

Entwicklung des Hörvermögens
nach bilateraler Cochlea-implantation und Vergleich von bilateraler und
bimodaler Versorgung bei postlingual ertaubten Erwachsenen

Von der Medizinischen Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen
Hochschule Aachen zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin
der Medizin genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Jennifer Nobis

geb. Bettenbühl

aus

Dortmund

Berichter: Herr Universitätsprofessor
Dr. med. Martin Westhofen

Herr Universitätsprofessor
Dr. rer.nat. Klaus Willmes-von Hinckeldey

Tag der mündlichen Prüfung: 7. Mai 2013

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online
verfügbar.

Widmung

meinen Eltern
Bernd und Rita Bettenbühl
meinen Gasteltern
Ken und Debbie Wintory

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| 1 Einleitung | 11 |
| 1.1 Grundlagen..... | 11 |
| 1.1.1 Anatomie der Cochlea | 11 |
| 1.1.2 Physiologie der Cochlea | 12 |
| 1.2 Implantation..... | 13 |
| 1.2.1 Funktionsprinzip und OP-Indikation | 13 |
| 1.2.2 Historie und Entwicklung..... | 16 |
| 1.3 Beidseitige Hörgeräte –und CI-Versorgung..... | 17 |
| 1.3.1 Nomenklatur | 17 |
| 1.3.2 Standard der bilateralen CI-Versorgung | 17 |
| 1.4 Vorteile der beidseitigen Versorgung | 18 |
| 1.4.1 Sprachwahrnehmung..... | 18 |
| 1.4.2 Richtungshören..... | 20 |
| 1.4.3 Höranstrengung | 22 |
| 1.4.4 Lebensqualität | 22 |
| 1.5 Zielsetzung | 25 |
| 2 Stand der Wissenschaft und Ausblick..... | 26 |
| 2.1 Bimodale Versorgung..... | 26 |
| 2.2 Entscheidung bilaterale vs. bimodale Versorgung..... | 27 |
| 2.3 Zukünftige CI-Technologien | 28 |
| 3 Material und Methoden | 30 |
| 3.1 Versuchspersonen | 30 |
| 3.1.1 Patienten..... | 30 |
| 3.1.2 Selektionskriterien | 33 |
| 3.2 Durchgeführte Untersuchungen | 34 |
| 3.2.1 Tonschwellenaudiometrie | 34 |
| 3.2.2 Freiburger Sprachverständlichkeitstest..... | 35 |
| 3.2.3 Oldenburger Satztest | 36 |
| 3.2.4 Aachener Basisrichtungshörttest (BRT)..... | 38 |
| 3.3 Cochleaimplantatsysteme und Codierungsstrategien | 39 |
| 3.3.1 Cochleaimplantatsysteme..... | 39 |

| | |
|--|----|
| 3.3.2 Sprachprozessoren und Sprachcodierung..... | 40 |
| 3.4 Räumlichkeiten und Geräte..... | 42 |
| 3.5 Ablauf der CI-Versorgung und Kontrolluntersuchungen | 42 |
| 3.6 Dokumentation und Auswertung | 44 |
| 3.6.1 Wilcoxon-Test..... | 44 |
| 3.6.2 Korrelation | 44 |
| 4 Ergebnisse..... | 46 |
| 4.1 Sprachverstehen in Ruhe im zeitlichen Verlauf..... | 46 |
| 4.2 Richtungshören im zeitlichen Verlauf | 50 |
| 4.3 Sprachverstehen im Störgeräusch im zeitlichen Verlauf | 52 |
| 4.3.1 Binaurale Vorteile: Kopfschatteneffekt, Lautheitssummation und Rauschunterdrückung..... | 52 |
| 4.3.2 Binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-bin) und mittlerer Gewinn (Gain-m) | 55 |
| 4.3.3 Mittlere Intelligibility Level Difference (ILD-m) und laterale Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-lat) | 58 |
| 4.3.4 Asymmetrie (Asym-bin) und Symmetriegewinn (Gain-sym)..... | 61 |
| 4.3.5 Summation & Asymmetrie | 63 |
| 4.4 Vergleich bilateraler und bimodaler Versorgung..... | 64 |
| 4.4.1 Vergleich der Ergebnisse im Freiburger Sprachtest | 65 |
| 4.4.2 Vergleich der Ergebnisse im Basis-Richtungstest | 65 |
| 4.4.3 Vergleich der Ergebnisse im Oldenburger Satztest | 66 |
| 4.5 Ableitung von Prognosekriterien..... | 70 |
| 4.5.1 Besseres Ohr versus schlechteres Ohr | 70 |
| 4.5.2 Vergleich der präoperativen Werte mit den 6-Monatsergebnissen im Freiburger Sprachtest..... | 71 |
| 4.5.3 Vergleich der Ergebnisse mit dem Basis-Richtungshörtest | 73 |
| 4.5.4 Vergleich der präoperativen Werte mit den 6-Monatsergebnissen im Oldenburger Satztest..... | 74 |
| 5 Diskussion..... | 79 |
| 5.1 Diskussion der Entwicklungen im zeitlichen Verlauf..... | 79 |
| 5.1.1 Entwicklung des Sprachverstehens | 79 |
| 5.1.2 Entwicklung des Richtungshörens | 80 |

Inhalt

| | |
|--|-----|
| 5.1.3 Entwicklung des Sprachverstehens in Störgeräusch | 84 |
| 5.2 Diskussion des Vergleichs bilateraler und bimodaler Versorgung..... | 93 |
| 5.2.1 Diskussion des Vergleichs der Ergebnisse im Freiburger Sprachtest | 94 |
| 5.2.2 Diskussion des Vergleichs der Ergebnisse im Basis-Richtungstest. | 95 |
| 5.2.3 Diskussion des Vergleichs der Ergebnisse im Oldenburger Satztest | 97 |
| 5.3 Diskussion der Prognose hinsichtlich des Erfolgs bilateraler Implantationen..... | 101 |
| 5.3.1 Diskussion der Prognose des Ergebnisses im Freiburger Sprachtest | 101 |
| 5.3.2 Diskussion der Prognose des Ergebnisses im Basis-Richtungshörtest | 102 |
| 5.3.3 Diskussion der Prognose des Ergebnisses im Oldenburger Satztests | 102 |
| 6 Zusammenfassung | 105 |
| 7 Anhang | 108 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abb. 1-1: Darstellung des Funktionsprinzips des Cochleaimplantats Nucleus Freedom (www.ci-centrum.de/CI-Info/ci/ci.htm)..... | 14 |
| Abb. 3-1: Altersverteilung in Jahren der bilateral implantierten Patienten bei Implantation der 2. Seite..... | 33 |
| Abb. 3-2: Altersverteilung in Jahren der bimodal implantierten Patienten bei Implantation. | 33 |
| Abb. 3-3: Testaufbau des Oldenburger Satztests. | 37 |
| Abb. 3-4: Testaufbau des Aachener Basis-Richtungstest..... | 39 |
| Abb. 4-1: Entwicklung der Freiburger Einsilberverständlichkeit des zweitimplantierten Ohrs über 24 Monate im Vergleich zum erstimplantierten Ohr; Darstellung der Medianwerte. | 47 |
| Abb. 4-2: Entwicklung der Einsilberverständlichkeit des zweitimplantierten Ohrs über 24 Monate, Darstellung von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum, n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 48 |
| Abb. 4-3: Darstellung der prozentualen Trefferquote im BRT mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 51 |
| Abb. 4-4: Darstellung des Kopfschatteneffekts mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt..... | 52 |
| Abb. 4-5: Darstellung des Summationseffekts (gelbe Kurve) und der jeweils in unilateraler (dunkelblau) und bilateraler (hellblau) Versorgung ermittelten Werte für SNR (S_0N_0); n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt. | 53 |
| Abb. 4-6: Darstellung der Lautheitssummation mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt..... | 54 |

| | |
|---|----|
| Abb. 4-7: Darstellung der Rauschunterdrückung mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt..... | 55 |
| Abb. 4-8: Darstellung der binauralen Sprachverständlichkeitsschwelle mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 56 |
| Abb. 4-9: Darstellung des mittleren Gewinns im OLSA mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 57 |
| Abb. 4-10: Darstellung der mittleren Intelligibility Level Difference mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 59 |
| Abb. 4-11: Darstellung der lateralen Sprachverständlichkeitsschwelle mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 60 |
| Abb. 4-12: Darstellung der binauralen Asymmetrie mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 61 |
| Abb. 4-13: Darstellung des Symmetriegewinns mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt. | 63 |
| Abb. 4-14: Darstellung der Einsilberverschämlichkeit in Prozent, die Messung erfolgte monaural mit dem jeweils zweitimplantierten Ohr bzw. mit dem Hörgeräteohr bei den bimodal implantierten Patienten. | 65 |
| Abb. 4-15: Darstellung der Treffer im Basisrichtungstest. Die Messung erfolgte binaural..... | 66 |
| Abb. 4-16: Darstellung des Kopfschatteneffekts für alle drei Gruppen..... | 66 |
| Abb. 4-17: Darstellung des Lautheitssummation für alle drei Gruppen..... | 67 |

Inhalt

| | |
|---|----|
| Abb. 4-18: Darstellung des Rauschunterdrückung für alle drei Gruppen..... | 67 |
| Abb. 4-19: Darstellung der binauralen Sprachverständlichkeitsschwelle für alle drei Gruppen..... | 68 |
| Abb. 4-20: Darstellung des mittleren Gewinns im OLSA für alle drei Gruppen. | 68 |
| Abb. 4-21: Darstellung binauralen Sprachverständlichkeitschwelle aller drei Gruppen..... | 69 |
| Abb. 4-22: Darstellung der lateralen Sprachverständlichkeitschwelle für alle drei Gruppen..... | 69 |
| Abb. 4-23: Darstellung der binauralen Asymmetrie für alle drei Gruppen. | 70 |
| Abb. 4-24: Darstellung des Symmetriegewinns für alle drei Gruppen..... | 70 |
| Abb. 4-25: Darstellung des Sprachverständlichkeitindex des zweitimplantierten Ohrs. Aufteilung abhängig davon, ob das zweitimplantierte Ohr besser oder schlechter hört als das erstimplantierte Ohr..... | 71 |
| Abb. 4-26: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex beider Ohren der Patientengruppe deren erste Seite die besseren Erfolge zeigte. | 72 |
| Abb. 4-27: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex beider Ohren der Patienten, deren zweite Seite die besseren Erfolge zeigte..... | 72 |
| Abb. 4-28: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex 2. Ohrs vor und nach Implantation der zweiten Seite für beide Gruppen..... | 73 |
| Abb. 4-29: Darstellung der Treffer im Basisrichtungstest vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 73 |
| Abb. 4-30: Darstellung des Kopfschatteneffekts vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 74 |
| Abb. 4-31: Darstellung der Lautheitssummation vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 75 |

Inhalt

| | |
|---|----|
| Abb. 4-32: Darstellung der Rauschunterdrückung vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 75 |
| Abb.4-33: Darstellung der binauralen Sprachverständlichkeitsschwelle vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite. | 75 |
| Abb. 4-34: Darstellung des mittleren Gewinns vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 76 |
| Abb. 4-35: Darstellung der Intelligibility Level Difference vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 76 |
| Abb. 4-36: Darstellung der lateralen Sprachverständlichkeitsschwelle vor und 6 Monate nach der Implantation der 2. Seite. | 77 |
| Abb. 4-37: Darstellung der binauralen Asymmetrie vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite..... | 77 |
| Abb. 4-38: Darstellung des Symmetriegewinns vor und 6 Monate nach der Implantation der 2. Seite..... | 78 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Tabelle 3-1: Hintergrundinformation zu den bilateral implant. Patienten; ermittelt wurde die Ursache, Entwicklung und Dauer der Ertaubung sowie eventuelle Hörgeräteerfahrung. | 30 |
| Tabelle 3-2: Technische Informationen zur Gruppe der bilateral implantierten CI-Träger; Ermittelt wurde, welche Implantatsysteme getragen werden, welche Sprachprozessoren und welche Sprachcodierungsstrategien verwendet wurden. | 31 |
| Tabelle 3-3: Hintergrundinformation zu den bimodal implantierten Patienten: Ermittelt wurde die Ursache, Entwicklung und Dauer der Ertaubung sowie eventuelle Hörgeräteerfahrung. | 32 |
| Tabelle 3-4: Technische Informationen zur Gruppe der bimodal implantierten Patienten: ermittelt wurde welches Implantatsystem getragen wird, welche Sprachprozessoren und welche Sprachcodierungsstrategien verwendet wurden. | 32 |
| Tabelle 3-5: Pegeländerungen beim OLSA abhängig von der Anzahl der richtig verstanden Wörter für die letzten 20 Sätze. | 38 |
| Tabelle 3-6: Technische Informationen zu den Implantatsystemen, die an der HNO in Aachen verwendet werden. | 39 |
| Tabelle 3-7: Überblick, welche Sprachprozessoren verwendet wurden, wie viele Programme sie haben und welche Codierungsstrategie verwendet wurden. | 40 |
| Tabelle 4-1: Auflistung der p-Werte im Wilcoxon-Test für die Berechnung der Leistungsdifferenz zwischen den einzelnen Messterminen für die zweitimplantierte Seite. | 49 |
| Tabelle 4-2: Auflistung der p-Werte im Wilcoxon-Test, berechnet wurden die jeweiligen Abstandsmaße zwischen den Ergebnissen mit erst- und zweitimplantiertem Ohr. | 49 |

| | |
|---|----|
| Tabelle 4-3: Darstellung der Zusammenhänge zwischen zeitlichen Implantationsabstand und den Ergebnissen der 24 Monatskontrollen im Sprachverständlichkeitstest. | 50 |
| Tabelle 4-4: Korrelation zwischen der prozentualen Trefferquote im BRT und der mittleren quadratischen Abweichung. Darstellung einer hohen negativen Korrelation. | 50 |
| Tabelle 4-5: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (gain-m) zwischen den einzelnen Messterminen. | 58 |
| Tabelle 4-6: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (gain-m) zwischen der präoperativen Messung und den jeweiligen Messzeitpunkten der Nachsorge. | 58 |
| Tabelle 4-7: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (Asymmetrie) zwischen den einzelnen Messterminen. | 62 |
| Tabelle 4-8: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (Asymmetrie) zwischen der präoperativen Messung und den jeweiligen Messzeitpunkten der Nachsorge. | 62 |
| Tabelle 4-9: Darstellung der Spearmankorrelationswerte zwischen den Parametern Asymmetrie und Lautheitssummutation: Es ließ sich keine signifikante Korrelation feststellen. | 64 |

1 Einleitung

1.1 Grundlagen

1.1.1 Anatomie der Cochlea

Eingebettet in der Pars petrosa des Felsenbeins stellt die Cochlea das Hörorgan des Innenohrs dar. Betrachtet man die gesamte Schnecke im Querschnitt, so hat sie eine Pyramidenform. Der knöcherne Schneckenkanal (Canalis spiralis cochleae) ist beim Erwachsenen ca. 30-35mm lang und windet sich ca. 2 – 2 1/2 mal um seine knöcherne Achse (Modiolus) genannt. Dieser ist von verzweigten Hohlräumen durchsetzt und enthält das Ganglion spirale. Die Basis der Cochlea ist dem inneren Gehörgang zugewandt. Betrachtet man eine Windung des Schneckenkanals im Querschnitt zeigen sich drei membranöse Kompartimente die stockwerkartig angeordnet sind: Oben und unten jeweils einen mit Perilymphe gefüllten Raum, die Scala vestibuli und die Scala tympani, in der Mitte der mit Endolympe gefüllte Ductus cochlearis. Die beiden mit Perilymphe angeordneten Räume stehen an der Schneckenspitze (Helicotrema) miteinander in Verbindung, der Endolympschlauch endet an der Spitze hingegen blind. Der dreieckig konfigurierte Ductus cochlearis wird von der Scala vestibuli durch die Reissner-Membran, von der Scala tympani durch die Basilarmembran getrennt. Die Basilarmembran entspringt einem knöchernen Vorsprung des Modiolus (Lamina spiralis ossea) und wird von der Schneckenbasis zur Schneckenspitze kontinuierlich breiter.

Hohe Frequenzen werden an den schmalen (basalen), tiefen Frequenzen an den breiteren (apikalen) Abschnitten der Basilarmembran wahrgenommen (Tonotopie).

Basilarmembran und Lamina spiralis ossea bilden somit den Boden des Ductus cochlearis, auf dem das eigentliche Hörorgan, das Corti Organ, liegt.

Das Corti-Organ ist aus einem System von Sinnes- und Stützzellen aufgebaut, über denen die Tektorialmembran liegt, ein zellfreies gallertartiges Gebilde. Die Sinneszellen sind die inneren (1 Reihe) und äußeren Haarzellen (3 Reihen) des Corti-Organs, welche als Rezeptoren und Aktoren dienen und apikal 50-100 Stereozilien pro äußerer Haarzelle besitzen (Schünke et al. 2006).

1.1.2 Physiologie der Cochlea

Die Cochlea wird durch Schallwellen eines bestimmten Frequenzbereichs gereizt. Dabei liegt die obere Tongrenze etwa bei 20.000 Hz, die untere bei 16 Hz. Die Schallwellen gelangen über die Luft oder über den Schädelknochen in das Innenohr, in dem dann die Schalltransformation stattfindet.

Dies geschieht nach der hydrodynamischen Theorie von Békésy und Ranke auf folgende Weise:

Die Bewegung des Steigbügels führt zu Druckschwankungen in der Scala vestibularis und über den elastischen Verschluss des runden Fensters zu Volumenverschiebungen der angrenzenden Perilymphe in der Scala tympani.

Durch die Volumenverschiebung wird die Basilarmembran sowie der gesamte Ductus cochlearis an umschriebener Stelle aus der Ruhelage ausgelenkt. Diese Auslenkung pflanzt sich in Form einer Wanderwelle mit unterschiedlicher Geschwindigkeit und Reichweite vom Steigbügel in Richtung auf das Helicotrema fort. Aufgrund der anatomischen Beschaffenheit in der Cochlea hat diese Welle die besondere Eigenschaft, dass ihre Amplitude im Fortschreiten bis zu einer gewissen Stelle mit maximaler Auslenkung wächst und danach rasch zusammenbricht. Hierbei kommt es zu einer Dispersion nach Frequenzen (Frequenz-Orts-Transformation).

Die Auslenkung der Basilarmembran und die Verschiebung der Membrana tectoria bzw. der Endolymphe bewirken Scherkräfte, die die Stereozilien tangential verbiegen und für die Haarzellen die Auslösung eines Rezeptorpotentials bedeuten. Die besondere Aufgabe der Schnecke besteht an dieser Stelle in der Umwandlung von mechanischer in elektrische Energie. Dabei depolarisieren zuerst die äußeren Haarzellen, was eine oszillierende Längenänderung zur Folge hat. Dieser Effekt produziert zusätzliche Schwingungsenergie im Bereich des Amplitudenmaximums und verstärkt lokal begrenzt die Wanderwelle.

Die verstärkte Schwingungsenergie bewirkt daraufhin, dass auch die Zilien der inneren Haarzellen ausgelenkt werden. Es kommt zu einer kurzen Öffnung der Ionenkanäle der Haarzellmembran, was zum Einstrom von Kaliumionen aus der Endolymphe in die Zelle führt. Durch die Membrandepolarisation kommt es zum Einstrom von Calciumionen aus der Corti-Lymphe, welches die Entleerung von

Transmittervesikeln in den synaptischen Spalt zur Folge hat und somit zum Aufbau des postsynaptischen Generatorpotentials (Aktionspotential) in der Nervenfasern führt. Die so erzeugten Erregungsmuster werden über den Hörnerv zum zentralen Nervensystem weitergeleitet.

Die aufsteigende zentrale Hörbahn beginnt mit dem Nucleus cochlearis. In den verschiedenen Anteilen dieses Nervenkerns werden bereits bestimmte Eigenschaften des Schallreizes extrahiert. Von dort geht dann über gekreuzte und ungekreuzte Bahnen das Signal zum Komplex der oberen Olive und weiter in den Colliculus inferior bzw. superior, in denen die Frequenz- und Periodizitätsanalyse geschieht und die koordinierte Abbildung im akustischen Raum geschieht. Über das im Thalamus liegende Corpus geniculatum mediale gelangt die Information letztendlich an die Hörrinde, die schließlich die endgültige Mustererkennung vornimmt. Auch die Richtung eines bestimmten akustischen Signals wird durch die Hilfe zentraler Verrechnungsvorgänge bestimmt. Dazu werden in der oberen Olive die von beiden Ohren einlaufenden Serien von Aktionspotentialen abgeglichen. Da der Schall wegen der endlichen Schallgeschwindigkeit an dem der Schallquelle näheren Ohr immer etwas früher und etwas lauter eintrifft als auf der Gegenseite können die Neurone der oberen Olive diese winzigen Lauf- und Intensitätsunterschiede erkennen und so bereits geringe Richtungsunterschiede detektieren.

Des Weiteren können diese Differenzen von Schallsignalen verschiedener Ursprungsorte vom Gehirn dazu genutzt werden, die Hörbarkeit einer Schallquelle bei Lärm zu verbessern (s. 1.4). Durch zentrale Verarbeitung wird zum Beispiel die Stimme des entsprechenden Sprechers herausgehoben und dadurch die Hörbarkeit der Signale verbessert. (Klinke und Silbernagel 2003, Boenninghaus 2007)

1.2 Implantation

1.2.1 Funktionsprinzip und OP-Indikation

Das Cochlea Implantat-System besteht aus externen und operativ eingesetzten Komponenten. Zu den externen Elementen zählen das Mikrofon, der

Sprachprozessor und die Sendespule. Die implantierten Elemente sind der Empfänger, Stimulator und die Reizelektroden. Der Sprachprozessor ist ein entweder zigaretenschachtelgroßes Gerät (Taschengerät) oder ein Gerät in HdO-Form. Er ist über Kabel an die Sendespule angeschlossen und verarbeitet den Schall, den das Mikrofon in Ohrnähe aufnimmt zu elektrischen Impulsen. Diese werden von der magnetisch auf der Haut gehaltenen Sendespule drahtlos zu der darunterliegenden, in den Knochen eingepasste Empfängerspule des Implantats übermittelt. Die drahtlose Übertragung ist durch einen Sicherungscode gegen Störeinflüsse aus der Umwelt geschützt. Der Empfänger decodiert die ankommenden Signale und steuert den Stimulator, der die elektrischen Impulse an die Reizelektroden weiterleitet. Diese liegen in der Cochlea in der Nähe der Hörnervenfasern, die dadurch in ähnlicher Weise stimuliert werden, wie das beim natürlichen Hören geschieht (Döring DAGA Plenarvortrag, Clark 2003).

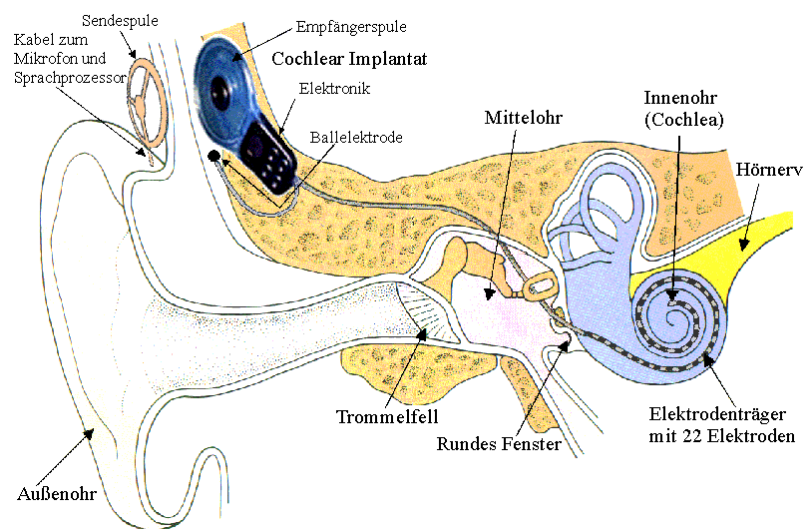


Abb. 1-1: Darstellung des Funktionsprinzips des Cochleaimplantats Nucleus Freedom
(www.ci-centrum.de/CI-Info/ci/ci.htm)

Um die Indikation zur Cochleaimplantation zu stellen, müssen bestimmte audiologische und medizinische Voraussetzungen erfüllt sein. Operiert werden Patienten, die unter ein- oder beidseitiger, hochgradiger Schwerhörigkeit oder Taubheit leiden und mit Hörgeräten kein ausreichendes Sprachverstehen erreichen. Der beidseitige Hörverlust wird mit Hilfe der Tonschwellenaudiometrie, der Sprachaudiometrie und der Elektrocochleographie nachgewiesen. Derzeit werden jedoch auch zunehmend

Patienten mit Resthörvermögen implantiert, bei denen eine CI-Versorgung einen besseren Erfolg als eine HG-Versorgung verspricht.

Zur weiteren Diagnostik gehören neben der Impedanzaudiometrie auch die BERA, Messung der OAEs und der Promotoriumstest, um genauere Informationen zum Schädigungsort der Hörbahn zu erhalten. Dabei muss der Hörnerv noch eine ausreichende Funktion besitzen. Der Schaden muss also auf den Bereich der Haarzellen begrenzt sein. Präoperativ ist ein CT des Felsenbeins hilfreich, um einen Eindruck von den anatomischen Gegebenheiten zu bekommen, mit besonderem Augenmerk auf Fehlbildungen oder knöcherne Obliterationen der Cochlea. Im Rahmen ausführlicher Gespräche wird durch den Hörgeschädigtenpädagogen oder Logopäden beurteilt, ob der Patient die für die Nachsorge nötige Motivation, Lernfähigkeit und Ausdauer besitzt und geprüft, ob er realistische Erwartungen für das Hören mit dem Implantatsystem hat.

Wesentlich ist die Definition der Sprachkompetenz und der Zeitpunkt der Ertaubung sowie das Lebensalter zum Zeitpunkt der Indikation. Daraus ergeben sich Patienten mit prä- oder postlingualer Ertaubung (Grenze ca. 7. Lebensjahr). Kinder, die gehörlos geboren werden oder vor dem 3. Lebensjahr ertauben, sollten schnellstmöglich implantiert werden, um die kritische Phase der Hörbahnreifung für den Spracherwerb optimal zu nutzen. Bei postlingualer Taubheit kann auf ein bereits funktionstüchtiges zentrales Hörsystem inklusive der kortikalen Assoziationsfelder zurückgegriffen werden. Allerdings sollte auch hier der Zeitraum der Deprivation so kurz wie möglich gehalten werden.

Die Indikation zur bilateralen Implantation ist individuell zu stellen. Ausschlaggebend ist neben dem Resthörvermögen des zweiten Ohres vor allem auch der Wunsch des Patienten, wieder ein räumliches Hören zu erlangen, sowie unter erschwerten Hörbedingungen (z. B. im Störgeräusch) am sozialen Leben teilzunehmen.

DEGGOUJ et al. (2007) beschreiben als klassische Implantationsindikation ein Sprachverstehen von unter 40% CNC-Wörter bei 65 dB in Ruhe. Für Ramsden (2008) sind ein Sprachverstehen von unter 35% und eine Taubheitsdauer von unter 20 Jahren Voraussetzung zur Implantation.

In unserem Fall wurde die Indikation zur Cochleaimplantation auf der zweiten Seite (bilateral versorgt) gestellt, wenn im Freiburger Sprachverständlichkeitstest das Einsilbersprachverstehen unter 30-50% lag, dass probeweise Tragen eines Hörgeräts auf der verbleibenden Seite keine Verbesserung brachte und der Patient eine Implantation ausdrücklich wünschte. Mit voranschreitender technischer Entwicklung wird sich diese bis jetzt unscharfe Grenze jedoch weiter konkretisieren und es werden bereits derzeit auch Patienten mit noch besserem Residualhörvermögen berücksichtigt.

1.2.2 Historie und Entwicklung

Man erkannte bereits sehr früh, dass durch die elektrische Reizung des Gehörs spezielle Hörempfindungen hervorgerufen werden können. Allerdings fing man erst um 1930 an, gezielte Versuche mit der elektrischen Stimulation des Gehörs zu unternehmen. Dabei spielte die Erkenntnis, dass es zu einer mechanoelektrischen Transformation in der Haarzelle kommt, eine wichtige Rolle.

Ende der 50er Jahre beschrieb der französische Physiker Djourno die Möglichkeit, mit einer implantierten Drahtspule von außen durch die intakte Haut mittels Änderung eines Magnetfeldes elektrische Potentiale zu induzieren. 1957 implantierten französische Wissenschaftler dem ersten Patienten eine Art Vorläuferimplantat mit einer einzelnen Elektrode, welches in der Lage war, rudimentäre Höreindrücke zu vermitteln. 1963 entwickelten die Deutschen Zöllner und Keidel ein sprachvermittelndes Modell mit mehreren intracochleären Elektroden über einen Frequenzbereich von 300- 3000 Hz. Dieses Modell war dem heutigen Prinzip bereits sehr ähnlich, setzte sich aber erst in den achtziger Jahren in der klinischen Anwendung gegenüber dem einkanaligen Implantat durch. Es folgte die Entwicklung von Auswahlmöglichkeiten verschiedener Stimulationsmethoden und Sprachverarbeitungsstrategien. In den späten achtziger Jahren wurden nach Bewährung der Methode bei Erwachsenen auch zunehmend Kinder und gehörlos geborene Kleinkinder implantiert. Mit zunehmender Leistungsfähigkeit und sinkendem Operationsrisiko kommen heute auch Patienten mit Restgehör halbseits, und bereits unilateraler Cochleaversorgung in Frage.

1.3 Beidseitige Hörgeräte –und CI-Versorgung

1.3.1 Nomenklatur

Um diesen Themenkomplex geistern zahlreiche, teils synonyme Fachbegriffe in der Fachliteratur, was häufig zu einem großen Durcheinander führt. Die „Lateralität“ bezieht sich jeweils auf die Seite, die mit einer Hörhilfe versorgt wurde. Dementsprechend gibt es eine unilaterale und eine bilaterale Versorgung.

Die „Modalität“ bezeichnet hingegen die Natur des physikalischen Reizes. Dies kann ein akustischer Reiz (Hörgerät) oder ein elektrischer Reiz (Cochleaimplantat) sein.

Ist die Art des Reizes rechts und links gleich, handelt es sich um eine unimodale, bilaterale Versorgung. Ist zum Beispiel eine Seite mit einem Implantat und die andere Seite mit einem Hörgerät versorgt spricht man von einer bimodalen, bilateralen Versorgung. Der Begriff Hybrid bezeichnet die Kombination eines Hörgerätes und eines Implantats auf der gleichen Seite. Es handelt sich dabei um eine kombinierte elektroakustische Stimulation (HESSEL und HEY 2003).

1.3.2 Standard der bilateralen CI-Versorgung

Der heutige Standard der bilateralen CI-Versorgung bilateral tauber Patienten besteht im Wesentlichen aus einer beidseitigen, für jedes Ohr unabhängigen CI-Versorgung. Dabei werden zwei Einzelsysteme bestehend aus 2 Mikrofonen, 2 Sprachprozessoren und 2 Implantaten jeweils auf der rechten und linken Seite implantiert. Die Vorteile dieser beiseitigen CI-Versorgung liegen in einer begrenzten Fähigkeit zum Richtungshören, der Verbesserung des Sprachverständnisses im Störgeräusch, der Stimulation der Hörbahn bilateral und einer verminderten Höranstrengung. Allerdings bedeutet jede beidseitige Versorgung für den Patienten auch das Risiko der zweiten Implantation. Hinzu kommt, dass die Kosten für eine beidseitige Versorgung höher sind als für eine Einseitige. Dies betrifft nicht nur die Anschaffungskosten, sondern auch die Nachsorge.

