

Aus der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie
der Medizinischen Fakultät Mannheim
(Direktion: Univ.-Prof. Dr. med. N. Rotter)

Messung der Höranstrengung beim Satzverstehen im Störgeräusch

Inauguraldissertation
zur Erlangung des medizinischen Doktorgrades
der

Medizinischen Fakultät Mannheim
der Ruprecht-Karls-Universität
zu
Heidelberg

vorgelegt von

Alisha Zimmer

aus
Mainz

2024

Dekan: Prof. Dr. med. Sergij Goerd
Referentin: Prof. Dr. med. Angela Schell

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	1
1 EINLEITUNG	2
1.1 Bedeutung der Höranstrengung	2
1.2 Definition des Begriffs Höranstrengung	3
1.3 Hören mit dem Cochlea-Implantat	4
1.3.1 Hintergrund und Indikation	4
1.3.2 Physiologie des Hörvorgangs	5
1.3.3 Aufbau und Funktion des CI	6
1.3.4 Hören mit CI	7
1.4 Erfassung der Höranstrengung	8
1.4.1 Methoden zur subjektiven Erfassung der Höranstrengung	8
1.4.2 Physiologische Methoden zur Erfassung der Höranstrengung	10
1.4.3 Bestimmung der Höranstrengung während Sprachverstehenstests	15
1.5 Studiendesign und Studienziele	16
2 MATERIAL UND METHODEN	18
2.1 Rekrutierung und Studienablauf	18
2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien	18
2.1.2 Beschreibung der Stichprobe	19
2.1.3 Ablauf der Untersuchungen nach Studieneinschluss	20
2.2 Fragebögen zu Hörvermögen und Tinnitus	21
2.2.1 Einschätzung des Hörvermögens im Alltag	21
2.2.2 Tinnitus	22
2.3 Tonaudiometrie	22
2.4 Sprachverstehenstests	23
2.4.1 Sprachverstehen in Ruhe	23
2.4.2 Sprachverstehen im Störgeräusch	23
2.5 Selbsteinschätzung der Höranstrengung	25

2.6	Pupillometrie.....	26
2.7	Subjektive Erfassung der Höranstrengung.....	29
2.8	Datenanalyse und Statistik.....	31
2.8.1	Datenanalyse Sprachverstehenstests und NRS.....	32
2.8.2	Datenanalyse Pupillometrie.....	33
2.8.3	Datenanalyse ACALES.....	33
2.8.4	Korrelationen.....	34
3	ERGEBNISSE	35
3.1	Hörvermögen der Stichprobe	35
3.1.1	Einschätzung des Hörvermögens im Alltag (SSQ-17)	36
3.1.2	Tinnitus.....	36
3.1.3	Sprachverständlichkeitsschwelle im OLSA (SRT70)	37
3.2	Intraklassenkorrelationskoeffizient	38
3.3	Sprachverstehen im Störgeräusch (OLSA mit festem SNR)	39
3.4	Selbsteinschätzung der Höranstrengung (NRS).....	41
3.5	Pupillometrie.....	45
3.6	Subjektive Erfassung der Höranstrengung (ACALES)	49
3.7	Korrelationen.....	52
4	DISKUSSION	55
4.1	Erörterungen zu den Versuchsbedingungen und Ergebnissen	55
4.1.1	Stichprobe	55
4.1.2	Sprachverstehen	56
4.1.3	NRS-LE	58
4.1.4	Pupillometrie.....	58
4.1.5	ACALES	63
4.2	Beantwortung der erarbeiteten Fragestellungen	64
4.3	Bedeutung der Korrelationen zwischen den Höranstrengungsmaßen	67
4.4	Ausblick für die Klinik und Forderungen für folgende Studien	69
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	72

6 LITERATURVERZEICHNIS.....	74
7 LEBENSLAUF	91
8 DANKSAGUNG	92

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ACALES	„ <i>Adaptive Categorical Listening Effort Scaling</i> “: Adaptive Höranstrengungsskalierung
CI	Cochlea Implantat
ESCU	„ <i>Effort Scale Categorical Units</i> “: Bewertungseinheit für Höranstrengung
FBE	Freiburger Einsilber Test
HL	„ <i>Hearing Level</i> “: Hörschwelle
LE	„ <i>Listening Effort</i> “: Höranstrengung
NRS	„ <i>Numeric Rating Scale</i> “: Numerische Bewertungsskala
OLSA	Oldenburger Satztest
PD	Pupillendilatation
PTA4	„ <i>Pure-Tone Average</i> “: Mittelwert der Luftleitungshörschwellen bei 0,5, 1, 2 und 4 kHz
PUI	Pupillen-Unruhe-Index
SNR	„ <i>Signal-to-Noise Ratio</i> “: Signal-/Sprach-zu-Rausch-Verhältnis
SPL	„ <i>Sound Pressure Level</i> “: Schalldruck- bzw. Lautstärkepegel
SRT	„ <i>Speech Recognition Threshold</i> “: Sprachverständlichkeitsschwelle
SV	Sprachverstehen

1 EINLEITUNG

In den letzten Jahren wurde in mehreren Studien gezeigt, dass die Parameter Sprachverstehen und Höranstrengung verschiedene Charakteristika des Hörens abbilden, die unabhängig voneinander untersucht werden können (Krüger et al., 2017; Winn und Teece, 2021; Zekveld et al., 2018), und dass die Höranstrengung ein wichtiger Faktor für die Beurteilung einer suffizienten Hörversorgung ist (Johnson et al., 2016; Kurz et al., 2022). Die vorliegende Studie beschäftigt sich mit subjektiven und objektiven Messmethoden zur Erfassung der Höranstrengung während eines klinisch verwendeten Satzverstehenstests und den Korrelationen der verschiedenen Höranstrengungsmaße untereinander.

1.1 Bedeutung der Höranstrengung

Die sensorische Hörwahrnehmung und die Prozessierung auditorischer Stimuli finden im Ohr und in verschiedenen Gehirngebieten statt. Das Verstehen von Sprache ist dabei von der Klarheit der Sinnesinformation und von deren sensorischer Verarbeitung abhängig. Das Sprachverstehen wird als kognitiver Prozess aus der Detektion der akustisch empfangenen Sprache und deren phonetischer, lexikalischer, syntaktischer, sowie semantischer Verarbeitung verstanden (Beyer und Gerlach, 2018). Hierbei beschreibt das „Ease of Language Understanding Model“ (ELU Modell) von Rönning et al. (2008), dass die auditorische Verarbeitung automatisiert, nahezu unbemerkt und ohne Anstrengung abläuft, solange das Eingangssignal klar ist. Treten jedoch verzerrende Faktoren wie Hintergrundrauschen oder Hörverlust auf, wird eine explizite Verarbeitung notwendig, die mit einer Mehrbelastung des Arbeitsgedächtnisses einhergeht und den Prozess des Sprachverstehens verzögert (Rönning et al., 2013; 2022). So ist Hören im Alltag vor allem bei hörgeschwächten Personen mit einem großen Maß an Konzentration verbunden und das Zuhören erfordert einen erhöhten Einsatz kognitiver Ressourcen, die dann nicht mehr zur Prozessierung des Sprachinhalts zur Verfügung stehen (McCoy et al., 2005). Aus dieser gesteigerten Höranstrengung („*listening effort*“: LE) resultieren Probleme bei der Kommunikation, die zu einer Mehrbelastung führen und sich als Angst, Stress oder negatives Selbstbild manifestieren und Veränderungen der sozialen Aktivitäten bis zur sozialen Isolation bedingen können (Héту et al., 1988). Neben der Erfassung des Sprachverstehens (SV)

zur Beurteilung des Hörvermögens im Alltag gewinnt deshalb die Erfassung der Höranstrengung an Bedeutung und deren Bestimmung mittels unterschiedlicher Messmethoden wird zunehmend Gegenstand der audiologischen Forschung (Winn et al., 2018). Durch deren Optimierung können beispielsweise die Lebensqualität gesteigert und psychosoziale Auswirkungen erhöhter Höranstrengung wie Stressbelastung, Erschöpfung, Depression und Einsamkeit bei Hörgeschädigten minimiert werden (Nachtegaal et al., 2009). Auch im klinischen Alltag sollte daher im Rahmen einer Hörversorgung mit individuell angepassten Hörhilfen nicht nur das Sprachverstehen, sondern auch die Höranstrengung als weiteres Kriterium für eine optimale Versorgung bei Hörgeschädigten herangezogen werden.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Erfassung von Höranstrengung mit subjektiven und objektiven Methoden und deren Vergleich untereinander.

1.2 Definition des Begriffs Höranstrengung

Die Höranstrengung stellt sich als vielschichtiges Konstrukt mit messbaren Auswirkungen in den Bereichen Selbsteinschätzung, Verhalten und Physiologie dar (Naylor et al., 2018). Laut McGarrigle et al. (2014) handelt es sich bei der Höranstrengung um *„die geistige Anstrengung, die erforderlich ist, um einer auditiven Botschaft zu folgen und sie zu verstehen“*. Neben dieser Definition der Höranstrengung wurden mittlerweile noch weitere Definitionen entwickelt. Pichora-Fuller et al. (2016) wählen einen ganzheitlichen Ansatz unter Berücksichtigung kognitiver Aufmerksamkeitstheorien, sowie einer Motivationsdimension und definieren (Hör-) Anstrengung als *„die bewusste Zuweisung mentaler Ressourcen zur Überwindung von Hindernissen bei der Verfolgung eines Ziels während der Ausführung einer (Hör-) Aufgabe“*. Mithilfe dieses „Framework for Understanding Effortful Listening“ (FUEL; Rahmen zum Verständnis des anstrengenden Zuhörens) wollen sie verdeutlichen, dass die Höranstrengung nicht nur von den Hörschwierigkeiten und den Anforderungen der Höraufgabe, sondern ebenso von der Motivation des Hörers, sich in einer herausfordernden Hörsituation des täglichen Lebens geistig anzustrengen, abhängt (Pichora-Fuller et al., 2016). Hughes et al. (2018) und Zekveld et al. (2018) berücksichtigten bei ihren aktuellen Definitionen ebenfalls soziale und motivationale Einflüsse. Strauss und Francis (2017) statuieren hierbei, dass die genannten Definitionen sich vor allem auf bewusste Prozesse beziehen, die mentalen Kapazitäten

aber durchaus auch durch unbewusste Abläufe beeinflusst werden, deren Stellenwert bei der Entstehung von Anstrengung noch genauer untersucht werden muss. Höranstrengung ist also nicht nur von Aufmerksamkeit, Motivation und Selbsteinschätzung, sondern auch von der Situation, der individuellen Hörschwelle und der situativen Sprachverständlichkeit abhängig.

Für das Sprachverstehen, welches einen wichtigen Faktor in der subjektiven Empfindung von Höranstrengung darstellt, spielt bei Hörgeschädigten die Versorgung mit Hörhilfen eine entscheidende Rolle. Zur Behandlung einer ausgeprägten Innenohrschwerhörigkeit und zur Verbesserung der damit einhergehenden Probleme wie vermindertes Sprachverstehen, erhöhte Höranstrengung und soziale Isolation hat sich das Cochlea Implantat (CI) als technisch hoch entwickelte und wirksame Methode etabliert (Bittencourt et al., 2012). Zwar gibt es widersprüchliche Ergebnisse zur Beeinflussung der Höranstrengung durch die Verwendung von CI mit oft nur moderaten, nicht signifikanten Verbesserungen (Schmidt, 2020), aber einige Arbeiten konnten deutliche, positive Effekte aufzeigen. So stellen beispielsweise Megha und Maruthy (2019) nach der Gewöhnung an das CI bei den von ihnen untersuchten Gruppen von CI-Nutzern eine Verbesserung des Sprachverstehens und eine Verminderung der subjektiven Höranstrengung fest und auch Sladen et al. (2017) zeigen nach der CI-Implantation ein verbessertes Sprachverstehen in Ruhe und im Störgeräusch, sowie einen Anstieg der Lebensqualität.

1.3 Hören mit dem Cochlea-Implantat

Da die aktuelle Studie Teil einer Versuchsreihe mit CI-Hörenden ist, folgt ein kurzer Exkurs zum physiologischen Hörablauf und der CI-Versorgung. Das CI gilt als die erfolgreichste Prothese im Bereich der Neurobionik, allerdings unterscheidet sich das elektrische Hören mit einem CI so sehr vom normalen akustischen Hören, dass das Sprachverstehen nach der Implantation zunächst wieder erlernt werden muss.

1.3.1 Hintergrund und Indikation

2009 galt laut Stöver und Lenarz das Cochlea-Implantat seit fast 25 Jahren als der Goldstandard in der Behandlung von taub geborenen Kindern und postlingual ertaubten Erwachsenen mit deutschlandweit um die 2.000 Implantationen jährlich.

Wegen der mit den neusten CI erreichten Verbesserung im Hörverständnis werden heute auch Patienten mit Resthörvermögen implantiert, sodass mittlerweile weltweit pro Jahr rund 50.000 Operationen zur Einbringung von CI durchgeführt werden, davon 20.000 bis 25.000 bei Erwachsenen (Miller et al., 2015).

Die Indikation zur Implantation wird nach AWMF-Leitlinie gestellt, wenn bei Patienten *„mit Cochlea-Implantaten ein besseres Hören und Sprachverstehen als mit konventionellen Hörgeräten oder anderen implantierbaren Hörsystemen absehbar zu erreichen sein wird“* (S2k-Leitlinie Cochlea-Implantat Versorgung der DGHNO-KC, 2020). Die Indikation für die CI-Versorgung berücksichtigt für Kinder und Erwachsene sowohl audiologische Kriterien als auch die zu erwartende Verbesserung der kommunikativen Fähigkeiten und der sozialen Teilhabe und wird unter Berücksichtigung aller Befunde der Vordiagnostik durch den Operateur gestellt. Außerdem wird bei beidseitig gegebener Indikation eine beidseitige Implantation angestrebt. (Weissbuch Cochlea-Implantat(CI)-Versorgung der DGHNO-KC, 2021)

Das CI ersetzt durch die direkte elektrische Stimulation des Hörnervs die ersten Schaltstellen und damit alle Verarbeitungsschritte im physiologischen Hörvorgang bis zum Hörnerv.

1.3.2 Physiologie des Hörvorgangs

Für die Perzeption des Gehörten sind das Ohr mit Außen-, Mittel- und Innenohr, sowie die zentrale Hörbahn im Gehirn zuständig. Die bewusste Wahrnehmung und die Interpretation des Gehörten findet im zentralen auditorischen System und in weiteren Gebieten im Cortex statt (Hackett, 2015). Am Anfang des Hörprozesses erfolgt in der Cochlea eine Aufteilung der in einem akustischen Signal enthaltenen Frequenzen (Spektralanalyse) nach dem Ortsprinzip (Tonotopie), die bis zum auditorischen Cortex in allen primären Hörgebieten erhalten bleibt (Cant und Oliver, 2018). Die zerlegte Schallinformation erreicht über den Hörnerv (VIII. Hirnnerv) die erste Hörbahnstation im Hirnstamm, den Nucleus cochlearis, von wo sie in weitere auditorische Kerngebiete im Hirnstamm und Mittelhirn und dort schließlich in den Colliculus inferior im Mittelhirn gelangt. Von hier wird die im Hirnstamm und Mittelhirn prozessierte Hörinformation in das mediale Geniculatum des Zwischenhirns (Thalamus) und von dort wiederum in den Hörcortex weitergeleitet (Wallhäusser-Franke und Langner, 2001). In die Erkennung von Sprache sind darüber hinaus weitere kortikale Gebiete eingebunden

(Krocze et al., 2019). Auditorische Leistungen wie Sprachverarbeitung und Satzverständnis erfordern also eine komplexe Prozessierung der Eingangsinformation im Ohr und im Gehirn.

1.3.3 Aufbau und Funktion des CI

Auf dem Weg der Schallwellen vom äußeren Gehörgang über Trommelfell und Gehörknöchelchenkette durch das Innenohr über den Hörnerven in die zugehörigen Hirnareale werden in der Cochlea die mechanischen Signale in elektrische Impulse umgewandelt werden. Bei den häufigen sensorineuralen Hörstörungen weist genau diese Schaltstelle einen angeborenen oder erworbenen Defekt auf. Häufig sind hierbei die Sinneszellen (Haarzellen) geschädigt, die beim Hörgesunden zur mechanischen Verstärkung (äußere Haarzellen) beziehungsweise zur Weiterleitung der Sinnesinformation an den Hörnerv (innere Haarzellen) und somit in die zentrale Hörbahn dienen. Zur funktionellen Überbrückung der Haarzellen dienen CI-Systeme, mit deren Hilfe akustische Information in elektrische Impulse umgewandelt wird, was eine direkte, elektrische Stimulation der Hörnervenfasern über in die Cochlea implantierte Elektroden erlaubt (Dazert et al., 2020).

Das CI besteht aus externen Komponenten, die einfach abzunehmen sind, und aus implantierten Komponenten. Externe Komponenten sind Mikrofon(e), der Soundprozessor, eine Sendespule und Batterien oder Akkus als Energiequelle. Interne Komponenten sind eine Empfangsspule und der in die Cochlea eingeführte Elektrodenträger mit bis zu 22 Elektrodenkontakten. Dabei werden Sende- und Empfangsspule transdermal durch Magneten in der korrekten Position fixiert. Die Sprachsignale treffen in Form von Schallwellen auf das Mikrofon, werden im Soundprozessor in elektrische Signale umgewandelt und von der äußerlich angebrachten Sende- auf die implantierte Empfangsspule übertragen. (Basta, 2009) Die Einstellung der elektrischen Übertragung wird bei jedem CI-Patienten für jeden der Elektrodenkontakte individuell angepasst (Geisen et al., 2024; Hoppe et al., 2016). Akustische Stimuli werden hierbei in elektrische Impulse umgesetzt, deren zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität vom akustischen Signal abhängt. Allerdings führen diese erst ab einer bestimmten Stromstärke, die von verschiedenen Faktoren wie der Nähe der Elektrodenkontakte des Implantats zum Hörnerv, der Art des akustischen Signals

und der individuellen Einstellung des Soundprozessors abhängt, zu einer überschwelligten Aktivierung des Hörnervs. (Aschendorff et al., 2009)

1.3.4 Hören mit CI

Das Hören mit einem CI unterscheidet sich wegen der veränderten Aufnahme und Verarbeitung der Hörinformation vom physiologischen Hörvorgang, daher müssen CI-Nutzende das Hören und Verstehen wieder neu erlernen.

Die im akustischen Signal enthaltenen Frequenzen werden durch die Aktivierung unterschiedlicher Elektrodenkontakte, die an verschiedenen Orten in der Cochlea liegen, dargestellt. Aufgrund der Tonotopie der Basilarmembran innerhalb der Cochlea, die für eine frequenzspezifische Aufteilung der akustischen Stimuli mit einer Erregung an der Basis durch hohe Frequenzen und am Apex der Cochlea durch tiefe Frequenzen sorgt (Cant und Oliver, 2018; Neumayer et al., 2020) und der Diskrepanz der Lage der Elektrodenkontakte des CI im Gegensatz zur örtlichen Frequenzzuordnung der Cochlea kommt es zum weitgehenden Wegfall der Frequenzinformation unter 400 Hz und zu einer Verzerrung des Eingangssignals. Dabei wird die spektrale Auflösung der akustischen Signale im Vergleich zum physiologischen Hören reduziert, auch weil mehrere Frequenzbänder einem einzelnen Elektrodenkontakt zugeordnet werden (Weller et al., 2023). Dies führt zu Problemen beim Sprachverstehen im Störgeräusch und bei der Lokalisation von Schallquellen, erschwert die Sprecheridentifikation und schränkt die Musikwahrnehmung ein (Hoffmann, 2013; Rader, 2015). CI-Hörende haben heutzutage dank technischer Neuerungen und angebotener Rehabilitationsmaßnahmen nach intensiver Übung in ruhiger Kulisse meist wenig Probleme mit Spracherkennung und -verständnis, allerdings bestehen weiterhin Probleme bei im Alltag üblichen Hörsituationen (Carlson et al., 2012). Vor allem Gespräche mit Hintergrundgeräuschen und ohne visuelles Korrelat zur Sprache durch das Mundbild wie sie in belebter Umgebung oder beim Telefonieren entstehen, bleiben für CI-Hörende eine Herausforderung und müssen durch erhöhte Konzentration auf das Signal kompensiert werden, was zu einem höheren Maß an Anstrengung führt und zu einer eingeschränkten Lebensqualität beitragen kann (Hughes et al., 2018). Zur Beurteilung des alltäglichen Hörvermögens und auch einer suffizienten Versorgung mit dem CI oder anderen Hörhilfen gewinnt daher die zusätzliche Erfassung der Höranstrengung an Bedeutung.

1.4 Erfassung der Höranstrengung

Man unterscheidet zwischen subjektiver und objektiver Erfassung von Höranstrengung. Für beide Kategorien stehen unterschiedliche Messverfahren zur Verfügung, die in den folgenden Abschnitten aufgeführt und beschrieben werden. In einigen Studien zur Beurteilung von Höranstrengung werden außerdem subjektive mit objektiven, physiologischen Messverfahren kombiniert. Dabei fanden frühere Studien meist keine oder nur geringe Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Maßen für Höranstrengung in den untersuchten Stichproben (z. B. Alhanbali et al., 2019; Mackersie und Cones, 2011; Miles et al., 2017). Ein Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Prüfung des Zusammenhangs zwischen zwei subjektiven Maßen und einem objektiven, physiologischen Maß für Höranstrengung während des Satzverstehens im Störgeräusch.

1.4.1 Methoden zur subjektiven Erfassung der Höranstrengung

Für die Selbsteinschätzung der Höranstrengung stehen verschiedene Messinstrumente zur Verfügung. Um die individuelle Wahrnehmung von Höranstrengung zu quantifizieren, werden oft numerische oder visuelle Beurteilungsskalen und Fragebögen verwendet.

Eine einfache Möglichkeit die situative Höranstrengung, sowie die Tendenz das Hören in einer Hörsituation aufzugeben zu erfragen sind visuelle Analogskalen („*visual analog scale*“: VAS) oder numerische Beurteilungsskalen („*numeric rating scale*“: NRS). Diese eignen sich besonders zur wiederholten Abfrage der subjektiven Empfindung in Testsituationen und werden oft zur Quantifizierung von nur subjektiv erfassbaren Faktoren wie Schmerz oder Tinnitus eingesetzt (Henry und Meikle, 2000; Hilfiker, 2008). Der Hauptunterschied zur VAS ist, dass die NRS zusätzlich zur visuellen Darstellung der Skala Zahlenwerten enthält, mit denen die abgefragte Entität beurteilt werden kann. Wichtige Aspekte bei der Erstellung von Beurteilungsskalen sind die Wahl der gestellten Frage und dazu passende Ankerpunkte (Hilfiker, 2008), also die Extrema, zwischen denen die Höranstrengung angegeben werden soll. Kramer und Zekveld benutzten in ihren Arbeiten ebenfalls verschiedene NRS (Kramer et al., 2016; Zekveld et al., 2010; Zekveld und Kramer, 2014). Hier gaben die Studienteilnehmenden ihre subjektive Einschätzung zur Höranstrengung, zur

Sprachverständlichkeit und zum Aufgeben nach jeder dargebotenen Hörsituation an. In der vorliegenden Arbeit wurden in Anlehnung an Zekveld et al. (2010) zwei NRS erstellt, zum einen zur Beurteilung der Höranstrengung, zum anderen zur Erfassung der Tendenz zum Aufgeben.

Andere Autoren verwendeten zur Quantifizierung subjektiver Aspekte des Hörens und der Höranstrengung auch Fragebögen. Im englischsprachigen Raum setzten beispielsweise Alhanbali et al. (2019) und Mackersie et al. (2011) den „National Aeronautics and Space Administration Task Load Index“ (NASA-TLX: Hart, 1986 und 2006) mit 6 Skalen zur Bestimmung der Höranstrengung ein. Hiermit können die geistige und physische Anforderung, der zeitliche Aufwand, die Anstrengung und der Frustrationsgrad, sowie die eigene Leistung bei der Bewältigung der vorgeschalteten Aufgabe beurteilt werden (Hart, 1986). Ein häufig verwendeter Fragebogen zur Selbsteinschätzung des Hörvermögens ist der „Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale-Questionnaire“ (SSQ) von Gatehouse und Nobel (2004). Mit insgesamt 49 Fragen („Items“) wird hier das Hören im Alltag in den Bereichen Sprachverstehen, räumliches Hören und *„andere Qualitäten des Hörens“* (Hörqualität) beurteilt. Für die Nutzung bei mit Hörhilfen versorgten Hörenden stehen zusätzliche Fragen zur Verfügung (Gatehouse und Nobel, 2004). Der SSQ kam unter anderem in den Arbeiten von Dwyer et al. (2014), Johnson et al. (2016) und McGarrigle et al. (2014) zum Einsatz. Außerdem wurde der SSQ mittlerweile im Rahmen wissenschaftlicher Arbeiten auch ins Deutsche (Kießling et al., 2011), Französische (Gargula et al., 2022), Italienische (Falzone et al., 2022) und Niederländische (Batthyany et al., 2022) übertragen.

Für den deutschsprachigen Raum steht eine übersetzte Kurzform zur Verfügung (SSQ-17, Kießling et al., 2011), die in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde. Diese stellt eine auf 17 Fragen verkürzte Version des SSQ dar, in der die Einteilung in die drei Themenbereiche Sprachverstehen, Räumliches Hören und Hörqualität erhalten bleibt. Pro Teil werden fünf Fragen gestellt und den Abschluss bilden zwei Zusatzfragen zum Hören in Ruhe und zur Höranstrengung. Ein großer Vorteil der Kürzung ist hierbei die Zeitersparnis und somit bessere Umsetzbarkeit im klinischen Alltag.

Eine weitere Möglichkeit, die sich neben Fragebögen in Verbindung mit Satzverstehenstests zur Selbsteinschätzung von Höranstrengung anbietet, ist der ACALES („Adaptive Categorical Listening Effort Scaling“) -Test. Dabei handelt es sich

um einen von Krüger et al. (2017) entwickelten Test, der die Höranstrengung mittels eines automatisierten Computerprogramms bestimmt. Dafür werden Sätze mit sich veränderndem Lautstärkepegel in gleichbleibendem Störgeräuschpegel präsentiert, während die Versuchspersonen nach jeder Präsentation ihre Antwort auf die Frage *„Wie anstrengend ist es, dem Sprecher zu folgen?“* auf einem Tablet-PC auswählen. Der ACALES-Test findet vor allem in aktuelleren Studien mit Normalhörenden Anwendung und wird auch in Untersuchungen mit Hörgeschädigten, die mit Hörhilfen versorgt sind, benutzt (Abdel-Latif und Meister, 2022; Hollfelder et al., 2023; Kurz et al., 2022). Neben der NRS und dem SSQ-17 als subjektive Maße für Höranstrengung wurde in der vorliegenden Arbeit auch der ACALES-Test zur Bestimmung der subjektiven Höranstrengung verwendet.

1.4.2 Physiologische Methoden zur Erfassung der Höranstrengung

Im Folgenden wird auf die messbaren Auswirkungen von Anstrengung auf den menschlichen Körper, sowie verschiedene physiologische Messverfahren zur objektiven Erfassung der Höranstrengung eingegangen.

Jede Form von Anstrengung stellt für den Körper eine Art Stressreaktion dar, die vermittelt über das vegetative Nervensystem zahlreiche somatische Reaktionen hervorruft. Durch die Aktivierung des sympathischen Nervensystems mit Steigerung der Aufmerksamkeit kommt es im Rahmen einer *„fight-or-flight“* (Kampf oder Flucht) - Reaktion zur Ausschüttung von Stresshormonen (Katecholaminen) wie Noradrenalin und Dopamin, die durch ihre Bindung an spezifische Rezeptoren unter anderem zu einer gesteigerten Durchblutung und Herzfrequenz, vermehrter Schweißproduktion, erhöhter kognitiver Aktivierung, sowie erweiterten Pupillen führen. Außerdem wird das parasympathische Nervensystem als Gegenspieler des Sympathikus gehemmt (Eckstein et al., 2017). Diese Interaktion wird maßgeblich durch die aktivierten Neurone des Locus coeruleus im Hirnstamm gesteuert, indem der Edinger-Westphal-Kern, welcher mit seinen parasympathischen Fasern unter anderem für die Pupillenkonstriktion verantwortlich ist, inhibiert wird (Samuels und Szabadi, 2008).

Verschiedene physiologische Parameter, die durch das Zusammenspiel von sympathischem und parasympathischen Nervensystem beeinflusst werden, wurden bereits im Rahmen wissenschaftlicher Studien während der Durchführung

audiologischer Tests analysiert, um Korrelationen mit der Schwierigkeit der Höraufgabe und der entsprechenden Anstrengung aufzuzeigen. Allerdings konnte sich noch keines der objektiven Messverfahren für die klinische Nutzung etablieren. So handelt es sich bei den aufgeführten Beispielen um objektive, physiologische Messmethoden, die in den Studien meist nur geringe und schwache Korrelationen mit der außerdem erfassten subjektiven Höranstrengung zeigten (z.B. Alhanbali et al., 2019; Mackersie et. al., 2011; Miles et al., 2017). Ein Grund dafür, dass noch kein „Goldstandard“ zur Messung kognitiver Belastungen und der Höranstrengung existiert, ist laut Meister (2020) die Abhängigkeit der physiologischen Reaktionen von vielen Variablen. In der Literatur finden sich demnach vielfältige Ansätze physiologische Maße zur Bestimmung von Höranstrengung zu verwenden. Diese reichen von der direkten Darstellung der Hirnaktivität mittels Magnetresonanztomographie (MRT) und Elektroenzephalographie (EEG), über die Bestimmung indirekter Körperreaktionen wie Pupillendilatation, Herzfrequenz oder Hautleitfähigkeit bis zum Nachweis von Stresshormonen und der Quantifizierung der Hörleistung mittels Dual-Task-Paradigmen.

