

Aus dem Bereich Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Klinische Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Zusammenhang zwischen Sprachverständnis und objektiven sowie subjektiven
elektrophysiologischen, epidemiologischen und biologischen Parametern bei PatientInnen
mit Cochlea-Implantat**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2022

vorgelegt von: Robert Friedrich Florian Ernst
geb. am: 10.05.1992 in Ingolstadt

Tag der Promotion: 18.10.2022

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Michael D. Menger

Berichterstatter: PD Dr. med. Maximilian Linxweiler
Prof. Dr. Tobias Hartmann

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung / Summary	1
2. Einleitung	6
2.1. Physiologie des Hörens	8
2.1.1. Das Ohr	8
2.1.2. Das Corti-Organ	10
2.1.3. Die Synapsen der inneren Haarzellen	11
2.1.4. Die Hörbahn	11
2.1.5. Akustisch evozierte Potentiale	13
2.1.6. Hirnstammaudiometrie im Freifeld	15
2.2. Schwerhörigkeit	15
2.2.1. Einteilung	15
2.2.2. Ursachen	16
2.2.3. Audiologische Testung	16
2.3. Das Cochlea-Implantat	17
2.3.1. Bestandteile und Aufbau	17
2.3.2. Indikationen für eine Implantation	18
2.3.3. CI-Prozessor-Mapping	20
2.3.4. Impedanz	22
2.3.5. Evoziertes Summenaktionspotential	22
2.4. Fragestellung und Ziele der Arbeit	23
3. Material und Methoden	24
3.1. Ethische Grundlage	24
3.2. Studienkollektiv	24
3.3. Gruppeneinteilung - normiertes Sprachverständnis	25
3.4. Herstellerabhängige Variablen	26
3.4.1. CI-Maps und ECAP-Werte	26

3.4.2.	Current Unit	27
3.4.3.	Pulsweite	28
3.4.4.	Impedanz	28
3.4.5.	Energielevel	28
3.4.6.	Energie pro Sekunde	28
3.4.7.	Herstellerabhängige Normierung	28
3.4.8.	Hörstrategien	29
3.4.9.	Stimulationsart	29
3.5.	Latenz- und Pegelanpassung, Anpassung der BERA Messung im Freifeld	30
3.5.1.	Anpassung der Latenz	30
3.5.2.	Anpassung des Pegels	30
3.5.3.	Position der Untersuchten	31
3.5.4.	Kalibrierung der Messmethode	31
3.5.5.	Vorbereitung der Elektroden und Software	31
3.5.6.	Messsoftware	32
3.6.	Fragebogen	32
3.7.	Mini Mental Status Test	32
3.8.	Sprach- und audiologische Testung	33
3.9.	Statistische Auswertung	33
3.9.1.	Auswertung der Daten und grafische Aufbereitung	33
3.9.2.	Signifikanzanalyse	33
3.9.3.	Variationskoeffizient	34
4.	Ergebnisse	35
4.1.	Performance der CI-Patienten	35
4.1.1.	Performance der CI-Patienten mit Implantaten von AB	35
4.1.2.	Performance der CI-Patienten mit Implantaten von Cochlear	47
4.1.3.	Performance der CI-Patienten mit Implantaten von MedEl	57
4.1.4.	Performance der CI-Patienten aller Hersteller	68
4.1.5.	Vergleich ausgewählter Parameter zwischen den verschiedenen Herstellern	78
4.2.	Ergebnisse der BERA-Untersuchung	80
4.2.1.	Normprobanden	80
4.2.2.	ABK- und BERA-Ergebnisse der CI-Patienten	80

5. Diskussion	88
5.1. Parameter des CI-Prozessors	88
5.1.1. T- und C/M-Werte	88
5.1.2. Impedanzen	90
5.1.3. Differenz der C/M-ECAP-Werte	91
5.2. Ergebnisse der Audiometrie und BERA-Messung	92
5.2.1. Hörschwelle der ABK-Messung	92
5.2.2. BERA-Messung	93
5.2.3. Erfahrung mit CI	95
5.2.4. Implantationsalter	96
5.3. Bewertung der Performance	97
Literaturverzeichnis	99
Bilderverzeichnis	110
Tabellenverzeichnis	115
A. Allgemeine Ergänzungen	117
A.1. Fragebogen	117
A.2. Mini Mental Status Test	119
A.3. Freiburger Sprachtest	121
A.4. Ergebnisse T-Werte der einzelnen Elektroden	122
A.5. Ergebnisse C/M-Werte der einzelnen Elektroden	125
A.6. Ergebnisse ECAP-Werte der einzelnen Elektroden	128
A.7. Ergebnisse Impedanzen der einzelnen Elektroden	131
Abkürzungsverzeichnis	134

1. Zusammenfassung / Summary

Einleitung

Cochlea-Implantate sind heutzutage eine der wichtigsten Behandlungsmöglichkeiten bei hochgradig schwerhörigen und vollständig ertaubten Menschen. Durch elektrische Impulse, die über einen ins Innere des Innenohrs implantierten Elektrodenträger abgegeben werden, kann hierbei der Hörnerv stimuliert und so mit Hilfe geeigneter Prozessoren und akustischer Analyse ein sinnvolles neuronales Signal an den auditorischen Cortex weitergegeben werden, um einen Ersatz der physiologischen Funktion der Hörschnecke zu liefern. Die physiologischen Grundlagen des Hörprozesses mit Cochlea-Implantaten sind mittlerweile seit Jahrzehnten bekannt und werden immer weiter erforscht. Dennoch ist bis heute nicht immer klar, weshalb bestimmte PatientInnen nach der Implantation ein besseres Sprachverständnis entwickeln als andere. Die multiplen Parameter der Sprachprozessoren bieten dabei ein schier endloses Feld an potenziell optimierbaren Faktoren. Das vorrangige Ziel dieser Arbeit war es, eine entsprechende Analyse durchzuführen und bestimmte, ausgewählte Parameter der Sprachprozessoren hinsichtlich ihrer Auswirkung auf das Sprachverständnis zu untersuchen. Desweiteren wurde eine Möglichkeit vorgestellt, bestimmte Parameter von verschiedenen Herstellern aneinander anzugleichen. Als zusätzliche Fragestellung wurde zur objektiven Hörschwellenbestimmung eine Hirnstammaudiometrie an Cochlea-Implantatträgern im Freifeld durchgeführt.

Material und Methoden

Zur Datenerhebung wurden in dieser Arbeit insgesamt 52 PatientInnen (33 männlich, 19 weiblich) mit insgesamt 65 Cochlea-Implantaten von 3 unterschiedlichen Herstellern untersucht. Dafür wurden die elektrischen Einstellungen der Sprachprozessoren erfasst sowie die Ergebnisse von in der klinischen Routine durchgeführten Sprachaudiometrien. Ebenso wurden die Kategorien Alter und Hörerfahrung der PatientInnen mit dem Implantat aufgenommen. Zum Abgleich wurden außerdem intraoperative elektrophysiologisch gewonnene Daten (electrically evoked compound action potential (ECAP)) ausgewertet. Bei insgesamt 24 PatientInnen dieses Kollektivs (18 männlich, 6

weiblich) mit insgesamt 30 Implantaten wurde zusätzlich eine weitere Datenerhebung in Form eines Fragebogens sowie die Durchführung einer Hirnstammaudiometrie (brainstem evoked response audiometry (BERA)) im Freifeld durchgeführt. Die Aufnahme der BERA im Freifeld erfolgte im Voraus an insgesamt 5 NormprobandInnen (Hörgesunde, 1 männlich, 4 weiblich) zur Validierung und Aufnahme von Normwerten. Zur Einteilung der PatientInnen in zwei Performance-Gruppen wurde ein Grenzwert anhand des Freiburger Einsilber Sprachtests verwendet.

Ergebnisse

Zur Auswertung der aufgenommenen Sprachprozessordaten wurde eine herstellergetrennte Analyse sowie eine Analyse ohne Unterscheidung bezüglich des Herstellers des Implantats verwendet. Hierbei konnte gezeigt werden, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den ECAP-Werten der Vergleichsgruppen bestand ($p < 0,05$). Weiterhin zeigte sich bei einem kleinen Teil der PatientInnen mit einem T-Wert (threshold-Wert, entspricht der Stärke der elektrischen Stimulation durch das Implantat an der Hörschwelle) von 0 CU ein deutlich schlechteres Ergebnis in den Sprachtests als bei PatientInnen mit normal angesetztem T-Wert, wobei aufgrund der Gruppengröße keine statistische Signifikanz erreicht wurde. Ein genereller Hinweis bezüglich der optimalen Höhe des T-Werts konnte nicht erarbeitet werden. Gleiches galt für den C-Wert (comfort-Wert, entspricht der Stärke der elektrischen Stimulation durch das Implantat einer subjektiv gerade noch angenehm lauten Lautstärke). Auch zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied in Bezug auf Alter und Erfahrung der beiden Performancegruppen. Interessanterweise zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Aufblähkurve (ABK, audiometrische Messung der subjektiven Hörschwelle) und der BERA-Hörschwelle vor allem der PatientInnen der schlechteren Performer ($p < 0,05$) beim Vergleich der einzelnen Implantathersteller untereinander. Ein Unterschied der Latenz der Welle V der BERA konnte dagegen nicht festgestellt werden.

Diskussion

Es zeigte sich ein Nachteil im Sprachverstehen bei PatientInnen mit deutlich zu niedrig eingestellten T-Werten. Weiterhin konnte mit Hilfe von 95%-Konfidenzintervallen gezeigt werden, dass für die Parameter der T-, C/M-Werte, Dynamic Range und ECAP-Werte vor allem extreme Ausreißer in beide Richtungen mit einem schlechten Outcome einhergehen. Ein tendenziell negativer Effekt eines höheren Implantationsalters konnte in der altersabhängigen Überprüfung nachgewiesen werden, der jedoch vor dem Hintergrund des schon in der Normalbevölkerung bestehenden schlech-

teren Sprachverständnisses im höheren Alter kritisch betrachtet werden sollte. Die Erfahrung mit Cochlea-Implantat stellte sich nicht als signifikanter Parameter heraus, wobei die Erfahrung beider Gruppen im Mittel deutlich über der von der Literatur beschriebenen Grenze von 12-24 Monaten bezüglich des Anstiegs der Lernkurve lag. Die unterschiedlichen Hörschwellen in der Gruppe der schlechten Performer zeigen eine Diskrepanz zwischen der Hörleistung in Bezug auf die Wahrnehmungsschwelle und dem Sprachverständnis. Eine Absenkung der BERA-Hörschwelle, beispielsweise durch weitere Optimierung der Elektrodenplatzierung und Geometrie, bietet sich als sinnvolles Ziel für die zukünftige Forschung an.

Summary

Introduction

Cochlea implants are a state of the art treatment for severely hearing impaired or deaf people. The hearing nerve is stimulated by applying electrical impulses via an electrode array inserted into the inner ear. Using appropriate sound processors and soundwave analysis it is possible to transmit a realistic neuronal pattern to the auditory cortex. While cochlea implants are already known for decades and are well researched there still are several difficulties and uncertainties about the right set of the nearly infinite variety of parameters concerning the sound processors to achieve the best possible results in word recognition scores. The priority of this dissertation was to try and determine certain parameters in regard of their influence on speech recognition performance of patients. A method to compare the parameters of different implant producers was presented in an effort to increase comparability. In addition to that a brainstem evoked response audiometry on cochlea implant users was conducted to determine an objective hearing threshold.

Material and methods

52 Patients (33 male, 19 female) with a total of 65 cochlea implants from three different producers were included in this study. To achieve this, electrical parameters of the processors from these patients were recorded as well as results from routinely conducted speech tests. Additionally, the categories of patients' age and experience with cochlea implants were recorded. For further examination electrophysiological data gathered intraoperatively (electrically evoked compound action potential (ECAP)) were evaluated. Furthermore a total of 24 patients (18 male, 6 female) with a total of 30 implants were asked to fill out an additional survey and take part in a

brainstem evoked response audiometry (BERA) in freefield. To validate the measurements and to gather standard values a BERA in freefield was done with a total of 5 normal hearing subjects (1 male, 4 female). In order to divide patients in two performance groups a limit value has been set using the Freiburg monosyllable word test.

Results

An analysis of the recorded data was done by separating the data into different groups concerning the implant's producer as well as an analysis without taking the different producers into account. A significant difference could be shown between the ECAP groups of the different performance groups ($p < 0,05$). Additionally a worse result was seen in a small group of patients whose T-levels (threshold level, resembling the charge applied by the implant at the hearing threshold) were set to 0 CU compared to patients with T-levels set to normal values. However this difference could not be proven to be statistically significant mostly due to the small size of the group. It was not possible to set a general recommendation regarding the optimal setting of T-levels same as C-levels (comfort level, resembling the charge applied by the implant at a subjectively comfortable loudness level). Likewise there was no significant difference regarding patients' age and experience between the two different performance groups. Interestingly there was a significant difference between the hearing thresholds measured via ABK (Aufblähkurve, audiometric measurement of the subjectiv hearing threshold) and BERA measurements ($p < 0,05$) especially within the group of worse performers. In contrast there was no significant difference between the latencies of wave V of the BERA measurement of the two performance groups.

Discussion

T-levels set to very low settings or to zero seemed to worsen the performance. By using 95 %-confidence intervals, explicitly extreme values for T-, C/M-levels, Dynamic Range and ECAP-levels could be shown to be associated with worse outcome. The age at implantation showed a negative effect on performance in tendency, though this effect has to be evaluated critically looking at the worse word recognition scores of elderly people within the population. The experience with cochlea implants has not proven to have a significant impact on the performance, though the experience of both groups exceeded the limit of 12-24 months described in literature, after which the learning curve is not increasing anymore. The different hearing thresholds within the bad performance group highlights a discrepancy between perceptual threshold and understanding of

speech. Lowering the BERA threshold appears to be an important goal for future research, for example by optimizing procedures concerning electrode placement and geometry.

Anmerkung des Verfassers

In dieser Arbeit ist häufig von Patienten und Probanden die Sprache. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde auf den folgenden Seiten die männliche Form verwendet, es sind jedoch zu jeder Zeit, sofern nicht explizit anders erwähnt, beide Geschlechter gemeint.

2. Einleitung

*„Wer zu hören versteht, hört die Wahrheit heraus,
wer nicht zu hören versteht, hört nur Lärm.“
(Chinesisches Sprichwort)*

Der Hörsinn ist einer der wichtigsten Sinne des Menschen. Über das Gehör findet ein Großteil der Kommunikation mit anderen Menschen statt, es bietet uns Informationen über die Richtung, aus der jemand zu uns spricht oder in der sich etwas abspielt, sei es eine Gefahr oder ein sonstiges interessantes Geräusch. Im Gegensatz zum Sehen bietet das Gehör eine kontinuierliche und in jede Richtung reichende, haltungsunabhängige Informationsquelle.

Leider haben nicht alle Menschen einen funktionierenden Hörsinn. Es gibt unterschiedliche Ursachen für eine funktionelle Beeinträchtigung dieses Sinns, von verschlossenen Gehörgängen über eine Zerstörung der Gehörknöchelchen, Defekte im Innenohr oder Schäden in der zentralen Wahrnehmung der Sinnesreize. Je nach Lokalisation des Problems können unterschiedliche Ansätze angeboten werden, um eine Behebung oder wenigstens Besserung der Problematik herbeizuführen.

Verschlossene Gehörgänge können beispielsweise über Knochenleitungshörgeräte umgangen werden, eine verschlechterte Wahrnehmung infolge einer Überlastung des Innenohres kann mit schallverstärkenden Hörgeräten überbrückt werden, um nur einige wenige Ansätze zu nennen.

Cochlea-Implantate (CI) kommen dann ins Spiel, wenn der Hörnerv noch intakt ist, aber keine oder eine zu geringe Aktivität der Sensorzellen des Innenohrs vorliegt. Mit Hilfe des Implantats kann der Hörnerv mittels elektrischer Impulse direkt gereizt werden.

Im Laufe der letzten Jahrzehnte konnten mehrere Studien zeigen [18, 60, 67], dass die Entwicklung des auditorischen Cortex im Kindesalter stattfindet und bei kongenital ertaubten Kindern nur eine frühzeitige Implantation zu einem zufriedenstellenden Sprachverständnis (SV) führen kann. Illg et al. 2013 [59] konnten zeigen, dass bei sequentieller bilateraler CI Versorgung das SV der zweiten Seite schlechter ist, je größer der Abstand zwischen den beiden Operationen ist. Dies wurde von Kral und Eggermont 2007 [67] auf eine Schädigung der Lernfähigkeit aufgrund der

sensorischen Deprivation zurückgeführt, weshalb bei Ertaubten eine sensitive Phase bezüglich der Implantation vermutet wird. Dowell 2016 [29] konnte zeigen, dass auch bei postlingual Ertaubten sowohl das SV als auch Lebensqualität (*Quality of Life*) durch eine frühzeitige Implantation verbessert werden können, maßgeblich vor dem vollständigen Verlust der sensorineuralen Funktion. Liegt der Zeitpunkt der Ertaubung zu weit zurück, ist aufgrund der sensorischen Deprivation die Lernfähigkeit des auditorischen Systems nicht mehr gegeben, obwohl sich durch die Implantation die Hörbahn anregen lässt [59, 67]. Daher sollte sowohl bei Kindern als auch bei Erwachsenen die Indikation frühzeitig geprüft werden, sobald eine Hörstörung auffällig wird [26].

Eine Methode zur objektiven Hörschwellenbestimmung wird durch die Hirnstammaudiometrie (BERA) dargestellt. In der normalen Hörrehabilitation nach Implantation werden vor allem subjektive Hörschwellenbestimmungen durchgeführt [26]. In der Literatur findet man bezüglich objektiver Hörschwellenbestimmungen nach Implantation mit einem CI vor allem Methoden zur direkten Stimulation des Hörnervs [35, 42, 43, 45, 56, 84, 87, 93]. Der Vergleich zwischen objektiver und subjektiver Hörschwelle mit Hilfe einer BERA im Freifeld ist dagegen ein Faktor, der bislang kaum untersucht wurde. Der direkte Vergleich zwischen objektiver und subjektiver Hörschwelle wurde in dieser Arbeit zusätzlich untersucht.

Die Forschung bezüglich des SV mit CI ist mittlerweile ein weites Feld der Forschung, wobei diese belegt, dass der Erfolg oder Misserfolg nach Implantation multifaktoriell bedingt ist. Somit muss eine Vielzahl an Parametern optimiert werden, um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erzielen. Beispielsweise ist das standardmäßige Vorgehen bei der Einstellung der T-Werte (threshold-Wert, s. Abschnitt 2.3.3) von vielerlei Faktoren abhängig und Gegenstand aktueller Diskussion [8, 14, 17, 25, 34, 35, 41, 50, 65]. Ein zu niedriger T-Wert führt nach aktueller Datenlage zu einer insuffizienten Stimulation an der Hörschwelle und erhöht damit die tatsächliche Hörschwelle, was wiederum zu einem schlechteren SV führt [8, 25]. Nach Holden et al. 2011 [50] korrelieren höhere T-Werte mit einem besseren SV in ruhiger Umgebung. Gleichzeitig führen höhere T-Werte dazu, dass häufiger Störgeräusche in Ruhe entstehen, was einerseits störend für den Träger sein kann, andererseits aber auch dem SV in Ruhe abträglich ist [8]. Eine grundsätzliche Einstellung der T-Werte auf 10 % des C/M-Wertes (*comfort-* oder *most comfortable-*Wert, s. Abschnitt 2.3.3), welche von einigen Herstellern automatisch in der Anpassoftware implementiert ist, wird mittlerweile als inadäquat angesehen [8].

Ein weiteres Beispiel ergibt sich über den Parameter der Impedanz (s. Abschnitt 3.4.4). So wurde ein großer Unterschied unter den Impedanzen der einzelnen Elektroden eines Implantats mit einem schlechteren SV signifikant korreliert [25, 96]. Gleichzeitig darf jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass die Höhe der Impedanz auch von geometrischen und räumlichen Faktoren

abhängt. Beispielsweise ist der Abstand des Elektrodenträgers zum Nerv nach Gordin et al. 2010 [41] basal größer als apikal, was die Impedanz und somit die T- und C-Werte beeinflusst.

Diese Beispiele der Prozessoreinstellung und Kenngrößen des CI zeigen, dass eine differenzierte Darstellung multipler Faktoren notwendig ist, um eine optimale Einstellung und damit ein optimales Ergebnis für Träger von CI zu erreichen.

2.1. Physiologie des Hörens

2.1.1. Das Ohr

Das Ohr ist die Schnittstelle zwischen Schallereignissen der Umwelt und dem Gehirn. Es besteht aus der „Einheit aus Organen und Körperteilen, die dem Gehör dient“ [10]. Es kann in das äußere Ohr, Mittelohr und Innenohr gegliedert werden [10]. Äußeres Ohr und Mittelohr dienen der Schallverstärkung und Schallleitung bis in das Innenohr, in welchem die Umwandlung des mechanischen Ereignisses in chemische und elektrische Signale erfolgt [92].

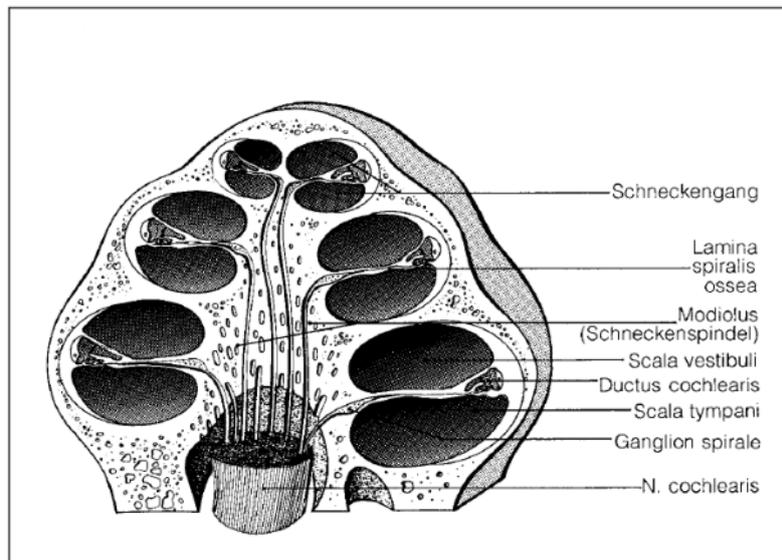


Abbildung 2.1.: Querschnitt durch die Cochlea. Die drei Räume sind schneckenhausartig um ein kegelförmiges Zentrum, den Modiolus, gewunden [10].

Das Innenohr ist aus drei übereinander gelegenen, flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen aufgebaut, die schneckenhausartig gewunden sind – daher der Name *Cochlea* [9] (s. Abb. 2.1).

Die beiden äußeren Räume – Scala vestibuli und Scala tympani – sind mit der sogenannten Perilymphe gefüllt und gehen an der Schneckenspitze über das Helicotrema ineinander über.

Zwischen den beiden liegt die Scala media, die am Helicotrema blind endet. Sie ist mit Endolymphe gefüllt, einer Flüssigkeit, die in ihrer Zusammensetzung der intrazellulären Flüssigkeit ähnelt. Zwischen der Basilar- und Tektorialmembran sitzen im Corti-Organ die eigentlichen Sinneszellen des Hörorgans: eine Reihe innerer Haarzellen und drei (basal) bis fünf (apikal) Reihen ihrer Helfer, den äußeren Haarzellen (s. Abb. 2.2) [4, 9, 10].

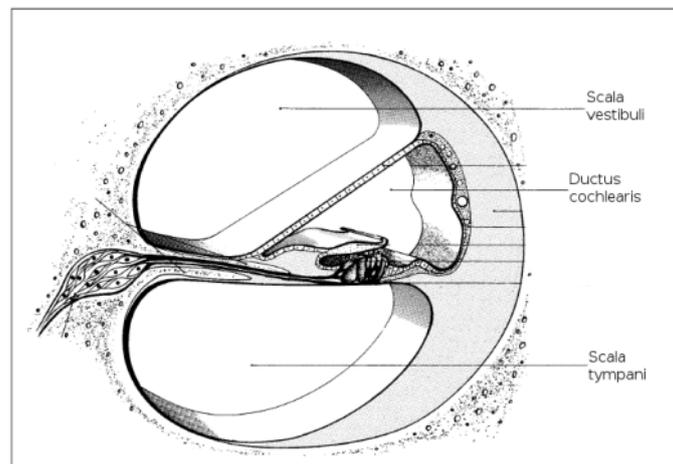


Abbildung 2.2.: Querschnitt durch den Schneckengang. Im mittleren Gang, dem Ductus cochlearis, liegen die inneren und äußeren Haarzellen im Cortiorgan, die mit den Hörnervenfasern verbunden sind [10].

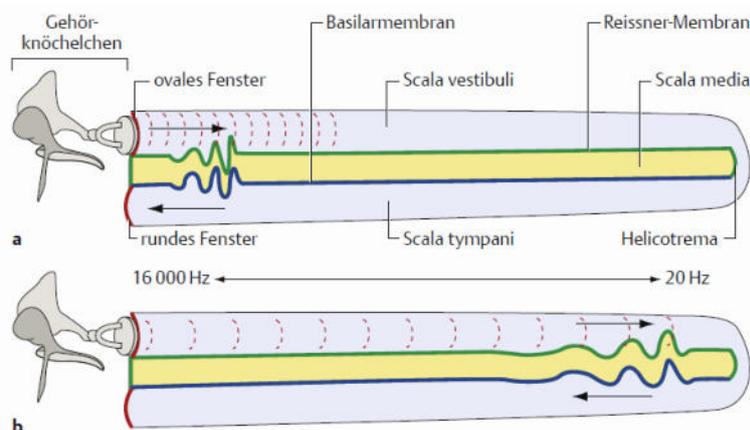


Abbildung 2.3.: Ausbildung der Wanderwelle und Frequenzselektivität der Basilar- und Reissner-Membran der (zur Veranschaulichung *entrollt* dargestellten) Cochlea. Anregung hoher (a) und niedriger Frequenzen (b) an unterschiedlichen Orten durch unterschiedliche Beschaffenheit der Basilar-membran [9].

Die Übertragung der mechanischen Schwingung durch den Steigbügel über das ovale Fenster führt zu einer Umwandlung der Schallwellen in eine sog. Wanderwelle, welche auf der Basilar-membran des Cortiorgans entlang wandert. Von der Basis der Cochlea zur Spitze hin verändert sich die

Basilarmembran in ihrer Breite und Zusammensetzung kontinuierlich, sodass jede Frequenz an einer bestimmten Stelle des Schneckengangs eine maximale Auslenkung erreicht und somit nur in diesem Bereich die inneren Haarzellen anregen kann (s. Abb. 2.3) [9].

Die äußeren Haarzellen verstärken diesen Effekt, indem sie durch aktive Kontraktion die Schwingung der Basilarmembran verstärken. Die klare Zuordnung bestimmter Frequenzen zu eindeutigen Stellen des Schneckengangs wird *Tonotopie* genannt [9, 10].

2.1.2. Das Corti-Organ

Im Ductus cochlearis befindet sich über die gesamte Länge das Corti-Organ. Dieses besteht aus den inneren und äußeren Haarzellen, die von der Basilar- und der Tektorialmembran eingrahmt werden (s. Abb. 2.4) [92]. Die Stereozilien der äußeren Haarzellen sind mit der Tektorialmembran verbunden, was bei einer Schwingung der Tektorialmembran zu einem Abscheren der Stereozilien führt. Hierdurch kommt es zum K^+ -Einstrom, was durch die Aktivierung des Motorproteins *Prestin* zu einer Kontraktion der Zelle und somit Verstärkung der Schwingung führt. Dieser Effekt wird auch *cochleäre Verstärkung* genannt [9]. Dabei werden die äußeren Haarzellen durch efferente Nervenfasern als Gruppe innerviert, was der zentralen Modulation der Erregbarkeit dieser Zellen dient. Innere Haarzellen besitzen hingegen jeweils eigene afferente Nervenfasern (s. Abschnitt 2.1.3) [4].

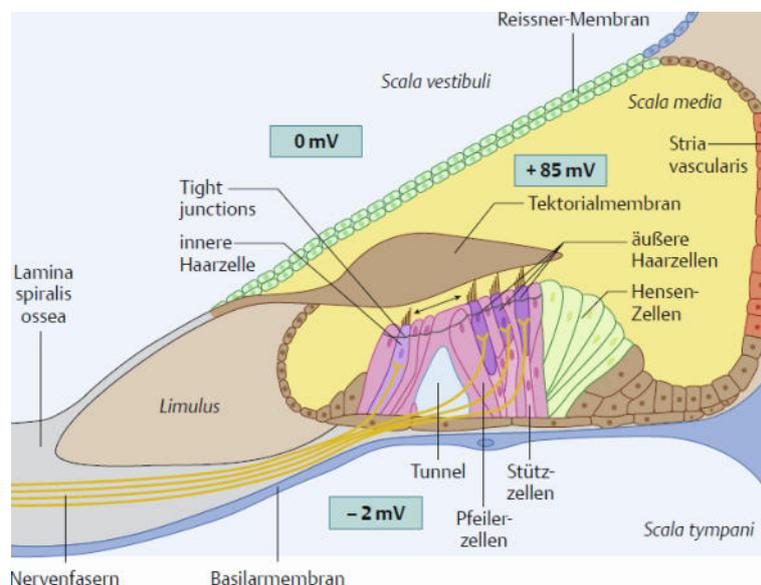


Abbildung 2.4.: Anordnung der Haarzellen zwischen Tektorial- und Basalmembran. Durch Verschiebung der Membranen gegeneinander kommt es zum Abscheren der Zilien der Haarzellen, was deren Aktivierung verursacht [9].

Die Stereozilien der inneren Haarzellen haben keine direkte Verbindung zur Tektorialmembran. Sie sind daher nicht so leicht erregbar wie die äußeren Haarzellen. Bei starken Schwingungen der Tektorialmembran kommt es dennoch hydromechanisch ausgelöst zum Abscheren der Stereozilien, was über die Öffnung von Ca^{2+} -Ionenkanälen zur Freisetzung von Glutamat am basalen Zellpol in Richtung afferenter Nervenfasern führt. Der Transmitter Glutamat führt an dieser wiederum zur Auslösung eines Aktionspotentials [4, 9]. Dieses Potential wird dann über die Hörbahn (s. Abschnitt 2.1.4) bis zum auditorischen Cortex weitergeleitet.

2.1.3. Die Synapsen der inneren Haarzellen

Die inneren Haarzellen verfügen über unterschiedliche Arten von Synapsen, zu deren unterschiedlicher Funktion man nach wie vor nur Hinweise hat [38]. Die Synapsen sind dabei an Nervenfasern gebunden, deren basale Spontanaktivität stark unterschiedlich ist. In den letzten Jahren ist dabei klar geworden, dass die Fasern mit hoher Spontanaktivität (high spontaneous rate, HSR-Fasern) einen deutlich niedrigeren Schwellenwert haben und damit vor allem für die Geräuschempfindung zuständig sind, während eine andere Variante Nervenfasern mit geringer Spontanaktivität (low spontaneous rate, LSR-Fasern) einen höheren Schwellenwert haben und vermutlich hauptsächlich für das Hören und die Interpretation von Schallereignissen (wie Sprache) mit deutlich überschwelligem Schallpegel zuständig sind. Diese Beobachtungen konnten in den letzten Jahren in zahlreichen Tierversuchen bestätigt werden [38, 73, 74, 75]. Furman et al. 2013 [38] konnten in der Hirnstammaudiometrie (auditory brainstem response (ABR) oder brainstem evoked response audiometry (BERA)) zeigen, dass insbesondere die Anknüpfungen der LSR-Fasern an die inneren Haarzellen auf Lärmexposition gegenüber den HSR-Fasern sehr vulnerabel reagieren, was durch eine Reduktion der Welle I nachweisbar war. In Untersuchungen am Menschen konnten analoge Hinweise auf eine ähnliche Reduktion der Welle I bei erhöhter Lärmexposition gefunden werden. Weiterhin stellte sich heraus, dass diese Personen gegenüber einem Normkollektiv eine schlechtere Sprachdiskrimination im Störgeräusch hatten [33].

2.1.4. Die Hörbahn

Die Hörbahn beschreibt die verschiedenen zentralen Abschnitte des Gehörs, die das Signal, das am Hörnerv in der Cochlea generiert wurde, durchläuft. Einen schematischen Überblick über die Verschaltungszentren und Abschnitte der Hörbahn liefert Abb. 2.5.

Die wichtigsten Abschnitte der Hörbahn mit ihrer Funktion werden in Abbildung 2.6 dargestellt.

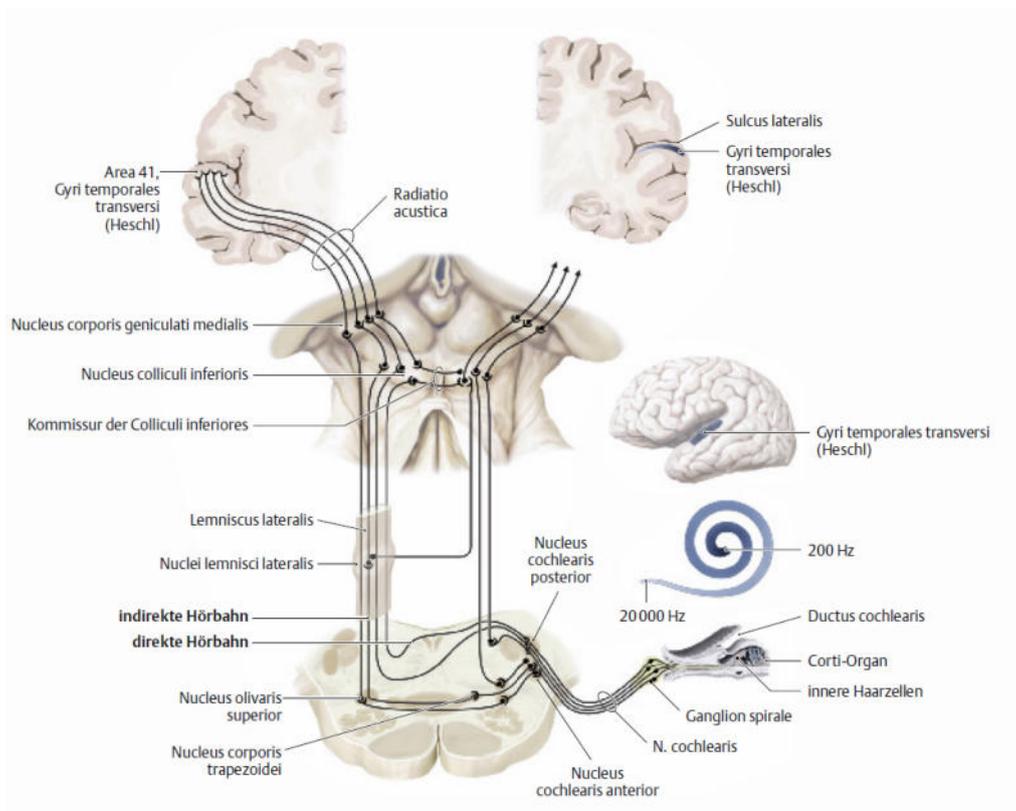


Abbildung 2.5.: Die verschiedenen Abschnitte der Hörbahn. Unterschiedliche Abschnitte und Verschaltungszentren erzeugen unterschiedliche Potentiale in der elektrophysiologischen Untersuchung [9].

<i>Station der Hörbahn</i>	<i>physiologische Funktion</i>
Ncll. cochleares anterior und posterior	<ul style="list-style-type: none"> ■ Aufnahme des über den auditorischen Anteil des N. vestibulocochlearis geleiteten afferenten Signals aus dem Ganglion spirale der ipsilateralen Cochlea ■ erste Musteranalyse
Ncll. olivares superiores	<ul style="list-style-type: none"> ■ Analyse der zeitlichen Verzögerung und der Intensitätsunterschiede zwischen den Signalen aus beiden Cochleae
Ncl. lemniscus lateralis Colliculus inferior	<ul style="list-style-type: none"> ■ v. a. Weiterleitung der Axone zu den Colliculi inferiores ■ Ortung von Schallquellen ■ Integration auditorischer mit visuellen und somatosensorischen Informationen ■ Weiterleitung zum Thalamus ■ Weiterleitung zur primären Hörrinde
Corpus geniculatum mediale primäre Hörrinde	<ul style="list-style-type: none"> ■ mehrdimensionale Verarbeitung der akustischen Information
sekundäre Hörrinde	<ul style="list-style-type: none"> ■ Verknüpfung mit kognitiven Inhalten wie Bedeutung, Erinnerung oder Zusammenhängen

Abbildung 2.6.: Die wichtigsten Abschnitte der Hörbahn mit der jeweils physiologischen Funktion [9].

2.1.5. Akustisch evozierte Potentiale

Definitionsgemäß sind akustisch evozierte Potentiale (AEP) Signale von elektrischen Fernfeldern oder Potentialen, die vom Schädel abgeleitet werden können [10]. Diese entstehen durch die Umwandlung akustischer Reize, die elektrische Vorgänge in den Sinneszellen des Innenohres, im Hörnerv und den zentralen Hörbahnen einschließlich der kortikalen Assoziationszentren auslösen [10].

Je nach Abschnitt der Hörbahn erscheinen die charakteristischen Potentiale früher oder später [10] und können so eingeteilt werden in

- Frühe akustisch evozierte Potentiale (FAEP): Latenz ca. 0 bis 10ms
- Mittlere akustisch evozierte Potentiale (MAEP): Latenz ca. 10 bis 50ms
- Späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP): Latenz ab ca. 100ms

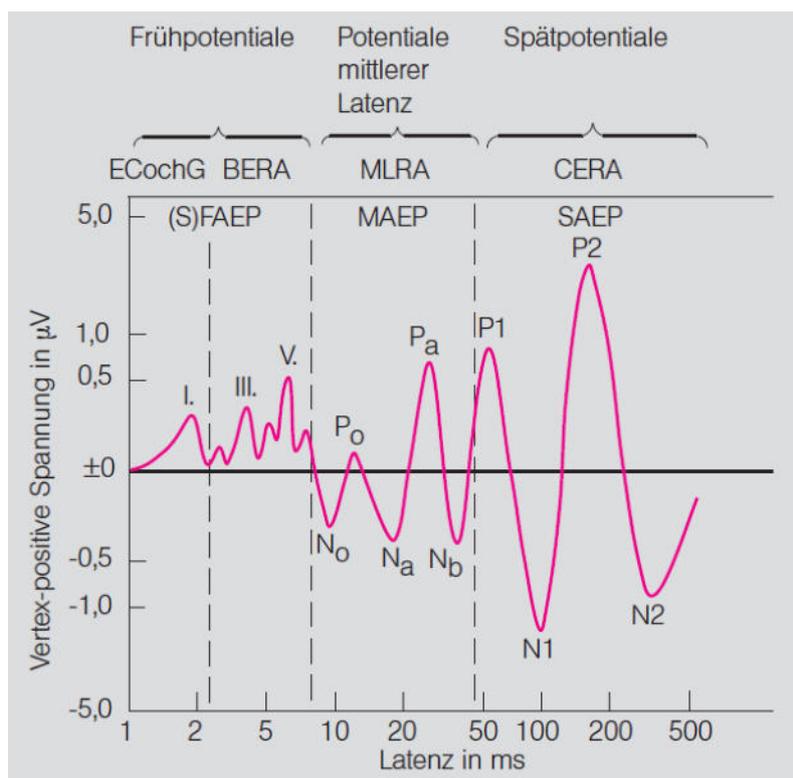


Abbildung 2.7.: Die Anteile der AEPs mit ihren jeweiligen Messmethoden. ECochG = Elektrocochleographie, BERA = brainstem evoked response audiometry, MLRA = middle latency response audiometry, CERA = cortical evoked response audiometry [10]

Entsprechend kommen je nach Fragestellung unterschiedliche Untersuchungsmethoden zum Einsatz. Während die FAEPs prinzipiell von der Cochlea, dem Hörnerv und Verschaltungstationen

auf Höhe des Hirnstammes hervorgerufen werden, haben MAEP und SAEP ihre Ursache in Verarbeitungsprozessen der Hörrinde und assoziierten Kortexareale (s. Abb. 2.7) [10].

Einen wichtigen Teil der FAEPs stellt die BERA dar [10]. Für die Ableitung dieser werden normale Hautelektroden wie bei einem Elektroenzephalogramm verwendet. Mit ihrer Hilfe lassen sich Potentiale darstellen, die aus den Hirnstammarealen der Hörbahn stammen. Dies ermöglicht eine nicht-invasive, objektive Hörprüfung bei Patienten aller Altersklassen.

Zur Durchführung der Messung werden auf der Kopfhaut des zu Untersuchenden vier Elektroden aufgebracht, jeweils eine auf dem Vertex (Z2), dem linken (A1) und rechten (A2) Mastoid sowie auf der Stirn (s. Abb. 2.8) [63].

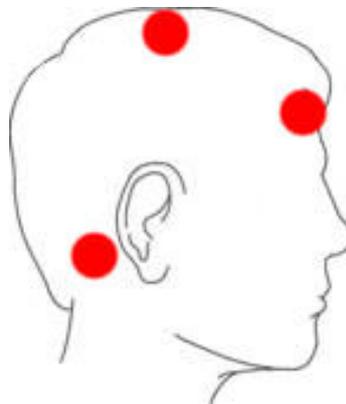


Abbildung 2.8.: Schematische Platzierung der Elektroden auf der Kopfhaut des zu Untersuchenden.

Die verschiedenen Wellen der BERA (s. Abb. 2.7) können ursächlich unterschiedlichen Anteilen der Hörbahn zugeordnet werden, wobei gewisse Überlagerungen aus anderen Gebieten vorhanden sind [10]. Tabelle 2.1 gibt einen ungefähren Überblick über die verschiedenen ursächlichen Gebiete der Wellen I-V.

<i>Welle</i>	<i>ursächliche Neurone/Gebiet</i>
Welle I:	ausschließlich distaler Anteil des N. cochlearis
Welle II:	überwiegend proximaler Anteil des N. cochlearis
Welle III:	überwiegend Nucleus cochlearis
Welle IV:	Neurone vorwiegend aus dem Bereich der oberen Olive
Welle V:	Colliculus inferior im Mittelhirnbereich

Tabelle 2.1.: Die ursächlichen Gebiete der jeweiligen Wellen einer BERA [10].

Zur Messung werden hierbei Klicklaute über einen Kopfhörer eingespielt, die über die Schallübertragung und Umwandlung in elektrische Potentiale in der Cochlea über die angebrachten Elektroden an der Kopfhaut abgeleitet werden können. Da die einzelnen Potentiale sehr klein sind

und durch sämtliche andere Hirnaktivität überlagert werden, nützt das Aufzeichnen eines einzelnen Ereignisses wenig. Aus diesem Grund werden mehrere hundert bis einige tausend Ereignisse aufgezeichnet und mit einer reizsynchronen Mittelungstechnik bearbeitet. Da die gesuchten Potentiale mit geringer Streubreite immer zur gleichen Zeit nach dem eingespielten Klicklaut eintreten, sämtliche störenden Überlagerungen aus dem Rest des Gehirns allerdings zeitlich zufällig sind, heben sich die Überlagerungen bei genügend hoher Anzahl an Ereignissen aufgrund der Mittelung gegenseitig auf, während die immer gleichbleibenden Wellen des Hirnstamms über die Mittelung hervorgehoben werden [10].

