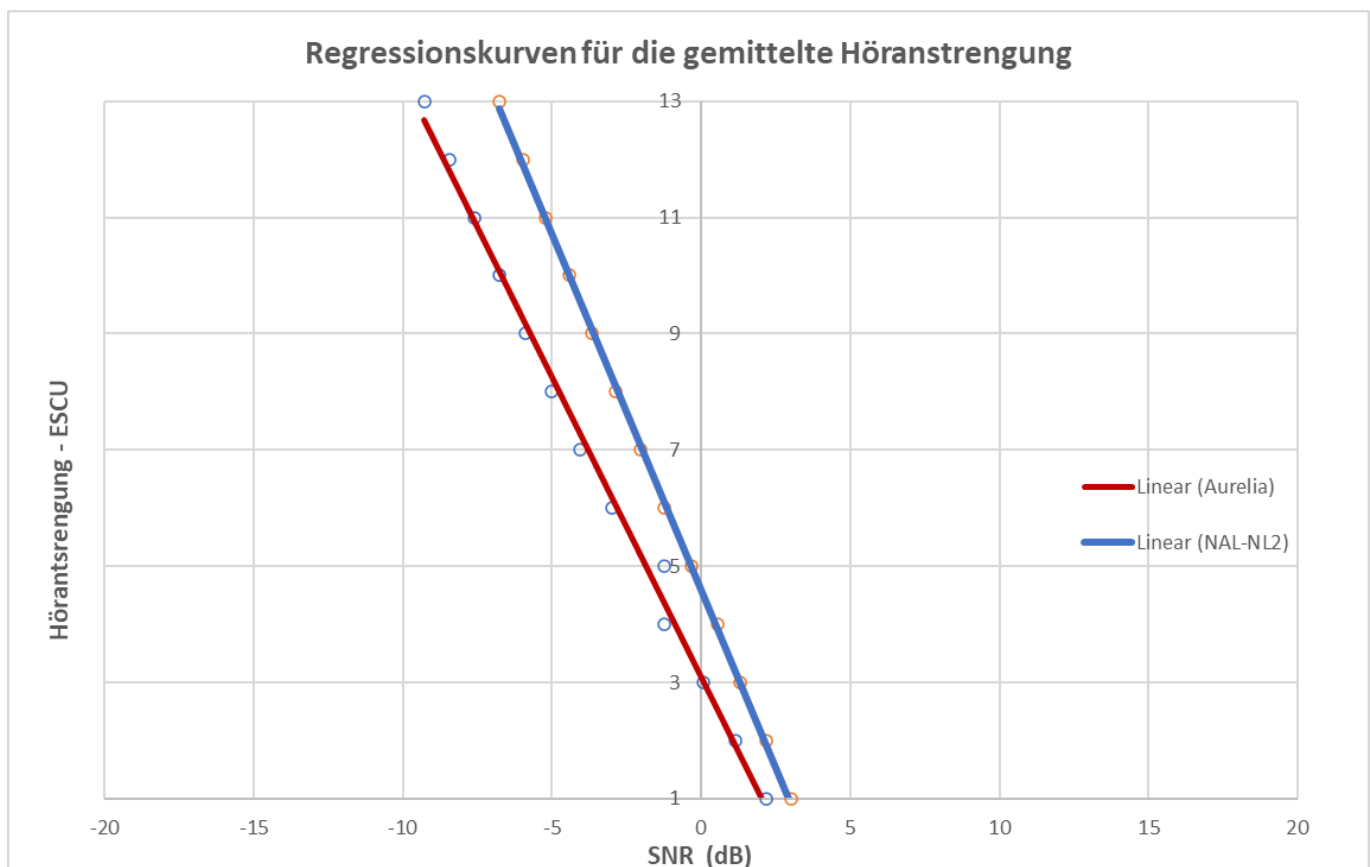


Abb. 12: Regressionskurven für die gemittelte Höranstrengung der Hörsystemeinstellungen Aurelia (rot) und NAL-NL2 (blau)

Der Wilcoxon-Test für abhängige Stichproben mit einem Signifikanzniveau von 0,05 zeigt für die Kategorien „extrem anstrengend“ (13 ESCU) und „mittelgradig anstrengend“ (7 ESCU) einen signifikanten Unterschied zwischen der Aurelia und der NAL-NL2 Hörsystemeinstellung (Vgl. Anhang). Die Nullhypothese, dass die Signal-Rausch-Abstände in diesen Höranstrengungskategorien nicht signifikant unterschiedlich sind, muss abgelehnt werden. In der Höranstrengungskategorie „mühe los“ (ESCU 1) hingegen, muss die Nullhypothese beibehalten werden. Ein Wilcoxon- Test für abhängige Stichproben zeigte, dass die Unterschiede hierbei nicht signifikant sind. Das Signifikanzniveau entspricht ebenfalls 0,05.

3.2 Verstärkungswerte (in situ)

In Abbildung 13 ist die mittlere Verstärkung der Zielkurvenanpassung nach NAL-NL2 Präskription und Aurelia Freifeldhörsystemanpassung für drei unterschiedliche Eingangspegel (50, 65, 80 dB) dargestellt. Bei den dargestellten Verstärkungen handelt es sich um REIG – Werte, da die individuelle REUG der Probanden berücksichtigt wurde (Vgl. Kapitel 2.9). Gemessen wurde mit dem International Speech Test Signal (ISTS). Es zeigt sich für leise und mittlere Eingangspegel das gleiche Muster in der frequenzabhängigen Verstärkung. Speziell im tiefen und mittleren Frequenzbereich unterscheiden sich die Verstärkungswerte der Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung von der in situ-Zielkurvenanpassung nach NAL-NL2. Aus der Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung resultieren hierbei höhere Verstärkungswerte. Hingegen ist die Verstärkung nach NAL-NL2 Zielkurvenanpassung im hochfrequenten Bereich um 3150 Hz bei leisen und mittleren Eingangspegeln minimal höher als nach der Aurelia Hörsystemanpassung. Für laute Eingangspegel liefert die Aurelia-Hörsystemanpassung höhere Verstärkungswerte über den gesamten Frequenzbereich, jedoch ebenfalls mit den größten Unterschieden im tiefen und mittleren Frequenzbereich. Bei der Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung betragen die maximalen Verstärkungswerte für Eingangssignale von 50 dB bei 4000 Hz 27 dB Verstärkung, für Eingangssignale von 65 dB bei 2000 Hz 22 dB Verstärkung und für 80 dB Eingang bei 5000 Hz 17 dB Verstärkung. Die maximalen Verstärkungswerte betragen für die Zielkurvenanpassung nach NAL-NL 2 Präskription bei einem Eingangssignal von 50 dB 28,3 dB bei 3150 Hz. Die Maxima bei 65 dB Eingang betragen 22,8 dB, bei 5000 Hz und bei lauten Eingängen von 80 dB ist der maximale Verstärkungswert 13,1 dB bei 6300 Hz.