Wild et al. (2012) detektierten in ihrer Arbeit mittels funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) vermehrt durchblutete, frontale Hirnareale, deren Aktivität mit einer erhöhten Höranstrengung in Verbindung gebracht werden kann. Mit der fMRT steht hier ein sehr komplexes Messverfahren zur Darstellung neuronaler Aktivität in Form von Durchblutungsänderungen im Rahmen einer Kernspintomographie zur Verfügung. Allerdings ist die Methode für CI-Versorgte nur bedingt durchführbar, da selbst bei MR-fähigen CI die implantierten Komponenten magnetisch sind und die Untersuchung trotz Schutzmaßnahmen zu Entmagnetisierung, Dislokation und Funktionsstörungen der Implantate führen kann. Außerdem verursacht die Hardware des CI Artefakte im Bildmaterial des MRT, die eine Interpretation der in der Nähe gelegenen Hirnareale unmöglich macht. (Nospes et al., 2013)

Eine weitere Möglichkeit während des Hörverarbeitungsprozesses eine erhöhte Aktivität in bestimmten Hirnarealen darzustellen, ist die Durchführung eines Elektroenzephalogramms (Obleser und Kotz, 2011). Die Elektroenzephalographie (EEG) stellt seit ihrer Entwicklung in den 1920er Jahren (Berger, 1929) das am längsten angewandte und am weitesten verbreitete elektrophysiologische Messverfahren im Bereich der Neurologie dar, welches fächerübergreifend,

insbesondere auch zur Messung von Anstrengung genutzt wird (Balkenhol et al., 2020). An in festgelegter Anordnung über die Kopfhaut verteilten Elektroden wird die spontane neuronale Aktivität aufgezeichnet und den vier spezifischen Frequenzbänder Alpha, Beta, Theta und Delta zugeordnet (Berlit, 2013). Bei steigender Aufgabenschwierigkeit wird eine Zunahme der Theta-Leistung und eine Abnahme der Alpha-Leistung als Korrelat für eine vermehrte Anstrengung detektiert (Smith et al., 2001). So zeigten die Versuchspersonen von Miles et al. (2017) als Reaktion auf unterschiedliche Höraufgaben Veränderungen in der Alpha-Aktivität der EEG.

Über die Messung der Pupillenreaktion mittels Pupillometrie ist es möglich einen Einblick in die Nutzung mentaler Ressourcen und den Ablauf kognitiver Prozesse zu gewinnen (Beatty und Lucero-Wagoner, 2000). Bei diesem erstmals von Rößger (1997) beschriebenen Verfahren wird die Pupillendilatation während einer kognitiven Aufgabe mithilfe einer Infrarotkamera aufgezeichnet und die Größenänderungen ausgewertet. Mit wechselnder Aufgabenschwierigkeit lassen sich dabei Größenänderungen der Pupille detektieren, wobei eine Zunahme der Pupillengröße ein erhöhtes Anstrengungsniveau widerspiegelt (McGarrigle et al., 2014). Die Pupillometrie wurde schon in zahlreichen Arbeiten mit Sprachverstehenstests kombiniert (Alhanbali et al., 2019; Ohlenforst, 2017; Piquado et al., 2010; Störmer et al., 2013; Winn et al., 2018; Zekveld et al., 2018;). Das Wertvolle an dieser Messmethode ist, dass die Pupillengröße wenig willentlich beeinflussbar ist und somit eine mögliche Quelle für willkürliche Verzerrungen ausgeschlossen werden kann (Meister, 2020; Naylor et al., 2018). Die pupillometrisch erfasste Pupillengröße spiegelt zwar nicht nur die Höranstrengung und Schwierigkeit der Aufgabe, sondern auch situationsabhängig die psychische Verfassung, Motivation, Emotionen, Erregung, Erschöpfung, sowie Persönlichkeitsmerkmale wider (Strand et al., 2018), dennoch stellte sich die Pupillometrie in vielen Studien als ein sensitives, objektives Maß zur Erfassung von Anstrengung, Motivation und Aufmerksamkeit einer Person während des Hörens heraus (Ayasse und Wingfield, 2018; Koelewijn et al., 2014; Ohlenforst et al. 2017; Schmidt, 2020; Winn et al., 2018;).

Einen anderen Ansatz wählten Mackersie et al. (2015), indem sie während ihrer Satzerkennungsaufgaben im Störgeräusch die Veränderungen der Herzfrequenz über die Ableitung einer Elektrokardiographie (EKG) und die elektrodermale Aktivität (EDA) aufzeichneten. Auch Haeder et al. (2015) bestimmten die EDA parallel zur Durchführung von Sprachverstehenstests, während Alhanbali et al. (2019) in ihrer

Studie während der Höraufgabe die alpha-Aktivität in der EEG, die Pupillendilatation sowie die EDA aufzeichneten. Die EDA, auch als Hautleitwert bezeichnet, wird durch erhöhte Schweißproduktion, die im Rahmen einer Sympathikusaktivierung auftritt, verstärkt. Die bei Anstrengung erhöhten Werte, die meist über zwei, an der Handinnenfläche oder den Fingerendgliedern angebrachte Elektroden abgeleitet werden, entstehen dabei durch eine Senkung des elektrischen Widerstands der Haut und einer damit einhergehenden gesteigerten Hautleitfähigkeit (Haeder et al., 2015). Bei der EKG werden mittels an der Brustwand und den Extremitäten angebrachten Elektroden die elektrischen Ströme der Herzaktivität und die Herzfrequenz pro Minute abgeleitet. Beide Verfahren finden in aktuellen Studien keine Anwendung mehr und eignen sich zwar, um Tendenzen aufzuzeigen, jedoch fehlt die Präzision, um die Ergebnisse spezifischen Reaktionen während sich ändernden Höraufgaben zuzuordnen (Haeder et al., 2015; Mackersie et al., 2015).

Eine weitere Möglichkeit „*Arousal*“ (Erregung) zu quantifizieren, ist die Bestimmung von Stresshormonen. So zeigten Kramer et al. (2016), dass die bei Erregung vermehrt freigesetzten Botenstoffe Cortisol und Chromogranin A auch einen Marker für Höranstrengung darstellen können. Diese werden nicht-invasiv in einer Speichelprobe nachgewiesen, allerdings steigen die Stoffkonzentrationen zeitlich verzögert (Kramer et al., 2016) und erlauben wegen der fehlenden zeitlichen Auflösung keine Differenzierung zwischen kurz aufeinanderfolgenden Testungen. Auch in einer aktuellen Arbeit lieferte die Bestimmung von Stresshormonen keine signifikanten Effekte (Blümer et al., 2024). Mithilfe von Dual-Task-Paradigmen (Abdel-Latif und Meister, 2022; Desjardins und Doherty, 2014) kann ebenfalls Höranstrengung physiologisch bestimmt werden. Dabei absolvieren die Versuchspersonen zwei Aufgaben unmittelbar hintereinander. Hintergrund für dieses Verfahren ist die Annahme, dass die kognitiven Ressourcen begrenzt sind. Je nach Anstrengung in der ersten Aufgabe, stehen mehr oder weniger Ressourcen für die zweite Aufgabe zur Verfügung und das Abschneiden in der zweiten Aufgabe wird als Maß für die Anstrengung gewertet (Kahneman, 1973). Laut McGarrigle et al. (2014) ist es bislang unklar, ob die Dual-Task-Paradigmen zu den objektiven Methoden gezählt werden sollten. Da sie die kognitive Leistung beurteilen, eignen sie sich jedoch laut Abdel-Latif und Meister (2022) zur objektiven Bestimmung von Höranstrengung und auch Desjardins und Doherty (2014) nutzten Dual-Task-Paradigmen, um Änderungen der Höranstrengung objektiv zu bestimmen.

Nach heutigem Stand stellen EEG und Pupillometrie die sensitivsten physiologischen Methoden zur Bestimmung der Höranstrengung dar (Carolan et al., 2022). Miles et al. (2017) stellten bei ihrem Vergleich der Ergebnisse im EEG und bei der Pupillometrie fest, dass bei beiden Verfahren Reaktionen während der Durchführung von Höraufgaben messbar waren, diese jedoch keine Korrelationen untereinander zeigten. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass diese objektiven Maße verschiedene Aspekte von Höranstrengung widerspiegeln (Miles et al., 2017). Vorteile der Pupillometrie gegenüber der EEG sind, dass sie problemlos bei CI-Hörern angewendet werden kann und dass die CI-Komponenten keine Artefakte in den Messwerten verursachen.

In dieser Arbeit wurde daher besonderes Augenmerk auf die Pupillenreaktion gelegt, die vom Zusammenspiel zwischen sympathischem und parasympathischem Nervensystem reguliert wird (Wang et al., 2018). Die Pupillengröße wird von zwei antagonistisch wirkenden Muskeln, die sich in der Iris befinden, beeinflusst. Dabei bewirkt der sympathisch innervierte Musculus dilatator pupillae eine Vergrößerung der Pupille, während der parasympathisch innervierte Musculus sphincter pupillae die Pupillengröße verringert. Letzterer erhält seine efferenten Informationen aus dem okulomotorischen Komplex im Mittelhirn über die Edinger-Westphal-Kerne und den dritten Hirnnerv (Nervus oculomotorius) mit einer Verschaltung im Ganglion ciliare und regelt vor allem die Lichtreaktion und Nahakkommodation im Sinne einer Pupillenkonstriktion. Die Pupillendilation wiederum wird über die sympathischen Fasern ausgelöst, welche vom Hypothalamus über die Medulla oblongata und nach Verschaltung im Ganglion cervicale superius zuerst mit dem Plexus caroticus internus und schließlich dem ersten Ast des fünften Hirnnervs (Nervus ophthalmicus) zum Dilatatormuskel verlaufen (Grehn, 2019).

Bei einer Aktivierung des Sympathikus beispielsweise durch Stress, Emotionen oder Anstrengung, sorgen zwei Mechanismen für eine Erweiterung der Pupille. Zum einen wird der Musculus dilatator pupillae durch seine sympathischen Efferenzen aktiviert und zum anderen wird der Musculus sphincter pupillae durch die zentrale Hemmung der Edinger Westphal-Kerne durch den Locus coeruleus in seiner Funktion gehemmt (Zekveld et al., 2018). Die Pupillengröße spiegelt somit den aktuellen Zustand an Anstrengung und damit verbundenes „Arousal“ wider und stellt einen geeigneten Parameter zur Erfassung der Höranstrengung dar. In der vorliegenden Arbeit sollte untersucht werden, ob signifikante Unterschiede in der Pupillengröße während eines

klinisch eingesetzten Sprachverstehenstests in Abhängigkeit von der Sprachverständlichkeit auftreten.

1.4.3 Bestimmung der Höranstrengung während Sprachverstehenstests

Es gibt verschiedene Versionen von Sprach- und Satzverstehenstests, die in Kombination mit einer pupillometrischen Messung der Höranstrengung durchgeführt wurden. Für viele Sprachverstehenstests wurde bereits gezeigt, dass das Verhältnis von Sprachsignal zu Störsignal (Abdel-Latif und Meister, 2022; Koelewijn et al., 2012; Schmitt, 2020) und die Art der Hintergrundgeräusche (Hollfelder et al., 2023; Ohlenforst et al., 2017; Störmer et al., 2013) Auswirkungen auf die Höranstrengung hat. Das Verstehen im Störgeräusch wird dabei als besonders anstrengend empfunden. In einer Reihe von Studien variierten das gewählte Störgeräusch und die räumliche Konstellation für die Präsentation von Sprache und Störgeräusch. Beispielsweise wurden in Kombination mit Satzverstehenstests oft Störgeräusche aus einem oder mehreren interferierenden Sprechern verwendet, deren Quelle zudem stationär oder fluktuierend sein kann (Koelewijn et al., 2012; Kramer et al., 2016; Miles et al., 2017; Ohlenforst et al., 2017; Wendt et al., 2018; Zekveld und Kramer, 2014;). Die Vielfalt der verwendeten Höraufgaben reicht über die Präsentation von Wortlisten bis zur Wiedergabe unterschiedlich langer Satzpassagen, wobei Tests mit komplexeren Sätzen den kognitiven Aufwand und somit die Höranstrengung erhöhen. In Arbeiten mit Wortlisten wurden Tests mit einsilbigen Worten (Alhanbali et al., 2019) und Worten mit variierender Silbenzahl (Piquado et al., 2010) eingesetzt, während andere Wortlisten nicht genauer charakterisiert wurden (Kuchinsky et al., 2013). Im Gegensatz zu Sprachverstehenstests mit einzelnen Worten, wurden in vielen Studien Satzverstehenstests in Kombination mit Maßen zur Beurteilung der Höranstrengung eingesetzt. Die niederländischen Versfeld-Sätze (Versfeld et al., 2000) kamen in den Arbeiten von Kramer et al. (2016), Ohlenforst et al. (2017) und Zekveld et al. (2014) zum Einsatz. Jensen et al. (2018), sowie Wendt et al. (2018) ermittelten das Sprachverstehen mit den dänischen HINT-Sätzen (Nielsen und Dau, 2011). Im englischsprachigen Raum verwendeten McGarrigle et al. (2021) die von Rothauser et al. (1969) entwickelten Harvard-Sätze zur Erfassung der Höranstrengung. Demgegenüber nutzten Wild et al. (2012) selbst aufgezeichnete englische Satzlisten

als Tonmaterial und Miles et al. (2017) arbeiteten mit den in australischem Englisch aufgezeichneten BKB-Sätzen von Bench und Doyle (1979).

In deutschsprachigen Versuchsreihen zur Höranstrengung von Abdel-Latif und Meister (2022), Hollfelder et al. (2023) und Schmidt (2020) wurde der Oldenburger Satztest (OLSA; Wagener et al., 1999) mit Olnoise, einem sprachsimulierenden, stationären Rauschen, als Störgeräusch verwendet. Hollfelder et al. (2023) verglichen Szenarien mit unterschiedlichen Störgeräuschen (Olnoise, Cafeteria-Noise, Babble-Noise) hinsichtlich der Höranstrengung, während die beiden letztgenannten Studien eine Erhöhung des Schwierigkeitsgrades durch eine Erhöhung des Störschallpegels im Vergleich zum Sprachpegel erzielten.

In der vorliegenden Arbeit sollte ein im deutschsprachigen Raum klinisch verwendeter Satzverstehenstest mit entsprechendem Störgeräusch in einer räumlichen Kondition Anwendung finden, wie sie auch in einer Klinik realisierbar wäre. Daher wurde ebenfalls der Oldenburger Satztest (Wagener et al., 1999) mit Olnoise als Störgeräusch eingesetzt, der über einen vor den Testpersonen platzierten Lautsprecher dargeboten wurde. Eine Variation der Höranstrengung sollte hierbei durch die Veränderung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses („*signal-to-noise ratio*“: SNR) erreicht werden.

1.5 Studiendesign und Studienziele

In dieser Arbeit sollte untersucht werden, ob eine simultan zu dem klinisch verwendeten Oldenburger Satztest mit Störgeräusch durchgeführte Pupillometrie zu interpretierbaren Ergebnissen führt und inwieweit die Veränderungen der Pupillengröße mit der selbst berichteten Höranstrengung korrespondieren. Das Hauptaugenmerk lag hierbei darauf zu untersuchen, ob sich die Pupillometrie als willentlich schwer beeinflussbares, physiologisches Verfahren für eine klinische Anwendung zur Erfassung der Höranstrengung während dieses Satztestes eignet.

Während das Sprachverstehen mithilfe geeigneter, standardisierter Tests, wie dem Freiburger Einsilber Test (FBE; Hahlbrock, 1970) oder dem Oldenburger Satztest (Wagener et al., 1999) schon regelhaft zur Beurteilung und Verlaufskontrolle nach einer Hörversorgung verwendet wird und auch die subjektive Höranstrengung mittels Fragebögen, Beurteilungsskalen und dem ACALES-Test (Krüger et al., 2017) erfasst werden kann, mangelt es im klinischen Alltag bisher an einer Möglichkeit der objektiven

Quantifizierung von Höranstrengung und es konnten noch keine einheitlich anwendbaren, vergleichbaren Messmethoden etabliert werden (Meister, 2020). Diese sind allerdings notwendig, um eine Reduzierung der Höranstrengung durch verfügbare Hörhilfen verlässlich bestimmen und vergleichen zu können. Dabei wären vor allem objektive Methoden wertvoll, um den Effekt der Hörhilfenversorgung und den Vorteil von neuen Sprachprozessoren und zusätzlichen Hilfsmitteln wie „*Noise Canceling*“-Programmen oder „*Dual Streaming*“-Technologien im Vergleich zur bisherigen Versorgung messen zu können. Da subjektive Testansätze in Situationen, die keine valide Bestimmung der Höranstrengung durch die Untersuchten erlauben, nicht verwendet werden können, beispielsweise bei nicht kooperationsfähigen Patienten, wie Kleinkindern oder Menschen mit kognitiven Einschränkungen oder bei Versuchspersonen mit einer ausgeprägten Erwartungshaltung, wird angestrebt die Höranstrengung mit einer Methode zu erfassen, die keine aktive Mitarbeit benötigt und nicht willentlich beeinflussbar ist. In diesem Zusammenhang ist die Pupillometrie ein Verfahren, dass zur physiologischen Erfassung von Höranstrengung genutzt werden kann (Zekveld und Kramer, 2014). Im Hinblick auf einen zukünftigen klinischen Einsatz auch bei CI-Nutzern ist ein weiterer Vorteil dieser Methode, dass die CI während der Messung keine Artefakte verursachen, die die Interpretierbarkeit der Messergebnisse beeinflussen können.

Zusammengefasst lauten die Fragestellungen, die im Rahmen dieser Studie geklärt werden sollen:

- Ist es möglich den Oldenburger Satztest mit Pupillometrie zu kombinieren?
- Gibt es signifikante Unterschiede in der Höranstrengung zwischen den unterschiedlich schweren SNR-Testkonditionen?
- Gibt es hinsichtlich Sprachverstehen und Selbstbeurteilung der Höranstrengung signifikante Unterschiede zwischen den Testserien mit und ohne Pupillometrie?
- Beeinflussen Alter und Hörschwelle die Höranstrengung?
- In welchem Ausmaß korrelieren die subjektiv erfasste und die pupillometrisch bestimmte, objektive Höranstrengung miteinander?

2 MATERIAL UND METHODEN

In der vorliegenden Vorstudie sollte die Höranstrengung bei einer Gruppe Normalhörender während des klinisch als Sprachverstehenstest verwendeten Oldenburger Satztests (Wagener et al., 1999) im Störgeräusch über eine NRS und pupillometrisch bestimmt werden.

2.1 Rekrutierung und Studienablauf

Zu Studienbeginn lag ein zustimmendes Votum (2019-414M-§ 23b MPG) der Ethik-Kommission II der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg (Medizinische Fakultät Mannheim) vor.

Potenzielle Studienteilnehmende wurden persönlich angesprochen und unter den Mitgliedern der Universitätsmedizin Mannheim und deren Bekannten rekrutiert. Sie wurden telefonisch kontaktiert, um Sinn und Zweck der Studie zu erläutern und um zu klären, ob die Einschlusskriterien erfüllt beziehungsweise ob Ausschlusskriterien, die im Telefongespräch abgeklärt werden konnten, vorlagen (s. Kap. 2.1.1). Bestanden während des Telefonats Unklarheiten hierüber, beispielsweise bezüglich des Hörvermögens oder einer Medikamenteneinnahme, wurde von einer Einladung zur Studienteilnahme abgesehen. Geeignete Teilnehmende wurden an die Universitätsmedizin Mannheim eingeladen, wo zunächst eine weitere Aufklärung stattfand und eine schriftliche Einwilligungserklärung unterzeichnet wurde. Zu Beginn des Versuchsablaufs erfolgten audiologische Tests, um zu prüfen, ob die Einschlusskriterien erfüllt wurden. Anschließend füllten die Versuchspersonen verschiedene Fragebögen aus. Den Hauptteil der Versuchsreihe bildeten die Satzverstehenstests im Störgeräusch in verschiedenen Hör- und SNR-Konditionen mit Bestimmung der subjektiven Höranstrengung. Im letzten Versuchsteil wurden diese dann in den gleichen Testbedingungen mit simultaner Aufzeichnung der Pupillengröße durchgeführt.

2.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Als Einschlusskriterien mussten die Studienteilnehmenden Deutsch als Muttersprache, ein Mindestalter von 18 Jahren und eine Normalhörigkeit, hier definiert

als eine PTA4 („*pure-tone average*“) unter 25 dB HL („*hearing level*“), sowie mindestens 80 % korrekte Ergebnisse im Freiburger Einsilber Test (FBE, s. Kap. 2.4.1) aufweisen.

Als Ausschlusskriterien wurden im Hinblick auf die Pupillometrie Voroperationen am Auge, sowie Erkrankungen und die Einnahme von Medikamenten, die sich auf die Pupillenreaktion auswirken, festgelegt. Dies waren neurologische, psychische und ophthalmologische Vorerkrankungen, das Vorhandensein eines Diabetes Mellitus, sowie die Einnahme von Opioiden oder Psychopharmaka (Brokjær et al., 2015; Grehn, 2019). Zu den systemisch wirksamen Medikamenten mit möglichen Nebenwirkungen auf die Pupillen zählen außerdem trizyklische Antidepressiva, Amphetamine und Atropin, aber auch Katecholamine und Antihistaminika als mögliche Verursacher einer Mydriasis, während Opioide, Parasympathomimetika und Clonidin eine Miosis verursachen können. Dabei führen meist erst hohe Dosierungen oder Vergiftungen zu feststellbaren Auswirkungen an den Pupillen (Grehn, F., 2019; https://www.dr-gumpert.de/html/unterschiedlich_grosse_pupillen/welche_medikamente_oder_droge_n_beeinflussen_die_pupille.html. Abgerufen: 07.03.2023). Wurde eines dieser Medikamente eingenommen oder bestand während des Telefoninterviews Unklarheit darüber, so erfolgte keine Einladung zur Studienteilnahme.

Bis auf die Anforderungen zur Normalhörigkeit konnten alle Ein- und Ausschlusskriterien bereits im Telefongespräch abgeklärt werden. Vor Ort wurde nach schriftlicher Einwilligung die Hörschwelle separat für jedes Ohr bestimmt, um zu prüfen, ob das Einschlusskriterium einer PTA4 < 25 dB HL über die Frequenzen 500, 1000, 2000, 4000 Hz erreicht wurde. Außerdem wurde der FBE durchgeführt, bei dem für jedes Ohr bei einem Sprachpegel von 65 dB ein Sprachverständnis von mindestens 80 % erzielt werden mussten.

Da Refraktionsfehler die Pupillenreaktion nicht beeinflussen (Wilhelm, 2007), durften auch Brillen- und Kontaktlinsentragende an der Studie teilnehmen, sie mussten lediglich die Sehhilfe während der Pupillometrie ablegen.

2.1.2 Beschreibung der Stichprobe

Insgesamt wurden 27 Versuchspersonen telefonisch mittels eines Studieneignungs-Interviews rekrutiert, allerdings eignete sich eine Teilnehmerin wegen eines einseitig zu schlechtes Hörvermögens nicht für die Studie und zehn Testpersonen wurden nach

Sichtung der aufgezeichneten Rohdaten der pupillometrischen Messungen von der Auswertung ausgeschlossen. Der Hauptgrund (N= 9) hierfür waren technische Probleme bei der automatisierten Platzierung der „*Trigger-Tags*“ während der Pupillometrie mit teilweise fehlenden Markierungen am Anfang und Ende jedes OLSA-Satzes und in einem Fall führte ein zu geringer Kontrast zwischen Pupille und sehr dunkler Iris zur fehlerhaften Erkennung der Pupillendilatation und mangelnder Verwertbarkeit der Daten.

Zur Erfassung ihrer demographischen Situation wurden die Teilnehmenden zu Alter, Geschlecht und Händigkeit befragt. Außerdem sollten sie den höchsten von ihnen erreichten Schulabschluss angeben, ob sie berufstätig sind und ob sie allein oder in einer Lebensgemeinschaft leben.

Schließlich ergab sich eine auf 16 Personen reduzierte Stichprobengröße mit einer Altersspanne von 18 bis 68 Jahren, wobei weibliche und männliche Teilnehmende zu gleichen Teilen vertreten waren. Bis auf eine Teilnehmerin waren alle rechtshändig. Als Schulabschluss wurde siebenmal Abitur, viermal Studium, dreimal Fachabitur und zweimal Realschule notiert, neun Testpersonen gaben an berufstätig zu sein, sechs noch nicht und eine nicht mehr, außerdem berichteten sechs Teilnehmende allein und zehn in einer Lebensgemeinschaft zu leben.

2.1.3 Ablauf der Untersuchungen nach Studieneinschluss

Am Tag der Testungen sollte aufgrund seiner mydriatischen Wirkung kein Koffein konsumiert (Abokyi et al., 2017), sowie zur besseren Erkennung der Pupille und um Verschmutzungen der Messvorrichtung zu vermeiden auf Augen Make-Up verzichtet werden.

Die Teilnehmenden wurden zur Durchführung der Studie in die Räumlichkeiten der Arbeitsgruppe Otoneurologie der Universitätsmedizin Mannheim eingeladen. Jeder Versuchstag begann am frühen Vormittag mit der ausführlichen Aufklärung und Einwilligung der Versuchspersonen, sowie den audiologischen Tests zur Verifizierung der Einschlusskriterien. Danach erfolgte das Ausfüllen von Fragebögen zur demographischen Situation, zum subjektiven Hörvermögen und zum Vorhandensein eines Tinnitus. Bei Personen über 65 Jahren wurde zusätzlich der Demenz-Detektions-Test (DemTect von Kalbe et al., 2004) zum Ausschluss einer mehr als milden kognitiven Beeinträchtigung durchgeführt.

Der Versuchsablauf begann mit der Bestimmung des Satzverstehens im Störgeräusch mit dem OLSA in seiner adaptiven Version. Es folgten OLSA-Testlisten mit dem individuell festgelegten Signal-zu-Rausch-Verhältnis in drei Konditionen (Testserie 1, s. Kap. 2.4.2) und die Erfassung der dabei empfundenen Höranstrengung mittels numerischer Beurteilungsskalen (s. Kap. 2.5). Zwischen Testserie 1 und 2 des OLSA wurde die Höranstrengung im ACALES-Test (s. Kap. 2.7) bestimmt. Beim letzten Versuchsabschnitt wurden erneut OLSA-Testlisten mit festem SNR und den Konditionen aus Testserie 1, aber diesmal mit simultaner Pupillometrie (Testserie 2, s. Kap. 2.4.2) durchgeführt.

Aufklärung, Einwilligung und Testungen fanden in der Regel an einem Tag statt und dauerten inklusive Pausen etwa vier Stunden. Bei zwei Teilnehmenden wurden die Tests an zwei Tagen durchgeführt. Keiner der Studienteilnehmenden hatte Vorerfahrungen mit den verwendeten Testverfahren. Alle Ergebnisse wurden pseudonymisiert auf den Computern, über welche die Messprogramme gesteuert wurden und in einem für die Studie erstellten „*Case Report Form*“ (CRF) dokumentiert.

2.2 Fragebögen zu Hörvermögen und Tinnitus

Nach der Aufklärung und Einwilligung erfolgte das Ausfüllen der zum Teil selbsterstellten Fragebögen zum Hörvermögen im Alltag und Vorhandensein eines Tinnitus.

2.2.1 Einschätzung des Hörvermögens im Alltag

Zur Erfassung ihres Hörens und Verstehens in Alltagssituationen füllten die Testpersonen die auf 17 Fragen reduzierte, deutsche Kurzform des SSQ aus (SSQ-17, Kießling et al., 2011). Der SSQ-17 ist in drei Teile gegliedert. Zur Selbsteinschätzung des Sprachverstehens, des räumlichen Hörens und der Hörqualität werden jeweils fünf Fragen gestellt und es gibt zwei Zusatzfragen zum Hörvermögen in Ruhe und zur Höranstrengung. Mit Ausnahme der letzten Frage wird die Antwort auf einer numerischen Beurteilungsskala mit einem Punktwert zwischen 0 („überhaupt nicht“) und 10 („perfekt“) angegeben. Fragen, die sich mit dem Sprachverstehen im Störgeräusch beschäftigen, lauten zum Beispiel „*Sie sind mit einer Gruppe von etwa fünf Personen in einem belebten Restaurant und Sie können*

jeden in der Gruppe sehen. Können Sie der Unterhaltung folgen?“ oder „Sie sprechen mit einer Person bei ständigen Nebengeräuschen, wie z. B. von einem surrenden Ventilator oder von fließendem Wasser. Können Sie die andere Person verstehen?“.

Den letzten Teil bilden die Zusatzfragen, welche sich auf das Hören in Ruhe und die Höranstrengung beziehen. Die Antwort auf das Beispiel *„Sie sprechen mit einer Person in einem ruhigen, mit Teppich ausgelegten Raum. Können Sie die andere Person verstehen?“* wird auf oben genannter Skala gewählt, während auf die Frage *„Müssen Sie sich sehr anstrengen, um zu verstehen, was in einer Unterhaltung mit anderen gesagt wird?“* auf einer Skala von 0 (*„sehr viel Anstrengung“*) bis 10 (*„keine Anstrengung“*) geantwortet wird.

2.2.2 Tinnitus

Falls die Frage nach dem Vorhandensein von Tinnitus mit ‚ja‘ beantwortet wurde, erfolgten Angaben hinsichtlich Lokalisation, Permanenz und subjektiv empfundener Lautstärke. Für die Lokalisation konnte gewählt werden zwischen *„rechtes Ohr“*, *„linkes Ohr“*, *„beide Ohren“* oder *„im Kopf“*. Außerdem wurde abgefragt, ob der Tinnitus *„ständig“* oder *„nicht immer“* zu hören ist. Die Lautstärke wurde auf einer numerischen Beurteilungsskala zwischen den Extrema 0 (*„nur in Stille zu hören“*) und 10 (*„übertönt alle Geräusche“*) angegeben.