Insgesamt kann so eine Latenzzeit bis zum Auftreten der verschiedenen Wellen abgeleitet werden, die nur vom Individuum abhängt.

2.1.6. Hirnstammaudiometrie im Freifeld

Aufgrund der Bauweise von CI ist eine BERA Messung über Kopfhörer bei CI Trägern nicht möglich. Prinzipiell kann über das Implantat direkt der Hörnerv stimuliert und so eine BERA-Messung ohne tatsächliche Geräuschquelle durchgeführt werden. Um die gesamte Kette der Übertragung mit in die BERA-Messung einzubinden, wurde für diese Arbeit ein Lautsprecher statt Kopfhörern gewählt, welcher in einem gewissen Abstand vor dem Patienten positioniert wurde. Auf diese Art wird die gesamte Übertragungskette einschließlich des äußeren Ohrs und Innenohrs abgebildet.

2.2. Schwerhörigkeit

2.2.1. Einteilung

Die WHO teilt Schwerhörigkeit in 5 Grade ein:

0	keine Schädigung	25 dB oder besser (am besseren Ohr)
1	leichte Schwerhörigkeit	26-40 dB (am besseren Ohr)
2	mittelgradige Schwerhörigkeit	41 - 60 dB (am besseren Ohr)
3	hochgradige Schwerhörigkeit	61 - 80 dB (am besseren Ohr)
4	an Taubheit grenzende Schwerhörigkeit	81 dB oder schlechter (am besseren Ohr)

Tabelle 2.2.: WHO-Grade der Schwerhörigkeit. Die Hörschwelle wird immer am besseren Ohr gemessen. Dabei wird der Durchschnitt der tonaudiometrischen Hörschwelle bei 0,5 kHz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz ermittelt [98].

2.2.2. Ursachen

Die Ursachen für Schwerhörigkeit sind vielfältig und können in unterschiedliche Kategorien eingeteilt werden. Eine bekannte Einteilung ist die nach der Schallleitungs- vs. Schallempfindungsstörung. Während bei der Schallleitungsschwerhörigkeit die Weiterleitung bis zum Innenohr durch beispielsweise eine Blockade des Gehörgangs mit Cerumen gestört ist, liegt die Ursache bei der Schallempfindungs- oder sensorineuralen Störung in einem späteren Abschnitt der Hörbahn, beispielsweise in defekten Haarzellen, begründet [10, 92, 26].

Schätzungen gingen 2015 von einer Schwerhörigkeits-Prävalenz von etwa einem Sechstel der Bevölkerung in Deutschland aus, was etwa 11,1 Mio Erwachsenen entspricht [95]. Ein aktuelleres Review von 2019 spricht von einer Prävalenz von 16-25 % bei Erwachsenen [76], im Kindesalter von 0,01 - 12,8 % [85]. Dieser Anteil wächst laut Prognosen alle 5 Jahre um etwa 1 %. Gleichzeitig liegt die Versorgung mit Hörgeräten bei etwa 5,2 % [36, 95].

Nach Lenarz 2013 [70] machen sensorische Defekte den Großteil der dauerhaften Ertaubungen aus. Schäden am Hörnerv oder im auditorischen Kortex sind wesentlich seltener, während Schallleitungsverluste normalerweise nicht zu einer vollständigen Ertaubung führen und meist chirurgisch oder operativ versorgt werden können. Relevant für die CI-Versorgung sind dabei nur Erkrankungen, die mit einer defekten Cochlea bzw. mit nicht mehr funktionstüchtigen inneren Haarzellen einhergehen. Grundlegende Voraussetzung für die Implantation eines CI ist jedoch ein intakter Hörnerv.

2.2.3. Audiologische Testung

Tonaudiometrie

Die Tonaudiometrie beschreibt die Ermittlung der Hörschwelle durch die kurze Darbietung von Prüftönen. Dabei wird ein definierter Frequenzbereich abgedeckt und dem Probanden bei festgelegten Prüffrequenzen ein Ton aus dem Unhörbaren kommend immer lauter werdend präsentiert, bis dieser ihn hört. Dies wird sowohl über Kopfhörer als auch über Knochenleitungshörer durchgeführt um die Hörschwelle sowohl für die Knochenleitung, als auch für die Luftleitung zu testen. Typische Prüffrequenzen sind dabei 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 und 8000 Hz [10].

Sprachaudiometrie

Die Quantifizierung des SV von Hörgeschädigten ist ein wichtiges Vorgehen zur Bestimmung des Ausmaßes der Schädigung [48]. In Deutschland gibt es verschiedene Sprachtestungen. Eine der

bekanntesten und am häufigsten genutzten ist der sogenannte Freiburger Sprachtest [6, 49], der sich in zwei Varianten unterteilt:

- **50 %-Mehrsilber-Wert:** Es werden mehrsilbige Worte (meist viersilbige Zahlen) eingespielt, die vom Patienten nachgesprochen werden. Dabei wird notiert, wie viele Worte der Patient bei welcher Lautstärke verstanden hat. Anhand mehrerer Werte kann eine Gerade im Ergebnisdiagramm gezogen werden, deren Schnittpunkt mit der 50 %-Marke abgelesen werden kann.
- **Einsilber-Wert:** Dieser Wert gibt das Verstehen von einsilbigen Worten nach dem Konsonant-Vokal-Konsonant Prinzip (also Worte wie beispielsweise *Zahn, Neun, Hang*) an, wobei der Prozentpunktwert der verstandenen Worte und das Lautstärkelevel des Tests in dB angegeben werden [86, 90]. Ein typischer Prüfpegel ist hierbei 65 dB, was in etwa einer normalen Sprachlautstärke entsprechen soll [2, 99]. Zusätzlich kann dieser Test auch mit einem Störgeräusch definierter Lautstärke durchgeführt werden, um das SV mit Umgebungsgeräuschen zu testen.

Dieser Test gilt als gutes Maß für das SV von Patienten und ist Bestandteil der Indikationsstellung für ein CI sowie der Versorgung mit anderen apparativen Hörhilfen (s. Abschnitt 2.3.2) [46, 55]. Ein exemplarischer Freiburger Sprachtest findet sich im Anhang (s. Abb. A.5).

2.3. Das Cochlea-Implantat

2.3.1. Bestandteile und Aufbau

Cochlea-Implantate bestehen aus einem äußeren und einem inneren Teil. Der äußere Teil (der Sprachprozessor) dient der Aufnahme und Prozessierung von Schallereignissen. Der innere Teil (das Implantat) reizt den Hörnerv mit elektrischen Impulsen, die vom äußeren Teil ausgelöst werden. Die beiden Teile sind (kabellos) magnetisch gekoppelt. Die äußere Spule enthält eine Sendespule, mit der sowohl die Stromversorgung als auch die Informationsübertragung an die Empfängerspule des unter der Haut liegenden Implantats vorgenommen wird. Dabei sorgt ein Magnet sowohl für die Anheftung des Sprachprozessors an die Kopfhaut als auch für den Aufbau des magnetischen Feldes, welches für die effiziente Informationsübertragung notwendig ist [10, 17].

Das Implantat selbst besteht aus der Empfängerspule, die Signale und Energie vom Prozessor aufnimmt. Die Signale werden an die im Elektrodenträger liegenden Stimulationselektroden weitergeleitet, die den Hörnerv direkt stimulieren. Hierfür wird bei der intracochleären Implantation

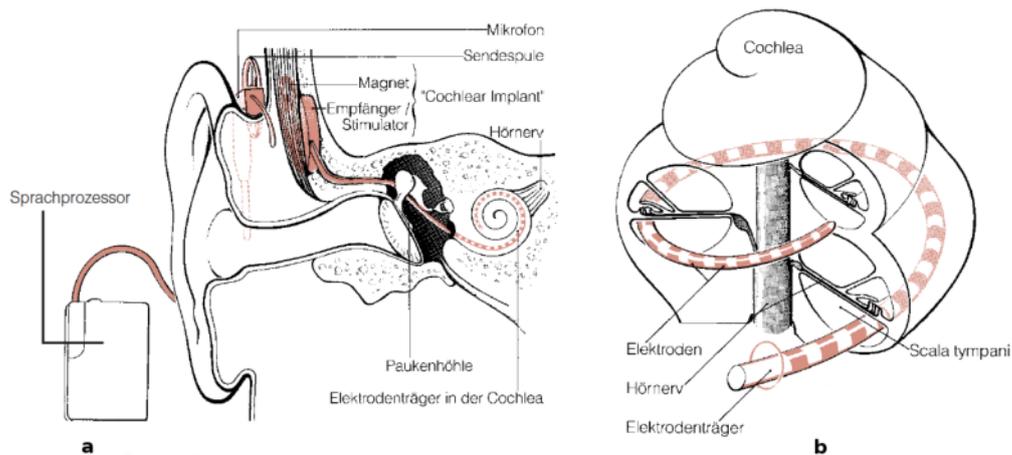


Abbildung 2.9.: (a) Bestandteile eines Cochlea-Implantats; (b) Platziertes Elektrodenträger [10]

der Elektrodenträger bevorzugt über das runde Fenster in die Scala tympani eingebracht [10]. Die Anzahl der Elektroden auf dem Elektrodenträger beträgt derzeit je nach Hersteller zwischen 12 (Medical Electronics (MedEl)) über 16 (Advanced Bionics (AB)) bis zu 22 (Cochlear) [17]. Eine schematische Darstellung des Systems findet sich in Abbildung 2.9.

Dem Sprachprozessor kommt in diesem System eine besondere Aufgabe zu, da er die zentrale Steuerungseinheit darstellt. Er analysiert und verarbeitet Schallsignale und gibt die über das Mikrofon aufgenommenen Umgebungsgeräusche und Worte in angepasster Form an das Implantat weiter. Hierbei ist eine sinnvolle Analysestrategie von entscheidender Bedeutung, um ein gutes SV zu erlangen.

Durch das Einsetzen des Elektrodenträgers durch das runde Fenster in die Scala tympani (s. Abb. 2.9) kann dabei die eventuell noch vorhandene Resthörfähigkeit der Cochlea erhalten werden [15]. Gleichzeitig liegt durch diese Platzierung der Elektrodenträger sehr nah am Hörnerv, was nach aktuellem Kenntnisstand eine optimale Reizübertragung ermöglicht [7, 17, 49].

2.3.2. Indikationen für eine Implantation

Die Indikation zur Versorgung mit einem CI ist eine komplexe Entscheidung, bei der viele Faktoren berücksichtigt werden müssen. Grundlegende Voraussetzungen sind hierbei ein intakter Hörnerv sowie eine intakte zentrale Hörbahn, ebenso eine korrekt angelegte Cochlea. Darüber hinaus muss auch eine Nachbetreuung und Rehabilitationsmöglichkeit gegeben sein, da ansonsten eine sinnvolle Nutzung des Implantats nicht gegeben ist [71, 26]. Die Indikationsstellung wurde dabei seit Beginn der Anwendung von CI erweitert [28, 40, 53, 54, 58, 101], sodass auch zunehmend

Menschen mit Resthörfähigkeit und einseitiger Ertaubung ein Implantat erhalten [58].

Vor der Implantation muss nach den Maßgaben der Hilfsmittelrichtlinie des gemeinsamen Bundesausschusses [39] sowie den Leitlinien für implantierbare Hörgeräte und für CI [3, 26] zuerst eine Versorgung mit konventionellen Hörgeräten erfolgen, um eine Verbesserung der Hörsituation durch nicht-invasive Hilfsmittel auszuschließen. Grundsätzliche Voraussetzungen für die Versorgung mit konventionellen Hörgeräten bestehen ab einem tonaudiometrischen Hörverlust auf dem schlechteren Ohr von mindestens 30 dB im Hauptsprachbereich [39]. Für die Versorgung mit CI muss (mit wenigen Ausnahmen) ein ausführlicher Therapieversuch mit konventionellen Hörgeräten sowie der Versuch einer Optimierung dieser erfolgt sein [26].

Weiterhin müssen zusätzliche Behinderungen und „Einschränkungen der kognitiven Leistungsfähigkeit, z.B. Demenz“ mitberücksichtigt werden, da diese mit einer schlechteren Performance in Verbindung gebracht werden [71].

Für die Indikationsstellung müssen nach der Leitlinie von 2020 [26] zahlreiche Untersuchungen durchgeführt werden, um die Funktionstüchtigkeit des Hörnervs und eine korrekte Anatomie zu belegen. Zuvorderst steht die Aufnahme eines Allgemeinstatus und einer ausführlichen Anamnese mit besonderem Augenmerk auf die Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. Darauf folgt als zentrales Untersuchungselement eine audiologische Untersuchung, bei der die Hörschwelle und das SV geprüft werden [27]. Weiterhin ist eine neuroradiologische Untersuchung zur Sicherung der notwendigen anatomischen Veranlagungen, meist in Form einer hochauflösenden Computer- und Magnetresonanztomographie des Felsenbeins, notwendig [24]. In der Literatur schwanken die Grenzwerte der Einsilberdiskrimination bezüglich der Notwendigkeit einer CI-Implantation zwischen mindestens 45 % [71] und 60 % [24, 26, 27]. Grundsätzlich wird empfohlen, dass eine potenzielle Verbesserung um mindestens 20 %-Punkte zu erwarten ist [24, 27]. Bei prälingual ertaubten Kindern wird die Hörschwelle mit einem Grenzwert von 70 dB HL als wichtiges Indikationskriterium angesehen, da unter diesem Grenzwert keine sinnvolle Verbesserung der Hörsituation durch Hörgeräte zu erwarten ist [24, 69, 94].

Als Kontraindikationen für die Implantation listet die CI-Leitlinie 2020 [26] folgende Punkte auf:

Absolute Kontraindikationen

- Nachweis eines fehlenden Hörnervs (alternativ: zentral-auditorische Implantate)
- fehlende Fähigkeit des Patienten, an dem Gesamtprozess der CI-Versorgung teilzunehmen (u.a. Basistherapie; Rehabilitation, Nachsorge)
- keine Möglichkeit oder kein Zugang zu Erstanpassung, Rehabilitation oder Nachsorge (patienten-

oder einrichtungsbezogen)

Relative Kontraindikationen

- Mittelohrinfekt (nach Sanierung Implantation möglich)
- eingeschränkte Rehabilitationsfähigkeit bei der CI-Versorgung
- negativer subjektiver Promontoriumstest in Abhängigkeit der Ergebnisse der weiteren audiologischen Diagnostik
- schwere Begleiterkrankungen, die den Versorgungsprozess wesentlich beeinträchtigen

2.3.3. CI-Prozessor-Mapping

Die Regulierung der Stimulation des Hörnervs durch das Implantat erfolgt anhand verschiedener Parameter. Diese werden nach erfolgter Implantation individuell eingestellt, um im Verlauf der Hörrehabilitationsbehandlung immer weiter den Bedürfnissen des Patienten angepasst zu werden [11, 17, 71, 72]. Hierbei können verschiedene Hörprogramme erstellt werden, zwischen denen der Benutzer im Alltag frei wählen kann. Dabei sind zwei Parameter von entscheidender Bedeutung: der sogenannte Empfindungsschwellenwert T (*threshold*) und der als angenehm laut empfundene Stimulationswert (Cochlear und MedEl: C-Wert für *comfort level*; AB: M-Wert für *most comfortable level*) [8, 17, 51]. Die Zusammenstellung dieser beiden Parameter über den Elektrodensträger hinweg wird auch *Mapping* genannt. Dieses Mapping wird im Prozessor gespeichert und verwendet, um im Hörbetrieb Stimulationsströme zu berechnen [17]. In Abbildung 2.10 ist ein Beispiel für das Mapping eines Prozessors des Herstellers AB zu sehen.

Über den T -Wert wird dabei bestimmt, welche Ladung über die Elektrode abgegeben werden soll, um ein Geräusch gerade an der Hörschwelle darzustellen, während der C -Wert die Ladung markiert, die ein gerade noch nicht schmerzhaftes, aber angenehm lautes Geräusch bedeutet.

Da die abgegebene Ladung Q dem Integral der Stromstärke I über die Zeit dt entspricht, oder bei konstanter Stromstärke vereinfacht dem Produkt

$$Q = \int I dt \quad \rightarrow \quad Q = I \cdot t \quad (2.1)$$

kann hier die Höhe der Stromstärke und die Stimulationsdauer variiert werden. Dabei bewegen sich die Möglichkeiten bezüglich der Stromstärke derzeit etwa zwischen einigen μA und knapp unter 2 mA . Die Stimulationsdauer ist ebenfalls ein justierbarer Parameter und wird als sogenannte



Abbildung 2.10.: Grafische Darstellung des Mappings eines Prozessors des Herstellers AB. Die oberen Pfeile stellen die M-Werte, die unteren die T-Werte dar. Weiterhin können dem Bild die Impedanzen sowie die mittleren Frequenzen der Elektroden entnommen werden. Die Elektrode Nr. 16 ist in diesem Beispiel deaktiviert.

Pulsdauer (pulse width) bezeichnet. Diese bewegt sich Hersteller- und individuell patientenabhängig zwischen etwa 10-100 µs [17].

Als zusätzlicher Parameter wird häufig von der Dynamic Range (DR) gesprochen. Hier gilt es, zwei verschiedene Varianten dieses Parameters zu unterscheiden - die akustische und die elektrische DR. Die elektrische DR wird durch die Differenz zwischen C- und T-Wert beschrieben und entspricht der Lautstärke, die der Patient wahrnimmt, da die Reizung des Hörnervs mittels dieser Ladungen erfolgt. Die Anpassung erfolgt hier individuell, C- und T-Wert sind nach Bewley 2013 [11] die am häufigsten von den Standardwerten abweichenden Parameter. Während dem T-Wert ein direkter Einfluss auf das SV zugesprochen wird (s.o.), scheint der Einfluss des C/M-Werts auf das SV dagegen eher sekundär als Teil der DR angesehen zu werden [8, 25]. Die akustische DR wird dagegen durch zwei Schalldrucklevel begrenzt: die minimale Lautstärke, ab der Signale an das Implantat weiter gegeben werden sollen und das Schalldrucklevel, bei dem das Maximum an elektrischer Stimulation erreicht sein soll. Die akustische DR ist dabei vor allem durch das Grundrauschen des Mikrofons eingeschränkt. Die akustischen Grenzen sind individuell justierbar, wobei eine internationale Analyse der Prozessorparameter ergeben hat, dass in diesem Punkt selten eine

Anpassung erfolgt und die Standardwerte meist erhalten bleiben [11]. Zusätzlich ist die genaue Prozessierung des Eingangssignals stark abhängig von Filterkurven und Kompressionseinstellung in der Tonverarbeitung, weshalb eine detaillierte Darstellung der Verhältnisse den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde [61].

2.3.4. Impedanz

Als Parameter der Schnittstelle zwischen Elektrode und Hörnerv kann die Impedanz angesehen werden. Sie wird als normaler elektrischer Widerstand angegeben und nimmt Werte im einstelligen $k\Omega$ -Bereich an. Vor allem zur Erkennung von Erkrankungen und Entzündungen des Innenohrs, die einerseits das Implantat gefährden und andererseits von diesem ausgelöst werden können, werden Erhöhungen der Impedanz als Marker angesehen [21, 44, 47, 62].

Wesentlich für die Charakterisierung der Übergangsimpedanz (Elektrode - Hörnerv) sind ohmsche und kapazitive Widerstände (*Helmholz-Doppelschicht*) [64]. Für hohe Frequenzen dominieren dabei die ohmschen Anteile, wobei diese wiederum stark von den geometrischen Elektrodenformen und der Leitfähigkeit des Dielektrikums abhängen. Gemäß Angaben der CI Hersteller (AB, Cochlear und MedEl) werden die ermittelten Stimulationsströme von T- und C/M-Werten anhand der gemessenen Impedanzen während einer Anpassung eingepreist. Entsprechend führen Veränderungen in den Impedanzen nach der Anpassung zu Veränderungen in den Stimulationsströmen, was zu einer schlechteren Performance führen kann.

2.3.5. Evoziertes Summenaktionspotential

Das evozierte Summenaktionspotential (electrically evoked compound action potential (ECAP)) beschreibt den messbaren Nachweis eines Summenaktionspotentials im Hörnerv auf einen elektrischen Reiz [57, 66]. Interessant ist hierbei vor allem die Betrachtung des Schwellenwertes, also des kleinsten elektrischen Reizes, der zu einer messbaren neuronalen Antwort führt. Dieser Wert ist vergleichbar mit der Welle I einer BERA, da hierbei der elektrische Schwellenwert des Summenaktionspotentials des Hörnervs ermittelt wird [57, 66]. Die Wellenform der aufgezeichneten Antwort wird dabei beschrieben als ein dem Stimulus folgender, negativer Ausschlag bei ca. 0,2-0,4 ms und danach einer deutlich kleineren, positiven Spitze oder Plateau bei ca. 0,6-0,8 ms, mit einer Amplitude von ca. 1-2 mV, was etwas größer als eine normale BERA-Antwort ist [1, 16, 23, 66]. Dieser Unterschied in der Höhe des Ausschlags lässt sich jedoch auch leicht mit der geringeren Distanz zwischen Messelektrode und Nerv begründen [16, 57]. Die standardmäßige Messung des ECAP bietet den Vorteil, dass ein eindeutiger Nachweis einer grundsätzlich stattfin-

denden nervalen Stimulation durch das CI erfolgt. Aus diesem Grund wird die Möglichkeit von allen gängigen Herstellern unter unterschiedlicher Benennung zur Verfügung gestellt. Bei AB handelt es sich hierbei um das sogenannte Neural Response Imaging (NRI) [66], Cochlear verwendet den Begriff Neural Response Telemetry (NRT) und MedEl spricht von Auditory Nerve Response Telemetry (ART). Im Folgenden wird vereinfachend die Abkürzung ECAP als Überbegriff verwendet. Die Messung dieser Potentiale erfolgt über die elektrische Stimulation des Hörnervs mit einer Elektrode, während eine andere (meist benachbarte) Elektrode die neuronale Antwort darauf misst. Dabei wird der niedrigste Stimulus, bei dem überhaupt eine Antwort nachweisbar ist, als *threshold* (*Schwelle*) bezeichnet [57].

2.4. Fragestellung und Ziele der Arbeit

In den bisherigen Kapiteln wurden Faktoren und Parameter aufgeführt, die zur Charakterisierung und zur Einstellung von CI verwendet werden. Diese Faktoren sind bereits bekannt und werden im klinischen Alltag verwendet. Dennoch zeigen sich bei der Performance der Patienten nach der Versorgung mit einem CI Unterschiede, die nicht objektiv erklärt werden können. So existieren beispielsweise Patienten mit der Fähigkeit, Geräusche wahrzunehmen, die jedoch nur ein geringes bis kein SV mit CI entwickeln.

Die Ziele dieser Arbeit können in zwei Bereiche aufgeteilt werden. Auf der einen Seite wurde mittels der Analyse sprachaudiometrischer Daten und der Erfassung einer BERA ein Erklärungsansatz für die genannte Diskrepanz zwischen Hörleistung und SV untersucht. Auf der anderen Seite sollten die verschiedenen präsentierten Prozessorparameter bezüglich ihres Einflusses auf das SV untersucht werden, um auf diese Weise Optimierungsmöglichkeiten in der Programmierung der Sprachprozessoren aufzuzeigen.

Zusammengefasst sollen die Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit dazu dienen, die Versorgung von Patienten mit einem CI erfolgreicher zu gestalten, indem die Patienten durch eine optimale Programmierung des Sprachprozessors das maximale SV und damit eine bestmögliche Kommunikation mit ihrem Umfeld und dadurch optimierte Sozialisierung erreichen können.

3. Material und Methoden

3.1. Ethische Grundlage

Alle Daten wurden anonymisiert erhoben, verarbeitet und ausgewertet. Die hierzu benötigte Einwilligung wurde dabei von jedem Studienteilnehmer vor Beginn der Datenerfassung schriftlich erteilt. Die Studie berücksichtigte die Belange der *Ethischen Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen – WMA Deklaration von Helsinki*. Des Weiteren wurde diese Studie von der Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes (Nr. 210/20) positiv bewertet.

3.2. Studienkollektiv

Probanden BERA Freifeld

Zur Kalibrierung der BERA im Freifeld wurde eine BERA an fünf hörgesunden Probanden im Alter von 18-32 (1 männlich, 4 weiblich) Jahren durchgeführt. Dabei wurde der physiologische Hörzustand mittels Tonschwellenaudiometrie und otoakustischer Emissionen überprüft. Die Ergebnisse der Kalibrierung sind in Abschnitt 3.5.4 aufgeführt.

Patienten

Insgesamt wurden in diese Studie 52 deutschsprachige bzw. in Deutschland aufgewachsene Patienten (33 männlich, 19 weiblich) mit insgesamt 65 Implantaten eingeschlossen (13 Patienten bilateral, 39 unilateral). Dabei wurde jedes Ohr einzeln getestet, auch bei Patienten mit bilateraler CI-Versorgung. Die verwendeten Implantate und Prozessoren (insgesamt 43 männlich, 22 weiblich, im Alter von 18 bis 80 Jahren mit einem mittleren Alter von 53 Jahren) stammten dabei von den drei Herstellern AB, Cochlear und MedEl. Weiterhin wurde bei insgesamt 24 Patienten dieses Kollektivs (18 männlich, 6 weiblich im Alter von 21 bis 72 Jahren mit einem mittleren Alter von 51 Jahren) mit insgesamt 30 Implantaten eine BERA-Untersuchung und die Erhebung eines Fragebogens durchgeführt.

Die erhobenen Daten stammen aus Routineuntersuchungen während der Rehabilitationsphase von Patienten der Abteilung für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums des Saarlandes, bzw. während der Folgetermine. Die Patienten hatten im Mittel 1,91 Jahre Erfahrung mit dem CI, mit einem Minimum von 1,53 Monaten und Maximum von 18,77 Jahren. Die operative Versorgung der Patienten erfolgte dabei in den Jahren 1998 bis 2019.

3.3. Gruppeneinteilung - normiertes Sprachverständnis

Um die Effekte der einzelnen Parameter erkennen zu können, wurden die Patienten anhand ihres SV mit Implantat in zwei Gruppen eingeteilt. Um einen Vergleich mit Hoppe et al. 2016 [55] ziehen zu können, wurde hierfür das SV in % im Freiburger Einsilber Sprachtest (s. Abschnitt 2.2.3) relativ zur Testlautstärke in dB verwendet, wobei 50 % und 65 dB als Standardwerte angesehen wurden. Dies geschah in Anlehnung an den Oldenburger Satztest, bei dem die Lautstärke, bei der 50 % der Sätze verstanden werden, als Sprachverständlichkeitsschwelle in Ruhe festgelegt ist [80]. Dieses Vorgehen wird im Weiteren als normiertes Sprachverständnis (NSV) bezeichnet, der resultierende Wert als Grenzwert desselben. Ein höherer Wert geht hier mit einem höheren erreichten Punktwert im Freiburger Einsilber Sprachtest einher.

$$\text{NSV} = \frac{\text{SV in \%}}{\text{Testlautstärke}} = \frac{50\%}{65\text{ dB}} \approx 0,77 \frac{\%}{\text{dB}} \quad (3.1)$$

Der Trennwert zwischen den Performancegruppen ergibt sich mit 50 % bei 65 dB als $0,77 \frac{\%}{\text{dB}}$.

Gruppe 1: niedriges NSV $< 0,77 \frac{\%}{\text{dB}}$

Die erste Gruppe bezieht sich auf die Patienten mit niedrigem NSV (s. Gleichung 3.1). Aus dieser Gruppe musste eine Patientin ausgeschlossen werden, da nach einer Bestrahlung keine Hörschwellen mehr in der Audiometrie festgestellt werden konnten.

Relevante Daten zum Überblick über Gruppe 1 finden sich in Tabelle 3.1.

	Gesamt	Männlich	Weiblich	Mittleres Alter [a]	Median [a]	Minimum [a]	Maximum [a]
Gesamt	30	19	11	54,9 ± 15,6	57,0	18	78
BERA	14	8	6	55,2 ± 11,9	57,0	31	71

Tabelle 3.1.: Eckdaten der Gruppe mit niedrigem NSV

Gruppe 2: hohes NSV $> 0,77$ %/dB

Die zweite Gruppe bezieht sich auf die Patienten mit hohem NSV (s. Gleichung 3.1).

Relevante Daten zum Überblick über Gruppe 2 finden sich in Tabelle 3.2.

	Gesamt	Männlich	Weiblich	Mittleres Alter [a]	Median [a]	Minimum [a]	Maximum [a]
Gesamt	35	24	11	51,2 ± 17,4	54,0	18	80
BERA	16	16	0	48,5 ± 17,3	53,0	21	72

Tabelle 3.2.: Eckdaten der Gruppe mit hohem NSV

Im Folgenden werden die beiden Gruppen mit den hier zugewiesenen Nummern als Gruppe 1 und Gruppe 2 bezeichnet.

3.4. Herstellerabhängige Variablen

Um die verschiedenen Hersteller vergleichen zu können, mussten einige Anpassungen in der Analyse der verschiedenen Parameter durchgeführt werden. Diese Anpassungen werden in den folgenden Kapiteln erläutert. Aus vorausgegangenen Forschungsprojekten lagen dem Universitätsklinikum des Saarlandes Detailinformationen über die Stimulationsberechnung der Hersteller vor, deren Grundlage jedoch der Verschwiegenheitsverpflichtung unterliegen und daher zwar genutzt, jedoch nicht beschrieben werden konnten.

3.4.1. CI-Maps und ECAP-Werte

Zur Aufnahme der CI-Maps und ECAP-Werte wurden die alltäglichen Maps der Patienten, sowie intraoperativ aufgenommene ECAP-Werte verwendet. Jeder Hersteller platziert unterschiedlich viele Elektroden auf dem Elektrodenträger, weshalb entsprechend die Elektrode des einen Herstellers nicht den gleichen Frequenzbereich wie die eines anderen Herstellers abbildet. Daher wurden nach DIN EN 60645-1 Reintonaudiometer acht Frequenzbereiche ausgewählt und die Parameter der diesen Frequenzbereichen zugeordneten Elektroden aufgenommen.

Die betrachteten Elektroden finden sich in Tabelle 3.3.

Hersteller	<i>Elektrodennummer bei Frequenz</i>							
	0,25 kHz	0,5 kHz	1 kHz	1,5 kHz	2 kHz	3 kHz	4 kHz	6 kHz
AB	1	3	6	8	10	12	14	16
Cochlear	22	20	16	13	11	8	5	2
MedEl	2	3	6	7	8	9	10	11

Tabelle 3.3.: Zuordnung der Elektroden zu den passenden Frequenzbereichen

Diese Beziehungen galten für den Fall, dass alle Elektroden korrekt positioniert waren und funktionierten. Lagebedingt oder anderweitig nicht funktionsfähige Elektroden werden in der Praxis deaktiviert, sofern nur einzelne Elektroden des Implantats betroffen sind. Eine Deaktivierung von Elektroden führt zu einer veränderten Frequenzzuordnung. In diesen Fällen wurden die entsprechenden Elektroden zur Auswertung ausgewählt, die zu den gewählten Frequenzbereichen zugeordnet wurden.

Um eine passende Zuordnung zwischen SV und verwendeter Map herstellen zu können, wurden Maps ausgewertet, die die Patienten zum Zeitpunkt der Sprachtestung (s. Kapitel 2.2.3) nutzten. Dies war in Einzelfällen aufgrund fehlender Daten leider nicht möglich.

Die im OP durchgeführte, intraoperative ECAP Ableitung wurde ausschließlich von einer Person durchgeführt (Dr. rer. nat. Dietmar Hecker). Zur Auswertung der intraoperativen ECAP Messungen wurde eine visuelle Analyse der Ableitungen vorgenommen, um das Schwellenpotential ausfindig zu machen. Je nach Hersteller wurden zur ECAP Analyse unterschiedliche Softwarelösungen verwendet, die unterschiedlich gute Ergebnisse lieferten. Um eine einheitliche Auswertung zu gewährleisten, wurden alle Potentiale, im Gegensatz zu beispielsweise van der Beek et al. 2015 [8] und de Graaff et al. 2020 [25], visuell durch einen erfahrenen Audiologen (Dr. rer. nat. Dietmar Hecker) nachgeprüft und entsprechend ausgewählt.

3.4.2. Current Unit

Zur Messung sowohl der T- und C-/M-Werte als auch der ECAP-Werte wird von den Herstellern die Einheit *Current Unit (CU)* verwendet. Dieser Wert stellt einen Ladungswert dar, den allerdings jeder Hersteller unterschiedlich definiert. Um vergleichbare Werte zwischen den Herstellern zu erhalten, mussten deswegen die einzelnen Werte in ein einheitliches Maß umgerechnet werden. Hierfür wurden alle Werte in nC umgerechnet, wobei von den Herstellern Umrechnungstabellen und Formeln für die einzelnen Parameter bereitgestellt wurden, die aus Gründen der Geheimhaltung von Firmengeheimnissen nicht veröffentlicht werden dürfen.

Zur weiteren Verbesserung der Vergleichbarkeit wurden die T-, C/M- und ECAP-Werte außerdem auf die beim jeweiligen Hersteller maximal verfügbare Stromstärke normiert. Die entsprechenden Werte waren 1.369 μA (AB), 1.750 μA (Cochlear) sowie 1.200 μA (MedEl). Bei der Berechnung der normierten Differenz aus ECAP- und C/M-Werten erfolgte die Referenzierung auf den herstellerabhängigen maximalen Ladungswert von 44,87 nC (AB), 39,54 nC (Cochlear) und 48,12 nC (MedEl). Dies war erforderlich, da zur Messung der ECAP-Werte eine andere Pulsweite verwendet wird als beim normalen Elektrodenmapping. Im weiteren Verlauf wurde die Differenz zwischen dem C/M-Wert und der ECAP-Schwelle betrachtet.

3.4.3. Pulsweite

Die Pulsweite ist herstellerabhängig entweder über alle Elektroden konstant (AB, Cochlear) oder kann für jede Elektrode einzeln eingestellt werden (MedEl). Da für die Ermittlung der abgegebenen Ladungen (s. Abschnitt 3.4.2) teilweise auch die Pulsweiten der Elektroden notwendig waren, wurden diese ebenfalls aus den Prozessoreinstellungen übernommen.

3.4.4. Impedanz

Zur Auswertung der Impedanzen der Elektroden wurden intraoperativ gewonnene Daten retrospektiv ausgewertet. Die gleiche Einheitenfestlegung ($k\Omega$) auf Basis unterschiedlicher Berechnungsgrundlagen der Impedanzbestimmung der verschiedenen Hersteller ermöglichte hier einen herstellerübergreifenden Vergleich der Ergebnisse, der jedoch nur bedingt belastbar ist.

3.4.5. Energielevel

Der Vergleich der abgegebenen Ladungsmenge zwischen den Herstellern fällt bei unterschiedlicher Impedanz schwer, da nach dem Ohmschen Gesetz die Stromstärke und mit dieser die Ladungsmenge vom Widerstand abhängt. Daher wurde nach Gleichung 3.2 das Energielevel für jede Elektrode ermittelt, um die Vergleichbarkeit zu verbessern.

$$W = U \cdot I \cdot t_{pulse} = R \cdot I \cdot I \cdot t_{pulse} = R \cdot \frac{Q^2}{t_{pulse}} \quad (3.2)$$

Damit lässt sich über die Impedanz R , abgegebene Ladung Q und Pulsweite t_{pulse} das Energielevel W berechnen.

3.4.6. Energie pro Sekunde

Aus dem Energielevel kann mithilfe der Kanalstimulationsrate jeder einzelnen Elektrode ein Maß für die abgegebene Energie pro Sekunde berechnet werden. Hierbei wird die Energie pro Puls mit der Anzahl an Pulsen pro Sekunde multipliziert und somit die in einer Sekunde abgegebene Energie berechnet.

3.4.7. Herstellerabhängige Normierung

Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen den Herstellern zu erreichen, wurden die T-, C-/M- und ECAP-Werte auf die jeweils maximale Stromstärke der Prozessoren normiert. Diese unter-

scheiden sich hauptsächlich nach Herstellern. Die Werte betragen 1,369 mA für AB, 1,750 mA für Cochlear und 1,200 mA für MedEl.

3.4.8. Hörstrategien

Zur besseren Übertragung des Signals werden heutzutage von allen Systemen bestimmte Kodierungsstrategien verwendet. Die meisten Strategien, die derzeit verwendet werden, stammen dabei von der sogenannten Continuous-Interleaved-Sampling (CIS)-Strategie ab. Hierbei wird das Signal in verschiedene Anteile zerteilt. Dies kann entweder durch Bandpassfilter oder FFT (Fast Fourier Transformation) erreicht werden. Dabei ist die Zahl an Frequenzbereichen normalerweise gleich der Zahl an Elektroden auf dem Elektrodenträger [17, 97].

Die verwendeten Hörstrategien waren HiRes Optima-S und HiRes-S mit Fidelity 120 von AB, ACE, SPEAK und MP3000 von Cochlear sowie FS4-p, FSP und FS4 von MedEl.

3.4.9. Stimulationsart

Die Stimulationsart wird hauptsächlich durch die Anzahl und Position der verwendeten Elektroden beschrieben. Die monopolare Stimulation wird beschrieben durch den Stromfluss einer Elektrode des Implantats gegen eine extracochleäre Referenzelektrode, während bei der bipolaren Stimulation zwei intracochleäre Elektroden gegeneinander genutzt werden. Eine Sonderform der bipolaren Stimulation wird durch die sogenannte Common Ground Stimulation beschrieben, bei der eine großflächige Elektrode im Zentrum des Implantats für alle restlichen Elektroden als Gegenkontakt verwendet wird. Diese Variante hat jedoch nur noch bei älteren Implantaten Gültigkeit und wird in aktuellen Systemen kaum mehr eingesetzt [17]. Die CI CI24RE, CI422, 512, 522 und 532 des Herstellers Cochlear, die in dieser Arbeit untersucht wurden, besitzen alle jeweils zwei extracochleäre Elektroden, je eine kabelgebundene sowie eine Kontaktelektrode direkt am Gehäuse des Empfängers. Weder Implantate von MedEl, noch von AB besitzen extracochleäre Referenzelektroden. Bei BERA-Messungen zeigten Wouters et al. 2015 [97] ein deutlich stärkeres Stimulationsartefakt bei monopolarer Stimulation, welches die ersten Wellen der BERA-Messung deutlich überlagern kann. Ähnliches findet sich in Tillein et al. 2012 [93].

Als Weiterentwicklung der monopolaren Stimulation kann die multipolare Stimulation gesehen werden, bei der mehrere Elektroden gleichzeitig mit einem beliebigen Puls angesteuert werden können. Nach Büchner und Gärtner 2017 [17] ist Cochlear der einzige Hersteller, der noch mit einer sequenziellen, monopolaren Stimulation mit einer einzelnen Stromquelle arbeitet. Dadurch können die Elektroden nur nacheinander angesteuert werden, während die anderen Hersteller Sys-

teme produzieren, die mit mehreren Stromquellen arbeiten und damit alle Elektroden simultan stimulieren können.

Nach Bewley 2013 [11] wird die Stimulationsart meist beim Standardwert belassen. Dieser Punkt konnte in dieser Arbeit bestätigt werden, da sämtliche Prozessoren auf dem Standardwert der multipolaren Stimulationsart belassen wurden.

3.5. Latenz- und Pegelanpassung, Anpassung der BERA Messung im Freifeld

Wie in Abschnitt 2.1.6 beschrieben, mussten zur Ermittlung der BERA im Freifeld gewisse Anpassungen vorgenommen werden. Diese Maßnahmen werden in den folgenden Unterabschnitten ausgeführt.

3.5.1. Anpassung der Latenz

Kopfhörer sitzen direkt auf der Ohrmuschel, was einen räumlichen Abstand zum Trommelfell von wenigen Zentimetern bedeutet. Mit einer Schallgeschwindigkeit von ca. $v_{Schall} = 335 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ führt dies bei einem beispielhaften Abstand von $\Delta s = 3 \text{ cm}$ und mit der grundlegenden physikalischen Annahme $v_{Schall} = \frac{\Delta s}{\Delta t}$ zu einer zusätzlichen Latenz von

$$\Delta t = \frac{3 \cdot 10^{-2} \text{ m}}{335 \frac{\text{m}}{\text{s}}} = 0,0895 \text{ ms} \quad (3.3)$$

Wird nun ein Lautsprecher statt eines Kopfhörers verwendet, führt dies zu einer deutlichen Verlängerung der Latenz. Wie aus Abbildung 2.7 ersichtlich, sind Latenzen für beispielsweise die Welle V der BERA von etwa $\Delta t = 5 - 6 \text{ ms}$ zu erwarten. Eine Verlängerung dieser Latenz um die oben berechneten $\Delta t = 0,0895 \text{ ms}$ liegt entsprechend zwei Größenordnungen niedriger und wird durch die physiologische Schwankungsbreite der einzelnen Patienten überdeckt.

Ein Abstand zum Lautsprecher von beispielsweise $\Delta s = 50 \text{ cm}$ bewirkt dagegen eine Verlängerung um $\Delta t = 1,49 \text{ ms}$, was eine deutliche Veränderung bedeutet und somit herausgerechnet werden muss, um vergleichbare Werte zu erhalten.

3.5.2. Anpassung des Pegels

Um die durch den Abstand zur Schallquelle verursachte Lautstärkereduktion nicht außer Acht zu lassen, wurde diese mithilfe eines Schallpegelmessinstruments *Brüel & Kjaer Type 2250* (Mikrofon Nr. 4189) bei 60 dB ermittelt. Zur Erstellung der BERA wurden entsprechende Lautstärken

verwendet, um die ausgewerteten Lautstärken auf Kopfhöhe zu erreichen. Zur objektiven Hörschwellenbestimmung wurde nun ausgewertet, ab welcher Lautstärke keine Welle V erkennbar war. Bei Patienten, bei denen auch bei 60 dB SPL keine Welle V nachweisbar war, wurde die objektive Hörschwelle auf 70 dB festgelegt.

3.5.3. Position der Untersuchten

Normalerweise werden BERA-Messungen im Liegen durchgeführt, da die Untersuchten sich in dieser Position am besten entspannen können, was zu geringeren Verfälschungen der Messung führt. Um den Messaufbau zu vereinfachen wurde für diese Arbeit auf die liegende Position verzichtet, da der Lautsprecher sich leichter vor einem sitzenden als vor einem liegenden Patienten positionieren ließ. Dies sollte jedoch zu keiner Veränderung der Messergebnisse führen. Bei dem Lautsprecher handelte es sich um das Model *Plus X.3* der Marke *CANTON*. Dieser wurde in einem Abstand von etwa 40-90 cm, Hochtöner oben, Tieftöner unten, in Kopfhöhe vor dem Patienten positioniert. Der Abstand wurde bei jeder Untersuchung ausgemessen und notiert, um das Messergebnis um die in Abschnitt 3.5.1 angesprochene zusätzliche Latenz zu korrigieren.

3.5.4. Kalibrierung der Messmethode

Um die eher ungewöhnliche Messung einer BERA mittels Lautsprecher zu kalibrieren und die Eindeutigkeit der Ergebnisse zu verifizieren, wurden vor den Messungen an CI-Patienten Probemessungen an hörgesunden Probanden durchgeführt. Die Parameter der Messungen sind in Tabelle 4.14 dargestellt. Dabei konnte aus organisatorischen Gründen die Hörschwellenbestimmung eines Kandidaten nicht durchgeführt werden. Die Ergebnisse der Kalibrierungsmessungen sind in Abschnitt 4.2.1 aufgeführt.