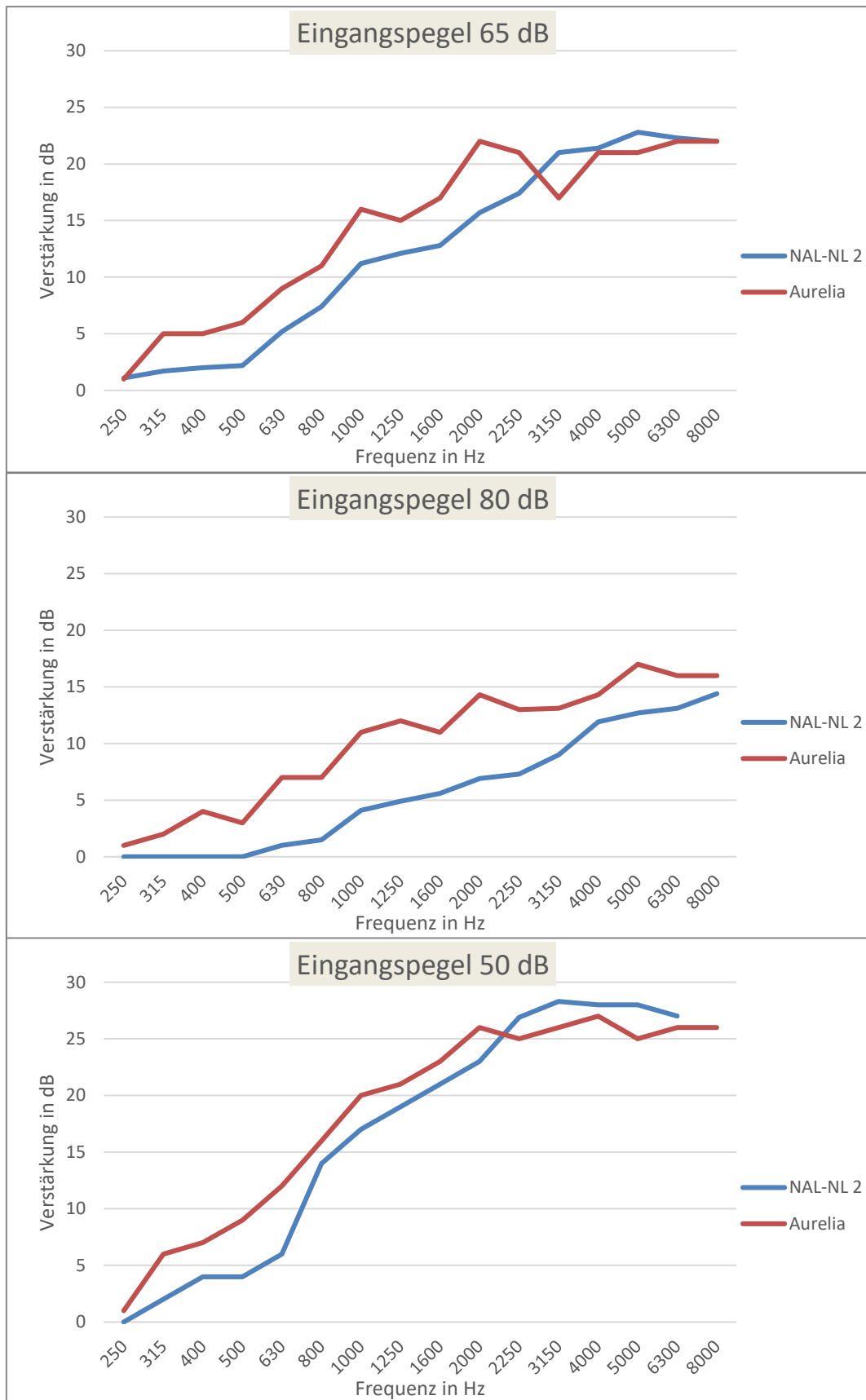


Abb 13: Mittelwert der Verstärkung (REIG) der zwei Hörsystemeinstellungen (Aurelia und NAL-NL2) in Abhängigkeit zum Eingangspegel (in situ-Messungen mit IST-Signal).

4 Diskussion

4.1 Material und Methode

In dieser Studie wurde für die Validierung der Hörsystemeinstellungen der Oldenburger Satztest verwendet. Im Hörakustik Fachgeschäft findet der Freiburger Sprachtest hingegen häufiger Anwendung. Obwohl eine praxisnahe Durchführung ein wesentliches Augenmerk der Studie war, wurde auf den Freiburger Sprachtest gezielt verzichtet und stattdessen ausschließlich der Oldenburger Satztest für die Messung der Sprachverständlichkeit verwendet. Der Oldenburger Satztest hat gegenüber dem Freiburger Sprachtest entscheidende Vorteile, die für diese Studie von hoher Bedeutung waren. Im OISa wird aufgrund der Darbietung der fünf Wörter eine alltagsähnliche Hörsituation nachgestellt und das Sprachmaterial von den Hörsystemen auch sicher als Sprachsignal erkannt. Die einsilbigen Wörter beim Freiburger Sprachtest hingegen sind für lange Regelzeiten in Hörsystemen oftmals zu kurz und somit für Messungen im Störgeräusch nur bedingt geeignet (Winkler & Holube, 2014). Der Freiburger Sprachtest ist für Messungen im Störgeräusch nicht validiert, was ein weiteres Ausschlusskriterium für die Verwendung in dieser Studie darstellte, da in dieser Studie ausschließlich die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch ermittelt und verglichen wurde. Des Weiteren sind beim Freiburger Sprachtest die Wortgruppen untereinander perzeptiv und phonemisch nicht ausgewogen, wodurch die Streuung der Diskrimination bei den unterschiedlichen Gruppen sehr groß ist (Winkler & Holube, 2014). Wagener et al. (2004) zeigten auf, dass durch die Verwendung des OISa daher eine höhere Reliabilität der Ergebnisse gegeben ist. Bei dem Oldenburger Satztest wird, wie in Kapitel 2.4 beschrieben, die Sprachverständlichkeitsschwelle, also das Signal-Rausch-Verhältnis, bei dem 50 % der Worte verstanden werden ermittelt, da in diesem Bereich die höchste Steigung der Diskriminationsfunktion liegt (Wagener et al., 1999). Für das Erreichen der Schwelle werden somit immer nur zwei bis drei Wörter verstanden. Während den durchgeführten Messungen in dieser Studie, ist dabei eine hohe Unzufriedenheit der Probandinnen mit der eigenen Sprachverständlichkeit aufgefallen. Trotz ausführlicher Testeinweisung und „Trainingsrunde“, konnten die Probandinnen ihre Verstehensleistung selbst nur schwer einschätzen. Sechs der teilnehmenden Testpersonen beschrieben bei der Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle nach einwöchiger Trageerfahrung

den subjektiven Eindruck, schlechter verstanden zu haben als noch in den Alltagssituationen in den Tagen der Hörsystemausprobe zuvor. Für die Validierung von Hörsystemen und Erfassung der Sprachverständlichkeit mit Hörsystemen im Alltag des Hörakustikers, sollte daher über die Messung der 50 % Schwelle nachgedacht werden, da somit der erreichte Vorteil im Sprachverstehen durch eine Hörsystemversorgung in vielen Fällen nicht unmittelbar demonstriert werden kann. Wäre das verwendete Sprachmaterial zu leicht, so würde man allerdings durch die Hörsystemanpassung bedingte Unterschiede in der Sprachverständlichkeit nicht ausreichend feststellen können. Für den Einsatz im Hörakustik-Fachgeschäft sollte daher über die Verwendung der auf der Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Audiologie (2011) vorgestellten Version des OISa nachgedacht werden. Bei der dargestellten Version wird eine 80 % Schwelle ermittelt (Brand et al., 2011). Aufgrund des höheren Schwellenwerts könnten Unzufriedenheiten der Testpersonen mit der eigenen Verstehensleistung vermieden werden und gleichzeitig von einer hohen Reliabilität ausgegangen werden.

Für die Verifizierung der Hörsystemeinstellungen und Erfassung der akustisch wirksamen Verstärkung wurde in dieser Studie, die in situ Messung verwendet. Im Vergleich zu Messungen am 2ccm-Kuppler hat die in situ Messung den Vorteil, dass hierbei die realen Gegebenheiten am Ohr der Testpersonen berücksichtigt werden können. Die individuelle Gehörgangsform der Testpersonen und der tatsächliche Sitz der maßgefertigten Otoplastik wurde somit in dieser Studie berücksichtigt. Von hoher Bedeutung bei der in situ Messung ist die Position der Öffnung des Sondenschlauchs vor dem Trommelfell. In dieser Studie wurde der Sondenschlauch für Männer mit einer Länge von 31 mm und für Frauen mit einer Länge von 28 mm bemessen, um den in Studien von Storey und Dillon (2001) empfohlenen Minimalabstand von 5 mm zum Trommelfell zu gewährleisten. Studien zeigten, dass Hochfrequenzmessungen umso genauer werden, je näher der Sondenschlauch am Trommelfell platziert wird und bei einem Abstand innerhalb von 5 mm, eine Genauigkeit von circa 2 dB des wahren Werts am Trommelfell bis zu 8000 Hz erzielt werden kann (Dirks & Kincaid, 1987). Eine hohe Genauigkeit in der Abbildung des Frequenzübertragungsverhaltens der Hörgeräte war somit in der Studie gewährleistet.

Das Messverfahren ACALES war für die Testpersonen verständlich und gut durchführbar. Mit einem Zeitaufwand von circa zehn Minuten für die Ermittlung einer Höranstrengungskurve konnte sichergestellt werden, dass für die Testpersonen der Messaufwand in diesem Termin nicht zu hoch war und nicht zu starker Ermüdung nach einem Messdurchlauf führte. Das verwendete Messverfahren ACALES stellte in dieser Studie die einzige subjektive Messung dar. Die detaillierte subjektive Befragung zu einer bevorzugten Hörsystemeinstellung war nicht Bestandteil des Studiendesigns. Die Testpersonen gaben jedoch deutlich wahrgenommene klangspezifische Unterschiede zwischen den Hörsystemeinstellungen an und benannten jeweils eine favorisierte Trageeinstellung für Ihren Höralltag. Auf Basis dieser Rückmeldungen wäre die subjektive Abfrage, in welchen bestimmten Hörsituationen sich klangspezifische Unterschiede bemerkbar machen, eine folgerichtige Erweiterung des Studiendesigns.

4.2 Ergebnisse

Aufgrund der in dieser Studie verwendeten individuellen Maßtoplastiken mit definierter Belüftungsbohrung, ist in den tiefen Frequenzen nur ein sehr geringer Einfluss von Direktschall vorhanden. Direktschall ist dabei der Anteil der Messsignale der, ohne vom Hörsystem verarbeitet zu werden, auf das Trommelfell trifft und somit weder verstärkt noch durch Störgeräuschalgorithmen reduziert werden kann. Dies ist insbesondere für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse von entscheidender Bedeutung. Verglichen mit Studien die mit Standardotoplastiken, sogenannten Schirmchen oder Domes durchgeführt werden, kann in dieser Studie von einem einheitlichen Einfluss von Direktschall bei den Testpersonen ausgegangen werden. Bei Schirmchen ist je nach Gehörgangsgröße und individuellen anatomischen Besonderheiten der Ohren, oftmals eine Veränderung der Passgenauigkeit durch Bewegungen des Kiefergelenks beim Sprechen und Kauen der Hörsystemträger:innen zu beobachten. Damit einhergehend ändert sich der akustische Einfluss des Direktschalls und verfälscht somit Messergebnisse, insbesondere wenn wie in dieser Studie Messungen der Sprachverständlichkeit und Höranstrengung im Störgeräusch durchgeführt werden. Die in dieser Studie verwendeten individuellen Maßtoplastiken sind daher ein entscheidender Faktor für die Reliabilität der Messungen. Ebenfalls spielt für die Vergleichbarkeit der Messergebnisse die Wahl einheitlicher Bauformen und Technikstufen der Hörsysteme eine Rolle. Durch die Wahl des RIC-Hörsystems in der Technikstufe 7AX können unterschiedliche Wirkungsweisen der Signalverarbeitung ausgeschlossen werden.