2.3 Tonaudiometrie

In einer schallisolierten Hörkabine von IAC Acoustics (Naperville, IL, USA) erfolgte mit dem Audiometer AT900 (Auritec, Hamburg, DE) über zirkumaurale Kopfhörer (HDA200 von Sennheiser, Wedemark, DE) eine Tonschwellenaudiometrie separat für jedes Ohr. Dazu wurden gepulste Sinustöne bei zunehmendem Lautstärkepegel (*„sound pressure level“*: SPL) mit einer Schrittweite von 1 dB präsentiert, bis die Testpersonen durch Drücken eines Knopfes das Wahrnehmen des Tons signalisierten. Der entsprechende Wert wurde von den Versuchsleitenden vermerkt. Die Schwellen wurden für die Frequenzen 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000, 10000 Hz bestimmt. Anschließend wurde die PTA4 für das linke und das rechte Ohr als Mittelwert der Luftleitungshörschwellen über die Frequenzen 500, 1000, 2000, 4000 Hz berechnet.

2.4 Sprachverstehenstests

Alle Sprachverstehenstests fanden ebenfalls in einer schwach beleuchteten Hörkabine von IAC Acoustics (Naperville, IL, USA) im Freifeld statt. Als akustische Stimulationsquelle fungierte der Nahfeldlautsprecher BX5 von M-Audio (inMusic, Cumberland, RI, USA), der einen Meter frontal vor den Versuchspersonen auf Ohrhöhe platziert war und aus dem sowohl Sprache als auch Störgeräusch erklangen (S0N0). Die Versuchspersonen wurden aufgefordert auf einem Sessel mit Armlehnen eine bequeme Sitzposition einzunehmen. Die Maskierung des kontralateralen Ohrs erfolgte bei den monaural durchgeführten Tests durch weißes Rauschen mit einem Lautstärkepegel von 65 dB über einen Einsteckkopfhörer (K350 von AKG acoustics GmbH, Wien, AT) mit Ohrstöpsel (GSI von Grason-Stadler, Eden Prairie, MN, USA).

2.4.1 Sprachverstehen in Ruhe

Das Sprachverstehen in Ruhe wurde wegen seiner etablierten klinischen Anwendung mithilfe des Freiburger Einsilber Tests (Hahlbrock, 1970) erfasst. Der Sprachverständnistest, welcher der DIN-Norm 45621 entspricht, dient der überschwelligen Untersuchung von Sprachunterscheidung und Sprachdiskrimination und besteht aus 400 einsilbigen Testwörtern, die in 20 Testlisten zu je 20 Einsilbern organisiert sind (Hoth, 2016). Nach jedem, durch einen männlichen Sprecher gesprochenen Wort, waren die Teilnehmenden aufgefordert, dieses zu wiederholen. Die Versuchsleitenden vermerkten jedes korrekt wiedergegebene Wort, nach der Eingabe folgte der nächste Einsilber, bis die Liste abgeschlossen war. Nach diesem Prinzip wurden in den drei Hörkonditionen binaural, monaural rechts und monaural links jeweils zwei Listen mit einem Lautstärkepegel von 65 dB abgespielt.

2.4.2 Sprachverstehen im Störgeräusch

Für die Ermittlung des Sprachverstehens im Störgeräusch kam der Oldenburger Satztest (Wagener et al., 1999) zum Einsatz. Dies ist ein Matrix-Satz-Test mit grammatikalisch korrekten, aber zum Teil sinnlosen Sätzen zu je fünf Wörtern mit dem Aufbau Name, Verb, Zahlwort, Adjektiv, Nomen. Die Abfolge der Wörter bleibt gleich und für jede Position im Satz gibt es zehn verschiedene Worte, aus denen die Sätze

zusammengestellt werden. Es wurden Testlisten mit je 20 Sätzen verwendet. Der OLSA kann oft wiederholt werden, da sein Design verhindert, dass die korrekten Ergebnisse auswendig gelernt werden können. Es gibt jedoch einen Trainingseffekt, weshalb zunächst zwei Trainingslisten durchgeführt wurden (<https://www.hz-ol.de/de/diagnostik-olsa.html>. Abgerufen: 10.02.2023).

Die Sätze wurden von einem männlichen Sprecher vorgetragen und als Störgeräusch diente Olnoise (Wagener et al., 1999), ein kontinuierliches Rauschen mit gleichem Frequenzspektrum wie im Sprachsignal. Das Störgeräusch begann 0,5 s vor Satzbeginn und endete 0,5 s nach Satzende und wurde in allen Tests mit einer Lautstärke von konstant 60 dB SPL abgespielt. Aufgabe der Teilnehmenden war es, nach Satzende alle verstandenen Wörter verbal wiederzugeben, sodass sie von den Versuchsleitenden am PC eingegeben werden konnten. Die Studienteilnehmer erhielten keine Rückmeldung. Es wurden die Hörkonditionen binaural und monaural rechts getestet.

Zunächst wurde mit der adaptiven Version des Oldenburger Satztests das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) in dB bestimmt, bei dem 70 % der Sätze korrekt verstanden wurden (Sprachverständlichkeitsschwelle: SRT70). Der Störgeräuschpegel war bei 60 dB SPL festgelegt, während der Sprachpegel bei 65 dB SPL startete und in Abhängigkeit der Anzahl korrekt erkannter Wörter in einem Satz variiert wurde. Dabei erhöhte sich der Sprachpegel, wenn in einem OLSA-Satz weniger als 70 % der Worte korrekt erkannt wurden und reduzierte sich, wenn die Versuchsperson mehr als 70 % korrekt wiedergab. Nach zwei Trainingslisten mit adaptivem SNR bei binauralem Hören, folgten je zwei Listen mit adaptiver Einstellung für die Hörkonditionen binaural und monaural rechts zur Bestimmung des SNR in dB für die monaurale und binaurale SRT70. Im Anschluss wurden basierend auf den so ermittelten dB-Werten zwei Testserien mit festen SNR-Verhältnissen für die monaurale und binaurale SRT70 (SRT70+0), sowie zwei weitere Konditionen mit einem um 5 dB und einem um 10 dB lauterem Sprachsignal (SRT70+5 und SRT70+10) in jeder Hörkondition durchgeführt. In Testserie 2 erfolgte simultan die Erfassung der Pupillengröße (s. Kap. 2.6).

Nach Beendigung jeder OLSA-Liste wurde den Versuchsteilnehmenden außerdem eine Skala vorgelegt, auf der sie ihre Höranstrengung (Testserie 1 und 2) und ihre Tendenz zum Aufgeben (nur Testserie 2) angaben (NRS, s. Kap. 2.5).

Alle Tests einer Testserie mit SRT70+0, SRT70+5 und SRT70+10 wurden zunächst in einer Hörkondition und dann in der anderen durchgeführt, wobei etwa die Hälfte der

Testpersonen mit der binauralen beziehungsweise der monauralen Hörkondition begann. Die Reihenfolge der OLSA-Testkonditionen änderte sich außerdem zwischen Testserie 1 und 2 und zwischen den Teilnehmenden. Da jede Testliste für einen Teilnehmer nur einmal verwendet wurde, hatte dies zur Folge, dass für verschiedene Teilnehmer unterschiedliche OLSA-Listen für jede Hör- und SNR-Kondition zum Einsatz kamen. Die richtig wiedergegebenen Wörter wurden von den Versuchsleitenden dokumentiert, dabei erfolgte keine Rückmeldung über die Korrektheit der Antwort an die Teilnehmenden.

Der Versuchsablauf mit den drei Teilversuchen, bei denen der Oldenburger Satztest zur Anwendung kam, ist in Abb. 3 (s. Kap. 2.6) grafisch veranschaulicht.

2.5 Selbsteinschätzung der Höranstrengung

Als Maß für die subjektiv empfundene Höranstrengung diente eine numerische Beurteilungsskala (NRS-LE) mit ganzzahligen Unterteilungen von null bis zehn mit einer von den Autoren selbst erstellten Frage (Instruktion), die in ähnlicher Form schon bei früheren Arbeiten zur Anwendung kam (Kramer et al., 2016; Schmidt, 2020; Zekfeld und Kramer, 2014). Die Erfassung mithilfe von Zahlenwerten war dabei nötig, da in der zweiten Testreihe keine rein visuelle Abfrage möglich war. Den Teilnehmenden wurde nach Beendigung jeder OLSA-Liste die in Abb. 1 dargestellte Skala mit der Frage *„Wie anstrengend war es für Sie, diese Sätze zu verstehen?“* in Testserie 1 in Papierform vorgelegt und sie konnten diese in halben Zahlenwerten von *„0: gar nicht anstrengend“* bis *„10: extrem anstrengend“* angeben. In der anschließend durchgeführten Testserie 2 mit simultaner Pupillometrie wurden die Frage und die Bewertung von null bis zehn vorgelesen, da die Versuchspersonen die Brille mit blickdichter Abdeckung zwischen den SNR-Konditionen nicht absetzten (s. Abb. 2, Kap. 2.6), und die Teilnehmenden wurden aufgefordert, sich die Skalen, die sie aus der vorhergehenden Testung schon kannten, vorzustellen.

Da in der Literatur beschrieben ist, dass die Pupillengröße abnimmt, wenn die Teilnehmer aufgeben, beispielsweise weil die Aufgabe zu schwer war (Koelewijn et al., 2014; Winn et al., 2018; Zekveld et al., 2018), wurde in Testserie 2 mit simultaner Pupillometrie zusätzlich die Tendenz zum Aufgeben (NRS-Aufgeben) erfasst. Die Antwortmöglichkeiten lagen dabei zwischen *„0: nein, nie“* und *„10: ja, (fast) immer“* und konnten wiederum in halben Schritten erfolgen.

**Wie anstrengend war es für Sie
diese Sätze zu verstehen?**

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

gar nicht
anstrengend
extrem
anstrengend

**Haben Sie das Hören aufgegeben,
weil es zu anstrengend war?**

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

nein,
nie
ja,
(fast) immer

Abb. 1: Numerische Beurteilungsskalen zur Erfassung der Höranstrengung (NRS-LE oben) und der Tendenz zum Aufgeben (NRS-Aufgeben unten)

2.6 Pupillometrie

Die Pupillometrie erfolgte mit einem System der Firma AMTech (Alertness Management Technologies, Dossenheim, DE) bestehend aus dem Pupillographen F2D2, welcher als funktionelle Einheiten eine integrierte Kamera und ein Fokussierungslicht besitzt, sowie der PC-basierten Messsoftware winPST (AMTech. F2D2 - Fit-For-Duty. <https://www.amtech.de/de/produkte/f2d2>. Abgerufen: 16.02.2023).



Abb. 2: **F2D2 Brille zur Messung der Pupillengröße (AMTech)**

Ein Vorteil dieses Systems ist, dass die Brille (s. Abb. 2) mit einem Gummiband am Kopf der teilnehmenden Personen befestigt wird und die Kopfposition, im Gegensatz zu anderen Pupillometriesystemen, während der Pupillographie nicht fixiert werden muss. Während der Messungen, in denen die Pupillengröße mit einer Frequenz von 25 Hz über die eingebaute Infrarotkamera aufgezeichnet wurde, war die lichtundurchlässige Abdeckung der Brille (s. Abb. 2) angebracht und das Licht in der Hörkabine ausgeschaltet. Da die Pupille das Infrarotlicht im Gegensatz zur Iris nahezu vollständig reflektiert, entsteht ein hochkontrastierter Übergang, der es ermöglicht die Pupillengrenze und Größenänderungen der Pupille zuverlässig zu bestimmen. Um die Registrierung mithilfe der Infrarot-Kamera starten zu können, musste das Auge offen sein und die Pupille von der Software erkannt werden, was an der korrekten Lage in der am PC-Bildschirm angezeigten „*Bounding Box*“ (Zielfeld als kleinstes, umfassendes Rechteck) kontrolliert wurde. Zum Erreichen dieses Zustands konnte man mithilfe von Stellrädern an der Außenseite der Brille die Kameraposition verstellen und fokussieren. Die Teilnehmer wurden instruiert, die Augen geöffnet zu halten und den schwach leuchtenden Fixationspunkt die gesamte Messphase über zu fokussieren. Während des Versuchsablaufs wurden die Videoaufnahmen der Pupille kontinuierlich von den Versuchsleitenden über die winPST-Software beobachtet.

Bei jeweils der Hälfte der Teilnehmenden erfolgten die Messungen am linken beziehungsweise rechten Auge. Durch das automatische Setzen von Markierungszeichen („*Trigger-Tags*“) in den über winPST aufgezeichneten Daten wurden Beginn und Ende der OLSA-Sätze in der Messung markiert.

Jede OLSA-Liste begann mit einem Vorlauf von 8 s ohne Stimulation, 2 s vor Beginn wurde jeder Satz verbal durch die Aussage „Beginn“ angekündigt und 2 s nach Satzende wurden die Testpersonen mit „Jetzt“ aufgefordert das Verstandene zu wiederholen. Nach Eingabe der korrekten Antworten durch die Versuchsleitenden und einer Pause von 10 s erfolgte die Präsentation des nächsten OLSA-Satzes in gleicher Weise. Am Anfang und Ende jeder Liste wurde über 80 s eine Baseline-Messung der Pupille ohne Stimulation vorgenommen, um das Ausgangs- und Endniveau des Pupillendurchmessers zu bestimmen. Nach Beendigung der 20 Sätze einer OLSA-Testliste wurden die Teilnehmenden aufgefordert die Augen zu schließen und nach Wiederholung des entsprechenden Instruktionssatzes durch die Versuchsleitenden verbal eine subjektive Bewertung der Höranstrengung und ihrer Tendenz zum Aufgeben auf den schon bekannten NRS-Skalen (s. Abb. 1) von null bis zehn anzugeben.

Die drei SNR-Konditionen für binaurales und monaurales Hören wurden mit je einer OLSA-Liste nacheinander getestet. Nach der Testung in einer Hörkondition erfolgte eine Pause von 10 min, in der die F2D2-Brille abgesetzt wurde und die Teilnehmenden in der abgedunkelten Hörkabine blieben. Danach folgte ein zweiter Messblock mit den drei SNR-Konditionen in der zweiten Hörkondition mit je einer OLSA-Liste. Etwa die Hälfte der Studiengruppe begann mit Tests in der binauralen Hörkondition, die andere Hälfte in der monauralen Hörkondition.

Während der Messung wurden der zeitliche Verlauf von Pupillendurchmesser und Augenbewegung, sowie der Pupillen-Unruhe-Index (PUI) und der Monotonie-Resistenz-Status (MRS) dargestellt. Dabei stellt der PUI in mm/min die zeitlich normierte Summe der Beträge absoluter Änderungen des Pupillendurchmessers dar. Eine stärkere Oszillation der Pupille, die sich in einem höheren PUI mit einhergehender Größenabnahme der Pupille ausdrückt, zeigt ein geringeres zentralnervöses Erregungsniveau an, während geringere Oszillationen und damit ein kleinerer PUI-Wert bei einem hohen zentralnervösen Erregungsniveau gemessen wird. (Helmle, 2012; Wilhelm, 2007; https://www.springermedizin.de/emedpedia/enzyklopaedie-der-schlafmedizin/pupillographischer-schlaefrigkeitstest?epediaDoi=10.1007%2F978-3-642-54672-3_167. Abgerufen: 16.02.2023) Bei dem MRS handelt es sich um eine Weiterentwicklung des Pupillenunruheindex (PUI), der bereits während der Messung über winPST angezeigt wird (<https://www.amtech.de/de/neues/neuer-parameter-hilft-zur-messzeitverkuerzung>. Abgerufen: 14.02.23).

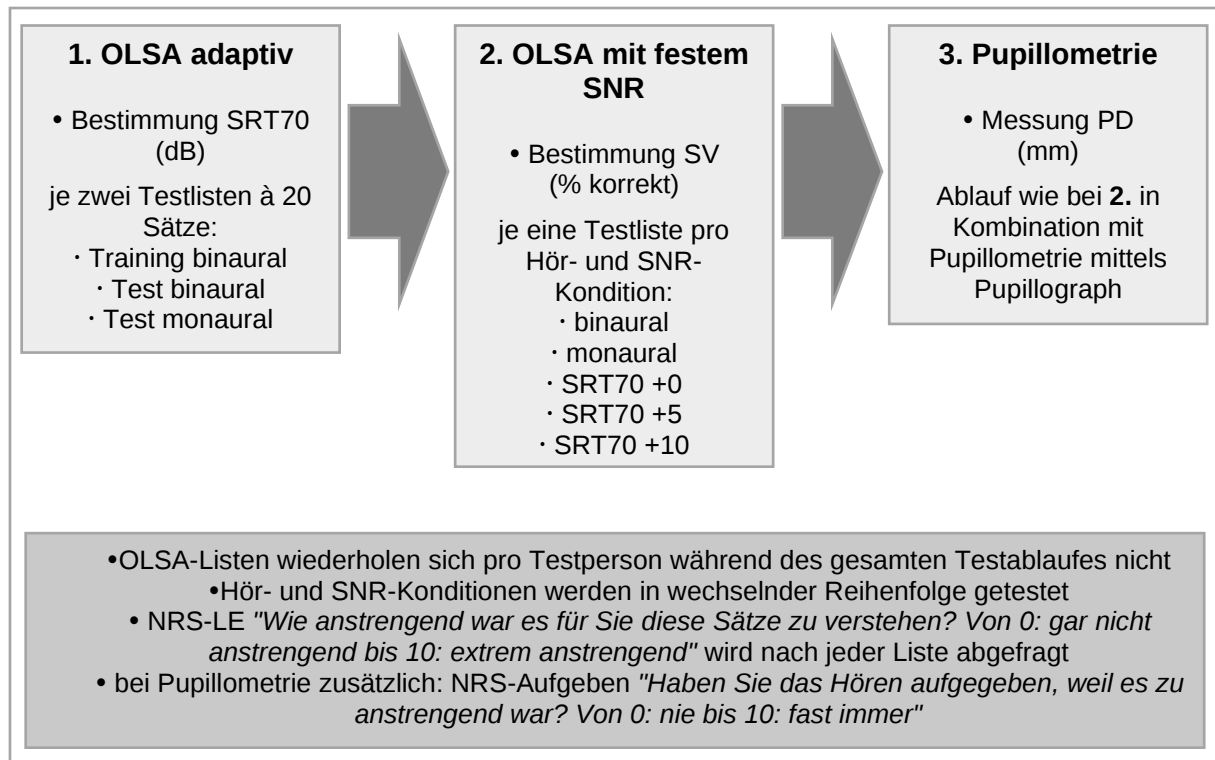


Abb. 3: Testaufbau und Reihenfolge der OLSA-Durchläufe

2.7 Subjektive Erfassung der Höranstrengung

Als weiteres Maß der subjektiven Höranstrengung wurde der „Adaptive Categorical Listening Effort Scaling“-Test (ACALES) verwendet (Krüger et al., 2017). Bei diesem Test wurde das gleiche Sprachmaterial wie in den OLSA Sprachverstehenstest verwendet und als Störgeräusch ebenfalls das Olnoise-Rauschen. Für jeden Bewertungsdurchgang wurde eine Abfolge von drei OLSA-Sätzen mit simultanem Störgeräusch abgespielt. Während der Störgeräuschpegel konstant bei 65 dB SPL bleibt, adaptiert das System das Signal-zu-Rausch-Verhältnis anhand der individuellen Angabe der empfundenen Höranstrengung durch Variationen des Sprachpegels. Dafür wurde die Antwort auf die Frage *„Wie anstrengend ist es, dem Sprecher zu folgen?“* von den Studienteilnehmenden auf einem Tablet-PC mit Touchscreen auf einer Bewertungsskala von *„müheelos“* (=1 ESCU) über *„mittelgradig anstrengend“* (=7 ESCU) bis *„extrem anstrengend“* (=13 ESCU) oder der zusätzlichen Auswahlmöglichkeit *„nur Störgeräusch“* (=14 ESCU) und sechs unbeschrifteten Zwischenschritten angegeben (s. Abb. 4). Die zugeordneten numerischen Werte (*„effort scale categorical units“*: ESCU) wurden den Teilnehmenden nicht angezeigt.

In drei Phasen erstellt die Software durch lineare Regression Schätzungen zur Höranstrengung. Die erste Phase dient der Ermittlung des dB SNR für die Extremkategorien „*mühe*los“ und „*extrem anstrengend*“. Diese werden durch Änderungen des SNR mit einer Schrittweite von 3 dB bestimmt. Die ermittelten Werte werden in der zweiten Phase dafür genutzt, die SNR für die fünf Kategorien „*sehr wenig anstrengend*“, „*wenig anstrengend*“, „*mittelgradig anstrengend*“, „*deutlich anstrengend*“ und „*sehr anstrengend*“ zu ermitteln. Durch lineare Interpolation der Daten werden die SNR für „*mühe*los“ und „*extrem anstrengend*“ anschließend erneut geschätzt, die SNR für die fünf Zwischenkategorien neu berechnet und den Zuhörern in einer dritten Phase randomisiert zweimal für jede Kategorie präsentiert (Abdel-Latif und Meister, 2022; Krüger et al., 2017). Für die abschließende grafische Darstellung werden die ESCU-Bewertungskategorien über dem SNR in dB aufgetragen und die Messergebnisse als Regressionsgerade angenähert, wobei für deren Berechnung die Kategorie „*nur Störgeräusch*“ vernachlässigt wird (Krüger, 2015). Zum Training wurde der ACALES-Tests zunächst einmal mit binauralem Hören durchgeführt. Danach wurden jeweils zwei Durchgänge in der binauralen und der monauralen Hörkondition durchgeführt, deren Reihenfolge zwischen den Teilnehmenden wechselte. Die Werte beider Tests einer Hörkondition wurden für weitere Analysen gemittelt.

auswählbare Kategorie	ESCU
nur Störgeräusch	14
extrem anstrengend	13
:	12
sehr anstrengend	11
:	10
deutlich anstrengend	9
:	8
mittelgradig anstrengend	7
:	6
wenig anstrengend	5
:	4
sehr wenig anstrengend	3
:	2
mühe los	1

Abb. 4: **Anstrengungskategorien im ACALES-Test** (verändert nach Hollfelder et al. (2023) und der Bedienungsanleitung für „Adaptive Höranstrengungsskalierung“ ACALES (HörTech GmbH, 2021))

2.8 Datenanalyse und Statistik

Die Datenauswertung und Grafikerstellung erfolgte mit Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA), SPSS 27/28 (IBM, Chicago, IL, USA) und MATLAB 2018a (MathWorks, Natick, MA, USA) für die Variablen Sprachverstehen (SV), subjektive Höranstrengung (NRS-LE), Tendenz zum Aufgeben (NRS-Aufgeben), mittlere Pupillendilatation im Intervall [2,2; 3,7] s (PD) und dB SNR für die ESCU-Kategorien für geringe, moderate und hohe Höranstrengung (ACALES). Die Analyse der pupillometrischen Daten erfolgte mit der winPST-Software (Amtech, Dossenheim, DE) und durch Dr. T. Balkenhol mit von ihm geschriebenen MATLAB-Skripten (s. Kap. 2.8.2). Die erhobenen Daten wurden als Zahlenwerte in Excel-Tabellen eingetragen und zur Weiterverarbeitung geprüft, umstrukturiert und sortiert, sowie mithilfe von SPSS deskriptiv analysiert und auf Normalverteilung geprüft. Unterschiede zwischen Testserie 1 und 2 sowie zwischen den Hör- und SNR-Konditionen wurden abhängig von ihrer Verteilung auf Signifikanz untersucht und der Zusammenhang zwischen den subjektiven und objektiven Maßen für Höranstrengung mit Korrelationsanalysen dargestellt. Die Ergebnisse der Trainingsdurchläufe wurden nicht für die Berechnungen verwendet.

Die oben aufgeführten Variablen wurden deskriptiv analysiert, indem Minimum, Maximum, Mittelwert, Standardabweichung, Median, sowie der Interquartilbereich der Ergebnisse für binaurales und monaurales Hören berechnet wurden.

Für SV und NRS-LE wurde außerdem geprüft, ob sich die Mittelwerte für Testserie 1 und 2 signifikant unterschieden, um zu entscheiden, ob es zulässig ist weitere Berechnungen mit Mittelwerten aus beiden Testserien fortzuführen. Hierzu wurde der Intraklassenkorrelationskoeffizient („ICC“, Söhnen, 2019) berechnet (s. Kap. 3.2). Wegen zu geringer Zusammenhänge wurden weitere statistische Analysen nur mit den Werten aus Testserie 2 durchgeführt. Außerdem wurden, wegen hoch signifikanter Unterschiede im t-Test zwischen den im adaptiven OLSA-Durchlauf für binaurales und monaurales Hören bestimmten SRT70 (s. Kap. 3.1.3) und der Verwendung des jeweiligen SNR für diese Hörkonditionen, in den folgenden Tests mit festem SNR nur die SNR-Konditionen innerhalb einer Hörkondition verglichen. Und auch die dB-Werte der zusammengefassten ESCU-Kategorien im ACALES unterschieden sich im t-Test zwischen binaural und monaural signifikant (s. Tab. 11, Kap. 3.6), weswegen hier ebenfalls Untersuchungen nur innerhalb einer Hörkondition stattfanden.

Schließlich wurden alle Daten mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung getestet. Da die Voraussetzung metrischer, normalverteilter Datensätze ohne Ausreißer meist nicht gegeben war, wurden nachfolgende Untersuchungen auf Unterschiede und Zusammenhänge mithilfe nicht-parametrischer Tests berechnet.

Die Prüfung auf Unterschiede zwischen der PD, NRS-LE und dem SV in den drei SNR-Konditionen (SRT70+0, SRT70+5 und SRT70+10) in der OLSA-Testserie 2, sowie den dB-Werten im ACALES erfolgten mit dem Friedman-Test, bei signifikanten Ergebnissen wurden Post-hoc Vergleiche mit dem Wilcoxon-Test berechnet. Die Post-hoc-Vergleiche wurden anhand des Bonferroni-korrigierten alpha-Fehlers für die drei Vergleiche für binaurales beziehungsweise monaurales Hören beurteilt, das heißt Ergebnisse wurden mit einem $p \leq 0,017$ als signifikant und mit einem $p \leq 0,003$ als hochsignifikant erachtet. Außerdem wurde die Effektstärke mithilfe von Psychometrica als r und d berechnet (Lenhard und Lenhard, 2022) und nach Cohen (1988) interpretiert.

Um die statistischen Ergebnisse der verschiedenen Variablen in ihrer Gesamtheit darzustellen, wurden Tabellen und Boxplots verwendet, in denen Median, Minimum, Maximum und Spannweite, erstes, drittes Quartil und Interquartilbereich, sowie Ausreißer abzulesen sind. In die Grafiken wurden auch die Ergebnisse der Signifikanztest als * für signifikante Unterschiede ($p \leq 0,017$) und * * für hoch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,003$) eingefügt.

In den folgenden Kapiteln wird gesondert auf die Datenanalyse der einzelnen Variablen und die Berechnung der Korrelationen eingegangen.

2.8.1 Datenanalyse Sprachverstehenstests und NRS

Bei den Testlisten des Oldenburger Satztests wurde der Zielwert der SRT70 in dB SNR beziehungsweise das Sprachverstehen in % korrekt durch Mittelung der Ergebnisse der Sätze zehn bis 20 einer Testliste von der Software berechnet und ausgegeben. Für die NRS-Skalen lag jeweils ein Punktwert zwischen null und zehn für jede getestete OLSA-Liste vor. Die Datenanalyse und statistischen Berechnungen wurden mit den ermittelten Rohdaten durchgeführt.

2.8.2 Datenanalyse Pupillometrie

Das Einlesen und Auswerten der aufgezeichneten Pupillendilatationen erfolgte in MATLAB 2018a (Mathworks, Natick, USA) mit von Dr. T. Balkenhol selbst erstellten Skripten, welcher zum Zeitpunkt der Studie Mitglied der Forschungsgruppe Otoneurologie war. Die durchschnittliche Satzdauer der verwendeten OLSA-Sätze betrug $2,18 \pm 0,20$ s. Durch die Messsoftware klassifizierte Artefakte, die sich als Datenlücken darstellten, wurden unter MATLAB interpoliert. Wurden mehr als 25 % der Datenpunkte innerhalb des Auswertintervalls von $[-1; 3,7]$ s durch die Messsoftware des Pupillographen als Artefakt behaftet klassifiziert, beispielsweise aufgrund von Blinzeln oder Nicht-Erkennen der Pupille, wurde dieser Satz nicht in der Auswertung berücksichtigt. Für die Auswertung der mittleren Pupillendilatation konnten im Durchschnitt in der binauralen Kondition für SRT70+0 19,3, für SRT70+5 18,8 und für SRT70+10 19,3 der 20 Sätze einer Testliste berücksichtigt werden. In der monauralen Hörkondition flossen im Mittel für SRT70+0 19,4, für SRT70+5 18,9 und für SRT70+10 18,8 Sätze in die Auswertung ein. Aus dem aufgezeichneten Verlauf des Pupillendurchmessers wurde zunächst das Intervall $[-1; 3,7]$ s extrahiert, wobei Satzbeginn dem Zeitpunkt 0 s entspricht und 2 s nach Satzende die Teilnehmer aufgefordert wurden, den Satz zu wiederholen. Die Messsequenzen einer Hör- und SNR-Kondition wurden für jede Versuchsperson überlagert und so der über die gesamten 20 OLSA-Sätze gemittelte Pupillendurchmesser bestimmt. Diese Werte wurden durch den Mittelwert aus der ersten Referenzmessung (Baseline) dividiert und damit normiert. Danach fand eine Baseline-Korrektur statt, indem die mittlere Pupillengröße im Intervall $[-1; 0]$ s von jedem Messpunkt im Intervall $[-1; 3,7]$ s subtrahiert wurde. Anschließend wurde die mittlere Änderung der Pupillengröße für das Intervall $[2,2; 3,7]$ s für jeden Probanden in den verschiedenen Hör- und SNR-Konditionen berechnet und für die gesamte Stichprobe zusammengefasst. Diese Daten wurden für die weiteren Analysen verwendet.