3.5.5. Vorbereitung der Elektroden und Software

Zur besseren Leitfähigkeit der Elektroden wurde die Kopfhaut an den entsprechenden Stellen mit Reinigungsgel gereinigt und anschließend Gelreste mit Desinfektionsmittel entfernt. Dann wurden die Elektroden mit Elektrodengel auf Mastoid (bds.), Vertex und Stirn aufgebracht und an den Vorverstärker angeschlossen. Vor der Messung wurden die Impedanzen der einzelnen Elektroden mit der Messsoftware geprüft. Bei Impedanzen über 3 k Ω wurde die Reinigungsprozedur wiederholt. Zur Messung wurde ein Windows PC mit der Software und dem Interface MC-Corona verwendet.

3.5.6. Messsoftware

Zur Messung der BERA wurden folgende Parameter verwendet:

- Stimulusrate SR: 23.23
- Kontramaskierung: -30 dB
- Hochpass 150 Hz, Tiefpass 3000 Hz
- Anregungseinstellung: Sog
- Mittelung von 2000 Waveforms bei jeweils 60, 50, 40, 30, 20, 10 dB auf Kopfhöhe
- Displayfilter Tiefpass auf 750 Hz (um das Stimulusartefakt herauszurechnen)

Die Dokumentation aller in den Abschnitten 3.5.1 bis 3.5.6 beschriebenen Parameter und Anpassungen wurde parallel zu den Vorbereitungen und Messungen durchgeführt. Die Kontramaskierung, die bei der Messung über Kopfhörer auf dem nicht untersuchten Ohr verwendet wird, fand in diesem Aufbau aus technischer Sicht keine Anwendung.

3.6. Fragebogen

Zur weiteren statistischen Analyse wurde bei allen Patienten ein kurzer Fragebogen mit Fragen bezüglich der Zufriedenheit mit dem Implantat, zu Vorerkrankungen, derzeitigen Erkrankungen, Medikamenteneinnahme und Ähnlichem erhoben. Der vollständige Fragebogen findet sich im Anhang (s. Abb. A.2).

3.7. Mini Mental Status Test

Sprachverständnis erfordert zum einen eine für das Gehirn interpretierbare Übertragung und Kodierung von Schallereignissen, zum anderen aber auch die Kenntnis dieser Sprache. Einen Sprachtest zu diagnostischen Zwecken mit jemandem durchzuführen, der die darin verwendete Sprache nicht versteht, erweist sich offenkundig als zwecklos. Allerdings kann Sprache auch verlernt werden, was beispielsweise bei dementiellen Erkrankungen der Fall sein kann. Da viele Kandidaten dieser Arbeit bereits ein höheres Lebensalter hatten, wurde daher zusätzlich der Mini Mental Status Test (MMST), ein Standardtest für dementielle Erkrankungen, verwendet, um hierüber eine Aussage treffen zu können.

Ein solcher Test ist im Anhang exemplarisch zu sehen (s. Abb. A.4).

Bei jüngeren Patienten, die keinerlei Anzeichen von dementieller Erkrankung aufwiesen, wurde repräsentativ die letzte Frage des Tests gestellt. Ergaben sich hier Abweichungen, wurde der Test vollständig durchgeführt. Die Altersgrenze wurde hier bei einem Alter von 50 Jahren gezogen.

3.8. Sprach- und audiologische Testung

Zur Sprachtestung der Patienten wurden die in der Routineuntersuchung aufgezeichneten Freiburger Einsilber und Mehrsilber Sprachtests verwendet (s. Abschnitt 2.2.3), bzw. das NSV errechnet (s. Abschnitt 3.3). Zur Hörschwellenbestimmung wurde die in Abschnitt 2.2.3 beschriebene Tonaudiometrie im Freifeld verwendet.

3.9. Statistische Auswertung

3.9.1. Auswertung der Daten und grafische Aufbereitung

Die erhobenen Daten wurden mithilfe der Software Microsoft-Excel 2013 sowie IBM SPSS 27.0 verarbeitet, ausgewertet und grafisch aufbereitet.

Zur Beschreibung der Daten wurden hierbei das arithmetische Mittel, Standardabweichung, Median, Minimum, Maximum, Quartile sowie Interquartilsabstände errechnet.

Weiterhin wurde über die explorative Datenanalyse das 95 %ige-Konfidenzniveau, die Schiefe und der Exzess der Verteilung bestimmt.

Eine grafische Aufbereitung erfolgte unter Zuhilfenahme von Box-Plots, deren rechteckiger Kasten durch das erste und dritte Quartil begrenzt wird. Der Strich im Kasten zeigt den Median, während die Begrenzungen außerhalb des Rechtecks Maximum und Minimum darstellen, sofern diese nicht aus einem vorgegebenen Rahmen fallen. Dieser Rahmen ist definiert durch den 1,5-fachen Interquartilsabstand. Werte, die außerhalb dieses Rahmens liegen, werden mit Sternen dargestellt. Zur Darstellung von Mengenverhältnissen wurden Balkendiagramme verwendet.

3.9.2. Signifikanzanalyse

Die betrachteten Merkmale wurden bezüglich ihrer Normalverteilung mithilfe des Kolmogorow-Smirnov-Tests überprüft. Zur Signifikanzanalyse wurde im Falle der Normalverteilung ein t-Test für unabhängige Stichproben bei Merkmalen mit zwei Gruppen durchgeführt. Im Falle von mehr als zwei Gruppen wurde ein ANOVA-Test verwendet. Zur Überprüfung der Varianzhomogenität

wurde ein Levene-Test durchgeführt. Sollte mit diesem Test ein Unterschied der Varianzen festgestellt werden, musste der Test mit einer reduzierten Anzahl an Freiheitsgraden durchgeführt werden [89].

Zur Untersuchung von nicht normalverteilten Merkmalen wurde bei maximal zwei Gruppen ein Mann-Whitney-U-Test, bei mehr Gruppen ein Kruskal-Wallis-Test durchgeführt [89].

Die statistische Signifikanz wurde mit $p < 0,05$ bei einer Power von 0,8 definiert. Der Mittelwert wird im Folgenden mit \bar{x} abgekürzt. Zur Darstellung der Streuung von erhobenen Daten wird neben der Standardabweichung (SD) auch der Standardfehler (SF) benutzt. Dabei ist der Standardfehler der Quotient aus der Standardabweichung und der Quadratwurzel der Anzahl der Fälle $SF = \frac{SD}{\sqrt{N}}$. Auf eine detaillierte Berechnung der Schiefe der Verteilung wurde verzichtet [89]. Als Kriterium für eine signifikante Schiefe bzw. Exzess wurde der Quotient von Schiefe/Exzess und Standardfehler $> 1,96$ festgelegt.

3.9.3. Variationskoeffizient

Um eine herstellerunabhängige Größe zu erhalten, wurde von manchen Merkmalen der Variationskoeffizient betrachtet. Dabei wird die Standardabweichung SD des Merkmals durch den Mittelwert \bar{x} geteilt $\frac{SD}{\bar{x}}$. Hierbei bedeutet ein großer Wert eine größere Streuung und damit größere Variation des Merkmals, ein kleiner Wert entsprechend das Gegenteil.

Hersteller		AB		
Gesamtanzahl		24		
Wert	Einheit	\bar{x}	SD	Median
Alter	[a]	53,71	14,31	58,50
Erfahrung	[mo]	16,03	18,26	8,40
Mehrsilber	[dB]	31,46	15,65	25,00
T-Wert	[nC]	1,79	1,12	1,44
C/M-Wert	[nC]	14,02	5,27	13,37
Dyn Range	[nC]	12,23	4,55	12,04
ECAP-Wert	[nC]	22,38	9,62	18,46
T-Wert (normiert)		0,055	0,038	0,045
C/M-Wert (normiert)		0,43	0,13	0,43
ECAP-Wert (normiert)		0,50	0,21	0,41
C-ECAP (normiert)		0,19	0,18	0,13
Dyn Range (normiert)		0,38	0,11	0,38
Impedanz	[k Ω]	4,78	1,58	4,67
Var.koeff.-Impedanz		0,32	0,16	0,30
Energie T-Wert	[nJ]	1,97	2,68	0,80
Energie C-Wert	[nJ]	85,17	60,11	63,58

Tabelle 4.1.: Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers AB.

mit dem Mittelwert des C-Werts von $14,02 \pm 5,27$ nC, bzw. einem Median von 13,37 nC ergab sich damit eine DR von $12,23 \pm 4,55$ nC mit einem Median von 12,04 nC. Dagegen zeigten sich ECAP-Werte von $22,38 \pm 9,62$ nC, Median 18,46 nC. Zur weiteren Vergleichbarkeit zwischen den Herstellern erfolgte außerdem eine Normierung der Prozessorparameter, wie in Abschnitt 3.4.7 beschrieben. Daraus ergab sich ein normierter T-Wert mit einem Mittelwert von $0,055 \pm 0,038$ und einem Median von 0,045, was wieder mit einem mittleren normierten C-Wert von $0,43 \pm 0,13$, Median 0,43 zur einer normierten DR von $0,38 \pm 0,11$, Median von 0,38 führte. Der normierte ECAP-Wert hatte dagegen einen Mittelwert von $0,51 \pm 0,22$ mit einem Median von 0,42. Zur weiteren Beschreibung wurde die Differenz aus ECAP-Wert und C-Wert ermittelt. Diese hatte einen Mittelwert von $0,19 \pm 0,18$ mit einem Median von 0,13.

Abbildung 4.2 zeigt die Auswertung der Energielevel des Herstellers AB. Der Mittelwert der Pulsweite betrug $24,03 \pm 7,11$ μ s mit einem Median von 22,45 μ s. Mithilfe der Pulsweite, der Impedanz und der abgegebenen Ladung der T-/C-Werte ließ sich wie in Kapitel 3.4.5 das minimale und maximale Energielevel berechnen. Das minimale Energielevel hatte einen Mittelwert von $1,97 \pm 2,68$ nJ mit einem Median von 0,80 nJ bei einem Wert von $85,17 \pm 60,11$ nJ mit einem Median von 63,58 nJ für das maximale Energielevel.

Abbildung 4.3 stellt die Auswertung der Pulsweiten des Herstellers AB dar. Die Pulsweiten bei

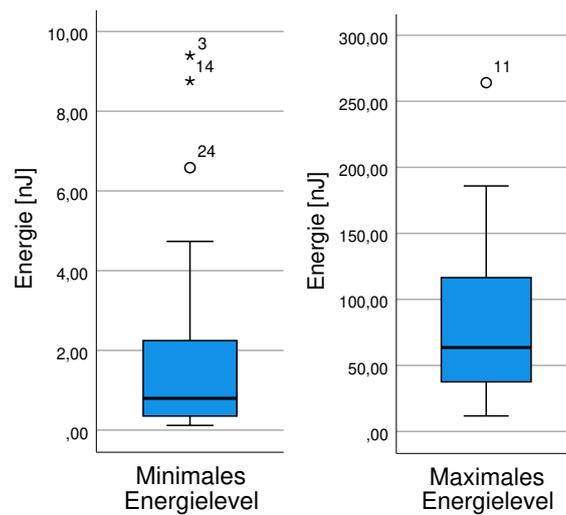


Abbildung 4.2.: Die Auswertung der Energielevel des Herstellers AB.

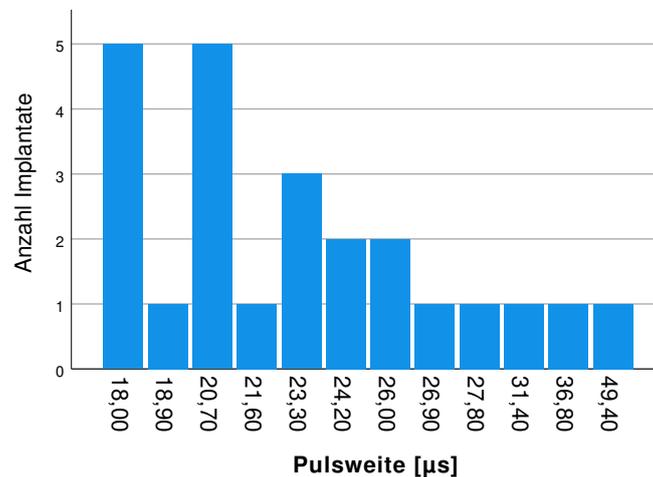


Abbildung 4.3.: Die Auswertung der Pulsweiten des Herstellers AB.

AB waren für das gesamte Implantat auf einen festen Wert fixiert und variierten nicht zwischen den Elektroden. Insgesamt zeigte sich eine Verteilung von 18,00 μs - 49,40 μs .

Die ebenfalls für die Berechnung des Energielevels benötigte Impedanz ist in Abbildung 4.4 dargestellt. Weiterhin wurde als zusätzliche Größe der Variationskoeffizient der Impedanzen der einzelnen Elektroden eines Implantats bestimmt. Der Mittelwert der Impedanz betrug $4,78 \pm 1,58 \text{ k}\Omega$ mit einem Median von 4,67 $\text{k}\Omega$ bei einem mittleren Variationskoeffizienten von $0,32 \pm 0,16$, Median 0,30.

Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten vom Hersteller AB finden sich in Abbildung 4.5. Es zeigte sich ein mittleres Alter von $53,71 \pm 14,31$ Jahren mit einem Median von 58,50 Jahren, wobei die Erfah-

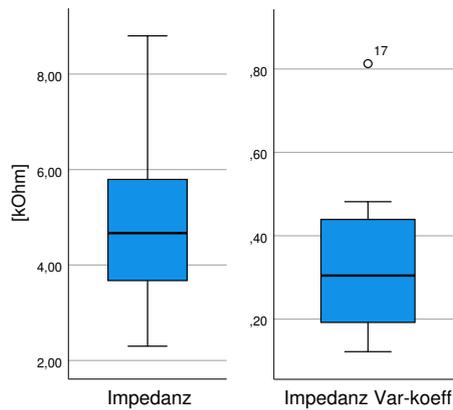


Abbildung 4.4.: Die Auswertung der Impedanz des Herstellers AB.

ung im Mittel $16,03 \pm 18,26$ Monate mit einem Median von 8,40 Monaten betrug. Der Mittelwert beim Freiburger Mehrsilber Sprachtest lag bei $31,46 \pm 15,65$ dB mit einem Median von 25,00 dB.

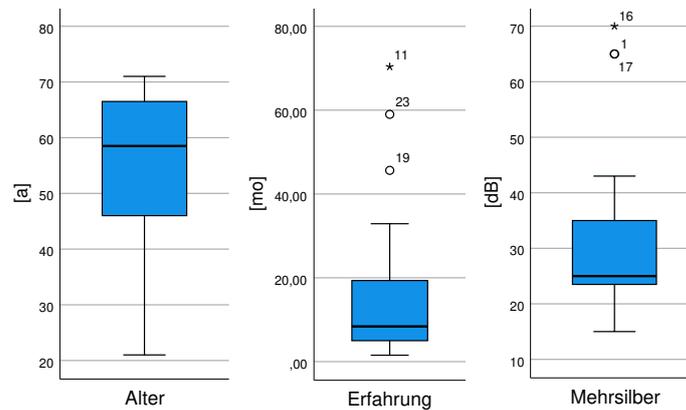


Abbildung 4.5.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers AB. (a - Jahre, mo - Monate)

In Abbildung 4.6 sind die Performance (definiert als NSV) der CI Patienten in Abhängigkeit des dekadischen Gruppenalters bei Implantation in Form von Boxplots segregiert nach Altersgruppen zu sehen. Die absoluten Werte sind in Tabelle 4.2 dargestellt.

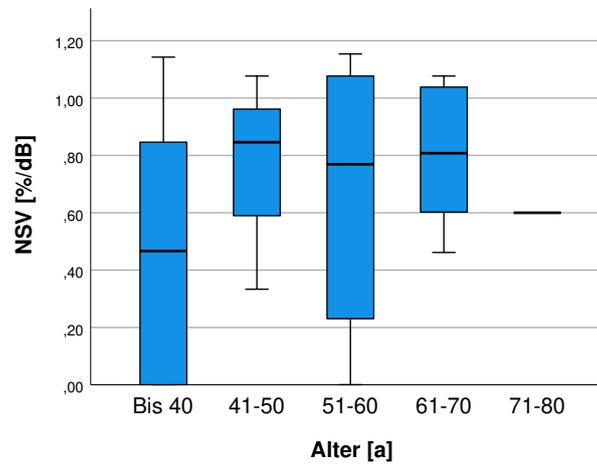


Abbildung 4.6.: Das NSV nach Altersgruppen des Herstellers AB.

Alter	[a]	< 40	41-50	51-60	61-70	71-80	gesamt
Anzahl		5	3	7	8	1	24
Mittelwert	$[\frac{\%}{dB}]$	0,49	0,75	0,65	0,80	0,60	0,68
Standardabweichung	$[\frac{\%}{dB}]$	0,51	0,38	0,50	0,24	-	0,39
Median	$[\frac{\%}{dB}]$	0,47	0,85	0,77	0,81	0,60	0,77

Tabelle 4.2.: Das NSV der verschiedenen Altersgruppen des Herstellers AB.

4.1.1.2. Auswertung der Patienten mit Implantaten von AB aufgeteilt in Performancegruppen nach NSV

Tabelle 4.3 zeigt die absoluten Werte der Auswertung der Ergebnisse des Herstellers AB nach der Aufteilung in Performance Gruppen nach dem NSV. Die Trennung wurde dabei wie in Abschnitt 3.3 beschrieben bei einem NSV von $0,77 \frac{\%}{dB}$ gezogen (1 - schlechte Performance, 2 - gute Performance).

Hersteller			AB	
Gruppe			1	2
Anzahl			11	13
Alter	[a]	$\bar{x} + SD$	54,36 ± 14,29	53,15 ± 14,88
		Median	58,00	59,00
		95%-Konf-Int.	44,77 - 63,96	44,16 - 62,15
		p	0,842	
Erfahrung	[mo]	$\bar{x} + SD$	15,56 ± 18,98	16,42 ± 18,39
		Median	8,40	7,63
		95%-Konf-Int.	2,81 - 28,32	5,30 - 27,53
		p	0,706	
Mehrsilber	[dB]	$\bar{x} + SD$	40,73 ± 17,55	23,62 ± 8,20
		Median	35,00	25,00
		95%-Konf-Int.	28,94 - 52,51	18,66 - 28,57
		p	0,005	
T-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	2,00 ± 1,42	1,61 ± 0,81
		Median	1,54	1,35
		95%-Konf-Int.	1,05 - 3,00	1,12 - 2,09
		p	0,398	
C/M-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	14,83 ± 7,08	13,32 ± 3,22
		Median	15,35	13,35
		95%-Konf-Int.	10,08 - 19,59	11,38 - 15,27
		p	0,497	
Dyn Range	[nC]	$\bar{x} + SD$	12,83 ± 6,18	11,72 ± 2,69
		Median	12,58	12,00
		95%-Konf-Int.	8,68 - 16,99	10,09 - 13,35
		p	0,562	

Hersteller			AB	
Gruppe			1	2
ECAP-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	27,23 ± 11,46	18,27 ± 5,29
		Median	23,09	17,79
		95%-Konf-Int.	19,53 - 34,92	15,07 - 21,47
		p	0,032	
T-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,065 ± 0,052	0,047 ± 0,02
		Median	0,050	0,043
		95%-Konf-Int.	0,030 - 0,100	0,035 - 0,058
		p	0,706	
C/M-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,47 ± 0,17	0,40 ± 0,09
		Median	0,46	0,40
		95%-Konf-Int.	0,36 - 0,58	0,35 - 0,46
		p	0,222	
Dyn Range (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,40 ± 0,13	0,35 ± 0,08
		Median	0,42	0,34
		95%-Konf-Int.	0,32 - 0,49	0,31 - 0,40
		p	0,276	
ECAP-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,62 ± 0,26	0,42 ± 0,12
		Median	0,53	0,41
		95%-Konf-Int.	0,45 - 0,80	0,34 - 0,49
		p	0,032	
C-ECAP (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,28 ± 0,23	0,11 ± 0,09
		Median	0,14	0,10
		95%-Konf-Int.	0,12 - 0,43	0,05 - 0,17
		p	0,046	
Impedanz	[kΩ]	$\bar{x} + SD$	4,90 ± 1,46	4,68 ± 1,73
		Median	5,06	4,34
		95%-Konf-Int.	3,92 - 5,87	3,63 - 5,73
		p	0,747	

Hersteller			AB	
Gruppe			1	2
Variations- koeffizient Impedanz		$\bar{x} + SD$	0,30 ± 0,20	0,33 ± 0,13
		Median	0,24	0,32
		95%-Konf-Int.	0,17 - 0,44	0,25 - 0,41
		p	0,705	
Energie T-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	2,66 ± 3,46	1,39 ± 1,74
		Median	1,00	0,63
		95%-Konf-Int.	0,34 - 4,98	0,34 - 2,44
		p	0,664	
Energie C-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	100,86 ± 77,27	71,88 ± 39,16
		Median	67,96	61,91
		95%-Konf-Int.	48,95 - 152,78	48,22 - 95,55
		p	0,401	

Tabelle 4.3.: Die Ergebnisse der Prozessorparameter des Herstellers AB getrennt nach NSV.

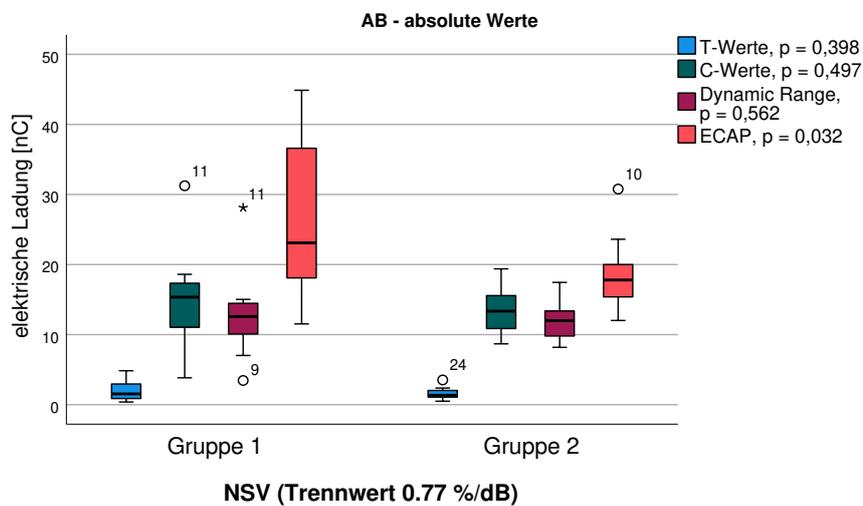


Abbildung 4.7.: Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Eine grafische Darstellung der Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen ist in Abbildung 4.7 zu sehen. Der Mittelwert des T-Werts betrug bei Gruppe 1 $2,00 \pm 1,42$ nC mit einem Median von 1,54 nC, bei Gruppe 2 $1,61 \pm 0,81$ nC, der Median war 1,35 nC. Der p-Wert betrug 0,398, was statistisch keinen signifikanten Unterschied zwischen

den Gruppen bedeutete. Mit C-Werten von bei Gruppe 1 $14,83 \pm 7,08$ nC, Median 15,35 nC und Gruppe 2 $13,32 \pm 3,22$ nC, Median 13,35 nC bei einem ebenfalls nicht signifikanten p-Wert von 0,497 ergab sich damit eine DR bei Gruppe 1 von $12,83 \pm 6,18$ nC mit einem Median von 12,58 nC, bei Gruppe 2 $11,72 \pm 2,69$ nC mit einem Median von 12,00 nC. Der p-Wert der DR war mit 0,562 ebenfalls nicht signifikant. Dagegen zeigte sich bei den ECAP-Werten bei Gruppe 1 ein Mittelwert von $27,23 \pm 11,46$ nC, Median 23,09 nC sowie einem Mittelwert von Gruppe 2 mit $18,27 \pm 5,29$ nC, Median 17,79 nC, was zu einem statistisch signifikant unterschiedlichen Ergebnis mit einem p-Wert von 0,032 führte.

Weiterhin wurde bei der Auswertung der beiden Performancegruppen eine Normierung der Parameter durchgeführt, die grafisch in Abbildung 4.8 zu sehen ist. Mit einem normierten T-Wert bei Gruppe 1 von $0,065 \pm 0,052$, Median 0,050 sowie von $0,047 \pm 0,02$, Median 0,043 bei Gruppe 2, p-Wert 0,706 und einem normierten C-Wert von Gruppe 1 mit $0,47 \pm 0,17$, Median 0,46 und Gruppe 2 $0,40 \pm 0,09$, Median 0,40, p-Wert 0,222 ergab sich in diesem Fall eine normierte DR von Gruppe 1 mit $0,40 \pm 0,13$, Median 0,42, von Gruppe 2 $0,35 \pm 0,08$ mit einem Median von 0,34. Mit einem p-Wert von 0,276 zeigte sich dabei bei keinem der drei Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den Performancegruppen. Dagegen konnte auch beim normierten ECAP-Wert bei Gruppe 1 von $0,62 \pm 0,26$, Median 0,53 und Gruppe 2 $0,42 \pm 0,12$, Median 0,41 ein signifikanter Unterschied mit einem p-Wert von 0,032 festgestellt werden. Ebenso zeigte die Differenz aus normiertem C-Wert und normiertem ECAP-Wert von Gruppe 1 mit $0,28 \pm 0,23$, Median 0,14 und von Gruppe 2 $0,11 \pm 0,09$, Median 0,10 einen signifikanten Unterschied bei einem p-Wert von 0,046.

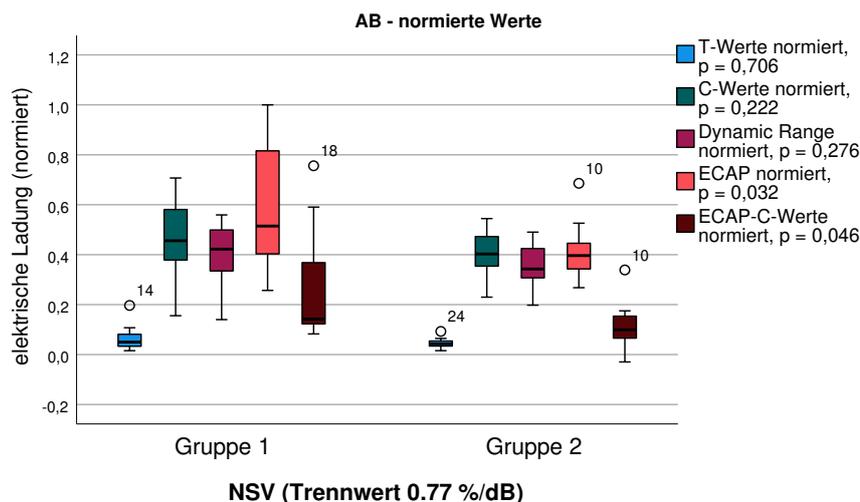


Abbildung 4.8.: Die Auswertung der normierten Prozessorparameter des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

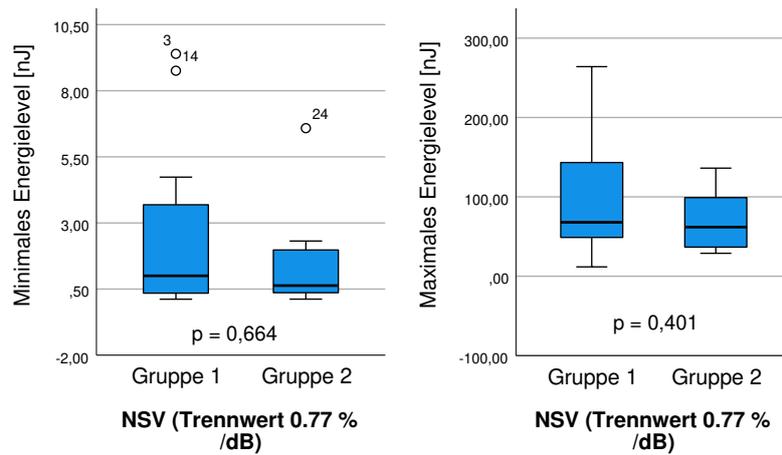


Abbildung 4.9.: Die Auswertung der Energielevel des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Als weitere Merkmale zeigt Abbildung 4.9 die Energielevel des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen. Weder das minimale Energielevel mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $2,66 \pm 3,46$ nJ, Median 1,00 nJ, und bei Gruppe 2 von $1,39 \pm 1,74$ nJ, Median 0,63 nJ, p-Wert 0,664, noch das maximale Energielevel bei Gruppe 1 im Mittel $100,86 \pm 77,27$ nJ, Median 67,96 nJ sowie bei Gruppe 2 $71,88 \pm 39,16$ nJ, Median 61,91 nJ und einem p-Wert von 0,401 zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Performancegruppen.

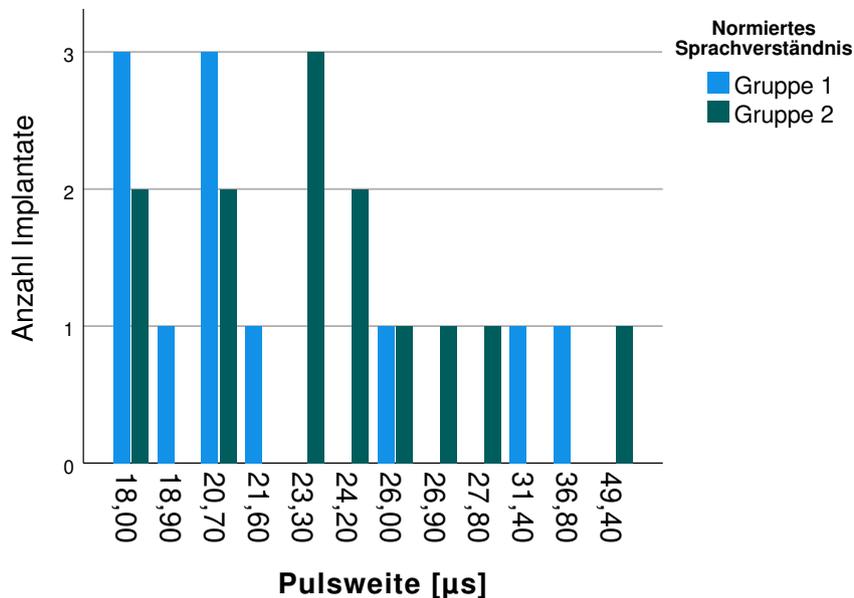


Abbildung 4.10.: Die Auswertung der Pulsweiten des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Die Pulsweite stellte bei AB einen Parameter mit fest definierten Werten dar, die nicht zwischen

den verschiedenen Elektroden eines Implantats variierte. Ein Balkendiagramm in Abbildung 4.10 präsentiert die Verteilung der Pulsweiten beim Hersteller AB. Es zeigte sich eine relativ gleichmäßige Verteilung der beiden Gruppen über die Bandbreite der Pulsweite.

Die Impedanz der Performancegruppen mit Implantaten von AB ist in Abbildung 4.11 dargestellt, ebenso wie der Variationskoeffizient. Die Impedanz zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bei einem p-Wert von 0,747 mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $4,90 \pm 1,46 \text{ k}\Omega$, Median $5,06 \text{ k}\Omega$, bei Gruppe 2 von $4,68 \pm 1,73 \text{ k}\Omega$, Median $4,34 \text{ k}\Omega$. Auch der Variationskoeffizient der Impedanz zeigte mit einem p-Wert von 0,705 keinen signifikanten Unterschied. Der Mittelwert von Gruppe 1 betrug dabei $0,30 \pm 0,20$ mit einem Median von 0,24, von Gruppe 2 $0,33 \pm 0,13$ mit einem Median von 0,32.

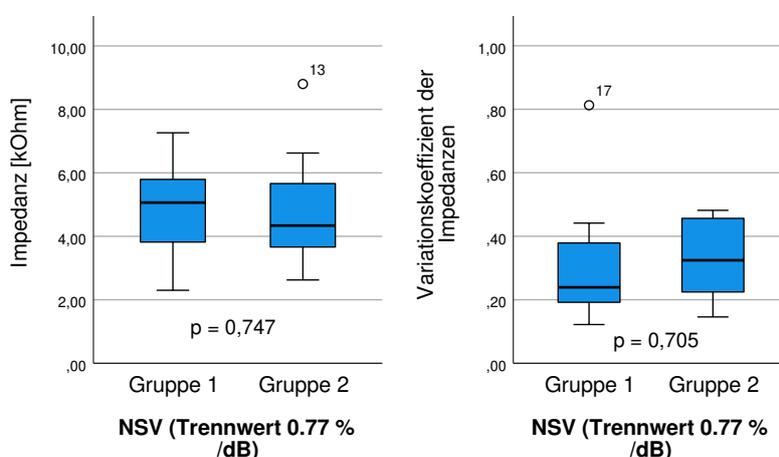


Abbildung 4.11.: Die Auswertung der Impedanz des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Als letzte Parameter sind in Abbildung 4.12 die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten vom Hersteller AB aufgeteilt in die Performancegruppen dargestellt. Die Erfahrung mit CI hatte bei Gruppe 1 einen Mittelwert von $15,56 \pm 18,98$ Monaten mit einem Median von 8,40 Monaten, bei Gruppe 2 von $16,42 \pm 18,39$ Monaten mit einem Median von 7,63 Monaten. Der p-Wert betrug 0,706, womit kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen wurde. Ebenso war das mittlere Alter nicht signifikant unterschiedlich mit einem p-Wert von 0,842 und Mittelwerten von Gruppe 1 mit $54,36 \pm 14,29$ Jahren, Median 58,00 Jahre, von Gruppe 2 mit $53,15 \pm 14,88$ Jahren, Median 59,00 Jahre. Dagegen zeigte das Ergebnis des Freiburger Mehrsilber Sprachtests einen klaren signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von 0,005. Dabei betrug der Mittelwert von Gruppe 1 $40,73 \pm 17,55 \text{ dB}$, Median $35,00 \text{ dB}$, von Gruppe 2 $23,62 \pm 8,20 \text{ dB}$, Median $25,00 \text{ dB}$.

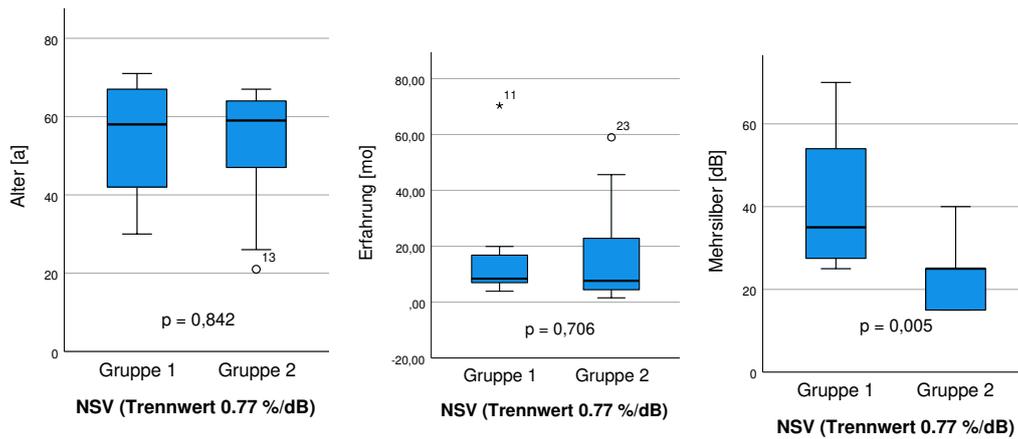


Abbildung 4.12.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)

4.1.2. Performance der CI-Patienten mit Implantaten von Cochlear

4.1.2.1. Auswertung der Patienten mit Implantaten des Herstellers Cochlear

Tabelle 4.4 zeigt die Auswertung der Daten des Herstellers Cochlear. Dabei wurde keine Gruppentrennung vorgenommen.

Hersteller		Cochlear		
Gesamtanzahl		30		
Wert	Einheit	\bar{x}	SD	Median
Alter	[a]	51,13	16,81	55,00
Erfahrung	[mo]	25,67	45,42	11,57
Mehrsilber	[dB]	32,73	19,51	27,50
T-Wert	[nC]	3,75	1,52	3,41
C/M-Wert	[nC]	10,14	4,44	9,01
Dyn Range	[nC]	6,39	3,13	5,70
ECAP-Wert	[nC]	19,05	8,55	16,80
T-Wert (normiert)		0,070	0,027	0,068
C/M-Wert (normiert)		0,19	0,08	0,18
ECAP-Wert (normiert)		0,48	0,22	0,43
C-ECAP (normiert)		0,23	0,19	0,17
Dyn Range (normiert)		0,12	0,06	0,11
Impedanz	[k Ω]	9,34	1,58	9,31
Var.koeff.-Impedanz		0,20	0,08	0,21
Energie T-Wert	[nJ]	9,28	6,23	6,90
Energie C-Wert	[nJ]	70,38	62,66	54,77

Tabelle 4.4.: Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers Cochlear.

Die Abbildungen 4.13 bis 4.16 zeigen die Ergebnisse der Auswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers Cochlear. Insgesamt wurden 30 Implantate ausgewertet. Die entsprechenden absoluten Werte sind in Tabelle 4.4 aufgeführt.

Abbildung 4.13 zeigt die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers Cochlear. Bei einem Mittelwert des T-Werts von $3,75 \pm 1,52$ nC, Median 3,41 nC und einem Mittelwert des C-Werts von $10,14 \pm 4,44$ nC, Median 9,01 nC berechnet sich die DR als $6,39 \pm 3,13$ nC mit einem Median von 5,70 nC. Der ECAP-Wert betrug $19,05 \pm 8,55$ nC mit einem Median von 16,80 nC. Für die normierten Werte ergab sich für den normierten T-Wert ein Mittelwert von $0,070 \pm 0,027$, Median 0,068, für den normierten C-Wert von $0,19 \pm 0,08$, Median 0,18 und damit eine normierte DR von $0,12 \pm 0,06$, Median 0,11. Der normierte ECAP-Wert hatte einen Mittelwert von $0,48 \pm 0,22$ mit einem Median von 0,43, wobei zusätzlich die Differenz aus ECAP-Wert und C-Wert mit einem Mittelwert von $0,23 \pm 0,19$ und einem Median von 0,17 berechnet wurde.

Eine grafische Darstellung der Pulsweiten und der Energielevel des Herstellers Cochlear findet

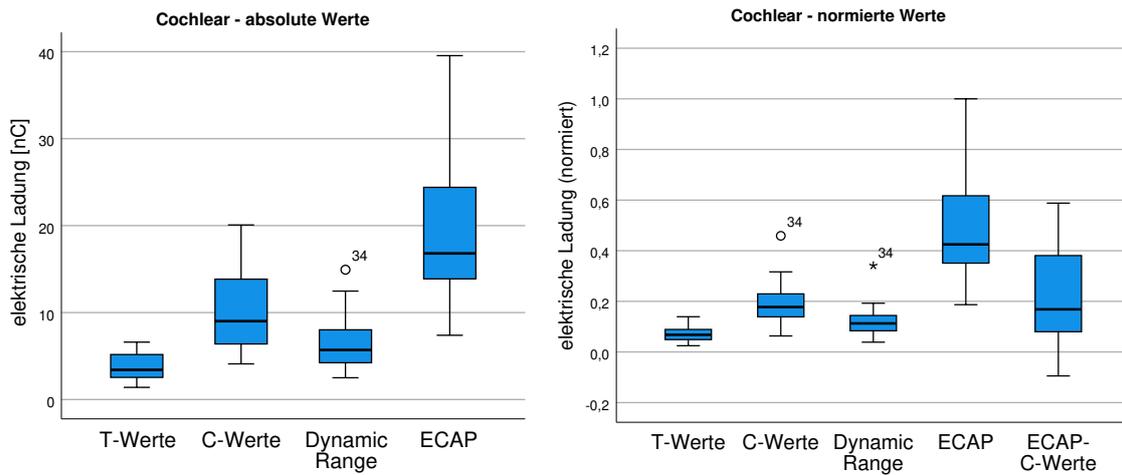


Abbildung 4.13.: Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers Cochlear.

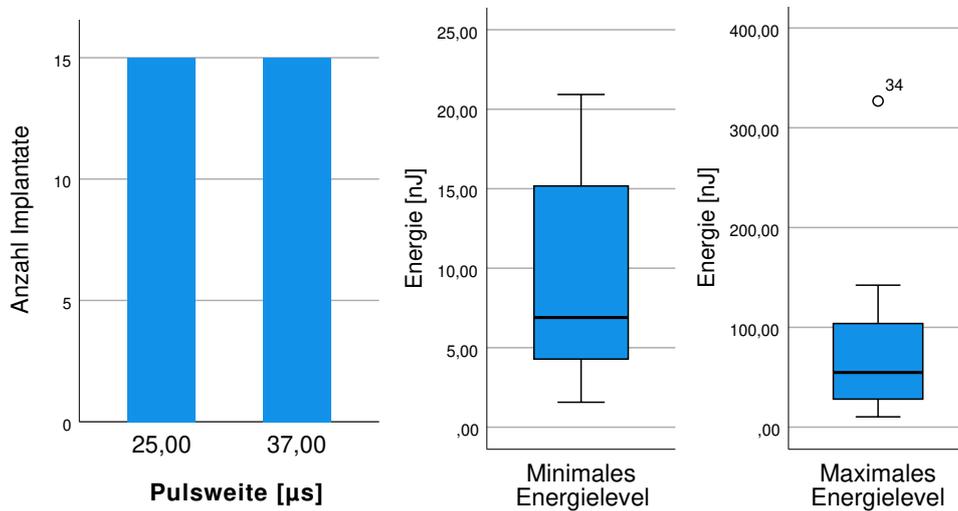


Abbildung 4.14.: Die Auswertung der Pulsweiten und der Energielevel des Herstellers Cochlear.

sich in Abbildung 4.14. Bei der Pulsweite zeigte sich bei Cochlear ein regelhafter Gebrauch der beiden Presets mit 25,00 µs und 37,00 µs, wobei bei je 15 Patienten die Pulsweite auf 25 µs und bei 15 Patienten auf 37 µs gestellt war. Die Pulsweite unterscheidet sich bei Cochlear nicht zwischen den einzelnen Elektroden eines Implantats. Der Mittelwert des minimalen Energielevels errechnete sich als $9,28 \pm 6,23$ nJ mit einem Median von 6,90 nJ, das maximale Energielevel betrug dagegen $70,38 \pm 62,66$ nJ bei einem Median von 54,77 nJ.

Abbildung 4.15 stellt die Auswertung der Impedanz des Herstellers Cochlear mit einer mittleren Impedanz von $9,34 \pm 1,58$ kΩ, Median von 9,31 kΩ dar. Der Variationskoeffizient hatte einen Mittelwert von $0,20 \pm 0,08$ mit einem Median von 0,21.

Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprach-

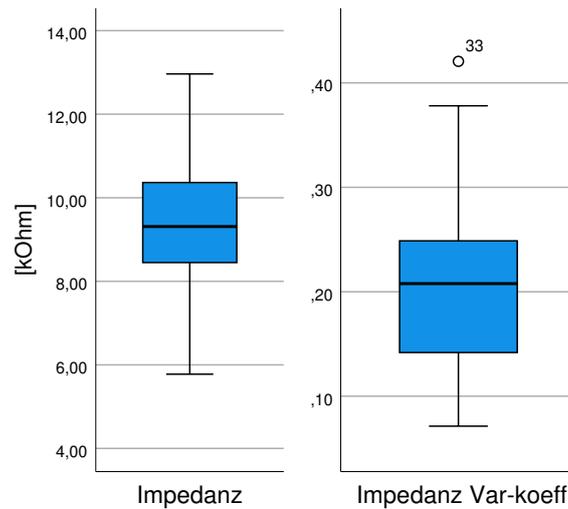


Abbildung 4.15.: Die Auswertung der Impedanz des Herstellers Cochlear.

tests der Patienten mit Implantaten des Herstellers Cochlear findet sich in Abbildung 4.16. Dabei ergab sich ein mittleres Alter von $51,13 \pm 16,81$ Jahren mit einem Median von 55,00 Jahren, wohingegen die Erfahrung mit dem Implantat im Mittel $25,67 \pm 45,42$ Monate betrug bei einem Median von 11,57 Monaten. Der Mittelwert beim Freiburger Mehrsilber Sprachtest betrug $32,73 \pm 19,51$ dB mit einem Median von 27,50 dB.

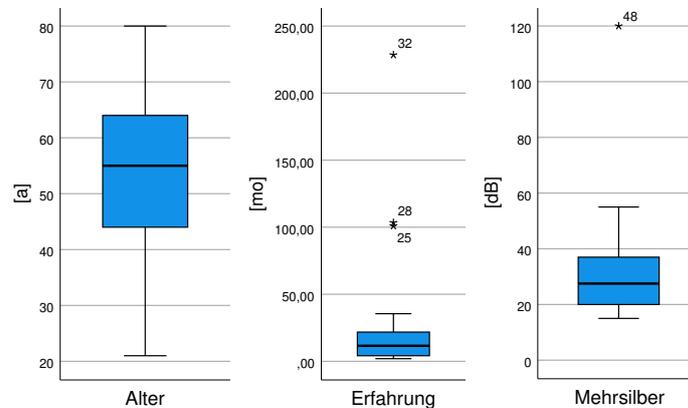


Abbildung 4.16.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers Cochlear. (a - Jahre, mo - Monate)

Abbildung 4.17 bildet grafisch die Performance der CI Patienten in Abhängigkeit des dekadischen Gruppenalters bei Implantation in Form von Boxplots segregiert nach Altersgruppen ab. Die absoluten Werte sind in Tabelle 4.5 dargestellt.

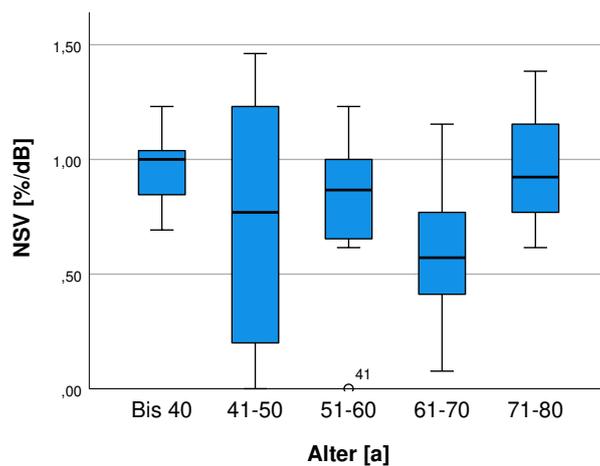


Abbildung 4.17.: Das NSV nach Altersgruppen beim Hersteller Cochlear.

Alter	[a]	< 40	41-50	51-60	61-70	71-80	gesamt
Anzahl		7	6	7	7	3	30
Mittelwert	$[\frac{\%}{dB}]$	0,96	0,74	0,77	0,60	0,97	0,79
Standardabweichung	$[\frac{\%}{dB}]$	0,18	0,60	0,40	0,36	0,39	0,40
Median	$[\frac{\%}{dB}]$	1,00	0,77	0,87	0,57	0,92	0,89

Tabelle 4.5.: Das NSV der verschiedenen Altersgruppen des Herstellers Cochlear.

4.1.2.2. Auswertung der Patienten mit Implantaten von Cochlear aufgeteilt in Performancegruppen nach NSV

Tabelle 4.6 zeigt die absoluten Werte der Auswertung der Ergebnisse des Herstellers Cochlear nach der Aufteilung in Performance Gruppen nach dem NSV. Die Trennung wurde dabei, wie in Abschnitt 3.3 beschrieben, bei einem NSV von $0,77 \frac{\%}{dB}$ gezogen (1 - schlechte Performance, 2 - gute Performance).

Hersteller			Cochlear	
Gruppe			1	2
Anzahl			13	17
Alter	[a]	$\bar{x} + SD$	56,54 ± 11,86	47,00 ± 19,10
		Median	56,00	49,00
		95%-Konf-Int.	49,37 - 63,70	37,18 - 56,82
		p	0,125	
Erfahrung	[mo]	$\bar{x} + SD$	26,19 ± 61,19	25,28 ± 30,50
		Median	8,53	15,97
		95%-Konf-Int.	-10,78 - 63,17	9,59 - 40,96
		p	0,149	
Mehrsilber	[dB]	$\bar{x} + SD$	42,46 ± 25,57	25,29 ± 8,00
		Median	37,00	25,00
		95%-Konf-Int.	27,01 - 57,91	21,18 - 29,41
		p	0,005	
T-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	3,73 ± 1,61	3,77 ± 1,49
		Median	3,48	3,34
		95%-Konf-Int.	2,76 - 4,70	3,00 - 4,54
		p	0,851	
C/M-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	10,24 ± 5,13	10,06 ± 4,00
		Median	8,13	9,03
		95%-Konf-Int.	7,14 - 13,34	8,00 - 12,12
		p	0,913	
Dyn Range	[nC]	$\bar{x} + SD$	6,51 ± 3,78	6,29 ± 2,66
		Median	5,01	5,80
		95%-Konf-Int.	4,23 - 8,79	4,92 - 7,66
		p	0,722	

Hersteller			Cochlear	
Gruppe			1	2
ECAP-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	17,58 ± 8,37	20,17 ± 8,78
		Median	16,70	16,91
		95%-Konf-Int.	12,53 - 22,64	15,65 - 24,68
		p	0,422	
T-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,070 ± 0,033	0,070 ± 0,022
		Median	0,071	0,065
		95%-Konf-Int.	0,050 - 0,090	0,059 - 0,082
		p	0,722	
C/M-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,19 ± 0,11	0,19 ± 0,06
		Median	0,16	0,20
		95%-Konf-Int.	0,13 - 0,26	0,16 - 0,22
		p	0,819	
Dyn Range (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,12 ± 0,08	0,12 ± 0,04
		Median	0,11	0,12
		95%-Konf-Int.	0,08 - 0,17	0,10 - 0,14
		p	0,786	
ECAP-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,20 ± 0,10	0,23 ± 0,10
		Median	0,19	0,19
		95%-Konf-Int.	0,14 - 0,26	0,18 - 0,28
		p	0,422	
C-ECAP (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,19 ± 0,21	0,26 ± 0,18
		Median	0,11	0,20
		95%-Konf-Int.	0,06 - 0,31	0,16 - 0,35
		p	0,329	
Impedanz	[kΩ]	$\bar{x} + SD$	9,84 ± 1,67	8,96 ± 1,43
		Median	10,05	8,86
		95%-Konf-Int.	8,83 - 10,85	8,22 - 9,70
		p	0,135	

Hersteller			Cochlear	
Gruppe			1	2
Variations- koeffizient Impedanz		$\bar{x} + SD$	0,20 ± 0,06	0,21 ± 0,09
		Median	0,21	0,22
		95%-Konf-Int.	0,16 - 0,24	0,16 - 0,25
		p	0,853	
Energie T-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	9,69 ± 6,95	8,96 ± 5,82
		Median	7,23	6,56
		95%-Konf-Int.	5,49 - 13,89	5,97 - 11,95
		p	0,786	
Energie C-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	80,86 ± 85,06	62,37 ± 39,14
		Median	50,04	55,25
		95%-Konf-Int.	29,45 - 132,26	42,24 - 82,49
		p	0,917	

Tabelle 4.6.: Die Ergebnisse der Prozessorparameter beim Hersteller Cochlear getrennt nach NSV.

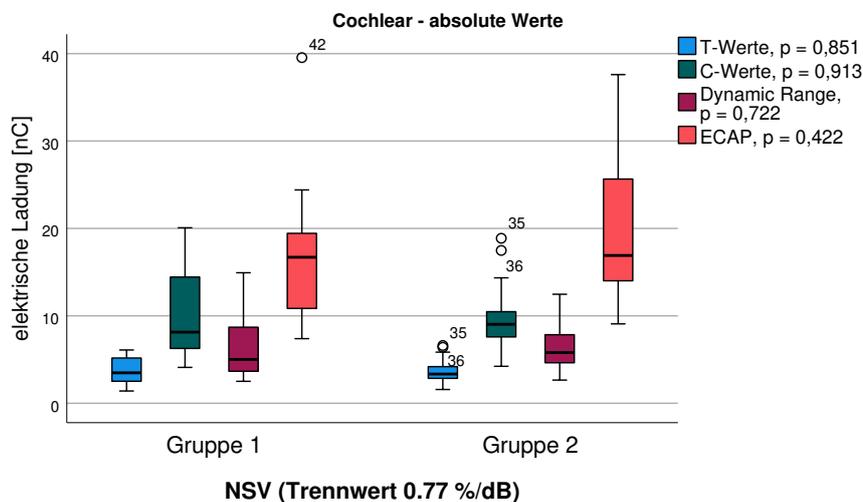


Abbildung 4.18.: Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Abbildung 4.18 zeigt die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen. Die Auswertung des T-Werts ergab bei Gruppe 1 $3,73 \pm 1,61$ nC mit einem Median von 3,48 nC, bei Gruppe 2 $3,77 \pm 1,49$ nC, der Median war 3,34 nC. Eine statistische Signifikanz ließ sich bei einem p-Wert von 0,851 nicht ableiten. Mit C-Werten von

bei Gruppe 1 $10,24 \pm 5,13$ nC, Median 8,13 nC und Gruppe 2 $10,06 \pm 4,00$ nC, Median 9,03 nC bei einem ebenfalls nicht signifikanten p-Wert von 0,913 ergab sich damit eine DR bei Gruppe 1 von $6,51 \pm 3,78$ nC mit einem Median von 5,01 nC, bei Gruppe 2 $6,29 \pm 2,66$ nC mit einem Median von 5,80 nC. Auch der p-Wert der DR war mit 0,722 nicht signifikant. Weiterhin ergaben die ECAP-Werte bei Gruppe 1 einen Mittelwert von $17,58 \pm 8,37$ nC, Median 16,70 nC sowie von Gruppe 2 mit $20,17 \pm 8,78$ nC, Median 16,91 nC, was bei einem p-Wert von 0,422 ebenfalls zu keinem signifikant unterschiedlichen Ergebnis führte.

Auch beim Hersteller Cochlear wurde bei der Auswertung der beiden Performancegruppen eine Normierung der Parameter durchgeführt, die grafisch in Abbildung 4.19 zu sehen ist. Mit einem normierten T-Wert bei Gruppe 1 von $0,070 \pm 0,033$, Median 0,071 sowie von $0,070 \pm 0,022$, Median 0,065 bei Gruppe 2, p-Wert 0,722 und einem normierten C-Wert von Gruppe 1 mit $0,19 \pm 0,11$, Median 0,16 und Gruppe 2 $0,19 \pm 0,06$, Median 0,20, p-Wert 0,819 ergab sich in diesem Fall eine normierte DR von Gruppe 1 mit $0,12 \pm 0,08$, Median 0,11, von Gruppe 2 $0,12 \pm 0,04$ mit einem Median von 0,12. Mit einem p-Wert von 0,786 zeigte sich insgesamt bei keinem der drei Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den Performancegruppen. Auch der normierte ECAP-Wert mit Gruppe 1 von $0,20 \pm 0,10$, Median 0,19 und Gruppe 2 $0,12 \pm 0,10$, Median 0,19 und einem p-Wert von 0,422, sowie die Differenz aus normiertem C-Wert und normiertem ECAP-Wert von Gruppe 1 mit $0,19 \pm 0,21$, Median 0,11 und von Gruppe 2 $0,26 \pm 0,18$, Median 0,20 mit einem p-Wert von 0,329 waren in der Gesamtauswertung nicht signifikant unterschiedlich.

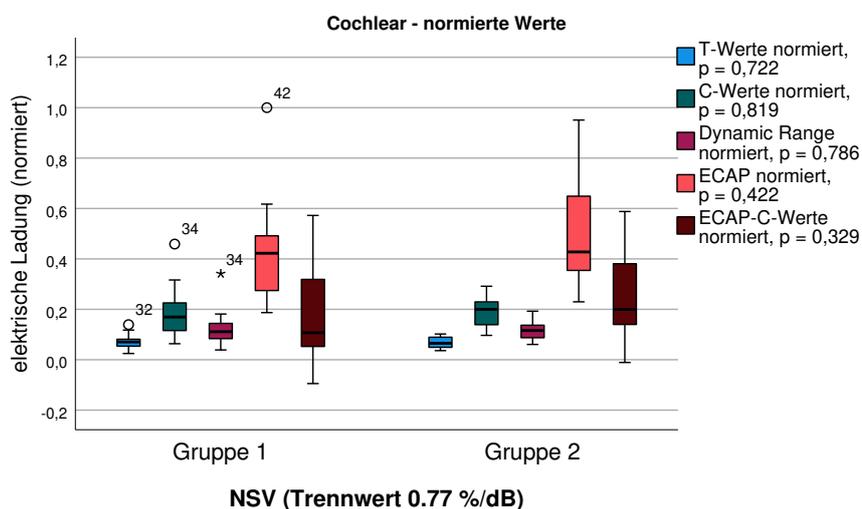


Abbildung 4.19.: Die Auswertung der normierten Prozessorparameter des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Als weitere Merkmale zeigt Abbildung 4.20 die Energielevel des Herstellers Cochlear aufgeteilt

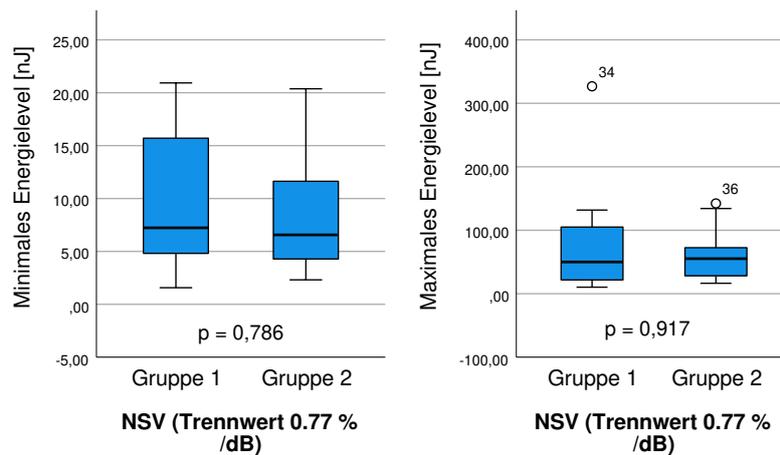


Abbildung 4.20.: Die Auswertung der Energielevel des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

in die Performancegruppen. Weder das minimale Energielevel mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $9,69 \pm 6,95$ nJ, Median 7,23 nJ, und bei Gruppe 2 von $8,96 \pm 5,82$ nJ, Median 6,56 nJ, p-Wert 0,786, noch das maximale Energielevel bei Gruppe 1 im Mittel $80,86 \pm 85,06$ nJ, Median 50,04 nJ sowie bei Gruppe 2 $62,37 \pm 39,14$ nJ, Median 55,25 nJ und einem p-Wert von 0,917 zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Performancegruppen.

Die Pulsweite stellt bei Cochlear einen Parameter mit fest definierten Standard-Werten dar, der nicht zwischen den verschiedenen Elektroden eines Implantats variiert. Grundsätzlich kommen bei den hier untersuchten Patienten zwei Werte vor: $25 \mu\text{s}$ und $37 \mu\text{s}$. Abbildung 4.21 führt als Balkendiagramm die Verteilung der Pulsweiten des Hersteller Cochlear auf. Es zeigte sich eine relativ gleichmäßige Verteilung der beiden Gruppen zwischen den beiden aufgetretenen Werten. Die Impedanz der Performancegruppen mit Implantaten von Cochlear ist ebenfalls in Abbildung 4.21 dargestellt, ebenso wie der Variationskoeffizient. Die Impedanz zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen bei einem p-Wert von 0,135 mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $9,84 \pm 1,67$ k Ω , Median 10,05 k Ω , bei Gruppe 2 von $8,96 \pm 1,43$ k Ω , Median 8,86 k Ω . Auch der Variationskoeffizient der Impedanz zeigte mit einem p-Wert von 0,853 keinen signifikanten Unterschied. Der Mittelwert von Gruppe 1 betrug dabei $0,20 \pm 0,06$ mit einem Median von 0,21, von Gruppe 2 $0,21 \pm 0,09$ mit einem Median von 0,22.

Als letzte Parameter sind in Abbildung 4.22 die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten vom Hersteller Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen dargestellt. Die Erfahrung mit CI hatte bei Gruppe 1 einen Mittelwert von $26,19 \pm 61,19$ Monaten mit einem Median von 8,53 Monaten, bei Gruppe 2 von $25,28 \pm 30,05$ Monaten mit einem Median von 15,97 Monaten. Der p-Wert

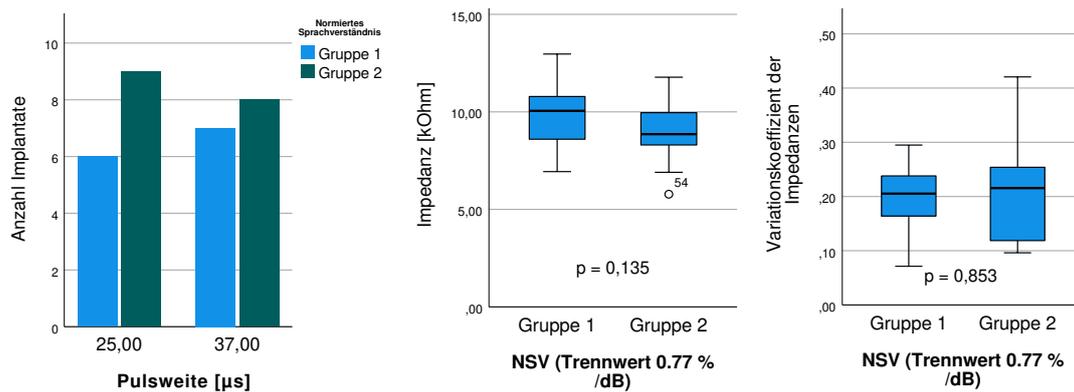


Abbildung 4.21.: Die Auswertung der Impedanz des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

betrug 0,149, womit kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen wurde. Ebenso war das mittlere Alter nicht signifikant unterschiedlich mit einem p-Wert von 0,125 und Mittelwerten von Gruppe 1 mit $56,54 \pm 11,86$ Jahren, Median 56,00 Jahre, von Gruppe 2 mit $47,00 \pm 19,10$ Jahren, Median 49,00 Jahre. Dagegen zeigte das Ergebnis des Freiburger Mehrsilber Sprachtests einen klaren signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von 0,005. Dabei betrug der Mittelwert von Gruppe 1 $42,46 \pm 25,57$ dB, Median 37,00 dB, von Gruppe 2 $25,29 \pm 8,00$ dB, Median 25,00 dB.

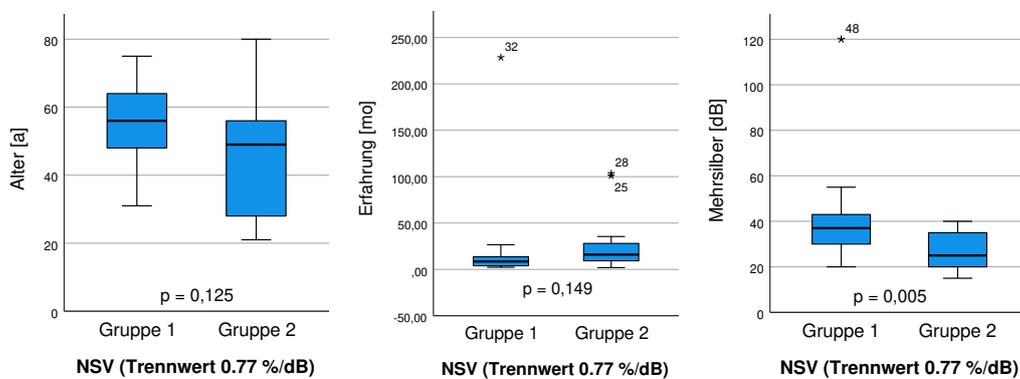


Abbildung 4.22.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)

4.1.3. Performance der CI-Patienten mit Implantaten von MedEl

4.1.3.1. Auswertung der Patienten mit Implantaten von MedEl

Tabelle 4.7 zeigt die Auswertung der Daten des Herstellers MedEl. Dabei wurde keine Gruppentrennung vorgenommen.

Hersteller		MedEl		
Gesamtanzahl		11		
Wert	Einheit	\bar{x}	SD	Median
Alter	[a]	44,55	21,81	49,00
Erfahrung	[mo]	32,86	33,52	23,77
Mehrsilber	[dB]	46,36	27,86	35,00
T-Wert	[nC]	1,34	1,50	1,03
C/M-Wert	[nC]	21,89	10,04	18,31
Dyn Range	[nC]	20,54	10,28	17,39
ECAP-Wert	[nC]	16,16	6,92	16,84
T-Wert (normiert)		0,054	0,064	0,055
C/M-Wert (normiert)		0,78	0,11	0,77
ECAP-Wert (normiert)		0,34	0,14	0,35
C-ECAP (normiert)		-0,12	0,16	-0,16
Dyn Range (normiert)		0,73	0,11	0,75
Impedanz	[k Ω]	4,90	0,90	4,73
Var.koeff.-Impedanz		0,23	0,05	0,23
Pulsweite	[μ s]	23,90	11,85	17,50
Energie T-Wert	[nJ]	2,65	6,30	0,71
Energie C-Wert	[nJ]	224,61	143,83	168,06

Tabelle 4.7.: Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers MedEl.

Die Abbildungen 4.23 bis 4.26 zeigen die Ergebnisse der Auswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers MedEl. Insgesamt wurden 11 Implantate ausgewertet.

Abbildung 4.23 stellt die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers MedEl dar. Bei einem mittleren T-Wert von $1,34 \pm 1,50$ nC, Median 1,03 nC und C-Wert von $21,89 \pm 10,04$ nC, Median 18,31 nC, ergab sich die DR als $20,54 \pm 10,28$ nC mit einem Median von 17,39 nC. Der ECAP-Wert betrug dabei $16,16 \pm 6,92$ nC mit einem Median von 16,84 nC. Bei den normierten Werten ergab sich entsprechend mit dem T-Wert als $0,054 \pm 0,064$, Median 0,055 und einem normierten C-Wert von $0,78 \pm 0,11$, Median 0,77 eine normierte DR von $0,73 \pm 0,11$ mit einem Median von 0,75. Der normierte ECAP-Wert hatte einen Mittelwert von $0,34 \pm 0,14$ mit einem Median von 0,35. Die Differenz aus ECAP-Wert und C-Wert ergab einen Mittelwert von $-0,12 \pm 0,16$ mit einem Median von -0,16.

In Abbildung 4.24 sind die Pulsweiten und Energielevel des Herstellers MedEl grafisch aufgetra-

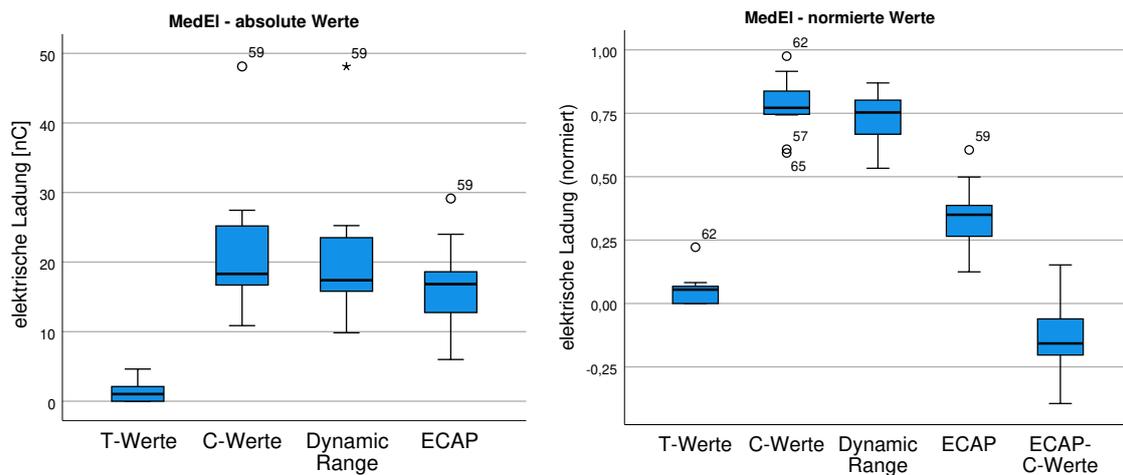


Abbildung 4.23.: Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers MedEl.

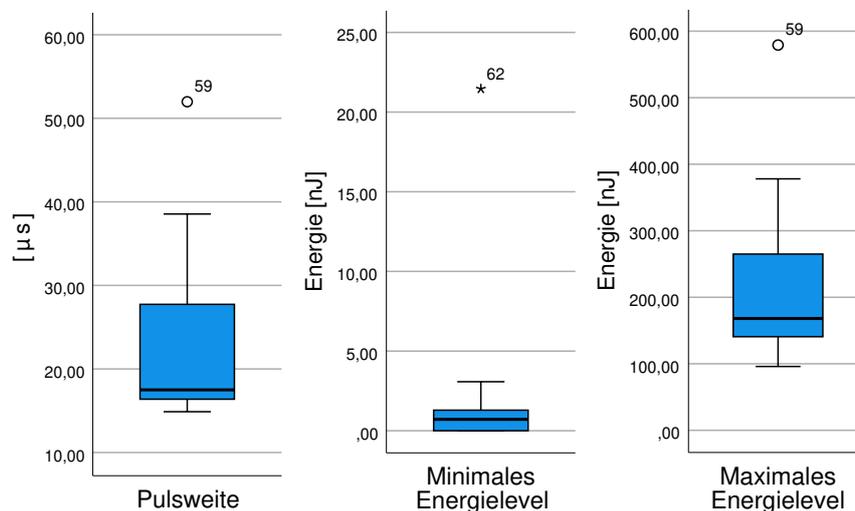


Abbildung 4.24.: Die Auswertung der Pulsbreiten und der Energielevel des Herstellers MedEl.

gen. Mit einer mittleren Pulsweite von $23,90 \pm 11,85 \mu\text{s}$, Median $17,50 \mu\text{s}$ und den oben angegebenen Werten für C- und T-Werte berechnete sich das minimale Energielevel als $2,65 \pm 6,30 \text{ nJ}$, Median $0,71 \text{ nJ}$, respektive das maximale Energielevel als $224,61 \pm 143,83 \text{ nJ}$, Median $168,06 \text{ nJ}$. Abbildung 4.25 zeigt die Auswertung der Impedanz des Herstellers MedEl. Der Mittelwert der Impedanz lag bei $4,90 \pm 0,90 \text{ k}\Omega$ mit einem Median von $4,73 \text{ k}\Omega$ bei einem Variationskoeffizient von $0,23 \pm 0,05$, Median $0,23$.

Abbildung 4.26 stellt die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten vom Hersteller MedEl dar. Das mittlere Alter lag bei $44,55 \pm 21,81$ Jahr mit einem Median von $49,00$ Jahren, während die Erfahrung mit dem Implantat bei $32,86 \pm 33,52$ Monaten mit einem Median von $23,77$ Monaten lag. Der Mittelwert

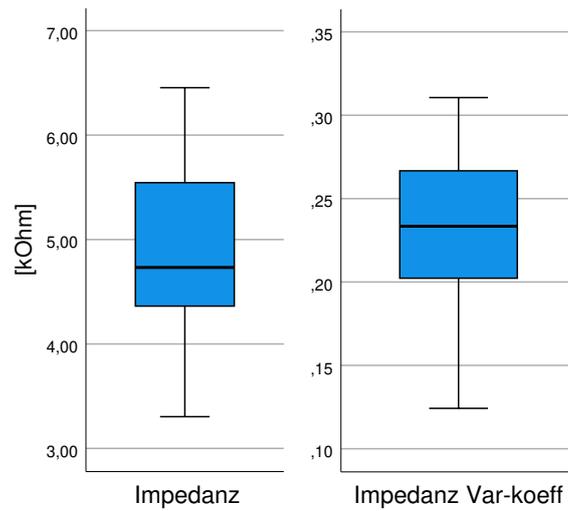


Abbildung 4.25.: Die Auswertung der Impedanz des Herstellers MedEl.

beim Freiburger Mehrsilber Sprachtest betrug $46,36 \pm 27,86$ dB mit einem Median von 35,00 dB.

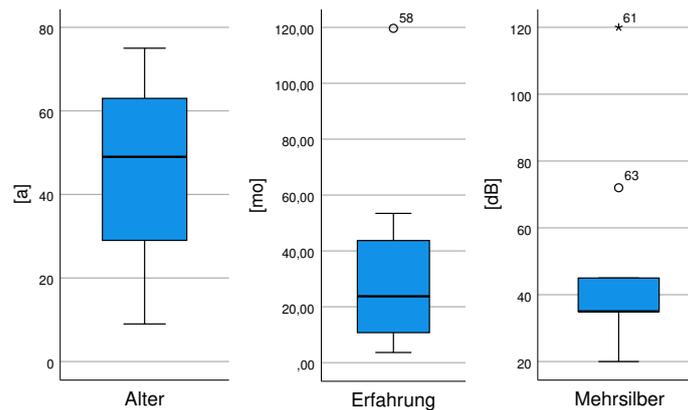


Abbildung 4.26.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers MedEl. (a - Jahre, mo - Monate)

Die Performance der CI Patienten in Abhängigkeit des dekadischen Gruppenalters bei Implantation in Form von Boxplots segregiert nach Altersgruppen ist in Abbildung 4.27 aufgezeigt. Die absoluten Werte sind in Tabelle 4.8 dargestellt.

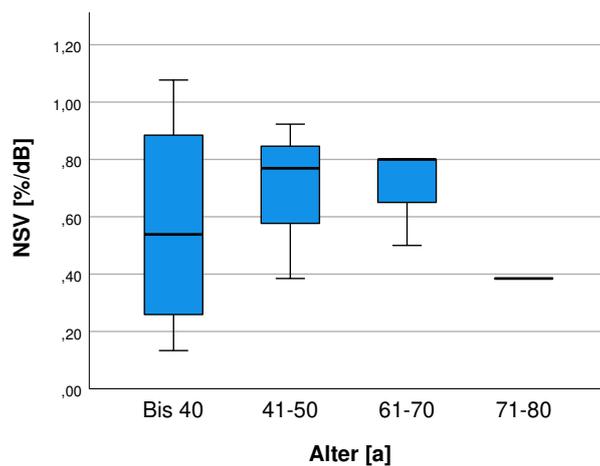


Abbildung 4.27.: Das NSV nach Altersgruppen des Herstellers MedEl.

Alter	[a]	< 40	41-50	51-60	61-70	71-80	gesamt
Anzahl		4	3	-	3	1	11
Mittelwert	$[\frac{\%}{dB}]$	0,57	0,69	-	0,70	0,38	0,62
Standardabweichung	$[\frac{\%}{dB}]$	0,41	0,28	-	0,17	-	0,28
Median	$[\frac{\%}{dB}]$	0,54	0,77	-	0,80	0,38	0,69

Tabelle 4.8.: Das NSV der verschiedenen Altersgruppen des Herstellers MedEl.

4.1.3.2. Auswertung der Patienten mit Implantaten von MedEl aufgeteilt in Performancegruppen nach NSV

Tabelle 4.9 zeigt die absoluten Werte der Auswertung der Ergebnisse des Herstellers MedEl nach der Aufteilung in Performance Gruppen nach dem NSV. Die Trennung wurde dabei wie in Abschnitt 3.3 beschrieben bei einem NSV von $0,77 \frac{\%}{dB}$ gezogen (1 - schlechte Performance, 2 - gute Performance).

Hersteller			MedEl	
Gruppe			1	2
Anzahl			6	5
Alter	[a]	$\bar{x} + SD$	42,83 ± 22,89	46,60 ± 22,91
		Median	39,50	49,00
		95%-Konf-Int.	18,82 - 66,85	18,16 - 75,04
		p	0,792	
Erfahrung	[mo]	$\bar{x} + SD$	30,22 ± 20,73	36,03 ± 47,42
		Median	31,60	20,93
		95%-Konf-Int.	8,47 - 51,98	-22,85 - 94,90
		p	0,584	
Mehrsilber	[dB]	$\bar{x} + SD$	57,00 ± 34,61	33,60 ± 8,36
		Median	45,00	35,00
		95%-Konf-Int.	20,68 - 93,32	23,23 - 43,97
		p	0,111	
T-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	0,56 ± 0,64	2,28 ± 1,76
		Median	0,46	2,78
		95%-Konf-Int.	-0,11 - 1,24	0,10 - 4,47
		p	0,052	
C/M-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	22,41 ± 13,47	21,27 ± 4,90
		Median	17,89	20,33
		95%-Konf-Int.	8,27 - 36,54	15,18 - 27,36
		p	0,863	
Dyn Range	[nC]	$\bar{x} + SD$	21,48 ± 13,88	18,99 ± 4,22
		Median	17,43	16,28
		95%-Konf-Int.	7,27 - 36,41	13,75 - 24,22
		p	0,670	

Hersteller			MedEl	
Gruppe			1	2
ECAP-Wert	[nC]	$\bar{x} + SD$	17,49 ± 8,25	14,56 ± 5,36
		Median	16,53	16,84
		95%-Konf-Int.	8,84 - 26,14	7,91 - 21,21
		p	0,513	
T-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,030 ± 0,034	0,084 ± 0,083
		Median	0,060	0,060
		95%-Konf-Int.	-0,006 - 0,065	-0,019 - 0,187
		p	0,161	
C/M-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,77 ± 0,10	0,79 ± 0,14
		Median	0,77	0,78
		95%-Konf-Int.	0,67 - 0,88	0,61 - 0,96
		p	0,870	
Dyn Range (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,74 ± 0,12	0,70 ± 0,12
		Median	0,77	0,72
		95%-Konf-Int.	0,62 - 0,87	0,56 - 0,85
		p	0,564	
ECAP-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,49 ± 0,23	0,40 ± 0,15
		Median	0,46	0,47
		95%-Konf-Int.	0,25 - 0,73	0,22 - 0,59
		p	0,513	
C-ECAP (normiert)		$\bar{x} + SD$	-0,10 ± 0,21	-0,14 ± 0,08
		Median	-0,15	-0,16
		95%-Konf-Int.	-0,32 - 0,12	-0,24 - -0,04
		p	0,721	
Impedanz	[kΩ]	$\bar{x} + SD$	5,26 ± 0,88	4,47 ± 0,80
		Median	5,26	4,40
		95%-Konf-Int.	4,34 - 6,19	3,47 - 5,46
		p	0,155	

Hersteller		MedEl		
Gruppe		1	2	
Variations- koeffizient		$\bar{x} + SD$	0,22 ± 0,07	0,24 ± 0,04
		Median	0,23	0,27
Impedanz		95%-Konf-Int.	0,16 - 0,29	0,20 - 0,29
		p	0,715	
Pulsweite	[μs]	$\bar{x} + SD$	24,06 ± 14,39	23,71 ± 9,58
		Median	17,08	18,33
		95%-Konf-Int.	8,95 - 39,17	11,81 - 35,60
	p	0,465		
Energie T-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	0,41 ± 0,50	5,34 ± 9,08
		Median	0,22	1,43
		95%-Konf-Int.	-0,12 - 0,94	-5,94 - 16,61
	p	0,112		
Energie C-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	234,21 ± 179,44	213,08 ± 105,66
		Median	173,43	144,80
		95%-Konf-Int.	45,90 - 422,52	81,88 - 344,28
	p	1,000		

Tabelle 4.9.: Die Ergebnisse der Prozessorparameter beim Hersteller MedEl getrennt nach NSV.

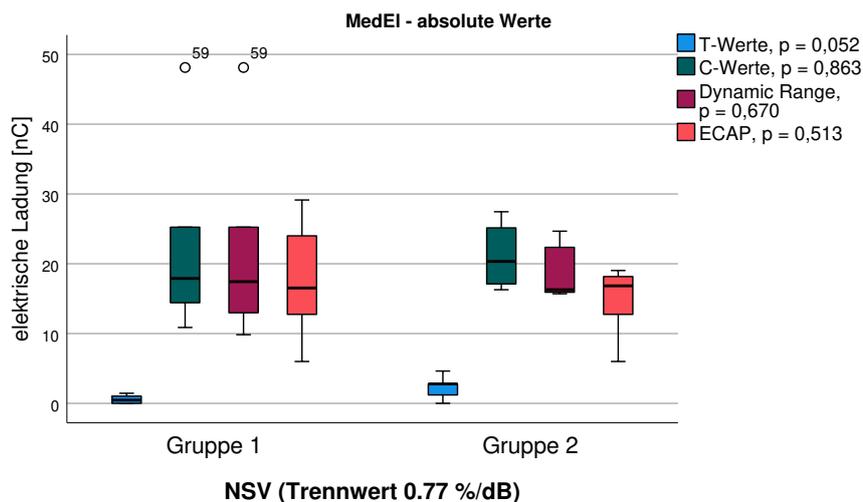


Abbildung 4.28.: Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Eine grafische Darstellung der Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen ist in Abbildung 4.28 zu sehen. Die Auswertung des T-Werts ergab bei Gruppe 1 $0,56 \pm 0,64$ nC mit einem Median von $0,46$ nC, bei Gruppe 2 $2,28 \pm 1,76$ nC, der Median war $2,78$ nC. Eine statistische Signifikanz wurde bei einem p-Wert von $0,052$ gerade nicht erreicht. Mit C-Werten von bei Gruppe 1 $22,41 \pm 13,47$ nC, Median $17,89$ nC und Gruppe 2 $21,27 \pm 4,90$ nC, Median $20,33$ nC bei einem ebenfalls nicht signifikanten p-Wert von $0,863$ ergab sich damit eine DR bei Gruppe 1 von $21,48 \pm 13,88$ nC mit einem Median von $17,43$ nC, bei Gruppe 2 $18,99 \pm 4,22$ nC mit einem Median von $16,28$ nC. Auch der p-Wert der DR war mit $0,931$ nicht signifikant. Weiterhin ergaben die ECAP-Werte bei Gruppe 1 einen Mittelwert von $17,49 \pm 8,25$ nC, Median $16,53$ nC sowie von Gruppe 2 mit $14,56 \pm 5,36$ nC, Median $16,84$ nC, was bei einem p-Wert von $0,513$ ebenfalls zu keinem signifikant unterschiedlichen Ergebnis führte.

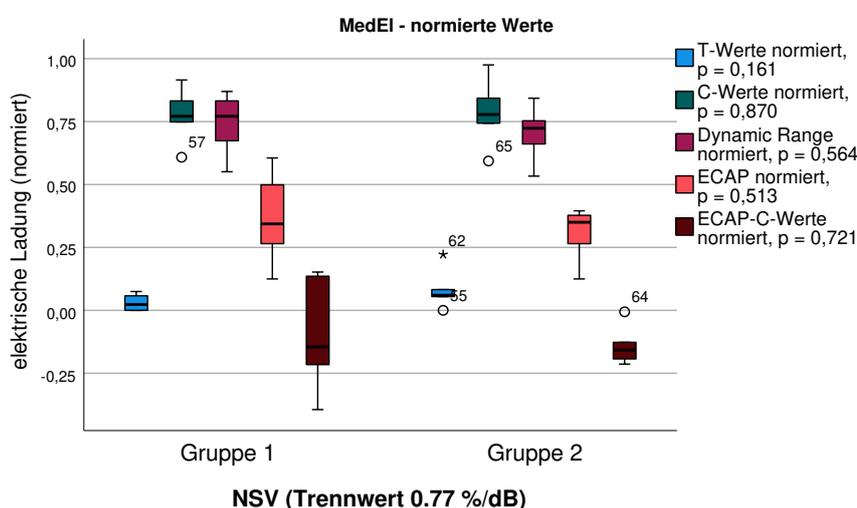


Abbildung 4.29.: Die Auswertung der normierten Prozessorparameter des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Auch beim Hersteller MedEl wurde bei der Auswertung der beiden Performancegruppen eine Normierung der Parameter durchgeführt, die grafisch in Abbildung 4.29 zu sehen ist. Mit einem normierten T-Wert bei Gruppe 1 von $0,030 \pm 0,034$, Median $0,060$ sowie von $0,084 \pm 0,083$, Median $0,060$ bei Gruppe 2, p-Wert $0,161$ und einem normierten C-Wert von Gruppe 1 mit $0,77 \pm 0,10$, Median $0,77$ und Gruppe 2 $0,79 \pm 0,14$, Median $0,78$, p-Wert $0,870$ ergab sich in diesem Fall eine normierte DR von Gruppe 1 mit $0,74 \pm 0,12$, Median $0,77$, von Gruppe 2 $0,70 \pm 0,12$ mit einem Median von $0,72$. Mit einem p-Wert von $0,564$ zeigte sich insgesamt bei keinem der drei Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den Performancegruppen. Auch der normierte ECAP-Wert mit Gruppe 1 von $0,49 \pm 0,23$, Median $0,46$ und Gruppe 2 $0,40 \pm 0,15$, Median $0,47$

und einem p-Wert von 0,513, sowie der Differenz aus normiertem C-Wert und normiertem ECAP-Wert von Gruppe 1 mit $-0,10 \pm 0,21$, Median $-0,15$ und von Gruppe 2 $-0,14 \pm 0,08$, Median $-0,16$ mit einem p-Wert von 0,721 waren in der Gesamtauswertung nicht signifikant unterschiedlich.