Kritiker der bilateralen Implantation wenden deswegen manchmal ein, dass die Kosten-Nutzen-Relation eines zweiten Implantats unverhältnismäßig hoch sei und sich deswegen nicht rechnet (SUMMERFIELD et al. 2002). Nichts desto trotz hat der Patient das Recht auf ein zweites Implantat (gemäß deutschem Sozialrecht SGBV) falls dessen Nutzen für die Gesundheit und das Wohlergehen des Patienten eindeutig ist.

Die bilaterale Anpassung erfordert außerdem mehr Erfahrung und Aufwand als zwei einseitige Anpassungen, da zusätzlich beide CI-Systeme gegeneinander ausbalanciert werden müssen. Als ein Nachteil dieser Form wird jedoch die fehlende Synchronisation der beiden Sprachprozessoren diskutiert, da beide unabhängig vom anderen die Hörnerven der betreffenden Seite stimulieren, somit die efferente Funktion der Hörbahnleistung in vollem Umfang nicht repräsentiert ist.

Dadurch können zum Beispiel die für das Richtungshören sehr wichtigen interauralen Zeitdifferenzen nicht adäquat ausgewertet werden.

1.4 Vorteile der beidseitigen Versorgung

Die Vorteile der bilateralen Versorgung liegen darin, dass im Allgemeinen die Fähigkeiten zur Störgeräuschreduzierung und zur akustischen Orientierung des menschlichen auditorischen Systems entscheidend davon abhängig sind, dass es Zugang zu Zeit-, Pegel- und spektralen Unterschieden der akustischen Signale hat und deren binauralen Prozessierung hat (SCHLEICH et al. 2004). Die Auswertung dieser Signale dieser Merkmale wird erst durch den Gebrauch beider Ohren möglich und kann bei Hörgeschädigten nur durch beidseitige Versorgung wieder hergestellt werden. Bei der beiseitigen Versorgung kann man zudem sicher sein, dass man das bessere Ohr mitimplantiert, da nach wie vor im Vorfeld nicht entschieden werden kann, welches Ohr wohl das Vielversprechendere in Hinblick auf eine erfolgreiche Elektrostimulation des Höreindrucks ist (STARK et al. 2004).

1.4.1 Sprachwahrnehmung

Als primäres Ziel und Erwartung hat die bilaterale Cochlea-implantation aus Sicht des Patienten eine signifikante Verbesserung des Sprachverständnisses

und damit der Kommunikationsfähigkeit. Dass Patienten mit einem zusätzlichen zweiten Implantat im Regenfall besser hören, ist offensichtlich. Es konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden, dass es bei der Nutzung von zwei CIs zu einer Verbesserung des Sprachverständnisses kommt (MÜLLER et al. 2002, SCHÖN et al. 2002 und VAN HOESEL et al. 2002, DUNN et al. 2008, WACKYM et al. 2007).

Dies wirkt sich beim Hören im Störlärm oder mit Nebengeräuschen sehr viel stärker aus als beim Hören in Ruhe. Allerdings machen gerade diese Nebengeräusche das Hören in Alltagssituationen aus, sei es im Beruf, im Kindergarten oder in der Schule. Der entscheidende Vorteil der bilateralen Versorgung liegt dabei in der redundanten, jedoch geringfügig seitenunterschiedlichen akustischen Information, die an beiden Ohren verfügbar ist. Der bilateral versorgte CI-Träger ist so besser an die Hörsituationen des täglichen Lebens angepasst. Bei einseitigem Hören muss sich der CI-Träger einem seitlich sitzenden Sprecher entsprechend der Richtcharakteristik seines Mikrofons zuwenden, bei zwei Implantaten wendet man dem Sprecher immer ein hörendes Ohr zu. Deswegen betont PETERS 2008, dass die Vorteile einer bilateralen Implantation bei hochgradig Hörgeschädigten die Risiken einer zweiten Operation wettmachen und deshalb die Behandlung der Wahl sein sollte.

Wieso jedoch ist das Sprachverstehen mit zwei Ohren einfacher als mit nur einem Ohr?

Im Wesentlichen kann dies auf 3 Haupteffekte zurückgeführt werden, die das binaurale Hören auszeichnen.

Der erste und stärkste Effekt ist der Kopfschatteneffekt. Der Kopfschatteneffekt ist ein rein akustischer Effekt, bei dem der Kopf als natürliche Barriere zu einer Abschwächung des Signals auf der Seite des Kopfs führt, die von der Geräuschquelle abgewandt liegt. Die Stärke der Abschwächung ist frequenzspezifisch und für hohe Töne ausgeprägter als für tiefe Töne, im Mittel jedoch beträgt der Kopfschatteneffekt ca. 7 dB (RAMSDEN et al. 2005, VAN HOESEL et al. 2002, SCHLEICH et al. 2004, Brown et al. 2007; DAS et al. 2005, LITOVSKY 2008 etc.)

Als zweites kommt die binaurale Summation zum Tragen. Die binaurale Summation bezieht sich auf den Vorteil, mit zwei Ohren zwei exakt gleiche Signale zu erhalten. Dieser Effekt kann noch einmal unterteilt werden in binaurale Redundanz, auch als diotische Summation bezeichnet (2 identische Signale kommen an beiden Ohren an) und Lautheitssummation. Dies bezieht sich darauf, dass man denselben Ton mit zwei Ohren lauter wahrnimmt als mit nur einem Ohr (MÜLLER et al. 2002, SCHLEICH et al. 2004, SCHÄFER et al. 2007). In der vorliegenden Arbeit werden beide Aspekte immer zusammen betrachtet.

Als zusätzlicher Effekt kommt drittens noch die Rauschunterdrückung zum binauralen Hörgewinn hinzu. Die Rauschunterdrückung nutzt die räumliche Trennung von Nutzschall und Störgeräusch und erfordert die binaurale Prozessierung von Zeit- und Pegelunterschieden an beiden Ohren.

Im Gegensatz zum Kopfschatteneffekt und der Summation, die jeweils keine binaurale Prozessierung verlangen, sondern lediglich die selektive Aufmerksamkeit des CI-Trägers auf das Ohr mit dem besseren SNR und das Hören mit zwei Ohren, erfordert die Rauschunterdrückung die zentrale, binaurale Weiterverarbeitung des Gehirns (MÜLLER et al. 2002).

1.4.2 Richtungshören

Der zweite wesentliche Vorteil ist das verbesserte Richtungshören, welches aus der beidseitigen Versorgung resultiert. Die Raumwahrnehmung besteht vor allem aus der Analyse von Zeit- und Intensitätsunterschieden an beiden Ohren, wobei die Richtung des Schalleinfalls entscheidend ist.

Die interauralen Zeitunterschiede (ITD) sind dabei besonders für die tiefen Töne < 1.000 Hz ausgeprägt, wohingegen die interauralen Pegelunterschiede (ILD) besonders bei den hohen Tönen eine wichtige Rolle spielen (BRONKHORST & PLOMP 1988, AKERYOD 2006, SEEBER et al. 2004, VAN HOESEL et al. 2004, NEUMANN et al. 2007). Dies kann soweit gehen, dass die ILDs im Bereich von tiefen Tönen um die 500 Hz sehr gering sind und im hochfrequenten Bereich Werte von 20 dB annehmen können (FRANCART et al. 2007, VERSCHUUR et al. 2005, VAN HOESEL 2002).

Im Rahmen der bilateralen Studie der Firma COCHLEAR bei 37 postlingual ertaubten Erwachsenen wurden bei 16 Patienten Untersuchungen zum Richtungshören durchgeführt. Bei den meisten Patienten war die akustische Lokalisationsfähigkeit mit beiden CIs deutlich besser als mit nur einem CI. Trugen die Patienten nur auf einer Seite ein Cochleaimplantat, neigten sie dazu, die Hörereignisse auf eine Seite zu lateralisieren, das heißt, dass Patienten, die ein Implantat auf der rechten Seite trugen, vermehrt angaben, das Ereignis auch auf der rechten Seite zu hören.

Wurden hingegen beide Seiten benutzt, so zeigt sich eine deutliche Verbesserung der Raumorientierung und es kommt zu einer Gleichbewertung beider Seiten (LASZIG et al. 2004). Zu dem gleichen Ergebnis kommen zahlreiche weitere Studien (NEUMANN et al. 2007, VAN HOESEL et al. 2004, VERSCHUUR et al. 2005, NOPP et al. 2004, NOBLE et al. 2008). Derzeit ist allerdings kein dem Normalhörenden vergleichbares Richtungshören mit zwei Sprachprozessoren möglich.

Abhängig von der Frequenz des Stimulus werden durch Normalhörende bei den höheren Tönen normalerweise in erster Linie Laufzeitunterschiede zwischen den beiden Ohren zur Richtungsauflösung benutzt.

CI Patienten können technisch bedingt lediglich eine Zeitdifferenz von mehr als 100-300 μ s erkennen, was einer Winkelauflösung von 15°-24° entspricht. Normalhörende erzielen eine Auflösung von 2°-3° (Hessel und HEY 2003, VERSCHUUR et al. 2005). Deswegen spricht man bei CI-Patienten meistens nicht vom genauen Richtungshören, sondern von symmetrischer Lateralisierung. In der Praxis bedeutet das für den CI-Träger jedoch, dass er zumindest weiß, von welcher Seite er angesprochen wird und dass er Schallsignale grob lokalisieren kann (z. B. Hupe im Straßenverkehr). SEEBER et al. (2004) können sogar von einem Patienten berichten, der mit einer Auflösung von 4,4° fast an das Richtungshören eines Normalhörenden herankommt.

Auch im sozialen Umfeld erleichtert dies die Kommunikation erheblich, da man in Situationen mit mehreren Sprechern sich dem Sprechenden direkt zuwenden kann und ihn nicht erst suchen muss. Ebenso ist es leichter das Gesprochene dieser Person aus den Hintergrundgeräuschen zu extrahieren und ihm besser zuzuhören, was den so genannten Cocktailpartyeffekt beschreibt (BRONKHORST 2000).

1.4.3 Höranstrengung

Nach den bereits aufgezählten objektivierbaren Kriterien für den Erfolg einer bilateralen Versorgung gibt es auch noch andere subjektive Effekte, die sich jedoch nur schwer quantifizieren lassen. So berichten die meisten Patienten, dass die Höranstrengung abnimmt und sie sich über längere Zeit besser konzentrieren können (MAIS & GABRIEL 2001). Dies liegt am verbesserten Sprachverständnis im Störlärm und der größeren Hörreichweite. Der akustisch wahrgenommene Bereich ist wesentlich größer, so dass Personen jetzt auch von weiter entfernt als vorher wahrgenommen und verstanden werden. Da die Patienten sich jetzt nicht mehr so auf das Hören konzentrieren müssen, können sie die so freigewordenen Kapazitäten anders nutzen und fühlen sich länger ausgeruht (HESSEL 2001). Ein weiterer oft angeführter Aspekt ist die „rundere“ Klangwahrnehmung der Patienten gegenüber der einseitigen Versorgung. Viele berichten, dass sie Sprache nach der Implantation des zweiten Ohrs wieder voller und natürlicher wahrnehmen als vorher und damit angenehmer. Es gibt Überlegungen, dass die Lateralität des ZNS hierzu beiträgt. Die rechte Gehirnhälfte ist bei Rechtshändern in der Regel mehr für die Verarbeitung von nicht-sprachlichen Reizen verantwortlich, wogegen die linke Hirnhälfte eine Dominanz für die Verarbeitung von Sprachreizen zeigt. Bei der bilateralen Implantation ergänzen sich beide Seiten wirkungsvoll und physiologisch (HESSEL & HEY 2002).

Interessanterweise stellt eine Studie von PLYER et al. (2008) fest, dass die Unbehaglichkeitschwelle bei bilateral implantierten Patienten und Normalhörenden gleich ausgeprägt ist und unabhängig vom Sprachverstehen. Unserer Erfahrung nach hängt die Unbehaglichkeitsschwelle der Patienten stark von der Einstellung des Sprachprozessors ab und weniger von der Hörbahnfunktion.

1.4.4 Lebensqualität

Die Diskussion, wie viel mehr Lebensqualität ein zweites Implantat bringt, ist schwierig zu beantworten. Erstens ist die Wahrnehmung bezüglich der Lebensqualität interindividuell sehr unterschiedlich, zweitens ist Lebensqualität schwer zu objektivieren.

Objektiv kann man durch verschiedene Tests beurteilen, dass die Patienten ihr Sprachverstehen und ihre Orientierungsfähigkeit verbessert haben.

Viele Patienten berichten, dass sie sich mit dem zweiten Implantat sicherer fühlen als mit nur einem. Das Gefühl, auch noch hören zu können, wenn auf der einen Seite ein technischer Defekt vorliegt oder unerwartet die Batterien leer werden, gibt ein stärkeres Gefühl von Sicherheit. Des Weiteren schildern sie durch das binaurale Hören die Klänge wieder lauter und voller wahrzunehmen und selbst, wenn am Anfang das binaurale Hören in der Sprachaudiometrie manchmal schlechtere Ergebnisse bringt, ist als das einseitige Hören mit dem besseren Ohr, möchten sie bereits zu diesem Zeitpunkt das 2. Implantat nicht mehr missen.

Um einen subjektiven Überblick bezüglich des Gewinns durch das 2. Implantat zu bekommen, sammelte die Arbeitsgruppe um Litovsky (LITOVSKY et al. 2006) Informationen mithilfe einer modifizierten Form des „Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit questionnaire“. Dieser Test setzt sich aus den vier Anteilen „Leichtigkeit der Kommunikation“, „Hörsituationen mit Hall“, „Hörsituationen mit Hintergrundgeräuschen“ und „Aversion gegen laute Geräusche“ zusammen.

Fast alle der 37 Patienten gaben in der bilateral versorgten Situation deutlich bessere Werte an als in monauraler Versorgung und hatten so subjektiv auf jeden Fall das Gefühl, von ihrem 2. Implantat zu profitieren.

Außerdem forderten LITOVSKY et al. (2006) im Rahmen dieser Studie die Patienten auf, das zweite Implantat zeitweise komplett wegzulassen und schilderten einen regelrechten Widerwillen ihrer Patienten, dieser Aufforderung nachzukommen.

SUMMERFIELD et al. (2006) wählten einen ähnlichen Ansatz und werteten vier Fragebögen in ihrer Studie aus, die sich mit Lebensqualität beschäftigten. Zum einen war dies der „Speech, Spatial and Quality of Hearing (SSQ)“, der „Health Utilities Index Mark (HUI3)“, der „Overall Quality of Life (VAS)“ und der „Euroqol EQ-5D (EQ-5D)“. Das Fazit dieser Studie ist, dass die Patienten zwar einen signifikanten Anstieg von räumlicher Orientierungsfähigkeit und Sprachverstehen berichten, aber dass diese Verbesserungen nur zu einer geringen Steigerung der Lebensqualität führen. Die Verbesserung der Lebensqualität wurde in einigen Fällen auch dadurch herabgesetzt, dass die Patienten eine Zunahme ihres Tinnitus berichteten. Auf der anderen Seite

berichteten VERMEIRE & VAN DEN HEYNING (2009) in ihrer Studie auch über eine mögliche Verbesserung des Tinnitus durch die Cochleaimplantation. Insgesamt gibt es in Fachkreisen jedoch lebhaft Diskussionen, ob die gegenwärtigen Quality of life Scores die Kommunikationskompetenz der Patienten überhaupt hinreichend erfassen, so dass die erhobenen Ergebnisse nicht überall gleich beurteilt werden.

Hirschfelder et al. (2008) berichten über eine signifikante Verbesserung der Lebensqualität in allen Bereichen, gemessen mit dem „health-related quality of life“ (HRQOL).

1.5 Zielsetzung

Diese Arbeit verfolgt im Wesentlichen zwei Ziele: Einmal die Entwicklung des Hörvermögens von bilateral implantierten CI-Patienten über einen längeren Zeitraum zu verfolgen und herauszufinden, wie lange Veränderungen in der Entwicklung des Hörvermögens und Sprachverstehens nach der Operation erfolgen. Besonders interessiert dabei, wie lange sich das Hörvermögen nach der Zweitimplantation messbar verändert oder ob es einen Zeitpunkt gibt, nach dem die Entwicklung des Hörvermögens stagniert.

Dies ist aus mehreren Gründen von Interesse. Natürlich ist es für die Patienten selber eine wertvolle Information zu wissen, wie lange sie auf eine Verbesserung ihres Hörvermögens hoffen können und dies beeinflusst die Patienten auch in ihrer Bereitschaft, das Hörvermögen stetig weiter zu trainieren. Zum anderen ist es auch für die implantierende Klinik von Bedeutung. Schließlich hängt von der Entwicklung des Hörvermögens auch die Art und Intensität der Nachbetreuung ab.

Wie lange muss ein Patient gezielte logopädische/ pädagogische Rehabilitation erhalten? Ist eine gezielte Förderung der Sprachwahrnehmung auch im 2. Jahr nach Implantation der zweiten Seite noch sinnvoll? Wie oft müssen die Patienten zur audiologischen CI-Kontrolle in die Klinik bestellt werden und in welchen Abständen?

Die zweite Aufgabe dieser Promotion ist es, Unterschiede zwischen bimodaler und bilateraler Versorgung herauszustellen.

Gibt es Situationen, in denen bimodal oder bilateral implantierte Patienten gegenüber der jeweils anderen Gruppe einen deutlichen Vorteil haben? Ist eine beidseitige elektrische Stimulation einer Kombination aus elektrischer und akustischer Stimulation überlegen? Kann man eine sinnvolle Indikationsgrenze definieren, einen „Schwellenwert“, ab dem man die bimodal implantierten Patienten besser bilateral versorgt?

Hierfür werden die Ergebnisse der beiden Patientengruppen in der Sprachaudiometrie, beim Richtungshören und im Oldenburger Satztest über einen Zeitraum von 2 Jahren erfasst, ausgewertet und zueinander in Beziehung gesetzt. Die Ergebnisse werden diskutiert und es wird versucht, hieraus prognostische Kriterien für die bilaterale Versorgung abzuleiten.

2 Stand der Wissenschaft und Ausblick

2.1 Bimodale Versorgung

Aufgrund der steigenden Anzahl von CI-Trägern, die noch Resthörvermögen auf dem Gegenohr besitzen ist die bimodale Versorgungssituation von zunehmender Bedeutung.

Wie bereits oben erläutert, finden Patienten mit einem Cochleaimplantat sich in ruhiger Umgebung meistens noch gut zurecht, jedoch empfinden sie das Hören in akustisch komplexen Situationen als große Herausforderung. Ihnen stehen keine binauralen Verarbeitungsstrategien zur Verfügung, um ihr Sprachverstehen und Richtungshören zu verbessern, da sie nur von einer Seite auditorische Informationen empfangen.

Eine nicht-invasive Maßnahme, auch die andere Seite wieder mit Höreindrücken zu versorgen, stellt bei diesen Patienten die Anpassung von Hörgeräten dar, falls hinreichendes Resthörvermögen vorliegt.

Das Hörgerät bewirkt eine akustische Verstärkung des Schallsignals, wobei Hörgeräte den Schall erst aufnehmen, in elektrische Impulse umwandeln und anschließend wieder in ein akustisches Signal konvertieren. Daher sind Hörgeräte nur sinnvoll, wenn noch ausreichend Haarzellen und Hörbahnfunktion zur Verfügung stehen. Dies ist bei den meisten Menschen mit einem Resthörvermögen im Tieftonbereich der Fall, so dass ein Hörgerät in diesen Fällen besonders die tiefen Frequenzen verstärkt, was subjektiv als tieftöniger Klang empfunden wird.

Es hat sich gezeigt, dass die Vorteile des beidohrigen Hörens auch den bimodal versorgten Patienten zur Verfügung stehen (CHING et al. 2007). Dabei spielen vor allen Dingen der Kopfschatteneffekt und die binaurale Redundanz eine Rolle.

Zusätzlich gibt es Studien, die belegen, dass die Höreindrücke von einem Hörgerät und einem CI sich gut ergänzen. Dabei vermittelt das Hörgerät vor allen Dingen die tieffrequenten und das CI die höherfrequenten Signalanteile. (CHING et al. 2007, KONG et al. 2005) Die tieffrequente Komponente soll besonders helfen, Stimmen zu unterscheiden und im Störgeräusch besser wahrzunehmen (CHING et al. 2006, MOK et al. 2006). Außerdem wird in

einigen Studien ein besseres Musikverstehen von den bimodal implantierten Patienten im Vergleich zu den bilateral Implantierten berichtet, was KONG et al. (2005) auf die genaueren spektralen Informationen zurückführen, die das Hörgerät zuliefern im Stande sei.

Auch im Falle einer bimodalen Versorgung ist eine regelmäßige Kontrolle und Anpassung absolut notwendig, um eine optimale Versorgung zu gewährleisten (LUNTZ et al. 2008).

2.2 Entscheidung bilaterale vs. bimodale Versorgung

Bis jetzt gibt es noch keine klaren Empfehlungen, ab welchem Resthörvermögen ein Patient besser bimodal versorgt werden sollte oder ob stattdessen eine bilaterale CI-Versorgung eher empfehlenswert wäre.

Generell wird es aktuell in der überwiegenden Mehrzahl implantierender Zentren so gehandhabt, dass alle Patienten mit einem Cochleaimplantat und Resthörvermögen auf der kontralateralen Seite probeweise mit einem Hörgerät versorgt werden. Einige Patienten berichten, dass sie subjektiv sehr stark von ihrem Hörgerät profitieren, während andere das Hörgerät bereits nach einer kurzen Testphase wieder ablegen

Von vielen Experten wird momentan eine Grenze von ca. 40% Einsilberverschämlichkeit mit Hörgerät im Freiburger Sprachtest als eine sinnvolle Grenze gesehen, unterhalb derer ein 2. CI erfolgsversprechender als ein HG sei. Diese Grenze wird sich voraussichtlich mit zunehmendem technischem Fortschritt noch weiter nach oben verschieben (MÜLLER-DEILE et al. 1998).

Generell aber hat jeder Patient, der den expliziten Wunsch eines zweiten Implantats äußert, nach einem Urteil des Landessozialgerichtes Nordrhein-Westfalens von 2005 auch das Recht, ein solches zu erhalten, sofern der Erfolg der bimodalen Versorgung nur gering ist.

Konsens besteht in der Ansicht, dass alle Patienten mit Resthörvermögen auf der kontralateralen Seite immer beidseitig versorgt werden müssen. (PERREAU et al. 2007).

2.3 Zukünftige CI-Technologien

Im Bereich der aktuellen CI-Forschung sind für das hier bearbeitete Thema vor allem zwei Bereiche relevant. Zuerst wären da die Bemühungen zu nennen, bei bilateralen Patienten die Sprachprozessoren auf beiden Seiten zu synchronisieren, und zum anderen die Bestrebungen, zunehmend die vermehrt beliebter werdende kombinierte elektro-akustische Stimulation einzusetzen.

Die Sprachprozessoren können entweder durch eine Verkabelung der beiden Seiten untereinander oder durch eine Funkverbindung synchron geschaltet werden. Eine Verkabelung ist die einfachere Lösung, jedoch wird sie von den Patienten aus praktischen Gründen meist abgelehnt, mittlerweile existiert jedoch ein System auf dem Markt mit subkutanem Kabelkontakt. Eine Synchronisierung durch Funk ist grundsätzlich möglich, aber sehr energieaufwändig, so dass die Patienten große Batterien bei sich tragen müssten, um eine akzeptable Betriebszeit zu erreichen.

Eine Synchronisierung wäre deshalb so sinnvoll, weil es dem Patienten damit auch möglich wäre, die interauralen Laufzeitunterschieden präziser auszuwerten, was ein großer Vorteil beim Sprachverstehen im Störschall und auch beim Richtungshören und bei der räumlichen Orientierungsfähigkeit wäre. Des Weiteren wird versucht, die Sprachverarbeitungsstrategien ebenfalls weiter zu verbessern, so dass die zeitliche Feinstruktur der Schallsignale bei der Umsetzung in Nervenimpulse authentischer erhalten werden können.

Der zweite Ansatz, die kombinierte elektrisch-akustische Stimulation ist besonders relevant bei Patienten mit Resthörvermögen im Bereich der tiefen Töne, daher mit intakter Haarzellfunktion im Bereich der apikalen Cochlea GANTZ et al. (2003).

Bei diesen Patienten besteht die Möglichkeit, ein CI mit einem modifizierten Elektrodenträger zu implantieren, der verkürzt ist und trotzdem die gleiche Reizelektrodenanzahl auf dieser Strecke aufweist. Die Elektroden liegen so nur im basalen bis mittleren Anteil der Cochlea und bewirken dort die Übertragung der hochfrequenten Signalanteile während der apikale, noch funktionstüchtige Teil der Cochlea unversehrt bleibt und weiter akustisch-mechanisch stimuliert wird (NOVAK et al. 2007).

Zudem gibt es auch Bemühungen, ein komplett implantierbares Cochleaimplantatsystem zu entwickeln. Dies würde Defekte durch äußere

Einflüsse reduzieren und wäre für die Patienten auch eine willkommene kosmetische Verbesserung.

Zusätzlich könnten solche Geräte auch dann getragen werden, wenn die herkömmlichen Implantate abgelegt werden müssen, zum Beispiel beim Schlafen oder bei starker körperlicher Betätigung oder ungünstigen Umfeld (Schwimmen).

Nachteil der vollimplantierten Systeme ist jedoch, dass auch der von außen induktiv zu ladende Akku ebenso wie das Mikrofon implantiert sind und bei Fehlfunktion bzw. Verschleiß nur durch eine Operation zu erreichen sind. Zudem ist bisher die Übertragungsqualität des Mikrofons deutlich schlechter als bei den konventionellen CI-Systemen mit außen getragenen Mikrofonen.

3 Material und Methoden

3.1 Versuchspersonen

3.1.1 Patienten

An den Versuchen nahmen 9 bilateral implantierte Männer und 8 bilateral implantierte Frauen teil. Die jüngste Patientin war bei Implantation des ersten Cochleaimplantats 12 Jahre und bei Operation der zweiten Seite 17 Jahre alt. Der älteste Patient war 62 Jahre bei Erstimplantation und 69 Jahre bei der Versorgung der contralateralen Seite.

Das Durchschnittsalter bei Erstimplantation lag bei den Frauen bei 39 Jahren, bei den Männern bei 43,3 Jahren. Das mittlere Alter der Patienten betrug somit 41,6 Jahre. Bei Versorgung der zweiten Seite waren die Frauen durchschnittlich 43,5 Jahre und die Männer 49, 6 Jahre alt, das mittlere Alter lag somit bei 46,9 Jahren.

Der mittlere zeitliche Implantationsabstand der gesamten Gruppe belief sich auf 62,8 Monate. Bezüglich der Ertaubungsdauer und Ursache machten die Patienten auf einem vor der Operation auszufüllenden Fragebogen folgende Angaben.

Tabelle 3-1: Hintergrundinformation zu den bilateral implant. Patienten; ermittelt wurde die Ursache, Entwicklung und Dauer der Ertaubung sowie eventuelle Hörgeräteerfahrung.

| Patient | Ursache | Entwicklung | Dauer des hochgradigen Hörverlusts | Hörgeräteerfahrung |
|---------|-----------------------|--------------|------------------------------------|--------------------|
| BF | Hörsturz | langsam | 16 Jahre | ja |
| BJ | genetisch | langsam | 27 Jahre | ja |
| BH | genetisch | unbekannt | unbekannt | unbekannt |
| EF | Hörsturz | unbekannt | 10 Jahre | ja |
| FI | genetisch | langsam | 8 Jahre | nein |
| GK | genetisch | von Geburt | 11 Jahre | ja |
| JG | Hörsturz | langsam | 24 Jahre | ja |
| KW | Hörsturz | langsam | unbekannt | ja |
| KS | Morbus Meniere bds. | langsam | 6 Jahre | ja |
| MA | Meningitis | plötzlich | 9 Jahre | ja |
| MH | Antibiose | plötzlich | 34 Jahre | ja |
| NV | Usher Syndrom Typ III | langsam | 37 Jahre | ja |
| PA | Meningits | plötzlich | 24 Jahre | ja |
| RM | Hörsturz | re plötzlich | 4 Jahre | ja |
| SC | unbekannt | langsam | 3 Jahre | ja |
| SG | Hörsturz | langsam | 1 Jahr | nein |
| TL | unbekannt | langsam | 4 Jahre | ja |

Von den bilateral versorgten Patienten wählten 2 Patienten Cochleaimplantate der Firma Med-EL, 11 Patienten Produkte der Firma Cochlear und die restlichen 4 Personen entschieden sich für Implantate von Advanced Bionics. Insgesamt gab es folgende Kombinationen:

Tabelle 3-2: Technische Informationen zur Gruppe der bilateral implantierten CI-Träger; Ermittelt wurde, welche Implantatsysteme getragen werden, welche Sprachprozessoren und welche Sprachcodierungsstrategien verwendet wurden.

| Name | Implantat | Prozessor | Sprachstrategie |
|------|-------------|----------------------|-----------------------------------|
| BF | Pulsar | Opus 2 | FSP |
| | Sonata | Opus 2 | FSP |
| BH | Mini 22 | Spectra / Freedom | SPEAK / ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| BJ | Mini 22 | Spectra / Freedom | SPEAK |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| EF | C II | Auria / Harmony | HiRes-P / HiRes-S |
| | HiRes 90 K | Auria | HiRes-P |
| FI | Nucleus 24K | Esprit 3G / Freedom | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| GK | C II | PSP / Harmony | HiRes-P / HiRes-S (with Fidelity) |
| | HiRes 90 K | Auria | HiRes-P / HiRes-S |
| JG | Nucleus 24K | Esprit 3G | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| KW | Freedom | Freedom | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| KS | Nucleus 24K | Esprit 3 G / Freedom | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| MA | Mini 22 | Esprit 3 G | SPEAK |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| MH | Nucleus 24K | Esprit 3G | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| NC | Pulsar | Opus 1 / 2 | FSP / HD CIS |
| | Pulsar | Opus 1 / 2 | FSP / HD CIS |
| PA | C II | PSP / Auria | HiRes-P / HiRes-S |
| | HiRes 90 K | PSP / Auria | HiRes-S |
| RM | Nucleus 24K | Esprit | SPEAK |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| SC | Freedom | Freedom | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |
| SG | C II | P-BTE / Auria | MPS / HiRes-S |
| | HiRes 90 K | Auria | HiRes-P / HiRes-S |
| TL | Nucleus 24K | Esprit 3 G | ACE |
| | Freedom | Freedom | ACE |

Die Gruppe der bimodal implantierten Patienten setzte sich ebenfalls aus 17 Patienten zusammen, wovon 11 Patienten weiblich und 6 Patienten männlich waren.

Das mittlere Alter bei Implantation betrug 55,1 Jahre.