Mit dem Oldenburger Satztest wurden keine signifikanten Unterschiede in den Sprachverständlichkeitsschwellen der verglichenen Hörsystemeinstellungen gemessen, trotz wie in Abbildung 13 ersichtlicher unterschiedlicher Gesamtlautstärke. Dies kann damit erklärt werden, dass durch eine Anhebung oder Absenkung der Gesamtverstärkung das Signal-Rausch-Verhältnis, des im OISa dargebotenen Sprachmaterials, nicht beeinflusst wird. Einen größeren Einfluss sollte jedoch der unterschiedliche Frequenzverlauf der beiden Hörsystemeinstellungen spielen. Ein Erklärungsansatz, wieso trotz unterschiedlicher frequenzabhängiger Verstärkung keine signifikanten Unterschiede im Sprachverstehen erreicht wurden ist, dass mit beiden Hörsystemeinstellungen die

Verstärkung groß genug war, um die für das Verstehen relevanten Sprachanteile über die Hörschwelle anzuheben. Dies wurde auch durch die in situ Verifizierung der Verstärkungswerte mit der Aurical Freefit deutlich. Die Mehrverstärkung der NAL-NL2 Hörsystemeinstellung im hochfrequenten Bereich ab 3150 Hz bei leisen und lauten Eingangspegeln hat nicht dazu geführt, dass es zu einer besseren Sprachverständlichkeitsschwelle kommt. Aus der Mehrverstärkung im tieffrequenten und mittleren Frequenzbereich der Aurelia Hörsystemeinstellung resultierte weder eine bessere Sprachverständlichkeitsschwelle, noch hat sie zu einer schlechteren SVS aufgrund einer möglichen Aufwärtmaskierung gesorgt. Bei den Testpersonen wurde trotz der durchschnittlichen Mehrverstärkung im tieffrequenten Bereich, das Verhältnis zur Verstärkung im mittleren und hohen Frequenzbereich größtenteils beibehalten. Trotz der Berücksichtigung der subjektiven Klangempfindung während der Hörsystemeinstellung mit dem Aurelia Anpassverfahren, wurde die für die entsprechenden Hörverluste wichtige Mehrverstärkung der mittleren und hohen Frequenzen im Verhältnis zum tieffrequenten Bereich erreicht. Da es sich bei den meisten Schwerhörigkeiten um Hochtonhörverluste handelt, ist kritisch anzumerken, dass bei einer von den Teilnehmenden dieser Studie abweichenden Klangempfindung nach dem Aurelia Anpassverfahren dieses Verhältnis bei einem Hochtonhörverlust ebenfalls schnell umgekehrt werden kann. Menschen die subjektiv einen tieffrequenten Klang bevorzugen, hätten somit eine zu hohe Verstärkung im tieffrequenten Bereich. In solchen Fällen besteht somit die Gefahr einer Aufwärtmaskierung, welche das Sprachverstehen negativ beeinflussen könnte (Kießling & Schubert, 1995). Diese Studie wurde mit erfahrenen Hörsystemträger:innen durchgeführt. Aus den subjektiven Bewertungen der Klangvergleiche während der Aurelia Hörsystemanpassung resultierten keine Verstärkungswerte, die zu gering waren, um relevante Sprachanteile über die Hörschwelle der Testpersonen anzuheben. Im Falle eines lautstärkeempfindlichen Menschen, ohne Hörsystemerfahrung, besteht die Gefahr, dass die Hörsystemeinstellung nach Aurelia Anpassmethode zwar klanglich den Anforderungen des Menschen entspricht, jedoch ist die Hörbarkeit relevanter Sprachanteile nicht garantiert. In einem solchen Fall müsste man die Aurelia-Hörsystemanpassung in situ verifizieren und bei Feststellung, dass relevante Schallanteile unterhalb der Hörschwelle bleiben, die Gesamtverstärkung anheben, ohne den Frequenzverlauf dabei zu verändern.

Somit könnte die Hörbarkeit relevanter Sprachanteile sichergestellt werden, ohne dabei die Klanganforderungen des Menschen zu vernachlässigen. Insbesondere da bei der Aurelia Hörsystemanpassung hauptsächlich mit 65 dB SPL Terzbandrauschen gemessen wird, muss darauf geachtet werden, dass bei lautstärkeempfindlichen Menschen auch die leisen Eingänge über die Hörschwelle verstärkt werden. Der Unterschied der durchschnittlichen Verstärkung im hochfrequenten Bereich zwischen den verglichenen Hörsystemeinstellungen erwies sich in dieser Studie als sehr gering. Es ist denkbar, dass hierfür Gewöhnungseffekte der erfahrenen Hörsystemträger:innen eine entscheidende Rolle spielen (Gatehouse, 1993). Gatehouse (1993) zeigte auf, dass nach längerer Hörsystemtragezeit die Toleranz der Hörsystemträger:innen gegenüber hohen Frequenzen größer wird, was sich positiv auf das Sprachverstehen auswirkt. Inwiefern der Unterschied in der hochfrequenten Verstärkung bei Hörsystemträger:innen mit wenig Tragezeit und Gewöhnung an ein Hörsystem ausfällt, gilt es zu überprüfen. Eine folgerichtige Erweiterung der Studie wäre somit die Durchführung der Messungen mit unerfahrenen Hörsystemträger:innen. Dadurch könnte vollständig bestätigt werden, dass mit rein subjektiven Angaben der Testpersonen, die für den Hörverlust erforderliche Verstärkung eingestellt werden kann.

Für die Betrachtung der Messergebnisse der subjektiv empfundenen Höranstrengung mit dem Messverfahren ACALES, ist die Tatsache, dass die Messungen im Direktvergleich am selben Tag durchgeführt wurden, sehr wichtig. Um auszuschließen, dass durch eine individuelle Schwankung der Tagesform der Testpersonen die Messergebnisse beeinflusst werden, wurde die Messung der Höranstrengung gezielt am selben Tag mit beiden Hörsystemeinstellungen durchgeführt. Wie bereits in Kapitel 2.9 beschrieben, wurden die Messungen der Höranstrengung einseitig blind durchgeführt. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, da nach jeweils einwöchiger Trageerfahrung mit beiden Hörsystemeinstellungen, acht von zehn Probanden eine favorisierte Hörsystemeinstellung beschrieben, mit dem sie in ihrem Höralltag zurechtkamen und klanglich bevorzugten. Um zu vermeiden, dass diese subjektive Einschätzung die Bewertung der subjektiv empfundenen Höranstrengung in der Messung beeinflusst, wurde den Testpersonen nicht mitgeteilt mit welcher Hörsystemeinstellung die Messung nacheinander durchgeführt wird. Die mit dem ACALES ermittelte

subjektive Höranstrengung erwies sich signifikant geringer in den Höranstrengungskategorien „extrem anstrengend“ (13 ESCU) und „mittelgradig anstrengend“ (7 ESCU). Die Höranstrengungskategorie „mittelgradig anstrengend“, wurde hauptsächlich in den Hörsituationen mit geringen Signal-Rausch-Abständen (von Sprachsignal und Störsignal) gewählt, wobei sich das Sprachsignal im mittleren Eingangspegelbereich befand. Aus der deutlichen Mehrverstärkung für mittlere Eingangspegel bei der Aurelia Hörsystemeinstellung resultiert eine höhere empfundene Lautstärke, wodurch eine geringere Konzentration und folglich eine geringere Höranstrengung notwendig ist, um dem dargebotenen Sprachsignal zu folgen. Die Höranstrengungskategorie „extrem anstrengend“, wurde hauptsächlich in den Hörsituationen mit großen Signal-Rausch-Abständen gewählt (Mediane -9,06 und -6,83), womit das Sprachsignal deutlich leiser war und sich im leisen Eingangspegelbereich befand. Dies kann nicht ausreichend mit der Mehrverstärkung bei leisen Eingangspegeln erklärt werden, da die Unterschiede in den Verstärkungswerten für leise Eingangspegel zwischen den verglichenen Hörsystemeinstellungen nur minimal sind. Betrachtet man die in situ Verstärkungswerte über alle Eingangspegel, ist eine deutlich höhere Linearität in der Hörsystemeinstellung nach Aurelia-Anpassverfahren zu erkennen. Dies ist womöglich auch ein entscheidender Faktor für den durch die Testpersonen beschriebenen angenehmeren Klang der Hörsystemeinstellung. Wie in Kapitel 2.8 beschrieben, ist eines der Hauptziele der Aurelia Hörsystemanpassung, die Hörsysteme so linear wie möglich einzustellen und die volle Hördynamik auszunutzen. Für die genauere Beurteilung des Einflusses der Linearität auf den subjektiv empfundenen Klang und der empfundenen Höranstrengung, sollte diese Studie mit einer detaillierten Analyse der eingestellten Kompressionsverhältnisse je Frequenzkanal erweitert werden. Den Zusammenhang zwischen dem Klangempfinden der Testpersonen und der empfundenen Höranstrengung gilt es außerdem, mit psychoakustischen Messungen zu untersuchen.