2.8.3 Datenanalyse ACALES

Die individuelle Höranstrengungsleistung im ACALES-Test wird nach jeder Höranstrengungsskalierung durch die verwendete Software als eine Regressionskurve mit zwei Geradenabschnitten dargestellt, deren Steigungen als m_{high} (in ESCU/dB) und m_{low} (in ESCU/dB) und Mittelpunkt als L_{cut} (in dB)

ausgegeben werden (Hollfelder et al., 2023). Dabei sind auf der x-Achse das Signal-zu-Rausch-Verhältnis in dB und auf der y-Achse die Höranstrengung in ESCU aufgetragen.

Zur statistischen Auswertung wurden aus diesen Regressionskurven bei jeder Versuchsperson die zu den ESCU-Kategorien eins bis 13 zugeordneten Signal-zu-Rausch-Verhältnisse in dB ermittelt. In einem weiteren Arbeitsschritt wurden die dB-Werte der ESCU-Kategorien beider Testdurchläufe pro Hörkondition gemittelt und nach dem Vorbild von Kurz et al. (2022) in drei Kategorien zusammengefasst. Dabei stehen die Mittelwerte von 1 bis 5 ESCU für eine geringe, von 5 bis 9 ESCU für eine moderate und von 9 bis 13 ESCU für eine hohe Höranstrengung. Mit diesen zusammengefassten Werten wurden dann die Analysen getrennt für binaurales und monaurales Hören fortgeführt.

2.8.4 Korrelationen

In der Korrelationsanalyse wurden Zusammenhänge zwischen den Variablen Alter, PTA4 rechts und links, sowie den Ergebnisse des Freiburger Einsilber Tests und den adaptiv ermittelten SRT70 für binaurales und monaurales Hören mit dem Spearman-Test ermittelt. Außerdem wurde der Einfluss von Alter und Hörschwelle auf die Ergebnissen der subjektiven Höranstrengung, der Pupillendilatation und der SNR-Werte in den ESCU-Kategorien untersucht. Für die Korrelationsanalysen zwischen den subjektiven und objektiven Maßen zur Bestimmung der Höranstrengung wurde die „Repeated Measures Correlation“ von Bakdash und Marusich (2017) verwendet (rmcorr-shiney App, Marusich und Bakdash, 2021). Mit dieser Methode wird der Zusammenhang von mehrfach gemessenen Variablen als einfaktorielle Kovarianzanalyse dargestellt und analog zu Pearson's r interpretiert (Wedel et al., 2019).

3 ERGEBNISSE

Zunächst wurde für die Analyse des Hörvermögens der Stichprobe, die Ergebnisse des Intraklassenkorrelationskoeffizienten und jede Variable ein Zwischenkapitel erstellt und die Ergebnisse der deskriptiven Statistik und der Tests auf Unterschiede in Tabellen und Abbildungen zusammengefasst, während die wichtigsten Erkenntnisse in Textform hervorgehoben wurden. Es folgen die Ergebnisse der Berechnungen zur Korrelation nach Spearman und der messwiederholten Korrelationen als rmcrr.

3.1 Hörvermögen der Stichprobe

Der Altersdurchschnitt der 16 ausgewerteten Datensätze lag bei $38,3 \pm 16,3$ Jahren und die Altersspanne reichte von 18 bis 68 Jahren. Die durchschnittliche PTA4 war mit $9,8 \pm 6,1$ dB für das rechte und $8,7 \pm 6,8$ dB für das linke Ohr nahezu identisch. Im Freiburger Einsilber Test in Ruhe wurden in der binauralen Hörkonditionen $95,8 \pm 2,7$ % der Worte einer Liste korrekt erkannt, in den monauralen Testkonditionen wurden rechts $90,3 \pm 5,1$ % und links $89,1 \pm 4,7$ % korrekt wiedergegeben. (s. Tab. 1) Da die Differenzen beider monauraler Hörkonditionen mit $3,6 \pm 2,7$ dB bei der PTA4 und $3,8 \pm 2,9$ % beim FBE gering waren (s. Tab. 1), wurde bei allen monauralen Testkonditionen immer das rechte Ohr getestet.

Tab. 1: **Daten der Stichprobe** (N=16)

	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
Alter (in Jahren)	18	68	38,31	16,28	35,5	29,5
PTA4 monaural rechts (in dB)	2,75	22,75	9,81	6,05	8,63	7,31
PTA4 monaural links (in dB)	1,5	22,75	8,72	6,78	5	11,94
Vergleich rechts/links (in dB)	Differenz: 3,6			± SD: 2,7		
FBE binaural (in % korrekt)	90	100	95,78	2,7	95	2,5
FBE monaural rechts (in % korrekt)	77,5	97,5	90,31	5,07	90	7,5
FBE monaural links (in % korrekt)	77,5	97,5	89,06	4,73	90	4,38
Vergleich rechts/links (in dB)	Differenz: 3,8			± SD: 2,9		

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median, Interquartilbereich (IQB), sowie die Differenz ± Standardabweichung (SD) der Vergleiche zwischen rechtem und linkem Ohr.

3.1.1 Einschätzung des Hörvermögens im Alltag (SSQ-17)

Im SSQ-17 beurteilten die Teilnehmenden auf der NRS ihr „*Sprachverstehen*“ und „*Räumliches Hören*“ im Alltag mit $7,98 \pm 1,38$ und $8,23 \pm 1,25$ etwas geringer als ihre „*Hörqualität*“ mit $9,28 \pm 0,67$. „*Hören in Ruhe und Höranstrengung*“ wurden mit $9,09 \pm 0,69$ angegeben (s. Abb. 5).

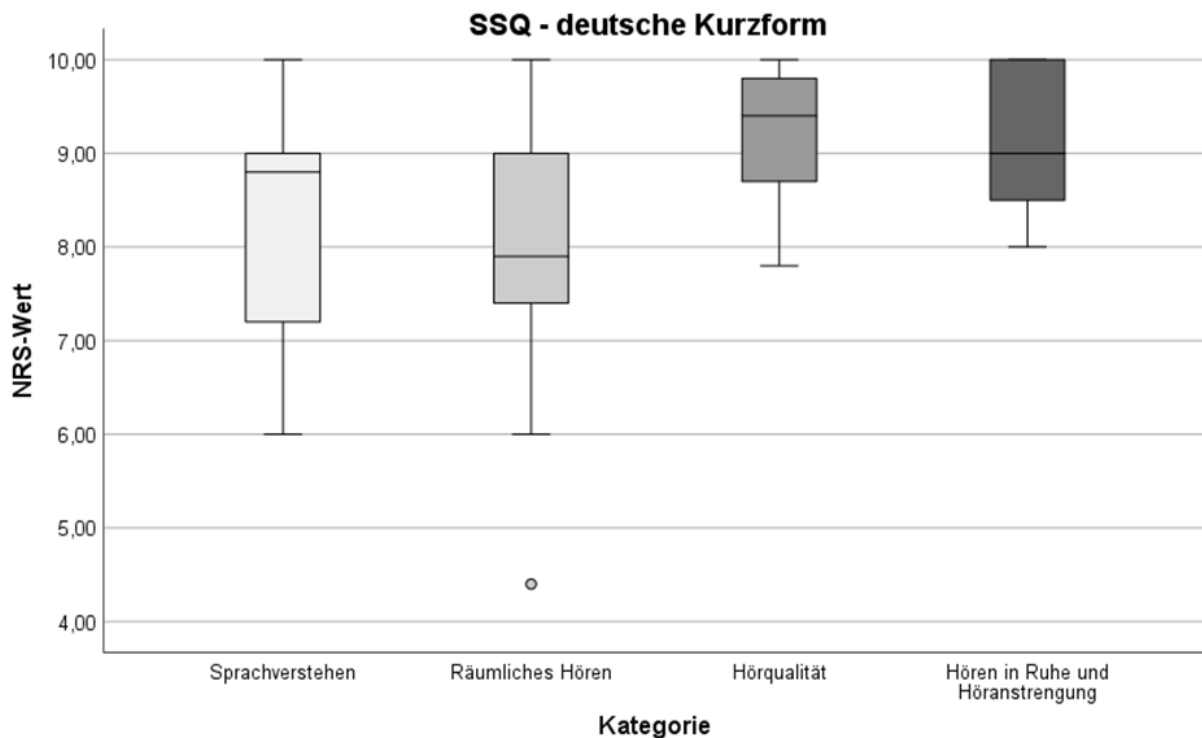


Abb. 5: **Einschätzung des Hörvermögens anhand des SSQ-17**

Boxplots zur Darstellung der gemittelten Bewertungen pro Skala: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich und der Strich in der Box den Median. Ausreißer sind als Punkte eingezeichnet.

3.1.2 Tinnitus

Sechs Teilnehmende gaben Ohrgeräusche mit diskontinuierlichen Charakter und einer geringen subjektiven Lautheit von $2,33 \pm 2,05$ auf einer Skala von null bis zehn an. Bei drei Personen trat der Tinnitus binaural auf, bei zwei im rechten und bei einer im linken Ohr.

3.1.3 Sprachverständlichkeitsschwelle im OLSA (SRT70)

In der binauralen Hörkondition ergab sich für die SRT70 ein SNR von $-3,0 \pm 1,2$ dB und in der monauralen von $-2,1 \pm 1,1$ dB (s. Tab. 2; Abb. 6). Ein besseres Sprachverstehen spiegelt sich dabei in geringeren Werten wider. Dieser Unterschied war im t-Test für gepaarte Werte mit einem T von -5,8 und einem zweiseitigen p von $< 0,001$ hoch signifikant. Daher wurden alle weiteren Berechnungen separat für die binaurale und monaurale Hörkondition durchgeführt.

Tab. 2: Daten der adaptiv bestimmten SRT70 im OLSA

OLSA adaptiv SRT70 (in dB)	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
binaural	-4,81	-0,36	-2,98	1,2	-3,15	2
monaural rechts	-3,82	0,15	-2,1	1,09	-2,3	1,57

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median und Interquartilbereich (IQB).

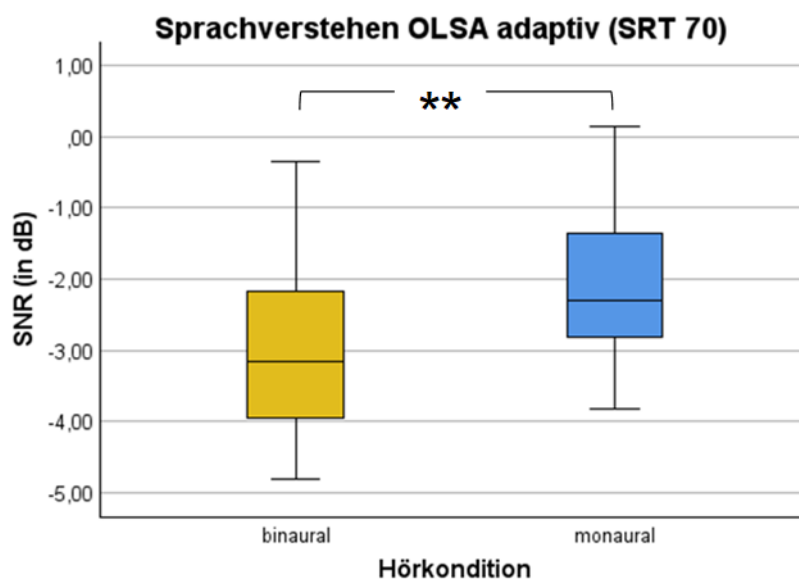


Abb. 6: Sprachverstehen im OLSA als adaptiv bestimmte SRT70 für binaural und monaural
Boxplots der Ergebnisse zur SRT70 in der jeweiligen Hörkondition: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Der hochsignifikante Unterschied ist mit ** gekennzeichnet.

3.2 Intraklassenkorrelationskoeffizient

Die Bestimmung des Intraklassenkorrelationskoeffizienten diene zur Entscheidungsfindung, ob zur weiteren Analyse die Mittelwerte der Ergebnisse für Sprachverstehen und selbsteingeschätzte Höranstrengung aus den Testdurchläufen mit und ohne Pupillometrie gebildet und benutzt werden sollten. Da sich aber vor allem bei den Vergleichen im Sprachverstehen schlechte ($< 0,5$) bis maximal durchschnittliche ($0,5 - 0,75$) Korrelationen nach Koo und Li (2016) zeigten (s. Tab. 3), wurden nur die Werte der Durchgänge mit Pupillometrie zur Untersuchung auf Unterschiede und Korrelationen verwendet.

Tab. 3: **Vergleiche der Daten des Sprachverstehen und der Höranstrengung zwischen den Testserien ohne und mit Pupillometrie** (getrennt für jede Hör- und SNR-Kondition)

	Vergleich ohne zu mit Pupillometrie	SNR- Kondition	Intraklassen- korrelations- koeffizient	95% Konfidenzintervall		Sig.
				Unter- grenze	Ober- grenze	
binaural	Sprachverstehen	SRT70+0	0,383	-0,122	0,73	0,065
		SRT70+5	0,015	-0,471	0,494	0,477
		SRT70+10	0,155	-0,353	0,593	0,276
	NRS-LE	SRT70+0	0,807**	0,531	0,928	<0,001
		SRT70+5	0,733**	0,465	0,915	<0,001
		SRT70+10	0,729**	0,381	0,896	<0,001
monaural rechts	Sprachverstehen	SRT70+0	0,412*	-0,088	0,746	0,05
		SRT70+5	0,02	-0,467	0,497	0,47
		SRT70+10	0,068	-0,428	0,533	0,398
	NRS-LE	SRT70+0	0,389	-0,114	0,734	0,061
		SRT70+5	0,709**	0,344	0,888	<0,001
		SRT70+10	0,69**	0,311	0,879	0,001

Aufgelistet sind Intraklassenkorrelationskoeffizient, 95 % Konfidenzintervall mit Unter- und Obergrenze, sowie Signifikanz (Sig.).

3.3 Sprachverstehen im Störgeräusch (OLSA mit festem SNR)

Das im Oldenburger Satztest mit festem SNR bestimmte Sprachverstehen lag sowohl für die binaurale als auch für die monaurale Hörkondition in den Versuchsabläufen mit und ohne Pupillometrie für SRT70+0 bei circa 70 % und bei SRT70+5, sowie SRT70+10 bei annähernd 100 % korrekt erkannter Worte der OLSA-Sätze (s. Tab. 4; Abb. 7).

Da für die meisten Testwerte keine Normalverteilung vorlag und Ausreißer auftraten, kamen im Folgenden nicht-parametrische Tests zum Einsatz.

Die Ergebnisse von SRT70+0, SRT70+5 und SRT70+10 unterschieden sich im Friedman-Test sowohl in der binauralen als auch in der monauralen Hörkondition signifikant voneinander (s. Tab. 5; Abb. 7). Post-hoc zeigten sich im Wilcoxon-Test nach Bonferroni-Korrektur für die Vergleiche von SRT70+0 zu SRT70+5, sowie SRT70+0 zu SRT70+10 in beiden Hörkonditionen hochsignifikante Unterschiede, während sich die SNR-Konditionen SRT70+5 zu SRT70+10 für binaurales Hören signifikant und in der monauralen Hörkondition nicht signifikant unterschieden. Die zusätzlich ermittelten Maße d und r zur Beurteilung der Effektstärke nach Cohen (1988) zeigten für alle berechneten Unterschiede große Effekte an. (s. Tab. 5)

Tab. 4: **Sprachverstehen im Störgeräusch während der OLSA-Testserie - ohne und + mit Pupillometrie** (getrennt für jede Hör- und SNR-Kondition)

OLSA	SNR-Kondition	Pupillometrie	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
Sprachverstehen (in % korrekt)	SRT70+0	-	60	86	76,13	5,95	78	6
		+	62	88	74,63	7,12	75	13
	SRT70+5	-	92	100	96,25	2,517	96	2
		+	88	100	95,38	3,98	97	5,5
	SRT70+10	-	94	100	97,88	1,71	98	3
		+	92	100	97,88	2,68	99	4
Sprachverstehen (in % korrekt)	SRT70+0	-	58	88	74,38	8,33	76	12
		+	52	82	68,3	10,53	69	21,5
	SRT70+5	-	88	100	95,38	3,07	96	4
		+	88	100	95,13	3,5	96	4
	SRT70+10	-	88	100	97,38	2,99	98	4
		+	92	100	97,13	2,31	98	2

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median und Interquartilbereich (IQB).

Tab. 5: **Vergleiche des Sprachverstehens** zwischen den SNR-Konditionen innerhalb einer Hörkondition

OLSA	Vergleich (SNR-Kondition)	Friedman-Test			Wilcoxon-Test			
		Chi-Quadrat (Sig.)	Test-statistik	Sig.	Z	Sig.	d	r
Sprach- verstehen binaural	SRT70+0/ SRT70+5	28** ($<0,001$)	-1,188	$<0,001$	-3,523**	$<0,001$	-3,72	-0,88
	SRT70+5/ SRT70+10		-0,625	0,077	-2,411*	0,016	-1,51	-0,60
	SRT70+10/ SRT70+0		-1,813	$<0,001$	-3,52**	$<0,001$	-3,71	-0,88
Sprach- verstehen monaural rechts	SRT70+0/ SRT70+5	26,881** ($<0,001$)	-1,344	$<0,001$	-3,519**	$<0,001$	-3,70	-0,88
	SRT70+5/ SRT70+10		-0,313	0,377	-1,922	0,055	-1,1	-0,48
	SRT70+10/ SRT70+0		-1,656	$<0,001$	-3,521**	$<0,001$	-3,71	-0,88

Aufgelistet sind Chi-Quadrat mit Signifikanz (Sig.), Teststatistik und Signifikanz des Friedman-Tests, sowie im Wilcoxon-Test post-hoc errechnete Teststatistik (Z), Signifikanz (Sig.) und Effektstärke (d, r).

Nach der Bonferroni-Korrektur gelten Ergebnisse mit $p \leq 0,017$ als * signifikant und $p \leq 0,003$ als

** hochsignifikant. Eine große Effektstärke liegt bei $|r| \geq 0,5$ vor.

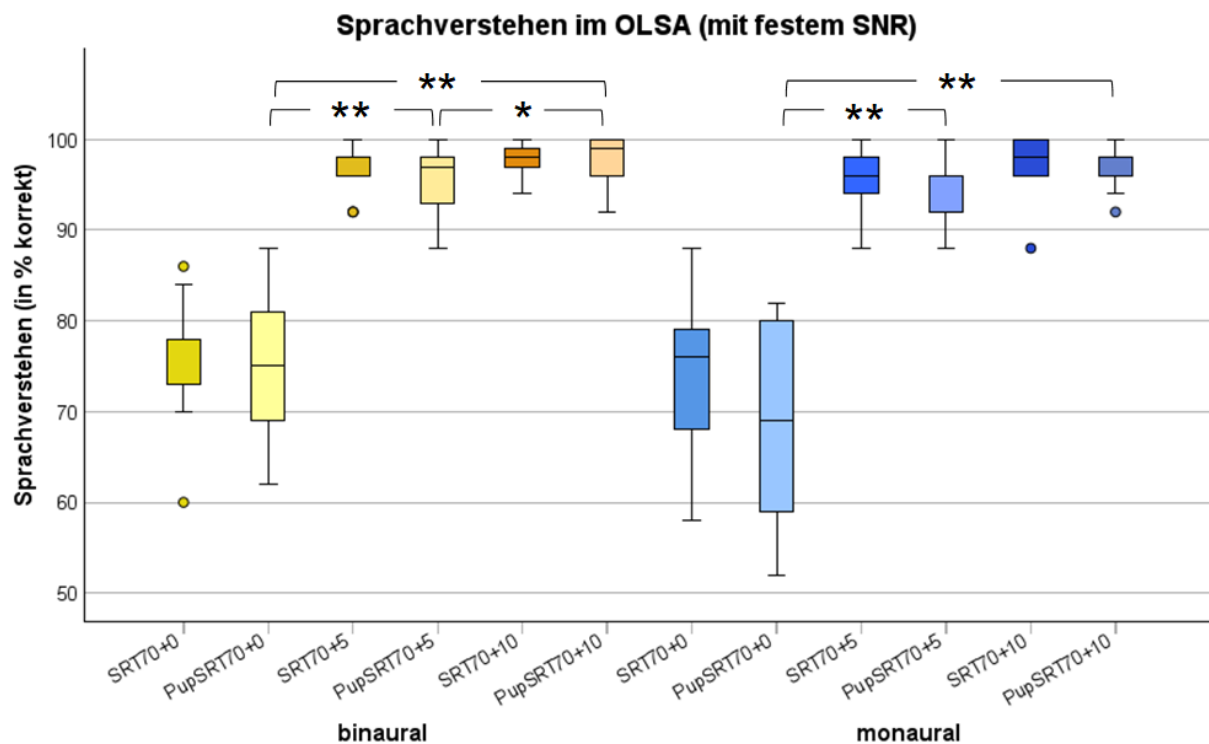


Abb. 7: **Sprachverstehen im OLSA**

Boxplots der Ergebnisse zum SV im OLSA ohne und mit (Pup) Pupillometrie in der jeweiligen SNR- und Hörkondition: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Testreihe mit Pupillometrie sind mit * als signifikant und ** als hochsignifikant gekennzeichnet. Ausreißer sind als Punkte abgebildet.

3.4 Selbsteinschätzung der Höranstrengung (NRS)

In beiden Hörkonditionen (binaural und monaural) schätzten die Versuchsteilnehmenden im Mittel ihre Höranstrengung anhand der NRS-LE in der SNR-Kondition SRT70+0 am höchsten ein, geringer bei SRT70+5 und am geringsten bei SRT70+10 (s. Tab. 6; Abb. 8).

Da für die meisten Testwerte keine Normalverteilung vorlag und Ausreißer auftraten, kamen im Folgenden nicht-parametrische Tests zum Einsatz.

Die Ergebnisse in den drei SNR-Konditionen einer Hörkondition unterschieden sich im Friedman-Test jeweils hochsignifikant voneinander (s. Tab. 7; Abb. 8). Post-hoc zeigten sich im Wilcoxon-Test nach Bonferroni-Korrektur sowohl in der binauralen als

auch in der monauralen Hörkondition für die Vergleiche von SRT70+0 zu SRT70+5 und SRT70+0 zu SRT70+10, sowie für den Vergleich von SRT70+5 und SRT70+10 in der binauralen Hörkondition hochsignifikante Unterschiede in der Selbsteinschätzung der Höranstrengung, während sich die Werte für die monaurale Hörkondition zwischen SRT70+5 und SRT70+10 signifikant unterschieden. Die zusätzlich ermittelten Maße d und r zur Beurteilung der Effektstärke zeigten nach Cohen (1988) für alle berechneten Unterschiede große Effekte an. (s. Tab. 7)

Tab. 6: **Selbsteinschätzung der Höranstrengung mittels NRS-LE während der OLSA-Testserie - ohne und + mit Pupillometrie** (getrennt für jede Hör- und SNR-Kondition)

NRS-LE	SNR-Kondition	Pupillometrie	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
subjektive Höranstrengung (als NRS-Wert)	SRT70+0	-	3	8	5,73	1,69	6,5	3
		+	4	9,5	6,69	1,46	7	1
	SRT70+5	-	2	8	4,43	1,64	5	2
		+	1,5	8	4	1,85	3,25	2
	SRT70+10	-	1	7,5	3,2	1,89	3	2
		+	0	8	2,97	2,16	2,75	2,75
binaural	SRT70+0	-	3	9	6,23	1,74	6,5	2,5
		+	4	10	6,94	1,84	7	3,75
	SRT70+5	-	2	8	4,43	1,59	4	3
		+	2	8,5	4,31	1,98	4	3,38
	SRT70+10	-	1	7,5	3,43	1,8	3	3
		+	0	8,5	3,13	2,16	3	3,13
subjektive Höranstrengung (als NRS-Wert)	SRT70+0	-	3	9	6,23	1,74	6,5	2,5
		+	4	10	6,94	1,84	7	3,75
	SRT70+5	-	2	8	4,43	1,59	4	3
		+	2	8,5	4,31	1,98	4	3,38
	SRT70+10	-	1	7,5	3,43	1,8	3	3
		+	0	8,5	3,13	2,16	3	3,13
monaural rechts	SRT70+0	-	3	9	6,23	1,74	6,5	2,5
		+	4	10	6,94	1,84	7	3,75
	SRT70+5	-	2	8	4,43	1,59	4	3
		+	2	8,5	4,31	1,98	4	3,38
	SRT70+10	-	1	7,5	3,43	1,8	3	3
		+	0	8,5	3,13	2,16	3	3,13

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median und Interquartilbereich (IQB).

Tab. 7: **Vergleiche der subjektiven Höranstrengung** zwischen den SNR-Konditionen innerhalb einer Hörkondition

NRS-LE	Vergleich (SNR-Kondition)	Friedman-Test			Wilcoxon-Test			
		Chi-Quadrat (Sig.)	Test-statistik	Sig.	Z	Sig.	d	r
Hör-anstrengung binaural	SRT70+0/ SRT70+5	29,148** (<0,001)	1,156	0,001	-3,556**	<0,001	-3,88	-0,89
	SRT70+5/ SRT70+10		0,688	0,052	-2,948**	0,003	-2,18	-0,73
	SRT70+10/ SRT70+0		1,844	<0,001	-3,535**	<0,001	-3,78	-0,88
Hör-anstrengung monaural rechts	SRT70+0/ SRT70+5	25,2** (<0,001)	1,125	0,001	-3,424**	<0,001	-3,31	-0,86
	SRT70+5/ SRT70+10		0,563	0,112	-2,55*	0,011	-1,65	-0,64
	SRT70+10/ SRT70+0		1,688	<0,001	-3,527**	<0,001	-3,74	-0,88

Aufgelistet sind Chi-Quadrat mit Signifikanz (Sig.), Teststatistik und Signifikanz des Friedman-Tests, sowie im Wilcoxon-Test post-hoc errechnete Teststatistik (Z), Signifikanz (Sig.) und Effektstärke (d, r).

Nach der Bonferroni-Korrektur gelten Ergebnisse mit $p \leq 0,017$ als * signifikant und $p \leq 0,003$ als

** hochsignifikant. Eine große Effektstärke liegt bei $|r| \geq 0,5$ vor.

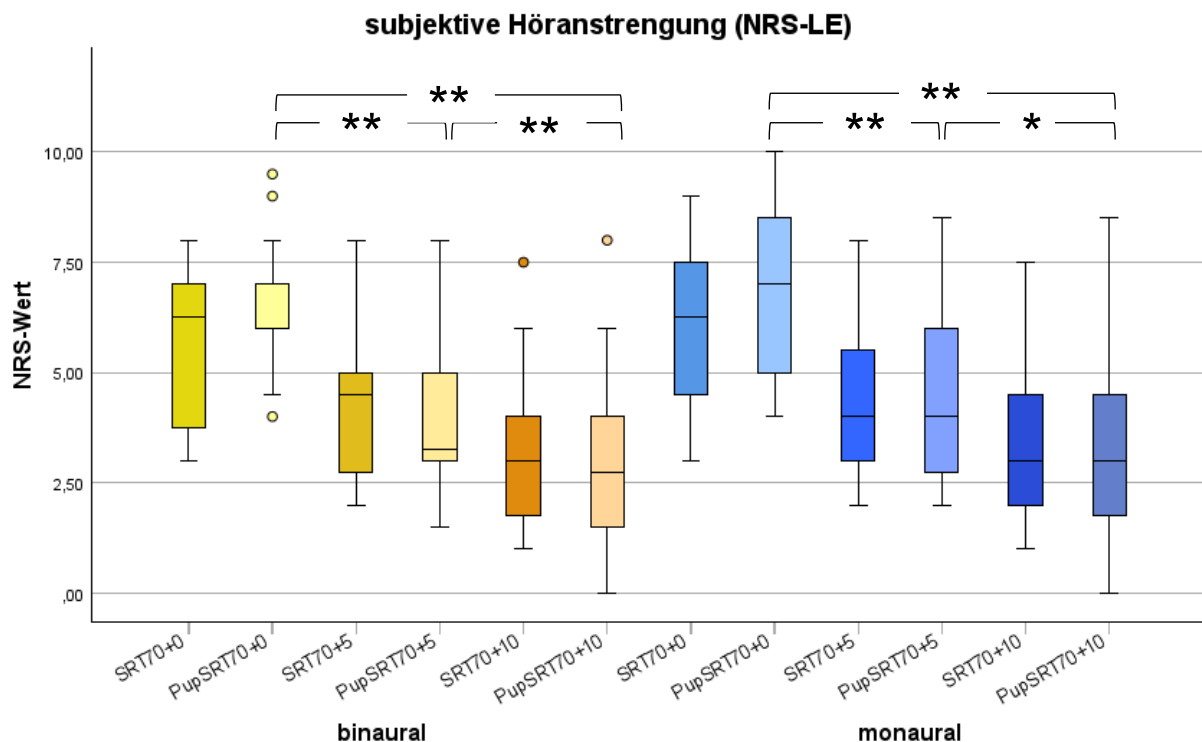


Abb. 8: **Selbsteinschätzung der Höranstrengung im OLSA**

Boxplots der Ergebnisse zur NRS-LE ohne und mit (Pup) Pupillometrie in der jeweiligen SNR- und Hörkondition: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Testreihe mit Pupillometrie sind mit * als signifikant und ** als hochsignifikant gekennzeichnet. Ausreißer sind als Punkte abgebildet.