Bezüglich der Ertaubungsdauer und –ursache stellte sich die Verteilung bei den bimodalen Patienten wie folgt da:

Tabelle 3-3: Hintergrundinformation zu den bimodal implantierten Patienten: Ermittelt wurde die Ursache, Entwicklung und Dauer der Ertaubung sowie eventuelle Hörgeräteerfahrung.

| Patient | Ursache | Entwicklung | Dauer d. hochgradigen Ertaubung | Hörgeräteerfahrung |
|---------|-------------|-------------|---------------------------------|--------------------|
| AO | unbekannt | langsam | 6 Monate | ja |
| BF | Hörsturz | langsam | 16 Jahre | ja |
| CK | Trauma | langsam | 28 Jahre | ja |
| CI | Hörsturz | unbekannt | 27 Jahre | ja |
| DH | Hörsturz | plötzlich | 14 Jahre | ja |
| DI | genetisch | langsam | 30 Jahre | ja |
| HH | unbekannt | langsam | 30 Jahre | unbekannt |
| HM | unbekannt | langsam | 20 Jahre | ja |
| KH | Hörsturz | plötzlich | 33 Jahre | ja |
| KM | unbekannt | langsam | 5 Jahre | ja |
| MJ | unbekannt | langsam | 7 Jahre | ja |
| PL | unbekannt | langsam | 2 Jahre | ja |
| PM | Medikamente | langsam | 22 Jahre | ja |
| PH | unbekannt | langsam | 3 Jahre | ja |
| SC | unbekannt | langsam | 3 Jahre | ja |
| SE | unbekannt | langsam | 16 Jahre | ja |
| ZH | Masern | plötzlich | 53 Jahre | ja |

In dieser Gruppe trugen 5 Patienten Implantate der Firma Advanced Bionics, 4 Patienten wählten Implantate der Firma Cochlear und die restlichen 8 Versorgten hatten sich für Produkte der Firma Med-El entschieden.

Tabelle 3-4: Technische Informationen zur Gruppe der bimodal implantierten Patienten: ermittelt wurde welches Implantatsystem getragen wird, welche Sprachprozessoren und welche Sprachcodierungsstrategien verwendet wurden.

| Patient | Implantat | Prozessor | Sprachstrategie |
|---------|-------------|------------|-----------------------|
| AO | HiRes 90 K | Harmony | HiRes-S with Fidelity |
| BF | Pulsar | Opus 2 | FSP |
| CK | Sonata | Opus 2 | HD CIS |
| CI | Sonata | Opus 2 | FSP |
| DH | HiRes 90 K | Harmony | HiRes-S with Fidelity |
| DI | Nucleus 24K | Esprit 3 G | ACE |
| HH | Sonata | Opus 2 | FSP |
| HM | C II | P-BTE | CIS |
| KH | Freedom | Freedom | ACE |
| KM | Sonata | Opus 2 | FSP |
| MJ | Pulsar | Opus 2 | FSP |
| PL | Sonata | Opus 2 | FSP |
| PM | C II | PSP | HiRes-S |
| PH | HiRes 90 K | Harmony | HiRes-S |
| SC | Freedom | Freedom | ACE |
| SE | Freedom | Opus 2 | FSP |
| ZH | Nucleus 24K | Esprit 3 G | ACE |

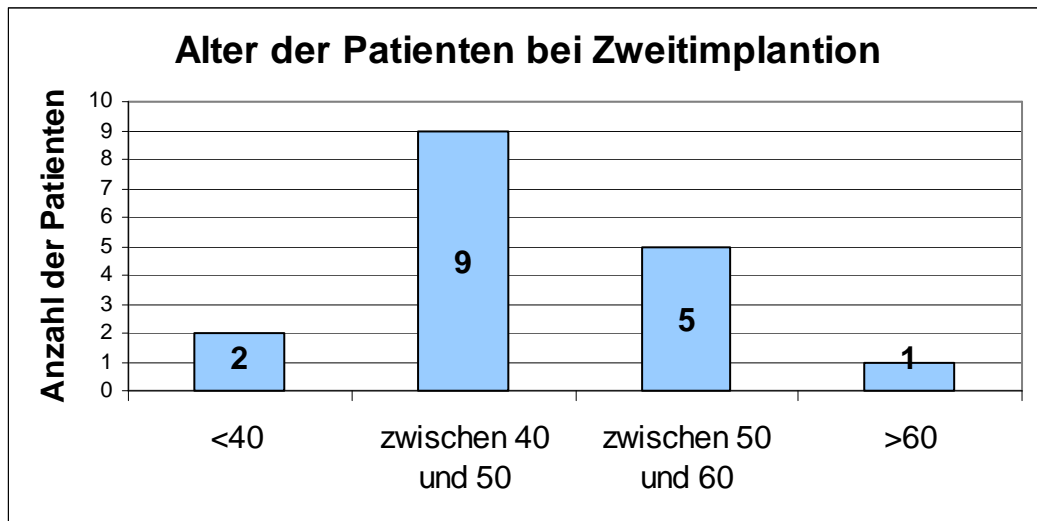


Abb. 3-1: Altersverteilung in Jahren der bilateral implantierten Patienten bei Implantation der 2. Seite.

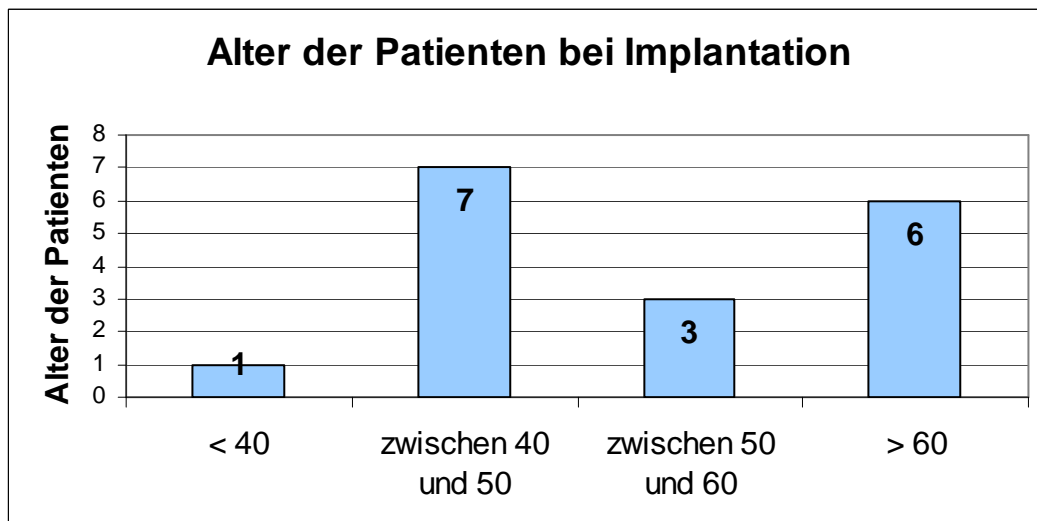


Abb. 3-2: Altersverteilung in Jahren der bimodal implantierten Patienten bei Implantation.

3.1.2 Selektionskriterien

Ausschlusskriterien aus der Gruppe der bilateralen Patienten waren eine vorangegangene Reimplantation, eine bereits prälingual bestehende Ertaubung oder weitere kognitiven Behinderungen.

Die Patienten sollten Deutsch als Muttersprache haben oder in der Lage sein, Deutsch auf Muttersprachlerniveau zu sprechen, sowie mit ihrem ersten Cochleaimplantat mindestens 30 Prozent Einsilberverstehen im Freiburger Sprachtest zu erzielen. Außerdem sollten sie keine besonderen Auffälligkeiten bzw. technischen Defekte (z.B. abgeschaltete Elektroden) mit ihrem ersten Implantat aufweisen.

Für die Gruppe der bimodal implantierten Patienten zählten diese Kriterien ebenso. Da in ihrem Fall die Daten jedoch nur einmalig erhoben wurden, war eine Mindesttragedauer von 6 Monaten Voraussetzung für den Einschluss in diese Untersuchungsgruppe.

3.2 Durchgeführte Untersuchungen

3.2.1 Tonschwellenaudiometrie

Die Tonschwellenaudiometrie ist die am häufigsten durchgeführte Gehöruntersuchung überhaupt. Sie dient der Ermittlung der Hörschwelle für Töne unterschiedlicher Frequenzen. Das Ausmaß des Hörschadens wird dabei als Hörverlust in dB im Vergleich zum normalen Gehör bestimmt.

Gemessen werden meist die Frequenzen 0,25; 0,5; 1; 2; 4; 6 und 8 kHz.

Der Patient setzt für die Untersuchung einen Kopfhörer auf und zeigt das Hören des Messtons durch den kurzen Druck auf eine Taste an.

Begonnen wird die Messung am subjektiv besseren Ohr des Patienten bei 1 kHz. Der Pegel wird dann aus dem unhörbaren Bereich solange gesteigert bis der Patient den ersten Höreindruck angibt. Anschließend wird die Messung erst bei den tieferen und dann bei den höheren Frequenzen durchgeführt.

Der Pegel kann bis zu 110 dB gesteigert werden, berichtet der Patient dann immer noch keinen Höreindruck so ist er für die entsprechende Frequenz als taub anzusehen (Mrowinski und Scholz 2001).

In dieser Untersuchung wurde die Tonaudiometrie vor allem zur Auswertung der präoperativen Messungen und der Aufblähkurven im Schallfeld über Lautsprecher eingesetzt.

Die Schwellenangabe alleine ist für die Indikationsstellung allerdings nicht hinreichend. Entscheidend ist vielmehr, dass eine Restdynamik für Höreindrücke von $> 20\text{dB}$ vorliegt, eine wesentliche Voraussetzung, um Sprachverstehen zu ermöglichen. Die Hörschwelle allein ist daher zur Indikationsentscheidung nicht hinreichend geeignet.

3.2.2 Freiburger Sprachverständlichkeitstest

Der Freiburger Sprachtest (Wörter für Gehörprüfung nach DIN 45621) dient der Überprüfung des Sprachverständnisses und der auditiven Diskrimination. Sprachsignale zeigen typische Muster, die sich zusammensetzen aus einem breiten Frequenzspektrum und schnellen Änderungen von Frequenzanteilen und Pegeln.

Der Freiburger Sprachtest enthält 10 Gruppen aus je 10 mehrsilbigen Zahlwörtern – z.B.: *vier-und-vierzig*, *acht-und-dreißig* – und 20 Gruppen aus je 20 einsilbigen Wörtern – z.B.: *Geist*, *Stein*, *Mund* – ohne Zusammenhang.

Diese Wörter sind so zusammengestellt, dass sie jeweils innerhalb einer Gruppe den mittleren Frequenzinhalten und der mittleren Phonemhäufigkeit der deutschen Sprache wiedergeben. Zahlwörter und Einsilber sollen die Umgangssprache abbilden, wobei die zweistelligen Zahlen wegen der jeweils gleichen Wortstruktur, größerer Redundanz und der begrenzten Auswahl leichter verstanden werden als die kurzen Einsilber.

Zum Verstehen der Zahlwörter ist der Frequenzbereich des Gehörs unter 2 kHz ausreichend (Vokale). Für die Einsilberverständlichkeit ist das Verstehen der Konsonanten und damit das Hörvermögen für höhere Frequenzbereiche maßgebend.

Normalhörende verstehen die Hälfte aller dargebotenen Zahlwörter ab einem Sprachschallpegel von 18,5 dB (50% Diskrimination) und alle dargebotenen Zahlwörter ab 30 dB. Alle Einsilber sind auch bei einem gesunden Gehör erst ab 50 dB zu verstehen.

Die Messung des Sprachaudiogramms erfolgt bei Patienten mit Hörhilfen im freien Schallfeld; der Patient sitzt in der Mitte des Raums und bekommt die Testwörter aus einem Lautsprecher von vorne dargeboten (S_0N_0 -Situation)

Uns interessierte in diesem Fall anders als üblich lediglich die maximale Verständlichkeit für Zahlwörter und Einsilber und nicht die 50% Verständlichkeitsschwelle, wobei für die spätere Auswertung jedoch besonders die Verständlichkeit der Freiburger Einsilber von Bedeutung ist.

Die Messung wird mit einem Sprachschallpegel von 65 dB begonnen und anschließend in 10 dB Schritten angepasst bis 100% Sprachverständlichkeit oder 85 dB erreicht sind. Erreicht man vorher die individuelle Unbehaglichkeitsschwelle des Patienten, wird die Messung nicht fortgeführt.

Die Patienten werden auf beiden Ohren einzeln getestet, so dass das Verstehen mit dem Erst- und Zweitimplantat einzeln beurteilt werden können. Bei den bimodal implantierten Patienten wird dementsprechend zwischen Implantat und Hörgerät unterschieden.

3.2.3 Oldenburger Satztest

Eine Schwerhörigkeit wird von den meisten Menschen besonders in einer Umgebung mit lauten Hintergrundgeräuschen bemerkt. Um ein realistischeres Abbild dieser Fehlhörigkeit zu bekommen, werden in der Hördiagnostik und Rehabilitation Sprachverständlichkeitstests im Störgeräusch durchgeführt. Alltägliche Situationen können möglichst genau nachgebildet werden, indem Sprachtests im Störgeräusch verwendet werden, bei denen als Nutzsignal ganze Sätze dargeboten werden.

Im Oldenburger Satztest (OLSA) wird die Sprachverständlichkeitsschwelle (SVS) im Störgeräusch ermittelt. Hierfür wird der Signal-/Rauschabstand (SNR) bestimmt, das heißt die Pegeldifferenz beider Signale, bei der 50% der dargebotenen Sätze richtig wiedergegeben werden.

Das Sprachmaterial setzt sich aus 40 Testlisten von je 30 Sätzen zusammen, die in jeweils drei Blöcke zu zehn Sätzen aufgeteilt sind. Die Sätze haben jeweils die Form: Name Verb Zahl Adjektiv Objekt mit zufälliger Kombination aus einem Inventar von insgesamt 50 Wörtern, z.B. *Ulrich schenkt sieben schwere Sessel*. Da hierbei häufig keine sinnvollen Sätze entstehen, lassen sich die Listen nicht auswendig lernen, so dass sie wiederholt eingesetzt werden können. Nach jedem Satz erfolgt eine Pause von vier Sekunden, in der der Patient den Satz wiederholen kann.

Als Störschall dient ein sprachsimulierendes Rauschen, das im Langzeitspektrum mit dem des Satzmaterials übereinstimmt.

Die Sprachverständlichkeitsschwelle ermittelt man mithilfe einer adaptiven Steuerung. Normalerweise wird dabei das Störgeräusch bei einem festen Pegel dargeboten und gemäß den Antworten der Testperson wird der Sprachpegel so angepasst, dass sich die Verständlichkeit auf approximativ 50% einpendelt.

Aufgrund der technischen Eigenheiten von Cochlea-Implantatsystemen, die den Patienten ihr bestens Sprachverständnis bei ca. 70 dB ermöglichen, wurde der OLSA so präsentiert, dass das Wortmaterial bei einem konstanten Sprachpegel

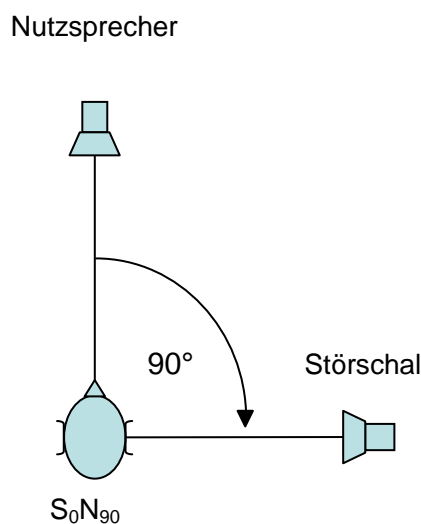
(Nutzschall) von 70 dB angeboten wird und man den Störpegel je nach Sprachverständnis des Patienten angleicht.

In dieser Untersuchung wurden 6 verschiedene Situationen jeweils im Freifeld getestet. In allen 6 Situationen kam der Nutzschall von vorne und der Patient wurde gebeten, während der ganzen Messung gerade zu sitzen, den Blick auf den vorderen Lautsprecher gerichtet zu lassen und den Kopf nicht zu bewegen.

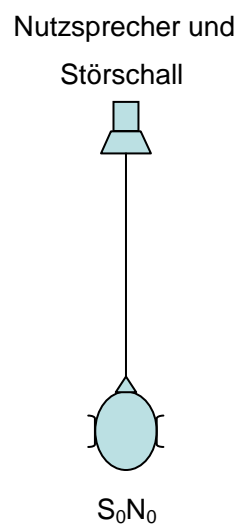
Der Störschall kam nacheinander in folgender Reihenfolge:

1. Situation: Störschall von rechts und Sprache von vorne;
2. Situation: Störschall und Sprache von vorne;
3. Situation: Störschall von links und Sprache von vorne

1. Situation



2. Situation



3. Situation

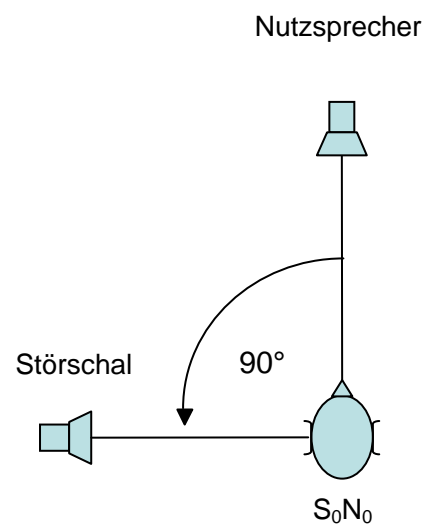


Abb. 3-3: Testaufbau des Oldenburger Satztests.

Da die untersuchten Patienten bilateral versorgt sind, wurden die Messungen einmal unilateral und ein zweites Mal bilateral durchgeführt.

Vor jeder neuen Messreihe wurde dem Patient eine ganze Testliste zum Einhören angeboten, damit der Trainingseffekt in der Untersuchung weitestgehend verringert werden kann.

Wiederholte der Patient alle Wörter des vorgelesenen Satzes korrekt, so wurde der Sprachpegel um 2 dB gesenkt, bei 4 korrekten Wörtern um 1 dB und bei 3 und 2 richtig wiedergebenden Wörtern blieb der Sprachpegel unverändert. Wurde jedoch nur ein Wort oder sogar kein Wort korrekt wiederholt, so wurde der Pegel um 1 dB bzw. 2 dB angehoben.

Die Audiometristin notiert den jeweils angepassten Sprachpegel für insgesamt 30 Sätze in den 6 verschiedenen Situationen. Die letzten 20 dargebotenen Sätze wurden für die Berechnung des SNR herangezogen. Für alle Situationen wurde anschließend der mittlere Sprachpegel, das SNR 50 und das ILD bestimmt.

Tabelle 3-5: Pegeländerungen beim OLSA abhängig von der Anzahl der richtig verstanden Wörter für die letzten 20 Sätze.

| | | | | | | |
|-------------------------|----|----|---|---|---|---|
| Anzahl richtiger Wörter | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 |
| Pegeländerung dB | -2 | -1 | 0 | 0 | 1 | 2 |

3.2.4 Aachener Basisrichtungshörtest (BRT)

Das räumliche Hören ist einer der Hauptvorteile des binauralen Hörens und somit ein wichtiger Testparameter.

Der Basisrichtungstest (BRT) untersucht die Fähigkeit des Hörers, die Richtung einer Schallquelle im Raum anzugeben.

Die Durchführung erfolgt ebenfalls in einem schallgeschützten Raum, in dem 5 Lautsprecher in einem Bogen von 180 Grad angeordnet sind. Der Patient sitzt in der Mitte dieses Halbkreises, die Lautsprecher sind im Abstand von 1 m zu ihm angeordnet. Der mittlere Lautsprecher ist in einem Winkel von 0 Azimuth positioniert. Die 5 Lautsprecher sind von 1 bis 5 durchnummeriert und stehen 45 Grad auseinander, so dass jeweils 2 weitere zur Rechten des Patienten im Winkel von 45 und 90 Grad angeordnet stehen und ebenso zur Linken des Patienten. Lautsprecher 5 befindet auf der rechten Seite des Patienten, Lautsprecher 3 genau frontal und Lautsprecher 1 auf der linken Seite des Patienten.

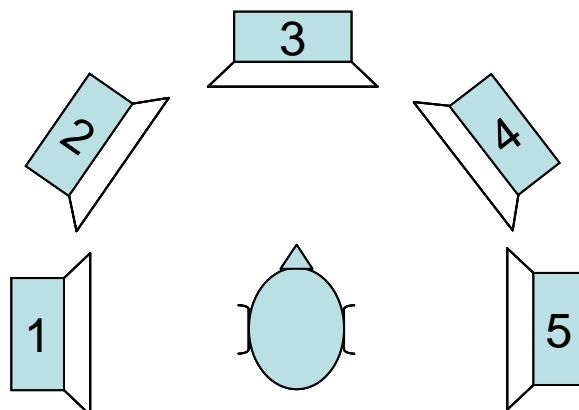


Abb. 3-4: Testaufbau des Aachener Basis-Richtungstest.

Das Sprachmaterial setzt sich aus den Zahlwörtern des Freiburger Sprachtests zusammen und wird bei einem Pegel von 70 dB dargeboten.

Aus den 5 Richtungen wird in zufälliger Reihenfolge jeweils viermal das entsprechende Wortmaterial präsentiert. Der Patient gibt durch Zeigen zu verstehen, aus welcher Richtung er das das Geräusch zu hören glaubt. Das Ergebnis wird von der Audiometristin als Zahlenwert im Computer festgehalten. Anschließend wird die mittlere Hörereignisrichtung, der prozentuale Anteil richtiger Zuordnungen, die Standardabweichung des Richtungszuordnungsfehlers und die quadratische Abweichung errechnet.

3.3 Cochleaimplantatsysteme und Codierungsstrategien

3.3.1 Cochleaimplantatsysteme

Insgesamt sind in dieser Untersuchung drei verschiedene Implantatsysteme der Firma Cochlear und jeweils zwei verschiedene Produkte der Firmen Advanced Bionics und MED-EL verwendet worden.

Jede dieser Firmen verwendet zudem verschiedene Sprachprozessoren, so dass sich insgesamt folgende Verteilung ergab.

Tabelle 3-6: Technische Informationen zu den Implantatsystemen, die an der HNO in Aachen verwendet werden.

| | Cochlear | | | Advanced Bionics | | Med EL | |
|--------------------|--|--|-----------------------------|--|---|--------------|--------------|
| Bezeichnung | Freedom | CI 24 | Mini 22 | C II Bionic Ear | C HiRes 90 K | Pulsar | Sonata |
| Gehäuse | Titan | Titan | Titan | Keramik | Titan | Keramik | Titan |
| max. Pulsrate | 31'600 | 14'500 | ca. 7'000 | 83'000 | 83'000 | 50'704 | 50'704 |
| Stimulationskanäle | 22 + 2 außen | 22 + 2 außen | 22+1außen | 16 + 1 außen | 16 + 1 außen | 12 + 1 außen | 12 + 1 außen |
| Stimulationsmodus | bipolar monopolar common ground | bipolar monopolar common ground | bipolar common ground | monopolar bipolar | monopolar bipolar | monopolar | monopolar |
| Sprachprozessoren | Freedom | Esprit Esprit 3 G Freedom | Spectra Freedom | Platinum PSP u. BTE, HiRes Auria, HiRes Harmony | Platinum PSP u. BTE, HiRes Auria, HiRes Harmony | OPUS 1/ 2 | OPUS 2 |
| Software | Custom Sound | | | Soundwave | | Maestro | |

In jüngerer Zeit sind von mehreren Herstellern neue Arten von Elektrodenformen vorgestellt worden, welche einerseits tiefer in die Cochlea einzudringen erlauben und andererseits durch gezielte perimodiolare Elektrodenlage das elektrische Stromfeld gezielter in Richtung auf die Hörnervenfasern im Zentrum der Schnecke ausrichten sollen.

Dadurch werden eine bessere Trennschärfe der einzelnen Elektrodenkanäle sowie eine Reduktion der Stromstärke angestrebt.

Eine lokal begrenzte und gezielte Stimulation wird besser möglich, weil sich die elektrischen Felder weniger überlappen. Daraus resultiert eine bessere Frequenzunterscheidung, welche zum Sprachverstehen wichtig ist.

Andere Komponenten die zum Sprach – und Musikverstehen beitragen, sind die zeitliche Feinstruktur und die Lautheitswahrnehmung. Beide Parameter können durch die Steigerung der maximalen Pulsrate der Implantatsysteme bis zu einem gewissen Grad positiv beeinflusst werden. Individuell unterschiedlich können jedoch auch niedrigere Pulsraten zu besseren Hörergebnissen führen.

Neuere Entwicklungen haben dazu geführt, dass die Implantatgehäuse aus Titan anstelle von Keramik gefertigt werden, welche bruchsicherer, leichter und meist kleiner sind als die alten Keramikgehäuse.

3.3.2 Sprachprozessoren und Sprachcodierung

Es besteht die Möglichkeit die verschiedenen Implantatsysteme mit verschiedenen Sprachprozessoren des gleichen Herstellers zu kombinieren, und diese wiederum mit unterschiedlichen Codierungsstrategien. In dieser Untersuchung sind folgende Variationen aufgetreten:

Tabelle 3-7: Überblick, welche Sprachprozessoren verwendet wurden, wie viele Programme sie haben und welche Codierungsstrategie verwendet wurden.

| | Cochlear | | | | Advanced Bionics | | | | MED EL | |
|------------|----------|--------|--------------|--------------|----------------------------------|------------|--------------------|--------------------------|------------|--------|
| Prozessor | Spectra | Esprit | Esprit 3G | Freedom | PSP | BTE-PSP | Auria | Harmony | Opus 1 | Opus 2 |
| Programme | 1 | 2 | 2 | 4 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 | 4 |
| Strategien | SPEAK | SPEAK | ACE SPEAK | ACE SPEAK | HiRes-P HiRes-S HiRes 120K | CIS MPS | HiRes-P HiRes-S | HiRes-S HiRes 120K | FSB CIS | FSB |

Bei den Sprachprozessoren kann man generell die Taschenprozessoren von den Hinter-dem-Ohr (HdO) Geräten unterscheiden. Die Taschenprozessoren werden am Körper getragen und sind besonders für kleine Kinder und Senioren geeignet. Die HdO-Geräte sind mittlerweile in den meisten Fällen der

Goldstandard und besonders bei Jugendlichen und Erwachsenen beliebt, inzwischen ist durch leistungsstärkere Batterien auch ihr ganztägiges Tragen ohne Batteriewechsel möglich geworden (Betriebsdauer mit Batterien 2-3 Tage, mit Akkus 1 Tag).

Auch im Bereich der Signalverarbeitung hat es in den letzten Jahren große technische Fortschritte gegeben (Dunn et al. 2006).

So verfügen die Sprachprozessoren mittlerweile über bis zu vier bei der Anpassung programmierbare Einstellungen, die dem Patienten helfen, sich in unterschiedlichen akustischen Situationen zurechtzufinden, z. B. ruhige Umgebung / Lärm / Musik.

Cochlear hat zudem mit SmartSound Signalvorverarbeitungsalgorithmen eingeführt, welcher es dem Patienten erleichtern soll, in unterschiedlich akustisch anspruchsvollen Situationen (Lärm, Musik etc.) ein besseres Hörverständnis zu erreichen.

Die Firma MED-EL bietet seit ein paar Jahren eine Fernbedienung zur Steuerung des Sprachprozessors an, welche es dem Patienten ermöglicht, die Programme ohne Ablegen des CIs oder umständliches Hantieren hinter dem Ohr zu verändern.

Allen neueren Implantatsystemen gemeinsam ist eine mittlerweile recht ausgefeilte digitale Reizcodierungselektronik.

Die Sprachkodierung verschlüsselt die Tonhöhen- und Zeitsignale in elektrische Impulse. Im Wesentlichen werden 3 Merkmale aus dem Schallsignal extrahiert, der Frequenzgehalt, die zeitliche Feinstruktur und die Einhüllende des Amplitudenverlaufs.

Die Charakteristika der verschiedenen Sprachkodierungsstrategien können mit folgenden Parametern beschrieben werden: die Summe der ansteuerbaren Elektroden, als Maß für die spektrale Frequenzauflösung, die Stimulationsrate pro Kanal und die Bandbreite der Hüllkurvendetektion, verantwortlich für die zeitliche Auflösung und die Anzahl der ausgewählten Kanäle pro Stimulationsdurchgang als Maß für die übertragene Informationsdichte. Die Lautstärke wird unabhängig von der Kodierung über die Stromstärke und die Pulsbreite geregelt.

Es gibt Kodierungsstrategien, die den Schwerpunkt auf die zeitliche Auflösung legen (z.B. CIS+FSP), andere legen mehr Wert auf die spektrale Auflösung (z.B.

SPEAK) und die neueren Entwicklungen versuchen, beide Komponenten miteinander zu vereinen (z. B ACE; HiRes-120K).

3.4 Räumlichkeiten und Geräte

Die Messungen fanden in den schallgeschützten Räumen der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und plastische Kopf- und Halschirurgie des Universitätsklinikums der RWTH Aachen statt. Diese Räume sind aufgrund der besonderen Dämmung schalldicht, störgeräuschfrei und besonders reflexionsarm. Durchgeführt wurden die Untersuchungen von den Audiologieassistentinnen der HNO-Klinik im Rahmen der routinemäßigen Kontrolluntersuchungen der CI-Patienten.

Benutzt wurde das Audiometer Interacustics AC 33 in der Gravenstein-Regiometrieanlage. Für den Freiburger Sprachtest wurde die CD Westra Nr. 4 „Wörter für Gehörprüfungen mit Sprache normiert nach DIN 45621“ verwendet. Für den Oldenburger Satztest die entsprechenden Oldenburger Satztests-CDs von HörTech-Oldenburg.

3.5 Ablauf der CI-Versorgung und Kontrolluntersuchungen

Unmittelbar nach dem Einsetzen des Cochleaimplantats erfolgt die erste Probestimulation noch im OP in der Narkose um zu schauen, ob das Gerät intakt, an der richtigen Stelle und der Hörnerv stimulierbar ist. Hierbei wird versucht Summenaktionspotentiale vom Hörnerv abzuleiten, die telemetrisch über die eingeführte Elektrodenreihe zu messen sind (TECAP). Die zweite Probestimulation erfolgt im weiteren Verlauf des anschließenden stationären Aufenthalts, wobei der Patient bereits Rückmeldung über Höreindruck bei elektiver Stimulation gibt. Gibt es hierbei keine besonderen Auffälligkeiten, schließt sich eine 4-wöchige Einheilungszeit an.

Anschließend werden die Patienten entsprechend dem Nachsorge-Protokoll in regelmäßigen Abständen in die Klinik einbestellt. Dieses Protokoll sieht vor, dass die Patienten nach ca. einem Monat postoperativ die Initialphase beginnen, in der der Sprachprozessor des Implantats erstmalig angepasst wird. Dies erfolgt in der Regel an drei hintereinander liegenden Tagen.

Bei der Anpassung wird zuerst ein Systemcheck des Implantats durchgeführt und die Impedanz der verschiedenen Elektroden überprüft. Zusammen mit dem Patienten versucht anschließend der Audiologe die Stimulation der einzelnen Elektroden so einzustellen, dass die Lautstärke und die Klangqualität für den Patienten angenehm und möglichst realistisch sind.