4.3 Schlussfolgerung und Fazit für die Praxis

Ziel dieser Arbeit war es, ein interaktiv- adaptives Verfahren der Hörsystemanpassung mit subjektiven Zielkriterien, einem Verfahren mit objektiven Zielkriterien gegenüberzustellen und das für die Praxis im Fachgeschäft der Hörakustiker:innen geeignetere Verfahren zu evaluieren. Im Sprachverstehen des Oldenburger Satztests ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Hörsystemeinstellungen, jedoch in der subjektiv empfundenen Höranstrengung unterscheiden sich die Einstellungen voneinander. Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs ($n=10$) können diese Ergebnisse allerdings noch nicht als repräsentativ gewertet werden. Ebenfalls ergaben sich im Zuge der Studie die Rückmeldungen der deutlich wahrgenommen klanglichen Unterschiede zwischen den Hörsystemeinstellungen. Von den zehn Probandinnen bevorzugten acht den Klang, der mit der Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung erreicht wurde. Zwei Testpersonen empfanden klanglich keinen Unterschied zwischen den Hörsystemeinstellungen, sondern nahmen lediglich Unterschiede in der Lautstärke wahr. Die Tatsache, dass keine signifikanten Unterschiede im Sprachverstehen erreicht wurden, die Höranstrengung jedoch signifikant unterschiedlich ausfiel, räumt dem subjektiv empfundenen Klang eine große Bedeutung zu. In dieser Studie wurde der subjektiv empfundene Klang im Höralltag der Testpersonen nicht im Detail abgefragt, beispielsweise durch Feldtests oder Frageinventare. Inwiefern sich der Klang subjektiv unterscheidet, insbesondere in welchen Hörsituationen, wäre eine folgerichtige und notwendige Erweiterung der Studie. Inwiefern der angenehmere Klang einer Hörsystemeinstellung für eine geringere Höranstrengung verantwortlich ist, müsste durch weiterführende psychoakustische Messungen untersucht werden, da sich einerseits aufgrund der geringen Probandenanzahl dieser Studie, sowie fehlenden psychoakustischen Messungen keine pauschale Antwort darauf geben lässt. Definitiv ist jedoch, dass der angenehmere Klang einer Hörsystemeinstellung sich positiv auf die Spontanakzeptanz und den Tragekomfort der Hörsystemträger:innen auswirkt. Ebenfalls herauszustellen, ist der zeitliche Aufwand, der für die Hörsystemanpassung notwendig war. Mit beiden in dieser Studie angewandten interaktiv-adaptiven Verfahren ist durch das Erreichen eines Zielkriteriums die Hörsystemanpassung beendet. Der reine zeitliche Aufwand für die Einweisung der Hörsystemträger:innen und der Durchführung der Hörsystemanpassung mit

dem entsprechenden Verfahren, betrug dabei jeweils zwischen 20 und 30 Minuten. Bei marktüblichen Vorgehensweisen wie zum Beispiel einem First-fit mit subjektiver Feineinstellung, wird zwar zeitlich effizient eine hohe Spontanakzeptanz der Hörsystemträger:innen an den Klang der Hörsysteme erreicht, allerdings wie diverse Studien zeigen, nur in wenigen Fällen gleichzeitig ein optimales Sprachverstehen. Mit der Zielkurvenanpassung nach NAL-NL2 Präskription wird zeitlich effizient ein optimales Sprachverstehen erreicht, jedoch bei der Mehrheit der Testpersonen wurde die Hörsystemeinstellung den subjektiven Klanganforderungen nicht gerecht. Mit der Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung wurde zeitlich effizient ein optimales Sprachverstehen erreicht und ebenfalls die Klanganforderungen des Menschen berücksichtigt. Darüber hinaus wurde eine verringerte Höranstrengung gegenüber dem NAL-NL2 Programm ermittelt. Wenn nach der in Kapitel 4.2 beschriebenen Erweiterung des Probandenkollektivs die Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung einerseits die primären Ziele einer Hörsystemversorgung erfüllt, gleichzeitig den Klanganforderungen der Hörsystemträger:innen entspricht und somit die Ergebnisse dieser Studie reproduziert werden, kann die Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung als absolut geeignetes Verfahren für die Hörsystemanpassung in der Praxis der Hörakustiker:innen herausgestellt werden.

Zusammenfassung

Ziel: Ziel dieser Studie war es zwei Anpassverfahren miteinander zu vergleichen, sowie die Hörsystemversorgungserfolge zu validieren und verifizieren.

Probanden & Methode: Das Probandenkollektiv bestand aus zehn Testpersonen. Die Probanden und Probandinnen hatten ein Durchschnittsalter von 63 Jahren und eine durchschnittliche Erfahrung mit eigenen Hörsystemen von 7 Jahren. Die aus den Anpassverfahren resultierenden Hörsystemeinstellungen wurden auf Basis von Messungen des Sprachverstehens im Störgeräusch mit dem Oldenburger Satztest, Messungen der subjektiven Höranstrengung mit dem Messverfahren ACALES und Gegenüberstellung der in situ Zielverstärkungswerte miteinander verglichen.

Ergebnisse: Im Oldenburger Satztest zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Anpassverfahren hinsichtlich der erreichten Sprachverständlichkeitsschwelle. Die Nullhypothese musste auf dem 5 % Niveau beibehalten werden. Die mit dem ACALES ermittelte subjektive Höranstrengung erwies sich signifikant geringer bei der aus der MCL-basierenden Freifeld-Hörsystemanpassung resultierenden Hörsystemeinstellung. Die in situ Verifizierung der Hörsystemeinstellungen zeigte deutliche Unterschiede in den resultierenden frequenzabhängigen Verstärkungen der Hörsystemeinstellungen im tiefen und mittleren Frequenzbereich. Geringfügige Unterschiede erwiesen sich im hochfrequenten Bereich.

Schlussfolgerungen: Die Aurelia Freifeld-Hörsystemanpassung hat sich in dieser Studie als geeignetes Verfahren im Rahmen der Hörsystemanpassung in der Praxis der Hörakustiker:innen dargestellt. Ferner hat sich gezeigt, dass mit dem angewandten interaktiv-adaptiven Verfahren mit subjektiven Zielkriterien die primären Ziele einer Hörsystemanpassung erreicht werden können und gleichzeitig das Klangempfinden der Hörsystemträger:innen berücksichtigt wird. Für repräsentative Schlussfolgerungen muss das Probandenkollektiv erweitert werden und die Studienergebnisse bei Testpersonen mit wenig, bis keiner Hörsystemerfahrung reproduziert werden.

Literaturverzeichnis

Norm DIN ISO 226:2006-04: Akustik - Normalkurven gleicher Lautstärkepegel (ISO 226:2003)

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

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.

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

Ching, T. Y. C., Dillon, H., & Byrne, D. (1998). Speech recognition of hearing-impaired listeners: Predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. *Journal of the Acoustical Society of America*, 103(2), 1128–1140.

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

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

Dillon, H (2012): *Hearing aids*. 2nd ed. Sydney: Boomerang Press; New York; Thieme.

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

Dermody P., Byrne D. (2009): Loudness Summation with Binaural Hearing Aids. In: *Scandinavian Audiology* 4 (1), S. 23–28. DOI: 10.3109/01050397509075010

Dirks D., Kincaid G. (1987). Basic acoustic considerations of ear canal probe measurements. *Ear and Hearing*, 8 (Suppl. 5), 60-67.

Dreschler Wouter A. (1992): Anforderungen an eine mehrkanalige Dynamikkompression für den Einsatz in der Hörgeräte-Technologie in: *Audiologische Akustik* 4/92

Gatehouse S. (1993): The role of perceptual acclimatization in the selection of frequency responses for hearing aids. *Journ. Amer. Acad. Audiol.* 4, 296-306

Hashir Aazh, B. C. (2007). The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. In: *Journal of the American Academy of Audiology*.

Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, S., Kollmeier, B. (2010): Development and analysis of an International Speech Test Signal (ISTS). In: *J Audiol.* 49 (12), S. 891-903.

Keidser G., Dillon H. (2012): Siemens Expert Series: NAL-NL2 - Principles, Background Data, and Comparison to Other Procedures. Online verfügbar unter <http://www.audiologyonline.com/articles/siemens-expert-series-nal-nl2-11355>, zuletzt geprüft am 09.05.2023

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 *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*. Stuttgart New York: Thieme.

Kießling J. und Schubert M. (1995): ScalAdapt, ein adaptives Verfahren zur Hörgerätee Anpassung mittels Lautheitsskalierung, *Hörakustik* 3, 4-15

Krueger M., Schulte M, Brand T, Holube I. (2017) Development of an adaptive scaling method for subjective listening effort. *J Acoust Soc*.

Kreikemeier, S. (2011): Verfahren zur lautheitsbasierten Anpassung von Hörgeräten mit instantanem Insitu-Perzentil-Monitoring. Dissertation. Justus-Liebig-Universität, Gießen. Zentrum für Hals-Nasen-Ohren Heilkunde. Online verfügbar unter <http://geb.uni-giessen.de/geb/volltexte/2012/8705/>, zuletzt geprüft am 09.05.2023.