Die durchschnittlichen Bewertungen in der NRS-Aufgaben nahmen von SRT70+0 über SRT70+5 zu SRT70+10 ab, wobei die Tendenz zum Aufgeben sehr gering war (s. Tab. 8). Zwar gaben in der binauralen Hörkondition durchschnittlich 37,5 % bei SRT70+0, 12,5 % bei SRT70+5 und 6,25 % bei SRT70+10 der Teilnehmenden das Zuhören auf, allerdings mit einer durchschnittlichen Bewertung von unter 1 auf der numerischen Bewertungsskala von null bis zehn. In der monauralen Hörkondition wurde etwas häufiger aufgegeben mit 56,25 % bei SRT70+0, 25 % bei SRT70+5 und 12,5 % bei SRT70+10, aber auch mit einer durchschnittlichen Bewertung auf der NRS um 1. Daher wurde die Tendenz zum Aufgeben im weiteren Verlauf vernachlässigt.

Tab. 8: **Selbsteinschätzung der Motivation mittels NRS-Aufgaben während der OLSA-Testserie - ohne und + mit Pupillometrie** (getrennt für jede Hör- und SNR-Kondition)

NRS-Aufgaben	SNR-Kondition	Pupillometrie	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
Tendenz zum Aufgeben (als NRS-Wert) binaural	SRT70+0	-	0	4,5	0,66	1,3	0	1
		+	0	3	1,06	1,18	1	2
	SRT70+5	-	0	3,5	0,47	0,99	0	0,75
		+	0	1	0,19	0,4	0	0
	SRT70+10	-	0	1	0,06	0,25	0	0
		+	0	1,5	0,16	0,44	0	0
Tendenz zum Aufgeben (als NRS-Wert) monaural rechts	SRT70+0	-	0	4	1,22	1,49	0,5	2,38
		+	0	3,5	1	1,17	0,5	2
	SRT70+5	-	0	2,5	0,53	0,88	0	1
		+	0	2	0,25	0,58	0	0
	SRT70+10	-	0	2	0,19	0,54	0	0
		+	0	1	0,06	0,25	0	0

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median und Interquartilbereich (IQB).

3.5 Pupillometrie

Die mittlere Pupillendilatation im Intervall [2,2; 3,7] s war in beiden Hörkonditionen bei SRT70+0 am größten, bei SRT70+10 am geringsten und die Werte für SRT70+5 lagen dazwischen (s. Tab. 9; Abb. 9).

Da für die meisten Testwerte keine Normalverteilung vorlag und Ausreißer auftraten, kamen im Folgenden nicht-parametrische Tests zum Einsatz.

Die Ergebnisse in den drei SNR-Konditionen unterschieden sich im Friedman-Test in der binauralen und monauralen Hörkondition hochsignifikant voneinander (s. Tab. 10; Abb. 9). Post-hoc zeigten sich im Wilcoxon-Test nach Bonferroni-Korrektur lediglich für den Vergleich von SRT70+0 zu SRT70+5 in der binauralen Hörkondition hochsignifikante und für die Vergleich von SRT70+0 zu SRT70+10 in der binauralen und monauralen Hörkondition signifikante Unterschiede in der Pupillendilatation. Die zusätzlich ermittelten Maße d und r zur Beurteilung der Effektstärke zeigten nach Cohen (1988) für die meisten berechneten Unterschiede mittlere bis große Effekte an,

für den monauralen Vergleich von SRT70+5 zu SRT70+10 fielen diese allerdings gering aus. (s. Tab. 10)

Tab. 9: **Pupillendilatation während der OLSA-Testserie** (getrennt für jede Hör- und SNR-Kondition)

Pupillometrie	SNR-Kondition	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
Pupillendilatation (in mm) binaural	SRT70+0	-0,01	0,06	0,0194	0,0158	0,0168	0,02
	SRT70+5	-0,073	0,0492	0,0115	0,01264	0,0074	0,0134
	SRT70+10	-0,0123	0,0232	0,0071	0,0095	0,0049	0,0117
Pupillendilatation (in mm) monaural rechts	SRT70+0	-0,0082	0,0794	0,022	0,0206	0,0153	0,0184
	SRT70+5	-0,0041	0,0589	0,0156	0,017	0,0123	0,0229
	SRT70+10	-0,0067	0,0441	0,0139	0,014	0,0115	0,0177

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median und Interquartilbereich (IQB).

Tab. 10: **Vergleiche der Pupillendilatation** zwischen den SNR-Konditionen innerhalb einer Hörkondition

Pupillo-metrie	Vergleich (SNR-Kondition)	Chi-Quadrat (Sig.)	Friedman-Test		Wilcoxon-Test			
			Test-statistik	Sig.	Z	Sig.	d	r
Pupillen-dilatation binaural	SRT70+0/ SRT70+5	20,375** ($<0,001$)	1,063	0,003	-3,103**	0,002	-2,46	-0,78
	SRT70+5/ SRT70+10		0,5	0,157	-1,81	0,07	-1,01	-0,45
	SRT70+10/ SRT70+0		1,563	$<0,001$	-2,844*	0,004	-2,02	-0,71
Pupillen-dilatation monaural rechts	SRT70+0/ SRT70+5	6,5* (0,039)	0,625	0,077	-1,913	0,056	-1,09	-0,48
	SRT70+5/ SRT70+10		0,25	0,48	-0,776	0,438	-0,40	-0,19
	SRT70+10/ SRT70+0		0,875	0,013	-2,431*	0,015	-1,53	-0,61

Aufgelistet sind Chi-Quadrat mit Signifikanz (Sig.), Teststatistik und Signifikanz des Friedman-Tests, sowie im Wilcoxon-Test post-hoc errechnete Teststatistik (Z), Signifikanz (Sig.) und Effektstärke (d, r). Nach der Bonferroni-Korrektur gelten Ergebnisse mit $p \leq 0,017$ als * signifikant und $p \leq 0,003$ als ** hochsignifikant. Eine große Effektstärke liegt bei $|r| \geq 0,5$ vor.

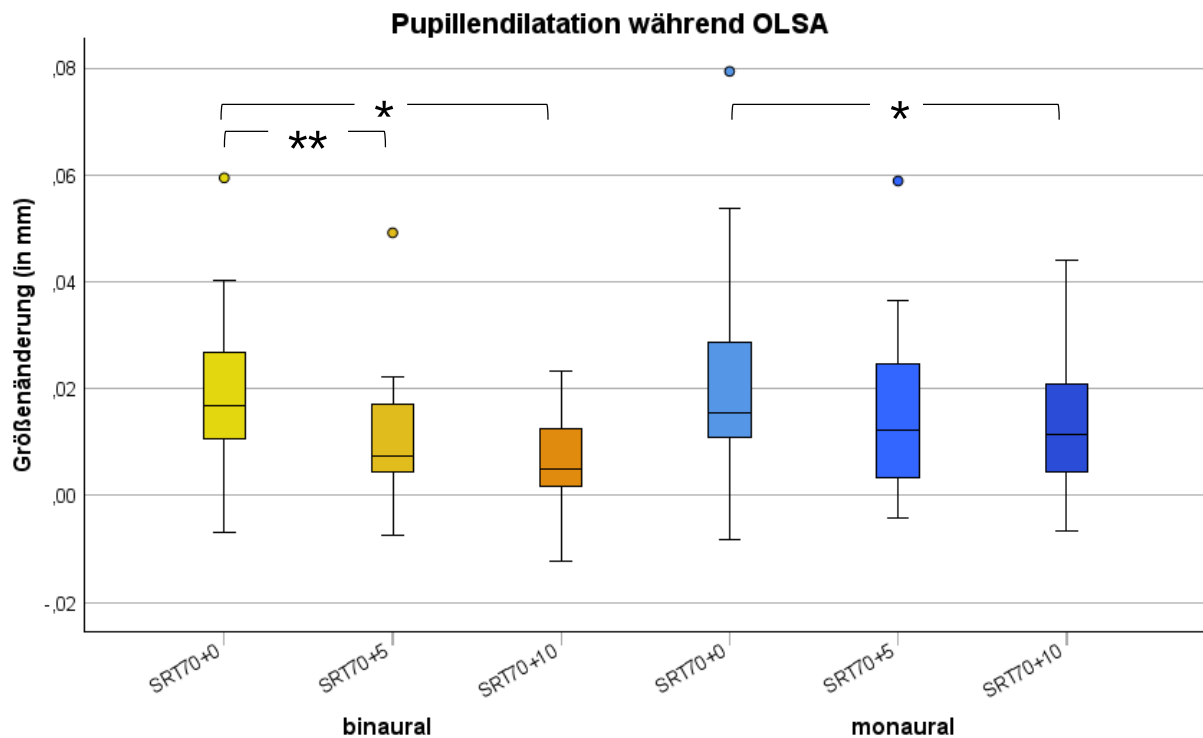


Abb. 9: **Pupillendilatation während der OLSA-Testserie**

Boxplots der Ergebnisse zur PD in der jeweiligen SNR- und Hörkondition: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Unterschiede zwischen den Ergebnissen sind mit * als signifikant und * * als hochsignifikant gekennzeichnet. Ausreißer sind als Punkte abgebildet.

Die Werte des Pupillenunruheindex (PUI) wurden getrennt nach dem zeitlichen Verlauf und nach den SNR-Konditionen sortiert und dargestellt. Für den zeitlichen Verlauf ergab sich in der ersten Baseline-Messung der geringste PUI-Wert und in der zweiten Baseline-Messung nach dem ersten Durchlauf mit drei SNR-Konditionen in einer Hörkondition der höchste PUI-Wert. Nach der zehnminütigen Pause zwischen den Durchläufen kehrte der PUI zum Ausgangswert zurück und stieg dann kontinuierlich wieder an (s. Abb. 10). Sortierte man die Werte nach den SNR-Konditionen war zu erkennen, dass die Werte der Baseline-Messungen nach den Durchgängen in jeder Hörkondition höher waren als zu Beginn, allerdings zeigten sich im Friedman-Test keine Signifikanzen für die Vergleiche zwischen den PUI in den verschiedenen SNR-Konditionen für binaurales und monaurales Hören (s. Abb. 11).

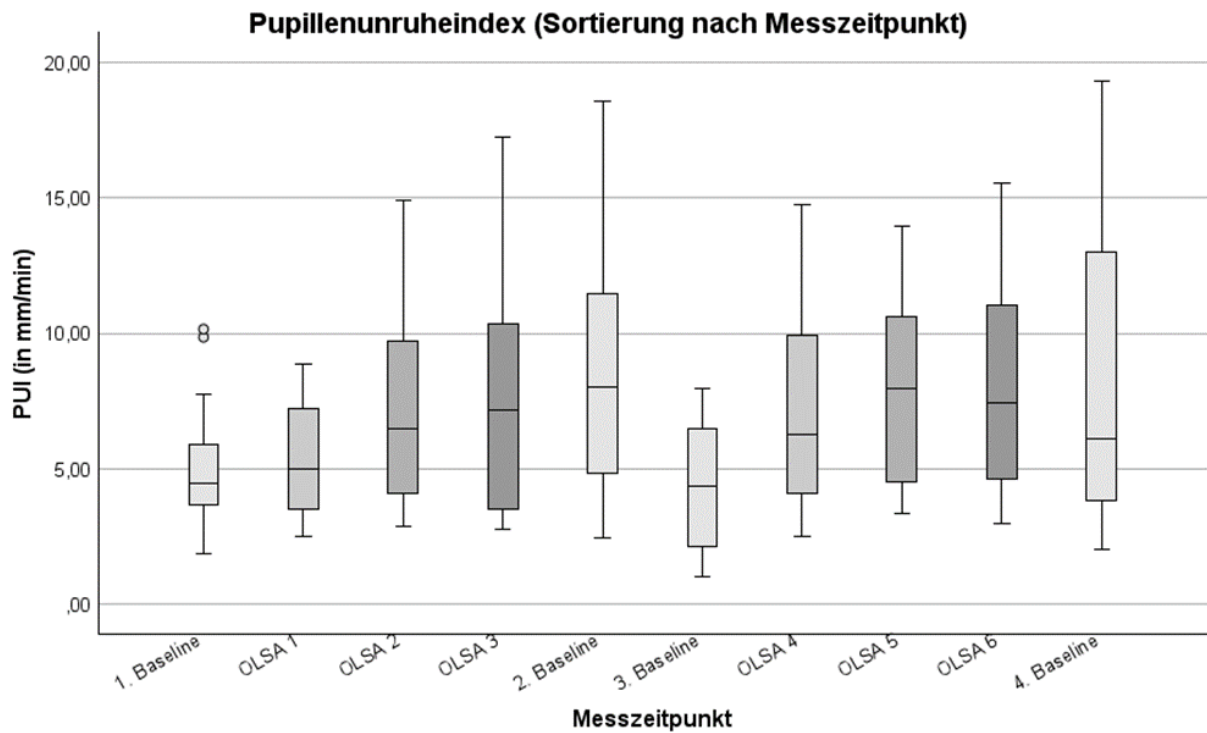


Abb. 10: Pupillenunruheindex nach Messzeitpunkten sortiert

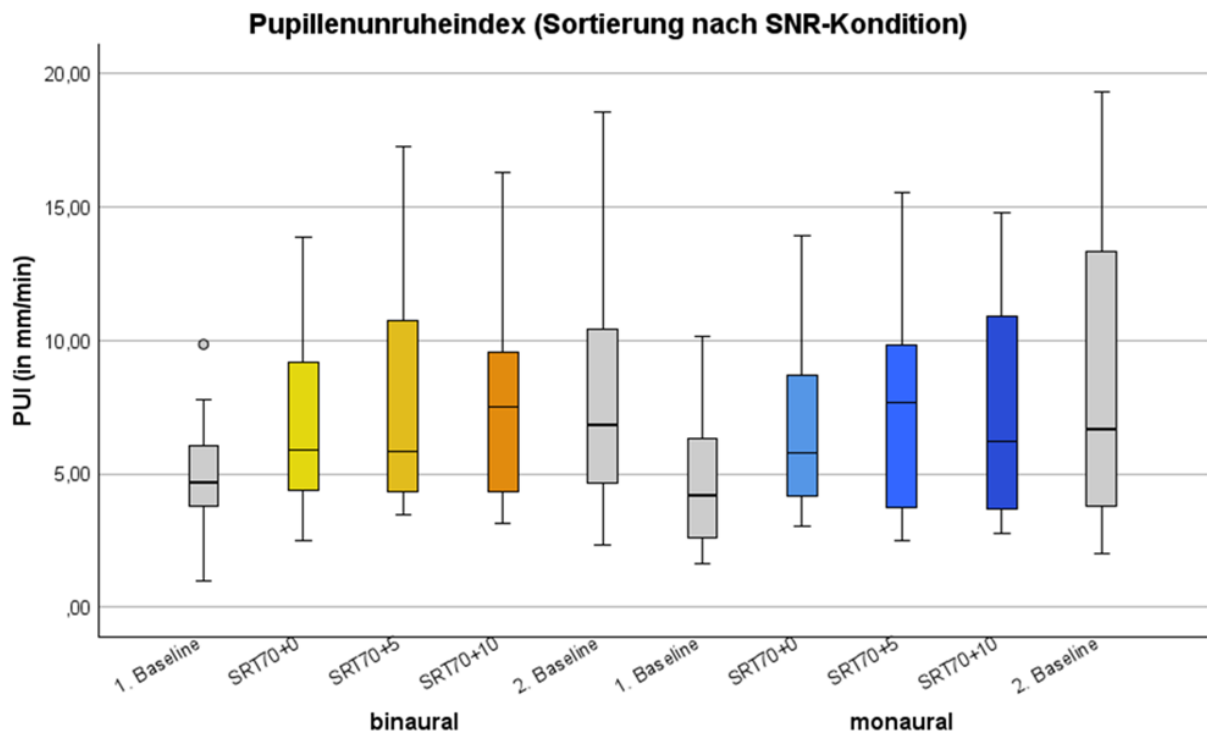


Abb. 11: Pupillenunruheindex nach SNR-Konditionen sortiert

Boxplots der Ergebnisse zum PUI: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Ausreißer sind als Punkte abgebildet.

3.6 Subjektive Erfassung der Höranstrengung (ACALES)

Im ACALES- Test nahm sowohl binaural als auch monaural das Signal-zu-Rausch-Verhältnis in dB mit zunehmender Anstrengungskategorie von 1 zu 13 ESCU kontinuierlich ab (s. Abb. 12). So ergaben sich als Mittelwert $\pm$ Standardabweichung in der binauralen Hörkondition in der Kategorie 1 ESCU („*mühe*los“) ein SNR von $6,53 \pm 3,73$ dB, in der Kategorie 7 ESCU („*mittelgradig anstrengend*“) von $1,1 \pm 2,27$ dB und in der Kategorie 13 ESCU („*extrem anstrengend*“) von $-4,77 \pm 2,33$ dB, während die Teilnehmenden ihre Höranstrengung monaural bei einem SNR von $9,90 \pm 4,18$ dB als „*mühe*los“, bei $3,47 \pm 2,94$ dB als „*mittelgradig anstrengend*“ und bei $-3,61 \pm 2,01$ dB als „*extrem anstrengend*“ bewerteten.

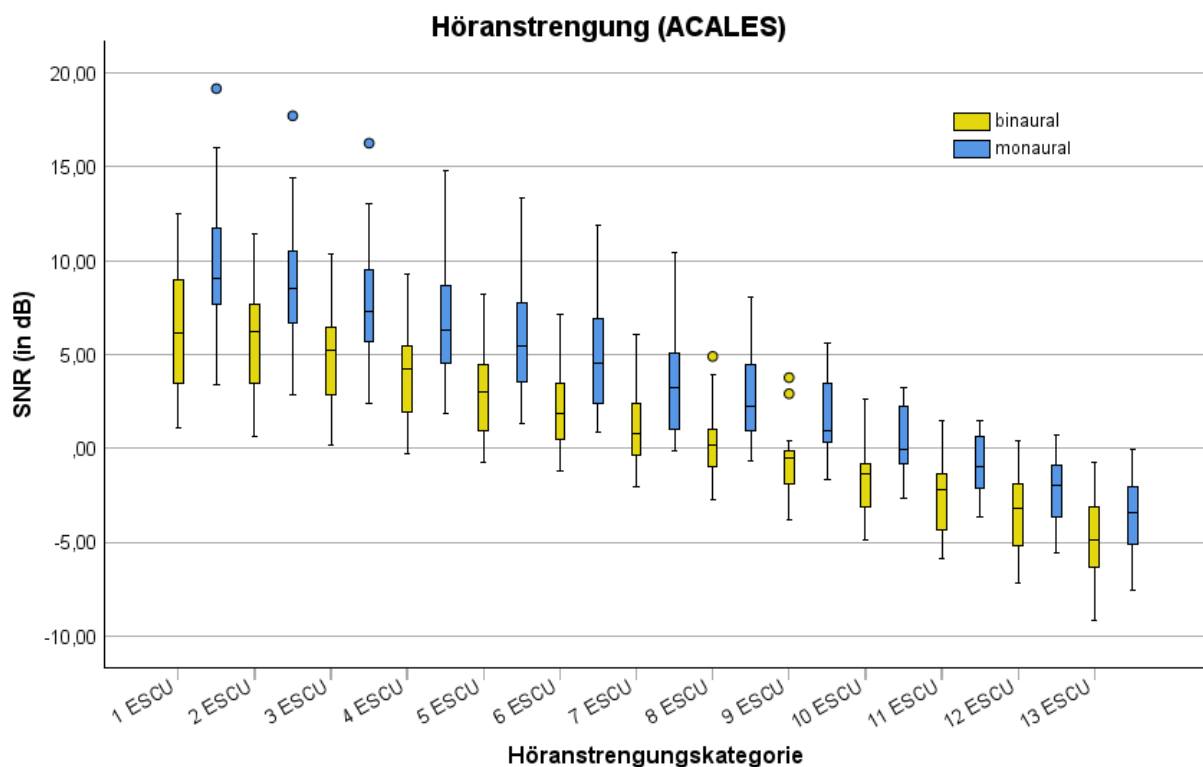


Abb. 12: subjektive Höranstrengung im ACALES-Test

Boxplots der Ergebnisse zum SNR in der jeweiligen Anstrengungskategorie und Hörkondition: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Ausreißer sind als Punkte abgebildet.

In den zusammengefassten ESCU-Kategorien zur Beurteilung der Höranstrengung war das ermittelte Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) für die als gering (1-5 ESCU) eingeschätzte Höranstrengung am positivsten, intermediär für die moderat (5-9 ESCU) und im negativen Bereich für die hoch (9-13 ESCU) eingeschätzte Höranstrengung (s. Tab. 12; Abb. 13). Positive dB-Werte beim SNR zeigen an, dass der Sprachpegel lauter als der Störgeräuschpegel war und bei einem negativen SNR wurde die Sprache dementsprechend leiser als das Störgeräusch abgespielt. Die Ergebnisse der zusammengefassten Kategorien unterschieden sich zwischen den beiden Hörkonditionen im t-Test hochsignifikant voneinander (s. Tab. 11) und es lag keine Normalverteilung vor, weshalb auch hier weitere Vergleiche nur innerhalb einer Hörkondition mithilfe nicht-parametrischer Tests vorgenommen wurden.

Dabei zeigten sich im Friedman-Test und auch post-hoc im Wilcoxon-Test in beiden Hörkonditionen hochsignifikante Unterschiede zwischen allen Höranstrengungskategorien mit großer Effektstärke nach Cohen (1988) (s. Tab. 13; Abb. 13).

Tab. 11: **Vergleiche der Höranstrengung im ACALES-Test zwischen binaural und monaural innerhalb der Kategorien (t-Test)**

ACALES	Vergleich	Kategorie	T	Sig.
Höranstrengung	binaural/ monaural	gering (ESCU 1-5)	-7,947**	<0,001
	binaural/ monaural	moderat (ESCU 5-9)	-6,761**	<0,001
	binaural/ monaural	hoch (ESCU 9-13)	-5,187**	<0,001

Aufgelistet sind die, im t-Test bestimmten Unterschiede (T) und die zweiseitige Signifikanz (Sig.).

Tab. 12: **Höranstrengung im ACALES-Test** (getrennt für jede Hörkondition und Kategorie)

ACALES	Kategorie	Min	Max	MW	SD	Median	IQB
Höranstrengung (SNR in dB) binaural	gering (ESCU 1-5)	0,17	10,37	4,92	3,13	4,78	3,74
	moderat (ESCU 5-9)	-1,93	6,01	1,17	2,25	0,95	2,5
	hoch (ESCU 9-13)	-5,9	1,51	-2,67	2,1	-2,24	2,89
Höranstrengung (SNR in dB) monaural rechts	gering (ESCU 1-5)	2,37	16,27	7,96	3,63	7,32	4,39
	moderat (ESCU 5-9)	0,03	9,88	3,69	2,6	3,38	3,46
	hoch (ESCU 9-13)	-3,69	1,49	-1,01	1,7	-0,97	2,93

Aufgelistet sind Minimum (Min), Maximum (Max), Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Median und Interquartilbereich (IQB).

Tab. 13: **Vergleiche der Höranstrengung im ACALES-Test** zwischen den Kategorien innerhalb einer Hörkondition

ACALES	Vergleich	Friedman-Test			Wilcoxon-Test			
		Chi-Quadrat (Sig.)	Test-statistik	Sig.	Z	Sig.	d	r
Hör-anstrengung binaural	gering/moderat	32** <0,001	1	0,005	-3,516**	<0,001	-3,69	-0,88
	moderat/hoch		1	0,005	-3,517**	<0,001	-3,69	-0,88
	hoch/gering		2	<0,001	-3,516**	<0,001	-3,69	-0,88
Hör-anstrengung monaural rechts	gering/moderat	32** <0,001	1	0,005	-3,516**	<0,001	-3,69	-0,88
	moderat/hoch		1	0,005	-3,516**	<0,001	-3,69	-0,88
	hoch/gering		2	<0,001	-3,516**	<0,001	-3,69	-0,88

Aufgelistet sind Chi-Quadrat mit Signifikanz (Sig.), Teststatistik und Signifikanz des Friedman-Tests, sowie im Wilcoxon-Test post-hoc errechnete Teststatistik (Z), Signifikanz (Sig.) und Effektstärke (d, r). Nach der Bonferroni-Korrektur gelten Ergebnisse mit $p \leq 0,017$ als * signifikant und $p \leq 0,003$ als ** hochsignifikant. Eine große Effektstärke liegt bei $|r| \geq 0,5$ vor.

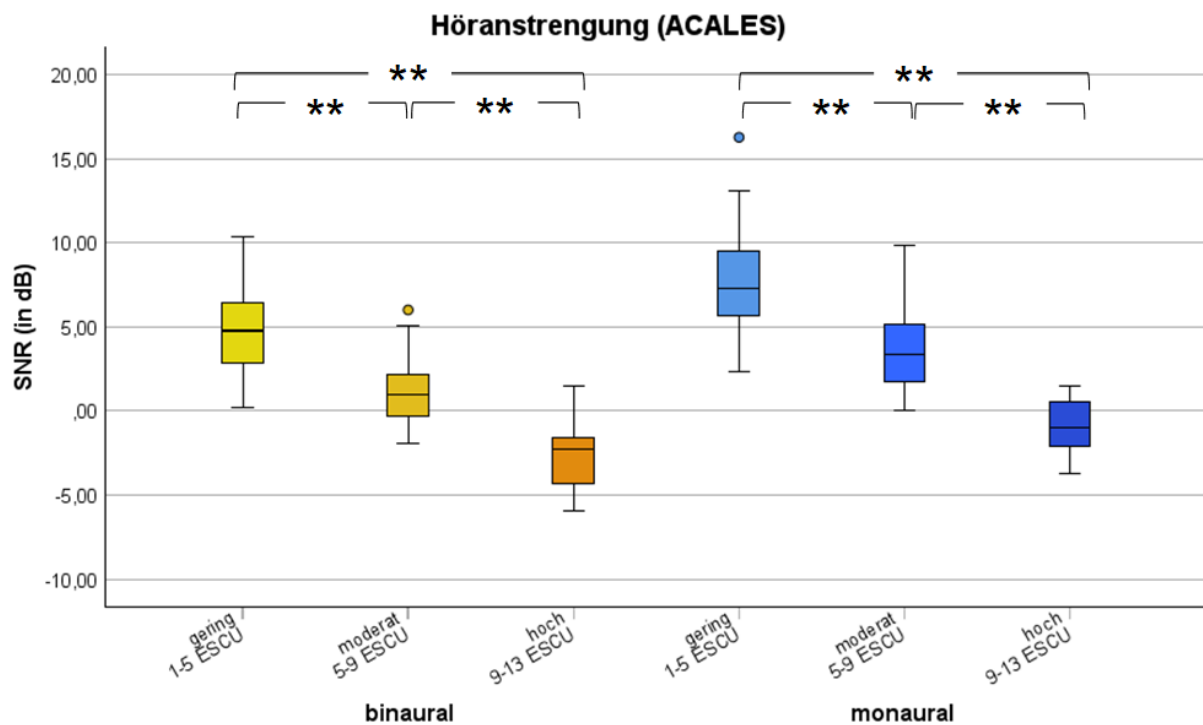


Abb. 13: Höranstrengung im ACALES-Test

Boxplots der Ergebnisse zur SNR in der jeweiligen zusammengefassten Anstrengungskategorie und Hörkondition: Der obere und untere, kurze Querstrich kennzeichnet Maximum und Minimum, der obere Rand der Box das 3. Quartil, der Untere das 1. Quartil, die Box den Interquartilbereich, der Strich in der Box den Median. Unterschiede zwischen den Ergebnissen sind mit ** als hochsignifikant gekennzeichnet. Ausreißer sind als Punkte abgebildet.

3.7 Korrelationen

Zunächst wurden die Einflüsse des Alters und der PTA4 untereinander und auf die in den durchgeführten Tests ermittelten Variablen mittels Korrelationsberechnungen nach Spearman geprüft. Die Hörschwellen wurden sowohl mit dem Alter als auch mit den Ergebnissen im Freiburger Einsilber Test und den SNR-Werten des adaptiven Oldenburger Satztests auf Zusammenhänge überprüft. Dabei ergaben sich starke Korrelationen zwischen dem Alter und der PTA4 rechts und links, sowie zwischen der PTA4 rechts, den Ergebnissen im FBE rechts und der SRT70 (SNR in dB) sowohl für die binaurale als auch für die monaurale Hörkondition. Und auch die Ergebnisse des FBE rechts korrelierten stark mit den dB-Werten der SRT70 in beiden Hörkonditionen. Dabei waren alle Korrelationen auf zweiseitigem Niveau signifikant (s. Tab. 14).

Für den Vergleich von Alter und Hörschwelle mit der Pupillendilatation in den verschiedenen Hör- und SNR-Konditionen ergaben sich keine signifikanten Korrelationen und auch die Skalenbewertungen anhand der NRS-LE und im ACALES-Test wurden weder vom Alter noch von der Hörschwelle beeinflusst.

Tab. 14: **signifikante Korrelationen zwischen den Charakteristika der Stichprobe**

Spearman Rho (Sig.)	PTA4 rechts	PTA4 links	FBE rechts	OLSA adaptiv (SRT70) binaural	OLSA adaptiv (SRT70) monaural
Alter	0,532* (0,034)	0,695* (0,003)			
PTA4 rechts		0,664* (0,005)	-0,703* (0,002)	0,549* (0,028)	0,673* (0,004)
FBE rechts				-0,561* (0,024)	-0,623* (0,010)

Aufgelistet sind Spearman's Rho und zweiseitige Signifikanz (Sig.). Eine starke Korrelation liegt bei $Rho \geq 0,5$ vor. Ergebnisse mit $p < 0,05$ gelten als * signifikant.