Nach der Anpassung beginnt das Hörtraining bei der Hörgeschädigtenpädagogin oder Logopädin. Dort werden abhängig vom individuellen Niveau des Patienten suprasegmentale und segmentale Höreindrücke geübt. So muss der Patient am Anfang zum Beispiel ein Hundebellen oder Geräusche identifizieren. Als nächster Schritt kommt dann die Identifikation von Mehrsilbern und Einsilbern mit Vorlage hinzu und möglicherweise kann bereits begonnen werden, mit ganzen Sätzen zu arbeiten. Am 2. und 3. Tag werden vor der Anpassung und der Rehabilitation zusätzlich ein Tonaudiogramm und gegebenenfalls ein Freiburger Sprachtest mit dem CI-System durchgeführt.

In den nächsten 2 Monate kommen die Patienten dann zumeist wöchentlich zur Anpassung und Rehabilitation in die Klinik. Das Hörtraining wird zunehmend erweitert und reicht von minimal pair training zur Unterscheidung von ähnlich klingenden Lauten über open-set Satzübungen zu Aufgaben auf Textebene oder mit Störgeräusch. Diese Rehabilitationsperiode setzt sich je nach Fortschritt des Patienten bis zum 6. Monat nach Implantation fort.

In den Abständen von 1 Monat, 3 Monaten, 6 Monaten, 12 Monaten, 18 Monaten und 24 Monaten werden die Patienten zu „großen Kontrollen“ einbestellt.

Diese bestehen aus den 3 Komponenten Klinik/ Audiologie/ Hörgeschädigtenpädagogik.

Der klinische Teil besteht aus der Vorstellung beim Hals-Nasen-Ohren-Arzt zur Erhebung eines Ohrbefundes. Anschließend gehen die Patienten zum Ton – und Sprachaudiogramm in die Audiometrie und entsprechend den Hörergebnissen und dem Berichten des Patienten erfolgt dann die Feinanpassung des Implantats durch den Audiologen. Vervollständigt wird der audiologische Teil durch die Messung des Aachener Basisrichtungstests und des Oldenburger Satztests im Störschall.

Die Pädagogin testet anschließend die Fähigkeit des Patienten, alltagsrelevante Fragen korrekt zu verstehen und einfache und komplexere Sätze nachzusprechen sowie dessen Vokal – und Konsonatenunterscheidungsvermögen.

Die Anpassung des Hörgeräts bei den bimodal implantierten Patienten erfolgt in Absprache mit der Klinik außer Haus bei den niedergelassenen Hörgerätekustikern.

3.6 Dokumentation und Auswertung

Die Dokumentation erfolgte mit Hilfe von Excel Tabellenblättern sowie der Audiometriesoftware von Gravenstein.

Die Auswertung der Ergebnisse wurde mit Hilfe des Instituts für Medizinische Statistik der RWTH Aachen vorgenommen. Als Software wurde dazu das Statistikprogramm SAS 9.1 benutzt.

3.6.1 Wilcoxon-Test

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rangtest ist ein nichtparametrischer, statistischer Test und kann zur Überprüfung der Signifikanz von Unterschieden in der zentralen Tendenz zweier abhängiger Verteilungen verwendet werden.

Der Wilcoxon-Test bildet eine Rangreihe der paarweisen Differenzen beider Stichproben und ordnet den Rangwerten zusätzlich die Vorzeichen dieser Differenzen zu.

Er kann im Gegensatz zum t-Test auch dann verwendet werden, wenn die Normalverteilung und Varianzgleichheit der Stichprobe nicht vorausgesetzt werden kann.

Da wir bei unseren Untersuchungen aufgrund der kleinen Gesamtmenge keine Normalverteilung annehmen, bietet sich in unserem Fall der Wilcoxon-Test an.

3.6.2 Korrelation

Das am häufigsten angewandte Zusammenhangsmaß ist der Korrelationskoeffizient r nach Pearson.

Unter Berücksichtigung der Einzelvarianzen gibt der Koeffizient die Kovarianz zweier Merkmale ab.

Es gilt:

$$-1 < r < +1$$

Der Korrelationskoeffizient kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Es besteht ein negativer linearer Zusammenhang bei negativen r und ein positiver Zusammenhang bei positiven r . Beträgt $r=0$, so besteht keine Korrelation.

Allerdings gilt es starke und schwache Korrelationen zu unterscheiden. Gilt für das so genannte Bestimmtheitsmaß $r^2 \geq 0,8$, so wird von einer starken linearen Korrelation ausgegangen.

In unserem Fall wurde zur Analyse auf einen monotonen Zusammenhang das parameterfreie Gegenstück für nicht normalverteilte Stichproben verwendet, nämlich der Spearman Rang-Korrelationskoeffizient.

Hierbei werden die einzelnen Beobachtungen der Größe nach geordnet und jedem Wert wird eine Rangzahl zugewiesen. Für diese Ränge wird anschließend der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet (HILGERS et al. 2002).

4 Ergebnisse

Um die Entwicklung des Hörvermögens mit dem zweiten Implantat bei Patienten mit beidseitigen Cochleaimplantaten zu beurteilen, wurden die Ergebnisse von 17 Patienten über einen Zeitraum von bis zu zwei Jahren ausgewertet. Hierzu wurden die Testresultate der jeweils „großen Kontrollen“ bestehend aus Freiburger Sprachverständlichkeitstest, Aachener Basis-Richtungstest und Oldenburger Satztest herangezogen.

Es wurde ein Vergleich mit bimodal implantierten Patienten vorgenommen, die bereits mindestens 6 Monate ihr Cochleaimplantat nutzten.

Wird nichts anderes explizit erwähnt, so beziehen sich alle Angaben auf den Medianwert. Die dargestellten Box plots zeigen ebenfalls den Maximalwert, den Mindestwert, sowie die Werte der oberen und unteren Perzentile. Die Interpretation der Ergebnisse findet im Diskussionsteil statt.

4.1 Sprachverstehen in Ruhe im zeitlichen Verlauf

Das Sprachverstehen in Ruhe wurde mit Hilfe des Freiburger Sprachverständlichkeitstest im zeitlichen Verlauf untersucht. Hierbei wurde jeweils der prozentuale Anteil an richtig verstandenen Einsilbern als relevanter Messwert genommen.

Die Messungen wurden für beide Seiten einzeln durchgeführt, so dass es möglich war die Entwicklung des Hörens mit dem zweitimplantierten Ohr zu verfolgen, sowie zu jedem Zeitpunkt den Vergleich zum Hören mit dem erstimplantierten Ohr zu erstellen.

Bei der bereits versorgten Seite wurden ausschließlich die beim Freiburger Sprachtest ermittelten Medianwerte für Einsilbersprachverständlichkeit verwendet

Bei der neu implantierten Seite wurde für jeden Messtermin der Median der Einsilbersprachverständlichkeit, das Minimum, das Maximum und das jeweils untere und obere Quartil für die Gruppe der 17 Patienten ermittelt.

Ergebnisse

Es interessierte besonders, ab welchem Zeitpunkt das Hören mit dem neuen Implantat in Ruhe annähernd an die Leistung der anderen Seite herankommt, weswegen wir die Einsilberergebnisse der beiden separaten Messungen verglichen.

Fällt am Anfang eine deutliche Diskrepanz beider Seiten auf, so ist erkennbar, dass die zweite Seite sich in den ersten 6 Monaten gut entwickelt und die präoperative Differenz von 90 Prozentpunkten auf 0 Prozentpunkte verkürzt wird.

Nach einem halben Jahr bleibt die zweite Seite weitestgehend konstant bei diesen Werten und es sind keine größeren Schwankungen zu beobachten.

Dies könnte jedoch auch am so genannten Ceiling Effekt liegen, dies wäre der Fall, wenn der Test nicht sensibel genug ist, um noch kleinere Schwankungen im oberen Bereich zu detektieren.

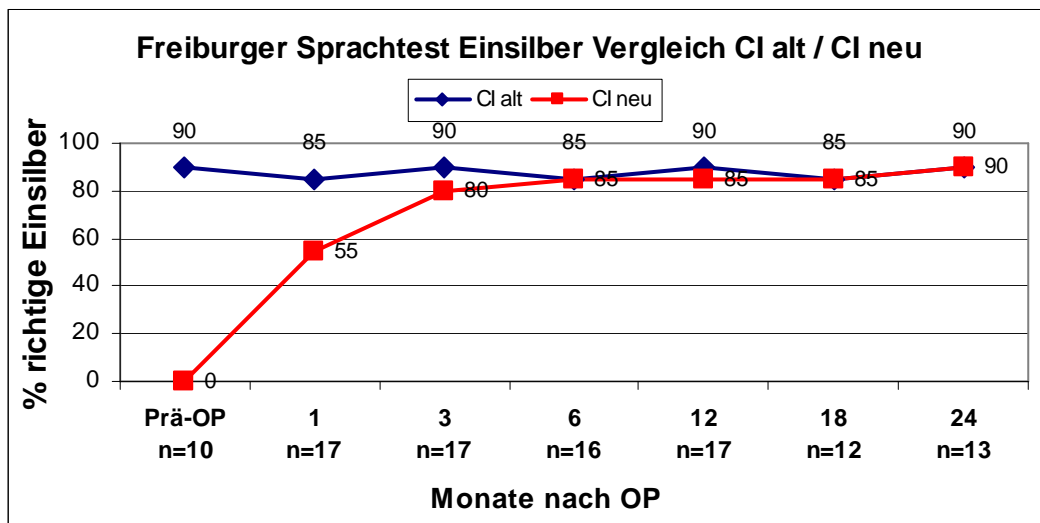


Abb. 4-1: Entwicklung der Freiburger Einsilberverständlichkeit des zweitimplantierten Ohrs über 24 Monate im Vergleich zum erstimplantierten Ohr; Darstellung der Medianwerte.

Um interindividuelle Schwankungen in der Gruppe zu bestimmen, eignet sich der erstellte Box Plot des zeitlichen Verlaufs der Verständlichkeit (Abb. 4-2).

Bereits nach einem Monat verbesserte sich der Median der Verständlichkeit des untersuchten Patientenkollektivs um über 50 Prozentpunkte. Ein weiterer starker Anstieg war zwischen dem 1. und dem 3. Monat zu registrieren. Wie auch bereits die Werte aus der obigen Abbildung demonstrieren, blieb die Leistung nach dem 6. Monat im Mittel konstant. Auffallend jedoch sind die

großen Abweichungen innerhalb der Gruppe. Ab dem ersten Monat erreichen einige Patienten bereits die 100% Marke, einige jedoch kommen auch nach 2 Jahren nicht über 35% hinaus.

Ab ca. 6 Monaten erreichte jedoch das zweitimplantierte Ohr im Gruppenmittel das gleiche Niveau wie das früher implantierte Ohr.

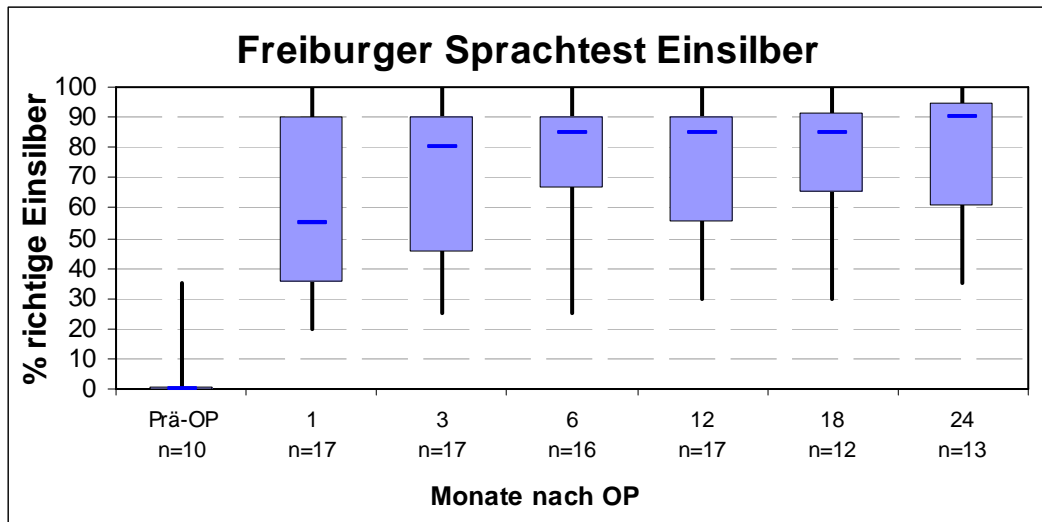


Abb. 4-2: Entwicklung der Einsilberverständlichkeit des zweitimplantierten Ohrs über 24 Monate, Darstellung von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum, n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Es wurde der Wilcoxon-Test zur Prüfung auf signifikante Veränderungen benutzt, da bei einer vergleichsweise kleinen Stichprobe nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte.

Als Signifikanzlevel wurde ein p-Wert von $p \leq 0,05$ festgelegt, hochsignifikant wäre ein p-Wert von $p \leq 0,01$.

Betrachtet man den Zeitraum von der präoperativen Einsilbermessung zur 1-Monatsmessung, so beträgt $p = 0,0039$ und ist somit hochsignifikant.

Es liegt daher eine hochsignifikante Verbesserung der Einsilberverständlichkeit vor.

Tabelle 4-1: Auflistung der p-Werte im Wilcoxon-Test für die Berechnung der Leistungsdifferenz zwischen den einzelnen Messterminen für die zweitimplantierte Seite.

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|---------------------|------------------|--------|
| Diff_Prae_HG_neu_1M | 10 | 0.0039 |
| Diff_neu_1M_3M | 17 | 0.1042 |
| Diff_neu_3M_6M | 16 | 0.9086 |
| Diff_neu_6M_12M | 16 | 0.3770 |
| Diff_neu_12M_18M | 12 | 0.2715 |
| Diff_neu_18_24M | 10 | 0.0938 |

Jedoch verfehlt der Zeitraum vom ersten zum dritten Postimplantationsmonat mit einem p-Wert von 0,1042 nur knapp das Signifikanzniveau. Sucht man diese Messung in Abb. 4-1 auf, so zeigt sich dort auch eine deutliche Verbesserung im Vergleich zur Vormessung.

Tabelle 4-2: Auflistung der p-Werte im Wilcoxon-Test, berechnet wurden die jeweiligen Abstandsmaße zwischen den Ergebnissen mit erst- und zweitimplantiertem Ohr.

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|------------------|------------------|--------|
| Diff_alt_neu_1M | 15 | 0.1722 |
| Diff_alt_neu_3M | 15 | 0.0928 |
| Diff_alt_neu_6M | 16 | 0.8794 |
| Diff_alt_neu_12M | 17 | 0.2112 |
| Diff_alt_neu_18M | 12 | 0.5635 |
| Diff_alt_neu_24M | 13 | 0.2422 |

Des Weiteren wurde nachgeprüft, ob zwischen dem erst- und zweitimplantiertem Ohr signifikante Leistungsunterschiede bestehen, allerdings war dies für den Zeitraum zwischen der 1 Monatsmessung und der 24-Monatsmessung nicht der Fall.

Außerdem überprüften wir die Hypothese, dass es keinen Zusammenhang gibt zwischen dem zeitlichen Implantationsabstand in Monaten und den Ergebnissen bei der 24-Monateskontrolle.

Hierfür wurde der Korrelationstest nach Spearman benutzt, dessen Ergebnisse sich folgendermaßen darstellen.

Tabelle 4-3: Darstellung der Zusammenhänge zwischen zeitlichen Implantationsabstand und den Ergebnissen der 24 Monatskontrollen im Sprachverständlichkeitstest.

| | alt_CI_FB_ES_24M | neu_CI_FB_ES_24M |
|--------------------|------------------|------------------|
| Abstand in Monaten | -0.05867 | -0.35607 |

Unsere Hypothese bestätigte sich und es konnte kein Zusammenhang zwischen diesen beiden Parameter nachgewiesen werden.

4.2 Richtungshören im zeitlichen Verlauf

Das Richtungshören erfassten wir mit dem Aachener Basisrichtungstest. Die beiden dabei relevanten Parameter waren die prozentuale Trefferquote als Maß für die korrekte Richtungs-Zuordnung und die mittlere quadratische Abweichung als Maß des Richtungsziordnungsfehlers, welche zusätzlich die Abweichung des Schätzers von dem zu schätzendem Wert und somit Varianz und Bias berücksichtigt.

Um unsere Hypothese, dass ein Zusammenhang zwischen der Trefferquote und der mittleren quadratischen Abweichung besteht zu überprüfen, wandten wir erneut den Spearman Korrelationskoeffizienten an.

Dabei ließ sich zu allen Zeitpunkten eine sehr starke negative Korrelation nachweisen, d.h. je höher die prozentuale Trefferquote war, desto geringer fiel – wie zu erwarten - die quadratische Abweichung aus.

Tabelle 4-4: Korrelation zwischen der prozentualen Trefferquote im BRT und der mittleren quadratischen Abweichung. Darstellung einer hohen negativen Korrelation.

| Visite | prä | 1 M | 3 M | 6 M | 12 M | 18 M | 24 M |
|----------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Spearman Korrelationskoeffizient | -0.72463 | -0.91495 | -0.76508 | -0.85474 | -0.87016 | -0.89490 | -0.81196 |

Aus diesem Grund gehen wir im Folgenden nur noch auf die prozentuale Trefferquote ein.

Bei den meisten Patienten verbesserte sich die akustische Orientierungsfähigkeit nach Operation der zweiten Seite deutlich ebenso wie die Trefferquote innerhalb der ersten 6 Monate.

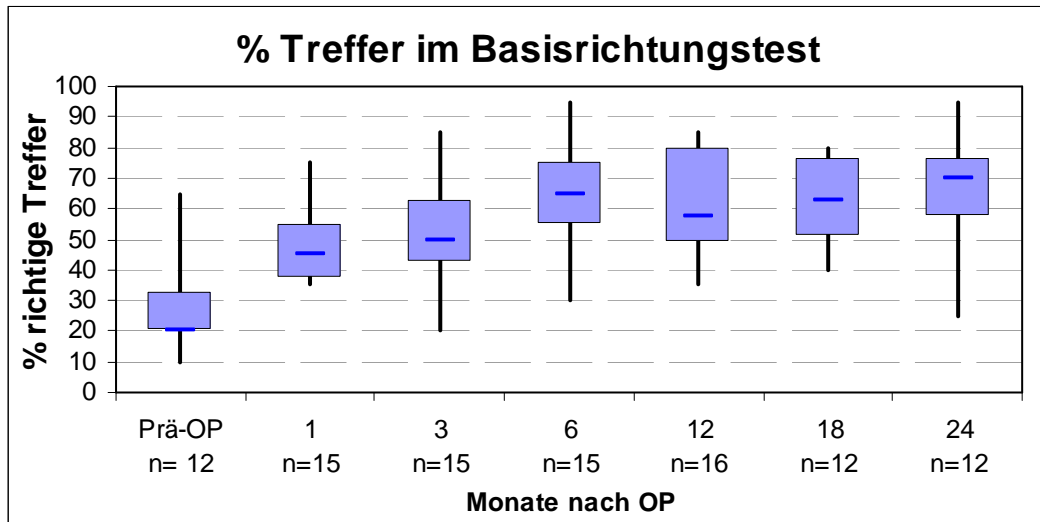


Abb. 4-3: Darstellung der prozentualen Trefferquote im BRT mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Wie in Abb. 4.-3 erkennbar, erreichte die Gruppe präoperativ nur eine prozentuale Trefferquote von 20 % (entspricht der Ratewahrscheinlichkeit), bei den 6 Monatsmessungen hingegen konnten sich die Patienten im Mittel um 45 Prozentpunkte auf 65 Prozent Treffer verbessern. Ab dem 6. Monat bleibt auch hier, ähnlich wie beim Freiburger Sprachverständlichkeitstest, der Wert weitestgehend konstant und schwankt nur noch geringfügig.

Allerdings ist auffällig, dass bei der Jahresuntersuchung eine leichte Verschlechterung auftritt, die jedoch im weiteren Verlauf wieder verschwindet. Wie auch schon beim Freiburger Sprachverständlichkeitstest ist die interindividuelle Streuung bei den 7 Messterminen groß.

Manche Patienten erreichen eine korrekte Richtungszuordnung von über 90 Prozent, andere wiederum können sich nur geringfügig verbessern.

In einer Pilotstudie mit Hörgesunden erreichten diese stets 100 % richtige Treffer im BRT und hatten keinerlei Probleme mit der Richtungszuordnung.

4.3 Sprachverstehen im Störgeräusch im zeitlichen Verlauf

4.3.1 Binaurale Vorteile: Kopfschatteneffekt, Lautheitssummation und Rauschunterdrückung

Die drei am häufigsten im Störgeräusch untersuchten Merkmale sind der Kopfschatteneffekt (head shadow), die Lautheitssummation (summation) und die Rauschunterdrückung (squelch).

Die Relevanz dieser Merkmale für das binaurale Hören wurde bereits in der Einleitung erläutert.

Alle Parameter lassen sich aus den im Standardformular erhobenen Werten berechnen.

Die Größe des Kopfschatteneffekts wurde folgendermaßen berechnet:

$$\text{Beispiel (Implantat rechts): shadow (dB) = SNR (S_0N_{li}) - SNR (S_0N_{re})$$

Daher untersuchten wir, wie groß die Differenz des SNR_{50} bei einem Patienten ist, der das Implantat auf der rechten Seite trägt und einmal den Störschall von der linken und ein zweites Mal von rechten Seite dargeboten bekommt (Nutzschall konstant von vorne).

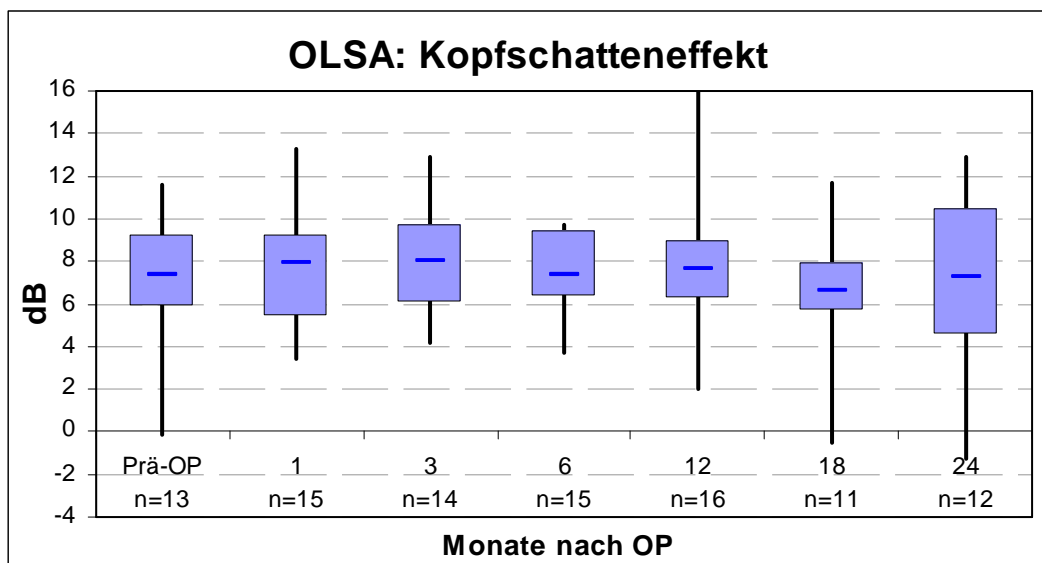


Abb. 4-4: Darstellung des Kopfschatteneffekts mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt.

Wie in Abb.4-4 ersichtlich, verläuft der Kopfschatteneffekt über den kompletten Zeitraum sehr stabil und der Median beträgt stets ca. 7 dB, die Schwankungen liegen zwischen 6,6 und 8,1 dB. Im Vergleich zu den präoperativen Messungen zeigt sich hier kein gravierender Unterschied durch das zweite Implantat. Der Wilcoxon-Test beschreibt ebenfalls keine relevanten Änderungen zwischen den einzelnen Messterminen.

Als nächstes untersuchten wir die Lautheitssummation. Diese berechnet sich wie folgt:

$$\text{Sum (dB)} = (\text{SNR}) S_0N_{0(\text{mon})} - (\text{SNR}) S_0N_{0(\text{bin})}$$

Daher wird berechnet, wie groß die Differenz des SNR_{50} ist bei jeweils von vorne dargebotenen Nutz- und Störschall (Situation S_0N_0) bei unilateraler versus bilateraler Hörsituation. Einmal ist der Patient dabei monaural versorgt und das zweite Mal binaural.

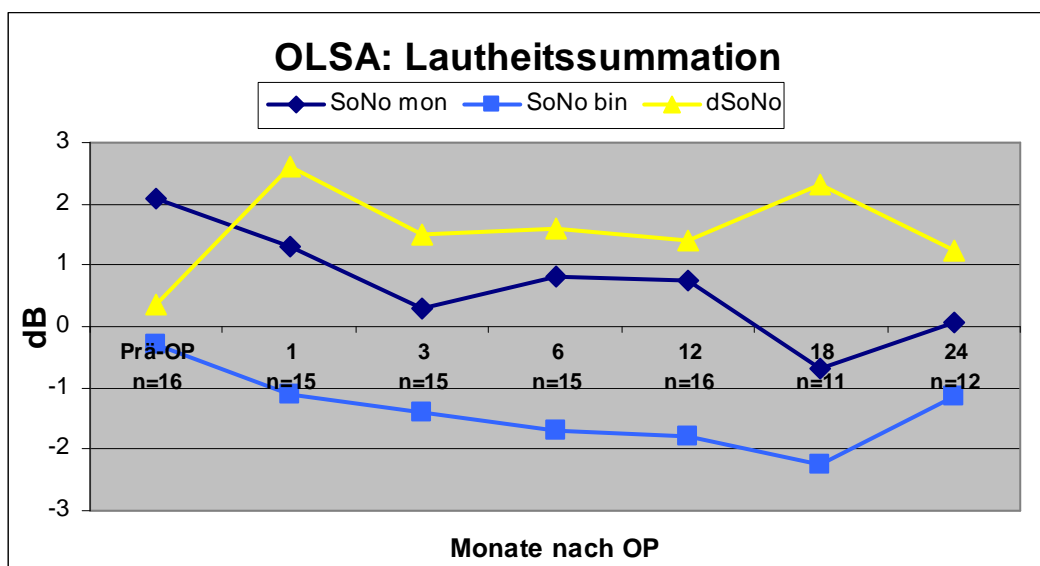


Abb. 4-5: Darstellung des Summationseffekts (gelbe Kurve) und der jeweils in unilateraler (dunkelblau) und bilateraler (hellblau) Versorgung ermittelten Werte für SNR (S_0N_0); n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt.

Wie in Abb. 4-5 erkennbar, verlaufen die Kurven der SNR für die unilaterale Versorgung (dunkelblaue Linie) und für die bilaterale Versorgung (hellblaue Linie) annähernd parallel. Der daraus errechnete Summationseffekt (gelbe Kurve) zeigt, dass das SNR bei bilateraler Versorgung und ansonsten gleichen

Bedingungen ca. 1,5 - 2 dB höher ist. Dass heißt, benutzen Patienten beide Implantatsysteme, kann der Störschall im Vergleich zur monauralen Versorgung bei gleicher Verständlichkeit um 1,5 - 2 dB lauter sein.

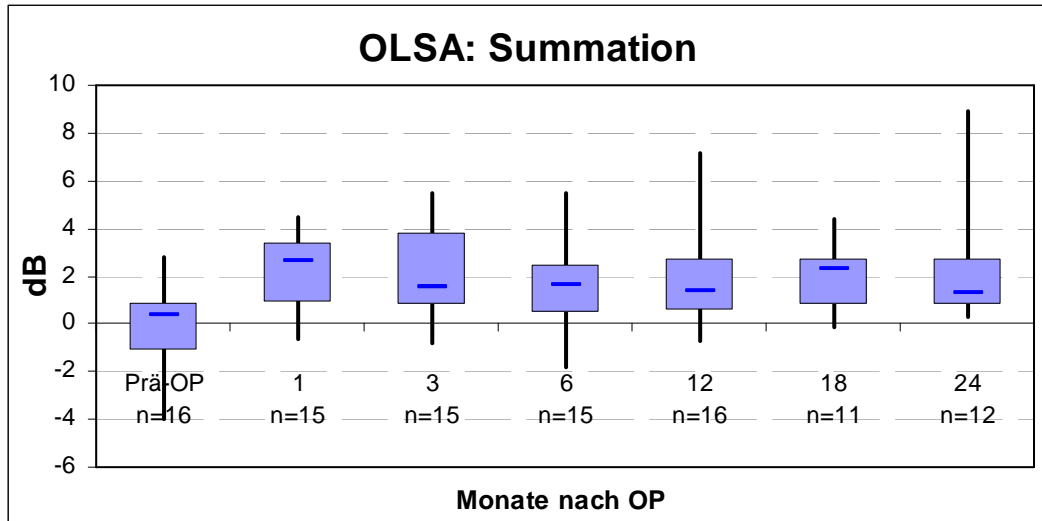


Abb. 4-6: Darstellung der Lautheitssummation mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt.

Abb. 4-6 verdeutlicht die Entwicklung der Lautheitssummation in Bezug auf den Median und das untere bzw. obere Quartil.

Auch hier sind die Änderungen zwischen den Messterminen nicht signifikant.

Erstaunlich ist, dass der höchste Wert direkt nach Implantation bei der 1 Monatsmessung erzielt wird und die Summation danach unwesentlich abfällt. Ein einzelner Patient konnte sogar einen binauralen Vorteil von 9 dB durch die Summation erreichen. Interessanterweise sind bei manchen Patienten bilateral gemessen die Werte schlechter als unilateral. Woran das liegen könnte, wird Gegenstand der Diskussion sein.

Das dritte oben bereits erwähnte Merkmal, die physiologische Rauschunterdrückung (squelch), ist das einzige Merkmal, das nur bei binauraler Verarbeitung zu finden ist.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Rauschunterdrückung folgendermaßen berechnet:

$$\text{Beispiel (Implantat ipsilat.): squelch (dB)} = \text{SNR} (S_0 N_{li} (\text{kontarlat.})) - \text{SNR} (S_0 N_{li} (\text{kontalat.}))$$

Daher wird das SNR in der Situation gemessen, in der der Patient sein Implantatsystem rechts aktiviert hat und der Störschall von der linken Seite kommt. Als nächstes nimmt der Patient sein zweites Implantatsystem hinzu. Da jetzt auch das CI-System auf der Seite mit dem schlechteren SNR eingeschaltet ist, wäre zu erwarten, dass die Hörsituation schwieriger wird. Durch die binaurale Verarbeitung sollte jedoch ein zusätzlicher Hörgewinn entstehen.