Kaden K. (2014): Überlegungen zu einem einheitlichen Modell der segmentalen Silbenstruktur für die Tonsprachen Ost- und Südostasiens. In: *Language Typology and Universals (Sprachtypologie und Universalienforschung)*

Keidser G, D. H. (2012). NAL-NL2 empirical adjustments. *Trends Amplif.*

Keidser G., Dillon H., Flax M., Ching T., Brewer S. (2011) The NAL-NL2 Prescription Procedure. *Audiol Research*.

Keidser G., Dillon H., Carter L., O'Brien A. (2012). NAL-NL2 empirical adjustments. *Trends in Amplifications* 16 (4) 211-223

Keidser G, Dillon H, Dyrlund O, Carter L, Hartley D. (2007) Preferred low- and high-frequency compression ratios among hearing aid users with moderately severe to profound hearing loss. *JAAA*,18:17- 33.

Keidser G., Carter L., Chalupper J., & Dillon H. (2007). Effect of low-frequency gain and venting effects on the benefit derived from directionality and noise reduction in hearing aids. *International journal of audiology*, 46(10), 554–568.

Keidser G., Dillon H., Ching T., Flax M., Brewer H. (2010): Derivation of the NAL-NL2 prescription procedure, The National Acoustic Laboratories and The Hearing Ring Cooperative Research Centre. Online verfügbar unter: <https://dSPACE.nal.gov.au/xmlui/bitstream/handle/123456789/310/Derivation%20of%20the%20NALNL2%20prescription%20procedure.pdf?sequence=1&isAllowed=y> ; zuletzt geprüft 10.05.2023

Keidser G, Dillon H. (2006) What's new in prescriptive fittings Down Under? In Palmer CV, Seewald R (Eds) *Hearing Care for Adults*. Phonak AG, Stafa, Switzerland, pp 133-42.

Lehnhardt, E., & Laszig, R. (2009). Praxis der Audiometrie. In E. Lehnhardt, & R. Laszig, *Praxis der Audiometrie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

Mrowinski D., Scholz G., Steffens T. (2017): *Audiometrie: Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*. 5. Auflage. Stuttgart, Thieme.

Oetting D., Brand T., & Ewert S. D. (2014). Optimized loudness-function estimation for categorical loudness scaling data. *Hearing research*, 316, 16–27.

Scollie S., Seewald R., Cornelisse L., Moodie S., Bagatto M., et al. (2005). The Desired Level multistage input/output algorithm. *Trends Amplif*,

Smeds K., Keidser G., Zakis J., Dillon H., Leijon A., Grant F. et al. (2006a): Preferred overall loudness. I: Sound field presentation in the laboratory. In: *International journal of audiology* 45 (1), S. 2–11.

Smeds K., Keidser G., Zakis J., Dillon H., Leijon A., Grant F. et al. (2006b): Preferred overall loudness. II: Listening through hearing aids in field and laboratory tests. In: *International journal of audiology* 45 (1), S. 12–25.

Storey L., & Dillon H. (2001). Estimating the location of probe microphones relative to the tympanic membrane. *Journal of the American Academy of Audiology*, 12(3), 150–154.

Wagener K., Brand T., Kollmeier B. (2004): Sprachtests für Kinder in Ruhe und im Störgeräusch. DGA Jahrestagung

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

Wagener, K. et al. (2004) ‘Sprachtests für Kinder in Ruhe und im Störgeräusch’, 7. DGA Jahrestagung 2004

Winkler A., Holube I. (2014): Was wissen wir über den Freiburger Sprachtest? In: *Z Audiol* 53 (4), S. 146-154

Woodward Jane (2018): New dual-path processing of vent loss compensation by Phonak enables a clear and rich sound quality when streaming, in Phonak Insight; Online verfügbar unter: https://www.phonakpro.com/content/dam/phonakpro/gc_us/en/resources/evidence/white_paper/documents/audeomarvel/Insight_BtB_Phonak_Marvel_vent_loss_compensation.pdf; zuletzt geprüft am 10.05.2023.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Normalkurven gleicher Lautstärkepegel (ISO 226:2003).....	5
Abb. 2:	Mittlerer Hörverlust mit Standardabweichung.....	7
Abb. 3:	ACALES Software Bewertungsskala mit 14 Kategorien von "müheles" bis "nur Störgeräusch" (Hörzentrum Oldenburg).	12
Abb. 4:	Anstieg der effektiven Hörbarkeit (A') in Abhängigkeit des Sensation Levels für Normalhörende (gestrichelte Linie) und Hörsystemträger:innen (durchgezogene Linie) (Keidser et al. 2010).	15
Abb. 5:	Verstärkungskorrekturen für erfahrene und neue Hörsystemträger:innen in Abhängigkeit des mittleren Hörverlustes (4FA HTL - gemittelt über die Frequenzen 500, 1000, 2000 und 4000 Hz) (Keidser et al. 2012).....	17
Abb. 6:	Verstärkungsunterschied bei NAL-NL2 zwischen einer unilateralen und bilateralen Versorgung (bei symmetrischen Hörverlusten) (Keidser et al. 2012).	19
Abb. 7:	Die maximalen Kompressionsverhältnisse für schnell regelnde Kompression in Abhängigkeit des Hörverlusts (H) in dB/HL und der Frequenz (f) (Keidser et al. 2011).	21
Abb. 8:	Einfluss des Durchmessers der Zusatzbohrung auf das Frequenzübertragungsverhalten des Hörsystems (Woodward J. 2018).	24
Abb. 9:	Boxplot mit Erklärung der Symbole.....	33
Abb. 10:	Exemplarische Darstellung im ACALES Screendesign von zwei ermittelten Höranstrengungskurven (ACALES Software – Hörzentrum Oldenburg)	34
Abb. 11:	Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) in dB SNR im Oldenburger Satztest, dargestellt als Boxplot.	36
Abb. 12:	Regressionskurven für die gemittelte Höranstrengung der Hörsystemeinstellungen Aurelia (rot) und NAL-NL2 (blau).....	38
Abb. 13:	Mittelwert der Verstärkung (REIG) der zwei Hörsystemeinstellungen (Aurelia und NAL-NL2) in Abhängigkeit zum Eingangspegel (Insitu-Messungen mit IST-Signal).....	41

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Darstellung der unterschiedlichen ESCU-Kategorien im Zusammenhang mit numerischen Werten	13
Tabelle 2: Übersicht der NAL-NL2 Parameterauswahl im Aurical FreeFit Messmodul.....	29

Anhang

Wilcoxon-Test abhängiger Stichproben des Oldenburger Satztests

- a) Aurelia-Hörsystemeinstellung am ersten Tag der Anpassung (spontan) und nach einer Woche Trageerfahrung:

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den Ergebnissen der Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch am ersten Tag und nach einer Woche Trageerfahrung.

Tetsperson	Aurelia spontan	Aurelia nach 1.Woche
1	-6,1	-5,9
2	-5,3	-5,6
3	-8,8	-9,1
4	-1,2	-1,1
5	-6,2	-6,3
6	-1,2	-1,1
7	-2,4	-2,8
8	-9,3	-8,5
9	-4,3	-4,4
10	-6,4	-6,6

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Messung spontan	10	-5,12	-5,7	2,86
Messung 1.Woche	10	-5,14	-5,75	2,79

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Aurelia 1.Woche – Aurelia spontan	Negative Ränge	6	5,75	34,5
	Positive Ränge	4	5,13	20,5
	Bindungen	0		
Gesamt		10		

SVS Aurelia 1.Woche – SVS Aurelia spontan	
Z	-0,719
p (2-seitig)	0,472

Die Aurelia-spontan Messergebnisse lieferten höhere Werte (*Median* = -5,7) als die Aurelia Messergebnisse nach 1.Woche (*Median* = -5,75). Der Wilcoxon-Test verbundener Stichproben zeigt, dass dieser Unterschied statistisch nicht signifikant ist, $p = 0,472$. Da sich ein p-Wert von 0,472 ergibt, der damit über dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese nicht abgelehnt.

b) NAL-NL2 – Hörsystemeinstellung am ersten Tag der Anpassung (spontan) und nach einer Woche Trageerfahrung:

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den Ergebnissen der Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch am ersten Tag und nach einer Woche Trageerfahrung.

Tetsperson	NAL-NL2 spontan	NAL-NL2 nach 1.Woche
1	-5,8	-6,3
2	-5,2	-5,5
3	-8,1	-8,9
4	-1,4	-1,3
5	-6,1	-6,1
6	-1	-0,7
7	-2,7	-2,2
8	-8,3	-9,1
9	-4,4	-4,2
10	-6,2	-6,5

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
NAL-NL2 spontan	10	-4,92	-5,5	2,55
NAL-NL2 nach 1.Woche	10	-5,08	-5,8	2,94

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
NAL-NL2 nach 1.Woche - NAL-NL2 spontan	Negative Ränge	5	6,1	30,5
	Positive Ränge	4	3,63	14,5
	Bindungen	1		
	Gesamt	10		

NAL-NL2 nach 1.Woche - NAL-NL2 spontan	
Z	-0,95
p (2-seitig)	0,342

Die NAL-NL2-spontan Messergebnisse lieferten höhere Werte (*Median* = -5,5) als die NAL-NL2 Messergebnisse nach 1.Woche (*Median* = -5,8). Der Wilcoxon-Test verbundener Stichproben zeigt, dass dieser Unterschied statistisch nicht signifikant ist, $p = 0,342$. Da sich ein p-Wert von 0,342 ergibt, der damit über dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese nicht abgelehnt.

c) Aurelia spontan und NAL-NL2 spontan

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den spontanen Messergebnissen der Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch mit der Aurelia Hörsystemeinstellung und der NAL-NL2 Hörsystemeinstellung.