Die Beziehungen zwischen Sprachverstehen, Höranstrengung und Pupillendilatation wurden mit der rmcrr-shiney App von Marusich und Bakdash (2021) als messwiederholte Korrelationen untersucht. Dabei ergaben sich in der binauralen Hörkondition zwischen dem Sprachverstehen und allen Höranstrengungsmaßen starke, hochsignifikante Korrelationen und auch die Maße untereinander korrelierten stark mit hoher Signifikanz. Außerdem zeigten sich in der monauralen Hörkondition mittlere bis starke, (hoch-) signifikante Zusammenhänge zwischen Sprachverstehen und Höranstrengung, sowie den verschiedenen Maßen zur Erfassung der Höranstrengung. Dabei waren alle Vergleiche mit der mittleren Pupillendilatation knapp nicht stark und korrelierten signifikant miteinander. (s. Tab. 15) Negative Werte signalisieren dabei gegenläufige und positive Werte gleichsinnige Korrelationen. Die negativen Zusammenhänge bei den Vergleichen mit dem Sprachverstehen zeigen, dass bei hoher Sprachverständlichkeit eine geringe Pupillendilatation gemessen und die Höranstrengung auf der NRS-LE und im ACALES-Test gering eingeschätzt wird, während die Ergebnisse für den Vergleich zwischen den Höranstrengungsmaßen gleichsinnige Zusammenhänge aufweisen.

Tab. 15: Korrelationen der Methoden zur Erfassung der Höranstrengung mit dem Sprachverstehen und untereinander

	Korrelation	r_{rm}	Freiheitsgrade	95 % Konfidenzintervall		Sig.
				Untergrenze	Obergrenze	
binaural	Sprachverstehen/ NRS-LE	-0,83**	30	-0,915	-0,68	<0,001
	Sprachverstehen/ Pupillendilatation	-0,55**	30	-0,753	-0,247	0,001
	Sprachverstehen/ ACALES	-0,84**	30	-0,918	-0,69	<0,001
	Pupillendilatation/ NRS-LE	0,59**	30	0,308	0,78	<0,001
	Pupillendilatation/ ACALES	0,56**	30	0,256	0,757	<0,001
	NRS-LE/ ACALES	0,83**	30	0,648	0,916	<0,001
monaural rechts	Sprachverstehen/ NRS-LE	-0,75**	30	-0,869	-0,536	<0,001
	Sprachverstehen/ Pupillendilatation	-0,45*	30	-0,687	-0,114	0,011
	Sprachverstehen/ ACALES	-0,82**	30	-0,911	-0,666	<0,001
	Pupillendilatation/ NRS-LE	0,39*	30	0,011	0,628	0,044
	Pupillendilatation/ ACALES	0,42*	30	0,088	0,673	0,016
	NRS-LE/ ACALES	0,73**	30	0,515	0,861	<0,001

Aufgelistet sind Korrelationskoeffizient (r_{rm}), Freiheitsgrade, 95 % Konfidenzintervall mit Unter- und Obergrenze, sowie Signifikanz (Sig.). Eine starke Korrelation liegt bei $|r| \geq 0,5$, eine mittlere bei $0,5 > |r| > 0,3$ vor. Ergebnisse mit $p < 0,05$ gelten als * signifikant und mit $p < 0,001$ als ** hochsignifikant.

4 DISKUSSION

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Höranstrengung bei normalhörenden Versuchsteilnehmenden während der Durchführung des Oldenburger Satztests mithilfe der Pupillendilatation quantifiziert werden kann. Eine größere Anstrengung beziehungsweise die erhöhte Aufmerksamkeit bei erschwerten Hörbedingungen ist als eine Erweiterung der Pupille messbar. Im Durchschnitt wurde für die schwerste SNR-Kondition SRT70+0 die größte Pupillendilatation ermittelt und die geringste für die leichteste SNR-Kondition SRT70+10, während die Werte für SRT70+5 dazwischen lagen. Dabei stellte sich diese Methode mit nur teilweise signifikanten Unterschieden zwischen den SNR-Konditionen innerhalb einer Hörkondition weniger sensitiv dar als die subjektive Einschätzung der Höranstrengung anhand NRS-LE, die zwischen allen SNR-Konditionen des OLSA in der binauralen und monauralen Hörkondition signifikante Unterschiede aufzeigte. Mit der rmcrr-Analyse konnten erstmals signifikante, gleichsinnige Zusammenhänge zwischen der Pupillendilatation und der subjektiven Höranstrengung (NRS-LE), sowie der im ACALES-Test bestimmten Höranstrengung gezeigt werden. Dabei korrelierten alle Höranstrengungsmaße gegensinnig mit dem Sprachverstehen, das heißt mit abnehmendem Sprachverstehen in der Höraufgabe nahm der gemittelte Pupillendurchmesser zu und auch in den subjektiven Bewertungen mittels NRS-LE und ACALES-Test wurde die Höranstrengung dementsprechend höher eingeschätzt und umgekehrt.

4.1 Erörterungen zu den Versuchsbedingungen und Ergebnissen

In den folgenden Abschnitten sollen zunächst die Eigenschaften der Stichprobe erörtert werden, bevor die Durchführung und Ergebnisse der einzelnen Teilversuche interpretiert und kritisch diskutiert werden und schließlich ein Resümee aus dieser Arbeit mit Ausblick für weitere Forschungsarbeiten gezogen wird.

4.1.1 Stichprobe

Bei der Rekrutierung der Studienteilnehmenden wurde auf eine gleichmäßige Altersverteilung zwischen jüngeren und älteren Versuchspersonen geachtet. In der

Gesamtstichprobe resultierten daraus eine jüngere Gruppe (N=13) mit einem Altersdurchschnitt von 24,3 Jahren und einer Altersspanne von 18 bis 33 Jahren und eine ältere Gruppe (N=13) mit einem Altersdurchschnitt von 52,8 Jahren und einer Altersspanne von 40 bis 71 Jahren. Aufgrund der reduzierten Stichprobengröße nach Ausschluss der Artefakt behafteten Datensätze in der Pupillometrie wurde die Idee die Gruppen untereinander zu vergleichen schließlich verworfen, da in der jüngeren Hälfte nur neun und in der älteren nur sieben Teilnehmende vertreten gewesen wären. Zhao et al. (2019) zeigten in ihrer Studie bei älteren Studienteilnehmenden eine geringere und verzögerte Pupillendilation und auch McGarrigle et al. (2021a) fanden bei der Bestimmung aufgabenbedingter Pupillenreaktionen altersabhängige Unterschiede, sodass die große Altersspanne zwischen den Teilnehmenden in der vorliegenden Arbeit ein Grund für eine Unterschätzung der Unterschiede in der Pupillendilatation zwischen den Testkonditionen sein kann. Die schlechtere Vergleichbarkeit wurde aber in Kauf genommen, um eine Möglichkeit zu eröffnen diese Kohorte als Kontrollgruppe für weitere Studien mit CI-Hörenden verwenden zu können. Außerdem zeigen die vorliegenden Daten keine signifikanten Zusammenhänge zwischen dem Alter und der Pupillendilatation, was mit den Resultaten von Ayasse et al. (2016) übereinstimmt. Um weitere Auswirkungen der Stichprobenvariabilität auf die Pupillendilatation so gering wie möglich zu halten, wurde vor Versuchsbeginn erfragt, ob neurologische Erkrankungen bestehen, da diese auch Auswirkungen auf die Pupillenreaktion haben können (Winn et al., 2018). Außerdem war ein weiteres wichtiges Einschlusskriterium zur Studienteilnahme Deutsch als Muttersprache, da bei der spezifischen Untersuchung von Schmidtke (2014) während Sprachverstehenstests bei „Nicht-Muttersprachlern“ eine höhere Pupillendilatation registriert wurde als bei „Muttersprachlern“.

4.1.2 Sprachverstehen

In früheren Studien wurden Untersuchungen meist mit einer Sprachverständlichkeitsschwelle von 50 % durchgeführt (z. B. Abdel-Latif und Meister, 2022; Krüger et al., 2022; McGarrigle et al., 2021a,b; Miles et al., 2017), weil hier mit der stärksten Pupillendilatation zu rechnen ist (Ohlenforst et al., 2017). Für die Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwelle wurde in einer früheren Dissertation (Schmidt, 2020) jedoch gefordert in zukünftigen Arbeiten den Versuchsaufbau mit

leicht veränderter SRT durchzuführen. Daher und im Hinblick auf folgende Testungen mit Hörgeschädigten und CI-Hörenden wurde in der adaptiven Version des Oldenburger Satztest eine Sprachverständlichkeitsschwelle von 70 % bestimmt und die folgenden SNR-Konditionen basierend auf diesen individuellen dB-Werten durchgeführt. Dabei war das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, bei dem 70 % der Worte in einem OLSA-Satz korrekt verstanden wurden, für binaurales Hören hochsignifikant geringer (besser) als für monaurales Hören. Dieses Ergebnis zeigt, dass auch eine eingeschränkte Hörfähigkeit auf einem Ohr zu einer signifikanten Verschlechterung des Sprachverstehens führt und daher bei einer Schwerhörigkeit die bestmögliche Versorgung beider Ohren angestrebt werden sollte. Ein weiterer Grund für die Anhebung der adaptiv ermittelten SRT auf 70 % ist die Tatsache, dass Menschen mit eingeschränktem Hörvermögen Schwierigkeiten mit dem Sprachverstehen in Umgebungen mit Störgeräuschen haben, auch wenn das Sprachsignal überschwellig angeboten wird. Für diese Studie wurden deshalb SNR-Konditionen gewählt, die gutes (SRT70+0) beziehungsweise maximales Sprachverstehen (SRT70+5 und SRT70+10) erlauben, und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis wurde für jeden Teilnehmenden individuell entsprechend der jeweiligen SRT70 eingestellt. Gleichzeitig wurde darauf geachtet, dass das SNR nicht so hoch war, dass die Höraufgabe zu leicht wurde, was mit einer geringeren, schwerer detektierbaren Pupillendilatation einhergehen würde (Winn et al., 2018; Zekveld et al., 2010). Auf der anderen Seite wurde vermieden, dass das Sprachverstehen so gering ist, dass die Versuchspersonen sich wegen fehlender Motivation bei zu hoher Aufgabenschwierigkeit nicht weiter anstrengten, was dazu führen würde, dass die Pupillengröße wegen mangelnder Reaktion keine Rückschlüsse über den Grad der Höranstrengung zulassen würde (Winn et al., 2018). Die Annahme hinter der Wahl der maximalen Sprachverständlichkeit in zwei SNR-Konditionen (SRT70+5 und SRT70+10) war es, zu zeigen, dass die Versuchspersonen trotz nahezu maximalem Sprachverständnis, also beinahe 100 % korrekt verstandener Worte in einem Satz im Oldenburger Satztest, Unterschiede in der Höranstrengung empfinden. Die Ergebnisse im Oldenburger Satztest lagen dementsprechend in der binauralen und monauralen Hörkondition für die SNR-Konditionen SRT70+5 und SRT70+10 bei ungefähr 97 % und für SRT70+0 im Mittel bei 74 %. Die Erwartung, dass sich das Sprachverstehen zwischen den beiden leichten Konditionen (SRT70+5 und SRT70+10) Konditionen nicht unterscheidet, wurde für die binaurale Hörkondition

knapp nicht erfüllt. Bei den Untersuchungen auf Unterschiede im Sprachverstehen wurde für den Vergleich zwischen der mittleren und leichten SNR-Kondition in der binauralen Hörkondition mit $p = 0,016$ unter Berücksichtigung der Bonferroni-Korrektur ein gerade noch signifikantes Ergebnis ermittelt, während sich in der monauralen Hörkondition kein signifikanter Unterschied zwischen SRT70+5 und SRT70+10 ergab. Eine Ursache für das Verfehlen der erwarteten Ergebnisse könnte in einem, für die normalhörenden Versuchsteilnehmenden, zu gering gewählten Unterschied zwischen den SNR-Konditionen begründet liegen.

4.1.3 NRS-LE

Die Abfrage der Selbsteinschätzung mittels der NRS-LE erfolgte nach jedem OLSA-Durchgang auf die gleiche Art und Weise, um vergleichbare Werte zu generieren und es wurde eine NRS statt einer VAS eingesetzt, um auch während der Pupillometrie mit der aus den vorherigen Testserien bekannten Skala eine zuverlässige Selbsteinschätzung zu gewährleisten. Betrachtet man die Ergebnisse der subjektiv empfundenen Höranstrengung, wurde während der Präsentation des Oldenburger Satztests ein im Vergleich zum Störsignal lauterer Sprachsignal mit einer geringeren Höranstrengung assoziiert. Dabei wurde die Höranstrengung in der monauralen Hörkondition signifikant höher eingeschätzt als in der Binauralen. Die Probanden gaben für SRT70+0 im Durchschnitt den höchsten und für SRT70+10 den geringsten Punktwert auf der NRS an und es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen jeder SNR-Kondition innerhalb einer Hörkondition. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass die oben genannten Unterschiede in der Sprachverständlichkeit, auch wenn sie nur gering sind, zu den unterschiedlichen Ergebnissen der subjektiven Bewertungen auf der NRS-LE beigetragen haben. Allerdings wird die subjektive Bestimmung der Höranstrengung mithilfe von NRS oder VAS in zahlreichen Arbeiten als zuverlässige Methode beschrieben, um signifikante Ergebnisse bei der Erfassung von Anstrengung zu generieren (z.B. Kramer et al., 2016; McGarrigle et al., 2021a,b; Schmidt, 2020, Zekveld et al., 2010).

4.1.4 Pupillometrie

Ein Großteil der Verbesserungsvorschläge zur Pupillometrie, die Sarah Schmidt (2020), deren Versuche in derselben Fachabteilung des Universitätsklinikums

Mannheim durchgeführt wurden, in ihrer Dissertation aufgeführt hat, wurden in der aktuellen Studie umgesetzt. Wegen technischer Neuerungen konnte eine spezielle Brille zur pupillometrischen Messung (F2D2-Pupillograph) verwendet werden und es musste kein aufwendiger Versuchsaufbau mit fixierten Abständen zwischen Infrarotkamera und Versuchsperson, sowie Leinentüchern zur Abschirmung äußerer Einflüsse erfolgen (Schmidt, 2020). Zudem wurde die Verknüpfung der OLSA-Sätze mit der Messung der Pupillendilatation automatisiert. Indem mithilfe einer zwischengeschalteten „*Trigger Box*“ Anfang und Ende jedes OLSA-Satzes mit „*Trigger Tags*“ markiert wurden, fiel das händische Setzen von Markierungen in den Daten der Pupillenaufzeichnung weg. Weiterhin wurde die genaue Abfolge zwischen Kommando, Störgeräusch- und Satzbeginn, sowie Kommando und Wiederholung des Gehörten bereits in der Vorbereitung der Studie festgelegt, um die Limitation des fehlenden festgelegten Zeitintervalls zwischen Satzende und Antwort der Teilnehmenden zu umgehen. Aufgrund dieser Optimierungen war es möglich, die Werte der Pupillendilatation im gesamten Versuchsaufbau dem genauen Intervall zwischen Satzende und Hörverarbeitung zuzuordnen. Für zukünftige Arbeiten könnte somit an jedem beliebigen Zeitpunkt im Prozess von Verstehen, Verarbeitung und Wiederholung der Testinhalte die Pupillendilatation bestimmt werden, um die Hörverarbeitung genauer zu analysieren.

Bei der Durchführung der Pupillometrie und der Auswertung der gemessenen Daten musste aber noch auf zahlreiche weitere Faktoren geachtet werden. Schon bei der Wahl der Räumlichkeit sind die richtigen Lichtverhältnisse essenziell. Bei einigen Studien wird die Beleuchtungshelligkeit nicht genauer spezifiziert (Giuliani et al, 2021; Miles et al., 2017; Kramer et al., 2016), jedoch findet die Pupillometrie meist in Räumen mit konstanter, eher abgedunkelter Beleuchtung statt (McGarrigle et al., 2021a,b; Ohlenforst et al., 2017; Piquado et al., 2010; Wang et al., 2018). Dazu stellten Steinhauer et al. (2004) fest, dass entgegen intuitiver Vermutung die kognitiv ausgelöste Pupillendilatation bei mäßigem Licht größer ist als bei vollständiger Dunkelheit. Möglicherweise waren die Lichtverhältnisse während der Pupillometrie in dieser Studie zu dunkel, um die ideale Größenänderung der Pupille zu detektieren, da neben der Abdunklung des Raumes noch die lichtundurchlässige Abdeckung des Pupillographen verwendet wurde.

Der F2D2-Pupillograph (AMTech, Dossenheim, DE) wird als neues System zur Messung der „*task evoked pupil dilatation*“ (Aufgaben induzierte Pupillendilatation)

routinemäßig für Untersuchungen zur Schläfrigkeit eingesetzt und arbeitet mit einer Messfrequenz von 25 Hz. Für die Detektion schneller Pupillenreaktionen, wird eine „*Sampling rate*“ von mindestens 30 Hz empfohlen (Winn et al., 2018). Aber auch in Arbeiten mit Pupillometriebrillen mit Messfrequenzen von 60 Hz (Ohlenforst et al., 2017) über 250 Hz (McGarrigle et al., 2021a,b) bis 1000 Hz (Miles et al., 2017) glichen sich die ermittelten Ergebnisse zur Pupillendilatation, weswegen die Messfrequenz eine untergeordnete Rolle bei Untersuchungen der Pupillenreaktion zu spielen scheint. Wenn Sprachverstehenstests simultan während der pupillometrischen Aufzeichnung der Pupille durchgeführt werden, ist es außerdem notwendig die Werte der Pupillendilatation mit dem Satzablauf zu verknüpfen, um eine Grundlage für weitere Analysen zu schaffen. Der Zeitrahmen für die Auswertung variiert in der Literatur um einige Sekunden und der Beginn der Pupillenaufzeichnung wird entweder wie in dieser Arbeit mit dem Satzanfang (Zekveld et al., 2010) oder mit dem Satzende (Winn, 2016) synchronisiert.

Für die Auswertung der Pupillometriedaten kann unter einer Reihe von Pupillenparametern gewählt werden und es gibt unterschiedliche Vorgehensweisen für die Analyse. Daher ist es laut Naylor et al. (2018) erforderlich weiteres Wissen zu Vor- und Nachteilen der verschiedenen Analysemethoden zu generieren. Hinsichtlich der Wahl des Pupillenparameters werden oft die Maximalwerte der Pupillendilatation ausgewertet, obwohl laut einigen Autoren der gemittelte Pupillendurchmesser die Nutzung kognitiver Ressourcen zuverlässiger und stabiler abbildet (Verney et al., 2001; Winn et al., 2018). Dies war ein Grund in dieser Studie die gemittelte Pupillendilatation in einem Zeitintervall als Maß der Höranstrengung zu betrachten. Rückblickend könnte diese Wahl durch ein Angleichen der Extrema die teilweise fehlende Signifikanz verursacht haben, wobei auch Studien, die die durchschnittliche, maximale Pupillendilatation analysiert haben, nur teilweise signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Konditionen für die Pupillenreaktionen fanden (Lau et al., 2019; Miles et al., 2017; Ohlenforst et al., 2017). Lediglich Giuliani et al. (2021), die mit der „*Peak to peak*“ Größenänderung der Pupille rechneten, erhielten durchweg signifikante Ergebnisse.

Üblicherweise werden die erhobenen Daten der Pupillometrie zur Normalisierung einer Baseline-Korrektur unterzogen. Jedoch unterliegt auch die Baseline intra- und interindividuellen Variationen, beispielsweise durch eine intrinsische Erwartungshaltung, den Gemütszustand oder die altersabhängigen Unterschiede der

Pupillenreagibilität der Versuchspersonen, dennoch ist es sinnvoll den dynamischen Bereich der Pupillendilatation zu normalisieren, wie es Piquado et al. (2010) praktiziert haben. Hier wurde ebenfalls eine Baseline-Korrektur durchgeführt, indem die Sekunde vor Beginn des Sprachsignals zur Bestimmung der Baseline, also der Ruheposition der Pupillengröße, verwendet wurde. Winn et al. (2018) empfehlen dieses Vorgehen, was auch die meisten Arbeiten (Lau et al., 2019; Miles et al., 2017; Ohlenforst et al., 2017; Störmer et al., 2013) umsetzten. Eine Sekunde ist dabei eine Zeitsequenz, die in der Regel lang genug ist, damit Daten nicht von einem Blinzeln ausgelöscht werden und kurz genug, um eine Aufzeichnung von Pupillenveränderungen zu vermeiden (Winn et al., 2018). Essenziell bei der Baseline-Korrektur ist es, der Pupille zwischen den Aufgaben genügend Zeit zu gewähren, um wieder zu ihrem Ausgangspunkt zurückzukehren. Zwar genügen hierzu laut Winn et al. (2018) vier bis sechs Sekunden, allerdings konnte in der schweren SNR-Kondition SRT70+0 beobachtet werden, dass die Pupille trotz zehn Sekunden Pause zwischen der Präsentation zweier OLSA-Sätze, nicht ganz in ihre Ruheposition zurückfand. Möglicherweise wurde deshalb das Ausmaß der Pupillendilatation unterschätzt und die Ergebnisse damit weniger signifikant. Hier bleibt abzuwägen, ob in einem erneuten Versuchsaufbau die Abstände zur Regeneration noch größer gewählt werden sollten, was in einer erheblichen zeitlichen Mehrbelastung für die Versuchspersonen resultieren würde.

Bei der Interpretation der Pupillenreaktion ist es wichtig zu beachten, dass auch andere Faktoren als die Höranstrengung die Pupillenreaktion beeinflussen können. Aufmerksamkeit und Anstrengung liegen nahe beieinander (Kahnemann, 1973) und deshalb kann auch ein erhöhtes „*Arousal*“, was als Bereitschaft sich beim Lösen der Höraufgabe anzustrengen gedeutet werden kann, eine Vergrößerung der Pupille bedingen (Winn et al., 2018; Zekveld et al., 2018). Daher wäre es außerdem denkbar, dass durch die Erwartungshaltung bei der Ankündigung der Sätze während der Pupillometrie die Pupille zum Zeitpunkt der Baseline-Messung schon mit einer Vergrößerung reagiert hat und deshalb die relative Größenänderung geringer ausfiel. Ein weiterer Grund für eine Unterschätzung der Pupillendilatation könnte auch die Erwartungshaltung im Bezug auf die Schwere der Höraufgabe sein. So merkten die Versuchsteilnehmenden beim Vorspielen des ersten Satzes einer OLSA-Liste, dass 19 Sätze der leichten beziehungsweise schweren SNR-Kondition folgen würden, was möglicherweise in der schweren Hörsituation in einer erhöhten Baseline des Pupillendurchmessers resultierte. Um diesen Effekt zu vermeiden, könnten in

folgenden Versuchsreihen die OLSA-Sätze randomisiert in jeder SNR-Kondition abgespielt werden, was womöglich wegen der Unvorhersehbarkeit aber auch ein erhöhtes Erregungsniveau provozieren könnte. Winn et al. (2018) haben dazu passend formuliert, dass die Pupillendilatation ein Korrelat der individuellen Anstrengung jeder Versuchsperson darstellt, die sie entsprechend ihrer Motivation und nach Abwägung von Vor- und Nachteilen des Mehrverbrauchs kognitiver Ressourcen in der Hörsituation aufbringt. Eine geringere Pupillendilatation korreliert zum Beispiel mit einer erhöhten Selbsteinschätzung bei der Tendenz zum Aufgeben mit (Kramer et al., 2016). Dies zeigt, dass die Motivation, die Höraufgabe zu lösen, eine wichtige Rolle in der Beurteilung der Pupillenreaktion einnimmt (Hughes et al., 2018). In der aktuellen Studie war eine Reduzierung der Pupillendilatation infolge mangelnder Hörmotivation, die mittels der NRS-Aufgaben erfragt wurde, nicht relevant. Von der Schwierigkeit der Höraufgabe unabhängige Gründe für eine Veränderung der Pupillenreaktionen sind außerdem Müdigkeit und eine geteilte Aufmerksamkeit. Letztere wird beim Abschweifen oder Wandern der Gedanken beobachtet und führt zu einer Erweiterung der Pupille, daher ist es wichtig die Aufmerksamkeit der Versuchspersonen gezielt aufrecht zu erhalten, wie beispielsweise durch verbale Aufforderungen (Koelewijn et al., 2014) oder durch die Anforderung, die Sätze zu wiederholen oder durch eine Begrenzung der Messzeit, weshalb in der vorliegenden Studie regelmäßige, kurze Pausen eingehalten wurden. Ermüden die Teilnehmenden hingegen, kann dies eine fehlende Dilatation oder sogar eine Abnahme der Pupillengröße zur Folge haben (Hopstaken, 2015; Wang et al., 2018). Um den Einfluss von Ermüdung näher zu untersuchen, wurden hier auch die Werte des Pupillen-Unruhe-Index, die das Pupillometrie-System automatisch ausgab, im zeitlichen Verlauf und in Bezug auf die Schwierigkeit der SNR-Konditionen ausgewertet. Hierbei zeigt sich nur in der Analyse über die Zeit ein Trend mit einem Anstieg der PUI-Werte. Standardmäßig wird die Messung des PUI im Straßenverkehr praktiziert, um die Fahrerschläfrigkeit bei Lastkraftwagen- und Busfahrern zu bestimmen (Wilhelm, 2007). Bei der Auswertung der gemessenen PUI-Werte konnten über den zeitlichen Verlauf der OLSA-Testreihe Ermüdungseffekte aufgedeckt werden, wobei die Schwierigkeit der Höraufgabe keinen Einfluss auf den PUI zeigte. Dies könnte zwar bedeuten, dass die Ermüdung der Teilnehmenden bei der Interpretation der Daten der Pupillendilatation berücksichtigt werden sollte, aber durch die wechselnde Reihenfolge der SNR-Kondition innerhalb und zwischen den Versuchsdurchläufen, ist eine Beeinflussung der Ergebnisse in

Relation zu den SNR-Konditionen unwahrscheinlich. Außerdem kann der PUI-Anstieg über die Zeit auch als ein Zeichen für abnehmendes „*Arousal*“ gewertet werden, da die Versuchspersonen sich an den Versuchsablauf gewöhnen und somit eine geringere Erwartungshaltung haben.

Die ursprüngliche Annahme war, dass die Pupillendilatation, welche als physiologisches Maß für (Hör-) Anstrengung keiner bewussten Bewertung unterliegt, die Unterschiede in der Höranstrengung genauer als eine subjektive Beurteilung wiedergibt. Diese Annahme wurde nicht bestätigt, da nicht zwischen allen SNR-Konditionen signifikante Unterschiede gefunden wurden. Lediglich die Unterschiede zwischen SRT70+10 und SRT70+5, sowie zwischen SRT70+10 und SRT70+0 in der binauralen und zwischen SRT70+10 und SRT70+0 in der monauralen Hörkondition waren signifikant. Mögliche Gründe für diese geringe Sensitivität der objektiven Messung könnten in den oben angeführten Erörterungen zur Durchführung, Beeinflussung und Interpretation der Pupillendilatation, aber auch in der Varianz in der Reaktion auf die 20 Sätze einer OLSA-Testliste begründet liegen. Außerdem ist es möglich, dass die SNR-Konditionen für den Oldenburger Satztest für Normalhörige nicht unterschiedlich genug gewählt waren und damit eine zu einfache Aufgabenstellung vorlag. Auch Zekveld et al. (2014) und Wang et al. (2018) stellten fest, dass steigendes Sprachverstehen eine reduzierte Pupillenantwort verursacht und in den Arbeiten von Lau et al. (2019) und Visentin et al. (2022) traten nur bei großen SNR-Unterschieden signifikante Korrelationen auf.

4.1.5 ACALES

Die Höranstrengung wurde mittels Selbsteinschätzung im ACALES-Test während der Präsentation der Oldenburger Sätze mit schwerer werdendem Signal-zu-Rausch-Verhältnis höher eingeschätzt. Auch hier wurde die Höranstrengung in der Hörkonditionen monaural rechts signifikant höher beurteilt als in der binauralen Hörkondition und es zeigten sich zwischen jeder Schwierigkeitsstufe signifikante Unterschiede in der selbsteingeschätzten Höranstrengung. Da dabei für jede SNR-Einstellung drei OLSA-Sätze vorgespielt wurden, bevor eine Bewertung möglich war, wird eine gewisse Stabilität der Bewertung generiert. Auch Abdel-Latif und Meister (2022), Hollfelder et al. (2022) und Kurz et al. (2022) konnten in ihren Arbeiten bei Normalhörenden und CI-Versorgten signifikanten Ergebnisse für die Höranstrengungseinschätzung zeigen. Dieser Test scheint eine zuverlässige

Messmethode zu sein, die dank ihres randomisierten Ablaufs schwerer willentlich beeinflussbar ist als andere subjektive Maße der Höranstrengung. Der automatisierte Ablauf ermöglicht dabei eine unaufwändige Untersuchung ohne nötige Aufsicht, die nur einmal gestartet werden muss und dann von den Untersuchten selbstständig zu Ende geführt werden kann, was vor allem für den Untersuchenden im klinischen Alltag einen Vorteil darstellt.

4.2 Beantwortung der erarbeiteten Fragestellungen

In diesem Absatz sollen die in der Einleitung erarbeiteten Fragestellungen beantwortet und erörtert werden.

Die erste Frage „Ist es möglich Sprachverstehenstests, wie den Oldenburger Satztest mit einer Pupillometrie zu kombinieren?“ lässt sich leicht beantworten, da die Messmethode der Pupillometrie sehr gut mit der Durchführung von Sprachverstehenstests, in dieser Arbeit mit dem Oldenburger Satztest, kombinierbar ist. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Pupillometrie auch problemlos bei CI-Tragenden zum Einsatz kommen kann. Allerdings gestaltet sich der zeitliche Ablauf mit den notwendigen Pausen zur anschließenden Auswertung der Pupillendaten länger und scheint anstrengender zu sein. In der schwersten SNR-Kondition SRT70+0 zeigte sich für binaurales Hören zwischen der OLSA-Testserie mit und ohne Pupillometrie ein signifikanter Unterschied in der mittels NRS bestimmten Höranstrengung. Dies könnte ein Zeichen dafür sein, dass die zusätzlichen Anforderungen während der Pupillometrie, wie die Augen offen zu halten, die Lichtmarkierung der Kamera zu fixieren oder den Satz länger zu memorieren eine subjektive Steigerung der Anstrengung bewirken, die sich erst in schwierigen Hörsituationen demaskiert.