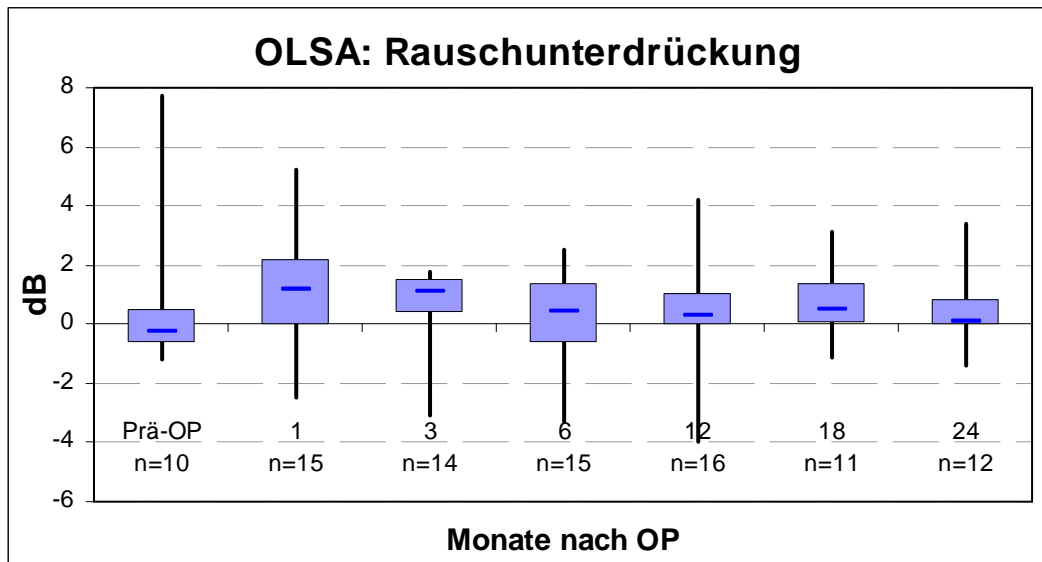


Abb. 4-7: Darstellung der Rauschunterdrückung mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messzeitpunkt.

Die Rauschunterdrückung zeigte bei unseren Untersuchungen recht inhomogene Werte. Ist zwischen der präoperativen und der 1-Monatsmessung ein deutlicher Anstieg von -0,3 dB auf 1,2 dB zu verzeichnen, so zeigen sich bereits bei der 6- bzw. 12-Monatsmessung Werte von 0,5 bzw. 0,3 dB. Bei dem 24-Monatstermin ist die Rauschunterdrückung mit 0,1 wieder nahe an dem Ausgangsergebnis der präoperativen Messung (CI+HG).

Es konnten daher keinen signifikanten Veränderungen zwischen den Messterminen nachgewiesen werden.

4.3.2 Binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-bin) und mittlerer Gewinn (Gain-m)

Der SNR-bin ist das mittlere SNR_{50} über alle 3 Hörsituationen in binauraler Versorgung und berechnet sich wie unten dargestellt:

$$\text{SNR-bin (dB)} = \text{SNR} (S_0N_0 + S_0N_{re} + S_0N_{li})_{\text{bin}} / 3$$

Wie in Abb. 4-8 erkennbar, liegt der Median des SNR-bin bei bilateraler Versorgung zwischen -3,2 und -4,3 dB. Das heißt, dass der Störschall ca. 4 dB lauter sein darf als der dargebotene Satz, und dass die Patienten unter diesen Bedingungen immer noch ein Sprachverständnis von 50 % im OLSA haben. Präoperativ lag dieser Wert bei -1.6 dB. Erkennbar in der Abbildung ist ebenfalls, dass insbesondere bei den ersten zwei Nachuntersuchungen noch einzelne Patienten deutlich vom Median abweichen und zum Teil einen SNR-bin von + 5,2 dB aufweisen. Auf der anderen Seite gibt es bereits schon bei der 1-Monatsuntersuchung Patienten, die einen SNR-bin von bis zu -6,5 dB aufweisen und sich somit schnell und deutlich gesteigert haben.

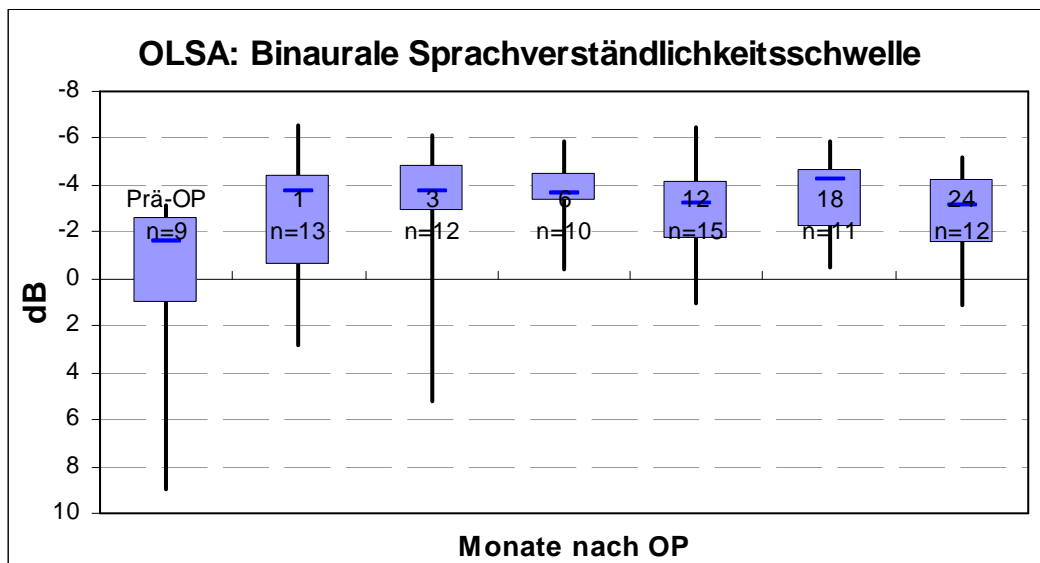


Abb. 4-8: Darstellung der binauralen Sprachverständlichkeitsschwelle mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Ein wichtiger Wert um einordnen zu können, inwiefern die Patienten insgesamt von ihrem zweiten Implantat profitieren, ist der mittlere Gewinn (Gain-m). Der mittlere Gewinn drückt die Differenz aus zwischen dem unilateral gemessenen SNR und dem bilateral gemessenen SNR.

$$\text{Gain-m (dB)} = \text{SNR}(S_0N_{0 \text{ mon}} + S_0N_{\text{re mon}} + S_0N_{\text{li mon}} - S_0N_{0 \text{ bin}} - S_0N_{\text{re bin}} - S_0N_{\text{li bin}}) / 3 = \text{SNR}_{\text{mon}} - \text{SNR}_{\text{bin}}$$

Daher war die Fragestellung, um wie viel lauter kann der Störschall bei gleich gutem Hörverständnis in binauraler Versorgung sein.

Insgesamt haben bei unseren Messungen die Patienten im Durchschnitt einen deutlichen Vorteil von ihrem zweiten Implantat. Zu allen Untersuchungszeitpunkten erzielte die Untersuchungsgruppe einen um mind. 2 dB niedrigen SNR_{50} , daher ein gain-m von ≥ 2 dB.

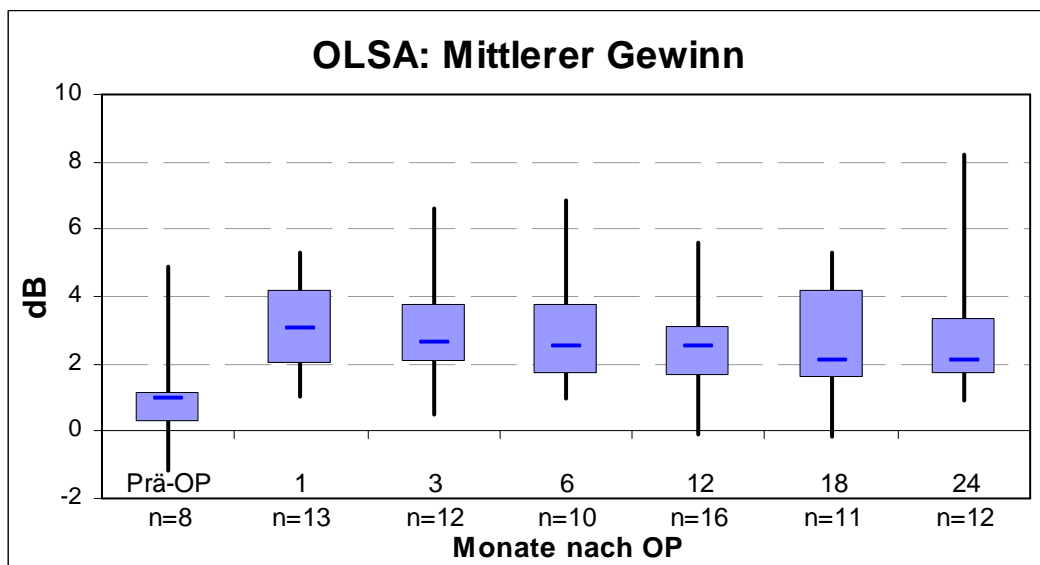


Abb. 4-9: Darstellung des mittleren Gewinns im OLSA mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Wie Abb. 4-9 zeigt, schwankt der Median postoperativ maximal um 0,9 dB und nimmt Werte zwischen 3 dB bei der 1-Monatsmessung und 2,1 dB bei der 18- und 24-Monatsmessung an. Bei einem Patienten steigt der erzielte Gewinn sogar um über 8 dB bei der 24-Monatsmessung. Leider gibt es auch Patienten, denen das 2. Implantat phasenweise kaum Gewinn in dieser Situation bringt. Insgesamt kann festgehalten werden, dass die Verbesserung gegenüber dem Zeitpunkt vor der Operation im Mittel am Anfang deutlich zunimmt und dann etwa gleich bleibt.

Bei den 1-, 3- und 6-Monatsmessung ist $p \leq 0,04$ und somit signifikant. Das dies bei den späteren Untersuchungen nicht mehr der Fall ist, lässt sich am ehesten durch die kleinere Gruppenstärke bei den späteren Terminen erklären.

Tabelle 4-5: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (gain-m) zwischen den einzelnen Messterminen.

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|----------------|------------------|--------|
| Gain_m_1M_3M | 12 | 0.1763 |
| Gain_m_3M_6M | 10 | 0.7695 |
| Gain_m_6M_12M | 9 | 0.6523 |
| Gain_m_12M_18M | 7 | 0.6875 |
| Gain_m_18M_24M | 7 | 0.9375 |

Tabelle 4-6: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (gain-m) zwischen der präoperativen Messung und den jeweiligen Messzeitpunkten der Nachsorge.

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|------------|------------------|--------|
| Gain_p_1M | 8 | 0.0391 |
| Gain_p_3M | 8 | 0.0156 |
| Gain_p_6M | 7 | 0.0156 |
| Gain_p_12M | 8 | 0.0547 |
| Gain_p_18M | 4 | 0.1250 |
| Gain_p_24M | 5 | 0.1875 |

4.3.3 Mittlere Intelligibility Level Difference (ILD-m) und laterale Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-lat)

Die ILD-m ist ein Maß dafür, wie sehr der Patient durch die räumliche Auflösung von Störgeräusch und Sprache profitiert.

Die ILD-m entspricht der Differenz des SNR bei Präsentation der Sprache von vorne und des Störschalls von der Seite gegenüber der Situation mit Sprache und Störschall von vorne.

Die ILD-m wurde deshalb wie folgt berechnet:

$$\text{ILD-m (dB)} = \text{SNR} (S_0N_0) - 0,5 \times \text{SNR} (S_0N_{re} + S_0N_{li})$$

Daher nimmt man den SNR für die Situation Störschall und Sprache von vorne und subtrahiert den Mittelwert der beiden Situationen Sprache von vorne und Störschall von rechts bzw. links.

Je größer der Wert, desto größer der Verständlichkeitsgewinn des Patienten durch die räumliche Trennung von Sprache und Störschall.

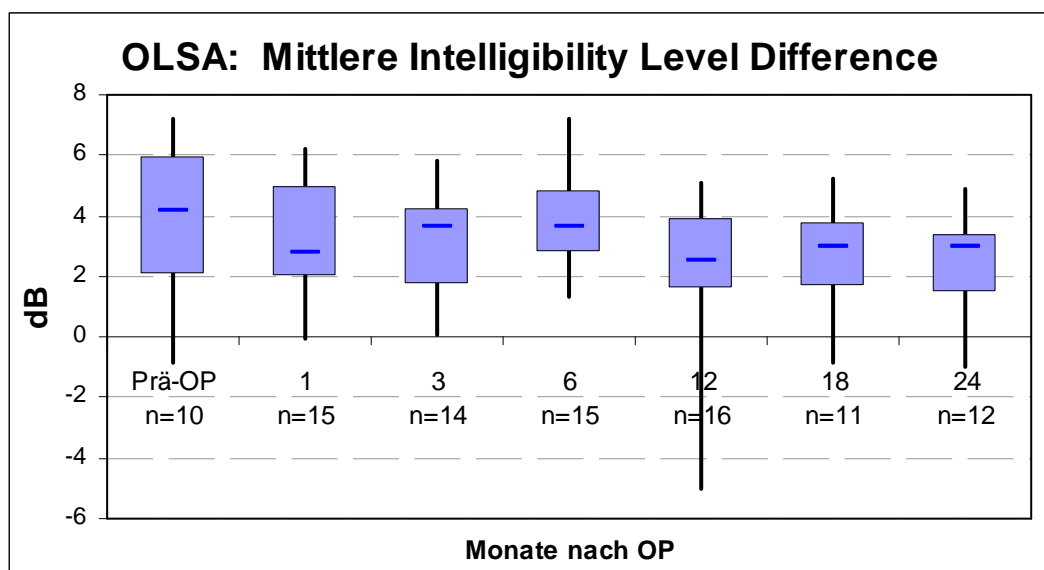


Abb. 4-10: Darstellung der mittleren Intelligibility Level Difference mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Der Median des ILD-m liegt präoperativ bei 4,2 dB und nimmt bei der 1-Monatsmessung einen Wert von 2,8 dB an. Im weiteren Verlauf steigt er erneut auf 4,2 dB und stellt sich bei der 6-Monatsmessung mit 3,6 dB dar. Seinen Tiefpunkt erreicht er mit 2,5 dB bei der 12-Monatsmessung bevor sich das ILD-m erholt und bei der 18- und 24 Monatsmessung auf 3 dB stabilisiert. Bis auf einen einzelnen Ausreißer bei der 12-Monatsmessung zeigt sich die Streuung recht gering.

Um zu überprüfen, inwiefern die Patienten bei räumlicher Trennung von Sprache und Störschall von ihrer bilateralen Versorgung profitieren, vergleichen wir die SNR-Werte, die die Patienten bei Störschall von rechts und links unter

monauralen Bedingungen erreichen mit den erzielten SNR in der bilateralen Situation. Je größer der Wert des SNR_{lat} , desto größer der Benefit.

Die SNR_{lat} wurde wie dargestellt berechnet.

$$SNR_{lat} \text{ (dB)} = [(SNR (S_0N_{re} + S_0N_{li})_{mon}) - (SNR (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{bin})] / 2$$

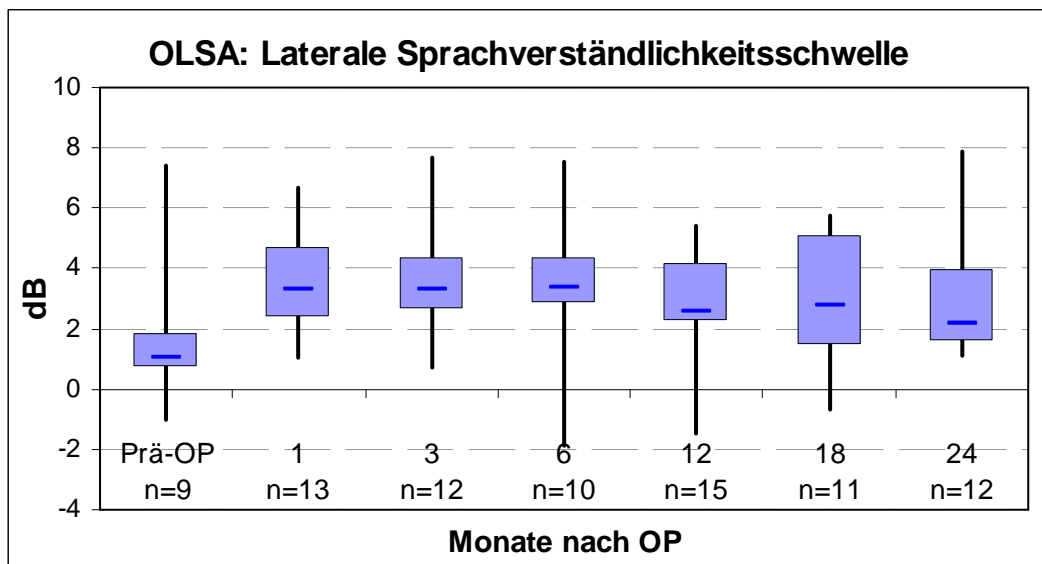


Abb. 4-11: Darstellung der lateralen Sprachverständlichkeitsschwelle mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Am Anfang sieht man eine deutliche Verbesserung des SNR_{lat} von präoperativ 1 dB auf 3,3 dB bei der 1-Monatskontrolle. Dieser Wert steigert sich von ebenfalls 3,3 dB bei der 3-Monatsmessung geringfügig auf 3,4 dB bei der 6-Monatsmessung. Danach fällt das Ergebnis auf 2,6 dB bei der Jahresuntersuchung. Nach einem erneuten geringen Anstieg auf 2,8 dB erreicht das SNR_{lat} bei der 2-Jahresuntersuchung einen Wert von 2,2 dB. Alle Werte beziehen sich auf den Median.

Bei der 18-Monatsmessung fällt die Streuung insgesamt größer aus als bei den Vergleichsterminen, dafür unterscheidet sich das Maximum nur unwesentlich von den Werten für das obere Quartil.

Ein Ausreißer nach oben ist bei der 2-Jahresuntersuchung zu finden. Ein Patient hat zu diesem Zeitpunkt ein SNR_{lat} von 8,2 dB.

4.3.4 Asymmetrie (Asym-bin) und Symmetriegewinn (Gain-sym)

Wir haben zwei Parameter zur Ermittlung der Hörsymmetrie erhoben. Zum einen die binaurale Asymmetrie und den Symmetriegewinn. Die binaurale Asymmetrie drückt aus, wie unterschiedlich das Hörvermögen auf beiden Seiten ist, und der Symmetriegewinn, um wie viel gleichmäßiger das Hören durch das zweite Implantat geworden ist.

Die Asym-bin berechnet sich wie dargestellt:

$$\text{Asym-bin (dB)} = | \text{SNR} (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{bin} |$$

Man nimmt den Betrag der Differenz zwischen dem SNR_{re} und SNR_{li} in binauraler Versorgung. Beträgt die Asym-bin nach Erhalt des zweiten Implantats null, so würde dies heißen, dass beide Ohren in beidseitiger Versorgung gleich gut hören und das Hörvermögen symmetrisch ist. Dies ist allerdings eine Idealvorstellung, jedoch gilt: Je kleiner der Ergebniswert, desto besser ist die Hörsymmetrie.

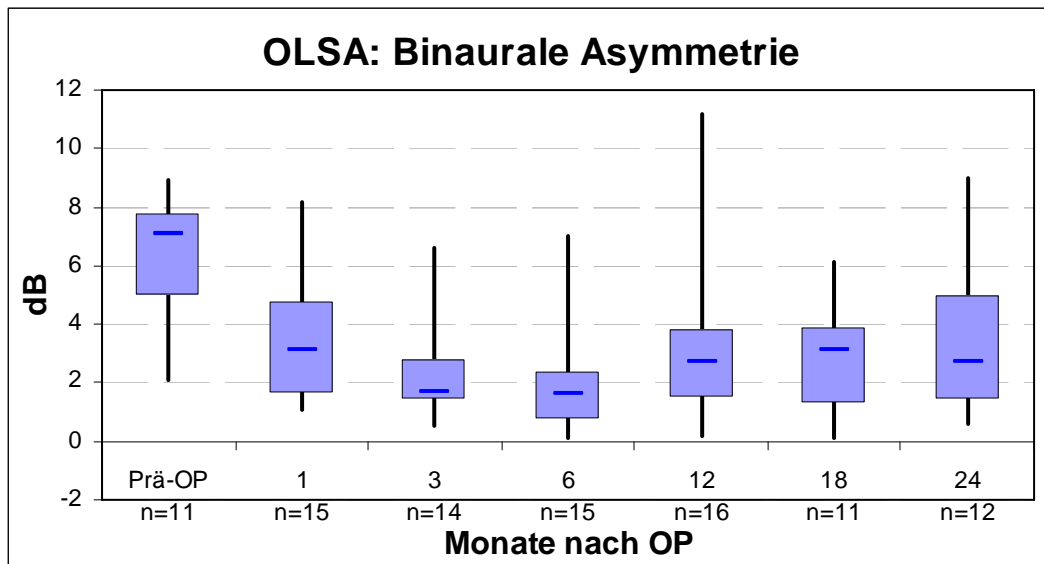


Abb. 4-12: Darstellung der binauralen Asymmetrie mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Ergebnisse

Deutlich zu sehen ist die präoperativ recht hohe Asymmetrie mit einem Wert von 7,1 dB. In den ersten 6 Monaten nimmt diese recht schnell ab, so beträgt die Asym-bin bei der 1 Monatsmessung 3,1 dB und bei der 3- bzw. 6-Monatsmessung nur noch 1,7 bzw. 1,6 dB. Damit hat die Symmetrie des Hörens um den Faktor 4 zugenommen. Allerdings steigt, wie bereits auch bei einigen vorangegangenen Untersuchungen, das Ergebnis nach der 6-Monatsuntersuchung wieder an und beträgt am Ende der 2 Jahre 2,7 dB.

Auch dies ist jedoch deutlich symmetrischer als am Anfang.

Tabelle 4-7: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (Asymmetrie) zwischen den einzelnen Messterminen.

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|------------------|------------------|--------|
| Asym_bin_1M_3M | 13 | 0.0034 |
| Asym_bin_3M_6M | 11 | 0.1475 |
| Asym_bin_6M_12M | 10 | 0.0215 |
| Asym_bin_12M_18M | 7 | 0.8125 |
| Asym_bin_18M_24M | 7 | 0.4063 |

Tabelle 4-8: Darstellung der p-Werte im Wilcoxon-Test, Berechnung der Differenzen der Ergebnisse (Asymmetrie) zwischen der präoperativen Messung und den jeweiligen Messzeitpunkten der Nachsorge.

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|----------------|------------------|--------|
| Asym_bin_p_1M | 10 | 0.0273 |
| Asym_bin_p_3M | 10 | 0.0020 |
| Asym_bin_p_6M | 8 | 0.0078 |
| Asym_bin_p_12M | 10 | 0.0039 |
| Asym_bin_p_18M | 5 | 0.0625 |
| Asym_bin_p_24M | 7 | 0.1563 |

Wie in den Tabellen oben ersichtlich ist die Veränderung vom 1. zum 3. Monat und vom 6. zum 12. Monat signifikant. Die Ergebnisse der Gegenüberstellungen der präoperativen Werte bis zum 12-Monatstest sind ebenfalls signifikant.

Der zweite Wert, der sich mit der Symmetrie befasst ist der Gain-sym, dieser beschreibt den Gewinn der Symmetrie durch das zweite Implantat. In Korrelation zur Asym-bin erfolgt die Berechnung wie beschrieben:

$$\text{Gain-sym (dB)} = \left| \text{SNR} (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{\text{mon}} \right| - \left| \text{SNR} (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{\text{bin}} \right|$$

Daher wird die Differenz der Symmetrie in einseitiger und in beidseitiger Versorgung berechnet. Je größer der Wert desto symmetrischer wird das Hörvermögen durch den Erhalt des zweiten Implantats.

Unserer Hypothese war, dass der Gain-sym sich im Laufe der Zeit verbessert.

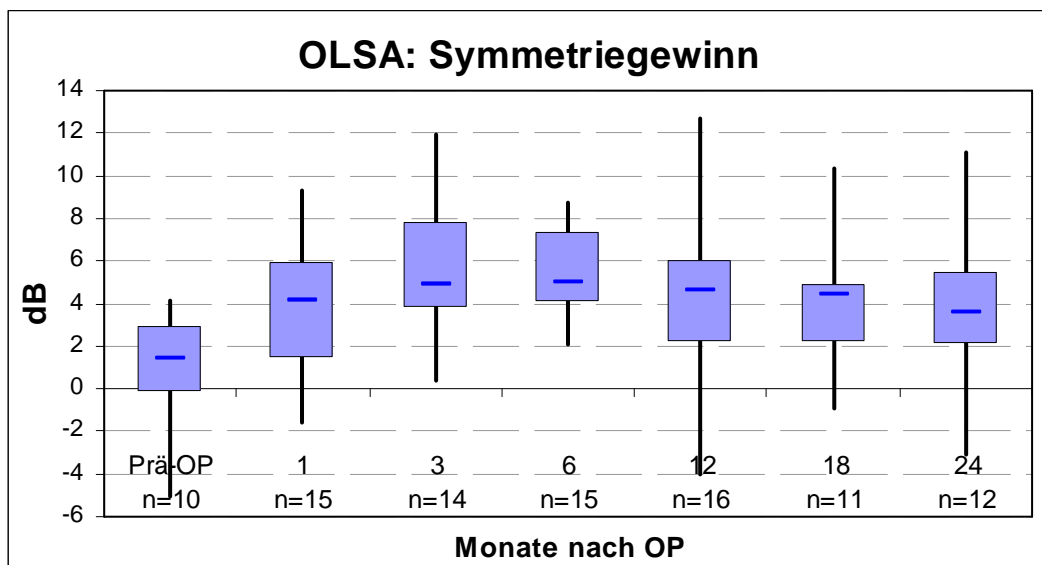


Abb. 4-13: Darstellung des Symmetriegewinns mit Hilfe von Median, unterem und oberem Quartil sowie Minimum und Maximum über 24 Monate; n - Größe der Stichprobe zum Messpunkt.

Abb. 4-13 beschreibt einen ähnlichen Verlauf wie bereits Abb.4-12. Am Anfang ist eine deutliche Steigerung des Medians von 1,4 dB auf bereits 4,1 dB nach einem Monat erkennbar. Dieser Verlauf setzt sich bis zur 6-Monatsmessung, an der der Gain-sym 5 dB beträgt, fort, um im weiteren Verlauf wieder leicht abzusinken und nach 24 Monaten 3,6 dB zu betragen.

4.3.5 Summation & Asymmetrie

Am Anfang unserer Untersuchungen wurde die S_0N_0 Situation immer nur monaural gemessen, da sich diese Konstellation bei Normalhörenden nicht wesentlich zwischen monauralen und binauralen Hörvermögen unterscheidet.

Ergebnisse

Im Laufe unserer Messungen stellten wir aber fest, dass sich dies bei Hörgeschädigten durchaus anders verhält und sich die Ergebnisse, die in S_0N_{0mon} gemessen wurden, erheblich von den binaural gemessenen Resultaten unterscheiden können. Deswegen begannen wir alle Patienten auch binaural in allen Situationen zu messen.

Als Grund für diesen Unterschied zum Normalhörenden vermuteten wir die Asymmetrie bei bilateral versorgten Patienten. Unsere Hypothese lautete dementsprechend, je größer die Asymmetrie, desto ausgeprägter der Summationseffekt.

Um dies zu überprüfen, korrelierten wird die Summation mit der binauralen Asymmetrie.

Tabelle 4-9: Darstellung der Spearmankorrelationswerte zwischen den Parametern Asymmetrie und Lautheitssummation: Es ließ sich keine signifikante Korrelation feststellen.

| Zeitpunkt | alle | 0 | 1 | 3 | 6 | 12 | 18 | 24 |
|----------------------------------|----------|---------|----------|----------|----------|---------|---------|----------|
| Spearman-Korrelationskoeffizient | -0.19037 | 0.23636 | -0.24545 | -0.58494 | -0.15198 | 0.01754 | 0.24924 | -0.01370 |

Wie die Spearman – Korrelationskoeffizienten zeigen, konnte jedoch zumindest in dieser Gruppe kein direkter Zusammenhang zwischen der Summation und der Asymmetrie festgestellt werden.

4.4 Vergleich bilateraler und bimodaler Versorgung

Beide Patientengruppen nahmen an den großen Kontrolluntersuchungen teil. Als Vergleichswert der bilateral versorgten Gruppe dient der Median der Ergebnisse der 24-Monatsmessung.

Da wir davon ausgehen, dass die Ergebnisse ab dem 6-Monatswert weitestgehend konstant bleiben, setzen sich die Vergleichswerte der bimodalen Gruppe aus Messwerten zusammen, die zwischen 6 Monaten und 7 Jahren CI-Tragedauer und mindestens 6-monatiger bimodaler Tragedauer erhoben wurden.

Die bimodal versorgte Gruppe ist vor Beginn der Auswertung noch einmal in 2 Gruppen unterteilt worden. Zum einen die Gruppe, die auf dem nicht implantiertem Ohr mit Hörhilfen auf ein Einsilberversständnis von > 40% kommt

und dann die Gruppe, deren Sprachverständnis darunter liegt. Da zur Zeit 40% Einsilberversuchen als Indikationsgrenze für eine CI-Versorgung gilt, bedeutet dies, dass die Patienten mit weniger als 40% Einsilberversuchen potentielle Kandidaten für eine bilaterale CI-Versorgung sind.

4.4.1 Vergleich der Ergebnisse im Freiburger Sprachtest

Die Einteilung erfolgte nach den oben bereits erläuterten Kriterien. Bei den bilateralen Patienten liegt der erzielte Medianwert bei 90 Prozent richtig verstandenen Einsilbern nach 24 Monaten. Die bimodal versorgten Patienten der ersten Gruppe folgen mit großem Abstand und einem Medianwert von 45 Prozent richtig verstandenen Einsilbern. Mit geringerem Abstand, nämlich mit 25 Prozent, schließt sich die zweite Gruppe der bimodal versorgten Patienten an mit einem Medianwert von 20 Prozent richtig verstandenen Einsilbern.

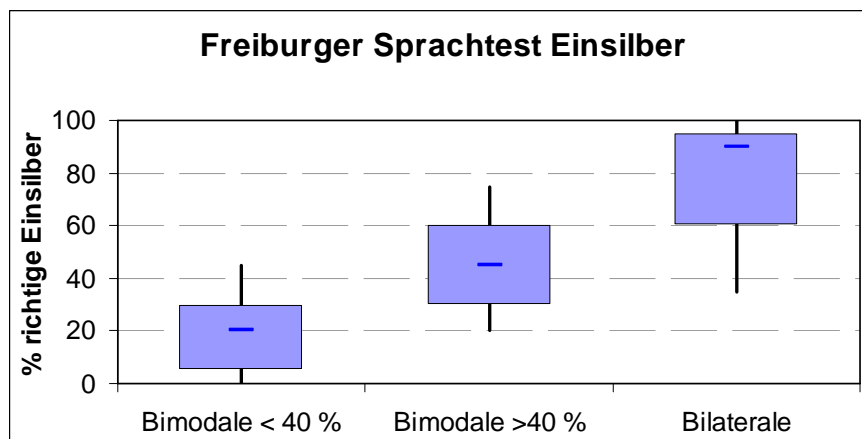


Abb. 4-14: Darstellung der Einsilberverschämlichkeit in Prozent, die Messung erfolgte monaural mit dem jeweils zweitimplantierten Ohr bzw. mit dem H6rgerateohr bei den bimodal implantierten Patienten.

4.4.2 Vergleich der Ergebnisse im Basis-Richtungstest

Die bilateral versorgten Patienten erzielten in dieser Untersuchung deutlich bessere Ergebnisse als die bimodal implantierten Patienten. So lag die Hälfte der bilateral versorgten Patienten nach 24 Monaten bei einer Trefferquote von mindestens 70 Prozent Treffern.