Testperson	Aurelia spontan	NAL-NL2 spontan
1	-6,1	-5,8
2	-5,3	-5,2
3	-8,8	-8,1
4	-1,2	-1,4
5	-6,2	-6,1
6	-1,2	-1
7	-2,4	-2,7
8	-9,3	-8,3
9	-4,3	-4,4
10	-6,4	-6,2

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Aurelia spontan	10	-5,12	-5,7	2,86
NAL-NL2 spontan	10	-4,92	-5,5	2,55

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
NAL-NL2 spontan - Aurelia spontan	Negative Ränge	3	4,83	14,50
	Positive Ränge	7	5,79	40,50
	Bindungen	0		
	Gesamt	10		

NAL-NL2 spontan - Aurelia spontan	
Z	-1,333
p (2-seitig)	0,183

Die Aurelia-spontan Messergebnisse lieferten niedrigere Werte (*Median* = -5,7) als die NAL-NL2 spontan Messergebnisse (*Median* = -5,5). Der Wilcoxon-Test verbundener Stichproben zeigt, dass dieser Unterschied statistisch nicht signifikant ist, $p = 0,183$. Da sich ein p-Wert von 0,183 ergibt, der damit über dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese nicht abgelehnt.

d) Aurelia 1.Woche und NAL-NL2 1.Woche

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den Messergebnissen nach einer Woche Trageerfahrung der Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch mit der Aurelia Hörsystemeinstellung und der NAL-NL2 Hörsystemeinstellung.

Testperson	Aurelia 1.Woche	NAL-NL2 1.Woche
1	-5,9	-6,3
2	-5,6	-5,5
3	-9,1	-8,9
4	-1,1	-1,3
5	-6,3	-6,1
6	-1,1	-0,7
7	-2,8	-2,2
8	-8,5	-9,1
9	-4,4	-4,2
10	-6,6	-6,5

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Aurelia 1.Woche	10	-5,14	-5,75	2,79
NAL-NL2 1.Woche	10	-5,08	-5,8	2,94

	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
NAL-NL2 1.Woche - Aurelia 1.Woche	3	7,17	21,50
	7	4,79	33,50
	0		

NAL-NL2 1.Woche - Aurelia 1.Woche	
Z	-0,617
p (2-seitig)	0,537

Die Aurelia 1.Woche Messergebnisse lieferten höhere Werte (*Median* = -5,75) als die NAL-NL2 1.Woche Messergebnisse (*Median* = -5,8). Der Wilcoxon-Test verbundener Stichproben zeigt, dass dieser Unterschied statistisch nicht signifikant ist, $p = 0,537$. Da sich ein p-Wert von 0,537 ergibt, der damit über dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese nicht abgelehnt.

Wilcoxon-Test abhängiger Stichproben des ACALES

a) Höranstrengungskategorie „extrem anstrengend“ (13 ESCU):

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den Signal-Rausch-Abständen bei 13 ESCU zwischen den Hörsystemeinstellungen Aurelia und NAL-NL2.

Tetsperson	Aurelia dB SNR	NAL-NL2 dB SNR
1	-12,1	-6,662
2	-6,175	-4,484
3	-9,11	-7,484
4	-7,925	-6,16
5	-9,195	-6,99
6	-9,01	-9,534
7	-8	-10,388
8	-12,91	-7,3
9	-11,505	-4,44
10	-6,585	-4,079

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Aurelia ESCU 13	10	-9,25	-9,06	2,27
NAL-NL2 ESCU 13	10	-6,75	-6,83	2,1

	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
NAL-NL2 ESCU 13 - Aurelia ESCU 13	Negative Ränge	2	7
	Positive Ränge	8	48
	Bindungen	0	
Gesamt	10		

NAL-NL2 ESCU 13 - Aurelia ESCU 13	
Z	-2,09
p (2-seitig)	0,037

Die Aurelia ESCU 13 Kategorie hatte niedrigere Werte (*Median* = -9,06) als die NAL-NL2 ESCU 13 Kategorie (*Median* = -6,83). Ein Wilcoxon Test zeigte, dass dieser Unterschied statistisch signifikant war, $p = 0,037$. Da sich ein p-Wert von 0,037 ergibt, der damit unter dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese abgelehnt.

b) Höranstrengungskategorie „mittelgradig“ (7 ESCU):

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den Signal-Rausch-Abständen bei 7 ESCU zwischen den Hörsystemeinstellungen Aurelia und NAL-NL2.

Tetsperson	Aurelia dB SNR	NAL-NL2 dB SNR
1	-4,75	-1,116
2	-1,95	0,05
3	-2,35	-0,85
4	-4,86	-2,8
5	-4,35	-2,15
6	-5,1	-3,2
7	-6,95	-5,46
8	-3,95	-4,25
9	-4,58	-1,448
10	-1,95	0,78

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Aurelia ESCU 7	10	-4,08	-4,46	1,59
NAL-NL2 ESCU 7	10	-2,04	-1,8	1,93

		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
NAL-NL2 ESCU 7 - Aurelia ESCU 7	Negative Ränge	1	1	1
	Positive Ränge	9	6	54
	Bindungen	0		
Gesamt		10		

NAL-NL2 ESCU 7 - Aurelia ESCU 7	
Z	-2,7
p (2-seitig)	0,007

Die Aurelia ESCU 7 Kategorie hatte niedrigere Werte (*Median* = -4,46) als die NAL-NL2 ESCU 7 Kategorie (*Median* = -1,8). Ein Wilcoxon Test zeigte, dass dieser Unterschied statistisch signifikant war, $p = 0,007$. Da sich ein p-Wert von 0,007 ergibt, der damit unter dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese abgelehnt.

c) Höranstrengungskategorie „müheles“ (1 ESCU):

Nullhypothese H_0 : Es besteht kein Unterschied in den Signal-Rausch-Abständen bei 1 ESCU zwischen den Hörsystemeinstellungen Aurelia und NAL-NL2.

Tetsperson	Aurelia dB SNR	NAL-NL2 dB SNR
1	3,96	4,35
2	4,087	6,05
3	4,66	6,125
4	0,862	1,42
5	1,065	1,85
6	1,75	4,704
7	-1,1	1,129
8	0,562	1,076
9	2,154	-0,593
10	3,95	4,222

	N	Mittelwert	Median	Standardabweichung
Aurelia ESCU 1	10	2,19	1,95	1,9
NAL-NL2 ESCU 1	10	3,03	3,04	2,34

	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
NAL-NL2 ESCU 1 - Aurelia ESCU 1	Negative Ränge	1	9
	Positive Ränge	9	5,11
	Bindungen	0	
Gesamt	10		

NAL-NL2 ESCU 1 - Aurelia ESCU 1	
Z	-1,89
p (2-seitig)	0,059

Die Aurelia ESCU 1 Kategorie hatte niedrigere Werte (*Median* = -1,95) als die NAL-NL2 ESCU 1 Kategorie (*Median* = 3,04). Ein Wilcoxon Test zeigte, dass dieser Unterschied statistisch nicht signifikant war, $p = 0,059$. Da sich ein p-Wert von 0,059 ergibt, der damit über dem festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 liegt, wird die Nullhypothese nicht abgelehnt.

Datenblatt Pure Charge & Go RIC AX

Pure C&G AX

Datenblatt

Made for
iPhone | iPad | iPod

7AX

5AX

3AX

2AX

1AX

DAX

**S-Receiver**

- 46 dB / 110 dB SPL (2-ccm-Kuppler)
- 56 dB / 120 dB SPL (Ohrsimulator)

M-Receiver

- 60 dB / 119 dB SPL (2-ccm-Kuppler)
- 70 dB / 129 dB SPL (Ohrsimulator)

P-Receiver

- 65 dB / 122 dB SPL (2-ccm-Kuppler)
- 75 dB / 131 dB SPL (Ohrsimulator)

HP-Receiver

- 75 dB / 131 dB SPL (2-ccm-Kuppler)
- 83 dB / 138 dB SPL (Ohrsimulator)