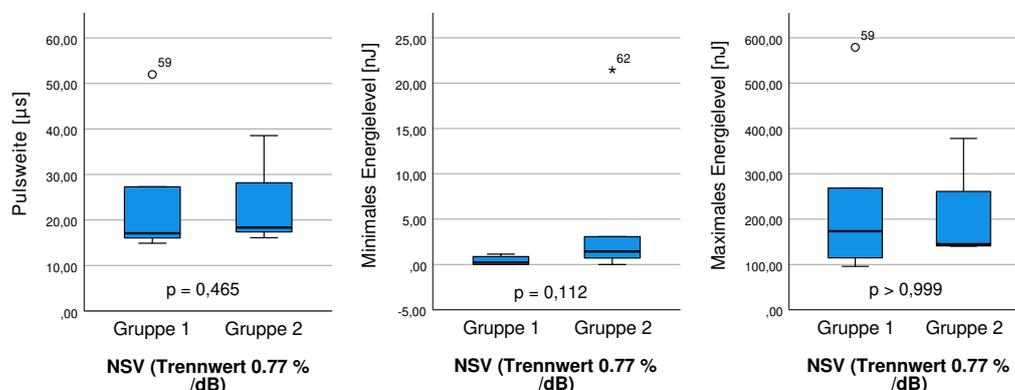


Abbildung 4.30.: Die Auswertung der Pulsweiten und der Energielevel des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Als weitere Merkmale zeigt Abbildung 4.30 die Pulsweiten und Energielevel des Herstellers MedEl, aufgeteilt in die Performancegruppen. Im Gegensatz zu den Pulsweiten von Cochlear und AB ist die Pulsweite bei MedEl vollständig variabel. Dabei ist keine klare Linie bei der Einstellung der Pulsweite zu erkennen. Weder zwischen den Patienten, noch zwischen den einzelnen Elektroden eines Implantats eines Patienten zeigten sich konstante Werte. Aus diesem Grund wurde in diesem Fall eine Darstellung mittels Boxplot und eine Beschreibung mit Mittelwert und Median gewählt. Mit einer mittleren Pulsweite bei Gruppe 1 von $24,06 \pm 14,39 \mu\text{s}$, Median $17,08 \mu\text{s}$, und bei Gruppe 2 von $23,71 \pm 9,58 \mu\text{s}$, Median $18,33 \mu\text{s}$, p-Wert 0,465 erreichte weder das minimale Energielevel mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $0,41 \pm 0,50 \text{ nJ}$, Median $0,22 \text{ nJ}$, und bei Gruppe 2 von $5,34 \pm 9,08 \text{ nJ}$, Median $1,43 \text{ nJ}$, p-Wert 0,112, noch das maximale Energielevel bei Gruppe 1 im Mittel $234,21 \pm 179,44 \text{ nJ}$, Median $173,43 \text{ nJ}$ sowie bei Gruppe 2 $213,08 \pm 105,66 \text{ nJ}$, Median $144,80 \text{ nJ}$ und einem p-Wert von $> 0,999$ einen signifikanten Unterschied zwischen den Performancegruppen.

Die Impedanz der Performancegruppen mit Implantaten von MedEl ist gemeinsam mit dem Variationskoeffizienten in Abbildung 4.31 dargestellt. Die Impedanz zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen bei einem p-Wert von 0,155 mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $5,26 \pm 0,88 \text{ k}\Omega$, Median $5,26 \text{ k}\Omega$, bei Gruppe 2 von $4,47 \pm 0,80 \text{ k}\Omega$, Median $4,40 \text{ k}\Omega$. Auch der Variationskoeffizient der Impedanz zeigte mit einem p-Wert von 0,715 keinen signifikanten Unterschied. Der Mittelwert von Gruppe 1 betrug dabei $0,22 \pm 0,07$ mit einem Median von 0,23, von Gruppe 2 $0,24 \pm 0,04$ mit einem Median von 0,27.

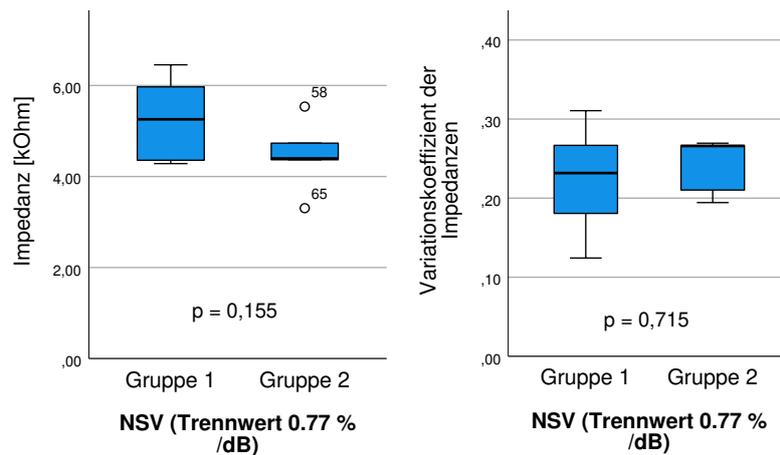


Abbildung 4.31.: Die Auswertung der Impedanz des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Als letzte Parameter sind in Abbildung 4.32 die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten vom Hersteller MedEl, aufgeteilt in die Performancegruppen, dargestellt. Die Erfahrung mit CI hatte bei Gruppe 1 einen Mittelwert von $30,22 \pm 20,73$ Monaten mit einem Median von 31,60 Monaten, bei Gruppe 2 von $36,03 \pm 47,42$ Monaten mit einem Median von 20,93 Monaten. Der p-Wert betrug 0,584, womit kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen wurde. Ebenso war das mittlere Alter nicht signifikant unterschiedlich mit einem p-Wert von 0,792 und Mittelwerten von Gruppe 1 mit $42,83 \pm 22,89$ Jahren, Median 39,50 Jahre, von Gruppe 2 mit $46,60 \pm 22,91$ Jahren, Median 49,00 Jahre. Auch das Ergebnis des Freiburger Mehrsilber Sprachtests erreichte bei MedEl keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen mit einem p-Wert von 0,111 sowie einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $57,00 \pm 34,61$ dB, Median 45,00 dB, von Gruppe 2 $33,60 \pm 8,36$ dB, Median 35,00 dB.

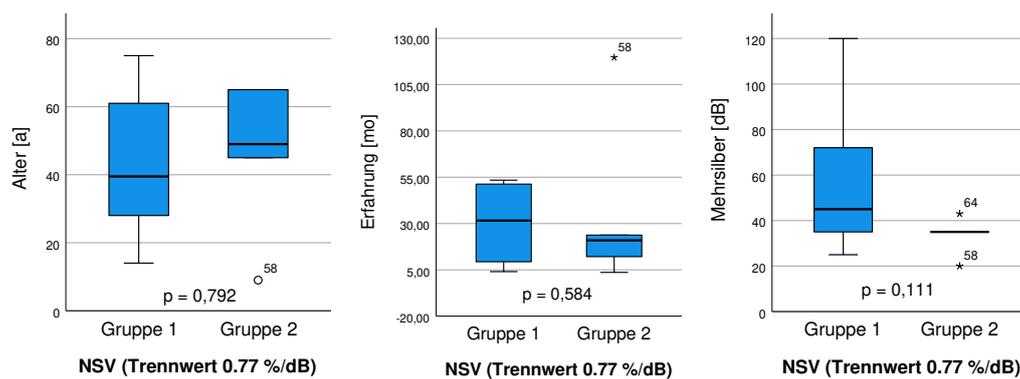


Abbildung 4.32.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)

4.1.4. Performance der CI-Patienten aller Hersteller

4.1.4.1. Auswertung aller Patienten ohne Herstellertrennung

Da nicht alle Werte direkt über eine Mittelung oder einen Median miteinander vergleichbar sind, konnte die Auswertung der Parameter über das gesamte Kollektiv ohne nach Herstellern zu unterscheiden nur über einen Teil der Parameter durchgeführt werden. Aus diesem Grund wurde eine herstellerabhängige Normierung der Prozessorparameter durchgeführt, um dennoch bei einem Teil der Parameter eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erreichen. Ebenso kann eine Aussage über die Gesamtheit in Bezug auf Erfahrung, Alter und SV getroffen werden. Die Ergebnisse dieser Analyse sind in Tabelle 4.10 zu sehen.

Gesamtanzahl		65		
Wert	Einheit	\bar{x}	SD	Median
Alter	[a]	50,97	16,91	55,00
Erfahrung	[mo]	23,33	35,61	11,20
Mehrsilber	[dB]	34,57	20,27	30,00
T-Wert (normiert)		0,062	0,040	0,055
C/M-Wert (normiert)		0,38	0,24	0,32
ECAP-Wert (normiert)		0,46	0,21	0,41
C-ECAP (normiert)		0,15	0,22	0,13
Dyn Range (normiert)		0,32	0,24	0,26
Var.koeff.-Impedanz		0,25	0,12	0,23
Energie T-Wert	[nJ]	5,46	6,26	2,70
Energie C-Wert	[nJ]	101,94	97,31	67,96

Tabelle 4.10.: Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale über das gesamte Kollektiv.

Die Abbildungen 4.33 bis 4.35 zeigen die Ergebnisse der Auswertung der verschiedenen Merkmale über das gesamte Kollektiv.

Die Auswertung der normierten Prozessorparameter über alle Hersteller ist in Abbildung 4.33 zu sehen. Daraus ergab sich ein normierter T-Wert mit einem Mittelwert von $0,062 \pm 0,040$ und einem Median von 0,055, was mit einem mittleren normierten C-Wert von $0,38 \pm 0,24$, Median 0,32 zu einer normierten DR von $0,32 \pm 0,24$, Median 0,26 führte. Der normierte ECAP-Wert hatte dagegen einen Mittelwert von $0,46 \pm 0,21$ mit einem Median von 0,41. Zur weiteren Beschreibung wurde die Differenz aus ECAP-Wert und C-Wert ermittelt. Diese hatte einen Mittelwert von $0,15 \pm 0,22$ mit einem Median von 0,13.

Abbildung 4.34 zeigt die Auswertung der Energielevel aller Hersteller. Diese hatten einen Mittelwert von $5,46 \pm 6,26$ nJ mit einem Median von 2,70 nJ für das minimale Energielevel sowie von $101,94 \pm 97,31$ nJ mit einem Median von 67,96 nJ für das maximale Energielevel. Ebenso ist der

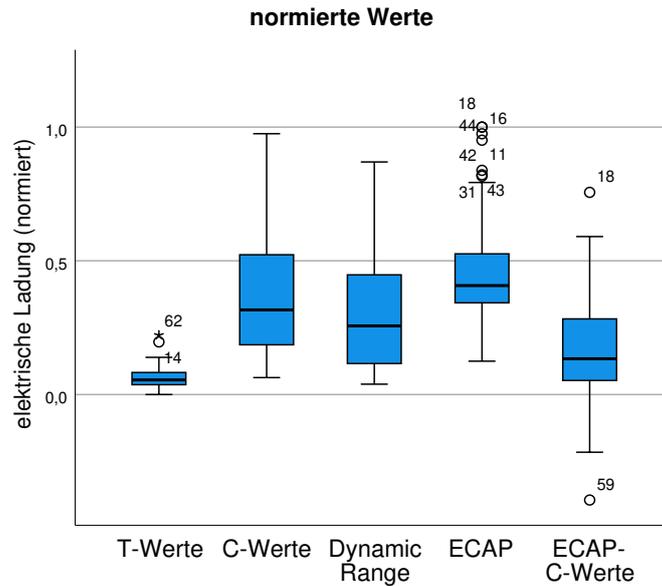


Abbildung 4.33.: Die Auswertung der Prozessorparameter aller Hersteller.

Variationskoeffizient der Impedanz in Abbildung 4.34 dargestellt. Der Mittelwert betrug $0,25 \pm 0,12$ mit einem Median von 0,23.

Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests aller Patienten ist grafisch in Abbildung 4.35 dargestellt. Es zeigte sich ein mittleres Alter von $50,97 \pm 16,91$ Jahren mit einem Median von 55,00 Jahren, wobei die Erfahrung im Mittel $23,33 \pm 35,61$ Monate mit einem Median von 11,20 Monaten betrug. Der Mittelwert beim Freiburger Mehrsilber Sprachtest betrug $34,57 \pm 20,27$ dB mit einem Median von 30,00 dB.

Die Performance der CI Patienten in Abhängigkeit des dekadischen Gruppenalters bei Implantation ist in Form von Boxplots segregiert nach Altersgruppen in Abbildung 4.36 zu sehen. Die absoluten Werte sind in Tabelle 4.11 dargestellt.

Alter	[a]	< 40	41-50	51-60	61-70	71-80	gesamt
N		16	12	14	18	5	65
Mittelwert	$[\frac{\%}{dB}]$	0,71	0,73	0,71	0,71	0,78	0,72
Standardabweichung	$[\frac{\%}{dB}]$	0,41	0,45	0,44	0,29	0,39	0,38
Median	$[\frac{\%}{dB}]$	0,81	0,81	0,82	0,72	0,62	0,77

Tabelle 4.11.: Das NSV der verschiedenen Altersgruppen aller Patienten.

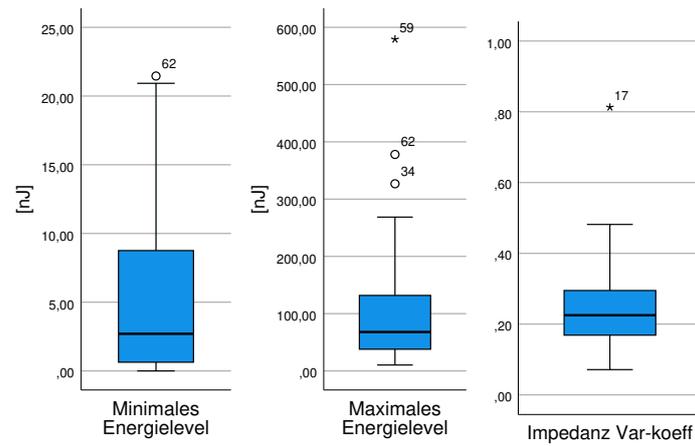


Abbildung 4.34.: Die Auswertung der Energielevel aller Hersteller.

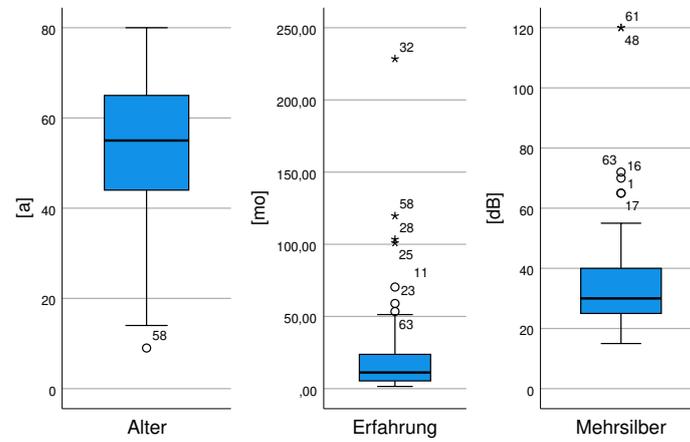


Abbildung 4.35.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests aller Patienten. (a - Jahre, mo - Monate)

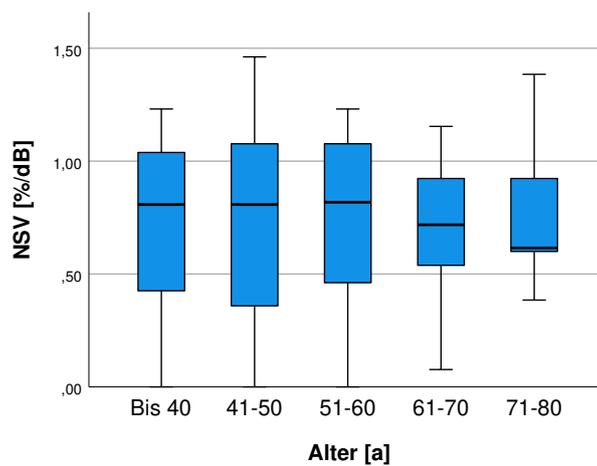


Abbildung 4.36.: Das NSV nach Altersgruppen der Patienten aller Hersteller.

4.1.4.2. Auswertung aller Patienten aufgeteilt in Performancegruppen nach NSV

Tabelle 4.12 zeigt die absoluten Werte der Auswertung der Ergebnisse aller Hersteller nach der Aufteilung in Performance Gruppen nach dem NSV. Die Trennung wurde dabei wie in Kapitel 3.3 beschrieben bei einem NSV von $0,77 \frac{\%}{dB}$ gezogen (1 - schlechte Performance, 2 - gute Performance).

Hersteller		Alle		
Gruppe		1	2	
Anzahl		30	35	
Alter	[a]	$\bar{x} + SD$	53,00 ± 15,70	49,23 ± 17,92
		Median	55,50	54,00
		95%-Konf-Int.	47,14 - 58,86	43,07 - 55,38
		p	0,371	
Erfahrung	[mo]	$\bar{x} + SD$	23,10 ± 42,24	23,52 ± 29,42
		Median	8,95	12,13
		95%-Konf-Int.	7,33 - 38,87	13,41 - 33,63
		p	0,545	
Mehrsilber	[dB]	$\bar{x} + SD$	44,73 ± 24,95	25,86 ± 8,54
		Median	36,00	25,00
		95%-Konf-Int.	35,42 - 54,05	22,92 - 28,79
		p	< 0,0001	
T-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,060 ± 0,043	0,063 ± 0,037
		Median	0,056	0,055
		95%-Konf-Int.	0,044 - 0,076	0,051 - 0,076
		p	0,541	
C/M-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,41 ± 0,26	0,35 ± 0,22
		Median	0,38	0,27
		95%-Konf-Int.	0,31 - 0,51	0,28 - 0,43
		p	0,422	
Dyn Range (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,35 ± 0,26	0,29 ± 0,22
		Median	0,34	0,20
		95%-Konf-Int.	0,25 - 0,45	0,21 - 0,36
		p	0,422	

Hersteller			Alle	
Gruppe			1	2
ECAP-Wert (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,49 ± 0,24	0,44 ± 0,19
		Median	0,45	0,40
		95%-Konf-Int.	0,40 - 0,58	0,38 - 0,51
		p	0,360	
C-ECAP (normiert)		$\bar{x} + SD$	0,16 ± 0,25	0,15 ± 0,19
		Median	0,13	0,14
		95%-Konf-Int.	0,07 - 0,25	0,08 - 0,21
		p	0,937	
Impedanz	[kΩ]	$\bar{x} + SD$	7,11 ± 2,82	6,73 ± 2,64
		Median	6,33	6,63
		95%-Konf-Int.	6,06 - 8,16	5,82 - 7,64
		p	0,519	
Variations- koeffizient Impedanz		$\bar{x} + SD$	0,24 ± 0,13	0,26 ± 0,12
		Median	0,22	0,24
		95%-Konf-Int.	0,19 - 0,29	0,22 - 0,30
		p	0,461	
Energie T-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	5,26 ± 6,36	5,63 ± 6,26
		Median	2,16	3,12
		95%-Konf-Int.	2,88 - 7,63	3,48 - 7,78
		p	0,532	
Energie C-Wert	[nJ]	$\bar{x} + SD$	118,86 ± 118,86	87,43 ± 72,83
		Median	97,99	63,49
		95%-Konf-Int.	74,48 - 163,25	62,42 - 112,45
		p	0,415	

Tabelle 4.12.: Die Ergebnisse der Prozessorparameter aller Hersteller getrennt nach NSV.

Die Ergebnisse der Auswertung der normierten Parameter der beiden Performancegruppen sind grafisch in Abbildung 4.37 zu sehen. Mit einem normierten T-Wert bei Gruppe 1 von $0,060 \pm 0,043$ Median 0,056 sowie von $0,063 \pm 0,037$, Median 0,055 bei Gruppe 2, p-Wert 0,541 und einem normierten C-Wert von Gruppe 1 mit $0,41 \pm 0,26$, Median 0,38 und Gruppe 2 $0,35 \pm 0,22$, Median 0,27, p-Wert 0,422 ergab sich in diesem Fall eine normierte DR von Gruppe 1 mit $0,35 \pm 0,26$,

Median 0,34, von Gruppe 2 $0,29 \pm 0,22$ mit einem Median von 0,20. Mit einem p-Wert von 0,422 zeigte sich dabei bei keinem der drei Parameter ein signifikanter Unterschied zwischen den Performancegruppen. Ebenso konnte beim normierten ECAP-Wert bei Gruppe 1 von $0,49 \pm 0,24$, Median 0,45 und Gruppe 2 $0,44 \pm 0,19$, Median 0,40 mit einem p-Wert von 0,360 kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, ebenso bei der Differenz aus normiertem C-Wert und normiertem ECAP-Wert von Gruppe 1 mit $0,16 \pm 0,25$, Median 0,13 und von Gruppe 2 $0,15 \pm 0,19$, Median 0,14, p-Wert von 0,937.

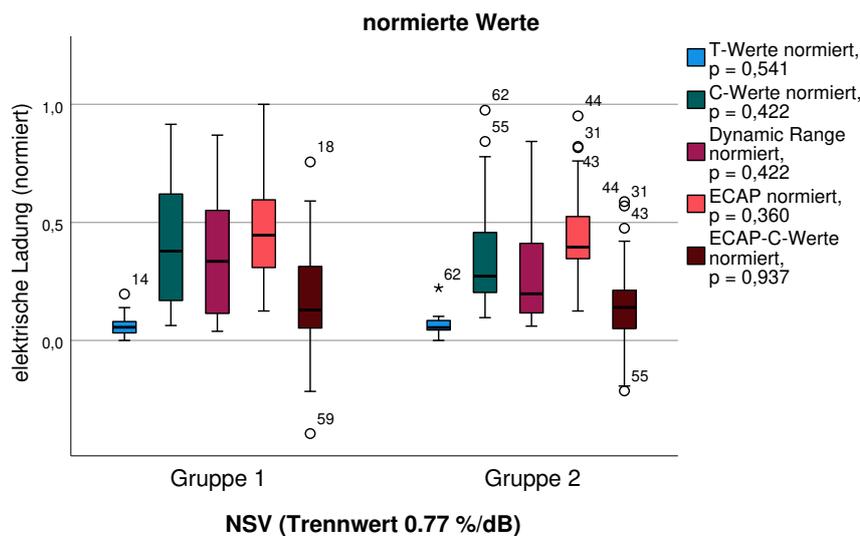


Abbildung 4.37.: Die Auswertung der normierten Prozessorparameter aller Hersteller aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

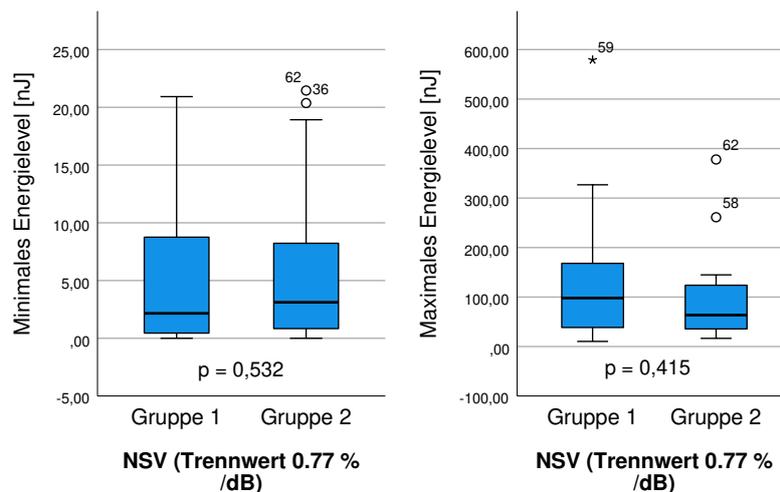


Abbildung 4.38.: Die Auswertung der Energielevel aller Hersteller aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Als weitere Merkmale zeigt Abbildung 4.38 die Energielevel aufgeteilt in die Performancegruppen. Weder das minimale Energielevel mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $5,26 \pm 6,36$ nJ, Median 2,16 nJ, und bei Gruppe 2 von $5,63 \pm 6,26$ nJ, Median 3,12 nJ, p-Wert 0,532 noch das maximale Energielevel bei Gruppe 1 im Mittel $118,86 \pm 118,86$ nJ, Median 97,99 nJ sowie bei Gruppe 2 $87,43 \pm 72,83$ nJ, Median 63,49 nJ und einem p-Wert von 0,415 zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Performancegruppen.

Die Impedanz der Performancegruppen ist in Abbildung 4.39 dargestellt, ebenso wie der Variationskoeffizient. Die Impedanz zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen bei einem p-Wert von 0,519 mit einem Mittelwert bei Gruppe 1 von $7,11 \pm 2,82$ k Ω , Median 6,33 k Ω , bei Gruppe 2 von $6,73 \pm 2,64$ k Ω , Median 6,63 k Ω . Auch der Variationskoeffizient der Impedanz zeigte mit einem p-Wert von 0,461 keinen signifikanten Unterschied. Der Mittelwert von Gruppe 1 betrug dabei $0,24 \pm 0,13$ mit einem Median von 0,22, von Gruppe 2 $0,26 \pm 0,12$ mit einem Median von 0,24.

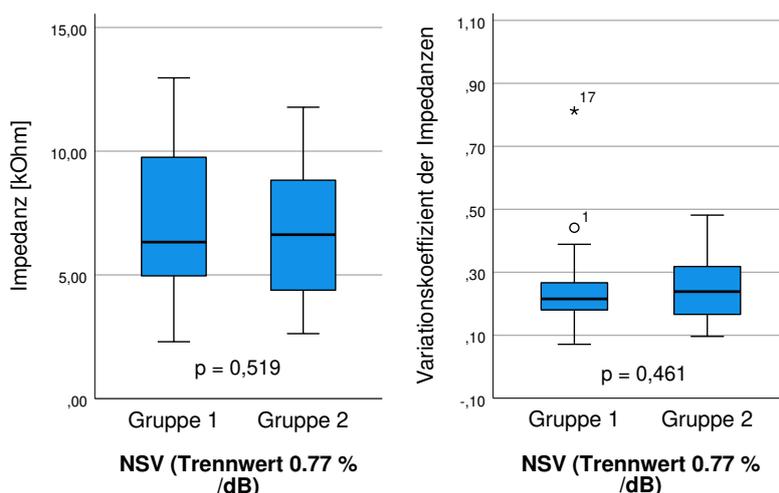


Abbildung 4.39.: Die Auswertung der Impedanz aller Hersteller aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.

Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests aufgeteilt in die Performancegruppen sind in Abbildung 4.40 zu sehen. Die Erfahrung mit CI hatte bei Gruppe 1 einen Mittelwert von $23,10 \pm 42,24$ Monaten mit einem Median von 8,95 Monaten, bei Gruppe 2 von $23,52 \pm 29,42$ Monaten mit einem Median von 12,13 Monaten. Der p-Wert betrug 0,545, womit kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen wurde. Ebenso war das mittlere Alter nicht signifikant unterschiedlich mit einem p-Wert von 0,371 und Mittelwerten von Gruppe 1 mit $53,00 \pm 15,70$ Jahren, Median 55,50 Jahre, von Gruppe 2 mit $49,23 \pm 17,92$ Jahren, Median 54,00 Jahre. Dagegen zeigte das Ergebnis des Freiburger Mehrsil-

ber Sprachtests einen klaren signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von kleiner 0,001. Dabei betrug der Mittelwert von Gruppe 1 $44,73 \pm 24,95$ dB, Median 36,00 dB, von Gruppe 2 $25,86 \pm 8,54$ dB, Median 25,00 dB.

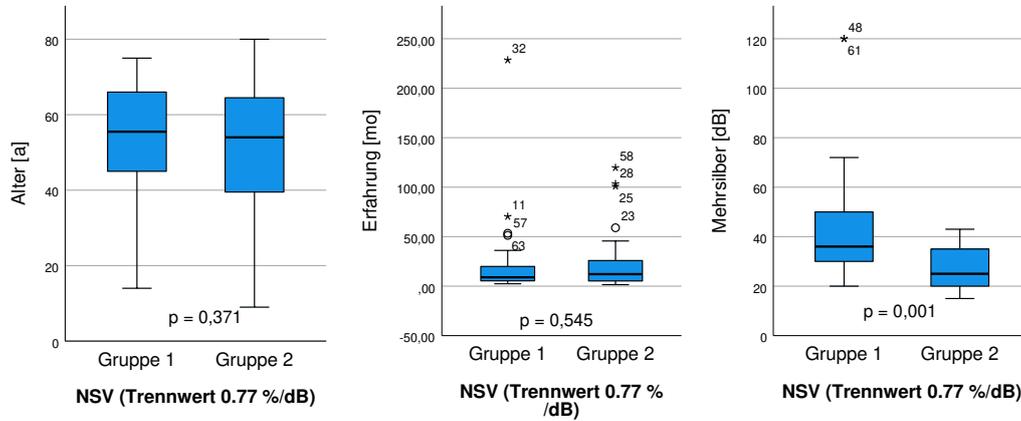


Abbildung 4.40.: Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests aller Patienten aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)

Ein Scatterplot zur Darstellung des NSV in Abhängigkeit der Hörschwelle findet sich in Abbildung 4.41.

Ebenso wird in Abbildung 4.42 ein Scatterplot zur Darstellung der Verteilung von Erfahrung mit Implantat und Implantationsalter aufgeteilt in die Performancegruppen dargestellt.

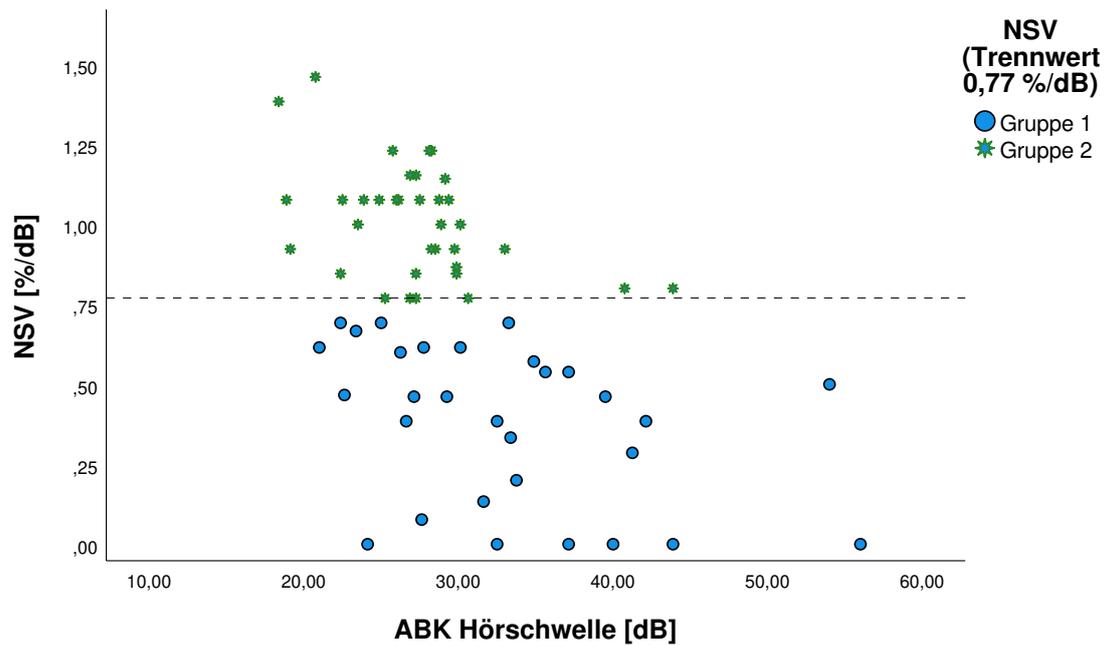


Abbildung 4.41.: Scatterplot des NSV in Abhängigkeit der Hörschwelle (Aufblähkurve (ABK)) über alle CI-Patienten, aufgeteilt in die Performancegruppen. Gruppe 1 wird durch blaue Kreise dargestellt, Gruppe 2 durch grüne Sterne. Die gestrichelte Linie bei 0,77 %/dB verdeutlicht die Trennlinie zwischen den Gruppen.

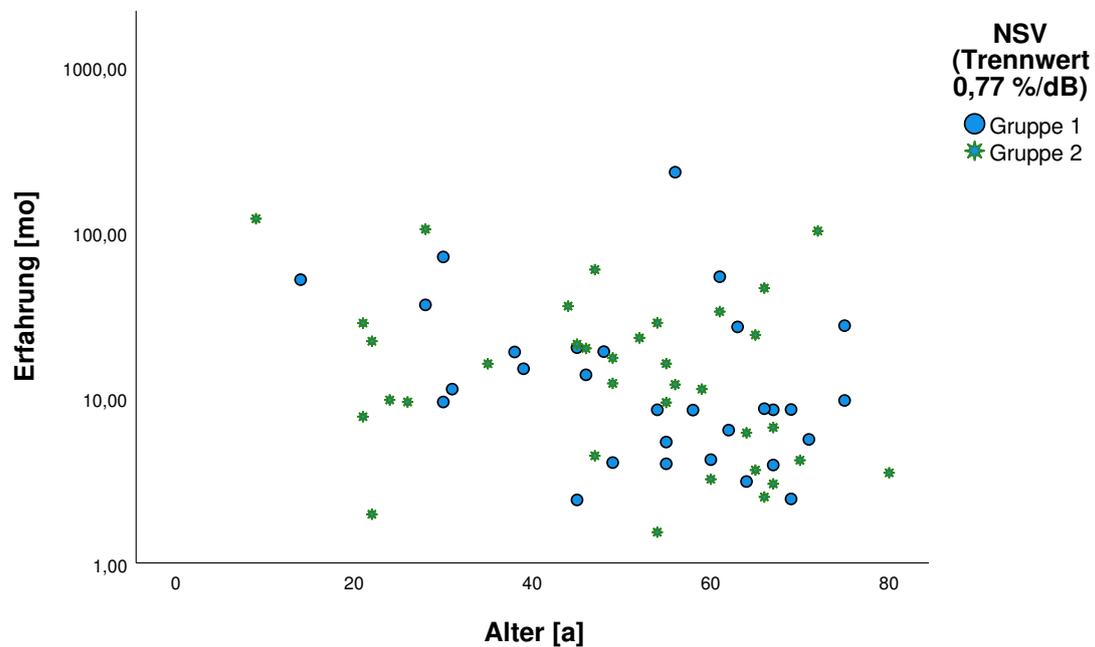


Abbildung 4.42.: Scatterplot der Erfahrung in Abhängigkeit des Implantationsalters über alle CI-Patienten, aufgeteilt in die Performancegruppen. Gruppe 1 wird durch blaue Kreise, Gruppe 2 durch grüne Sterne repräsentiert. (a - Jahre, mo - Monate)

4.1.5. Vergleich ausgewählter Parameter zwischen den verschiedenen Herstellern

Hersteller			AB	Cochlear	MedEl
Anzahl			24	30	11
Alter	[nC]	$\bar{x} + SD$	53,71 ± 14,31	51,13 ± 16,81	44,55 ± 21,81
		Median	58,50	55,00	49,00
		95%-Konf-Int.	47,67 - 59,75	44,86 - 57,41	29,89 - 59,20
		p-Wert	0,492		
ABK HS	[dB]	$\bar{x} + SD$	30,00 ± 8,26	28,24 ± 5,31	34,75 ± 9,31
		Median	28,00	28,19	32,50
		95%-Konf-Int.	26,50 - 33,48	26,26 - 30,22	28,50 - 41,00
		p-Wert	0,172		
NSV	[%/dB]	$\bar{x} + SD$	0,68 ± 0,39	0,79 ± 0,40	0,62 ± 0,28
		Median	0,77	0,89	0,69
		95%-Konf-Int.	0,51 - 0,84	0,64 - 0,94	0,43 - 0,81
		p-Wert	0,297		

Tabelle 4.13.: Ein Vergleich der Merkmale Alter bei Implantation, Hörschwelle (HS) der AKB und normiertes Sprachverständnis (NSV) zwischen den verschiedenen Herstellern.

Die Abbildung 4.43 zeigt einen Vergleich der Merkmale Alter bei Implantation, Hörschwelle der ABK und NSV zwischen den verschiedenen Herstellern. Die absoluten Werte sind zusätzlich in Tabelle 4.13 dargestellt.

Dabei zeigte sich ein mittleres Alter von $53,71 \pm 14,31$ Jahren, Median 58,50 Jahre bei AB, $51,13 \pm 16,81$ Jahren, Median 55,00 Jahre bei Cochlear und $44,55 \pm 21,81$ Jahre, Median 49,00 Jahre bei MedEl. Mit einem p-Wert von 0,492 ergibt sich damit kein signifikanter Unterschied zwischen den Herstellern. Ebenso war bei einem p-Wert von 0,172 kein signifikanter Unterschied bei der ABK Hörschwelle zu erkennen. Der Mittelwert von AB betrug hierbei $30,00 \pm 8,26$ dB, Median 28,00 dB, von Cochlear $28,24 \pm 5,31$ dB, Median 28,19 dB sowie $34,75 \pm 9,31$ dB, Median 32,50 dB bei MedEl. Auch bei der Performance im Sinne des normierten Sprachverständnisses zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Herstellern mit einem p-Wert von 0,297. Der Mittelwert von AB war dabei $0,68 \pm 0,39$ %/dB, Median 0,77 %/dB, von Cochlear $0,79 \pm 0,40$ %/dB, Median 0,89 %/dB und von MedEl $0,62 \pm 0,28$ %/dB, Median 0,69 %/dB.

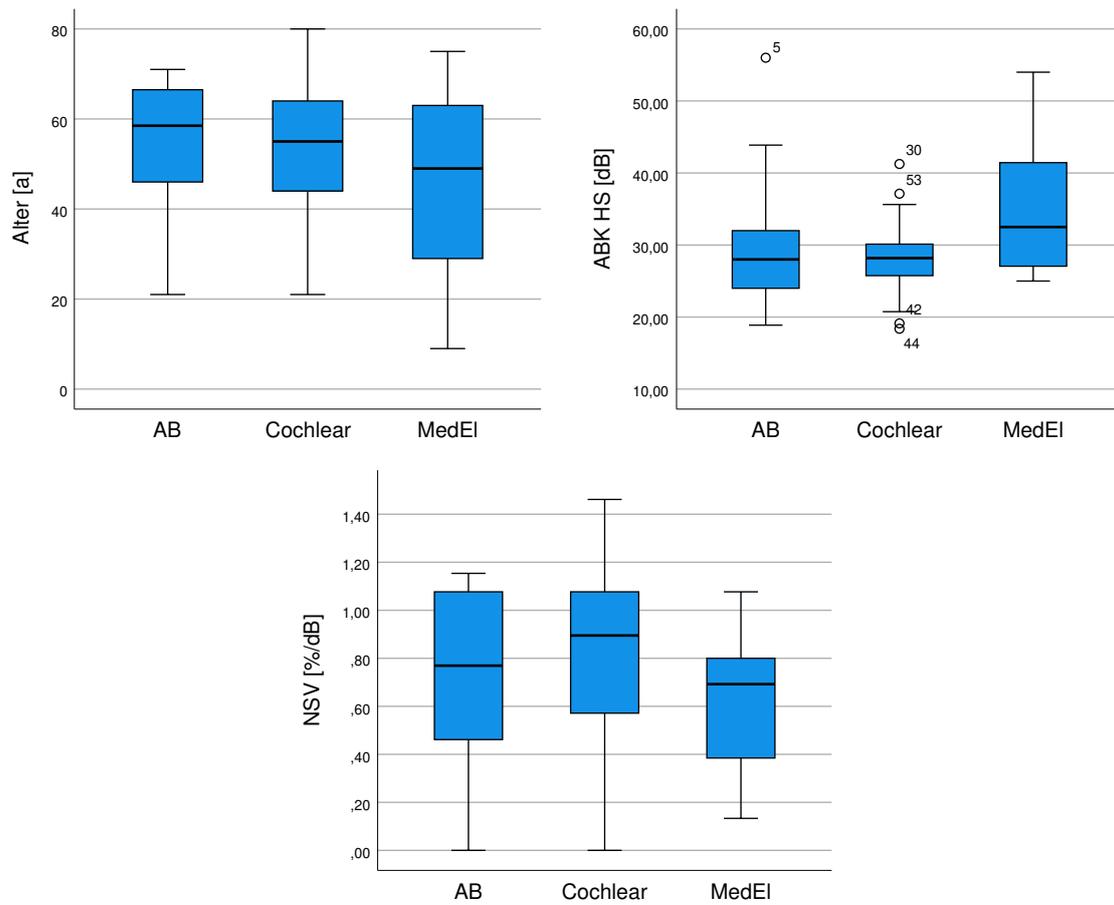


Abbildung 4.43.: Vergleich der Merkmale Alter bei Implantation, Hörschwelle (HS) der ABK und normiertes Sprachverständnis (NSV) zwischen den verschiedenen Herstellern.

4.2. Ergebnisse der BERA-Untersuchung

4.2.1. Normprobanden

Wie in Abschnitt 3.5.4 angegeben, wurde die BERA-Untersuchung im Freifeld erst mit Normprobanden getestet und kalibriert.

<i>Proband</i>	<i>Abstand</i> [cm]	<i>zusätzliche Latenz</i> [ms]	<i>mittlere Hörminderung</i> (250 – 6000Hz) [dB]
DA	85	2,54	6,64 ± 6,00
LC	48	1,43	-
JZ	47	1,40	6,45 ± 4,45
JR	72	2,15	4,95 ± 3,30
CH	70	2,09	14,18 ± 4,19

Tabelle 4.14.: Kalibrierungswerte der Normprobanden.

In Tabelle 4.15 sind die Ergebnisse der Kalibrierungsmessungen aufgeführt. Die zusätzliche Latenz wurde dabei mittels Gleichung 3.3 ermittelt.

Mithilfe der Differenz aus gemessener und zusätzlicher Latenz wurde die korrigierte Latenz ermittelt. Diese Größe ist unabhängig vom Abstand Δs , was die einzelnen Ergebnisse vergleichbar macht und die Berechnung eines Mittelwertes ermöglicht.

<i>Proband</i>	<i>korrigierte Latenz</i>				
	60dB [ms]	50dB [ms]	40dB [ms]	30dB [ms]	20dB [ms]
DA	5,73	6,33	6,60	7,02	7,70
LC	5,70	6,12	6,80	7,33	8,58
JZ	5,77	6,15	6,41	7,17	7,85
JR	6,53	6,61	6,72	7,06	7,59
CH	5,77	6,27	6,63	7,13	7,20
Mittel	5,90 ± 0,35	6,30 ± 0,20	6,63 ± 0,15	7,14 ± 0,12	7,78 ± 0,50

Tabelle 4.15.: Latenzzeiten der Normprobanden. Die korrigierte Latenz ergibt sich hierbei durch die Differenz aus gemessener und zusätzlicher Latenz.

Die Latenzen der Probanden sind grafisch in Form von Boxplots in Abbildung 4.45 dargestellt.

4.2.2. ABK- und BERA-Ergebnisse der CI-Patienten

4.2.2.1. Auswertung über alle BERA-Patienten ohne Aufteilung nach NSV

Die Ergebnisse der Ermittlung der Hörschwelle aus den Aufblähkurven sowie aus der BERA-Messung für alle Patienten, bei denen eine BERA-Messung durchgeführt wurde, sind in Tabelle 4.16

zu sehen. In Abbildung 4.44 sind die Ergebnisse in Form von Boxplots dargestellt. Bei vier Patienten konnte dabei keine Hörschwelle ermittelt werden. Wie in Abschnitt 3.5.2 beschrieben, wurde die Hörschwelle dieser Patienten auf 70 dB gesetzt. Dabei ergab sich für die Hörschwelle ein Mittelwert von $28,76 \pm 5,84$ dB bei einem Median von 27,44 dB. Die Hörschwelle der BERA-Messung lag bei einem Mittelwert von $36,67 \pm 17,09$ dB, Median 35,00 dB. Die Auswertung der beiden Merkmale ergab hier einen signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von 0,013.