Auf Rang 2 folgen die bimodalen Patienten mit einem Sprachverständnis von < 40 % Freiburger ES mit einem Median von 45 Prozent Treffern und auf Platz 3

schließen sich als Letzte die bimodalen Patienten mit einem FB Einsilber Ergebnis von >40 % an. In dieser Gruppe erzielte die Hälfte lediglich Ergebnisse von 40 % oder mehr Treffern.

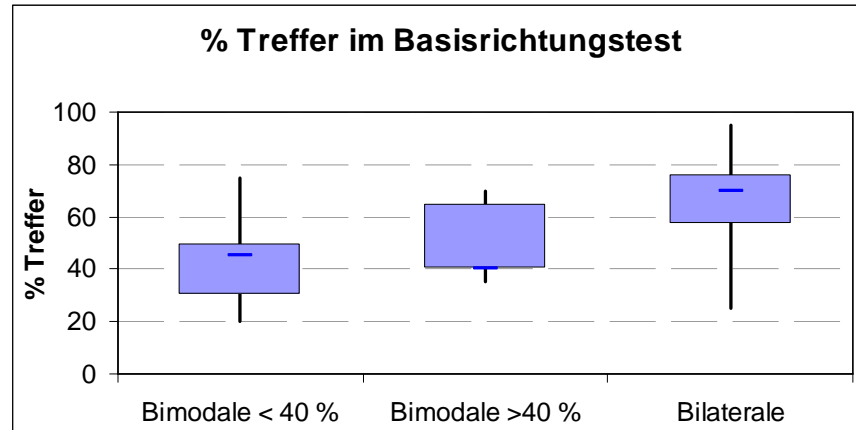


Abb. 4-15: Darstellung der Treffer im Basisrichtungstest. Die Messung erfolgte binaural.

4.4.3 Vergleich der Ergebnisse im Oldenburger Satztest

Die Ergebnisse im Oldenburger Satztest sind recht inhomogen und werden ausführlicher Gegenstand der Diskussion sein. Nichts desto trotz seien sie hier dargestellt. Beschrieben ist in jedem Fall der Medianwert.

4.4.3.1 Vergleich binauraler Vorteile: Kopfschatteneffekt, Lautheitssummation und Rauschunterdrückung

Der Kopfschatteneffekt präsentiert sich folgendermaßen. Die bilateralen Patienten weisen einen Kopfschatteneffekt von 7,3 dB auf, die bimodalen CI-Träger >40% lediglich 4,1 dB und die bimodal versorgten Patienten <40 % 8,2 dB.

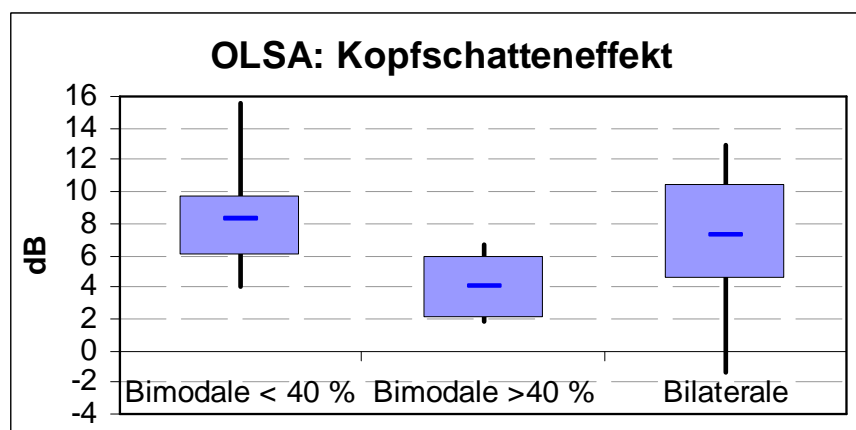


Abb. 4-16: Darstellung des Kopfschatteneffekts für alle drei Gruppen.

Die Ergebnisse der Lautheitssummation liegen nahe beieinander. Die bimodalen Patienten > 40% verzeichnen den größten Effekt mit einer Summation von 2,2 dB. Es folgen die bimodalen Träger < 40% mit 1,7 dB und den geringsten Effekt weisen die bilateralen Patienten mit 1,3 dB.

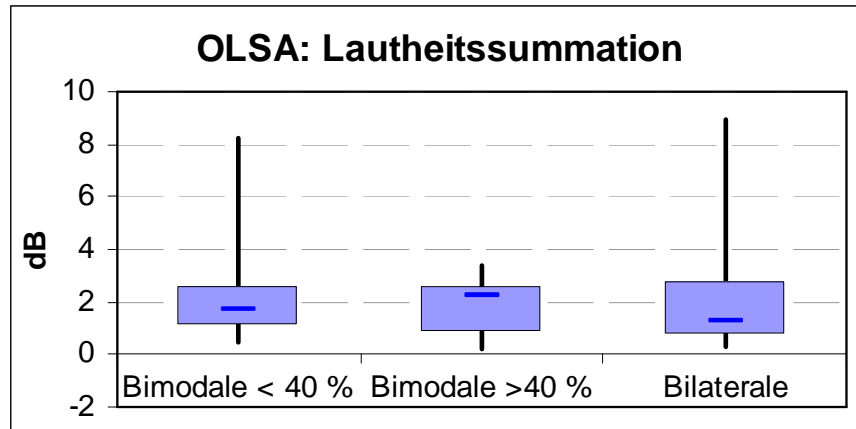


Abb. 4-17: Darstellung des Lautheitssummation für alle drei Gruppen.

Bei der Rauschunterdrückung scheinen die bilateralen Patienten mit einem Ergebnis von 0,1 dB kaum zu profitieren. Die Werte der bimodalen CI-Träger sind ähnlich. Die Gruppe <40% kommt ebenfalls auf 0,1 dB und die zweite Gruppe >40% auf 0,2 dB. Insgesamt ist die Rauschunterdrückung bei allen Gruppen sehr schwach ausgeprägt.

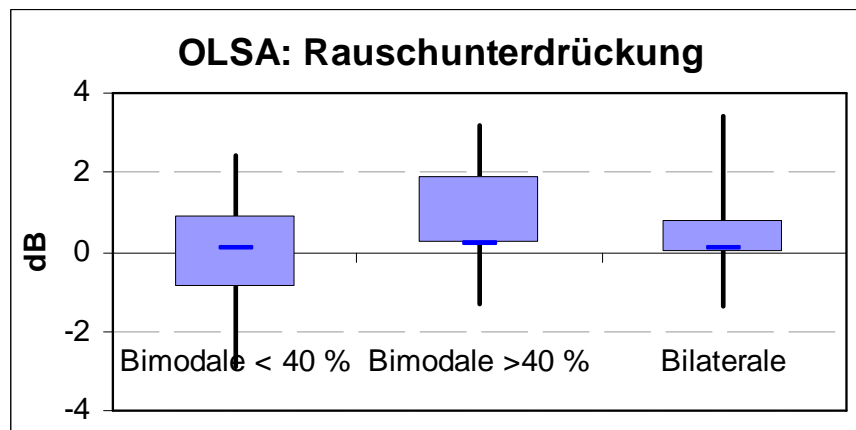


Abb. 4-18: Darstellung des Rauschunterdrückung für alle drei Gruppen.

4.4.3.2 Binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle und mittlerer Gewinn

Die bilateralen Patienten weisen das beste SNR-bin mit einem Wert von -3,2 dB auf. Es folgen die bimodalen Patienten der Gruppe >40% mit -2,7 dB und es schließen sich die bimodalen CI-Träger der Gruppe <40% an, die immerhin auf einen Wert von -2,2 dB kommen.

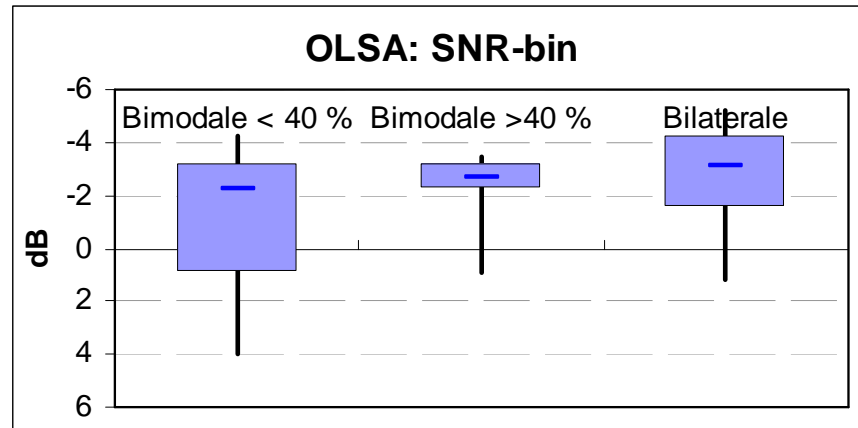


Abb. 4-19: Darstellung der binauralen Sprachverständlichkeitsschwelle für alle drei Gruppen.

Der mittlere Gewinn liefert folgendes Bild: Die bilateralen CI-Träger profitieren im Bereich von 2,1dB, die bimodalen CI-Träger <40 % im Bereich von 1,5 dB und erstaunlicherweise kommen die bimodalen Patienten < 40% auch auf 2 dB Gewinn, allerdings bei einem geringeren mittleren SNR-bin.

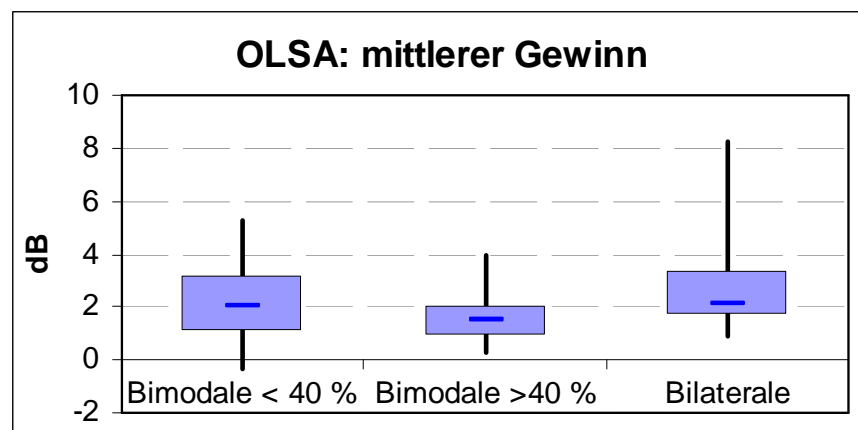


Abb. 4-20: Darstellung des mittleren Gewinns im OLSA für alle drei Gruppen.

4.4.3.3 Mittlere Intelligibility Level Difference (ILD-m) und laterale Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-lat)

Die bilateralen Patienten profitieren am meisten mit einer ILD-m von 3 dB. Die bimodalen CI-Träger der Gruppe „>40%“ zeigen dagegen nur einen Gewinn von 0,8 dB und die bimodal versorgten Patienten der Gruppe „<40%“ erzielen einen Gewinn von 2,1 dB.

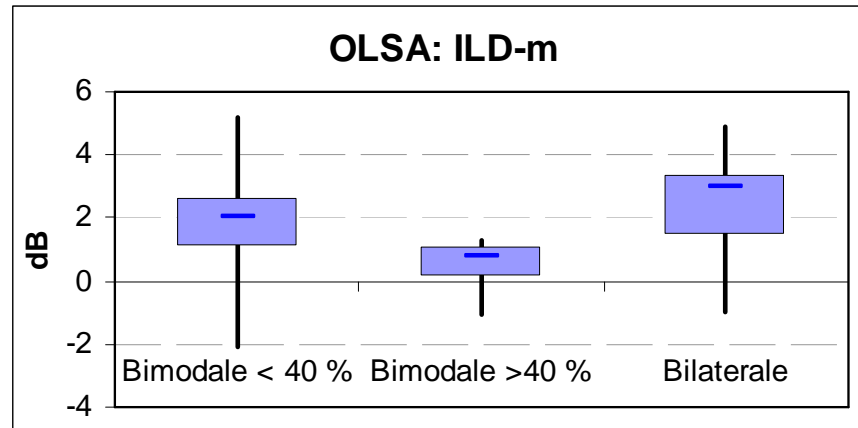


Abb. 4-21: Darstellung binauralen Sprachverständlichkeitschwelle aller drei Gruppen.

Beim SNR-lat verhält es sich folgendermaßen: Den höchsten Wert weisen die bilateralen Patienten mit 2,2 dB auf. Es folgen die bimodalen Patienten >40% mit 1,3 dB und den geringsten Wert erzielen die bimodalen CI-Nutzer <40% mit 1,2 dB.

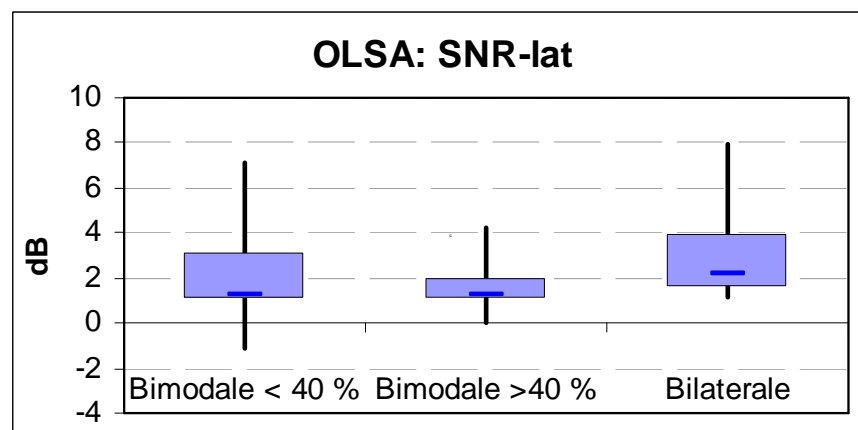


Abb. 4-22: Darstellung der lateralen Sprachverständlichkeitschwelle für alle drei Gruppen.

4.3.3.4. Asymmetrie und Symmetriegewinn

Das Kollektiv der bilateralen Patienten zeigt die geringste Asymmetrie mit einem Wert von 2,7 dB. Es folgen die bimodalen Patienten der Gruppe >40% mit einem Wert von 3,1 dB. Den größten Unterschied zwischen rechter und linker Seite weist die Gruppe der bimodalen CI-Träger <40% mit einem Wert von 3,5 dB auf.

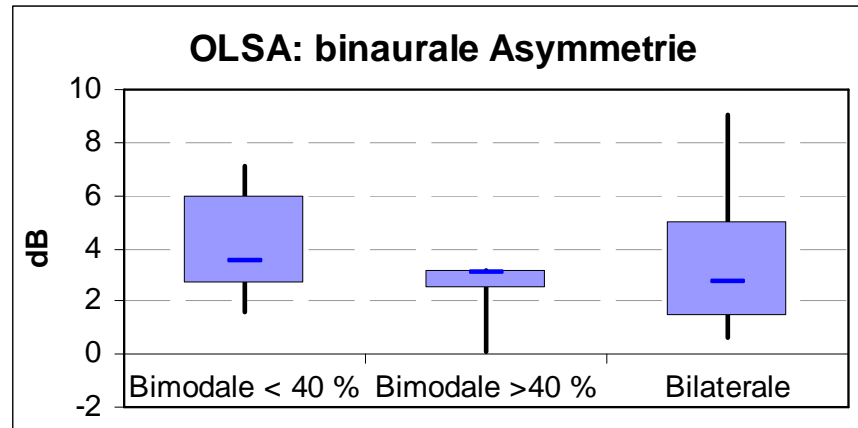


Abb. 4-23: Darstellung der binauralen Asymmetrie für alle drei Gruppen.

Bei dem zweiten Parameter, der die Symmetrie betrifft, verhält es sich folgendermaßen. Die bimodalen Patienten der ersten Gruppe liegen bei 3,8 dB, die zweite Gruppe liegt bei 1,8 dB und die bilateralen Patienten liegen bei 3,6 dB.

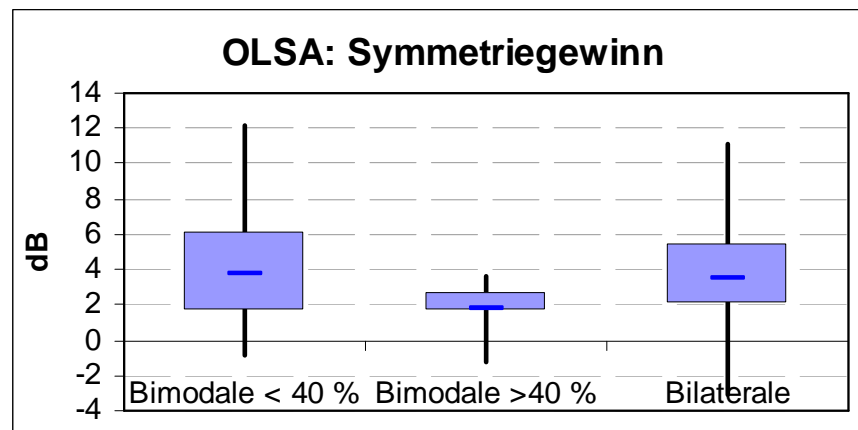


Abb. 4-24: Darstellung des Symmetriegewinns für alle drei Gruppen.

4.5 Ableitung von Prognosekriterien

4.5.1 Besseres Ohr versus schlechteres Ohr

Nach 6 Monaten wurde bei den 17 bilateralen Patienten überprüft, ob sich nach diesem Zeitraum das zuerst oder das später implantierte Ohr als die bessere Seite herausstellt hatte. Es gab 8 Patienten, bei denen das früher implantierte Ohr die besseren Ergebnissen zeigte, und 6 Patienten, bei denen zu diesem

Zeitpunkt das spätere Ohr das bessere Ohr war. Von einem Patienten lagen zum 6-Monatstermin keine Ergebnisse vor, und 2 Patienten zeigten mit beiden Ohren identische Ergebnisse. Zwecks gleicher Gruppengröße wurden diese Patienten in die Gruppe der Patienten eingeteilt, die mit dem zweiten Ohr bessere Ergebnisse erzielten. Alle beschriebenen Werte beziehen sich auf den Median.

4.5.2 Vergleich der präoperativen Werte mit den 6-Monatsergebnissen im Freiburger Sprachtest

Die Patienten, die mit dem erstimplantiertem Ohr besser hörten (Gruppe 1) konnten mit der zweitimplantierten Seite immer noch einen Medianwert von 82,5 dB erreichen. Im Gegensatz dazu erreichte die zweite Gruppe einen um 5 Prozentpunkte besseren Medianwert von 87,5% Einsilberverständlichkeit,

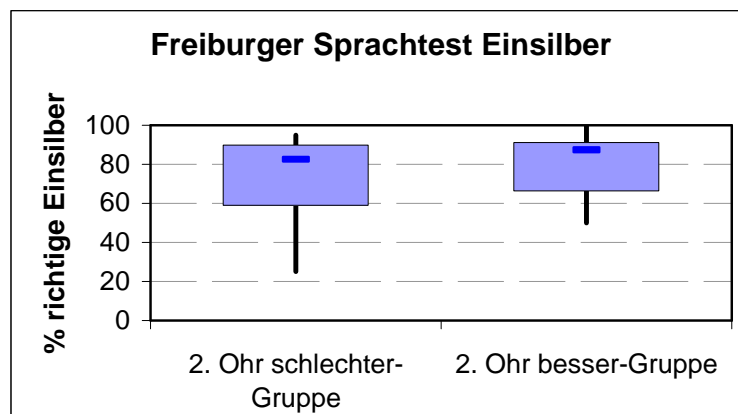


Abb. 4-25: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex des zweitimplantierten Ohrs. Aufteilung abhängig davon, ob das zweitimplantierte Ohr besser oder schlechter hört als das erstimplantierte Ohr.

Bei der ersten Gruppe stellte sich der Vergleich folgendermaßen da: Sie erreichte mit dem besseren ersten Ohr 90 Prozent Einsilberverständlichkeit und mit dem zweiten Ohr 82,5 Prozent. Man beachte, dass die Streuung beim schlechteren, zweiten Ohr wesentlich ausgeprägter ist.

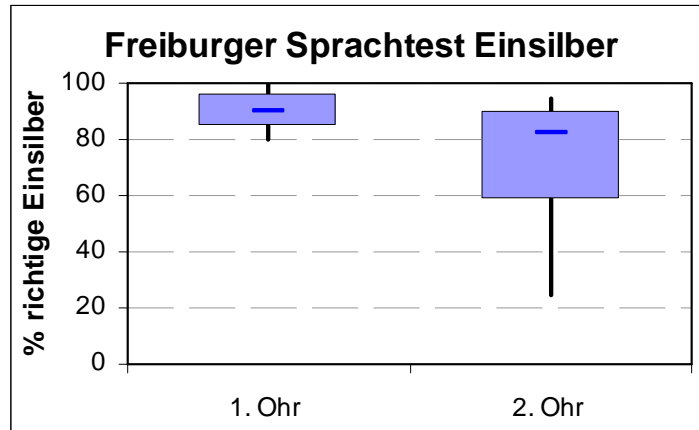


Abb. 4-26: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex beider Ohren der Patientengruppe deren erste Seite die besseren Erfolge zeigte.

Die Patienten mit dem besseren zweiten Ohr erreichten mit diesem 87,5% und mit dem schlechteren, ersten Ohr 70%.

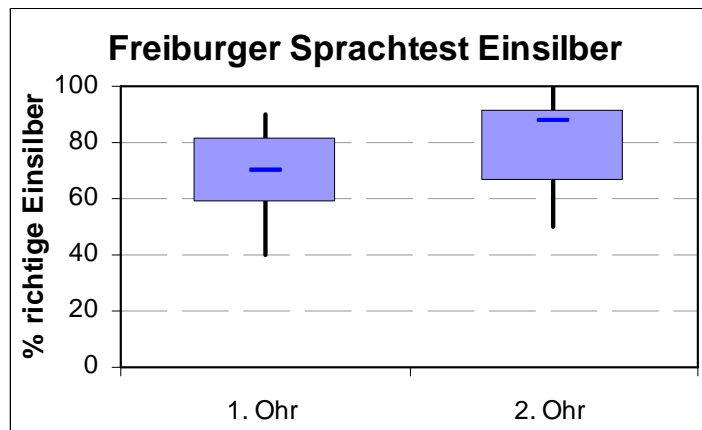


Abb. 4-27: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex beider Ohren der Patienten, deren zweite Seite die besseren Erfolge zeigte.

Vergleicht man beide Gruppen, so fällt gegenüber der Prä-OP-Messung von 0 Prozent Einsilbern jedoch eine deutliche Steigerung auf 85 Prozent auf.

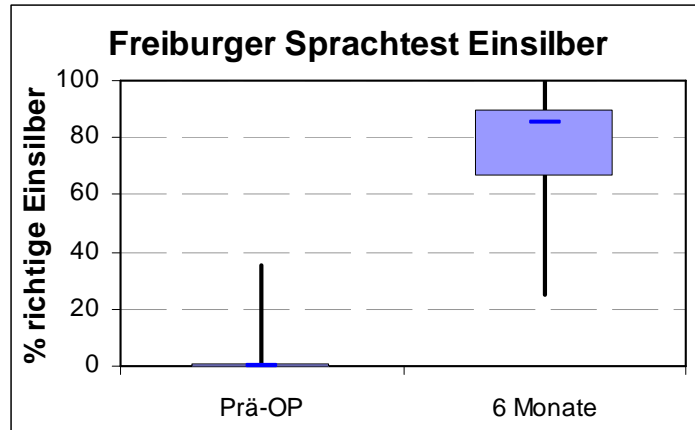


Abb. 4-28: Darstellung des Sprachverständlichkeitsindex 2. Ohrs vor und nach Implantation der zweiten Seite für beide Gruppen

4.5.3 Vergleich der Ergebnisse mit dem Basis-Richtungshörtest

Die Ergebnisse der 6-Monatsmessung liegen in allen Untersuchungen deutlich über den präoperativen Werten. Gegenüber dem Zeitpunkt vor bilateraler Versorgung verbesserten sich die Patienten von 20 Prozent Treffern auf 65 Prozent Treffer und steigerten sich somit um 45 Prozent. Die Verbesserung ist mit einem p-Wert von 0.0078 hochsignifikant.

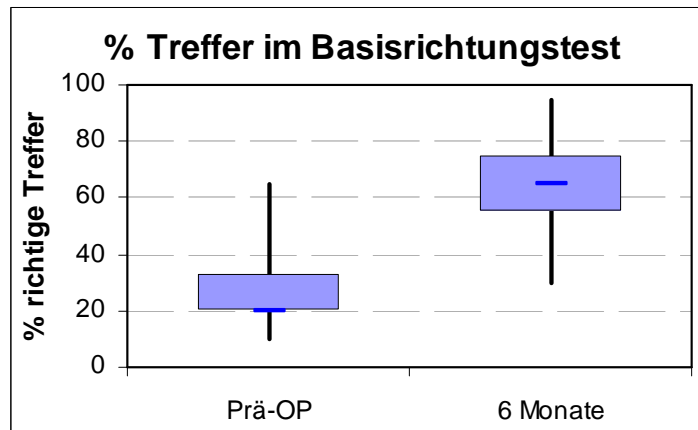


Abb. 4-29: Darstellung der Treffer im Basisrichtungstest vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

4.5.4 Vergleich der präoperativen Werte mit den 6-Monatsresultaten im Oldenburger Satztest

Es folgt die Gegenüberstellung der Ergebnisse Oldenburger Satztest. Auch hier sind einige Veränderungen festzustellen:

4.5.4.1 Binaurale Vorteile: Kopfschatteneffekt, Lautheitssummutation und Rauschunterdrückung

Der Kopfschatteneffekt veränderte sich nicht, sondern blieb stabil. Zu beiden Zeitpunkten betrug der Median 7,4 dB. Statistisch gibt es hier, wie erwartet, keine signifikante ($p=0.8438$) Änderung.

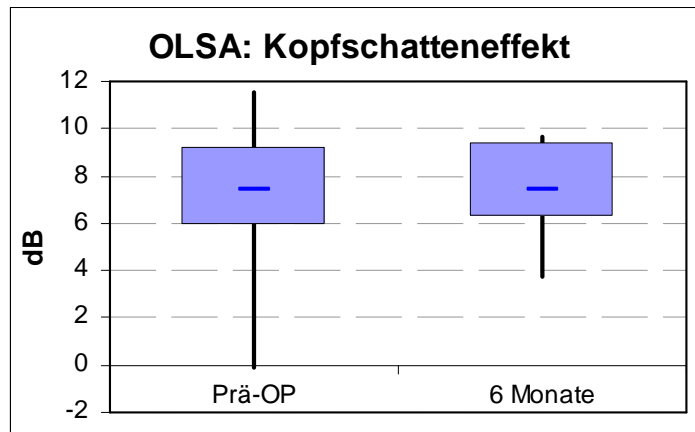


Abb. 4-30: Darstellung des Kopfschatteneffekts vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

Die Lautheitssummutation stieg von ursprünglich 0,4 dB auf 1,6 dB nach 6 Monaten. Die Streuung zeigt sich bei den beiden Zeitpunkten relativ unverändert. Mit einem p-Wert von 0.2500 ist dieses Ergebnis nicht signifikant.

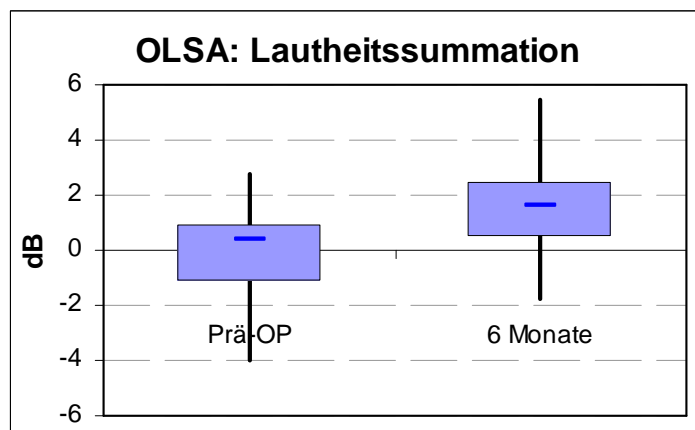


Abb. 4-31: Darstellung der Lautheitssummation vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

Die Rauschunterdrückung zeigt einen etwas geringeren positiven Effekt. Lag sie vor Implantation bei -0,3 dB so wuchs sie um 0,8 dB auf 0,5 dB nach 6 Monaten ($p=0.0781$)

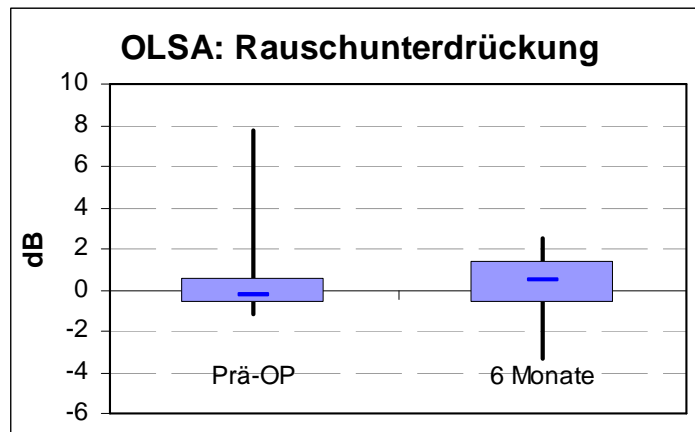


Abb. 4-32: Darstellung der Rauschunterdrückung vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

4.5.4.2 Binauraler Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-bin) und mittlerer Gewinn

Ein deutlicher Unterschied zu vorher ist bei dem SNR-bin zu sehen. Im Mittel kann der Störschall nach bilateraler Implantation über 2 dB lauter sein als noch bei bimodaler Versorgung zuvor bei gleich gutem Sprachverständnis

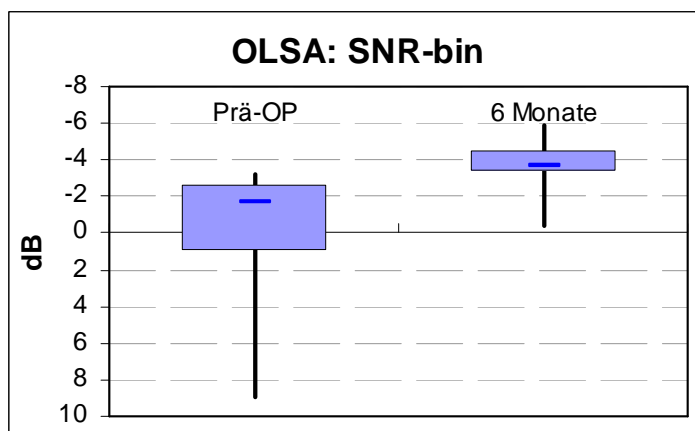


Abb.4-33: Darstellung der binauralen Sprachverständlichkeitsschwelle vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

Der mittlere binaurale Gewinn, d.h. der Zuwachs über alle Situation gemittelt liegt nach 6 Monaten bei genau 1,5 dB. Von zuvor 1 dB Gewinn konnten die Patienten sich auf 2,5 dB Gewinn verbessern. Mit einem p-Wert von 0.0156 ist diese Änderung signifikant.