Dieses Datenblatt ist auch gültig für Pure C&G sDemo DAX

Pure C&G AX | Technische Daten

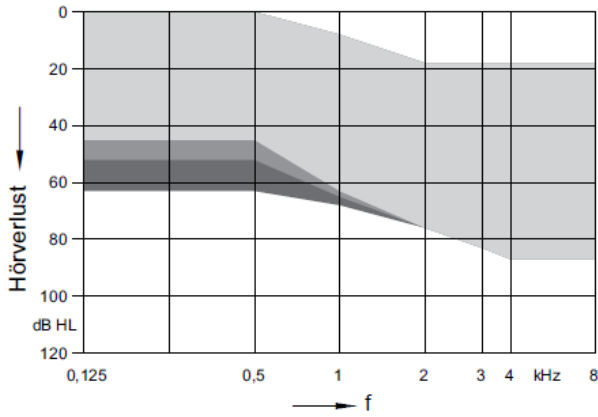
Typ	S-Receiver		M-Receiver	
	2-ccm-Kuppler	Ohrsimulator	2-ccm-Kuppler	Ohrsimulator
Ausgangsschalldruckpegel				
OSPL 90 bei 1.6 kHz	–	110 dB SPL	–	123 dB SPL
OSPL 90 (Scheitelwert)	110 dB SPL	120 dB SPL	119 dB SPL	129 dB SPL
HFA-OSPL 90	102 dB SPL	–	115 dB SPL	–
Akustische Verstärkung				
FOG bei 1.6 kHz	–	44 dB	–	58 dB
FOG (Scheitelwert)	46 dB	56 dB	60 dB	70 dB
HFA-FOG	38 dB	–	51 dB	–
Bezugsprüfverstärkung	25 dB	35 dB	38 dB	48 dB
Frequenzbereich, Rauschverhalten und Direktivität				
Frequenzbereich 7AX 5AX / 3AX / 2AX / 1AX	100 – 10000 Hz 100 – 8200 Hz	100 – 10000 Hz 100 – 8300 Hz	100 – 9500 Hz 100 – 8200 Hz	100 – 10000 Hz 100 – 8300 Hz
Äquivalentes Eingangsrauschen	16 dB SPL	19 dB SPL	16 dB SPL	19 dB SPL
Harmonische Verzerrung bei 500 / 800 / 1600 / 3200 Hz	1 / 1 / 1 / 1 %	1 / 1 / 2 / – %	1 / 1 / 1 / 1 %	2 / 2 / 3 / – %
Tinnitus Noiser breitbandig	65 dB SPL	–	70 dB SPL	–
AI-DI	4.0 dB		4.0 dB	
Hörspulenempfindlichkeit				
MASL (1 mA/m) bei 1.6 kHz	–	–	–	–
HFA MASL (1 mA/m)	–	–	–	–
HFA SPLITS (links/rechts)	–	–	–	–
RSETS (links/rechts)	–	–	–	–
HFA SPLIV	–	–	–	–
Akku				
Akkubetriebszeit (ohne Streaming)	bis zu 28 h		bis zu 28 h	
Akkubetriebszeit (inkl. 5 h Streaming)	bis zu 24 h		bis zu 24 h	
Mobiltelefon-Kompatibilität				
Mikrofonmodus	0.65 – 0.96 GHz 1.4 – 2.7 GHz		0.65 – 0.96 GHz 1.4 – 2.7 GHz	
Telefonspulenmodus	–		–	

Pure C&G AX | Technische Daten

Typ	P-Receiver		HP-Receiver	
	2-ccm-Kuppler	Ohrsimulator	2-ccm-Kuppler	Ohrsimulator
Ausgangsschalldruckpegel				
OSPL 90 bei 1.6 kHz	–	129 dB SPL	–	136 dB SPL
OSPL 90 (Scheitelwert)	122 dB SPL	131 dB SPL	131 dB SPL	138 dB SPL
HFA-OSPL 90	120 dB SPL	–	124 dB SPL	–
Akustische Verstärkung				
FOG bei 1.6 kHz	–	69 dB	–	82 dB
FOG (Scheitelwert)	65 dB	75 dB	75 dB	83 dB
HFA-FOG	61 dB	–	69 dB	–
Bezugsprüfverstärkung	43 dB	54 dB	47 dB	61 dB
Frequenzbereich, Rauschverhalten und Direktivität				
Frequenzbereich 7AX	100 – 7400 Hz	100 – 8000 Hz	100 – 7700 Hz	200 – 7500 Hz
5AX / 3AX / 2AX / 1AX	100 – 7400 Hz	100 – 8000 Hz	100 – 7700 Hz	200 – 7500 Hz
Äquivalentes Eingangsruschen	14 dB SPL	16 dB SPL	15 dB SPL	8 dB SPL
Harmonische Verzerrung bei 500 / 800 / 1600 / 3200 Hz	1 / 2 / 1 / 1 %	2 / 3 / 3 / – %	1 / 2 / 1 / 1 %	2 / 3 / 2 / – %
Tinnitus Noiser breitbandig	75 dB SPL	–	85 dB SPL	–
AI-DI	4.0 dB		4.0 dB	
Hörspulenempfindlichkeit				
MASL (1 mA/m) bei 1.6 kHz	–	–	–	–
HFA MASL (1 mA/m)	–	–	–	–
HFA SPLITS (links/rechts)	–	–	–	–
RSETS (links/rechts)	–	–	–	–
HFA SPLIV	–	–	–	–
Akku				
Akkubetriebszeit (ohne Streaming)	bis zu 28 h		bis zu 28 h	
Akkubetriebszeit (inkl. 5 h Streaming)	bis zu 24 h		bis zu 24 h	
Mobiltelefon-Kompatibilität				
Mikrofonmodus	0.65 – 0.96 GHz 1.4 – 2.7 GHz		0.65 – 0.96 GHz 1.4 – 2.7 GHz	
Telefonspulenmodus	–		–	

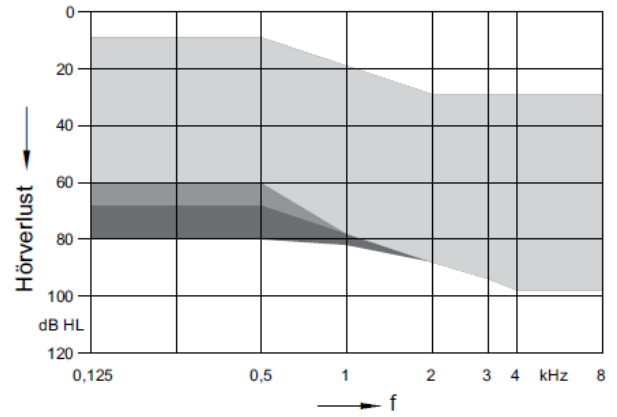
Pure C&G AX | Anpassbereich

S-Receiver



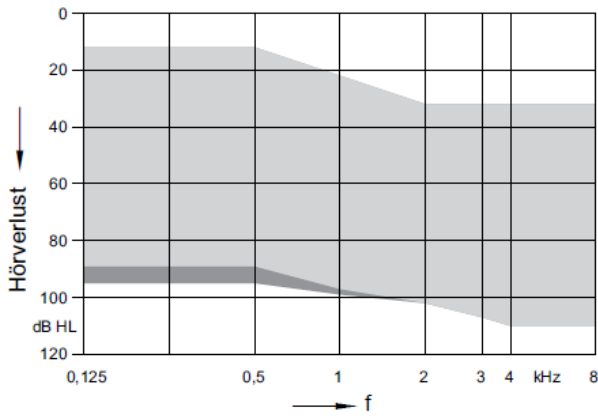
Eartip 3.0 offen
 + Sleeve 3.0 Power
 + + Earmold 3.0

M-Receiver



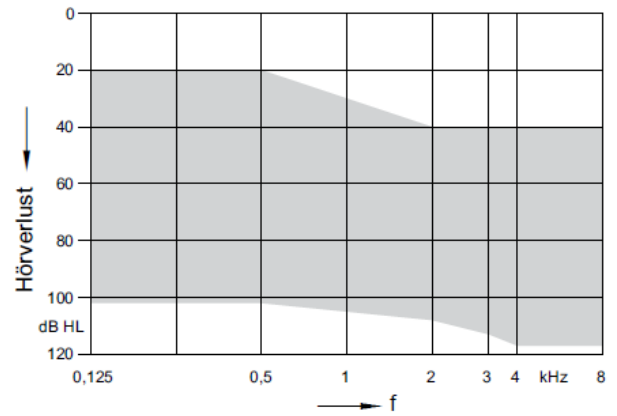
Eartip 3.0 offen
 + Sleeve 3.0 Power
 + + Earmold 3.0

P-Receiver



Sleeve 3.0 Power
 + Earmold 3.0

HP-Receiver



Im-Ohr-Passstück (ohne Vent)

Pure C&G AX | Funktionen und Ausstattung

	7AX	5AX	3AX	2AX	1AX
Dynamic Soundscape Processing 2.0	■■■■■	■■■■■	■■■■■	■■■	■■■
Augmented Focus	✓	✓	✓	✓	✓
Akustische Sensoren	✓	✓	✓	✓	✓
Bewegungssensoren	✓	✓	✓	—	—
OVP 2.0 (Own Voice Processing) ¹⁾	✓	✓	✓	—	—
Klangqualität	■■■■■	■■■■	■■■	■■■	■■
Signalverarbeitungskanäle / Einstellbare Kanäle (Vak, MPO, AGC-I)	48 / 20	32 / 16	24 / 12	16 / 8	16 / 8
Hörprogramme	6	6	6	4	4
Erweiterter Frequenzbereich	✓	✓	✓	✓	✓
Sprach- und Störlärmmanager	✓	✓	✓	✓	✓
SoundSmoothing	✓	✓	✓	✓	—
Rückkopplungsmanagement	✓	✓	✓	✓	✓
HD Musik (Programme)	3	3	1	1	—
eWindScreen	✓	✓	✓	✓	—
Erweiterte Bandbreite	✓	—	—	—	—
Auto EchoShield	✓	—	—	—	—
EchoShield	✓	✓	—	—	—
Sprachqualität	■■■■■	■■■■	■■■	■■	■■
Binaurale Direktionalität	✓	✓	✓	—	—
Wireless CROS/BICROS	✓	✓	✓	✓	✓
Frequenzkompression	✓	✓	✓	✓	✓
Spatial SpeechFocus ^{1) 2)}	✓	✓	—	—	—
App-Interaktion	■■■■■	■■■■■	■■■■	■■■■	■■■■
Signia Assistant	✓	✓	✓	✓	✓
Signia App (iOS and Android)	✓	✓	✓	✓	✓
Adaptive-Streaming-Lautstärke ³⁾	✓	✓	✓	✓	✓
Richtung / Fokus Individuell	✓	✓	—	—	—
Direct Streaming	✓	✓	✓	✓	✓
Android-Geräte (ASHA)	✓	✓	✓	✓	✓
Made for iPhone iPad iPod	✓	✓	✓	✓	✓
HandsFree für iOS	✓	✓	✓	—	—
Tinnitus	✓	✓	✓	✓	—
Tinnitus-Notch-Therapie	✓	✓	✓	✓	—
Tinnitus Noiser	✓	✓	✓	✓	—
Anpassung	✓	✓	✓	✓	✓
Smart Optimizer und Data Logging	✓	✓	✓	✓	✓
Automatische Akklimatisierung	✓	✓	✓	✓	✓
InSituGram	✓	✓	✓	✓	✓
AutoFit	✓	✓	✓	✓	✓
TeleCare	✓	✓	✓	✓	✓
Fernanpassung	✓	✓	✓	✓	✓
Signia App	✓	✓	✓	✓	✓