Die Antwort auf die Frage nach signifikanten Unterschieden zwischen den Ergebnissen in den unterschiedlich schweren Testkonditionen der Sprachverstehenstests ist für die Daten der mittels numerischen Rating-Skala beurteilten Höranstrengung eindeutig zu geben. In beiden Hörkondition wurden nämlich zwischen der leichten und der schweren, sowie der leichten und der mittleren SNR-Kondition hochsignifikante Unterschiede festgestellt, während sich die Ergebnisse zwischen der mittleren und der leichten SNR-Kondition signifikant unterschieden.

Beim Vergleich der Unterschiede zwischen den Werten der gemittelten Pupillendilatation in den verschiedenen SNR-Konditionen zeigte sich eine fehlende statistische Signifikanz der Unterschiede in der monauralen Hörkondition zwischen SRT70+0 und SRT70+5 sowie zwischen SRT70+5 und SRT70+10 und in der binauralen Hörkondition zwischen SRT70+5 und SRT70+10. Verantwortlich hierfür ist höchstwahrscheinlich ein auftretender Deckeneffekt bei einem zu gering gewählten Abstand zwischen den leichteren SNR-Konditionen (SRT70+5 und SRT70+10), die damit nicht unterschiedlich genug waren, um signifikante Differenzen in der Pupillendilatation zu verursachen.

Im ACALES-Test zeigten sich zwischen den drei gemittelten Anstrengungskategorien in beiden Hörkonditionen signifikante Unterschiede zwischen den dB-Werten der zugeordneten Signal-zu-Rausch-Verhältnisse.

Betrachtet man die im Oldenburger Satztest für das Sprachverstehen bestimmten Werte, zeigen sich in der monauralen Hörkondition für die Vergleiche zwischen schwerer und leichter, sowie schwerer und mittlerer SNR-Kondition hochsignifikante und zwischen mittlerer und leichter keine signifikanten Unterschiede. Dies entspräche der Erwartung bei SRT70+5 und SRT70+10 maximales Sprachverstehen ohne signifikante Unterschiede zu erreichen. Die Ergebnisse in der binauralen Hörkondition widerlegen diese Annahme jedoch, da sich zusätzlich zu den hochsignifikanten Unterschieden zwischen SRT70+0 und SRT70+5, sowie zwischen SRT70+5 und SRT70+10 ein signifikanter Unterschied zwischen SRT70+5 und SRT70+10 ergab. Wahrscheinlich war das SRT-Niveau zu leicht gewählt, um in einer normalhörenden Kontrollgruppe die erwarteten Ergebnisse zu erhalten, was die Erhebung von Daten mit CI-Hörenden interessant und notwendig macht.

Eine einleuchtende Begründung für die Varianz der signifikanten Ergebnisse könnte der Bewertungsmaßstab innerhalb des OLSA-Ablaufs liefern. So erfolgte die Bestimmung des Sprachverstehens über die Mittelung der Ergebnisse der letzten zehn OLSA-Sätze einer Testliste, während die Pupillendilatation für jeden der 20 OLSA-Sätze bestimmt, gemittelt und normiert wurde, die NRS-LE den Anstrengungseindruck am Ende einer Liste aus 20 OLSA-Sätzen wiedergibt und der ACALES-Test die subjektive Höranstrengung nach drei OLSA-Sätzen abfragt. Diese Inhomogenität könnte zu den unterschiedlichen Ergebnissen in der statistischen Analyse geführt und vor allem das Erreichen von Signifikanzen erschwert haben, daher sollten die Bereiche zur Auswertung in weiterführenden Arbeiten angeglichen werden.

Die dritte Fragestellung „Gibt es bei den Ergebnissen für das Sprachverstehen und die Selbstbeurteilung signifikante Unterschiede zwischen Tests mit und ohne Pupillometrie?“ kann dank statistischer Auswertungen in etwas umformulierter Art und Weise geklärt werden. Mithilfe der Bestimmung des Intraklassenkorrelationskoeffizienten konnten zwischen den Ergebnissen der Höranstrengung als NRS-LE in der binauralen Hörkonditionen nach Koo und Li (2016) zwar gute Korrelationen gezeigt werden, aber für die Werte in der monauralen Hörkondition und vor allem für die Ergebnisse im Oldenburger Satztest bestanden nur schlechte bis maximal durchschnittliche Korrelationen zwischen den Resultaten in den Durchgängen mit und ohne Pupillometrie. Aus dieser Inhomogenität wurde geschlussfolgert, dass die Ergebnisse zu unterschiedlich sind und weitere Berechnungen daher nicht mit den Mittelwerten aus den Daten mit und ohne Pupillometrie, sondern nur mit den während der Pupillometrie erhobenen Datensätzen durchgeführt werden.

Die nächste Fragestellung beschäftigt sich mit der Beeinflussung des Sprachverstehens und der Höranstrengung durch das Alter und die Hörschwelle. Für deren Beurteilung wurden Korrelationen berechnet, die zeigten, dass die Hörschwelle als PTA4 auf beiden Ohren stark mit dem Alter korreliert. Signifikante Korrelationen ergaben sich außerdem zwischen der PTA4 und den Ergebnissen des Sprachverstehens im Freiburger Einsilber Test und in der adaptiven Version des Oldenburger Satztests. Für den Vergleich von Alter und Hörschwelle mit der Pupillendilatation in den verschiedenen Hör- und SNR-Konditionen ergaben sich keine signifikanten Korrelationen und auch die Skalenbewertungen anhand der NRS-LE und im ACALES-Test wurden weder vom Alter noch von der Hörschwelle beeinflusst. Den Einfluss des Lebensalters auf die Veränderung kognitiver Funktionen und auch der Pupillenreaktion, konnten einige Studien zeigen (McGarrigle et al., 2021a; Meister, 2020; Zhao et al., 2019). Beispielsweise resümierten Winn et al. (2018), dass ältere Versuchsteilnehmende und Menschen mit eingeschränktem Hörvermögen öfter eine geringere Pupillendilatation aufweisen als Normalhörende. Die vorliegenden Daten geben allerdings keinen Anhalt für signifikante Zusammenhänge zwischen dem Alter und den Pupillendaten, was mit den Resultaten von Ayasse et al. (2016) übereinstimmt.

Die letzte Frage „In welchem Ausmaß korrelieren subjektive und objektive Höranstrengung miteinander?“ kann durch die Berechnungen mithilfe der Methode der „Repeated Measures Correlation“ (rmcorr, Bakdash und Marusich, 2017) mit „signifikant“ beantwortet werden. Bei den Vergleichen der Höranstrengungsmaße mit dem Sprachverstehen verdeutlichen die negativen Korrelationen, dass bei hoher Sprachverständlichkeit eine geringe Pupillendilatation gemessen und die Höranstrengung auf der NRS-LE, sowie mittels ACALES-Test gering eingeschätzt wird und umgekehrt, während die Ergebnisse für den Vergleich zwischen den Höranstrengungsmaßen gleichsinnige Zusammenhänge aufweisen, also eine geringere Pupillendilatation mit einer geringeren Einschätzung der subjektiven Höranstrengung korreliert und umgekehrt. Bisher konnte die Mehrzahl der Studien zur Höranstrengung keine signifikanten Zusammenhänge zwischen subjektiven und objektiven Messmethoden für Höranstrengung aufzeigen (Abdel-Latif und Meister, 2022; Alhanbali et al., 2019; Strand, 2018; Wendt et al., 2016; Zekveld et al., 2010). Lediglich einige Forschungsarbeiten konnten Korrelationen für einzelne Faktoren finden (Holube et al., 2016; Picou und Ricketts, 2018), die meist bei großen SNR-Unterschieden während der Präsentation der Höraufgabe auftraten (Lau et al., 2019; Visentin et al., 2022). In dieser Arbeit gelang es erstmals zwischen allen subjektiven Maßen untereinander und mit der objektiven Bestimmung mittels Pupillometrie signifikante Korrelationen mit großen Effekten zu generieren.

4.3 Bedeutung der Korrelationen zwischen den Höranstrengungsmaßen

Es wird angenommen, dass das Konstrukt ‚Höranstrengung‘ multidimensional ist und dass abhängig von der gewählten Messmethode unterschiedliche Aspekte dargestellt werden (Alhanbali et al., 2019; McGarrigle et al., 2014; Miles et al., 2017; Wendt et al., 2016; Zekveld et al., 2010). Daher scheint eine Kombination verschiedener Bestimmungsmethoden die zuverlässigste Einschätzung der Höranstrengung zu erlauben. Nichtsdestotrotz ist es von Interesse eine möglichst schwer willentlich beeinflussbare, komfortabel durchführbare, variabel einsetzbare, kostengünstige Erfassungsmethode für die Bestimmung der Höranstrengung im klinischen Alltag zu identifizieren. Die subjektive und objektive Bewertung von Anstrengung setzt sich dabei aus sensorischen und kognitiven Faktoren zusammen, die zwischen den

Individuen und der Hörsituation differieren können (Giuliani et al., 2021; McGarrigle, 2021a,b; Zekveld et al., 2018).

Laut Literatur ist es bisher unklar, wieso in den meisten Arbeiten kein direkter Zusammenhang zwischen der Pupillendilatation und der subjektiv bestimmten Höranstrengung besteht (Winn et al., 2018) und Francis et al. (2016) kommen sogar zu dem Schluss, dass physiologische Messungen keine Rückschlüsse auf die subjektive Empfindung von Anstrengung zulassen. Deren Aussage lässt sich mit den Resultaten dieser Studie widerlegen. Hier wurden starke, hochsignifikante Korrelationen der Höranstrengungsmaße untereinander festgestellt. In der verwendeten „Repeated Measures Correlation“ (Bakdash und Marusich, 2017; Marusich und Bakdash, 2021) bestand der stärkste positive Zusammenhang mit hoher Signifikanz zwischen den subjektiven Maßen, also der NRS-LE und dem ACALES-Test in beiden Hörkonditionen. Aber auch der Vergleich zwischen der Pupillometrie als objektive Messmethode und der Selbstbeurteilung zeigte in der binauralen Hörkondition starke positive Korrelationen, diese fielen in der monauralen Hörkondition zwar geringer, aber dennoch signifikant aus. Laut McGarrigle et al. (2021b) könnte unter anderem die Methode der messwiederholten Korrelationen eine Lösung sein, um trotz kleiner Stichproben eine große Effektstärke zu erreichen, was beispielsweise mit den Korrelationsmaßen nach Pearson oder Spearman erst ab einer gewissen Stichprobengröße möglich ist. Vor allem im Bereich der Hörforschung ist es meist wegen der Arbeit mit spezifischen Kohorten wie CI-Versorgten nicht möglich eine hohe Fallzahl zu erreichen (McGarrigle, 2021b). Umso wertvoller sind die Entwicklung und der Einsatz neuartiger Analysetechniken, die effektive Einschätzungen der Zusammenhänge zwischen den untersuchten Parametern erlauben. Bakdash und Marusich (2017) statuieren selbst, dass ihre entwickelte Messmethode Daten aus wiederholten Messungen verarbeiten kann, ohne sie vorher mitteln zu müssen oder Unabhängigkeitsannahmen zu verletzen, was im Vergleich zu üblichen Korrelationsberechnungen für eine höhere statistische Aussagekraft sorgt. Die Entwickler fassen passend zusammen, dass die Stärken von `rmcorr` vor allem in der einfachen Anwendung und dem Potential eine hohe statistische Effektstärke und Signifikanz zu erreichen liegen (Bakdash und Marusich, 2017).

4.4 Ausblick für die Klinik und Forderungen für folgende Studien

Schlussfolgernd konnte gezeigt werden, dass die Pupillometrie ein objektives, nicht-invasives, indirektes, zuverlässiges Messverfahren für die Höranstrengung ist, das unter Beachtung einiger Besonderheiten bei deren Durchführung und der Interpretation ihrer Ergebnisse gut mit Sprachverstehenstests kombinierbar ist.

Da es zurzeit noch keinen „*Goldstandard*“ für die Bestimmung von Höranstrengung gibt (Meister, 2020), bedeuten die wenigen signifikanten Korrelationen beim Vergleich zwischen den Testkonditionen, die in der vorliegenden Studie am ehesten auf die geringen Unterschiede in der normalhörende Studiengruppe zurückzuführen sind, nicht, dass keinerlei Zusammenhänge oder Unterschiede bestehen, beziehungsweise schwache Korrelationen ohne Relevanz sind. Vielmehr sollte geprüft werden, welche Differenz in der Pupillengröße während des Zuhörens für die Versuchsperson einen wesentlichen Unterschied in der empfunden Höranstrengung zwischen den Testkonditionen darstellt.

Um die Vergleichbarkeit von Studien zur Pupillometrie untereinander zu erhöhen, wäre es wünschenswert, dass die Heterogenität verschiedener Faktoren, wie den verwendeten Lautsprecherpositionen (frontal, lateral), Sprachverstehenstests (Einsilber- bis Satzverstehenstests), Störgeräuschen (stationär, fluktuierend, Rauschen, interferierende Sprecher), Lautstärkepegeln (55 dB bis 70 dB), Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch (50 % bis 70 %) und Messfrequenzen der Pupillographen (25 Hz bis 1000 Hz) minimiert wird. Vor allem da sowohl der semantische Kontext und die Satzstruktur (Winn, 2016) als auch die Satzkomplexität (Ayasse und Wingfield, 2018) Einfluss auf die Pupillenreaktion haben können, sollte versucht werden die Wahl der eingesetzten Sprachverstehenstests zu vereinheitlichen. Das Ziel sollte hierbei sein, die Pupillometrie noch weiter mit Maßen für die subjektive und objektive Höranstrengung zu vergleichen, um die Dimensionen der Höranstrengung und ihre Beeinflussung durch Motivation, Aufmerksamkeit oder Erschöpfung genauer definieren zu können. Dank der Möglichkeit den Zeitverlauf der Pupillenveränderungen während des gesamten Prozesses vom Hören über die Verarbeitung und das Memorieren bis zur Sprachwiedergabe detailliert auswerten zu können, könnte die Pupillometrie in Zukunft auch dafür genutzt werden individuelle Defizite beim Sprachverstehen zu detektieren. McGarrigle et al. (2014), Naylor et al. (2018) und Winn et al. (2018) erkannten diesen Vorteil ebenfalls und zogen die

kontinuierliche Bestimmung der Höranstrengung mittels Pupillometrie anderen Messmethoden vor.

Außerdem sollte der ACALES-Test in den Fokus audiologischer Forschung rücken, um ihn im Vergleich mit objektiven Maßen zur Bestimmung von Höranstrengung zu validieren und die Auswertung der ausgegeben Daten zu optimieren. Die vorhandenen Korrelationen mit den Ergebnissen aus der objektiven Pupillometrie und sein komplexer Versuchsablauf legen die Annahme nahe, dass er schwerer willentlich beeinflussbar ist als andere subjektive Höranstrengungsmaße. Wegen der randomisierten, wiederholten Präsentation der verschiedenen schweren SNR-Konditionen ist seine Glaubwürdigkeit dabei höher einzuschätzen als die der numerischen Bewertungsskalen, deren empfundene und wiedergegebene Höranstrengung beispielsweise auch durch die Selbsteinschätzung über die eigene Leistung beim Bewältigen der Höraufgabe beeinflusst werden kann (Moore und Picou, 2018). Somit scheint der ACALES-Test ein zuverlässiges System zu sein, das gerade wegen seiner vergleichsweise mit wenig Aufwand verbundene Durchführung für den klinischen Alltag eine wertvolle Rolle einnehmen könnte und eine gute Alternative darstellt, um verschiedene Hörversorgungen hinsichtlich ihrer Unterschiede in der empfundenen Höranstrengung bei sprachkundigen Erwachsenen und älteren Kindern zu untersuchen.

Trotzdem sollte weiter daran gearbeitet werden Situationen und Stichproben zu finden und zu definieren, in denen die Pupillometrie als objektives Messverfahren Vorteile gegenüber der Selbsteinschätzung birgt, um deren Nutzung in der Klinik zu etablieren und neben dem Sprachverständnis eine weitere Möglichkeit zu haben, den Erfolg einer Hörgeräteversorgung und den Nutzen von Hilfsprogrammen wie „*Noise Canceling*“ oder „*Dual Streaming*“ zu verifizieren. Vor allem die Weiterentwicklung der Auswertung von Pupillometriedaten mit dem Ziel komplexere Situationen, wie den zeitlichen Verlauf des Verstehens und Verarbeitens von zusammenhängenden Texten zu untersuchen wäre hierbei von Interesse. Auch die Kombination von Elektroenzephalographie und Pupillometrie könnte einen wertvollen Beitrag dazu leisten die verschiedenen Phasen der Hörverarbeitung darzustellen und die Frage nach der Rolle der Erwartungshaltung, des „*Arousal*s“ und deren Einfluss auf die Pupillenreaktion zu klären.

Vielversprechende Alternativen eröffnen sich mit neuen Ansätze zur Berechnung von Zusammenhängen, die es ermöglichen trotz kleiner Studiengruppen relevante

statistische Aussagen zu treffen (wie die „Repeated Measures Correlation“). Um deren Nutzen und Zuverlässigkeit zu verifizieren, wäre es in Zukunft interessant sie in der Datenanalyse wissenschaftlicher Arbeiten zu etablieren und mit bewährten Korrelationsmaßen zu vergleichen.

Und obwohl es im Hinblick auf die Studiendurchführung mit CI-Hörenden schwierig ist, große Fallzahlen zu erreichen, darf dieser Anspruch nicht verloren gehen, damit in zukünftigen Studien durch ausreichende Kohortengrößen valide und vergleichbare Ergebnisse zu subjektiven und objektiven Messmethoden der Höranstrengung wie dem ACALES-Test und der Pupillometrie erhoben werden können.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Die Parameter Sprachverstehen und Höranstrengung bilden verschiedene Charakteristika des Hörens ab, die unabhängig voneinander untersucht werden können. Neben dem Sprachverstehen ist die Höranstrengung ein wichtiger Faktor zur Beurteilung einer suffizienten Hörversorgung, da eine gesteigerte Höranstrengung für Betroffene fatale Auswirkungen von Stress bis zu sozialer Isolation haben kann.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit subjektiven (numerische Beurteilungsskala und ACALES-Test) und objektiven (Pupillometrie) Messmethoden zur Erfassung der Höranstrengung während des klinisch verwendeten Oldenburger Satztests und den Korrelationen der verschiedenen Höranstrengungsmaße untereinander. Dafür wurde das Sprachverstehen in drei Schwierigkeitsstufen des Oldenburger Satztests im Bezug auf die individuell bestimmte Sprachverständlichkeitsschwelle für 70% (SRT70+0, SRT70+5, SRT70+10) mit binauralem und monauralem Hören bestimmt und synchron die Höranstrengung mittels numerischer Beurteilungsskala und Pupillometrie quantifiziert. Außerdem wurde der ACALES-Test für die subjektive Bestimmung von Höranstrengung angewendet. Die Untersuchungen wurden in einer Stichprobe von 16 Normalhörenden im Alter von 18 bis 68 Jahren durchgeführt, die als Kontrollkohorte für folgenden Studien mit CI-Versorgten dienen soll.

Die Höranstrengung zeigte sich in allen Testkonditionen für monaurales Hören signifikant höher als für binaurales Hören und wurde in der schwierigsten Testkondition am höchsten und in der leichtesten am geringsten eingeschätzt, während die Ergebnisse für die mittlere Schwierigkeitsstufe dazwischen lagen. Eine gesteigerte Höranstrengung spiegelte sich bei der Bewertung auf der Beurteilungsskala als größerer Zahlenwert, bei der Pupillenreaktion als vermehrte Dilatation und beim ACALES-Test als anstrengender eingeschätzte Verständlichkeit wider. Mit der rmcrr-Analyse konnten erstmals zwischen alle Höranstrengungsmaßen signifikante, gleichsinnige Zusammenhänge gezeigt werden. Dabei korrelieren die Pupillendilatation und die subjektive Höranstrengung, sowie die im ACALES-Test bestimmte Höranstrengung gegensinnig mit dem Sprachverstehen, das heißt mit zunehmendem Sprachverstehen in der Höraufgabe nahm der gemittelte Pupillendurchmesser ab und auch in den subjektiven Bewertungen mittels numerischer Beurteilungsskala und ACALES-Test wurde die Höranstrengung dementsprechend niedriger eingeschätzt und umgekehrt.

Am sensitivsten zeigten sich in dieser Arbeit die subjektiven Maße für die Beurteilung der Höranstrengung mit durchweg signifikanten Ergebnissen. Vor allem dem ACALES-Test sollte als Alternative für die Klinik Beachtung geschenkt werden, da er wegen seines komplexen Aufbaus schwerer beeinflussbar zu sein scheint als andere subjektive Höranstrengungsmaße und sich dank seines automatisierten Ablaufs im klinischen Alltag als nützliche, wenig zeitaufwändige Messmethode etablieren könnte. Mit der Pupillometrie steht weiterhin ein objektives, nicht-invasives, zuverlässiges Messverfahren zur Verfügung, das vor allem für Situationen, in denen keine subjektive Bestimmung der Höranstrengung möglich ist oder der zeitliche Ablauf des Hörprozesses beurteilt werden soll, eine wertvolle Methode darstellt. Hier sind weitere Untersuchungen mit CI-Versorgten erstrebenswert, um die Ergebnisse mit denen der Normalhörenden zu vergleichen und in Zukunft die Höranstrengung als belastenden Aspekt neben dem Sprachverstehen quantifizieren und die Hörgeräteversorgung weiter optimieren zu können.

Neben einer Vereinheitlichung der Versuchsbedingungen und dem Erreichen größerer Stichproben sollte weiterhin versucht werden die Elemente des Konstrukts ‚Höranstrengung‘ zu spezifizieren, um deren Einflüsse auf die Pupillenreaktion besser beurteilen zu können. Außerdem sollten neuartige Berechnungsmethoden, mit deren Hilfe auch in kleinen Studiengruppen relevante statistische Ergebnisse erreicht werden können, wie die „Repeated Measures Correlation“ mit bewährten Korrelationsanalysen verglichen werden, um sie in der Forschung zu etablieren und es zu ermöglichen auch mit spezifischen Kohorten wie CI-Versorgten aussagekräftige Daten zu generieren.

6 LITERATURVERZEICHNIS

Abdel-Latif, K.H. und Meister, H. (2022). Speech Recognition and Listening Effort in Cochlear Implant Recipients and Normal-Hearing Listeners. *Frontiers in Neuroscience* 15. doi: 10.3389/fnins.2021.725412

Abokyi, S., Owusu-Mensah, J. und Osei, K.A. (2017). Caffeine intake is associated with pupil dilation and enhanced accommodation. *Eye* 31(4), S. 615-619. doi: 10.1038/eye.2016.288

Alhanbali, S., Dawes, P., Millman, R.E. und Munro, K.J. (2019). Measures of Listening Effort Are Multidimensional. *Ear and Hearing* 40(5), S. 1084-1097. doi: 10.1097/AUD.0000000000000697

AMTech. F2D2 - Fit-For-Duty. <https://www.amtech.de/de/produkte/f2d2>. Abgerufen: 16.02.2023

Aschendorff, A., Gollner, K., Maier, W., Beck, R., Wesarg, T., Kröger, S., Arndt, S. und Laszig, R. (2009). Technologisch-chirurgischer Fortschritt bei der Cochlear Implantation. In: *Cochlear Implant heute*. (Berlin, Heidelberg: Springer). doi: 10.1007/978-3-540-88236-7_5

Ayasse, N.D. und Wingfield, A. (2018). A Tipping Point in Listening Effort: Effects of Linguistic Complexity and Age-Related Hearing Loss on Sentence Comprehension. *Trends in Hearing* 22, 2331216518790907. doi: 10.1177/2331216518790907

Ayasse, N.D., Lash, A. und Wingfield, A. (2016). Effort Not Speed Characterizes Comprehension of Spoken Sentences by Older Adults with Mild Hearing Impairment. *Frontiers in Aging Neuroscience* 8, S. 329. doi: 10.3389/fnagi.2016.00329

Bakdash, J.Z. und Marusich, L.R. (2017). Repeated Measures Correlation. *Frontiers in Psychology* 8, S. 456. doi: 10.3389/fpsyg.2017.00456

Balkenhol, T., Wallhäusser-Franke, E., Rotter, N. und Servais, J. J. (2020). Cochlear implant and hearing aid: objective measures of binaural benefit. *Frontiers in Neuroscience* 14, 586119. doi: 10.3389/fnins.2020.586119

Basta, D. (2009). Perioperatives Monitoring objektiv-audiologischer Daten im Rahmen der Cochlear- Implant-Versorgung. In: *Cochlear Implant heute*. (Berlin, Heidelberg: Springer). doi: 10.1007/978-3-540-88236-7_4

Batthyany, C., Schut, A. R., van der Schroeff, M. und Vroegop, J. (2022). Translation and validation of the speech, spatial, and qualities of hearing scale (SSQ) and the hearing environments and reflection on quality of life (HEAR-QL) questionnaire for children and adolescents in Dutch. *International Journal of Audiology* 62(2), S. 129-137. doi: 10.1080/14992027.2021.2020914

Beatty, J. und Lucero-Wagoner, B. (2000). The pupillary system. In: *Handbook of psychophysiology*, 2. Auflage, Cacioppo, J.T., Tassinari L.G. und Berntson, G.G., Hrsg. (Cambridge University Press), S.142–162.

Bench, J. und Doyle, J. (1979). The BKB/A (Bamford Kowal Bench) Sentence Lists for Speech Audiometry-Australian version. Lincoln Institute of Health Sciences, (Carlton, Victoria: Lincoln Institute). doi: 10.3109/03005367909078884

Berger, H. (1929). Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten* 87(1), S. 527–570. doi: 10.1007/BF01797193

Berlit, P. (2013). *Basiswissen Neurologie*. (Berlin, Heidelberg:Springer). doi: 10.1007/978-3-642-37784-6

Beyer, R. und Gerlach, R. (2018). Sprache und Denken. In *Basiswissen Psychologie*. (Wiesbaden: Springer). doi: 10.1007/978-3-658-17488-0_2

Bittencourt, A.G., Della Torre, A.A., Bento, R.F., Tsuji, R.K. und Brito, R. (2012). Prelingual deafness: Benefits from cochlear implants versus conventional hearing aids.

International archives of otorhinolaryngology 16(3), S. 387-390. doi: 10.7162/S1809-97772012000300014

Blümer, M., Heeren, J., Mirkovic, B., Latzel, M., Gordon, C., Crowhen, D., Meis, M., Wagener, K. und Schulte, M. (2024). The Impact of Hearing Aids on Listening Effort and Listening-Related Fatigue-Investigations in a Virtual Realistic Listening Environment. Trends in Hearing 28, 23312165241265199. doi: 10.1177/23312165241265199

Brokjær, A., Olesen, A.E., Kreilgaard, M., Graversen, C., Gram, M., Christrup, L.L., Dahan, A. und Drewes, A.M. (2015). Objective markers of the analgesic response to morphine in experimental pain research. Journal of Pharmacological and Toxicological Methods 73, S. 7-14. doi: 10.1016/j.vascn.2015.01.005

Cant, N.B. und Oliver, D.L. (2018). Overview of Auditory Projection Pathways and Intrinsic Microcircuits. In The Mammalian Auditory Pathways. Springer Handbook of Auditory Research 65., Oliver, D., Cant, N., Fay, R., Popper, A., Hrsg. (Cham: Springer), S. 7-39. doi: 10.1007/978-3-319-71798-2_2

Carlson, M.L., Driscoll, C.L., Gifford, R.H. und McMenomey, S.O. (2012). Cochlear implantation: current and future device options. Otolaryngologic Clinics of North America 45(1), S. 221-248. doi: 10.1016/j.otc.2011.09.002

Carolan, P.J., Heinrich, A., Munro, K.J. und Millman, R.E. (2022). Quantifying the Effects of Motivation on Listening Effort: A Systematic Review and Meta-Analysis. Trends in Hearing 26, 23312165211059982. doi: 10.1177/23312165211059982

Cohen, J. (1988). Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences, 2. Auflage. (New York: Routledge). doi: 10.4324/9780203771587

Dazert, S., Thomas, J.P., Loth, A., Zahnert, T. und Stöver, T. (2020). Cochlear Implantation. Deutsches Ärzteblatt international 117(41): S. 690-700. doi: 10.3238/arztebl.2020.0690

Desjardins, J.L. und Doherty, K.A. (2014). The effect of hearing aid noise reduction on listening effort in hearing-impaired adults. *Ear and Hearing* 35(6), S. 600-610. doi: 10.1097/AUD.0000000000000028

DGHNO-KHC (2020). S2k-Leitlinie Cochlea-Implantat Versorgung. Version 3.0. AWMF-Registernummer: 017/071. <https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/017-071>

DGHNO-KHC (2021). Weissbuch Cochlea-Implantat(CI)-Versorgung. 2. Auflage. https://www.ci-register.de/wp-content/uploads/DGHNO_Weissbuch_CI-Versorgung.pdf

Dwyer, N.Y., Firszt, J.B. und Reeder, R.M. (2014). Effects of Unilateral Input and Mode of Hearing in the Better Ear: Self-reported Performance Using the Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale. *Ear and Hearing* 35(1), S. 126-136. doi: 10.1097/AUD.0b013e3182a3648b

Eckstein, M. K., Guerra-Carrillo, B., Singley, A. T. M. und Bunge, S. A. (2017). Beyond eye gaze: What else can eyetracking reveal about cognition and cognitive development? *Developmental Cognitive Neuroscience* 25, S. 69-91. doi: 10.1016/j.dcn.2016.11.001

Falzone, C., Guerzoni, L., Pizzol, E., Fabrizi, E. und Cuda, D. (2022). An Adaptation and Validation Study of the Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale (SSQ) in Italian Normal-Hearing Children. *Audiology Research* 12(3), S. 297-306. doi: 10.3390/audiolres12030031

Francis, A.L., MacPherson, M.K., Chandrasekaran, B. und Alvar, A.M. (2016). Autonomic Nervous System Responses During Perception of Masked Speech may Reflect Constructs other than Subjective Listening Effort. *Frontiers in Psychology* 7, S. 263. doi: 10.3389/fpsyg.2016.00263

Gargula, S., Simon, F., Célérier, C., Couloigner, V., Leboulanger, N., Loundon, N. und Denoyelle, F. (2022). French adaptation and validation of the Speech, Spatial and

Qualities of Hearing scale for Parents (SSQ-P) and for Children (SSQ-Ch). International Journal of Audiology 62(8), S. 738-746. doi: 10.1080/14992027.2022.2084461

Gatehouse, S. und Noble, W. (2004). The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). International Journal of Audiology 43(2), S. 85-99. doi: 10.1080/14992020400050014

Geisen, M., Helbig, S., Weißgerber, T., Stöver, T. und Baumann, U. (2024). Untersuchung einer Patientenspezifischen CI-Sprachprozessor-Anpassung auf Sprachverstehen und Hörqualität. Laryngo-Rhino-Otologie, 103(2), S. 79. doi: 10.1055/s-0044-1784200

Giuliani, N.P., Brown, C.J. und Wu, Y.H. (2021). Comparisons of the sensitivity and reliability of multiple measures of listening effort. Ear Hear 42, S. 465-474. doi: 10.1097/AUD.0000000000000950

Grehn, F. (2019). Pupille. In: Augenheilkunde. (Berlin, Heidelberg: Springer).