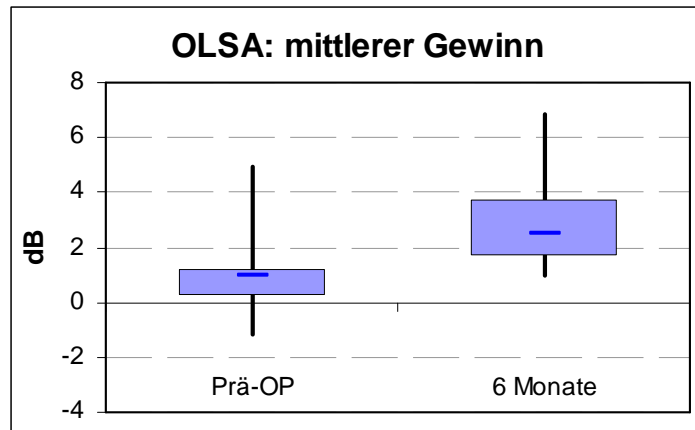


Abb. 4-34: Darstellung des mittleren Gewinns vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

4.5.4.3. Intelligibility Level Differences (ILD-m) und laterale Sprachverständlichkeitsschwelle (SNR-lat)

Der Gewinn durch die räumliche Trennung von Störgeräusch und Sprache hat sich geringfügig von 4,2 dB auf 3,6 dB um 0,6 dB verschlechtert, allerdings bei gleichzeitig deutlich verbesserten SNR-bin (s. 4.5.4.2) Statistisch gesehen ist diese Änderung nicht signifikant $p=0.9375$

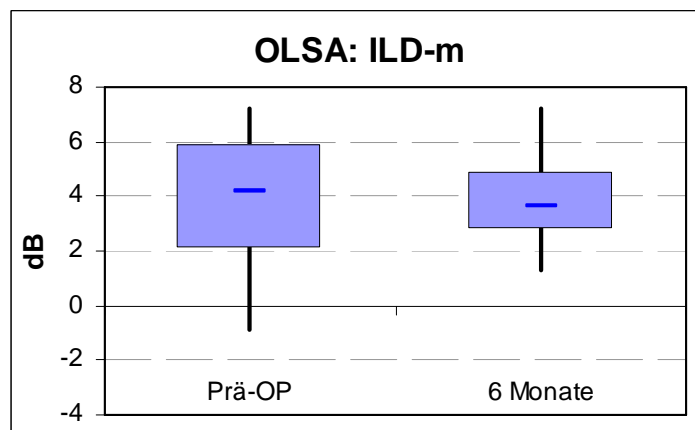


Abb. 4-35: Darstellung der Intelligibility Level Difference vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

Untersucht man, inwiefern die Patienten bei räumlicher Trennung von Nutzschaall und Störgeräusch von ihrer bilateralen Versorgung profitieren, sieht man einen Zuwachs des SNR_{lat} um über das Doppelte, nämlich um 1 dB von 2,4 dB auf 3,4 dB. ($p=0.078$)

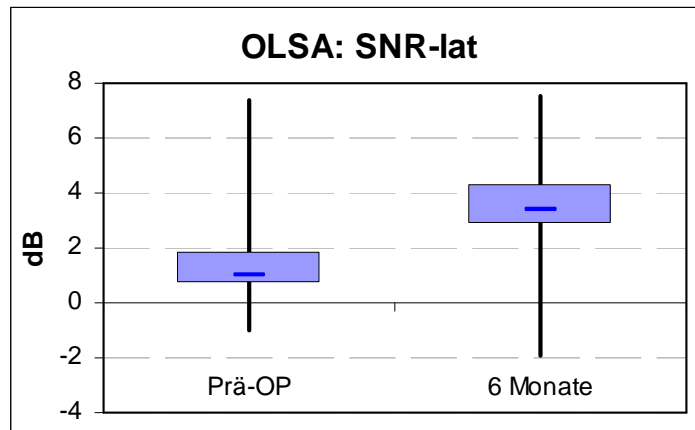


Abb. 4-36: Darstellung der lateralen Sprachverständlichkeitsschwelle vor und 6 Monate nach der Implantation der 2. Seite.

4.5.4.4. Asymmetrie und Symmetriegewinn

Die Asymmetrie des Hörens nimmt nach Erhalt des 2. Implantats ab. Von ursprünglich 7,1 dB schrumpft die Asymmetrie um 5,5 dB nach 6 Monaten auf einen Wert von 1,6 dB. ($p=0.0078$)

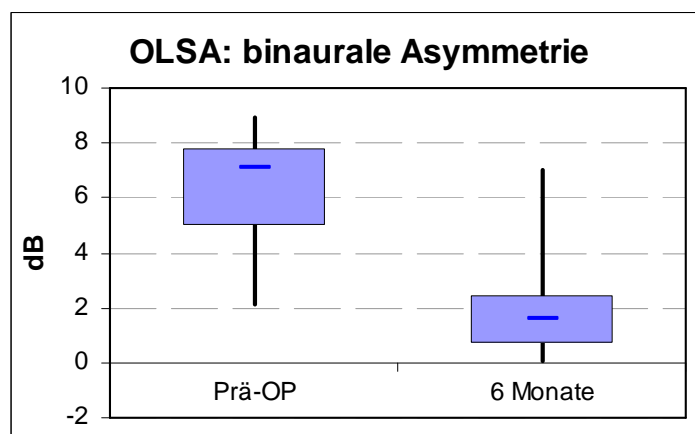


Abb. 4-37: Darstellung der binauralen Asymmetrie vor und 6 Monate nach Implantation der 2. Seite.

Ergebnisse

Entsprechend hat sich die Symmetrie des Hörens durch das 2. Implantat im Mittel um 3,6 dB verbessert und stellt sich jetzt gegenüber der präoperativen Situation wie folgt dar: Bei der 6-Monatsmessung liegt der Gewinn der Symmetrie in der bilateralen Situation im Mittel bei 5 dB. ($p= 0.0156$)

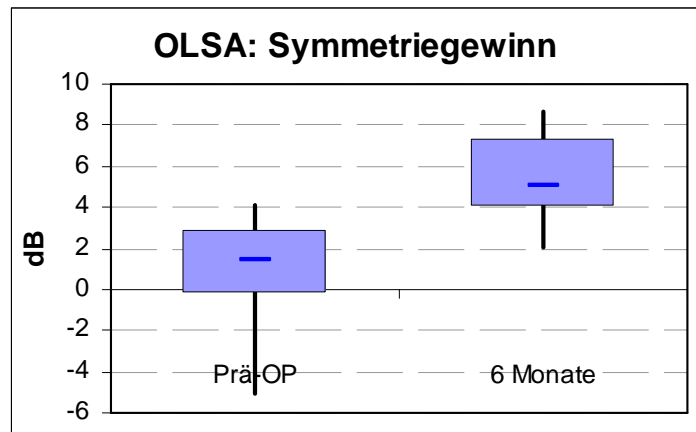


Abb. 4-38: Darstellung des Symmetriegewinns vor und 6 Monate nach der Implantation der 2. Seite.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Entwicklungen im zeitlichen Verlauf

5.1.1 Entwicklung des Sprachverstehens

Die Fragestellung, die hier besonders interessierte war, ab wann bzw. ob das neu implantierte Ohr mit der bereits implantierten, hörerfahreneren Seite gleichzieht und wie lange es eine Entwicklung im Sprachverstehen in Ruhe und im Störgeräusch gibt.

Die Daten wurden mit dem Freiburger Sprachverständlichkeitstest erhoben, einem Test, der in der HNO seit langer Zeit etabliert ist, seit Jahren in der Klinik durchgeführt wird und den die Audiometristinnen sicher beherrschen. Da die Testdauer relativ kurz und der Test einfach in der Durchführung ist, ist der Freiburger Sprachtest ein zuverlässiger Test. Parameter wie Tagesform und Konzentrationsfähigkeit haben nur einen vergleichsweise geringen Einfluss auf das Testergebnis.

In der deutschsprachigen Literatur wird bei vergleichbaren Untersuchungen ebenfalls der Freiburger Sprachtest verwendet, im englischsprachigen Raum wird als Sprachverständlichkeitstest in Ruhe häufig der open-set Satztest vom Central Institute for the Deaf (CID) in Missouri, der City University of New York Sentence Test (CUNY) (Anwendung siehe RAMSDEN et al. 2005, DOWELL et al. 2003 und 2004, DUNN et al. 2005 etc.) oder der Consonant Nucleus Consonant Test verwendet, (CNC words, Anwendung siehe RAMSDEN et al. 2005)

Diese Tests unterscheiden sich gegenüber dem Freiburger Sprachtest teilweise in der Hinsicht, dass sie keine Einsilber, sondern ganze Sätze testen. Da dies aufgrund der redundanten Kontextinformation als etwas leichter zu betrachten ist, sind die Referenzwerte zu beachten. 50 % richtig verstandene Einsilber im Freiburger Sprachtest entsprechen ca. 90 % richtig verstandenen Sätzen.

Erfahrene Untersuchte schneiden teilweise besser ab, da sie die Testwörter nach wiederholten Untersuchungen teilweise kennen.

Wie im Ergebnisteil bereits beschrieben konnte man in den ersten 6 Monaten eine deutliche Verbesserung des Verstehens mit dem zweiten Implantat

beobachten. Nach einem halben Jahr hatte das später operierte Ohr mit der ersten Seite weitestgehend gleichgezogen und jede Seite lag bei einem Medianwert von 90% Einsilbverstehen. Dies ist eine Verbesserung des Medianwerts von 90 Prozentpunkten nach Implantation! Nach dem 6. Monat kann die Entwicklung des Sprachverstehens im Mittel in Ruhe als gereift betrachtet werden, da sich danach im Mittel keine großen Veränderungen mehr zeigen (LASZIG et al. 2004). Individuell sind im Verlauf jedoch große Unterschiede möglich.

Bei der Berechnung des Signifikanzniveaus mit Hilfe des Wilcoxon-Tests ist lediglich die Veränderung der präoperativen Messung zur 1-Monatsmessung statistisch signifikant ($p=0,0039$), danach ist die Veränderung zwischen den jeweils einzelnen Messterminen zu klein, um statistisch ins Gewicht zu fallen. Wir gehen davon aus, dass jedoch die Summe der Veränderungen (also z.B. das 1-Monatsergebnis zum 6-Monatsergebnis) mit Sicherheit signifikant wäre. Dies ist in einer nächsten Arbeit zu überprüfen.

Zur Überprüfung der Hypothese, dass es keine Korrelation zwischen dem zeitlichen Implantationsabstand und dem Erfolg mit dem zweiten Cochleaimplantat zum 24-Monatstermin gibt, wurde der Spearman Korrelationskoeffizient berechnet. Es gab keinen Zusammenhang zwischen dem erreichten monauralen Hörvermögen in Ruhe mit dem 2. Implantat und zeitlichen Implantationsabstand.

RUFFIN et al. (2007) berichten ebenfalls keine Korrelation zwischen der Taubheitsdauer und dem Sprachverständnis gefunden zu haben. Andere Studien jedoch, wie z.B. GOMAA et al. (2003) schlagen vor, dass es einen Zusammenhang gibt zwischen der präoperativen Taubheitsdauer und dem Erfolg des Hörvermögens mit dem zweiten Ohrs.

Zusammenfassend kann wiederholt werden, dass bezüglich des Sprachverstehens in Ruhe im Durchschnitt der Lernprozess nach einem halben Jahr abgeschlossen ist und es keinen Zusammenhang gibt zwischen der präoperativen Ertaubungsdauer und dem Hörerfolg nach Implantation.

5.1.2 Entwicklung des Richtungshörens

Der Basis-Richtungstest porträtiert den Verlauf der akustischen Orientierungsfähigkeit nach Implantation. Wir wollten wissen, inwiefern das

zweite Implantat zur Förderung der Orientierung im akustischen Raum dient. Es sollte eine Aussage darüber gemacht werden, inwiefern sich die Patienten bei der akustischen Lokalisierung nach Implantation verbessern und wie sicher sie bei der Orientierung sind.

Der Aachener Basis-Richtungstest ist ein Lokalisationstest mit mittlerem Schwierigkeitslevel, der ausschließlich die vordere Halbebene testet. Dieser Test wird erst seit ca. 4 Jahren an unserer Klinik durchgeführt und kann somit noch als relativ jung bezeichnet werden. Die Durchführung ist nicht schwer, jedoch komplexer als die des Freiburger Sprachtests.

Damit gute, reproduzierbare Ergebnisse erhoben werden können, ist die Mithilfe des Patienten erforderlich. Der Patient darf den Kopf nicht bewegen und er sollte genau den Lautsprecher vor ihm anpeilen. Hierin liegt auch eine potentielle Fehlerquelle. Ist ein Patient zu unruhig kann dies dazu führen, dass die Ergebnisse abweichen. Jedoch sitzt der Patient im Blickfeld der Audiometristin, welche die Durchführung beobachtet. Letztendlich erfordert der Test auch ein gewisses Maß an Konzentration und ist somit der jeweiligen Tagesform unterworfen.

Leider gibt es bislang noch keine Studie, die ebenfalls den Aachener Basisrichtungstest verwendet. Allerdings gibt es zahlreiche Untersuchungen, deren Testaufbau ähnlich ist. In den meisten Fällen variiert dabei jedoch die Anzahl der Lautsprecher zwischen 9 und 11. In unserer Studie haben wir uns auf 5 Lautsprecher beschränkt, da ansonsten der Aufwand, an allen Patienten routinemäßig diesen Test auszuführen, zu hoch gewesen wäre.

Am Anfang unserer Arbeit korrelierten wir die Trefferquote mit der mittleren quadratischen Abweichung des Richtungszuordnungsfehlers, einem Parameter der eine Aussage zum Maß des Richtungszuordnungsfehlers macht. Es bestand eine sehr hohe negative Korrelation zur Trefferquote, d.h. der Anzahl an richtigen Zuordnungen weswegen wir im weiteren Verlauf ausschließlich auf die Trefferquote eingehen.

Die Resultate unserer Untersuchungen zeigen, dass auch beim Basis-Richtungstest die Fortschritte der Patienten vor allem in den ersten 6 Monaten stattfinden. Liegt der Medianwert der präoperativen Trefferquote noch bei 20 Prozent, so konnten sich die Patienten nach einem halben Jahr auf 65 Prozent richtige Treffer verbessern.

Die Ergebnisse im zeigen allerdings auch, dass die Streuung der Resultate recht groß ist. Auch wenn die Patienten sich nach der Implantation erheblich verbessert haben, lässt sich nicht leugnen, dass die Ergebnisse im Vergleich zu Normalhörenden immer noch schlecht sind. Probanden mit zwei gesunden Ohren erreichen in der Regel 100 Prozent richtige Zuordnungen in diesem Test.

CI-Träger haben so große Schwierigkeiten mit etwas, was Normalhörenden so leicht fällt aus multiplen Gründen.

Wie in der Einleitung bereits erläutert gibt es im Wesentlichen zwei Schallmerkmale, die bei der Lokalisierung von Schallquellen genutzt werden. Einmal, die interaurale Laufzeitdifferenz (ITD) und außerdem die interaurale Pegeldifferenz (ILD) (BRONKHORST und PLOMP 1988, VAN HOESEL und TYLER 2003, AKEROYD 2006, VERSCHUUR et al. 2005, WILSON et al. 2003). Die Laufzeitdifferenz ist besonders bei den tiefen Tönen ausschlaggebend, wohingegen die Pegeldifferenz bei den hohen Tönen > 1000 Hz die wichtigere Komponente ist (FRANCART et al. 2007).

Die CI-Patienten haben aufgrund der technischen Merkmale ihrer Implantate Schwierigkeiten, diese kurzen Laufzeitdifferenzen auszuwerten (LITOVSKY et al. 2006, LONG et al. 2006, Summerfield et al. 2008, van HOESEL et al. 2007), da die ITD der akustischen Signale auf beiden Seiten des Kopfes nur sehr gering sind (10-700ms) und die beiden Sprachprozessoren absolut synchron arbeiten müssten, um diese Zeitdifferenzen zu übertragen. Ist dies nicht der Fall, kann der Patient die Laufzeitdifferenzen nur eingeschränkt zur Orientierung nutzen und ist primär auf die Lautstärkedifferenzen angewiesen (GRANTHAM et al. 2008). Da diese alleine jedoch nicht so exakt die Richtung abbilden und die Lautstärke zudem durch die Kompressionsalgorithmen der Sprachprozessoren verändert wird, gestaltet sich die Lokalisierung für CI-Patienten schwierig (LITOVSKY et al. 2006).

VAN HOESEL und Mitarbeiter 2002 haben herausgefunden, dass die Leistung der Patienten deswegen besser ist, wenn der Pegel nicht die Automatic Gain Control (AGC) aktiviert, da dadurch die Pegel originalgetreuer verarbeitet werden können und die ILDs weniger durch Kompression verloren gehen. Ähnliches berichtet auch WAGNER et al. 2008.

Solange nicht beide Merkmale den Patienten zur Verfügung stehen, wird es weiterhin für die CI-Nutzer schwierig sein, sich räumlich zu orientieren. Allerdings gibt es Versuche, beide Sprachprozessoren zu synchronisieren und damit auch die Laufzeitunterschiede den CI-Patienten zugänglich zu machen.

FRANCART et al. 2007 haben zwar gezeigt, dass CI-Nutzer auch lernen können, verschobene ITDs auszuwerten, allerdings sollte man trotzdem versuchen, beide Implantate so anzupassen, dass derselbe Ton in beiden Cochleae auch die gleiche Stelle stimuliert und einen Ton der gleichen Lautstärke generiert.

Außerdem stellten wir die gleiche Hypothese wie bereits beim Freiburger Sprachtest auf, nämlich, dass es keinen Zusammenhang zwischen dem Implantationsabstand und dem Erfolg im Richtungshören bei der 24-Monatskontrolle gibt. Hier ergab sich überraschenderweise jedoch eine schwache, negative Korrelation (Je länger der Abstand, desto schlechter das Ergebnis).

Warum dies beim Richtungshören eine Rolle zu spielen scheint, beim Sprachverstehen in Ruhe jedoch nicht begründet sich vermutlich mit der Unterschiedlichkeit des mon – bzw. binauralen Hörens. Da der Freiburger Test in unseren Untersuchungen nur monaural gemessen wird, der BRT jedoch mit beiden Ohren, unterscheiden sich die beiden Situationen bei der weiteren zentralen Verarbeitung. Die binaurale Weiterverarbeitung ist um einiges komplexer und fordert die Integration von ITDs und ILDs. Da diese nach Implantation verändert sind, muss im Gehirn eine neuronale Ummodellierung stattfinden, welche erst im Rahmen eines Lernprozesses erfolgt.

Je länger das binaurale Hörvermögen untrainiert bleibt, desto schwieriger und langwieriger ist eventuell die Neu- und Umstrukturierung im Gehirn.

NOPP et al. 2004 sprechen jedoch gegen diese Theorie. Sie konnten in ihrer Studie keinen Zusammenhang zwischen der Dauer der monauralen CI-Versorgung und dem Erfolg im Richtungshören in binauraler Versorgung nachweisen. In ihrer Veröffentlichung von 2004 schreiben sie: „This indicates that once binaural hearing is acquired, the ability to localize sounds is very robust and does not vanish or deteriorate significantly over the time of deafness...”

Eine spannende Frage in unserem Fall, die jedoch weiterer Studien, bedarf um sie zu beantworten, ist nun, ob die Patienten mit dem längeren Implantationsabstand vielleicht jenseits der 24 Monate noch aufholen und gleich gute Ergebnisse erzielen wie die Patienten mit dem kurzen Implantationsabstand, oder ob nach 6 Monaten das Richtungshören in allen Fällen weitestgehend entwickelt ist.

5.1.3 Entwicklung des Sprachverstehens in Störgeräusch

Sprache im Störgeräusch zu verstehen ist eine der anspruchsvollsten Situationen an das Hören insgesamt. Da solche Situationen im Alltag aber die Regel sind, ist es besonders wichtig, den Hörgeschädigten diese Situation zu erleichtern.

Binaurales Hören erleichtert das Sprachverstehen vor allem durch die Faktoren Kopfschatteneffekt, Lautheitssummation und Rauschunterdrückung. Inwiefern diese Effekte auch Hörern mit zwei Cochleaimplantaten zur Verfügung stehen war das Untersuchungsziel dieser Arbeit. Gearbeitet wurde mit dem Oldenburger Satztest.

Ein untrainierter Normalhörender versteht noch ca. 50% des Gesprochenen im OLSA wenn der Umgebungslärm um ihn herum 7,1 dB lauter ist als das Gesprochene (WAGENER et al. 1999) in der Situation Sprache und Störschall von vorne

Der Oldenburger Satztest ist ein ziemlich anspruchsvoller Test, der in Aachen seit ungefähr 4 Jahren durchgeführt wird (Handbuch und Hintergrundwissen zum OLSA, Universität Oldenburg). Alle 6 Messsituationen dauern ca. 40 min und erfordern ein hohes Maß an Konzentration vom Patienten.

Da der Test erst seit den letzten Jahren und nur im deutschsprachigen Raum eingesetzt wird, haben wir leider nicht viel direktes internationales Vergleichsmaterial. Die Parameter Kopfschatteneffekt, Summation und Rauschunterdrückung sind international jedoch gut untersucht. Im deutschsprachigen Raum wird manchmal noch der Hochmair-Schulz-Moser-Test (HSM-Test) angewendet (Anwendung siehe LASZIG et al. 2004) und im englischsprachigen Raum sind für Messungen im Störgeräusch der „Hearing in noise test“ (HINT), der CUNY (City University of New York)Test oder der CNC (Consonant Nucleus Consonant) Test üblich. In Australien ist insbesondere der

Bamford Kowal Bench Australian Sentences Test beliebt (Anwendung siehe CHING et al. 2006).

Kopfschatteneffekt:

Beispiel (Implantat nur rechts aktiv): $HS = SNR (S_0N_{li}) - SNR (S_0N_{re})$

In der Literatur wird der Kopfschatteneffekt meist als das robusteste Merkmal LASZIG et al. (2004) der binauralen Vorteile beschrieben. SCHLEICH et al. (2004) verweisen in ihrem Paper auf mehrere Literaturstellen aus den 60 - 80er Jahren, die den Kopfschatteneffekt für Normalhörende zwischen 8,9- 10,7 dB angeben und für Hörgeschädigte mit 5,6 – 8,5 dB.

Schleich et al. haben in ihren Untersuchungen, die ebenfalls mit dem OLSA durchgeführt wurden, einen Kopfschatteneffekt von 6,8 dB gemessen. Im Gegensatz zu unseren Messungen wurde dabei jedoch der Störpegel konstant gehalten und der Sprachpegel manuell adaptiert.

Unsere Ergebnisse des Kopfschatteneffekts liegen mit einem Durchschnittswert von ca. 7 dB in der gleichen Größenordnung.

Nach der Operation zeigten sich keine Veränderungen. Dies ist auch nicht zu erwarten, da der Kopfschatteneffekt ein rein physikalischer Effekt ist, der allein durch akustische Abschirmung zu Stande kommt (LASZIG et al. 2004). Da die Kopfform des Patienten sich durch die Operation nicht ändert, ändert sich auch der Effekt der Kopfabstimmung nicht. Allerdings kommen die Patienten nach der Operation in den Genuss, den Kopfschatteneffekt auf beiden Seiten nutzen zu können. Dies heißt, dass sie sich z B. deutlich besser unterhalten können, egal auf welcher Seite der Gesprächspartner sitzt.

Summation: **$Sum = (SNR) S_0N_{0(mon)} - (SNR) S_0N_{0(bin)}$**

Die Resultate in Bezug auf die Summation zeigen, dass die Patienten durch Hinzunahme des zweiten Ohrs einen Zuwachs ihres Hörvermögens im Störschall von fast 2 dB haben. CHING et al. 2007 berichtet in ihrer Metaanalyse von einem Zuwachs zwischen 1 - 2 dB und SCHLEICH et al. 2004 von 2,1 dB. Schleich und Mitarbeiter beschreiben in ihrer Literatur weiterhin einen Summationseffekt für Normalhörende von 1,1 -1,9 dB und für Hörgeschädigte in der Größenordnung von ebenfalls 1 -2 dB.

In der Literatur wird manchmal noch zwischen Lautheitssummation und Redundanzeffekt unterschieden. Wir beziehen uns in der vorliegenden Arbeit auf beides zusammen unter dem Oberbegriff der Summation, da unserer Meinung nach die beiden Effekte nicht klar zu trennen sind.

Eine Summation von 2 dB heißt, dass die bilateralen CI-Nutzer in der S_0N_0 -Situation durch Hinzunahme des zweiten Ohrs noch gleich gut verstehen, wenn der Störlärm um 2 dB lauter ist als in der monauralen Situation. Ein Zuwachs von 1 dB im Oldenburger Satztest bedeutet beim Normalhörendem eine Steigerung der Sprachverständlichkeit um 15-17%. Es ist noch nicht ganz klar, ob sich dies genauso auf Hörgeschädigte übertragen lässt, wenn ja, würde dies eine Verbesserung der Sprachverständlichkeit von 30% durch die Lautheitssummation bedeuten.

Allerdings zeigt sich bei der Summation bei Betrachtung des Diagramms ein Entwicklungsverlauf, der sich auch in vielen anderen Parametern wieder findet. Nach einer zunächst positiven Entwicklung und Zunahme der Summation fällt die Kurve zum 3- bzw. 6-Monatstermin wieder ab um meist zum 24-Monatstermin wieder dazu zu gewinnen.

Unsere Idee war zunächst, dass dies vielleicht durch inhomogene Gruppenzusammensetzung zu erklären ist. Da noch nicht alle Patienten alle Messtermine bis zur 24-Monatskontrolle wahrgenommen hatten, war unsere Vermutung, dass die Patienten, die die späteren Kontrollen schon absolviert hatten, zufällig die „besseren“ Patienten gewesen sind und die Patienten die aktuell bis zum 1-Jahrtest kontrolliert worden waren, statistisch schlechter. Zur Überprüfung wählten wir die 5 Patienten aus, die alle schon die 24-Monatskontrolle durchlaufen hatten und zu allen vorherigen Kontrollterminen erschienen waren. In dieser Gruppe der 5 Patienten zeigte sich allerdings eine ähnliche Tendenz, so dass wir diese Hypothese verwerfen mussten.

Unsere nächste Annahme war, dass die Patienten nach einem halben Jahr deshalb schlechtere Ergebnisse bringen könnten, weil die regelmäßigen Rehabilitationstermine in der Klinik aufhörten und die Patienten selber zu Hause nicht konsequent weiterübten. Deswegen überprüften wir exemplarisch 5 Patienten und kontrollierten ihre Erfolge zu den Messterminen und wie häufig sie zwischen den großen Kontrollterminen Rehabilitationstermine wahrgenommen hatten. Fast alle Patienten hatten zwischen dem 6- und 12-

Monatstermin deutlich weniger Rehatermine als zwischen dem 1- und 6-Monatstermin. Allerdings kann man nicht sagen, dass die Patienten mit den wenigsten Rehatermine auch die schlechtesten Ergebnisse hatten, oder dass es dort einen anderen eindeutigen Zusammenhang gab.

Den größten Einfluss haben letztendlich die Patienten selber auf die Entwicklung ihres Hörvermögens und zwar dadurch, wie viel und wie intensiv sie selber tagtäglich zu Hause üben. Die Rehabilitationstermine in unserer Klinik sind ein wichtiger Bestandteil der Nachsorge und geben dem Patienten wertvolle Unterstützung und Anleitung, jedoch kann selbst die beste Therapie einmal in der Woche nicht das vollbringen, was die Patienten jeden Tag zu Hause selber leisten können.

Dies jedoch entzieht sich unserer Beobachtung, so dass wir nicht sicher sagen können, ob dies der wichtigste Teil für die Entwicklung des Hörvermögens ist!

Erstaunlicherweise gibt es allerdings auch einzelne Patienten, die zeitweise eine negative Summation aufweisen, das heißt Patienten, die mit beiden Ohren schlechter hören als nur mit einem Ohr.

Woran das liegen könnte ist nicht ganz eindeutig, wir vermuten jedoch, dass mehrere Komponenten das Implantationsergebnis negativ beeinflussen können. Zum einen liegt eventuell eine Ungleichheit der beiden Hörnerven vor, der eine ist vielleicht noch fast komplett intakt wohingegen auf der anderen Seite sehr viel weniger Nervenfasern funktionieren. Dies würde dazu führen, dass trotz gleicher Stimulation in der Cochlea ein unterschiedliches Erregungsmuster zentral eintrifft. Die Diskrepanz beider Seiten erschwert die zentrale „Auswertung“ und der Patient hört mit beiden Ohren schlechter.

Ein anderer Faktor ist die unterschiedliche Insertionstiefe der Cochleaelektroden in beiden Ohren. Trotz der Tatsache, dass bei der Operation natürlich versucht wird, die Elektrode genauso tief einzuschieben wie auf der Gegenseite, gelingt dies nur selten exakt. Sind beide Elektroden unterschiedlich weit vorgeschoben, generieren die gleichen Schallmerkmale auf der einen Seite einen tieferen Ton als auf der anderen Seite. Dieser Tonhöhenunterschied kann die zentrale Fusion beider Ohrsignale ebenfalls erschweren und sich negativ auf das Sprachverständnis auswirken. Eine Kompensation über die Programmierung der Sprachprozessoren ist nur bedingt möglich.

Zuletzt käme noch ein externer Faktor in Frage. Benutzen die Patienten unterschiedliche Implantate und Sprachprozessoren auf beiden Seiten werden wiederum unterschiedliche Signale an die Hörrinde geschickt, die es zu verschmelzen gilt. Wie auch schon bei den oben beschriebenen Problemen besteht wieder eine Ungleichheit zwischen den beiden eingehenden Signalen, welches die Extraktion der wesentlichen Merkmale erschwert.

Rauschunterdrückung:

Beispiel (Implantat nur rechts aktiv): $\text{squelch} = \text{SNR} (S_0N_{li}(\text{mon})) - \text{SNR} (S_0N_{li}(\text{bin}))$

Als nächster Parameter unserer Untersuchung steht die Rauschunterdrückung zur Debatte. Die Rauschunterdrückung nutzt die räumliche Auflösung von Nutzschaall und Störschaall. Durch die Hinzunahme des Ohrs mit dem schlechteren SNR würde man eigentlich eine Verschlechterung des Gesamt-SNRs erwarten. Als Resultat der binauralen Verarbeitung gelingt es jedoch dem Gehirn, die Sprache effektiver herauszufiltern und den Störschaall zu unterdrücken, so dass insgesamt ein Hörgewinn die Folge ist.

In unserer Untersuchung stellt sich die Rauschunterdrückung jedoch als sehr inkonstanter Parameter dar, über den man nur schwer eine Aussage treffen kann. In unseren Messungen schwankt der Wert zwischen 0,1 und 1,2 dB. In dieser Größenordnung sind auch die Ergebnisse anderer Studien beschrieben. SCHLEICH et al. (2004) geben in ihren Literaturangaben die Rauschunterdrückung für Normalhörende mit 2 - 4,9 dB und für Hörgeschädigte mit 1,7 – 3 dB an. Schleich et al. haben bei ihren Untersuchungen eine Rauschunterdrückung von 0,9 dB gemessen. LASZIG et al. (2004) konnten in ihren Untersuchungen ebenfalls keine signifikante Rauschunterdrückung nachweisen.