¹⁾ benötigt binaurale Anpassung

²⁾ für 5AX Rechts-/Links-Direktionalität nur im Programm „Spaziergang“ und über „Richtung Individuell“ verfügbar

³⁾ im Streaming-Modus

■■■■■ beste Funktionalität

✓ verfügbar — nicht verfügbar ○ optional

Tonaudiometrische Daten der Testpersonen:

a) LL Hörverlust linkes Ohr in Abhängigkeit der Frequenz

Proband	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
1	25	20	25	30	40	50	55	60	80	65	90
2	35	30	30	40	50	60	70	70	75	75	90
3	40	35	40	45	50	55	50	55	60	65	60
4	45	40	35	30	15	15	25	20	25	55	40
5	40	35	30	35	45	60	60	60	60	70	65
6	25	35	55	60	60	60	60	60	55	60	50
7	40	40	45	50	40	35	40	40	40	45	65
8	40	40	40	40	45	45	50	40	55	65	65
9	10	10	25	30	30	45	45	60	65	75	75
10	35	35	40	40	50	55	55	45	45	40	40

b) LL Hörverlust rechtes Ohr in Abhängigkeit der Frequenz

Proband	125 Hz	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz	8000 Hz
1	35	25	35	45	55	65	70	85	80	85	90
2	30	25	45	50	55	60	65	65	80	85	90
3	35	35	40	45	50	55	55	55	60	65	55
4	45	40	40	30	25	20	20	40	40	45	40
5	40	35	40	40	50	65	65	65	70	65	85
6	45	40	40	60	65	60	60	60	55	40	55
7	45	45	55	40	50	50	45	45	55	80	90
8	40	40	40	40	45	45	45	40	55	65	65
9	10	10	25	35	35	40	40	50	65	60	65
10	30	25	30	40	40	45	35	40	45	60	60

c) KL Hörverlust linkes Ohr in Abhängigkeit der Frequenz

Proband	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz
1	15	20	30	40	50	55	55	50	55
2	25	30	40	50	50	55	60	65	65
3	30	40	45	45	55	50	50	50	55
4	40	30	30	15	15	25	20	20	50
5	30	30	30	45	60	60	60	65	65
6	35	55	60	60	55	55	55	55	55
7	10	15	20	10	5	15	20	20	20
8	35	40	40	40	45	45	40	50	50
9	10	25	25	25	40	40	50	45	50
10	30	35	35	50	50	50	40	40	35

d) KL Hörverlust rechtes Ohr in Abhängigkeit der Frequenz

Proband	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	1500 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	6000 Hz
1	20	35	40	55	60	60	60	55	60
2	20	45	50	50	60	60	60	60	60
3	30	40	45	50	55	55	50	55	55
4	30	40	30	25	20	20	35	35	40
5	30	35	40	40	60	60	60	60	65
6	30	55	60	60	60	60	55	55	40
7	5	20	15	10	20	25	20	20	25
8	35	40	40	40	45	40	40	50	50
9	10	20	30	35	40	35	50	60	55
10	20	25	35	35	40	30	35	40	55

e) Unbehaglichkeitsschwelle linkes Ohr

Proband	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
1	110	110	115	115
2	110	110	115	115
3	110	110	115	115
4	110	110	115	115
5	110	110	115	115
6	110	110	110	110
7	120	115	120	115
8	115	115	110	110
9	110	110	110	110
10	110	105	110	110

f) Unbehaglichkeitsschwelle rechtes Ohr

Proband	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
1	110	115	115	115
2	110	115	115	115
3	110	115	115	115
4	110	115	115	115
5	110	120	115	115
6	110	115	115	115
7	120	120	120	120
8	115	115	110	110
9	110	115	115	115
10	110	115	115	115

ACALES Ergebnisse:

a) Hörsystemeinstellung Aurelia

Proband	ESCU 13	ESCU 12	ESCU 11	ESCU 10	ESCU 9	ESCU 8	ESCU 7	ESCU 6	ESCU 5	ESCU 4	ESCU 3	ESCU 2	ESCU 1
Proband 1	-12,1	-10,95	-9,75	-8,55	-7,3	-6,06	-4,75	-3,404	-1,95	-0,46	1	2,5	3,96
Proband 2	-6,175	-5,52	-4,85	-4,15	-3,49	-2,76	-1,95	-1,05	-0,096	0,95	2	3,05	4,087
Proband 3	-9,11	-8	-6,9	-5,75	-4,6	-3,5	-2,35	-1,2	-0,04	1,15	2,3	3,5	4,66
Proband 4	-7,925	-7,48	-7,1	-6,56	-6,1	-5,55	-4,86	-4,05	-3,15	-2,16	-1,15	-0,14	0,862
Proband 5	-9,195	-8,4	-7,6	-6,8	-6	-5,2	-4,35	-3,479	-2,6	-1,65	-0,75	0,15	1,065
Proband 6	-9,01	-8,4	-7,85	-7,25	-6,64	-5,95	-5,1	-4,14	-3,05	-1,85	-0,65	0,56	1,75
Proband 7	-8	-8,19	-8,06	-7,911	-7,78	-7,48	-6,95	-6,26	-5,35	-4,3	-3,22	-2,14	-1,1
Proband 8	-12,91	-11,34	-9,76	-8,15	-6,55	-5,15	-3,95	-2,9	-2,06	-1,4	-0,75	-0,1	0,562
Proband 9	-11,505	-10,35	-9,18	-8,05	-6,9	-5,75	-4,58	-3,45	-2,35	-1,2	-0,1	1	2,154
Proband 10	-6,585	-5,84	-5,08	-4,35	-3,58	-2,8	-1,95	-0,08	0,94	0,9	1,93	2,95	3,95

b) Hörsystemeinstellung NAL-NL2

Proband	ESCU 13	ESCU 12	ESCU 11	ESCU 10	ESCU 9	ESCU 8	ESCU 7	ESCU 6	ESCU 5	ESCU 4	ESCU 3	ESCU 2	ESCU 1
Proband 1	-6,662	-5,74	-4,85	-3,93	-3,05	-2,14	-1,116	-0,3	0,63	1,58	2,5	3,42	4,35
Proband 2	-4,484	-3,76	-3,04	-2,3	-1,6	-0,8	0,05	0,95	1,95	2,95	4	5,02	6,05
Proband 3	-7,484	-6,36	-5,28	-4,15	-3,084	-1,95	-0,85	0,32	1,45	2,65	3,8	4,95	6,125
Proband 4	-6,16	-5,6	-5,05	-4,54	-4	-3,42	-2,8	-2,15	-1,45	-0,04	-0,05	0,7	1,42
Proband 5	-6,99	-6,15	-5,35	-4,5	-3,7	-2,9	-2,15	-1,4	-0,74	-0,114	0,56	1,2	1,85
Proband 6	-9,534	-8,5	-7,5	-6,45	-5,45	-4,4	-3,2	-2	-0,7	0,68	1,98	3,35	4,704
Proband 7	-10,388	-9,56	-8,8	-8	-7,2	-6,34	-5,46	-4,45	-3,4	-2,25	-1,1	-0,006	1,129
Proband 8	-7,3	-6,85	-6,4	-5,9	-5,45	-4,9	-4,25	-3,5	-2,64	-1,65	-0,8	0,16	1,076
Proband 9	-4,44	-3,9	-3,36	-2,8	-2,3	-1,82	-1,448	-1,15	-0,994	-0,87	-0,76	-0,68	-0,593
Proband 10	-4,079	-3,25	-2,4	-1,55	-0,75	0,05	0,78	1,42	2,6	2,6	3,12	3,65	4,222

OLSA Ergebnisse:

Proband	Spontan Aurelia	Aurelia nach 1. Woche	Spontan NAL-NL2	NAL-NL2 nach einer Woche
1	-6,1	-5,9	-5,8	-6,3
2	-5,3	-5,6	-5,2	-5,5
3	-8,8	-9,1	-8,1	-8,9
4	-1,2	-1,1	-1,4	-1,3
5	-6,2	-6,3	-6,1	-6,1
6	-1,2	-1,1	-1	-0,7
7	-2,4	-2,8	-2,7	-2,2
8	-9,3	-8,5	-8,3	-9,1
9	-4,3	-4,4	-4,4	-4,2
10	-6,4	-6,6	-6,2	-6,5