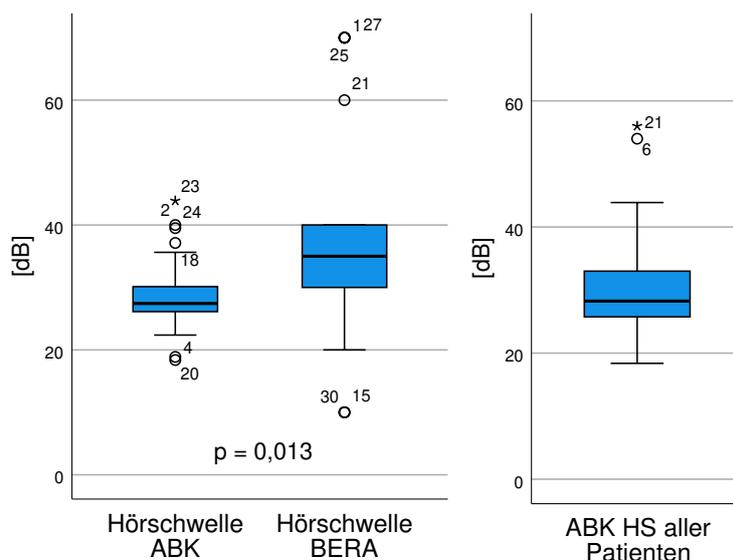


Abbildung 4.44.: Boxplots: links ABK- und BERA-Hörschwellen (HS) der Patienten mit BERA-Untersuchung, rechts ABK-Hörschwelle des gesamten Patientenkollektivs.

Gesamtanzahl		30		
Wert	Einheit	\bar{x}	SD	Median
ABK	[dB]	28,76	5,84	27,44
BERA	[dB]	36,67	17,09	35,00
Alle Patienten		35		
ABK	[dB]	29,99	7,49	28,25

Tabelle 4.16.: Auswertung der Hörschwellen der ABK- und BERA-Hörschwellen. Zusätzlich die Auswertung der ABK-Hörschwelle aller Patienten, auch ohne BERA-Messung.

Die Latenzen der Welle V bei den verschiedenen Testlautstärken ist in Tabelle 4.17 aufgeführt. Die Boxplots in Abbildung 4.45 stellen diese grafisch dar. Hierbei wurde eine Darstellung in Form von Latenz bei Lautstärke über der individuellen Hörschwelle gewählt. Weiterhin wurde ebenso in Abbildung 4.45 die Latenz der Welle V der Normprobanden mittels Boxplot für die verschiedenen Lautstärken über der Hörschwelle aufgetragen. Wie auch bei der BERA-Hörschwelle angegeben, konnte bei vier Patienten keine BERA-Hörschwelle und damit auch keine Latenz der Welle V

abgeleitet werden.

Lautstärke über Hörschwelle	[dB]	60	50	40	30	20	10
N		3	7	17	24	25	26
Mittelwert	[ms]	3,86	3,99	4,15	4,36	4,34	4,45
Standardabweichung	[ms]	0,44	0,86	0,93	1,02	1,08	1,19
Median	[ms]	3,85	3,85	4,03	4,58	4,45	4,68

Tabelle 4.17.: Die gemittelten Latenzen der verschiedenen Lautstärken über der individuellen Hörschwelle der BERA-Messung aller getesteten CI-Patienten.

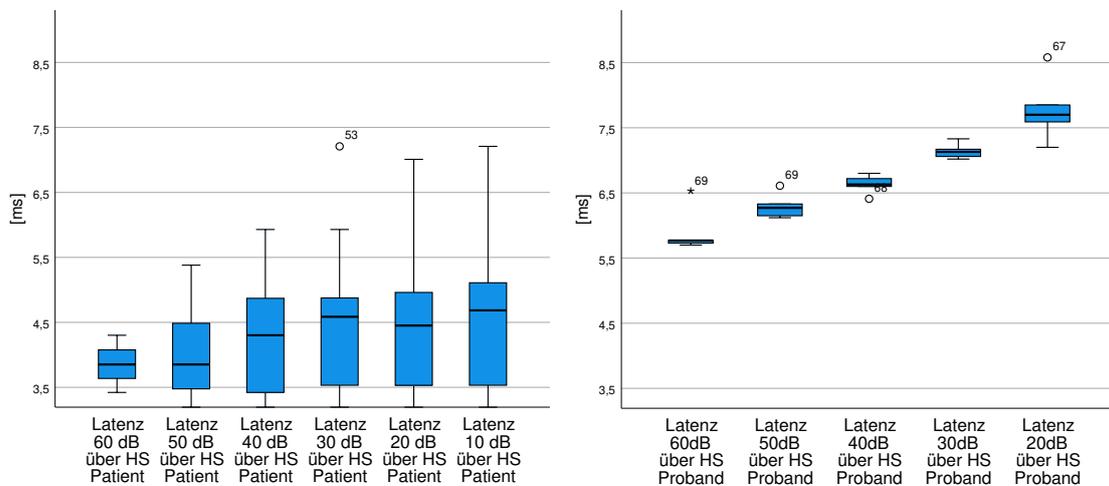


Abbildung 4.45.: Boxplots der Latenzen bei der jeweiligen Lautstärke über der individuellen Hörschwelle (HS). Zum Vergleich ebenso die Darstellung der Latenzen über der individuellen HS bei den Normprobanden.

Zur weiteren Untersuchung der Latenzen wurde der Variationskoeffizient der Latenzen der BERA-Untersuchung berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.18 sowie grafisch in Abbildung 4.46 dargestellt. Bei einem Patienten konnte nur bei einer Lautstärke ein Latenzwert bestimmt und entsprechend kein Variationskoeffizient gebildet werden. Dabei lag der Variationskoeffizient der CI-Patienten bei $0,040 \pm 0,041$ mit einem Median von 0,026, der der Normprobanden dagegen bei $0,11 \pm 0,04$, Median 0,11.

	Anzahl	\bar{x}	SD	Median
CI-Patienten	25	0,040	0,041	0,026
Normprobanden	5	0,11	0,04	0,11

Tabelle 4.18.: Die Darstellung der Variationskoeffizienten der Latenzen über der Hörschwelle der CI-Patienten sowie der Normprobanden.

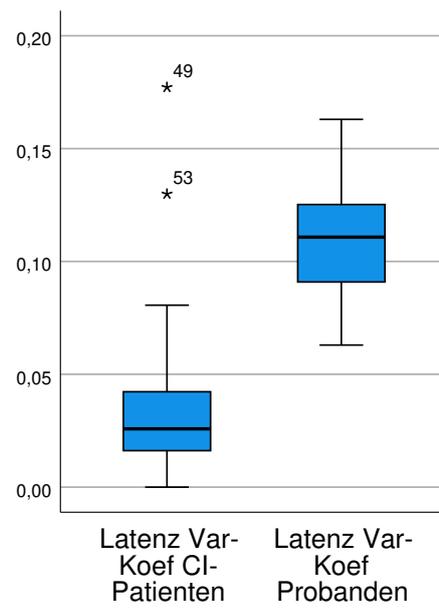


Abbildung 4.46.: Boxplot zur Darstellung des Variationskoeffizienten der Latenz der Welle V bei 10 dB über der individuellen Hörschwelle.

4.2.2.2. Auswertung über alle BERA-Patienten getrennt nach NSV

Die Ergebnisse der Ermittlung der Hörschwelle aus den Aufblähkurven sowie aus der BERA-Messung sind für die beiden Gruppen in Tabelle 4.19 zu sehen. In Abbildung 4.47 sind die Ergebnisse in Form von Boxplots dargestellt. Dabei ergab sich für die Hörschwelle der ABK von Gruppe 1 mit einem Mittelwert von $31,60 \pm 6,67$ dB, Median 29,69 dB und Gruppe 2 $26,28 \pm 3,65$ dB, Median 27,06 dB ein signifikantes Ergebnis mit einem p-Wert von 0,047. Ebenso zeigte die Hörschwelle der BERA-Messung einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen mit einem p-Wert von 0,010 und einem Mittelwert von Gruppe 1 von $45,71 \pm 19,10$ dB, Median 40,00 dB und Gruppe 2 $28,75 \pm 10,25$ dB, Median 30,00 dB. Ein signifikanter Unterschied ergab sich weiterhin in Gruppe 1 zwischen der ABK und der BERA Hörschwelle mit einem p-Wert von 0,022 im Gegensatz zu Gruppe 2, welche mit einem p-Wert von 0,196 keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Merkmalen aufweist. Zur Komplettierung wurde weiterhin ein Vergleich der ABK-Hörschwelle aller Patienten, auch derer ohne BERA-Messung, durchgeführt. Dabei ergab sich für Gruppe 1 ein Mittelwert von $33,06 \pm 8,67$ dB, Median 32,50 dB, für Gruppe 2 $27,36 \pm 5,12$ dB mit einem Median von 27,25 dB. Durch Hinzunahme aller Daten konnte ein signifikanter Unterschied der Gruppen mit einem p-Wert von 0,005 nachgewiesen werden.

Gruppe			1	2
Anzahl			14	16
ABK	[dB]	$\bar{x} + SD$	$31,60 \pm 6,67$	$26,28 \pm 3,65$
		Median	29,69	27,06
		95%-Konf-Int.	27,75 - 35,45	24,33 - 28,23
		p	0,047	
BERA	[dB]	$\bar{x} + SD$	$45,71 \pm 19,10$	$28,75 \pm 10,25$
		Median	40,00	30,00
		95%-Konf-Int.	34,69 - 56,74	23,29 - 34,21
		p	0,010	
Gesamt	Anzahl		30	35
ABK	[dB]	$\bar{x} + SD$	$33,06 \pm 8,67$	$27,36 \pm 5,12$
		Median	32,50	27,25
		95%-Konf-Int.	29,82 - 36,29	25,60 - 27,00
		p	0,005	

Tabelle 4.19.: Hörschwelle der Aufblähkurve und der BERA-Messung aller Patienten getrennt nach NSV. Zusätzlich ist die Auswertung aller aufgenommenen Patienten (auch ohne BERA-Messung) mit dargestellt.

Aus der BERA Messung wurde die Latenz der 10 dB Messung über der individuellen Hörschwelle verwendet. Die Mittelwerte der Latenzen der beiden Gruppen sind in Tabelle 4.20 zu sehen. Die Werte sind in Abbildung 4.48 dargestellt. Dabei ergab sich für Gruppe 1 ein Mittelwert von 4,56

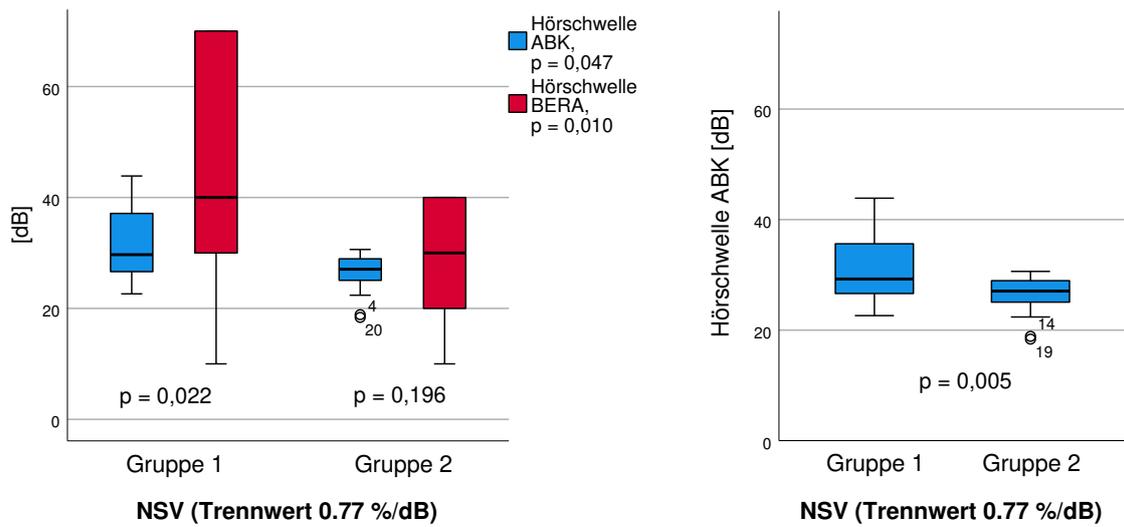


Abbildung 4.47.: Boxplots der verschiedenen Hörschwellen der beiden NSV Gruppen. Blaue Boxen markieren die Ergebnisse der ABK-Hörschwelle, rote die der BERA-Hörschwelle. Auf der rechten Seite ist das Ergebnis der ABK-Hörschwelle aller aufgenommenen Patienten zu sehen, auch ohne BERA-Messung.

$\pm 0,73$ ms, Median 4,86 und für Gruppe 2 $4,39 \pm 1,43$ ms, Median 4,10. Bei einem p-Wert von 0,517 ergab sich kein signifikanter Unterschied.

Gruppe		1	2	
Anzahl		10	16	
Latenz Welle V bei 10 dB über der Hörschwelle	[ms]	$\bar{x} + SD$	$4,56 \pm 0,73$	$4,39 \pm 1,43$
		Median	4,86	4,10
		95%-Konf-Int.	4,03 - 5,08	3,62 - 5,15
		p	0,517	

Tabelle 4.20.: Die Latenz der Welle V bei 10 dB über der individuellen Hörschwelle aller Hersteller aufgeteilt nach dem NSV.

Weiterhin sind in Tabelle 4.21 die Mittelwerte der Latenzen bei allen Testlautstärken dargestellt. Eine Darstellung ist in Form von Boxplots für alle Lautstärken in Abbildung 4.49 zu sehen.

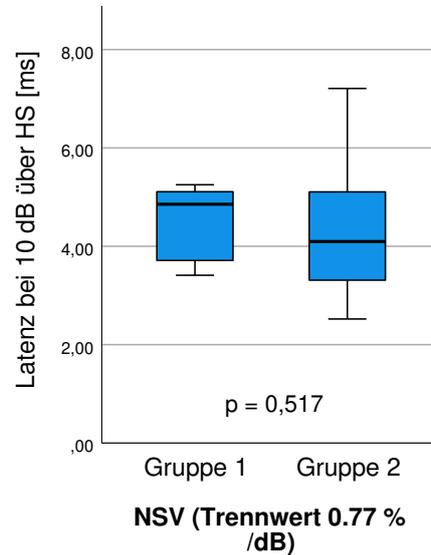


Abbildung 4.48.: Boxplot zur Darstellung der Latenz der Welle V bei 10 dB über der individuellen Hörschwelle aufgeteilt nach NSV.

	Testlautstärke	[dB]	60	50	40	30	20	10
Gruppe 1	N		1	1	5	9	9	10
	Mittelwert	[ms]	3,42	3,42	4,21	4,36	4,39	4,56
	Standardabweichung	[ms]	-	-	0,83	0,69	0,68	0,73
	Median	[ms]	3,42	3,42	4,49	4,78	4,67	4,86
Gruppe 2	N		2	6	12	15	16	16
	Mittelwert	[ms]	4,08	4,09	4,12	4,36	4,30	4,39
	Standardabweichung	[ms]	0,32	0,91	1,00	1,20	1,27	1,43
	Median	[ms]	4,08	4,08	4,08	4,55	4,15	4,10

Tabelle 4.21.: Die gemittelten Latenzen der jeweiligen Lautstärken über der individuellen Hörschwelle der BERA-Messung des gesamten Patientenkollektivs aufgeteilt nach NSV.

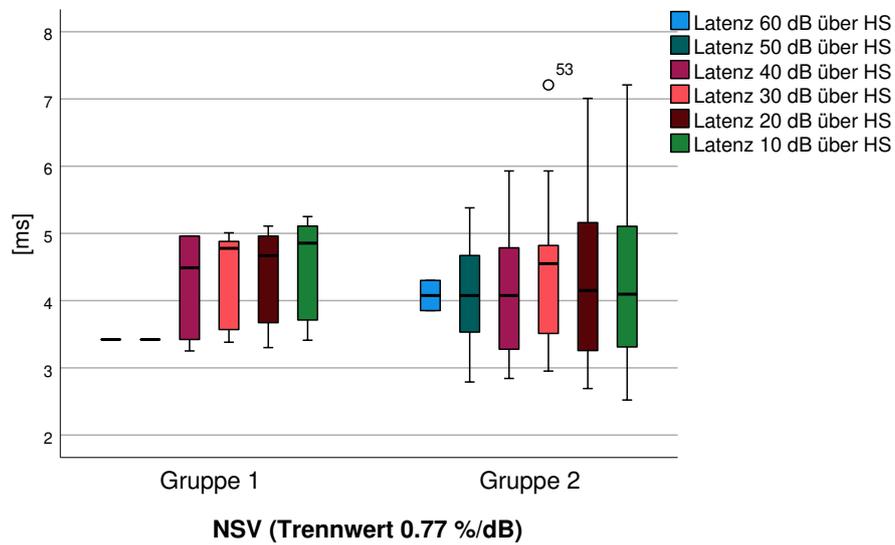


Abbildung 4.49.: Boxplots der Variationskoeffizienten der Latenzen bei den verschiedenen Lautstärken über der individuellen Hörschwelle. Bei 60 dB und 50 dB reduzieren sich die Boxplots aufgrund der kleinen Gruppengröße auf Balken.

5. Diskussion

Der erfolgreiche Einsatz eines CI soll zu einer Wiederherstellung von Hörvermögen und SV führen. Verschiedene Studien und wissenschaftliche Arbeiten haben sich bereits der Frage gewidmet, auf welche Weise man die Performance der Patienten, beziehungsweise deren Abhängigkeit von Parametern, verbessern kann [2, 6, 7, 8, 12, 22, 25, 35, 46, 47, 49, 50, 51, 53, 54, 56, 77, 79, 82, 88, 100].

In den folgenden Abschnitten sollen die Effekte der verschiedenen Parameter auf die Performance, die im Ergebnisteil dargestellt wurde, diskutiert werden. Da gerade in Bezug auf die unterschiedlichen Parameter der Prozessoren nicht immer von einer Vergleichbarkeit zwischen den verschiedenen Herstellern ausgegangen werden kann, erfolgt die Betrachtung dieser Parameter teilweise herstellenspezifisch. Hierbei muss angemerkt werden, dass die Fallzahlen bei MedEl verhältnismäßig klein (insgesamt 11 Implantate, 6 in Gruppe 1, 5 in Gruppe 2) und somit eine statistische Analyse nur in begrenztem Ausmaß möglich war.

5.1. Parameter des CI-Prozessors

5.1.1. T- und C/M-Werte

Die Betrachtung der Prozessorparameter in Bezug auf das SV ist als solche interessant, da man potenziell kontrollierbare Parameter sucht, mit welchen sich die Performance von Patienten verbessern ließe. Zahlreiche Studien haben deshalb versucht einen Zusammenhang von Performance und Prozessorparametern wie den T-, C/M-Werten, sowie der daraus resultierenden DR herzustellen [8, 25, 51, 65, 77, 88, 100]. Niedrigere C/M-Werte werden in van der Beek et al. 2015 [8] insofern als positiver Faktor in Bezug auf das SV gesehen, als zu hohe Werte die Gefahr einer Überstimulation bergen und damit die Sensibilität verringern könnten. Caswell-Midwinter et al. 2022 [20] fanden sogar explizit bei höheren M-Werten einen negativen Effekt auf das SV. In Bezug auf T-Werte gibt es unterschiedliche Ergebnisse: die positive Auswirkung niedriger T-Werte auf das SV wird häufig eher indirekt angenommen (durch größere DR bei niedrigem T-Wert) [51, 77, 88, 100], dagegen gibt es einige aktuelle Studien, die zu einem gegenteiligen Ergebnis

kamen [7, 8, 14, 25, 50]. Nach de Graaff et al. 2020 [25] geht ein zu geringer T-Wert mit einer Unterstimulation des Hörnervs einher, wodurch die akustische Hörschwelle künstlich angehoben wird. Die Überlegung, dass eine niedrigere akustische Hörschwelle wichtig für eine gute Performance ist, wird bestätigt durch die Tatsache, dass auch in dieser Arbeit Patienten mit einem höheren NSV eine signifikant niedrigere Hörschwelle haben. Die Diskrepanz dieser Ergebnisse im Vergleich zu vorangegangenen Untersuchungen lässt sich durch die Annahme der Existenz eines optimalen Bereichs für T-Werte erklären. Somit würden sowohl zu niedrige, als auch zu hohe T-Werte zu einer Verschlechterung der Performance führen. Diese Idee wird gestützt durch die engeren 95 %-Konfidenzintervall der Gruppe 2 bei den beiden Herstellern AB und Cochlear. Ähnliches ließe sich für die Ergebnisse der C/M-Werte übertragen. Beim Hersteller MedEl zeigt sich hingegen ein an der Grenze zur Signifikanz ($p = 0,052$) liegender Nachteil der Patienten mit sehr niedrigem T-Wert. Bei diesem Kollektiv war bei einigen Patienten der T-Wert auf 0 nC gesetzt, wobei alle diese Patienten ein NSV von $< 0,77$ %/dB hatten. Dies bekräftigt die zuvor formulierte Annahme, dass ein zu niedriger T-Wert einen negativen Einfluss auf die Performance hat. Die Unterstimulation durch zu niedrige T-Werte führt nach [48, 49] zu einer grundsätzlichen Verschlechterung der Performance im Alltag. Mit van der Beek et al. 2015 [8] und Bonnet et al. 2012 [14] existieren zwei Arbeiten, die versucht haben, die optimale Höhe der T-Werte in Abhängigkeit der C/M-Werte zu ermitteln. Diese lagen bei van der Beek et al. 2015 [8] bei 20-35 %, bei Bonnet et al. 2012 [14] bei 14-21 %. Damit wurde nachgewiesen, dass eine automatisierte Einstellung des T-Werts auf 10 % der C-Werte bei einer Großzahl der Patienten zu einer Unterstimulation führt. Gleichzeitig konnten van der Beek et al. 2015 [8] allerdings auch feststellen, dass hohe T-Werte, welche vor allem in leisen Umgebungen positiv bzgl. des SV waren [50], in besagten leisen Umgebungen ein höheres Risiko für Störgeräusche darstellen. Zusätzlich kann der T-Wert als grundlegende Stimulierbarkeit des Hörnervs durch die zugehörige Elektrode angesehen werden. Ist der T-Wert sehr hoch, spricht das für eine schlechte Stimulierbarkeit, was vermutlich auch in entsprechend höheren C/M-Werten resultiert [8]. Diese Ergebnisse stützen die Beobachtung des engeren Konfidenzintervalls in Gruppe 2 der Hersteller AB und Cochlear.

Mehrere Studien sind zu dem Ergebnis gekommen, dass die DR einen wichtigen Faktor in Bezug auf das SV darstellt [8, 51, 77]. Für C/M-Werte wurde hingegen nur ein indirekter Einfluss (als Teil der DR) auf die Performance nachgewiesen, was zeigt, dass T- und C/M-Werte nicht vollständig ungebunden von den anderen Parametern des Prozessors betrachtet werden. Jedoch konnte auch in Bezug auf die DR weder bei einem der Hersteller noch in der Gesamtauswertung ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen gezeigt werden. Auffällig war jedoch auch hier, dass Gruppe 2 bei jedem Hersteller ein wesentlich kleineres 96%-Konfidenzintervall aufwies als Gruppe 2. Auch

hier scheinen demnach extreme Werte in beide Richtungen eine nachteilige Auswirkung auf das SV zu haben. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch de Graaff et al. 2020 [25], im Gegensatz zum Großteil der restlichen Literatur, die vor allem einen positiven Effekt einer relativ großen DR nachweist [8, 35, 51, 77]. Nimmt man die Pulsweite mit in die Betrachtung auf, sind T- und C/M-Werte nur ein Bestandteil des Ganzen. Bonnet et al. 2012 [14] konnten zeigen, dass bei der Höranpassung die Höhe der T-Werte von der Pulsweite abhängt, was zur Annahme der Energie als Faktor anstelle des T-Wertes in Bezug auf die tatsächliche physikalische Anregung des Hörnervs passen würde. Aus diesem Grund wurden in dieser Arbeit zusätzlich die minimal (T-Wert) und maximal (C/M-Wert) abgegebenen Energiemengen berechnet. Insgesamt zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit jedoch, dass der größte Einfluss auf das maximale und minimale Energielevel von den T- und C/M-Werten ausgeht und die restlichen Parameter (Pulsweite, Impedanz) einen geringeren Einfluss auf das Energielevel haben. Auch die Konfidenzintervalle der Energielevel sind kleiner in Gruppe 2 als in Gruppe 1 (mit Ausnahme von MedEl, was jedoch den bereits erwähnten zu niedrig angesetzten T-Werten in Gruppe 1 geschuldet ist). Diese enge Verbindung zwischen T- bzw. C/M-Werten und dem korrespondierenden Energielevel ist vermutlich auf die Tatsache zurückzuführen, dass zumindest die Pulsweite nach Bewley 2013 [11] ein Faktor ist, der über die Kliniken hinweg nur selten variiert wird. Gerade mit Blick auf die Daten von Cochlear in dieser Arbeit fällt eine einheitliche Verwendung des Standardwertes von $25 \mu\text{s}$ auf. Daher geht die Pulsweite vermutlich nur als Konstante in die Berechnung mit ein und verändert nur die Skalierung, nicht jedoch die einzelnen Werte bei der Berechnung der Energielevel.

5.1.2. Impedanzen

Bei allen drei Herstellern lagen die Werte der Gruppe 1 über denen der Gruppe 2. Bei Cochlear war dieser Wert (bei einseitiger Betrachtung – da die Werte immer höher sind) sogar an der Grenze zur Signifikanz ($p < 0,07$). Der in dieser Arbeit beschriebene Variationskoeffizient zeigte dabei bei keinem Hersteller signifikante Unterschiede. In de Graaff et al. 2020 [25] gab es nur eine signifikante Korrelation des SPV in Ruhe, wenn sich die Standardabweichung im Bereich von $1,12$ bis $1,53 \text{ k}\Omega$ befand. Werte darüber und Werte darunter waren jedoch nicht mehr signifikant. Caswell-Midwinter et al. 2022 [20] fanden einen Zusammenhang mit einem größeren Variationskoeffizienten vor allem der basalen Elektrodenimpedanzen und schlechterer Performance. Gordin et al. 2010 [41] zeigten, dass die Nervenregbarkeit vom Abstand des Elektrodenstrahlers zum Nerven abhängig sei. Größere Abstände bedeuten höhere Widerstände und somit höhere Spannungen, um den konstanten Reizstrom zu applizieren. Höhere Spannungen implizieren wiederum größere elektrische Felder, die dann eine größere Fläche von Nervenzellen aktivieren. Entsprechend un-

scharf könnte sich dann das SPV darstellen. Erhöhte Stimulationen scheinen wiederum vermehrt Knochenneubildung auszulösen [34], was letztendlich wieder erhöhte Impedanzwerte und somit erhöhte T-Werte verursacht [8].

Bei Betrachtung der Variationskoeffizienten der Impedanzen kann kein klares Fazit gezogen werden. Im Gegensatz zu de Graaff et al. 2020 [25] zeigte sich ein tendenziell größerer Variationskoeffizient der Impedanz bei Gruppe 2, wobei hier kein signifikantes Niveau erreicht wurde. Im Gegensatz zu den T- und C/M-Werten kann hier auch nicht von einem einheitlich geringeren 95 %-Konfidenzintervall gesprochen werden.

5.1.3. Differenz der C/M-ECAP-Werte

Aus den erhobenen Daten schienen diese beiden Werte einen besonderen Einfluss auf das SPV zu besitzen und werden daher im Folgenden zusammen betrachtet. Nach Dziemba et al. 2018 [30] erzeugen unterschiedliche Elektroden aufgrund anatomischer Gegebenheiten unterschiedliche ECAP-Ergebnisse. Daher erscheint es sinnvoll, diesen systematischen Fehler in der statistischen Analyse zu entfernen. Da diese Unterschiede auch in den entsprechenden C/M-Werten wiederzufinden sein sollten, müsste eine Elimination dieses systematischen Fehlers durch die Bildung der Differenz aus C/M-Wert und ECAP-Schwelle erreicht werden. Ein signifikanter Einfluss konnte in den ECAP-Schwellen und in der Differenz ECAP-C/M-Wert zumindest bei AB aufgezeigt werden. Da die ECAP-Schwellen und die C/M-Werte normiert wurden, war auch der Vergleich zueinander sehr interessant: Bei Patienten, die mit AB versorgt waren, befinden sich die C/M- und ECAP-Werte bei den guten Performern auf ähnlichem Niveau mit einer Differenz von etwa -10 % ($C/M < ECAP$). Demgegenüber lagen die ECAP-Werte bei den schlechteren Performern deutlich über den C/M-Werten (- 28 %) in dieser Gruppe. Es scheint, dass die Patienten, deren C/M-Werte gering sind, verbunden mit einer etwa 10 % darüber liegenden ECAP-Schwelle die größte Wahrscheinlichkeit haben, eine gute Performance zu entwickeln. Bei Cochlear sah dieses Verhältnis etwas differenzierter aus. Lagen C/M-Werte und ECAP-Schwellen auf dem gleichen Niveau, so deutete dies auf eine schlechte Performance hin. Hier scheint der Abstand zwischen diesen Werten einen besonderen Einfluss auf das SPV zu haben. In der Publikation von de Graaff et al. 2020 [25] liegt das mittlere NSV beider Gruppen (LO und EO) über 0,77 %/dB. Betrachtet man die Verhältnisse von C/M-Wert und ECAP, erkennt man die gleiche Tendenz ($C/M < ECAP$). Laut statistischer Berechnung wird die Schiefe und der Exzess der ECAP (Cochlear) in der Verteilung der Gruppe 1 als signifikant abweichend zur Normalverteilung definiert. Demgegenüber stehen die Ergebnisse von MedEl: hier waren die C/M-Werte in beiden Gruppen im Schnitt größer als die ECAP-Werte, wobei auffällt, dass die engere Verteilung in Gruppe 2 zu finden ist. Dement-

sprechend scheint eine ähnliche Größe von C/M- und ECAP-Werten einen positiven Einfluss auf das SV zu haben.

Zeitpunkt der ECAP-Schwellen Messung

Nach Lai et Psarros 2018 [68] ist der Zeitpunkt der ECAP-Schwellenbestimmung durchaus relevant, da die Schwellen zeitlich variieren. Da im Falle dieser Arbeit nur intraoperative Messungen vorlagen und die Möglichkeit der postoperativen Messung nur innerhalb der Schmerzgrenzen der Patienten möglich ist, musste diese mögliche Fehlerquelle in Kauf genommen werden. MedEl hat mittlerweile eine neue Möglichkeit der *AutoART* Messung in ihre Software implementiert, die auch eine postoperative Messung besser ermöglicht [68]. Leider wurde das entsprechende Softwareupdate erst vorgenommen, nachdem die Datenerhebung für diese Arbeit bereits abgeschlossen war. In zukünftigen Arbeiten könnte eine engere Beziehung zwischen ECAP-Schwellen und C/M-Werten hergestellt werden, indem regelmäßige Kontrollen der ECAP-Schwellen mit in die Analyse einbezogen werden. Gerade in Hinsicht auf mögliche künftige automatisierte Einstellungen der T- und C/M-Werte ist die nachträgliche und routinemäßige Bestimmung der ECAP-Werte ein interessantes Thema, welches beispielsweise in Hoppe et al. 2017 [56] unter Angabe weiterer Quellen bereits diskutiert wurde.

5.2. Ergebnisse der Audiometrie und BERA-Messung

5.2.1. Hörschwelle der ABK-Messung

Im Vergleich zu Hoppe et al. 2016 [55] konnte mit den Abbildungen 4.36 und 4.41 dieser Arbeit eine sehr ähnliche Verteilung in Bezug auf CI-Träger gezeigt werden. Im Gegensatz zu Hoppe et al. 2016 [55] zeigt sich jedoch keine so eindeutige Beziehung zwischen Hörschwelle und SV. Offensichtlich gibt es auch Patienten mit einer guten Hörschwelle, die ein schlechtes bis kein SV entwickeln. Bei Betrachtung der schlechtesten Ergebnisse (0 %/dB bei guter bis moderater Hörschwelle) zeigt sich, dass 5 der 6 Fälle schon von Geburt an ertaubt waren, eine suffiziente Hörrehabilitation jedoch nicht innerhalb der ersten Lebensjahre erfolgte. Der Sechste in dieser Reihe ist dagegen an einer Speicherkrankheit erkrankt, die zu einer Neurodegeneration führt. Betrachtet man jedoch den Rest dieser Gruppe und lässt die Ausreißer weg, ändert dies nicht viel an der Problematik. Bei einer Mittelung der Gesamtwerte zeigt sich grundsätzlich eine signifikant niedrigere Hörschwelle in Gruppe 2 als in Gruppe 1, was der bereits erwähnten Erwartungshaltung entspricht, dass eine niedrigere Hörschwelle für ein gutes SV äußerst wichtig ist [48, 49]. Diese

Erwartung bestätigt sich nochmals bei der Betrachtung der Lautstärke von Alltagssprache. Hey et al. 2018 [48] ermittelte mittels Datalogging die durchschnittliche Sprachlautstärke bei Benutzung von CI bei einem mittleren Pegel von 50-59dB. Auch Holden et al. 2013 [49] zeigte, dass Alltagssprache auf einem Lautstärkeniveau unter 60 dB liegt. Da die Standardtestlautstärke bei vielen Sprachtests, wie beispielsweise bei dem in dieser Arbeit verwendeten Freiburger Einsilber Sprachtest bei 65 dB und damit höher als dieser Wert liegt, ergibt sich die Frage, ob diese Referenztestlautstärke nicht gesenkt werden sollte um eine optimale Versorgung zu ermöglichen, da die aktuelle Testlautstärke nicht in der Lage ist, die Lautstärke von alltäglicher Sprache abzubilden und damit auch keine Performance im Alltag darstellen kann.

5.2.2. BERA-Messung

Bei Betrachtung der Literatur fällt auf, dass eine akustische BERA bei Patienten mit CI bislang noch nicht detailliert untersucht wurde. Die Untersuchung der Hirnstammaudiometrie im Freifeld unter Nutzung der gesamten Übertragungskette ist somit ein Novum, während eine Untersuchung mittels direkter elektrischer Stimulation bereits mehrfach beschrieben wurde. Tillein et al. 2012 [93] konnten im Tierversuch zeigen, dass die Latenzen der einzelnen Wellen bei einer elektrischen ABR (electrical auditory brainstem response (E-ABR)) von kongenital ertaubten und hörgesunden Katzen nahezu identisch sind. Daraus lässt sich ableiten, dass die grundsätzliche Möglichkeit des Einsatzes der E-ABR zur objektiven Funktionsprüfung des Implantats mit dem Hörnerven besteht, was auch den Ergebnissen von Said Abdelsalam et al. 2015 [84] entspricht.

Aufgrund der veränderten Gegebenheiten durch das Implantat ist eine BERA-Messung bei Patienten mit CI nicht auf dieselbe Weise wie bei Hörgesunden möglich, da das Aufsetzen von Kopfhörern nicht sinnbringend erscheint. Durch die Möglichkeit, das Implantat direkt anzusteuern und somit den Hörnerv direkt zu reizen wird meist eine E-ABR durchgeführt [52]. Hierbei umgeht man den akustischen Signalweg und erfasst die Hirnstammaudiometrie nach einem vorgegebenen elektrischen Stimulus. Gleichzeitig ist es hier jedoch nicht einfach, eine akustische Hörschwelle zu definieren, da das Messverfahren nicht auf einer akustischen Reizung beruht.

Van den Honert et Stypulkowski 1986 [52] konnten zeigen, dass bei direkter elektrischer Stimulation des Hörnervs ein sehr ähnliches Wellenmuster wie bei einer BERA bei Hörgesunden erzeugt werden kann, was durch Balkany et al. 1986 [5] schon im Tierversuch kurz zuvor gezeigt worden war. Auffällig dabei war eine kürzere Latenz der ersten Welle, während die Abstände der einzelnen Wellen zueinander nahezu gleich denen eines Hörgesunden waren. Ebenso fiel auf, dass eine Intensitätsabhängigkeit der Latenzen beim Hörgesunden bei CI Trägern nicht wiederzufinden war. Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch Shallop et al. 1990 [87]. Dies wurde darauf zurückgeführt,

dass ein elektrischer Reiz durch das System immer zur gleichen Zeit den Nerv erregt, während die Haarzellen des Innenohrs bei niedrigen Intensitäten langsamer reagieren als bei hohen [52]. Damit konnte gezeigt werden, dass die elektrische Reizung des Hörnervs (was der Welle I entspricht) zu gleichen Effekten in den weiteren Stationen der Hörbahn führt, wie die physiologische akustische Aktivierung über das Innenohr [52]. Die fehlende Intensitätsabhängigkeit der Latenz ist auch in dieser Arbeit zu beobachten. Diese ist vor allem durch den Variationskoeffizienten der Latenz ersichtlich, der bei den CI-Patienten nur halb so groß war wie bei den hörgesunden Normprobanden. Ebenso konnte die kürzere Latenz in dieser Arbeit bestätigt werden, was sich auch mit weiteren vergleichbaren Werten der Literatur deckt [35, 42, 52, 84, 87, 93]. Nach Said Abdelsalam et al. 2015 [84] verringert sich die Latenz der Welle V mit der Dauer der Nutzung des CI. Außerdem bestand eine positive Korrelation zwischen der Latenz und dem Alter bei Aktivierung des Implantats. Die Latenz der Welle V betrug dabei zwischen 3,62 und 3,99 ms, was in etwa den Ergebnissen dieser Arbeit entspricht. Dieser Befund bestätigte mehrere vorangegangene Arbeiten [42, 43] wobei die Begründung teilweise in einem Gewöhnungseffekt der Neuronen und der verschiedenen Abschnitte der Hörbahn gesehen wird. Nach Eggermont 1988 [32] kann die Verkürzung von Latenzen sensorischer Potentiale bei Kindern auf eine verstärkte Myelinisierung sowie auf eine Erhöhung der Synapsendichte zurückgeführt werden. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit dem Fund von Thai-Van et al. 2007 [91], wonach diese Veränderung in der Latenz vor allem bei sehr früh ertaubten Kindern nachzuweisen war.

Zur Darstellung der Latenz der Welle V der BERA wurden die Werte in Abhängigkeit der Lautstärke über der individuellen Hörschwelle verwendet. Dies bedeutet, dass die Testlautstärke bei einem Patienten mit einer Hörschwelle von beispielsweise 30 dB entsprechend um 30 dB höher lag als die angegebene Lautstärke. Dieses Vorgehen hat sich als etabliertes Vorgehen in der Forschung erwiesen, um einen besseren Vergleich der Testergebnisse zu ermöglichen [31].

Nach van den Honert et Stypulkowski [52], welche E-ABR-Untersuchungen bei mehreren Patienten unternommen haben, lag die E-ABR-Schwelle immer höher, oder mindestens auf dem gleichen Level wie die Wahrnehmungsschwelle. Die verwendeten Impulse, die zu einer verwertbaren Antwort auf Hirnstammniveau geführt haben, waren also immer auch subjektiv von den Probanden wahrnehmbar. Andersherum konnten allerdings nicht bei allen Patienten überhaupt E-ABR-Wellen erzeugt werden, ohne die subjektive Lärmschwelle drastisch zu überschreiten [52].

Nach Tillein et al. 2012 [93] sind E-ABR-Signale bereits bei unterschwelliger Lautstärke ableitbar, was den Schluss nahelegt, dass niederschwellige Ereignisse bereits durch Hörnervenfasern weitergeleitet werden können, bevor ein subjektiver Höreindruck entsteht. Nach Hartmann et al. 1997 [45] entsteht die neuronale Verbindung von der Cochlea bis hin zum auditorischen Kortex

nicht erst durch akustische Reize, sondern ist auch bei von Geburt an tauben Katzen nachweisbar, wobei die Qualität der Verbindung natürlicherweise nicht beurteilt werden konnte.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass sowohl die in der ABK, als auch in der BERA ermittelte Hörschwelle in Gruppe 2 signifikant niedriger liegt als in Gruppe 1. Dies deckt sich mit den Ergebnissen der ABK-Hörschwelle mit der Erwartung, dass eine niedrigere Hörschwelle der BERA mit einem besseren SV einhergeht. Interessanterweise zeigte sich beim Vergleich der BERA- und ABK-Hörschwelle innerhalb der beiden Gruppen ein unterschiedliches Ergebnis. So waren die Hörschwellen der verschiedenen Messungen nur in Gruppe 1 unterschiedlich, wohingegen die Messungen von Gruppe 2 keinen signifikanten Unterschied aufwiesen. In Gruppe 1 lag die BERA-Hörschwelle hierbei signifikant über der ABK-Hörschwelle, was darauf hindeutet, dass eine ähnliche Hörschwelle in diesen beiden Untersuchungen wichtig für ein gutes SV ist.

5.2.3. Erfahrung mit CI

Die Erfahrung mit dem Implantat ist einer der wichtigsten Faktoren bezüglich der Performance [6, 12, 54, 79]. Diese Überlegung erscheint logisch, da mit einem CI das Hören, vor allem aber das Verstehen neu erlernt werden muss. Die Probanden der beiden Performancegruppen sind über die beiden Merkmale Erfahrung und Alter bei Implantation sehr heterogen (siehe Abbildung 4.42). Sehr auffällig ist, dass es in beiden Gruppen sowohl Patienten mit wenig, als auch mit viel Erfahrung gibt. Aus eigener Erfahrung bleiben gute Performer auch in der Zukunft gute Performer (sofern sie nicht an einer weiteren Erkrankung, die das Hören beeinträchtigt, leiden), weniger gute Performer haben das Potential über Folgeanpassungen besser zu werden. Damit wächst Gruppe 2 mit der Zeit immer weiter an, während Gruppe 1 schrumpft. Nach Oh et al. 2003 [79] findet sich jedoch bei postlingual ertaubten Erwachsenen ab einem Erfahrungszeitraum von 2 Jahren keine nennenswerte Verbesserung mehr. Ähnliches zeigten Hoppe et al. 2019 [54], die feststellten, dass das SV innerhalb von 6 Monaten auf 90 % des Wertes steigt, welches nach 2 Jahren besteht. Ebenso kam Rohloff et al. 2017 [83] zu dem Ergebnis, dass ein Plateau in der Lernkurve nach 12 Monaten erreicht wird. Die statistische Auswertung ergab in dieser Arbeit sehr ähnliche Mittelwerte der beiden Gruppen mit einem erwartungsgemäß höheren Median für Gruppe 2, von einem signifikanten Ergebnis kann nicht gesprochen werden. Damit konnten die Ergebnisse vorangegangener Studien nicht bestätigt werden [2, 6, 12, 37, 54, 79], es zeigte sich jedoch auch kein entgegengesetzter Einfluss der Erfahrung auf die Performance. In Anbetracht dessen, dass die Mittelwerte in beiden Gruppen bei allen Herstellern weit über den in der Literatur teils angegebenen 12 Monaten lag, deckt sich dies jedoch durchaus mit den Funden der Literatur, dass nach 12-24 Monaten keine nennenswerte Verbesserung des SV mehr dokumentiert werden kann.