Hackett, T. A. (2015). Anatomic organization of the auditory cortex. Handbook of Clinical Neurology 129, S. 27-53. doi: 10.1016/B978-0-444-62630-1.00002-0

Haeder, K., Imbery, C., Heindorf, R., Weber, R. und Holube, I. (2015). Erfassung der subjektiven Höranstrengung und des Hautleitwertes in Hörsituationen mit Nachhall und Störgeräusch bei normalhörenden und schwerhörenden Probanden. 18. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie.

Hahlbrock, K.H. (1970). Sprachaudiometrie. Grundlagen und praktische Anwendungen einer Sprachaudiometrie für das deutsche Sprachgebiet, 2. Auflage. (Stuttgart: Thieme).

Hart, S. G. (1986). NASA Task load Index (TLX). Volume 1.0.

Hart, S. G. (2006). Nasa-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting 50(9), S. 904-908. doi: 10.1177/154193120605000909

Helmle, A.G. (2012). Pupillographischer-Schläfrigkeits-Test PSTxs-III und winPST. Benutzerhandbuch.

Henry, J. A. und Meikle, M. B. (2000). Psychoacoustic Measures of Tinnitus. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11(3), S. 138-155. doi: 10.1055/s-0042-1748040

Hétu R., Riverin L., Lalande N., Getty L. und St-Cyr C. (1988). Qualitative analysis of the handicap associated with occupational hearing loss, *British Journal of Audiology* 22(4), S. 251-264. doi: 10.3109/03005368809076462

Hilfiker, R. (2008). Schmerzintensität messen. *physiopraxis*, 6(11/12), S. 46-47. doi: 10.1055/s-0032-1308158

Hoffmann, V. (2013). Auditive Satzverarbeitung bei postlingual ertaubten Erwachsenen mit Cochlea-Implantaten. Med. Dissertation. Universität zu Köln.

Hollfelder, D., Prein, L., Jürgens, T., Leichtle, A. und Bruchhage, K. L. (2023). Einfluss von Richtmikrofonie auf die Höranstrengung bei Mittelohrimplantatträgern. *HNO* 71, S. 375-385. doi: 10.1007/s00106-022-01223-4

Holube I., Haeder K., Imbery C. und Weber R. (2016). Subjective Listening Effort and Electrodermal Activity in Listening Situations with Reverberation and Noise. *Trends in Hearing* 20, 2331216516667734. doi: 10.1177/2331216516667734

Hoppe, U., Liebscher, T. und Hornung, J. (2016). Anpassung von Cochleaimplantatsystemen. *HNO* 65(7), S. 546-551. doi: 10.1007/s00106-016-0226-7

Hopstaken, J.F., van der Linden, D., Bakker, A.B. und Kompier, M.A. (2015). The window of my eyes: Task disengagement and mental fatigue covary with pupil dynamics. *Biological Psychology* 110, S. 100-106. doi: 10.1016/j.biopsycho.2015.06.013

Hoth S (2016). Der Freiburger Sprachtest: Eine Säule der Sprachaudiometrie im deutschsprachigen Raum. *HNO* 64(8), S. 540-548: doi: 10.1007/s00106-016-0150-x

<https://www.amtech.de/de/neues/neuer-parameter-hilft-zur-messzeitverkuerzung>.

Abgerufen: 14.02.23

[https://www.dr-](https://www.dr-gumpert.de/html/unterschiedlich_grosse_pupillen/welche_medikamente_oder_drogen_beeinflussen_die_pupille.html)

[gumpert.de/html/unterschiedlich_grosse_pupillen/welche_medikamente_oder_drogen_beeinflussen_die_pupille.html](https://www.dr-gumpert.de/html/unterschiedlich_grosse_pupillen/welche_medikamente_oder_drogen_beeinflussen_die_pupille.html). Abgerufen: 07.03.2023

<https://www.hz-ol.de/de/diagnostik-olsa.html>. Abgerufen: 10.02.2023

https://www.springermedizin.de/emedpedia/enzyklopaedie-der-schlafmedizin/pupillographischer-schlaefrigkeitstest?epediaDoi=10.1007%2F978-3-642-54672-3_167. Abgerufen: 16.02.2023

Hughes, S.E., Hutchings, H.A., Rapport, F.L., McMahon, C.M. und Boisvert, I. (2018). Social Connectedness and Perceived Listening Effort in Adult Cochlear Implant Users: A Grounded Theory to Establish Content Validity for a New Patient-Reported Outcome Measure. *Ear and Hearing* 39(5), S. 922-934. doi: 10.1097/AUD.0000000000000553

Jensen, J., Callaway, S. L., Lunner, T. und Wendt, D. (2018). Measuring the Impact of Tinnitus on Aided Listening Effort Using Pupillary Response. *Trends in Hearing* 22, 2331216518795340. doi: 10.1177/2331216518795340

Johnson, J.A., Xu, J. und Cox, R.M. (2016) Impact of Hearing Aid Technology on Outcomes in Daily Life II: Speech Understanding and Listening Effort. *Ear and Hearing* 37(5), S. 529-540. doi: 10.1097/AUD.0000000000000327

Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. (New Jersey: Prentice Hall Inc.).

Kalbe, E., Kessler, J., Calabrese, P., Smith, R., Passmore, A. P., Brand, M. A. und Bullock, R. (2004). DemTect: a new, sensitive cognitive screening test to support the diagnosis of mild cognitive impairment and early dementia. *International Journal of Geriatric Psychiatry* 19(2), S. 136-143. doi: 10.1002/gps.1042

Kießling, J., Grugel, L., Meister, H. und Meis, M. (2011). Übertragung der Fragebögen SADL, ECHO und SSQ ins Deutsche und deren Evaluation. *GMS Zeitschrift für Audiologie-Audiological Acoustics* 50(1), S. 6-16.

Koelewijn, T., Shinn-Cunningham, B.G., Zekveld, A.A. und Kramer, S.E. (2014). The pupil response is sensitive to divided attention during speech processing. *Hearing Research* 312, S. 114-120. doi: 10.1016/j.heares.2014.03.010

Koelewijn, T., Zekveld, A.A., Festen, J.M. und Kramer, S.E. (2012). Pupil dilation uncovers extra listening effort in the presence of a single-talker masker. *Ear and Hearing* 33(2), 291-300. doi: 10.1097/AUD.0b013e3182310019

Koo, T.K. und Li, M.Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine* 15(2), S. 155-163. doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012

Kramer, S.E., Teunissen, C.E. und Zekveld, A.A. (2016). Cortisol, Chromogranin A, and Pupillary Responses Evoked by Speech Recognition Tasks in Normally Hearing and Hard-of-Hearing Listeners: A Pilot Study. *Ear and Hearing* 37, S. 126-135. doi: 10.1097/AUD.0000000000000311

Kroczeck, L. O., Gunter, T. C., Rysop, A. U., Friederici, A. D. und Hartwigsen, G. (2019). Contributions of left frontal and temporal cortex to sentence comprehension: Evidence from simultaneous TMS-EEG. *Cortex* 115, S. 86-98. doi: 10.1016/j.cortex.2019.01.010

Krüger, M., Schulte, M. und Holube, I. (2015). Entwicklung einer adaptiven Skalierungsmethode zur Ermittlung der subjektiven Höranstrengung. In *Proceedings of the 18th Annual Conference of the German Society for Audiology*.

Krüger, M., Schulte, M., Brand, T. und Holube, I. (2017). Development of an adaptive scaling method for subjective listening effort. *Journal of the Acoustical Society of America* 141(6), S. 4680-4693. doi:10.1121/1.4986938

Kuchinsky, S.E., Ahlstrom, J.B., Vaden, K.I., Jr., Cute, S.L., Humes, L.E., Dubno, J.R. und Eckert, M.A. (2013). Pupil size varies with word listening and response selection difficulty in older adults with hearing loss. *Psychophysiology* 50(1), S. 23-34. doi: 10.1111/j.1469-8986.2012.01477.x

Kurz, A., Rak, K. und Hagen, R. (2022). Improved performance with automatic sound management 3 in the MED-EL SONNET 2 cochlear implant audio processor. *Public Library of Science one* 17(9), e0274446. doi: 10.1371/journal.pone.0274446

Lau, M.K., Hicks, C., Kroll, T. und Zupancic, S. (2019) Effect of Auditory Task Type on Physiological and Subjective Measures of Listening Effort in Individuals With Normal Hearing. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 62(5), S. 1549-1560. doi: 10.1044/2018_JSLHR-H-17-0473

Lenhard, W und Lenhard, A. (2022). Berechnung von Effektstärken. *Psychometrica*. <https://www.psychometrica.de/effektstaerke.html>. Abgerufen: 28.10.2023

Mackersie, C.L. und Cones, H. (2011). Subjective and psychophysiological indexes of listening effort in a competing-talker task. *Journal of the American Academy of Audiology* 22(2), S. 113-122. doi: 10.3766/jaaa.22.2.6

Mackersie, C.L., MacPhee, I.X. und Heldt, E.W. (2015). Effects of hearing loss on heart rate variability and skin conductance measured during sentence recognition in noise. *Ear and Hearing* 36(1), S. 145-154. doi: 10.1097/AUD.0000000000000091

Marusich, L.R. und Bakdash, J.Z. (2021). rmcrrShiny: A web and standalone application for repeated measures correlation. *F1000Research* 10, S. 697. doi: 10.12688/f1000research.55027.2

McCoy, S.L., Tun, P.A., Cox, L.C., Colangelo, M., Stewart, R.A. und Wingfield, A. (2005). Hearing loss and perceptual effort: downstream effects on older adults' memory for speech. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 58(1), S. 22-33. doi: 10.1080/02724980443000151

McGarrigle, R., Knight, S., Rakusen, L., Geller, J. und Mattys, S. (2021a). Older adults show a more sustained pattern of effortful listening than young adults. *Psychology and Aging* 36(4), S. 504-519. doi: 10.1037/pag0000587

McGarrigle, R., Rakusen, L. und Mattys, S. (2021b). Effortful listening under the microscope: Examining relations between pupillometric and subjective markers of effort and tiredness from listening. *Psychophysiology* 58(1), e13703. doi: 10.1111/psyp.13703

McGarrigle, R., Munro, K.J., Dawes, P., Stewart, A.J., Moore, D.R., Barry, J.G. und Amitay, S. (2014). Listening effort and fatigue: What exactly are we measuring? A British Society of Audiology Cognition in Hearing Special Interest Group 'white paper'. *International Journal of Audiology* 53(7), S. 433-440. doi: 10.3109/14992027.2014.890296

Megha und Maruthy, S. (2019). Auditory and Cognitive Attributes of Hearing Aid Acclimatization in Individuals with sensorineural hearing loss. *American Journal of Audiology* 28(2), S. 460-470. doi: 10.1044/2018_AJA-IND50-18-0100

Meister, H. (2020). Sprachverstehen und kognitive Leistungen in akustisch schwierigen Situationen. *HNO* 68, S. 171–176. doi: 10.1007/s00106-019-0727-2

Miles, K., McMahon, C., Boisvert, I., Ibrahim, R., de Lissa, P., Graham, P. und Lyxell, B. (2017). Objective Assessment of Listening Effort: Coregistration of Pupillometry and EEG. *Trends in Hearing* 21, 2331216517706396. doi: 10.1177/2331216517706396

Miller, G., Miller, C., Marrone, N., Howe, C., Fain, M. und Jacob, A. (2015). The impact of cochlear implantation on cognition in older adults: a systematic review of clinical evidence. *BMC Geriatrics* 15, S. 1-8. doi: 10.1186/s12877-015-0014-3

Moore, T.M. und Picou, E.M. (2018). A Potential Bias in Subjective Ratings of Mental Effort. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 61(9), S. 2405-2421. doi: 10.1044/2018_JSLHR-H-17-0451

Nachtegaal, J., Smit, J.H., Smits, C., Bezemer, P.D., van Beek, J.H., Festen, J.M. und Kramer, S.E. (2009). The Association Between Hearing Status and Psychosocial Health Before the Age of 70 Years: Results From an Internet-Based National Survey on Hearing. *Ear and Hearing* 30(3), S. 302-312. doi: 10.1097/AUD.0b013e31819c6e01

Naylor, G., Koelewijn, T., Zekveld, A.A. und Kramer, S.E. (2018). The Application of Pupillometry in Hearing Science to Assess Listening Effort. *Trends in Hearing* 22. doi: 10.1177/2331216518799437

Neumayer, H.L., Adel, Y. und Baumann, U. (2020). Radiologische Bestimmung der Position von Cochlea-Implantat-Elektroden und deren Frequenz-Zuordnung nach unterschiedlichen Modellen. *GMS Zeitschrift für Audiologie-Audiological Acoustics* 2(2). doi: 10.3205/zaud000006

Nielsen, J.B. und Dau, T. (2011). The Danish hearing in noise test. *International Journal of Audiology* 50(3), S. 202-208. doi: 10.3109/14992027.2010.524254

Nospes, S., Mann, W. und Keilmann, A. (2013). Magnetresonanztomographie bei Patienten mit magnetversorgten Hörimplantaten: Überblick und prozedurales Management. *Der Radiologe* 53(11), S. 1026–1032. doi: 10.1007/s00117-013-2570-x

Obleser, J. und Kotz, S.A. (2011). Multiple brain signatures of integration in the comprehension of degraded speech. *Neuroimage* 55(2), S. 713-723. doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.12.020

Ohlenforst, B., Zekveld, A.A., Lunner, T., Wendt, D., Naylor, G., Wang, Y., Versfeld, N.J. und Kramer, S.E. (2017). Impact of stimulus-related factors and hearing impairment on listening effort as indicated by pupil dilation. *Hearing Research* 351, S. 68-79. doi: 10.1016/j.heares.2017.05.012

Pichora-Fuller, M.K., Kramer, S.E., Eckert, M.A., Edwards, B., Hornsby, B.W., Humes, L.E., Lemke, U., Lunner, T., Matthen, M., Mackersie, C.L., Naylor, G., Phillips, N., Richter, M., Rudner, M., Sommers, M.S., Tremblay, K.L. und Wingfield, A. (2016).

Hearing Impairment and Cognitive Energy: The Framework for Understanding Effortful Listening (FUEL). *Ear and Hearing* 37, S. 5-27. doi: 10.1097/AUD.0000000000000312

Picou E. M. und Ricketts T. A. (2018). The relationship between speech recognition, behavioural listening effort, and subjective ratings. *International Journal of Audiology* 57(6), S. 457-467. doi: 10.1080/14992027.2018.1431696

Piquado, T., Isaacowitz, D. und Wingfield, A. (2010). Pupillometry as a measure of cognitive effort in younger and older adults. *Psychophysiology* 47(3), S. 560-569. doi: 10.1111/j.1469-8986.2009.00947.x

Rader, T. (2015). Sprachverstehen mit elektrisch-akustischer Stimulation: Vergleich mit bilateral versorgten Cochleaimplantatträgern in verschiedenen. *HNO* 63(2), S. 85-93. doi: 10.1007/s00106-014-2943-0

Rönnberg, J., Lunner, T., Zekveld, A., Sörqvist, P., Danielsson, H., Lyxell, B., Dahlström, Ö., Signoret, C., Stenfelt, S., Pichora-Fuller, M.K. und Rudner, M. (2013). The Ease of Language Understanding (ELU) model: theoretical, empirical, and clinical advances. *Frontiers in Systems Neuroscience* 7, S. 31. doi: 10.3389/fnsys.2013.00031

Rönnberg, J., Rudner, M., Foo, C. und Lunner, T. (2008). Cognition counts: A working memory system for ease of language understanding (ELU). *International Journal of Audiology* 47, S. 99-105. doi: 10.1080/14992020802301167

Rönnberg, J., Signoret, C., Andin, J. und Holmer, E. (2022). The cognitive hearing science perspective on perceiving, understanding, and remembering language: The ELU model. *Frontiers in Psychology* 13, 967260. doi: 10.3389/fpsyg.2022.967260

Rößger, P. (1997). Die Entwicklung der Pupillometrie zu einer Methode der Messung mentaler Beanspruchung in der Arbeitswissenschaft. (Berlin: Pro-Universitate).

Rothauser, E.H., Chapman, W.D., Guttman, N., Hecker, M.H., Nordby, K.S., Silbiger, H.R., Urbanek, G.E. und Weinstock, M. (1969). IEEE Recommended Practice for

Speech Quality Measurements. In: IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics 17(3), S. 225-246. doi: 10.1109/TAU.1969.1162058

Samuels, E. R. und Szabadi, E. (2008). Functional neuroanatomy of the noradrenergic locus coeruleus: its roles in the regulation of arousal and autonomic function part I: principles of functional organisation. Current Neuropharmacology 6(3), S. 235-253. doi: 10.2174/157015908785777229

Schmidt, S. (2020). Die objektive Überprüfung der Höranstrengung von einseitig ertaubten Patienten mit Cochlea Implantat. Med. Dissertation. Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg.

Schmidtke, J. (2014). Second language experience modulates word retrieval effort in bilinguals: evidence from pupillometry. Frontiers in Psychology 5, S. 137. doi: 10.3389/fpsyg.2014.00137

Sladen, D.P., Carlson, M.L., Dowling, B.P., Olund, A.P., Teece, K., DeJong, M.D., Breneman, A., Peterson, A., Beatty, C.W., Neff, B.A. und Driscoll, C.L. (2017). Early outcomes after cochlear implantation for adults and children with unilateral hearing loss. The Laryngoscope 127(7), S. 1683-1688. doi: 10.1002/lary.26337

Smith, M. E., Gevins, A., Brown, H., Karnik, A. und Du, R. (2001). Monitoring Task Loading with Multivariate EEG Measures during Complex Forms of Human-Computer Interaction. Human Factors, 43(3), S. 366-380. doi: 10.1518/001872001775898287

Söhnen, S. A. (2019). Einstieg in die Intraklassenkorrelation. Eine einfache Anleitung für die Auswahl, Berechnung und Interpretation der Intraklassenkorrelation mit IBM SPSS Statistics.

Steinhauer, S.R., Siegle, G.J., Condray, R. und Pless, M. (2004). Sympathetic and parasympathetic innervation of pupillary dilation during sustained processing. International Journal of Psychophysiology 52(1), S. 77-86. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2003.12.005

Störmer, V., Holube, I. und Schulte, M. (2013). Pupillometrie und Höranstrengung in anspruchsvollen Hörsituationen als kognitive Belastungsgröße. 16. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie.

Stöver, T. und Lenarz, T. (2009). Biomaterials in cochlear implants. *GMS Current Topics in Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery* 8(10). doi: 10.3205/cto000062

Strand, J.F., Brown, V.A., Merchant, M.B., Brown, H.E. und Smith, J. (2018). Measuring Listening Effort: Convergent Validity, Sensitivity, and Links With Cognitive and Personality Measures. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 61(6), S. 1463-1486. doi: 10.1044/2018_JSLHR-H-17-0257

Strauss, D.J. und Francis, A.L. (2017). Toward a taxonomic model of attention in effortful listening. *Cognitive, Affective & Behavioral Neuroscience* 17(4), S. 809-825. doi: 10.3758/s13415-017-0513-0

Verney, S.P., Granholm, E. und Dionisio, D.P. (2001). Pupillary responses and processing resources on the visual backward masking task. *Psychophysiology* 38(1), S. 76-83.

Versfeld, N.J., Daalder, L., Festen, J.M. und Houtgast, T. (2000). Method for the selection of sentence materials for efficient measurement of the speech reception threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America* 107(3), S. 1671-1684. doi: 10.1121/1.428451

Visentin, C., Valzolgher, C., Pellegatti, M., Potente, P., Pavani, F. und Prodi, N. (2022). A comparison of simultaneously-obtained measures of listening effort: pupil dilation, verbal response time and self-rating. *International Journal of Audiology* 61, S. 561-573. doi: 10.1080/14992027.2021.1921290

Wagener, K., Brand, T. und Kollmeier, B. 1999. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache. I-III: Design, Optimierung, Evaluation des Oldenburger Satztests. *Zeitschrift für Audiologie* 38(1-3), S.4-95.

Wallhäusser-Franke, E. und Langner, G. (2001). Phantomgeräusche: Zentralnervöse Mechanismen von Tinnitus. *Neuroforum* 7(1), S. 21-27. doi: 10.1515/nf-2001-0105

Wang, Y., Naylor, G., Kramer, S.E., Zekveld, A.A., Wendt, D., Ohlenforst, B. und Lunner, T. (2018). Relations Between Self-Reported Daily-Life Fatigue, Hearing Status, and Pupil Dilation During a Speech Perception in Noise Task. *Ear and Hearing* 39(3), S. 573-582. doi: 10.1097/AUD.0000000000000512

Wedel, A., Pfetsch, J. und Ittel, A. (2019). Evidenzbasierung und Zusammenhangsanalysen in der Lehrkräftebildung. *Journal für Psychologie* 27(2), S. 356-381. doi: 10.30820/0942-2285-2019-2-356

Weller, T., Lenarz, T. und Büchner, A. (2023). Auswertung einer individuellen, anatomiebasierten Anpassung der Frequenztafel in einseitig ertaubten CI-Trägern. *Laryngo-Rhino-Otologie*, 102(2), S.111. doi: 10.1055/s-0043-1766784

Wendt, D., Dau, T. und Hjortkjaer, J. (2016). Impact of Background Noise and Sentence Complexity on Processing Demands during Sentence Comprehension. *Frontiers in Psychology* 7, S.345. doi: 10.3389/fpsyg.2016.00345

Wendt, D., Koelewijn, T., Książek, P., Kramer, S.E. und Lunner, T. (2018). Toward a more comprehensive understanding of the impact of masker type and signal-to-noise ratio on the pupillary response while performing a speech-in-noise test. *Hearing Research* 369; S. 67-78. doi: 10.1016/j.heares.2018.05.006

Wild, C.J., Yusuf, A., Wilson, D.E., Peelle, J.E., Davis, M.H. und Johnsrude, I.S. (2012). Effortful Listening: The Processing of Degraded Speech Depends Critically on Attention. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience* 32(40), S. 14010-14021. doi: 10.1523/JNEUROSCI.1528-12.2012

Wilhelm, B. (2007). Über die Spontanoszillationen der Pupille und ihre Beziehung zum zentralnervösen Aktivierungsniveau. (Stuttgart: Steinbeis-Edition).

Winn, M.B. (2016). Rapid Release From Listening Effort Resulting From Semantic Context, and Effects of Spectral Degradation and Cochlear Implants. *Trends in Hearing* 20, 2331216516669723. doi: 10.1177/2331216516669723

Winn, M.B. und Teece, K.H. (2021). Listening Effort Is Not The Same as Speech Intelligibility Score. *Trends in Hearing* 25, 23312165211027688. doi:10.1177/23312165211027688

Winn, M.B., Wendt, D., Koelewijn, T. und Kuchinsky, S.E. (2018). Best Practices and Advice for Using Pupillometry to Measure Listening Effort: An Introduction for Those Who Want to Get Started. *Trends in Hearing* 22, 2331216518800869. doi: 10.1177/2331216518800869

Zekveld, A.A. und Kramer, S.E. (2014). Cognitive processing load across a wide range of listening conditions: Insights from pupillometry. *Psychophysiology* 51(3), S. 277-284. doi: 10.1111/psyp.12151

Zekveld, A.A., Koelewijn, T. und Kramer, S.E. (2018). The Pupil Dilation Response to Auditory Stimuli: Current State of Knowledge. *Trends in Hearing* 22, 2331216518777174. doi:10.1177/2331216518777174

Zekveld, A.A., Kramer, S.E. und Festen, J.M. (2010). Pupil response as an indication of effortful listening: the influence of sentence intelligibility. *Ear and Hearing* 31(4), S. 480-490. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181d4f251

Zhao, S., Bury, G., Milne, A. und Chait, M. (2019). Pupillometry as an Objective Measure of Sustained Attention in Young and Older Listeners. *Trends in Hearing* 23, 2331216519887815. doi: 10.1177/2331216519887815

Wallhäusser-Franke, E., Balkenhol, T., Zimmer, A., Rotter, N. und Schell, A. (2022). Messung der Höranstrengung während der Durchführung von OISa Satzverstehenstests. *Laryngo-Rhino-Otologie* 101(2): S. 116-117.
doi: 10.1055/s-0042-1747423 (24. Mai 2022)

Balkenhol, T., Zimmer, A., Schell, A., Rotter, N. und Wallhäusser-Franke, E. (2023). Messung der Höranstrengung während des Oldenburger Satztests. (zur Publikation angenommen).

7 LEBENS LAUF

PERSONALIEN

Name und Vorname: Zimmer, Alisha

Geburtsdatum: 02.04.1997

Geburtsort: Mainz

SCHULISCHER WERDEGANG

2003 - 2007 Von-Dalberg-Grundschule, Dittelsheim-Heßloch

2007 - 2016 Gymnasium am Römerkastell, Alzey

16.03.2016 Abitur

UNIVERSITÄRER WERDEGANG

Wintersemester 2016/2017	Beginn des Studiums Humanmedizin an der medizinischen Fakultät Mannheim der Universität Heidelberg
10.2016 - 09.2018	Grundstudium
11.09.2018	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (M1)
10.2018 - 10.2021	Hauptstudium
07.10.2021	2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (M2)
11.2021 - 10.2022	Praktisches Jahr
16.11.2022	3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (M3)
05.12.2022	Approbation
2021 - jetzt	Promotion

8 DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchte ich mich herzlich bei allen Personen, Freunden, Bekannten und Kollegen bedanken, die mich auf dem Weg zur Doktorarbeit begleitet und an mich geglaubt haben. Vor allem danke ich den Studienteilnehmenden für ihr Interesse an unserem Forschungsvorhaben und ihre motivierte Mitarbeit während den Testungen. Ein großer Dank gilt Frau Prof. Dr. Angela Schell, die mir als Doktormutter insbesondere kurz vor der Fertigstellung der Dissertation mit ihren produktiven Anregungen und ihrer fachlichen Unterstützung sehr geholfen hat meiner Promotion näher zu kommen. Auch bei Frau Prof. Dr. Nicole Rotter bedanke ich mich für die Möglichkeit diese Doktorarbeit in ihrer Klinik verfassen zu können.

Besonders danken möchte ich Frau Dr. Elisabeth Wallhäußer-Franke für ihre hervorragende Betreuung und dafür, dass sie mir bei der Umsetzung der gesamten Arbeit mit Rat und Tat zur Seite stand. Ich bin sehr dankbar für ihre ständige Erreichbarkeit und dafür, dass sie meine wissenschaftliche Arbeitsweise durch ihre konstruktiven Anmerkungen geprägt und verbessert hat. Mein Dank gilt auch Dr.-Ing. Tobias Balkenhol für seine Unterstützung mit der Messtechnik und Datenauswertung und dafür, dass er uns seine Dienste weiterhin zur Verfügung stellte, nachdem er leider aus der Forschungsgruppe ausgetreten war.

Außerdem möchte ich Dr. Herbert Helmle danken, der uns bei den technischen Problemen umgehend zu Hilfe kam. Dank seines Engagements konnten wir den straffen Zeitplan der Studiendurchführung einhalten und die Testungen komplikationslos zu Ende führen.

Auch dem Team der Statistik - Prof. Dr. Christel Weiß, Dr. Svetlana Hetjens und Nektarios Winter - bin ich dankbar für die Beratung und Durchsicht meiner Fragen trotz knapper Kapazitäten.

Für die finanzielle Unterstützung bedanke ich mich bei der Firma Cochlear für die Bezuschussung dieser Studie.

Schließlich danke ich meiner Familie - meiner Mama, meinem Papa und meinem Bruder - von ganzem Herzen für die bedingungslose Unterstützung, Geduld und ermutigenden Zusprüche während der Dissertation und in allen anderen Lebensbereichen. Ich bin unendlich dankbar für ihre Aufmunterungen, das Verständnis und den Rückhalt vor allem in den schwierigen Phasen bis zur Vollendung meiner Doktorarbeit.