5.2.4. Implantationsalter

Insgesamt wird das Alter bei Implantation als Faktor auf die Ergebnisse der Sprachtestung kontrovers diskutiert. Holden et al. 2013 [49] hatten als klares Ergebnis, dass ältere Patienten schlechtere Ergebnisse lieferten als jüngere, hier wurde die Altersgrenze bei 65 Jahren gezogen (oberhalb schlechter als unterhalb). Im Gegensatz dazu existiert mit Clark et al. 2012 [22] ein Review, welches in der Zusammenschau bei der Mehrzahl an Publikationen keinen Altersunterschied in der Performance (mit Ausnahme der Geschwindigkeit der Verbesserung) feststellen konnte. Zu einem ähnlichen Ergebnis gelangten auch Baumann et al. 2002 [6]. Auch in anderen Publikationen konnte kein signifikanter Einfluss des Alters bei Implantation auf das zu erwartende SV erkannt werden [10, 11, 12, 13, 83]. In manchen anderen Studien wurde ein höheres Alter bei Implantation allerdings als ungünstiger prognostischer Faktor identifiziert [14, 15, 16, 17, 18, 78, 80]. Grundsätzlich muss aber festgehalten werden, dass auch im höheren Alter noch sehr gute Performer existieren. Murr et al. 2021 [78] zeigte beispielsweise, dass die Performance von älteren Patienten zwar schlechter, das gesamte Outcome jedoch dennoch sehr positiv war.

Abbildung 4.36 zeigt, dass der Mittelwert im NSV über die Altersgruppen sehr konstant bleibt. Dies zeigt, dass ein gutes SV auch bei Implantation im hohen Alter möglich ist. Gleichzeitig wird in der Abbildung jedoch auch ersichtlich, dass die Performance der Patienten in dieser Arbeit mit steigendem Implantationsalter tendenziell schlechter war. Diese Beobachtung korreliert mit Ergebnissen der Vergleichsliteratur (s. oben) [2, 12, 49, 53, 55, 78, 79, 82]. In Hinblick auf das formulierte Ziel im CI-Weissbuch der DGHNO [27] der Steigerung des SV um 20 % im Vergleich zum Befund vor Implantation erscheint dieses Ergebnis jedoch in einem anderen Licht: das auch ohne Implantat bestehende schlechtere SV von älteren Menschen [55] führt eventuell bereits präoperativ zu einer schlechteren Ausgangssituation. Im Schnitt dürften ältere Menschen daher schon vor der Implantation ein schlechteres SV haben, weshalb trotz des schlechteren Abschneidens die Gesamtverbesserung eventuell sogar eine größere Verbesserung sein könnte, als bei den jüngeren Patienten.

In Zusammenschau der Vielzahl an Publikationen mit unterschiedlichsten Ergebnissen stellt sich die Frage nach der Sinnhaftigkeit, diesen Faktor weiter zu untersuchen. Da der objektive Parameter der Sprachtestung anscheinend kein eindeutiges Ergebnis liefert, könnte entsprechend ein anderer Parameter herangezogen werden, um die Sinnhaftigkeit der Implantation eines CI im höheren Alter zu diskutieren. Im Score der Lebensqualität (*Quality of life*) von CI-Trägern besteht im Gegensatz zur Performance eine signifikante Erhöhung der Lebensqualität nach CI-Versorgung [10, 14, 19], wobei die befragten Teilnehmer hierbei einen nahezu vergleichbaren Score wie die

gematchte Kontrollgruppe ohne CI-Versorgung erreichten [21]. Darüber hinaus gehen beispielsweise Blamey et al. 2012 [12] davon aus, dass durch die erreichbare Verbesserung in der Kommunikation kognitiven Altersveränderungen vorgebeugt werden kann und somit die Versorgung mit CI einer präventiven Maßnahme gegen Demenz entsprechen könnte.

5.3. Bewertung der Performance

Bei der Auswertung der Performance darf grundsätzlich nicht vergessen werden, dass nach aktueller Meinung eine Implantation indiziert und ihr Erfolg dann erreicht ist, wenn der Patient eine Verbesserung des Einsilber-Sprachverstehens um 20 Prozentpunkte durch das Implantat aufweisen kann [24, 27]. Ein relevanter Faktor für das SV nach Implantation ist somit das SV vor Implantation [49, 54, 99]. Diese Verbesserung ist laut Zeh und Baumann 2015 [99] durchschnittlich mittels einer stationären, drei- bis fünfwöchigen Hörrehabilitation erreichbar, unabhängig davon, wie viel Erfahrung mit CI der Patient mitbringt. Die hier dargebotene Auswertung kann keine Aussage über den Erfolg der Implantation treffen, da keine Sprachtestergebnisse vor der Implantation mit aufgenommen wurden. Ein Ansatz zukünftiger Arbeiten könnte daher sein, die Veränderung des SV vor und nach Implantation zu erheben und Prozessordaten mit diesen Daten zu korrelieren.

Laut einem Review von Boisvert et al. 2020 [13] profitiert die Mehrheit aller Patienten von ihrem Implantat. Ein Anstieg von 8,5 % prä- auf 53,9 % post-Implantation zeigt über alle Altersgruppen hinweg, dass das durchschnittliche SV deutlich zunimmt. Zu einem sehr ähnlichen Ergebnis (8 % prä zu 58 % post) gelangte auch Carlson 2020 [19]. Die genannten Werte des mittleren SV nach erfolgreicher Hörrehabilitation von 53,9 % und 58 % bestätigen dabei die Annahme des Grenzwertes von 50 % bei 65 dB als sinnvollen Trennwert zur Unterteilung der Performancegruppen. Ein weiterer Punkt über die Performance hinaus, der in dieser Arbeit nicht untersucht wurde, ist die Steigerung der Lebensqualität der Patienten durch ein CI, unabhängig von deren Performance. Mehrere Arbeiten konnten zeigen, dass die Lebensqualität im Schnitt durch die Implantation deutlich zunimmt und gerade auch in Bezug auf Hörgeräusche einen positiven Einfluss hat [12, 22, 81].

Schlussfolgerung

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass deutlich zu niedrig eingestellte T-Werte ein negatives Ergebnis auf die Performance haben, wenngleich bei einer sehr kleinen Gruppengröße keine statistische Signifikanz erreicht werden konnte. Ebenso zeigte sich ein über nahezu alle Parameter existentes kleineres 95 %-Konfidenzintervall, was dafür spricht, dass extreme Ausreißer in beide Richtungen mit einem schlechten Outcome vergesellschaftet sind, sowohl für T-, C/M-Werte und die DR als auch für ECAP-Werte. Es zeigte sich ein tendenziell schlechteres Outcome bei älteren Patienten, welches jedoch in Hinsicht auf das SV der Normalbevölkerung im Alter nicht zwangsläufig als schlechtere Performance gewertet werden sollte. Stattdessen sollte gerade im höheren Alter der Verbesserung der Lebensqualität eine größere Rolle bezüglich der Implantationsindikation zugesprochen werden. Erwartungswerte bezüglich der Erfahrung zeigten sich in der Hinsicht erfüllt, dass die Gruppe der besseren Performer tendenziell mehr Erfahrung hatte, sich aber kein signifikanter Unterschied nachweisen ließ, da die Erfahrung beider Gruppen im Mittel deutlich über der von der Literatur beschriebenen Grenze von 12 bis 24 Monaten lag und somit die Lernkurve für die meisten Teilnehmer ausgereizt war. Mithilfe einer BERA-Messung und der Aufnahme einer Hörschwellenaudiometrie konnte gezeigt werden, dass insbesondere in der Gruppe der schlechteren Performer ein signifikanter Unterschied zwischen der subjektiven ABK-Hörschwelle und der objektiven BERA-Hörschwelle bestand. In der Latenzmessung konnte eine in der Literatur bereits vorbeschriebene Aufhebung oder zumindest Abschwächung der Intensitätsabhängigkeit der BERA-Latenz ebenso wie eine Verkürzung der Latenz im Vergleich zu Normalhörenden bestätigt werden. Die Hörschwellen sowohl der ABK- als auch der BERA-Messung zeigten eine signifikant niedrigere Hörschwelle der Gruppe der besseren Performer. Die Latenzmessung (hörschwellenadaptiert) konnte dagegen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Performancegruppen nachweisen.

Literaturverzeichnis

- [1] Abbas PJ, Brown CJ, Shallop JK, Firszt JB, Hughes ML, Hong SH, Staller SJ (1999) Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. *Ear and hearing* 20:45–59. ISSN 0196-0202
- [2] Anton y Otero CI (2018) Patienten Outcome bei ambulanter Therapie nach Cochlea-Implantation im Hinblick auf audiologische Ergebnisse und Angaben über den Inhalt der logopädischen Therapie. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Ulm
- [3] Arbeitsgemeinschaft Deutschsprachiger Audiologen, Neurootologen und Otologen der deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie (2017). S2k Leitlinie Implantierbare Hörgeräte. url: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/017-073l_Implantierbare-Hoergeraete_2018-06.pdf, abgerufen am 28.07.2021. AWMF-Register-Nr.: 017/073
- [4] Aumüller G, Aust G, Doll A (2010) *Duale Reihe Anatomie*. Thieme Verlag, 2 edition. ISBN 978-3-13-136042-7. doi:10.1055/b-002-46981
- [5] Balkany T, Reite M, Rasmussen K, Stypulkowski PH (1986) Behavioral effects of cochlear prosthesis on deafened monkeys. *Otolaryngol Clin North Am.* 19:435 – 446. PMID: 3754955
- [6] Baumann U, Eßer B, Wechtenbruch J, Schorn K (2002) Sprachverstehen mit Cochlea Implantat bei Versorgung nach dem sechzigsten Lebensjahr. 5. DGA Jahrestagung
- [7] van der Beek FB, Boermans PP, Verbist B, Briaire J, Frijns J (2006) Clinical Evaluation of the Clarion CII HiFocus 1 with and Without Positioner. *Ear and hearing* 26:577–592. doi:10.1097/01.aud.0000188116.30954.21
- [8] van der Beek FB, Briaire JJ, M JH (2015) Population-Based Prediction of Fitting Levels for Individual Cochlear Implant Recipients. *Audiology and Neurotology* 20:1–16. doi: 10.1159/000362779

- [9] Behrends JC, Bischofberger J, Deutzmann R, et al. (2010) *Duale Reihe Physiologie*. Thieme, 1 edition. ISBN 978-3-138411-9. doi:10.1055/b-002-23566
- [10] Berghaus A, Rettinger G, Böhme G (1996) *Duale Reihe Hals-Nasen-Ohrenheilkunde*. Hippokrates Verlag Stuttgart, 1 edition. ISBN 3777309443
- [11] Bewley MS (2013) Mining clinical databases: A post-hoc study of cochlear implant fitting practices. Cochlear White Paper
- [12] Blamey P, Artieres F, Başkent D, Bergeron F, Beynon A, Burke E, Dillier N, Dowell R, Fraysse B, Gallégo S, Govaerts PJ, Green K, Huber AM, Kleine-Punte A, Maat B, Marx M, Mawman D, Mosnier I, O'Connor AF, O'Leary S, Rousset A, Schauwers K, Skarzynski H, Skarzynski PH, Sterkers O, Terranti A, Truy E, de Heyning PV, Venail F, Vincent C, Lazard DS (2012) Factors Affecting Auditory Performance of Postlinguistically Deaf Adults Using Cochlear Implants: An Update with 2251 Patients. *Audiology and Neurotology* 18:36–47. doi:10.1159/000362779
- [13] Boisvert I, Reis M, Au A, Cowan R, Dowell RC (2020) Cochlear implantation outcomes in adults: A scoping review. *PloS one* 15:e0232421. ISSN 1932-6203. doi:10.1371/journal.pone.0232421
- [14] Bonnet R, Boermans PP, Avenarius O, Briaire J, Frijns J (2012) Effects of Pulse Width, Pulse Rate and Paired Electrode Stimulation on Psychophysical Measures of Dynamic Range and Speech Recognition in Cochlear Implants. *Ear and hearing* 33:489–496. doi:10.1097/AUD.0b013e31824c761a
- [15] Briggs RJS, Tykocinski M, Xu J, Risi F, Svehla M, Cowan R, Stöver T, Erfurt P, Lenarz T (2006) Comparison of round window and cochleostomy approaches with a prototype hearing preservation electrode. *Audiology and Neurotology* 11:42–48. ISSN 1420-3030. doi:10.1159/000095613
- [16] Brown CJ, Abbas PJ, Gantz BJ (1998) Preliminary experience with neural response telemetry in the nucleus CI24M cochlear implant. *The American journal of otology* 19:320–327. ISSN 0192-9763
- [17] Büchner A, Gärtner L (2017) Technische Entwicklungen bei Cochleaimplantaten. *HNO* 65:276–289. doi:10.1007/s00106-017-339-7

- [18] Busby PA, Tong YC, Clark GM (1992) Psychophysical Studies Using a Multiple-Electrode Cochlear Implant in Patients Who Were Deafened Early in Life. *Audiology* 31:95–111. doi:10.3109/00206099209072905
- [19] Carlson ML (2020) Cochlear Implantation in Adults. *New England Journal of Medicine* 382:1531–1542. ISSN 0028-4793. doi:10.1056/NEJMra1904407
- [20] Caswell-Midwinter B, Doney EM, Arjmandi MK, Jahn KN, Herrmann BS, Arenberg JG (2022) The Relationship Between Impedance, Programming and Word Recognition in a Large Clinical Dataset of Cochlear Implant Recipients. *Trends in Hearing* 26:1–14
- [21] Clark GM, Shute SA, Shepherd RK, Carter TD (1995) Cochlear implantation: osteoneogenesis, electrode-tissue impedance, and residual hearing. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* 104:40–42
- [22] Clark JH, Yeagle J, Arbaje AI, Lin FR, Niparko JK, Francis HW (2012) Cochlear Implant Rehabilitation in Older Adults: Literature Review and Proposal of a Conceptual Framework. *Journal of the American Geriatrics Society* 60:1936–1945. doi:10.1111/j.1532-5415.2012.04150.x
- [23] Cullington H (2000) Preliminary neural response telemetry results. *British journal of audiology* 34:131–140. ISSN 0300-5364. doi:10.3109/03005364000000123
- [24] Dazert S, Thomas JP, Loth A, Zahnert T, Stöver T (2020) Cochlea implantation - diagnosis, indications, and auditory rehabilitation results. *Deutsches Ärzteblatt* 117:690–700. doi:10.3238/arztebl.2020.0690
- [25] de Graaff F, Lissenberg-Witte B, Kaandorp M, Merkus P, Goverts ST, Kramer SE, Smits C (2020) Relationship Between Speech Recognition in Quiet and Noise and Fitting Parameters, Impedances and ECAP Thresholds in Adult Cochlear Implant Users. *Ear Hear* 41:935–947. doi:10.1097/AUD.0000000000000814
- [26] Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie eV (DGHNO-KHC) (2020). S2k Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung. url: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/017-0711_S2k_Cochlea-Implantat-Versorgung-zentral-auditorische-Implantate_2020-12.pdf, abgerufen am 15.02.2021. AWMF-Register-Nr.: 017-071

- [27] DGHNO Präsidium (2018) Weißbuch Cochlea Implantat (CI)-Versorgung. Empfehlungen zur Struktur, Organisation, Ausstattung, Qualifikation und Qualitätssicherung in der Versorgung von Patienten mit einem Cochlea-Implantat in der Bundesrepublik Deutschland. Bonn 1–34
- [28] Dowell RC (2012) Evidence about the effectiveness of cochlear implants for adults. *Evidence-Based Practice in Audiology* 141–165
- [29] Dowell RC (2016) The case for earlier cochlear implantation in postlingually deaf adults. *International journal of audiology* 55:51–56
- [30] Dziemba O, Hocke T, Müller A, Kaftan H (2018) Excitation characteristic of a bipolar stimulus for broadband stimulation in measurements of electrically evoked auditory potentials. *Zeitschrift für Medizinische Physik* 28:73–77. doi:10.1016/j.zemedi.2017.09.008
- [31] Eckrich S, Hecker D, Sorg K, Blum K, Fischer K, Münkner S, Wenzel G, Schick B, Engel J (2019) Cochlea-Specific Deletion of Cav1.3 Calcium Channels Arrests Inner Hair Cell Differentiation and Unravels Pitfalls of Conditional Mouse Models. *Frontiers in Cellular Neuroscience* 13. ISSN 1662-5102. doi:10.3389/fncel.2019.00225
- [32] Eggermont JJ (1988) On the rate of maturation of sensory evoked potentials. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 70:293–305
- [33] Euteneuer S, Praetorius M (2014) Neues aus der Hörforschung. *HNO* 62:88–92. ISSN 0017-6192. doi:10.1007/s00106-013-2807-z
- [34] Fayad JN, Makarem AO, F H Linthicum J (2009) Histopathologic Assessment of Fibrosis and nEw Bone Formation in Implanted Human Temporal Bones Using 3D Reconstruction. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery* 141:247–252. doi:10.1016/j.otohns.2009.03.031. PMID: 19643260
- [35] Firszt JB, Chambers RD, Kraus N (2002) Neurophysiology of Cochlear Implant Users II: Comparison Among Speech Perception, Dynamic Range, and Physiological Measures. *Ear and Hearing* 23:516–531. doi:10.1097/00003446-200212000-00003
- [36] Freimann N (2017) Der Zusammenhang zwischen Sprachverständlichkeit und Sprachverstehen von Patienten nach Cochlea Implantation. Dissertation, Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

- [37] Fryauf-Bertschy H, Tyler RS, Kelsay DM, Gantz BJ (1992) Performance Over Time of Congenitally Deaf and Postlingually Deafened Children Using a Multichannel Cochlear Implant. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 35:913–920. doi:10.1044/jshr.3504.913
- [38] Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC (2013) Noise-induced cochlear neuropathy is selective for fibers with low spontaneous rates. *Journal of Neurophysiology* 110:577–586. doi:10.1152/jn.00164.2013. PMID: 23596328
- [39] Gemeinsamer Bundesausschuss (2021). Richtlinie des gemeinsamen Bundesausschusses über die Verordnung von Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung. url: https://www.g-ba.de/downloads/62-492-2467/HilfsM-RL_2021-03-18_iK-2021-04-01.pdf, abgerufen am 28.07.2021
- [40] Gifford RH, Dorman MF, Shallop JK, Sydlowski SA (2010) Evidence for the expansion of adult cochlear implant candidacy. *Ear Hear* 31:186–194. doi:10.1097/AUD.0b013e3181c6b831
- [41] Gordin A, Papsin B, Gordon K (2010) Packing of the Cochleostomy Site Affects Auditory Nerve Response Thresholds in Precurved Off-Stylet Cochlear Implants. *Otology and Neurotology* 31:204–9. doi:10.1097/MAO.0b013e3181ca8457
- [42] Gordon KA, Papsin BC, Harrison RV (2007) Auditory brainstem activity and development evoked by apical versus basal cochlear implant electrode stimulation in children. *Clinical Neurophysiology* 118:1671–1684
- [43] Gordon KA, Valero J, van Hoesel R, Papsin BC (2008) Abnormal timing delays in auditory brainstem responses evoked by bilateral cochlear implant use in children. *Otology & Neurotology* 29:193–198
- [44] Gu P, Jiang Y, Gao X, Huang S, Yuan Y, Wang G, Li B, Xi X, Dai P (2016) Effects of cochlear implant surgical technique on post-operative electrode impedance. *Acta Otolaryngol* 136:677–681. doi:10.3109/00016489.2016.1143967
- [45] Hartmann R, Shepherd R, Heid S, Klinke R (1997) Response of the primary auditory cortex to electrical stimulation of the auditory nerve in the congenitally deaf white cat. *Hearing research* 112:115–133

- [46] Hast A, Schlücker L, Digeser F, Liebscher T, Hoppe U (2015) Speech Perception of Elderly Cochlear Implant Users Under Different Noise Conditions. *Otology and Neurotology* 36:1638–1643. doi:10.1097/MAO.0000000000000883
- [47] Helmstaedter V, Buechner A, Stolle S, Goetz F, Lenarz T, Durisin M (2018) Cochlear implantation in children with meningitis related deafness: The influence of electrode impedance and implant charge on auditory performance - A case control study. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 113:102–109. doi:10.1016/j.ijporl.2018.07.034
- [48] Hey M, Hocke T, Ambrosch P (2017) Sprachaudiometrie und Datalogging bei CI-Patienten: Überlegungen zu geeigneten Sprachpegeln. *HNO* 66:128–134. doi:10.1007/s00106-017-0418-9
- [49] Holden LK, Finley CC, Firszt JB, Holden TA, Brenner C, Potts LG, Gotter BD, Vanderhoof SS, Mispagel K, Heydebrand G, Skinner MW (2013) Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear and hearing* 34:342–360. doi:10.1097/AUD.0b013e3182741aa7
- [50] Holden LK, Reeder RM, Firszt JB, Finley CC (2011) Optimizing the perception of soft speech and speech in noise with the Advanced Bionics cochlear implant system. *Int J Audiol* 50:255–269. doi:10.3109/14992027.2010.533200
- [51] Honda K, Yukawa K, Shiroma M, Yamanaka N, Kumakawa K, Kawano J, Funasaka S (1992) Factors Contributing to Phoneme Recognition Ability of Users of the 22-Channel Cochlear Implant System. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* 101:32–37. doi:10.1177/000348949210100110. PMID: 1728882
- [52] van den Honert C, Stypulkowski P (1986) Characterization of the electrically evoked auditory brainstem response (ABR) in cats and humans. *Hearing Research* 21:109–126. ISSN 0378-5955. doi:10.1016/0378-5955(86)90033-X
- [53] Hoppe U, Hocke T, Hast A, Iro H Cochlear Implantation in Candidates With Moderate-to-Severe Hearing Loss and Poor Speech Perception. *The Laryngoscope* n/a:1–6. doi:10.1002/lary.28771
- [54] Hoppe U, Hocke T, Hast A, Iro H (2019) Das maximale Einsilberversprechen als Prädiktor für das Sprachverstehen mit Cochleaimplantat. *HNO* 67:199–206. doi:10.1007/s00106-018-0605-3

- [55] Hoppe U, Hocke T, Müller A, Hast A (2016) Speech Perception and Information-Carrying Capacity for Hearing Aid Users of Different Ages. *Audiology and Neurotology* 21 (suppl 1):16–20. doi:10.1159/000448349
- [56] Hoppe U, Liebscher T, Hornung J (2017) Anpassung von Cochleaimplantatsystemen. *HNO* 65:546–551. doi:10.1007/s00106-016-0226-7
- [57] Hughes ML (2006). *AudiologyOnline, Fundamentals of Clinical ECAP Measures in Cochlear Implants.* url: <http://www.audiologyonline.com/articles/fundamentals-clinical-ecap-measures-in-846>, abgerufen am 07.09.2017
- [58] Hughes ML, Neff DL, Simmons JL, Moeller MP (2014) Performance Outcomes for Borderline Cochlear Implant Recipients With Substantial Preoperative Residual Hearing. *Otology & Neurotology* 35:1373–1384. doi:10.1097/MAO.0000000000000367
- [59] Illg A, Giourgas A, Kral A, Büchner A, Lesinski-Schiedat A, Lenarz T (2013) Speech Comprehension in Children and Adolescents After Sequential Bilateral Cochlear Implantation With Long Interimplant Interval. *Otology & Neurotology* 34:682–689. doi:10.1097/MAO.0b013e31828bb75e
- [60] Illg A, Lesinski-Schiedat A, von der Haar-Heise S, Battmer RD, Goldring JE, Lenarz T (1999) Speech Perception Results for Children Implanted with the Clarion® Cochlear Implant at the Medical University of Hannover. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* 108:93–98. doi:10.1177/00034894991080S419
- [61] Intensity Coding: From dB SPL to CU (2018). AB Tutorial
- [62] Itayem DA, Sladen D, Driscoll CL, Neff BA, Beatty CW, Carlson ML (2017) Cochlear Implant Associated Labyrinthitis: A Previously Unrecognized Phenomenon With a Distinct Clinical and Electrophysiological Impedance Pattern. *Otol Neurotol* 38:e445–e450. doi:10.1097/MAO.0000000000001615
- [63] Jasper H (1958) Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 10:370–375
- [64] Jiang C, de Rijk SR, Malliaras GG, Bance ML (2020) Electrochemical impedance spectroscopy of human cochleas for modeling cochlear implant electrical stimulus spread. *APL Materials* 8:091102. ISSN 2166-532X. doi:10.1063/5.00125148

- [65] Kawano A, Seldon HL, Clark GM, Ramsden RT, Raine CH (1998) Intracochlear Factors Contributing to Psychophysical Percepts Following Cochlear Implantation. *Acta Otolaryngologica* 118:313–326. doi:10.1080/00016489850183386
- [66] Koch DB, Overstreet EH (2003) Neural Response Imaging: Measuring Auditory-Nerve Responses from the Cochlea with the HiResolution™ Bionic Ear System. Advanced Bionics Corporation, Bengaluru
- [67] Kral A, Eggermont JJ (2007) What's to lose and what's to learn: Development under auditory deprivation, cochlear implants and limits of cortical plasticity. *Brain Research Reviews* 56:259–269. ISSN 0165-0173. doi:10.1016/j.brainresrev.2007.07.021
- [68] Lai WK, Psarros C (2018) Longitudinal ART/AutoART data: a retrospective analysis. *Journal of Hearing Science* 8:376. ISSN 2083389X
- [69] Leigh J, Dettman S, Dowell R, Sarant J (2011) Evidence-based approach for making cochlear implant recommendations for infants with residual hearing. *Ear and Hearing* 32:313–322. ISSN 0196-0202. doi:10.1097/AUD.0b013e3182008b1c
- [70] Lenarz T (2013) *Cochlea-Implantat*. Springer. ISBN 978-3-642-80005-4. doi:10.1007/978-3-642-80004-7
- [71] Lenarz T (2017) Cochlear Implant – State of the Art. *Laryngo-Rhino-Otologie* 96:123–151. doi:10.1055/s-0043-101812
- [72] Lenhardt E, Laszig R (2009) *Praxis der Audiometrie*. Thieme, 9 edition. ISBN 978-3-13-369009-6
- [73] Liberman MC (1978) Auditory-nerve response from cats raised in a low-noise chamber. *The Journal of the Acoustical Society of America* 63:442–455. doi:10.1121/1.381736
- [74] Liberman MC (1993) Central projections of auditory nerve fibers of differing spontaneous rate, II: Posteroventral and dorsal cochlear nuclei. *Journal of Comparative Neurology* 327:17–36. doi:10.1002/cne.903270103
- [75] Lin HW, Furman AC, Kujawa SG, Liberman MC (2011) Primary neural degeneration in the Guinea pig cochlea after reversible noise-induced threshold shift. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO* 12:605–616. doi:10.1007/s10162-011-0277-0

- [76] Löhler J, Walther LE, Hansen F, Kapp P, Meerpohl J, Wollenberg B, Schönweiler R, Schmucker C (2019) The prevalence of hearing loss and use of hearing aids among adults in Germany: a systematic review. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 276:945–956. ISSN 0937-4477. doi:10.1007/s00405-019-05312-z
- [77] Loizou PC, Dorman MF, Fitzke JR (2000) The Effect of Reduced Dynamic Range on Speech Understanding: Implications for Patients with Cochlear Implants. *Ear and Hearing* 21:25–31
- [78] Murr AT, Canfarotta MW, O’Connell BP, Buss E, King ER, Bucker AL, Dillon SA, Rooth MA, Dedmon MM, Brown KD, Dillon MT (2021) Speech Recognition as a Function of Age and Listening Experience in Adult Cochlear Implant Users. *The Laryngoscope*
- [79] Oh S, Kim C, Kang EJ, Lee DS, Lee HJ, Chang SO, Ahn S, Hwang CH, Park HJ, Koo JW (2003) Speech Perception after Cochlear Implantation over a 4-Year Time Period. *Acta Oto-Laryngologica* 123:148–153. doi:10.1080/0036554021000028111
- [80] Oldenburger Satztest (2011). Bedienungsanleitung für den manuellen Test auf Audio-CD
- [81] Olze H, Gräbel S, Förster U, Zirke N, Huhnd LE, Haupt H, Mazurek B (2012) Elderly patients benefit from cochlear implantation regarding auditory rehabilitation, quality of life, tinnitus, and stress. *The Laryngoscope* 122:196–203. ISSN 0023-852X. doi:10.1002/lary.22356
- [82] Orabi AA, Mawman D, Al-Zoubi F, Saeed SR, Ramsden RT (2006) Cochlear implant outcomes and quality of life in the elderly: Manchester experience over 13 years. *Clinical Otolaryngology* 31:116–122. doi:10.1111/j.1749-4486.2006.01156.x
- [83] Rohloff K, Koopmann M, Weiß D, Rudack C, Savvas E (2017) Cochlear implantation in the elderly: does age matter? *Otology & Neurotology* 38:54–59
- [84] Said Abdelsalam NM, Afifi PO (2015) Electric auditory brainstem response (E-ABR) in cochlear implant children: Effect of age at implantation and duration of implant use. *Egyptian Journal of Ear, Nose, Throat and Allied Sciences* 16:145–150. ISSN 2090-0740. doi:10.1016/j.ejenta.2015.03.001
- [85] Schmucker C, Kapp P, Motschall E, Loehler J, Meerpohl JJ (2019) Prevalence of hearing loss and use of hearing aids among children and adolescents in Germany: a systematic review. *BMC public health* 19:1277. ISSN 1471-2458. doi:10.1186/s12889-019-7602-7

- [86] Schumpa S (2015) Einfluss einer Cochlea Implantat-Versorgung auf Sprachverstehen, Lebensqualität und Tinnitus - Ergebnisse einer prospektiven Studie. Dissertation, Medizinische Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin
- [87] Shallop JK, Beiter AL, Goin DW, Mischke RE (1990) Electrically Evoked Auditory Brain Stem Responses (EABR) and Middle Latency Responses (EMLR) Obtained from Patients with the Nucleus Multichannel Cochlear Implant. *Ear and Hearing* 11:5–15
- [88] Spahr AJ, Dorman M, Loisel LH Performance of Patients using different Cochlear Implant Systems: Effects of Input Dynamic Range. *Ear and Hearing* 28:260–275. doi:10.1097/AUD.0b013e3180312607
- [89] Storm R (2001) Wahrscheinlichkeitsrechnung, mathematische Statistik und stochastische Qualitätskontrolle. Leipzig, Fachbuchverlag Leipzig
- [90] Sukowski H, Brand T, Wagener KC, Kollmeier B (2010) Comparison of the Göttingen sentence test and the monosyllabic rhyme test by von Wallenberg and Kollmeier with the Freiburg speech test: Investigation in a clinically representative group of listeners. *HNO* 58:597–604. ISSN 0017-6192. doi:10.1007/s00106-009-2066-1
- [91] Thai-Van H, Cozma S, Boutitie F, Disant F, Truy E, Collet L (2007) The pattern of auditory brainstem response wave V maturation in cochlear-implanted children. *Clinical neurophysiology* 118:676–689
- [92] Thurnher D, Grasl MC, Erovic B, Lercher P (2011) HNO-Heilkunde. SpringerWienNewYork, 1 edition. ISBN 321188985X
- [93] Tillein J, Heid S, Lang E, Hartmann R, Kral A (2012) Development of Brainstem-Evoked Responses in Congenital Auditory Deprivation. *Neural Plasticity* 2012:182767. doi:10.1155/2012/182767
- [94] Vickers D, Summerfield Q, Lovett R (2015) Candidacy criteria for paediatric bilateral cochlear implantation in the United Kingdom. *Cochlear implants international* 16:48–49. ISSN 1467-0100. doi:10.1179/1467010014Z.000000000235
- [95] von Gablenz P, Hoffmann E, Holube I (2017) Prävalenz von Schwerhörigkeit in Nord- und Süddeutschland. *HNO* 65:663–670. ISSN 1433-0458. doi:10.1007/s00106-016-0314-8
- [96] Wolfe J, Schafer E, Neumann S (2015) Basic components and operation of a cochlear implant. *Programming cochlear implants* 1–59

- [97] Wouters J, McDermott HJ, Francart T (2015) Sound Coding in Cochlear Implants: From electric pulses to hearing. *IEEE Signal Processing Magazine* 32:67–80. ISSN 1558-0792. doi:10.1109/MSP.2014.2371671
- [98] Zahnert T (2010) Schwerhörigkeit – Ätiologie, Diagnostik und auditive Rehabilitation. *Laryngorhinootologie* 89:669–693. ISSN 0935-8943. doi:10.1055/s-0030-1267371
- [99] Zeh R, Baumann U (2015) Stationäre rehabilitationsmaßnahmen bei erwachsenen CI-trägern. *HNO* 63:557–576. ISSN 0017-6192. doi:10.1007/s00106-015-0037-2
- [100] Zeng FG, Grant G, Niparko J, Galvin J, Shannon R, Opie J, Segel P (2002) Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance. *The Journal of the Acoustical Society of America* 111:377–386. doi:10.1121/1.1423926
- [101] Zwolan T, Kileny PR, Smith S, Mills D, Koch D, Osberger MJ (2001) Adult Cochlear Implant Patient Performance with Evolving Electrode Technology. *Otology & Neurotology* 22:844–849. ISSN 1531-7129

Abbildungsverzeichnis

2.1. Querschnitt durch die Cochlea. Die drei Räume sind schneckenhausartig um ein kegelförmiges Zentrum, den Modiolus, gewunden [10].	8
2.2. Querschnitt durch den Schnecken gang. Im mittleren Gang, dem Ductus cochlearis, liegen die inneren und äußeren Haarzellen im Cortiorgan, die mit den Hörnervenfasern verbunden sind [10].	9
2.3. Ausbildung der Wanderwelle und Frequenzselektivität der Basilarmembran der (zur Veranschaulichung <i>entrollt</i> dargestellten) Cochlea. Anregung hoher (a) und niedriger Frequenzen (b) an unterschiedlichen Orten durch unterschiedliche Beschaffenheit der Basilarmembran [9].	9
2.4. Anordnung der Haarzellen zwischen Tektorial- und Basalmembran. Durch Verschiebung der Membranen gegeneinander kommt es zum Abscheren der Zilien der Haarzellen, was deren Aktivierung verursacht [9].	10
2.5. Die verschiedenen Abschnitte der Hörbahn. Unterschiedliche Abschnitte und Verschaltungszentren erzeugen unterschiedliche Potentiale in der elektrophysiologischen Untersuchung [9].	12
2.6. Die wichtigsten Abschnitte der Hörbahn mit der jeweils physiologischen Funktion [9].	12
2.7. Die Anteile der AEPs mit ihren jeweiligen Messmethoden. ECochG = Elektrocochleographie, BERA = brainstem evoked response audiometry, MLRA = middle latency response audiometry, CERA = cortical evoked response audiometry [10] .	13
2.8. Schematische Platzierung der Elektroden auf der Kopfhaut des zu Untersuchenden. Bildgrundlage von: https://clipartfest.com/categories/view/adf5dd3af468173dc1ab4f2400d4933467005a5f/clipart-kopf.html	14
2.9. (a) Bestandteile eines Cochlea-Implantats; (b) Platziertes Elektrodenträger [10] .	18

2.10. Grafische Darstellung des Mappings eines Prozessors des Herstellers AB. Die oberen Pfeile stellen die M-Werte, die unteren die T-Werte dar. Weiterhin können dem Bild die Impedanzen sowie die mittleren Frequenzen der Elektroden entnommen werden. Die Elektrode Nr. 16 ist in diesem Beispiel deaktiviert.	21
4.1. Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers AB.	35
4.2. Die Auswertung der Energielevel des Herstellers AB.	37
4.3. Die Auswertung der Pulsweiten des Herstellers AB.	37
4.4. Die Auswertung der Impedanz des Herstellers AB.	38
4.5. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers AB. (a - Jahre, mo - Monate)	38
4.6. Das NSV nach Altersgruppen des Herstellers AB.	39
4.7. Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	42
4.8. Die Auswertung der normierten Prozessorparameter des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	43
4.9. Die Auswertung der Energielevel des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	44
4.10. Die Auswertung der Pulsweiten des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	44
4.11. Die Auswertung der Impedanz des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	45
4.12. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers AB aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)	46
4.13. Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers Cochlear.	48
4.14. Die Auswertung der Pulsweiten und der Energielevel des Herstellers Cochlear.	48
4.15. Die Auswertung der Impedanz des Herstellers Cochlear.	49
4.16. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers Cochlear. (a - Jahre, mo - Monate)	49
4.17. Das NSV nach Altersgruppen beim Hersteller Cochlear.	50

4.18. Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	53
4.19. Die Auswertung der normierten Prozessorparameter des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	54
4.20. Die Auswertung der Energielevel des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	55
4.21. Die Auswertung der Impedanz des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	56
4.22. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers Cochlear aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)	56
4.23. Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers MedEl.	58
4.24. Die Auswertung der Pulsbreiten und der Energielevel des Herstellers MedEl. . .	58
4.25. Die Auswertung der Impedanz des Herstellers MedEl.	59
4.26. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers MedEl. (a - Jahre, mo - Monate)	59
4.27. Das NSV nach Altersgruppen des Herstellers MedEl.	60
4.28. Die Auswertung der Prozessorparameter des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	63
4.29. Die Auswertung der normierten Prozessorparameter des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	64
4.30. Die Auswertung der Pulsweiten und der Energielevel des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	65
4.31. Die Auswertung der Impedanz des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	66
4.32. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests der Patienten mit Implantaten des Herstellers MedEl aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)	67
4.33. Die Auswertung der Prozessorparameter aller Hersteller.	69
4.34. Die Auswertung der Energielevel aller Hersteller.	70
4.35. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung und der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests aller Patienten. (a - Jahre, mo - Monate)	70
4.36. Das NSV nach Altersgruppen der Patienten aller Hersteller.	71

4.37. Die Auswertung der normierten Prozessorparameter aller Hersteller aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	74
4.38. Die Auswertung der Energielevel aller Hersteller aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	74
4.39. Die Auswertung der Impedanz aller Hersteller aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV.	75
4.40. Die Auswertung des Alters, der Erfahrung sowie der Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber Sprachtests aller Patienten aufgeteilt in die Performancegruppen nach NSV. (a - Jahre, mo - Monate)	76
4.41. Scatterplot des NSV in Abhängigkeit der Hörschwelle (ABK) über alle CI-Patienten, aufgeteilt in die Performancegruppen. Gruppe 1 wird durch blaue Kreise dargestellt, Gruppe 2 durch grüne Sterne. Die gestrichelte Linie bei 0,77 %/dB verdeutlicht die Trennlinie zwischen den Gruppen.	77
4.42. Scatterplot der Erfahrung in Abhängigkeit des Implantationsalters über alle CI-Patienten, aufgeteilt in die Performancegruppen. Gruppe 1 wird durch blaue Kreise, Gruppe 2 durch grüne Sterne repräsentiert. (a - Jahre, mo - Monate)	77
4.43. Vergleich der Merkmale Alter bei Implantation, Hörschwelle (HS) der ABK und normiertes Sprachverständnis (NSV) zwischen den verschiedenen Herstellern.	79
4.44. Boxplots: links ABK- und BERA-Hörschwellen (HS) der Patienten mit BERA-Untersuchung, rechts ABK-Hörschwelle des gesamten Patientenkollektivs.	81
4.45. Boxplots der Latenzen bei der jeweiligen Lautstärke über der individuellen Hörschwelle (HS). Zum Vergleich ebenso die Darstellung der Latenzen über der individuellen HS bei den Normprobanden.	82
4.46. Boxplot zur Darstellung des Variationskoeffizienten der Latenz der Welle V bei 10 dB über der individuellen Hörschwelle.	83
4.47. Boxplots der verschiedenen Hörschwellen der beiden NSV Gruppen. Blaue Boxen markieren die Ergebnisse der ABK-Hörschwelle, rote die der BERA-Hörschwelle. Auf der rechten Seite ist das Ergebnis der ABK-Hörschwelle aller aufgenommenen Patienten zu sehen, auch ohne BERA-Messung.	85
4.48. Boxplot zur Darstellung der Latenz der Welle V bei 10 dB über der individuellen Hörschwelle aufgeteilt nach NSV.	86
4.49. Boxplots der Variationskoeffizienten der Latenzen bei den verschiedenen Lautstärken über der individuellen Hörschwelle. Bei 60 dB und 50 dB reduzieren sich die Boxplots aufgrund der kleinen Gruppengröße auf Balken.	87

A.1. Fragebogen, Seite 1	117
A.2. Fragebogen, Seite 2	118
A.3. Mini Mental Status Test, Seite 1	119
A.4. Mini Mental Status Test, Seite 2	120
A.5. Beispiel eines Freiburger Sprachtest Ergebnisdiagramms. Quadrate kennzeichnen die Ergebnisse des Freiburger Einsilber-Tests (in diesem Fall bei 65 und 75 dB SPL getestet). Rauten kennzeichnen die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber-Sprachtests. Der gedachte Schnittpunkt mit der Senkrechten bei 50 % Verständlichkeit gibt den erhobenen Messwert wieder.	121
A.6. Die Ergebnisse der Auswertung der T-Werte für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl	124
A.7. Die Ergebnisse der Auswertung der C-Werte für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl	127
A.8. Die Ergebnisse der Auswertung der ECAP-Werte für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl	130
A.9. Die Ergebnisse der Auswertung der Impedanzen für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl	133

Tabellenverzeichnis

2.1. Die ursächlichen Gebiete der jeweiligen Wellen einer BERA [10].	14
2.2. WHO-Grade der Schwerhörigkeit. Die Hörschwelle wird immer am besseren Ohr gemessen. Dabei wird der Durchschnitt der tonaudiometrischen Hörschwelle bei 0,5 kHz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz ermittelt [98].	15
3.1. Eckdaten der Gruppe mit niedrigem NSV	25
3.2. Eckdaten der Gruppe mit hohem NSV	26
3.3. Zuordnung der Elektroden zu den passenden Frequenzbereichen	26
4.1. Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers AB.	36
4.2. Das NSV der verschiedenen Altersgruppen des Herstellers AB.	39
4.3. Die Ergebnisse der Prozessorparameter des Herstellers AB getrennt nach NSV.	42
4.4. Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers Cochlear.	47
4.5. Das NSV der verschiedenen Altersgruppen des Herstellers Cochlear.	50
4.6. Die Ergebnisse der Prozessorparameter beim Hersteller Cochlear getrennt nach NSV.	53
4.7. Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale des Herstellers MedEl.	57
4.8. Das NSV der verschiedenen Altersgruppen des Herstellers MedEl.	60
4.9. Die Ergebnisse der Prozessorparameter beim Hersteller MedEl getrennt nach NSV.	63
4.10. Die Gesamtauswertung der verschiedenen Merkmale über das gesamte Kollektiv.	68
4.11. Das NSV der verschiedenen Altersgruppen aller Patienten.	69
4.12. Die Ergebnisse der Prozessorparameter aller Hersteller getrennt nach NSV.	73
4.13. Ein Vergleich der Merkmale Alter bei Implantation, Hörschwelle (HS) der AKB und normiertes Sprachverständnis (NSV) zwischen den verschiedenen Herstellern.	78
4.14. Kalibrierungswerte der Normprobanden.	80
4.15. Latenzzeiten der Normprobanden. Die korrigierte Latenz ergibt sich hierbei durch die Differenz aus gemessener und zusätzlicher Latenz.	80

4.16. Auswertung der Hörschwellen der ABK- und BERA-Hörschwellen. Zusätzlich die Auswertung der ABK-Hörschwelle aller Patienten, auch ohne BERA-Messung.	81
4.17. Die gemittelten Latenzen der verschiedenen Lautstärken über der individuellen Hörschwelle der BERA-Messung aller getesteten CI-Patienten.	82
4.18. Die Darstellung der Variationskoeffizienten der Latenzen über der Hörschwelle der CI Patienten sowie der Normprobanden.	82
4.19. Hörschwelle der Aufblähkurve und der BERA-Messung aller Patienten getrennt nach NSV. Zusätzlich ist die Auswertung aller aufgenommenen Patienten (auch ohne BERA-Messung) mit dargestellt.	84
4.20. Die Latenz der Welle V bei 10 dB über der individuellen Hörschwelle aller Hersteller aufgeteilt nach dem NSV.	85
4.21. Die gemittelten Latenzen der jeweiligen Lautstärken über der individuellen Hörschwelle der BERA-Messung des gesamten Patientenkollektivs aufgeteilt nach NSV.	86
A.1. Ergebnisse der T-Werte der einzelnen Elektroden	123
A.2. Ergebnisse der C/M-Werte der einzelnen Elektroden	126
A.3. Ergebnisse der ECAP-Werte der einzelnen Elektroden.	129
A.4. Ergebnisse der Impedanzen der einzelnen Elektroden.	132

A. Allgemeine Ergänzungen

A.1. Fragebogen

**UNIVERSITÄTSKLINIKUM
DES SAARLANDES**

Klinik und Poliklinik für
Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde

Direktor:
Univ.-Prof. Dr. B. Schick



Fragebogen Proband Datum _____

Aufzeichnung von frühen evozierten Hirnstammpotentialen mittels Lautsprecher.

Name: _____ Vorname: _____

Geburtsdatum: _____ Geschlecht: weiblich männlich

1. Seit wann leiden Sie an Hörproblemen? seit ca. _____ (Jahr)

2. In welchem Alter sind Sie ertaubt? _____

3. Haben Sie vor der Implantation Hörgeräte verwendet?
Wenn ja, wie lang? _____

4. Wann wurden Sie operiert?

5. Wie zufrieden sind Sie mit dem Implantat?
sehr zufrieden O gar nicht zufrieden

6. Wie beurteilen Sie Ihr persönliches Sprachverständnis mit dem Implantat zu verstehen?
sehr gut O sehr schlecht

7. Wie beurteilen Sie Ihr persönliches Sprachverständnis im Vergleich zu vorher?
sehr gut O sehr schlecht

8. Leiden Sie unter Ohrgeräuschen? ja nein

9. Haben Sie im Alltag Probleme gesprochene Worte zu verstehen? ja nein

10. Wurden Sie schon einmal im Bereich des Kopfes operiert? ja nein
Wenn ja, welche Art von Operation? _____

Abbildung A.1.: Fragebogen, Seite 1

11. Leiden Sie unter weiteren Erkrankungen?

Wenn ja, welche? _____

12. Nehmen Sie Medikamente ein?

ja nein

Wenn ja, welche? _____

13. Waren Sie in der Vergangenheit größerem Lärm ausgesetzt?

ja nein

14. Rauchen Sie?

ja nein

Abbildung A.2.: Fragebogen, Seite 2

A.2. Mini Mental Status Test

Mini-Mental-Status-Test (MMST)

(modifiziert nach Folstein, Folstein & McHugh)

Zeitliche Orientierung

(Frage: „Welchen Tag haben wir heute?“)

- Tag.....
- Monat
- Jahr
- Wochentag
- Jahreszeit.....

Örtliche Orientierung

(Frage: „Wo sind wir jetzt?“)

- Stadt
- Stadtteil
- Bundesland
- Klinik/Pflegeheim/Praxis
- Station/Stockwerk

Merkfähigkeit

(Folgende 3 Gegenstände nennen, dann zur Wiederholung auffordern)

- Apfel.....
- Schlüssel.....
- Ball.....

Aufmerksamkeit und Rechnen

(Jeweils 7 von 100 abziehen oder „STUHL“ rückwärts buchstabieren)

- 93 oder „L“.....
- 86 oder „H“.....
- 79 oder „U“.....
- 72 oder „T“.....
- 65 oder „S“.....

Erinnern

(Frage: „Was waren die Dinge, die Sie sich vorhin gemerkt haben?“)

- Apfel.....
- Schlüssel.....
- Ball.....

Benennen

(Die Testperson soll die folgenden zwei Gegenstände benennen)

- Armbanduhr
- Bleistift/Kugelschreiber

Wiederholen

(Die Testperson soll den folgenden Satz nachsprechen; nur ein Versuch ist erlaubt)

- „Kein Wenn und Aber“.....

Dreiteiliger Befehl

(„Nehmen Sie das Blatt Papier, falten es in der Mitte und lassen es auf den Boden fallen“)

- „Nehmen Sie das Blatt Papier,“.....
- „falten es in der Mitte“.....
- „und lassen es auf den Boden fallen“.....

Reagieren

(Die Testperson soll den Satz: „Schließen Sie die Augen“ lesen und befolgen)

- Testperson schließt die Augen.....

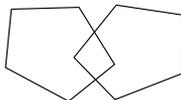
Mini-Mental-Status-Test (Teil 1)

© F. Treusch (2009)
www.arztpraxistreusch.de

Abbildung A.3.: Mini Mental Status Test, Seite 1

Schreiben*(Die Testperson soll einen beliebigen vollständigen Satz aufzuschreiben)*

- Sinnhafter Satz mit Subjekt und Verb

Abzeichnen*(Testperson soll die folgende Zeichnung abzeichnen)*

- Zwei sich an einer Ecke überschneidende 5-Ecke

Gesamtpunktzahl..... (max. 30)

Interpretation des Testergebnisses

Punkte	Beurteilung
30-27	Keine Demenz
26-20	Leichte Demenz
19-10	Mittelschwere Demenz
≤9	Schwere Demenz

A.3. Freiburger Sprachtest

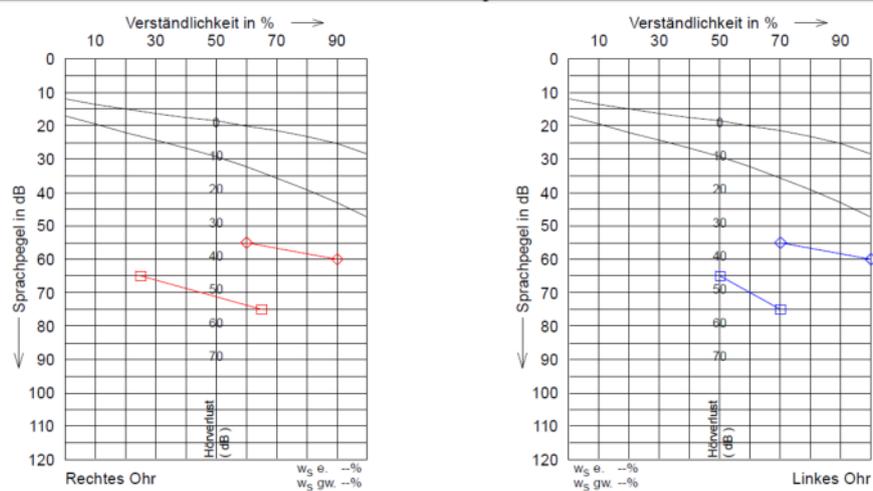


Abbildung A.5.: Beispiel eines Freiburger Sprachtest Ergebnisdiagramms. Quadrate kennzeichnen die Ergebnisse des Freiburger Einsilber-Tests (in diesem Fall bei 65 und 75 dB SPL getestet). Rauten kennzeichnen die Ergebnisse des Freiburger Mehrsilber-Sprachtests. Der gedachte Schnittpunkt mit der Senkrechten bei 50 % Verständlichkeit gibt den erhobenen Messwert wieder.

A.4. Ergebnisse T-Werte der einzelnen Elektroden

T-Werte		AB	Cochlear	MedEl			
Anzahl	Gruppe 1		11	13	6		
	Gruppe 2		13	17	5		
0,25 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	1,64 ± 1,47	3,34 ± 1,30	0,49 ± 0,56	
			Median	1,08	3,46	0,37	
			95%-Konf-Int.	0,66 - 2,63	2,55 - 4,12	-0,09 - 1,08	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	1,72 ± 1,40	3,59 ± 1,45	2,28 ± 1,98	
			Median	1,54	3,22	1,93	
			95%-Konf-Int.	0,87 - 2,56	2,84 - 4,33	-0,18 - 4,74	
	p		0,602	0,601	0,050		
	0,5 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	1,75 ± 1,35	3,33 ± 1,36	0,49 ± 0,55
				Median	1,15	3,40	0,38
95%-Konf-Int.				0,84 - 2,66	2,51 - 4,15	-0,09 - 1,06	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	1,54 ± 1,08	3,59 ± 1,48	2,10 ± 1,72	
			Median	1,38	3,22	2,10	
			95%-Konf-Int.	0,89 - 2,19	2,83 - 4,35	-0,03 - 4,24	
p		0,954	0,691	0,076			
1 kHz		[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	2,01 ± 1,39	3,61 ± 1,55	0,56 ± 0,63
				Median	1,85	3,53	0,47
	95%-Konf-Int.			1,08 - 2,95	2,67 - 4,54	-0,10 - 1,21	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	1,56 ± 0,70	3,67 ± 1,64	2,34 ± 1,72	
			Median	1,54	2,95	2,79	
			95%-Konf-Int.	1,14 - 1,98	2,67 - 4,54	0,21 - 4,47	
	p		0,542	0,738	0,050		
	1,5 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	2,04 ± 1,34	4,00 ± 1,72	0,58 ± 0,65
				Median	2,00	3,56	0,49
95%-Konf-Int.				1,14 - 2,93	2,91 - 5,10	-0,11 - 1,26	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	1,59 ± 0,58	3,83 ± 1,63	2,40 ± 1,76	
			Median	1,69	3,06	2,79	
			95%-Konf-Int.	1,23 - 1,94	2,99 - 4,67	0,21 - 4,58	
p		0,562	0,723	0,076			

T-Werte			AB	Cochlear	MedEl		
2 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	2,21 ± 1,61	3,96 ± 1,84	0,60 ± 0,69	
			Median	1,69	3,71	0,47	
			95%-Konf-Int.	1,13 - 3,29	2,85 - 5,07	-0,13 - 1,33	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	1,68 ± 0,66	3,95 ± 1,61	2,39 ± 1,79	
			Median	1,54	3,28	2,79	
			95%-Konf-Int.	1,28 - 2,08	3,13 - 4,78	0,17 - 4,60	
		p	0,749	0,950	0,076		
	3 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	2,33 ± 1,97	4,06 ± 1,96	0,59 ± 0,69
				Median	1,46	4,13	0,47
95%-Konf-Int.				1,01 - 3,65	2,87 - 5,24	-0,13 - 1,31	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	1,66 ± 0,80	3,92 ± 1,58	2,31 ± 1,78	
			Median	1,54	3,65	2,79	
			95%-Konf-Int.	1,17 - 2,14	3,10 - 4,73	0,10 - 4,52	
		p	0,601	1,000	0,76		
4 kHz		[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	2,13 ± 1,76	3,98 ± 2,04	0,60 ± 0,69
				Median	1,15	3,64	0,50
	95%-Konf-Int.			0,94 - 3,31	2,69 - 5,27	-0,12 - 1,33	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	1,63 ± 1,00	3,86 ± 1,72	2,22 ± 1,77	
			Median	1,54	3,53	2,79	
			95%-Konf-Int.	1,03 - 2,24	2,98 - 4,74	0,03 - 4,42	
		p	0,794	0,894	0,161		
	6 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	2,09 ± 1,58	3,58 ± 1,82	0,61 ± 0,70
				Median	2,08	3,67	0,52
95%-Konf-Int.				0,87 - 3,30	2,42 - 4,74	-0,12 - 1,35	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	1,47 ± 1,05	3,76 ± 1,63	2,20 ± 1,73	
			Median	1,38	3,78	2,60	
			95%-Konf-Int.	0,83 - 2,10	2,92 - 4,59	0,05 - 4,35	
		p	0,423	0,626	0,076		

Tabelle A.1.: Ergebnisse der T-Werte der einzelnen Elektroden

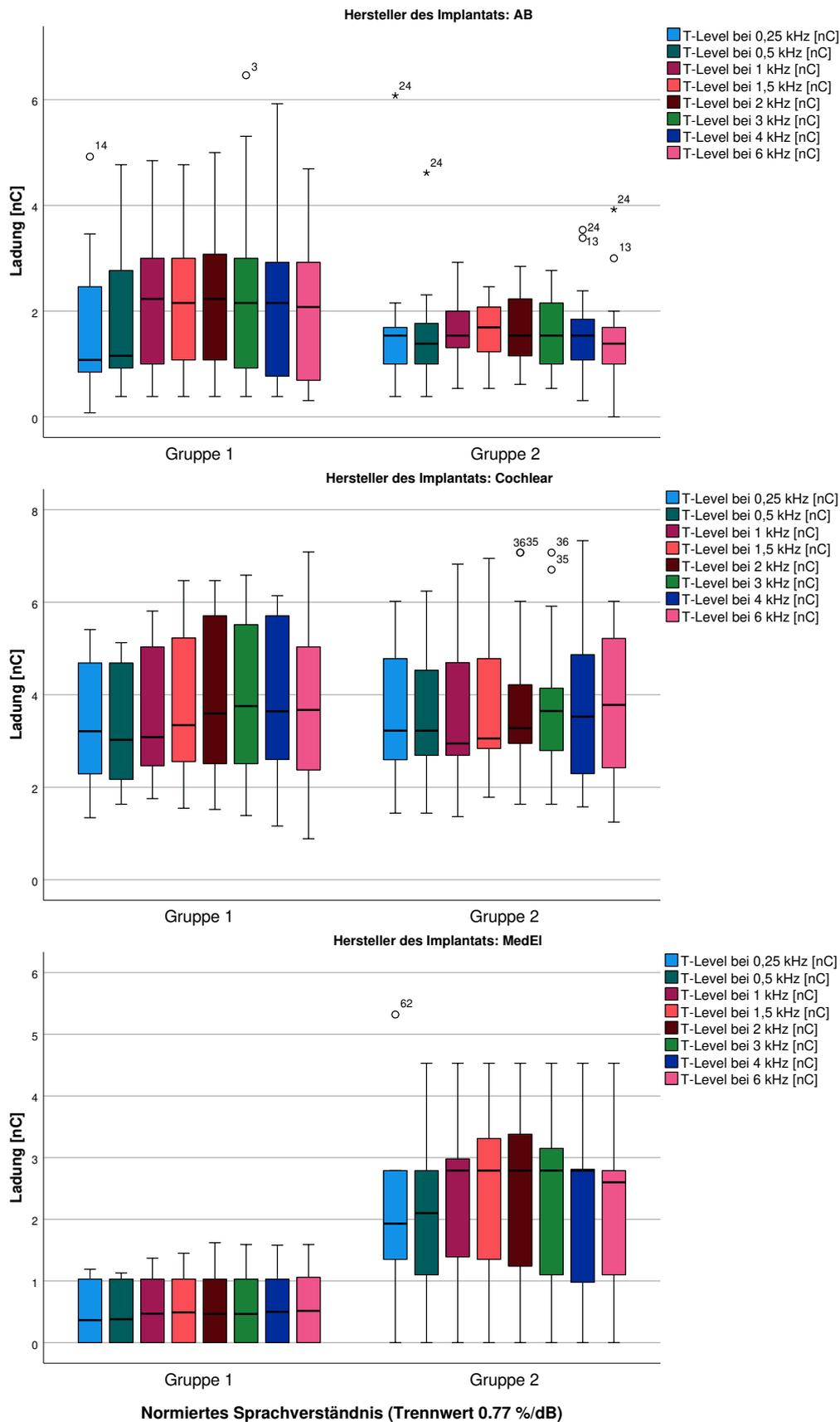


Abbildung A.6.: Die Ergebnisse der Auswertung der T-Werte für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl

A.5. Ergebnisse C/M-Werte der einzelnen Elektroden

C/M-Werte		AB	Cochlear	MedEl			
Anzahl	Gruppe 1	11	13	6			
	Gruppe 2	13	17	5			
0,25 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	13,82 ± 8,02	9,62 ± 4,46	22,14 ± 15,30	
			Median	12,92	7,61	16,85	
			95%-Konf-Int.	8,43 - 19,20	6,93 - 12,31	6,09 - 38,20	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	13,17 ± 3,27	9,53 ± 4,07	17,38 ± 3,25	
			Median	12,92	8,63	19,27	
			95%-Konf-Int.	11,20 - 15,15	7,44 - 11,62	13,34 - 21,41	
	p	0,908	0,851	0,855			
	0,5 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	14,29 ± 7,65	9,51 ± 4,61	21,83 ± 15,40
				Median	13,77	7,88	17,08
95%-Konf-Int.				9,15 - 19,43	6,73 - 12,30	5,67 - 37,99	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	12,86 ± 3,00	9,71 ± 4,10	17,53 ± 3,04	
			Median	11,92	9,09	16,32	
			95%-Konf-Int.	11,05 - 14,68	7,60 - 11,82	13,76 - 21,31	
p		0,543	0,754	0,855			
1 kHz		[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	15,41 ± 7,60	10,30 ± 4,93	22,64 ± 14,79
				Median	16,46	8,78	18,30
	95%-Konf-Int.			10,30 - 20,52	7,31 - 13,28	7,12 - 38,17	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	12,31 ± 4,66	10,09 ± 4,23	23,41 ± 4,99	
			Median	12,85	9,44	23,40	
			95%-Konf-Int.	9,49 - 15,12	7,92 - 12,27	17,22 - 29,60	
	p	0,213	0,834	0,361			
	1,5 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	15,96 ± 7,40	11,57 ± 5,31	23,72 ± 15,58
				Median	16,77	9,83	18,80
95%-Konf-Int.				10,99 - 20,93	8,19 - 14,94	7,37 - 40,07	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	13,94 ± 3,51	10,53 ± 4,35	24,86 ± 6,21	
			Median	14,38	10,12	26,74	
			95%-Konf-Int.	11,82 - 16,06	8,30 - 12,77	17,16 - 32,57	
p		0,385	0,690	0,273			

C/M-Werte			AB	Cochlear	MedEl		
2 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	15,82 ± 7,03	11,47 ± 6,02	23,26 ± 15,45	
			Median	16,77	9,25	17,42	
			95%-Konf-Int.	11,09 - 20,54	7,83 - 15,10	7,05 - 39,48	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	14,53 ± 4,06	10,81 ± 4,36	24,18 ± 6,62	
			Median	14,62	9,78	24,94	
			95%-Konf-Int.	12,80 - 16,98	8,57 - 13,06	15,96 - 32,40	
		p	0,469	0,883	0,361		
	3 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	15,48 ± 6,89	10,62 ± 5,99	22,74 ± 14,72
				Median	14,69	7,61	17,27
95%-Konf-Int.				10,85 - 20,10	7,00 - 14,24	7,29 - 38,19	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	14,46 ± 4,50	10,53 ± 4,33	22,82 ± 6,78	
			Median	14,54	10,12	21,51	
			95%-Konf-Int.	11,74 - 17,17	8,30 - 12,75	14,39 - 31,24	
		p	0,685	0,630	0,465		
4 kHz		[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	14,15 ± 6,67	10,10 ± 5,74	22,51 ± 11,02
				Median	11,77	7,83	19,39
	95%-Konf-Int.			9,67 - 18,63	6,46 - 13,75	10,95 - 34,07	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	13,22 ± 4,59	10,02 ± 4,34	20,89 ± 6,44	
			Median	14,00	9,96	18,37	
			95%-Konf-Int.	10,45 - 15,99	7,79 - 12,25	12,90 - 28,88	
		p	1,000	0,757	0,715		
	6 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	14,23 ± 7,33	9,01 ± 5,03	20,40 ± 7,39
				Median	12,92	7,89	19,67
95%-Konf-Int.				8,60 - 19,86	5,82 - 12,21	12,63 - 28,16	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	12,09 ± 4,26	9,26 ± 4,21	19,06 ± 4,62	
			Median	11,92	9,94	17,75	
			95%-Konf-Int.	9,52 - 14,67	7,09 - 11,42	13,32 - 24,80	
		p	0,525	0,859	0,584		

Tabelle A.2.: Ergebnisse der C/M-Werte der einzelnen Elektroden

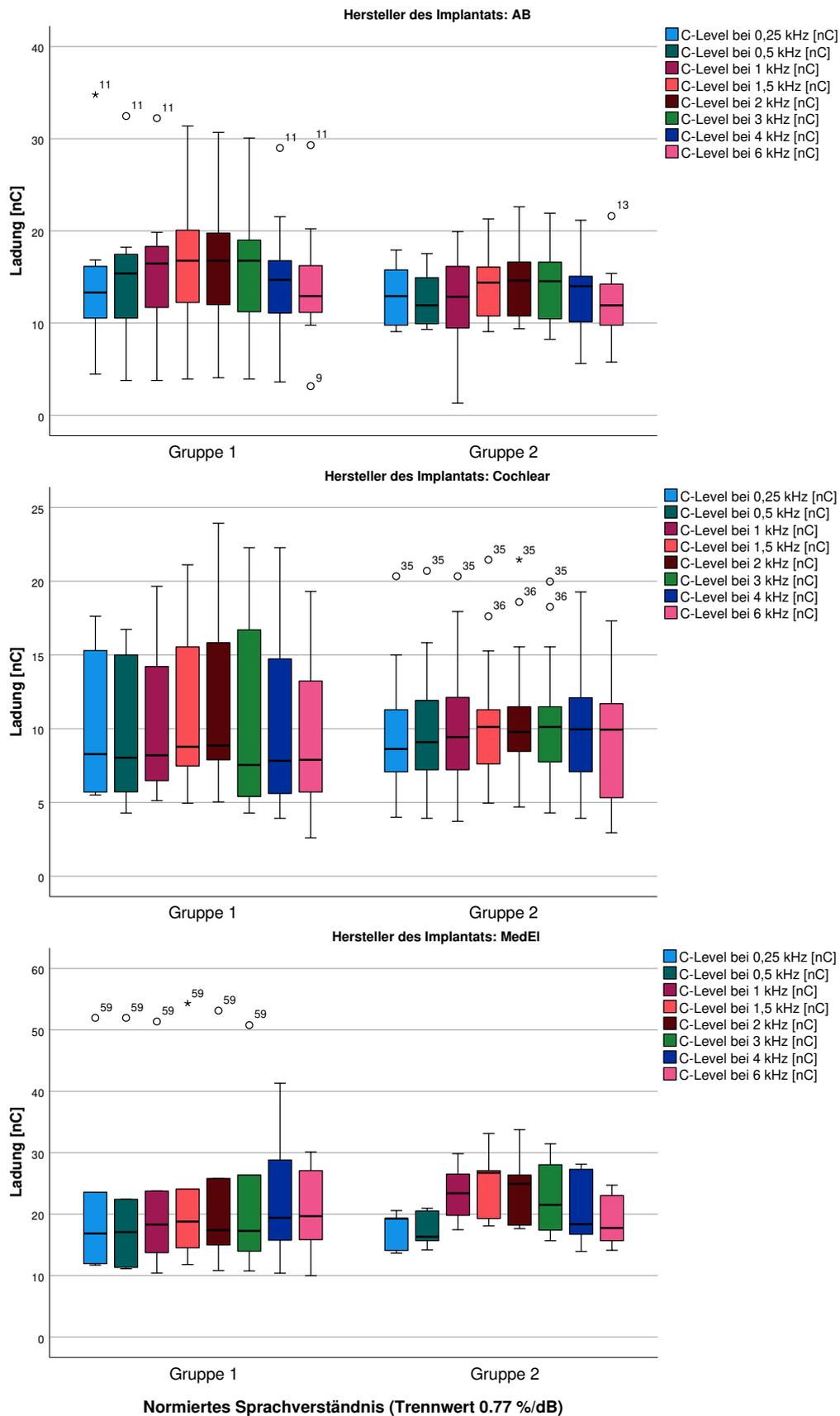


Abbildung A.7.: Die Ergebnisse der Auswertung der C-Werte für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl

A.6. Ergebnisse ECAP-Werte der einzelnen Elektroden

ECAP-Werte		AB	Cochlear	MedEl			
Anzahl	Gruppe 1	11	13	6			
	Gruppe 2	13	17	5			
ECAP 0,25 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	23,39 ± 10,51	16,70 ± 8,69	20,89 ± 9,48	
			Median	19,23	15,78	24,86	
			95%-Konf-Int.	15,32 - 31,47	11,45 - 21,95	10,84 - 30,73	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	16,60 ± 6,37	16,42 ± 6,40	12,60 ± 6,97	
			Median	15,38	14,43	12,32	
			95%-Konf-Int.	12,75 - 20,45	13,01 - 19,83	3,49 - 21,26	
	p		0,147	0,826	0,140		
	0,5 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	19,45 ± 9,66	17,95 ± 8,67	12,09 ± 6,76
				Median	17,31	17,32	12,00
95%-Konf-Int.				12,02 - 26,88	12,44 - 23,46	3,69 - 20,48	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	14,91 ± 6,83	15,93 ± 6,82	12,21 ± 7,42	
			Median	14,46	13,19	9,49	
			95%-Konf-Int.	10,78 - 19,03	12,15 - 19,71	2,99 - 21,43	
p		0,242	0,591	0,751			
1 kHz		[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	24,35 ± 12,37	18,27 ± 10,66	15,85 ± 11,27
				Median	18,85	17,32	12,75
	95%-Konf-Int.			15,49 - 33,20	11,50 - 25,05	4,02 - 27,68	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	16,18 ± 6,74	18,80 ± 7,81	13,35 ± 6,87	
			Median	14,46	17,26	16,50	
			95%-Konf-Int.	12,10 - 20,25	14,64 - 22,97	4,82 - 21,88	
	p		0,093	0,609	0,712		
	1,5 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	28,20 ± 14,39	16,24 ± 8,00	21,00 ± 11,06
				Median	23,08	14,43	21,00
95%-Konf-Int.				18,53 - 37,87	11,43 - 21,05	9,39 - 32,61	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	17,91 ± 5,53	19,56 ± 9,34	13,38 ± 7,42	
			Median	17,31	18,87	15,09	
			95%-Konf-Int.	14,57 - 21,25	14,76 - 24,36	4,17 - 22,59	
p		0,082	0,367	0,268			

ECAP-Werte			AB	Cochlear	MedEl		
2 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	24,07 ± 9,00	15,22 ± 7,59	15,90 ± 8,85	
			Median	22,23	13,19	12,00	
			95%-Konf-Int.	16,54 - 31,59	10,63 - 19,81	4,91 - 26,89	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	20,57 ± 4,78	21,01 ± 9,32	13,46 ± 7,04	
			Median	19,23	18,54	16,50	
			95%-Konf-Int.	17,68 - 23,46	16,22 - 25,81	4,72 - 22,21	
		p		0,585	0,111	0,750	
	3 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	25,44 ± 9,28	20,10 ± 8,12	14,70 ± 12,39
				Median	24,23	20,64	12,00
95%-Konf-Int.				16,85 - 34,02	14,65 - 25,56	-0,68 - 30,08	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	19,78 ± 4,97	22,16 ± 11,12	17,74 ± 9,54	
			Median	19,23	18,87	17,00	
			95%-Konf-Int.	16,77 - 22,78	16,44 - 27,87	5,90 - 29,59	
		p		0,248	1,000	0,597	
4 kHz		[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	25,97 ± 9,68	19,72 ± 9,50	15,90 ± 11,60
				Median	24,54	18,87	12,00
	95%-Konf-Int.			17,88 - 34,06	13,98 - 25,45	1,50 - 30,30	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	20,04 ± 6,78	22,11 ± 14,35	15,89 ± 6,43	
			Median	17,31	17,26	16,50	
			95%-Konf-Int.	15,95 - 24,14	14,73 - 29,49	7,91 - 23,87	
		p		0,094	0,983	0,401	
	6 kHz	[nC]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	29,68 ± 10,91	19,78 ± 9,18	14,10 ± 5,77
				Median	26,00	20,64	13,50
95%-Konf-Int.				19,59 - 39,77	13,61 - 25,94	6,93 - 21,27	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	20,20 ± 6,50	22,88 ± 10,81	17,73 ± 8,31	
			Median	17,31	20,64	20,46	
			95%-Konf-Int.	16,27 - 24,13	17,12 - 28,64	4,50 - 30,96	
		p		0,021	0,620	0,389	

Tabelle A.3.: Ergebnisse der ECAP-Werte der einzelnen Elektroden.

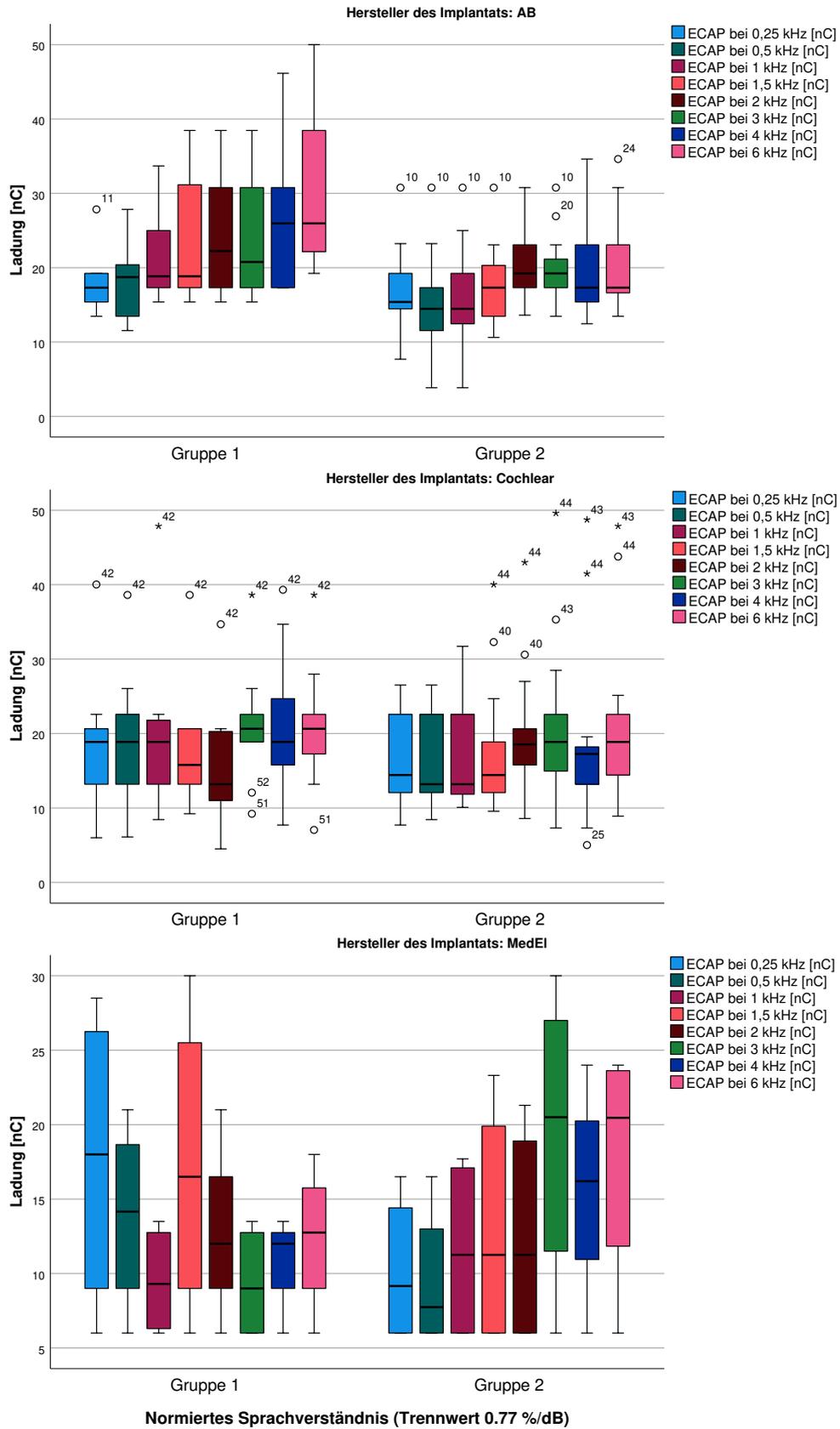


Abbildung A.8.: Die Ergebnisse der Auswertung der ECAP-Werte für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl

A.7. Ergebnisse Impedanzen der einzelnen Elektroden

Impedanzen		AB	Cochlear	MedEl			
Anzahl	Gruppe 1		11	13	6		
	Gruppe 2		13	17	5		
0,25 kHz	[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	4,92 ± 2,61	10,43 ± 3,17	5,37 ± 1,76	
			Median	4,00	10,45	5,04	
			95%-Konf-Int.	3,17 - 6,67	8,42 - 12,45	3,53 - 7,21	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	4,48 ± 2,21	9,27 ± 2,64	5,13 ± 1,33	
			Median	3,80	9,48	4,36	
			95%-Konf-Int.	3,15 - 5,82	7,91 - 10,63	3,47 - 6,78	
	p		0,523	0,308	1,000		
	0,5 kHz	[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	4,24 ± 1,40	10,12 ± 2,24	5,32 ± 2,11
				Median	4,50	9,99	5,39
95%-Konf-Int.				3,30 - 5,18	8,77 - 11,47	3,11 - 7,53	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	4,47 ± 2,29	8,83 ± 2,33	4,28 ± 0,64	
			Median	3,80	8,10	4,03	
			95%-Konf-Int.	3,09 - 5,85	7,64 - 10,03	3,48 - 5,07	
p		0,794	0,132	0,465			
1 kHz		[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	4,57 ± 2,43	9,49 ± 2,26	4,80 ± 1,51
				Median	4,00	9,29	4,16
	95%-Konf-Int.			2,94 - 6,21	8,13 - 10,86	3,21 - 6,38	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	4,48 ± 1,98	8,40 ± 3,04	4,42 ± 1,68	
			Median	4,30	7,88	4,23	
			95%-Konf-Int.	3,28 - 5,67	6,84 - 9,96	2,33 - 6,51	
	p		0,931	0,391	0,715		
	1,5 kHz	[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	4,59 ± 1,90	9,35 ± 2,18	4,35 ± 0,65
				Median	4,30	9,63	4,06
95%-Konf-Int.				3,32 - 5,87	8,03 - 10,67	3,67 - 5,04	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	4,62 ± 1,76	8,93 ± 1,74	4,18 ± 1,14	
			Median	4,30	9,42	3,81	
			95%-Konf-Int.	3,55 - 5,68	8,03 - 9,82	2,77 - 5,59	
p		0,908	0,558	0,465			

Impedanzen			AB	Cochlear	MedEl		
2 kHz	[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	5,13 ± 1,76	9,82 ± 2,33	4,63 ± 0,65	
			Median	4,60	10,98	4,77	
			95%-Konf-Int.	3,95 - 6,31	8,42 - 11,23	3,95 - 5,32	
		Gr. 2	$\bar{x} + SD$	3,85 ± 1,80	8,45 ± 1,96	3,92 ± 1,14	
			Median	3,50	8,23	3,64	
			95%-Konf-Int.	2,76 - 4,94	7,45 - 9,46	2,50 - 5,33	
	p			0,068	0,090	0,273	
	3 kHz	[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	5,18 ± 2,35	9,91 ± 1,96	5,30 ± 1,50
				Median	5,80	10,54	5,30
95%-Konf-Int.				3,60 - 6,76	8,73 - 11,10	3,73 - 6,87	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	4,94 ± 1,76	8,45 ± 1,59	4,38 ± 1,56	
			Median	5,20	8,28	3,93	
			95%-Konf-Int.	3,88 - 6,00	7,64 - 9,27	2,45 - 6,31	
p			0,839	0,069	0,465		
4 kHz		[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	5,18 ± 2,15	9,81 ± 2,78	6,10 ± 1,11
				Median	5,70	9,04	5,96
	95%-Konf-Int.			3,73 - 6,63	8,13 - 11,50	4,94 - 7,26	
	Gr. 2		$\bar{x} + SD$	5,53 ± 2,91	9,18 ± 2,33	5,05 ± 1,39	
			Median	5,60	9,09	4,45	
			95%-Konf-Int.	3,77 - 7,29	7,98 - 10,38	3,33 - 6,77	
	p			0,954	0,660	0,068	
	6 kHz	[kΩ]	Gr. 1	$\bar{x} + SD$	5,28 ± 2,66	9,77 ± 3,26	6,24 ± 1,25
				Median	5,55	9,59	6,23
95%-Konf-Int.				3,38 - 7,18	7,81 - 11,74	4,92 - 7,55	
Gr. 2			$\bar{x} + SD$	5,08 ± 3,18	10,19 ± 2,91	4,39 ± 1,50	
			Median	5,30	9,29	4,40	
			95%-Konf-Int.	3,16 - 7,00	8,70 - 11,69	2,53 - 6,25	
p			0,877	0,834	0,100		

Tabelle A.4.: Ergebnisse der Impedanzen der einzelnen Elektroden.

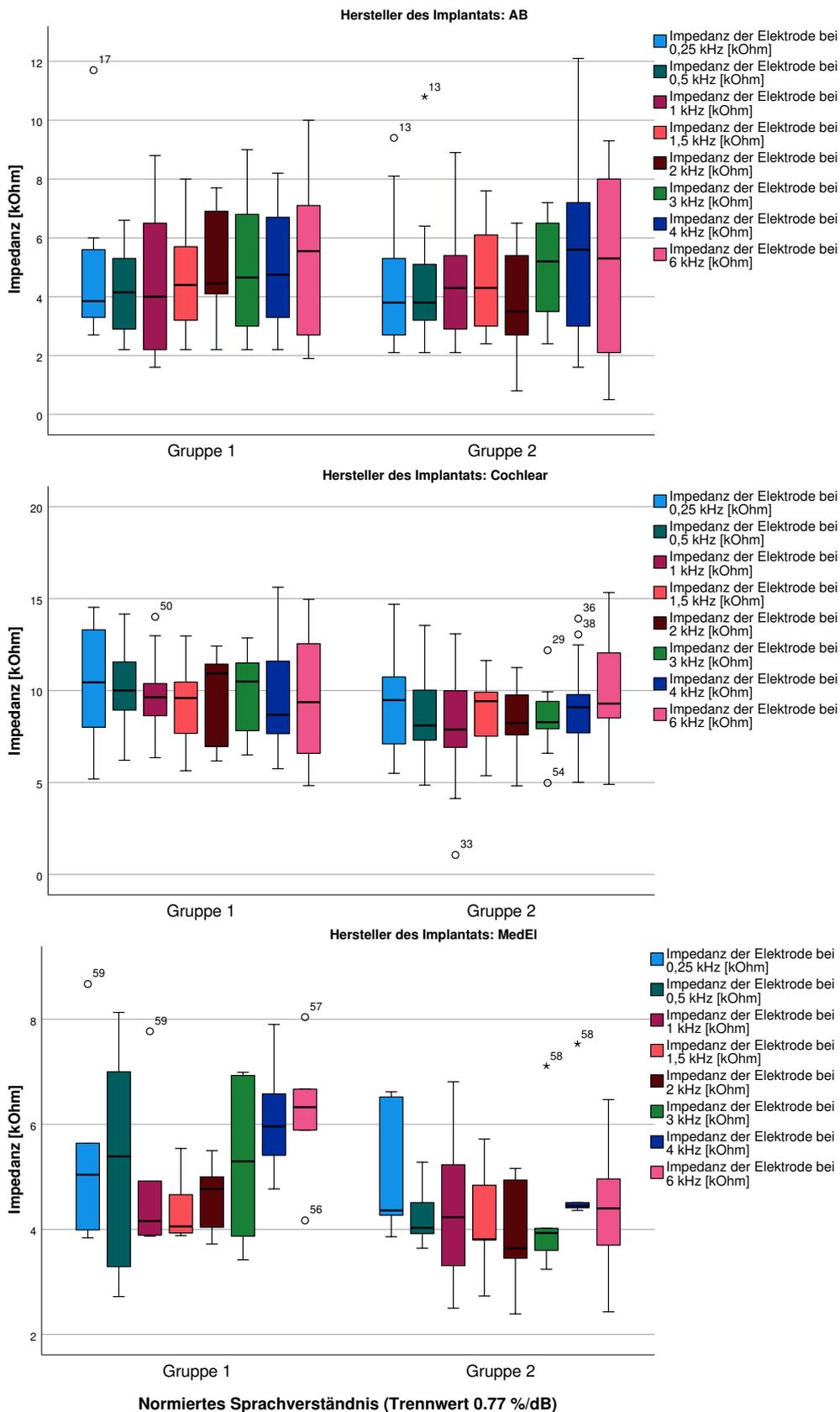


Abbildung A.9.: Die Ergebnisse der Auswertung der Impedanzen für jede einzelne Elektrode der drei Hersteller. Von oben nach unten: AB, Cochlear, MedEl

Abkürzungsverzeichnis

AB	Advanced Bionics
ABK	Aufblähkurve
ABR	auditory brainstem response
AEP	akustisch evozierte Potentiale
BERA	brainstem evoked response audiometry
C/M-Wert	comfort-Wert oder most comfortable Wert
CI	Cochlea-Implantat
DR	Dynamic Range
E-ABR	electrical auditory brainstem response
ECAP	electrically evoked compound action potential
HS	Hörschwelle
MedEl	Medical Electronics
MMST	Mini Mental Status Test
NSV	normiertes Sprachverständnis
SV	Sprachverständnis
T-Wert	threshold-Wert

Teile dieser Dissertation sind in folgenden Publikationen enthalten:

Ernst R, Linxweiler M, Rink K, Rothe H, Lecomte G, Bozzato A und Hecker D J. Neurophysiologische Parameter zum Sprachverstehen von PatientInnen mit Cochlea-Implantaten. Laryngo-Rhino-Otologie 2021, Goerg Thieme Verlag KG

Teile dieser Dissertation wurden in Form einer Präsentation vorgestellt:

Hecker D, Schick B, Linxweiler M, Ernst R, Schorn B. Korrelation zwischen der intraoperativen Messung der Welle I mit dem Sprachverstehen bei CI Trägern. 21. DGA Jahrestagung in Halle, 2018

Teile dieser Dissertation werden voraussichtlich noch in einer weiteren Publikation vorgestellt:

Hecker D, Ernst R, Schick B, Bozzato A, Linxweiler M. Objektive Hörschwellenabschätzung bei CI Patienten in Abhängigkeit ihres Sprachverstehens. Laryngo-Rhino-Otologie 2022, Goerg Thieme Verlag KG. *In Vorbereitung*

Danksagungen

Besonderer Dank geht an meinen Doktorvater PD Dr. med. Maximilian Linxweiler für die Bereitstellung des Themas und für praktische Hilfestellungen bei der Verfassung der Arbeit.

Weiterhin geht großer Dank an meinen Betreuer Dr. rer. nat. Dietmar Hecker, der mir seit Beginn der Arbeit mit Themenfindung über die Anfänge bis hin zur tatsächlichen Fertigstellung jederzeit mit beeindruckender Geschwindigkeit mit Rat und Tat zur Seite stand, viel konstruktive Kritik geäußert und mich auch immer wieder dazu gebracht hat, am Ball zu bleiben.

Meiner gesamten Familie und meiner Partnerin danke ich für alles, was ich mit ihnen erleben durfte und dafür, dass und wie sie mein bisheriges Leben geprägt haben und weiter prägen. Außerdem ist die Lesbarkeit dieser Arbeit dank ihrer ausgezeichneten Überprüfung auf grammatikalische und Rechtschreibfehler deutlich besser.

Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.