Ingesamt kann man festhalten, dass die Rauschunterdrückung im Vergleich zu den andern beiden Effekten bei CI-Trägern nur eine geringe Auswirkung auf das binaurale Hören hat. CHING und Mitarbeiter (2005) vermuten, dass die Ursache in der unzureichenden Zeitsynchronisierung beider Seiten zu suchen ist und auch MÜLLER et al. (2002) und DUNN et al. (2005) beschreiben die Rauschunterdrückung als einen Effekt von wahrnehmbaren Zeit- und

Pegelunterschieden, die wie bereits oben beschrieben den CI-Trägern nur bedingt zur Verfügung stehen.

Binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle:

$$\mathbf{SNR_{bin} = SNR (S_0N_0 + S_0N_{re} + S_0N_{li})_{bin} / 3}$$

Die binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle ist das durchschnittliche SNR, aus allen 3 bilateralen Situationen. Der Medianwert lag konstant bei mindestens -3 dB nach Versorgung. Präoperativ lag dieser Wert bei nur -1,6 dB und hat sich somit mehr als verdoppelt. Dies heißt, dass in bilateraler Versorgung durchschnittlich der Sprachpegel ca. 3 dB leiser sein darf als das Störgeräusch und trotzdem noch 50 Prozent Sprache verstanden wird.

Der Wert ist über den gesamten Verlauf stabil und als erfolgreiche Entwicklung zu betrachten. Wie bereits oben erwähnt, geht bei Normalhörenden ein Gewinn von 1 dB mit 15% Sprachverbesserung einher (Handbuch und Hintergrundwissen OLSA, Universität Oldenburg).

Mittlerer Gewinn:

$$\mathbf{Gain-m = SNR(S_0N_{0\ mon} + S_0N_{re\ mon} + S_0N_{li\ mon} - S_0N_{0\ bin} - S_0N_{re\ bin} - S_0N_{li\ bin}) / 3}$$

Im Zusammenhang dazu kann man den mittleren Gewinn betrachten. Der mittlere Gewinn drückt die Differenz zwischen dem durchschnittlichen Pegel in monauraler und in binauraler Versorgung aus. Dieser nimmt postoperativ Werte zwischen 2-3 dB an. Die Hälfte der Patienten hört in binauraler Versorgung also 2-3 dB besser als in der monauralen Situation.

Bei Durchführung des Wilcoxon-Tests zeigten sich zwischen den einzelnen Messterminen keine signifikanten Unterschiede, bei der Prüfung der einzelnen Messtermine gegenüber der präoperativen Messung waren jedoch alle Zeitpunkte bis zum 6 Monatstermin deutlich signifikant. Der 12-Monatstermin verfehlte mit einem p-Wert = 0,0547 das Signifikanzniveau. Bei dem 18- bzw. 24-Monatstermin war die Gruppe mit 4 bzw. 5 Patienten zu klein, um eine statistische Analyse durchzuführen.

Mittlere Intelligibility Level Difference:

$$\mathbf{ILD-m = SNR (S_0N_0) - 0,5 \times SNR (S_0N_{re} + S_0N_{li})}$$

Die ILD-m, die ein Wert dafür ist, wie sehr der Patient durch die räumlichen Trennung von Sprache und Störgeräusch profitiert, war einer der Parameter, dessen Ergebnis überraschend war.

Die ILD-m entspricht der Differenz des Mittelwerts des SNRs bei Präsentation der Sprache von vorne und des Störschalls von der Seite und des SNR bei Sprache und Störschall von vorne (siehe Ergebnisse).

Der Medianwert des ILD-m liegt in unseren Untersuchungen meist bei ca. 3 dB. Bei Normalhörenden führt die Trennung von Sprache und Störschall zu einer Verbesserung von ca. 6-12 dB (Hintergrundwissen und Handbuch OLSA, Universität Oldenburg).

Bei der S_0N_0 Situation kommt dem Patienten der Summationseffekt zu Gute, der im Bereich von 2 dB liegt. Bei der Trennung von Sprache und Störschall sollte der Patient vom Kopfschatteneffekt und der Rauschunterdrückung profitieren können, welche insgesamt ca. 8 dB ausmachen. Deswegen hätten wir einen höheren Wert für das ILD-m erwartet. Bei der exemplarischen Betrachtung von einzelnen Patienten waren in den Messungen durchaus Einige dabei, die auch an ein ILD von > 9 dB herangekommen sind.

Eine mögliche Erklärung für die insgesamt geringe ILD wäre eventuell die Asymmetrie des Hörens.

Bei unserer Messung ist zu beachten, dass wir aus den beiden Situationen S_0N_{re} und S_0N_{li} den Mittelwert genommen und dann den Mittelwert mit der S_0N_0 -Situation verglichen haben. Sind die Ohren sehr asymmetrisch kommt auch ein insgesamt kleiner Wert dabei heraus. Dies ist besonders ausgeprägt, wenn ein Ohr so schlecht hört, dass die S_0N_0 -Situation besser ist als die ungünstigere Situation bei der räumlichen Trennung.

Laterale Sprachverständlichkeitsschwelle:

$$\mathbf{SNR}_{lat} = [(\mathbf{SNR} (\mathbf{S}_0\mathbf{N}_{re} + \mathbf{S}_0\mathbf{N}_{li})_{mon}) - (\mathbf{SNR} (\mathbf{S}_0\mathbf{N}_{re} - \mathbf{S}_0\mathbf{N}_{li})_{bin})] / 2$$

Die laterale Sprachverständlichkeitsschwelle_{mon-bin} setzt sich aus der Differenz des mittleren SNR der rechten und linken Seite einmal in monauraler und einmal in binauraler Versorgung zusammen.

Auch bei dieser Untersuchung profitierten die Patienten von der bilateralen Versorgung und zeigten einen ca. 3 dB besseren SNR gegenüber der

monauralen Situation. Wie auch schon bei der Summation diskutiert, ist der beste Wert das 6-Monatsergebnis und die Kurve knickt danach leicht ein.

Binaurale Asymmetrie:

$$\text{Asym-bin} = | \text{SNR} (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{bin} |$$

Um ein Kriterium für die Ausgeglichenheit des Hörvermögens zu untersuchen haben wir die binaurale Asymmetrie definiert. Dafür haben wir die Differenz der SNRs zwischen beiden Ohren in binauraler Versorgung ausgerechnet und untersucht, ob die Patienten ein „dominantes“ Ohr hatten oder ob sie annähernd gleich gut hörten auf beiden Seiten.

Vor der Implantation war die Asymmetrie mit 7,1 dB recht hoch. Der Grund ist eindeutig. Auf der einen Seite trugen die Patienten bereits ein Cochleaimplantat, auf der anderen Seite noch ein Hörgerät, von dem sie kaum mehr profitieren konnten.

Zum 6-Monatstermin ist die Asymmetrie nur noch 1,6 dB groß und hat sich somit erfreulich entwickelt. Auch in diesem Fall haben wir jedoch einen Abfall der Werte nach dem 6-Monatstermin und erneut verweise ich auf die oben bereits diskutierten Gründe (Rehabilitationstermine werden seltener etc.)

LITOVSKY und Mitarbeiter (2006) beschreiben in ihrer Studie, dass Asymmetrie nicht gleichzusetzen ist mit schlechtem Hörverständnis, da einige ihrer Patienten mit einer ausgeprägten Asymmetrie besser waren als Patienten, die ein symmetrisches Hörvermögen aufwiesen.

Die Gründe für binaurale Asymmetrie sind wahrscheinlich die Gleichen wie auch schon unter Summation beschrieben: unterschiedliche Elektrodenposition in der Cochlea, Nervenfunktionstüchtigkeit, eventuell Unterschiede im Mapping und andere unbekannte Determinanten (LITOVSKY et al. 2006).

Bei Durchführung des Wilcoxon-Tests zeigten sich zwischen den einzelnen Messterminen zum 1.-3. Monat und zum 6.-12. Monat signifikante Unterschiede, bei der Prüfung der einzelnen Messtermine gegenüber der präoperativen Messung waren alle Zeitpunkte bis zum 12 Monatstermin deutlich signifikant. Bei dem 18- bzw. 24-Monatstermin war die Gruppe mit 5 bzw. 7 Patienten zu klein, um eine statistische Analyse durchzuführen.

Symmetriegewinn:

$$\text{Gain-sym} = | \text{SNR} (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{\text{mon}} | - | \text{SNR} (S_0N_{re} - S_0N_{li})_{\text{bin}} |$$

In Analogie dazu verhält es sich auch mit dem Symmetriegewinn, einen Wert, der sich aus der Differenz der Symmetrie in ein- und beidseitiger Versorgung errechnet. Der Gewinn steigt von am Anfang 1,4 dB Gewinn mit dem Hörgerät auf 5 dB Gewinn in der 6-Monatsmessung.

Wir haben am Anfang einen Zusammenhang zwischen der Asymmetrie und der Summation vermutet. Diese Idee drängte sich auf, da wir nach einiger Zeit gemerkt haben, dass die S_0N_0 Situation anders als beim Normalhörenden in monauraler und binauraler Versorgung bei den CI-Patienten teilweise erheblich unterschiedliche Ergebnisse zeigt.

Beim Normalhörenden hört das rechte und das linke Ohr gleich gut, und es macht es für den Gesunden nur einen geringen Unterschied, ob er nur mit einem oder mit beiden Ohren hört, wenn Sprache und Störgeräusch vorn vorne kommen. Dies legte die Vermutung nahe, dass wenn es einen Unterschied gibt, dieser darauf zurückzuführen sein müsste, dass die bilateral implantierten Patienten auf den beiden Ohren unterschiedlich viel hören.

Eine ähnliche Theorie hatten bereits SCHLEICH und Mitarbeiter (2004), die ähnliche Beobachtungen gemacht hatten. Der Summationseffekt nimmt je nach Hinzunahme des „besseren“ oder des „schlechteren“ Ohrs unterschiedliche Ausmaße an (BRONKHORST und PLOMP 1989) Patienten, die das bessere Ohr hinzunehmen, zeigen natürlicherweise einen höheren Summationswert auf als andersherum. SCHLEICH et al. (2004) haben ihre Patienten deshalb in 2 Gruppen aufgeteilt. Die erste Gruppe wies zwischen rechtem und linkem Ohr in der Situation S_0N_0 eine Asymmetrie von > 1 dB auf, die andere Gruppe von < 1 dB. Bei beiden Gruppen überprüfte er dann noch einmal die Summationswerte und machte darauf aufmerksam, dass die Gruppe mit der größeren Asymmetrie die höheren Summationswerte hatte. Diese Gruppe profitierte mehr von der Hinzunahme des besseren Ohrs als vice versa.

Um diese Theorie auch für unsere Gruppe zu überprüfen, korrelierten wir die Asymmetrie mit der Summation. Allerdings ließ sich zumindest in diesem Kollektiv nicht nachweisen, dass zwischen den beiden Komponenten ein enger Zusammenhang besteht.

Jedoch gibt es bei der Berechnung der Asymmetrie in beiden Untersuchungen einen wesentlichen Unterschied. SCHLEICH et al. (2004) ließen wie oben

bereits beschrieben, beide Ohren einzeln in der S_0N_0 Situation messen und berechneten die Asymmetrie entsprechend der Differenz in genau dieser Situation. Wir hingegen berechneten die Asymmetrie als den Unterschied des SNR bei Störschall von der linken und rechten Seite in binauraler Versorgung. Zu erwägen ist, ob bei der Berechnung der Asymmetrie in binauraler Versorgung eventuell das bessere Ohr für die andere Seite „überhört“ und so die Asymmetrie kleiner dargestellt wird als real vorhanden. Dafür sollte man in weiterführende Untersuchungen einmal überprüfen, wie sehr sich die so berechneten Asymmetrien unterscheiden.

5.2 Diskussion des Vergleichs bilateraler und bimodaler Versorgung

Generell sollen vorweg einmal die Hauptunterschiede von Hörgeräten im Vergleich zu Cochleaimplantaten erläutert werden. Das Hörgerät bewirkt eine akustische Verstärkung des Schallsignals, wobei Hörgeräte den Schall erst aufnehmen, in elektrische Signale umwandeln und anschließend wieder in ein akustisches Signal konvertieren.

Daher ist ein Hörgerät nur sinnvoll, wenn noch funktionierende Haarzellen existieren. Da diese wegen der meistens bestehenden Hochtonschwerhörigkeit im oberen Anteil der Cochlea sitzen, verstärkt ein Hörgerät vor allem die tiefen Töne. Um die ausgefallene cochleäre Verstärkung zu kompensieren, komprimieren Hörgeräte den Dynamikbereich, in dem sie die lauten Geräusche weniger und die leisen mehr hervorheben. Bis jetzt ist allerdings, wie auch beim Cochleaimplantat, keine instantane Dynamikkompression möglich, weswegen keine 100% hörgerechte Zeit- und Frequenzauflösung realisiert werden kann.

Im Gegensatz zu der bilateralen Versorgung gewährleistet die bimodale Anpassung jedoch die Möglichkeit, sowohl hohe (über as CI) als auch tiefe Töne (über das HG) wahrzunehmen, was den Vorteil haben soll, dass Stimmen natürlicher und stimmhafter klingen als mit zwei Cochleaimplantaten. Dadurch soll unter manchen Bedingungen das Verstehen von Sprache im Störgeräusch einfacher sein und die Musikqualität besser (KONG et al. 2005, Mok et al 2006, Zeng 2008, DORMAN & GIFFORD 2010).

Aus diesen Gründen empfehlen MORERA et al. (2005), IWAKII et al. (2004) und LUNTZ et al. (2005) bei Resthörvermögen des nicht implantierten Ohrs das Tragen eines Hörgeräts.

Ein gut angepasstes Hörgerät bietet seinen Nutzern eine erhöhte Lebensqualität, jedoch wird es von den Schwerhörigen in Alltagssituationen mit Störgeräusch oft noch als unzureichend empfunden (GABRIEL et al. 1999 und 2000).

Unser Interesse war vor allen Dingen, herauszufinden, ob es Situationen gibt, in denen bilateral versorgte oder bimodal versorgte Patienten deutlich besser versorgt sind als die jeweils andere Gruppe.

Wir wollten klären, ob es besser ist, einheitliche Informationen auf beiden Ohren zu bekommen, auch wenn gewisse Anteile des Ursprungssignals in diesen Informationen nicht enthalten sind, oder es von Vorteil ist, einen größeren Anteil der Informationen des Ursprungssignals zu erhalten, auch wenn das Signal somit auf auf beiden Ohren unterschiedlich ist. MOK und Mitarbeiter (2006) berichten über die Möglichkeit, dass die mittlere bis hohen Frequenzinhalte, die über das Hörgerät vermittelt werden mit denen des Cochleaimplantats interferieren und so das Sprachverstehen negativ beeinflussen könnten.

Es wäre erstrebenswert, wenn man eine Empfehlung abgeben könnte, ab welchen Werten die Patienten besser bilateral implantiert werden als bimodal versorgt. DOWELL und Mitarbeiter (2002) beschreiben in ihrer Studie, dass der Implantationserfolg unter anderem mit dem Resthörvermögen des Patienten zusammenhängt. Je besser das Resthörvermögen, desto größer war tendenziell auch das Implantationsergebnis. CHING et al. (2006) konnten den gleichen Trend feststellen. Jedoch war der Zusammenhang in ihrer Studie nicht signifikant. Die spannende Frage ist insofern:

Welches Resthörvermögen rechtfertigt eine Implantation und verspricht einen guten Implantationserfolg?

5.2.1 Diskussion des Vergleichs der Ergebnisse im Freiburger Sprachtest

Die Auswertung der Einsilberverständlichkeit in monauraler Hörsituation, also jeweils mit einer CI-Seite, im Freiburger Sprachtest zeigte die bilateral

implantierten Patienten als deutliche Gewinner im Einsilberverstehen. Sie verstanden doppelt so viele Einsilber mit dem zweiten Cochleaimplantat wie die bimodal versorgten Patienten der Gruppe mit dem besseren Sprachverstehen und viermal so gut wie die bimodal implantierten CI-Träger mit dem schlechteren Sprachverstehen. Die zweiseitige CI-Versorgung ist im Bezug auf die Sprachverständlichkeit in Ruhe in unserer Untersuchung somit als deutlich vorteilhaft anzusehen.

5.2.2 Diskussion des Vergleichs der Ergebnisse im Basis-Richtungstest

In der Literatur werden zum Thema Richtungshören im Wesentlichen zwei Hypothesen vertreten.

Die eine vertritt, dass das Richtungshören mit zwei Cochleaimplantaten besser funktionieren müsse, da die ankommenden Zeit- und Frequenzinformationen stimmiger seien und sich besser fusionieren und auswerten lassen.

Bei der zweiten Hypothese wird genau gegensätzlich argumentiert. Die bilateralen Patienten würden verwirrt dadurch, dass die zeitliche Feinstruktur bei den Cochleaimplantaten auf beiden Seiten unstimmig sei und bei der Umwandlung der akustischen Signale in elektrische Impulse bei den Cochleaimplantaten die temporale Feinstruktur verloren ginge.

Zusätzlich dazu sei die mangelnde Synchronisierung der beiden Sprachprozessoren nicht zu vergessen, was dazu führe, dass bilaterale CI-Träger sich keine ITDs zu Nutze machen könnten.

Deswegen sind den bilateralen Patienten hauptsächlich die interaural level differences (ILDs), also die Lautheitsunterschiede auf beiden Seiten des Kopfs zugänglich, die durch Abschwächung des Signals durch den Kopf als natürliche Barriere entstehen. Wichtig hierfür ist jedoch, dass im Rahmen der Anpassung eine Lautheitsbalancierung vorgenommen wird. [CHING et al. 2007, TYLER et al. 2006].

Ein weiteres Defizit wird von vielen in der fehlenden Repräsentation der tiefen Töne gesehen.

Die Befürworter der zweiten Hypothese schätzen die Vorzüge der bimodalen Versorgung, da ihrer Meinung nach die Kombination von Tiefton-Feinstruktur-Information durch das Hörgerät und Hochton-Information durch das

Cochleaimplantat auf der anderen Seite effektiver die interauralen Laufzeitunterschiede repräsentiere als zwei Cochleaimplantate (CHING et al. 2007).

Im Gegensatz dazu ist die Gefahr, dass die Verarbeitung der eingehenden Signale nicht simultan erfolgt, bei der bimodalen Versorgung größer. Aufgrund der mangelnden Feinstruktur auf der Seite des CIs und der nur eingeschränkt vorhandenen Hochtton-ILDs auf der Seite des Hörgeräts, ist es schwierig für die Patienten die ITDs und ILDs zu nutzen.

In unseren Untersuchungen erzielten die bimodal versorgten Patienten mit einem Sprachverstehen von <40% Einsilbern im Mittel 45% Treffer, die bimodalen CI-Nutzer mit >40% Einsilbern im Mittel 40% und die bilateralen Patienten erzielten im Mittel 70% Treffer. Die bilateral implantierten CI-Träger erzielten eindeutig die besseren Ergebnisse und die bimodal versorgten Patienten folgen mit erheblichem Abstand.

Unsere Ergebnisse stützen daher die These, dass es wichtiger sei, zwei gleichsinnige Informationen auf beiden Seiten zu erhalten und dass komplementäre Informationen den Hörer verwirren. Jedoch muss bedacht werden, dass die bilateralen Patienten auch schon wesentlich bessere Ergebnisse beim Einsilberversprechen im Freiburger Sprachtest aufweisen konnten. Eventuell sind die besseren Ergebnisse im Richtungshören schlichtweg darauf zurückzuführen, dass die bilateral versorgten Patienten insgesamt besser hören. Um eine definitive Aussage dazu machen zu können, müsste man in Zukunft eine Gruppe bimodal und bilateral versorgter Patienten untersuchen, die über das gleiche Sprachverstehen in Ruhe verfügen (matched pairs).

Warum die bimodal versorgten Patienten mit dem schlechteren Sprachverstehen einen besseren Medianwert als die bimodal versorgten Patienten mit einem Sprachverstehen >40 % haben, ist wiederum aus unserem Datenmaterial nicht zu erklären. Allerdings sind die Vergleichsgruppen jeweils recht klein, so dass keine statistische Aussage bezüglich des Signifikanzniveaus getroffen werden kann.

Betrachtet man Abb. 4-15 sind die Ergebnisse der guten bimodalen CI-Träger insgesamt besser als die der bimodalen versorgten Patienten mit einem

Sprachverstehen von <40%. Die Werte für das obere und untere Quartil liegen höher und die Streuung ist geringer.

5.2.3 Diskussion des Vergleichs der Ergebnisse im Oldenburger Satztest

Kopfschatteneffekt:

Beispiel (Implantat rechts): $HS = SNR(S_0N_{li}) - SNR(S_0N_{re})$

Der Kopfschatteneffekt ist, wie oben bereits erläutert, ein rein akustischer Effekt und sollte daher für alle 3 Gruppen gleich groß ausfallen.

In der Gruppe der bilateralen Patienten hatten wir über 24 Monate zumeist einen Wert von ca. 7 dB ermittelt. Einmalig lag der Kopfschatteneffekt darüber mit 8,2 dB und einmalig darunter bei 6,6 dB.

Dass hier der Wert der bimodalen CI-Träger >40% mit 4,1 dB nicht unerheblich abweicht, ist am ehesten mit der kleinen Gruppenstärke zu erklären. Vermutlich ist der Wert aufgrund der geringen Gruppengröße nicht repräsentativ. Der Wert der Gruppe der bimodalen Patienten < 40% passt mit 8,2 dB ins Gesamtbild der oben erhobenen Werte. SCHÄFER et al (2007) berichten in ihrem Reviewpaper, dass es bezüglich des Kopfschatteneffekts zu keinen Unterschieden zwischen bimodaler oder bilateraler Versorgung kam wohingegen in der Metaanalyse von CHING et al. (2007) ein Unterschied von ca. 3 dB beschrieben wird.

Summation: **$Sum = (SNR) S_0N_{0(mon)} - (SNR) S_0N_{0(bin)}$**

Die Ergebnisse der Summation liegen bei 1,7 dB für die bimodalen Patienten <40%, bei 2,2 dB für die bimodalen CI-Träger >40% und bei 1,3 dB für die bilateralen CI-Nutzer. Damit liegen alle Resultate innerhalb der Streuung, die wir auch bei den 24-Monatergebnissen gemessen haben.

Wir können damit keine Schlussfolgerungen ziehen, dass es eine Gruppe gibt, die mehr Summation aufweist als eine Andere. Alle drei Gruppen weisen eine ähnliche Summation auf.

CHING et al. berichten in ihrer Metaanalyse von 2007, dass der Summationseffekt über alle Studien zwischen 1 und 2 dB Verbesserung im SNR brachte, dabei wurden keine wesentlichen Unterschiede zwischen bimodalen und bilateralen Hörern festgestellt. Zu diesem Fazit kommen auch SCHÄFER et al (2007) in ihrem Reviewpaper.

Rauschunterdrückung

Beispiel (Implantat rechts): squelch = $SNR(S_0N_{li(mon)}) - SNR(S_0N_{li(bin)})$

Ähnlich verhält es sich mit der Rauschunterdrückung. Wir hatten oben bereits erläutert, dass die Rauschunterdrückung ein sehr schwieriger Parameter ist, der bei CI-Trägern nur einen geringen Einfluss auf die binaurale Hörverbesserung hat, da er die Auswertung von binauralen ITDs verlangt, die bilateral und bimodal versorgte Patienten nur teilweise verwerten können.

Zwei Gruppen weisen eine Rauschunterdrückung von 0,1 dB auf, die dritte von 0,2 dB. In allen drei Fällen ist die Rauschunterdrückung vernachlässigend gering. CHING et al. (2007) zitieren in ihrem Reviewpaper VAN HOESEL et al. (2004), der in seiner Arbeit festgestellt hat, dass bimodal versorgte Patienten ITDs gar nicht nutzen konnten und die bilateral implantierten Patienten nur bedingt.

Dies würde auch in unserem Fall erklären, warum die Rauschunterdrückung soviel geringere Werte annimmt als beim Normalhörenden. Schäfer et al (2007) berichten in ihrem Reviewpaper, dass die Rauschunterdrückung für bimodale Patienten noch schwieriger zu sein scheint, als für die bilateralen Patienten.

Binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle:

$SNR_{bin} = SNR(S_0N_0 + S_0N_{re} + S_0N_{li})_{bin} / 3$

Die binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle ist ein Parameter, der sich etwa so verhält, wie wir es erwartet hatten. Die bilateral versorgten Patienten haben die beste Sprachverständlichkeitsschwelle mit einem Wert von -3,2 dB. Die bimodalen CI-Träger > 40% folgen mit -2,7dB und die andere Gruppe mit -2,2 dB. Wenn man bedenkt, dass ein Unterschied von 1 dB im Oldenburger Satztest eine Verbesserung der Verständlichkeit von 17% (beim Normalhörendem) ausmacht, ist der Hörgewinn für bilateral implantierte Patienten nicht unwesentlich.

Mittlerer Gewinn:

$Gain-m = SNR(S_0N_{0 mon} + S_0N_{re mon} + S_0N_{li mon} - S_0N_{0 bin} - S_0N_{re bin} - S_0N_{li bin}) / 3$

Als nächster Parameter sei der mittlere Gewinn der drei Gruppen dargestellt. Vorweg sei gesagt, alle drei Gruppen profitieren von der binauralen Versorgung!

Der Gewinn liegt bei den einzelnen Gruppen bei Werten von 1,5 – 2,1 dB, wobei die bilateralen Patienten mit 2,1dB den höchsten Wert aufweisen. Innerhalb der 24 Monate wurden bei den Untersuchungen der bilateralen CI-Träger Werte zwischen 2,1 und 3 dB gemessen.

Dass die bimodal versorgten Patienten <40% mit 2 dB einen höheren Wert aufweisen als die bimodal versorgten Patienten >40%, entspricht nicht unseren Erwartungen. Ob dies bei der kleinen Gruppengröße rein zufällig zu Stande gekommen ist, oder ob sich bei den bimodal implantierten Patienten „<40%“ CI und HG sinnvoller ergänzen, kann mit dieser Studie nicht beantwortet werden. Es ist empfehlenswert, ähnliche Messungen noch einmal mit einer größeren Gruppe bimodal versorgter Patienten durchzuführen deren Sprachverständnis oberhalb von 40% Einsilbverstehen liegt.

Mittlere Intelligibility Level Difference:

$$\text{ILD-m} = \text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_0) - 0,5 \times \text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_{\text{re}} + \text{S}_0\text{N}_{\text{li}})$$

Die mittlere Intelligibility Level Difference (ILD-m), also den Gewinn den die Patienten durch die Trennung von Sprache und Störgeräusch haben, ist bei allen Patientengruppen recht schwach ausgeprägt.

Die bilateral versorgten Patienten haben mit 3 dB den größten Gewinn. Dies ist am ehesten damit zu begründen, dass die Patienten nach der Operation auf beiden Seiten ein „starkes“ Ohr haben und sich selektiv dem Ohr mit dem besseren SNR zuwenden können, ähnlich wie beim Kopfschatteneffekt.

Nicht eindeutig zu erklären ist allerdings, warum die bimodalen CI-Träger der Gruppe „>40%“ mit einem Ergebnis von 0,8 dB wieder einen geringeren Wert aufweisen als die bimodal versorgten Patienten „< 40%“, die mit 2,1 dB näher an dem Wert der bilateral implantierten Patienten liegen als an dem der anderen bimodalen Trägern. Wir vermuten, dass dies an der Unterschiedlichkeit der akustischen und elektrischen Stimulation liegt, die sich dann negativer auswirkt, wenn die akustische Stimulation ein stärkeres Gewicht hat als die elektrische Stimulation (wie bei „>40%“). Eventuell liegt es auch einfach an der relativ kleinen Gruppe der bimodal versorgten Patienten „> 40%“, die wahrscheinlich nicht die Normalverteilung abbildet.

Laterale Sprachverständlichkeitsschwelle:

$$\text{SNR}_{\text{lat}} = [(\text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_{\text{re}} + \text{S}_0\text{N}_{\text{li}})_{\text{mon}}) - (\text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_{\text{re}} - \text{S}_0\text{N}_{\text{li}})_{\text{bin}})] / 2$$

Die laterale Sprachverständlichkeitsschwelle trägt ebenfalls zum binauralen Gewinn bei. In diesem Fall profitieren die bilateralen Patienten wieder am meisten, noch vor den bimodale versorgten CI-Nutzern der Gruppe „>40 %“ und den dann folgenden bimodalen Trägern <40%. Dies entspricht unseren Erwartungen.

$$\text{Binaurale Asymmetrie: } \text{Asym-bin} = | \text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_{\text{re}} - \text{S}_0\text{N}_{\text{li}})_{\text{bin}} |$$

Bei der Betrachtung der binauralen Asymmetrie erwarteten wir, dass die bilateral implantierten Patienten die geringste Asymmetrie aufweisen, da sie zwei annähernd gleich starke Ohren haben und dass die bimodal versorgte Gruppe der CI-Träger „>40%“ knapp symmetrischer sind als die bimodal versorgten Patienten der Gruppe „<40%“.

Diese Ergebnisse zeigen in der Tat diesen Zusammenhang. Je besser das Hörvermögen des zweiten Ohrs ist, desto geringer fällt auch die Asymmetrie aus.

Symmetriegewinn:

$$\text{Gain-sym} = | \text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_{\text{re}} - \text{S}_0\text{N}_{\text{li}})_{\text{mon}} | - | \text{SNR} (\text{S}_0\text{N}_{\text{re}} - \text{S}_0\text{N}_{\text{li}})_{\text{bin}} |$$

Analog dazu würde man beim Symmetriegewinn durch das zweite Implantat erwarten, dass die bilateralen Patienten am meisten profitieren noch vor den bimodalen CI-Trägern <40% und gefolgt von den bimodal versorgten Patienten der Gruppe „>40%“.

Den größten Gewinn zeigen jedoch die bimodal versorgten Patienten der Gruppe „<40%“ mit einem Zuwachs von 3,8dB. Knapp dahinter liegen die bilateral versorgten CI-Träger mit einem Symmetriegewinn von 3,6dB und dann mit einigem Abstand folgen die bimodal versorgten CI-Nutzer der Gruppe „>40%“.

Der Abstand von 0,2dB zwischen der bimodal versorgten Patienten der Gruppe „<40%“ und den bilateral Implantierten ist jedoch sehr gering und so sind ihre Gewinne in der gleichen Größenordnung einzustufen. Dass die bimodalen Patienten der Gruppe „>40%“ den geringsten Gewinn verzeichnen, lässt sich damit erklären, dass sie das besten Hörvermögen auf dem unversorgten Ohr

aufweisen und sie somit natürlich auch über eine kleinere potentielle Gewinnspanne verfügen.

5.3 Diskussion der Prognose hinsichtlich des Erfolgs bilateraler Implantationen

Ziel dieses Abschnitts ist es, noch einmal eine kurze Wiederholung des Vergleichs der präoperativen Werte mit den 6 Monatsergebnissen der bilateral versorgten Patienten zu geben, da wir während unserer Untersuchungen festgestellt haben, dass ab dem 6. Monat im Mittel die weitere Entwicklung relativ konstant verläuft (einige Studien, z.B. FU et al. 2008 schlagen sogar 3 Monate vor). Das 6-Monatsergebnis ist deswegen ein guter Wert, um vorherzusagen, was die Patienten im Durchschnitt von ihrem zweiten Implantat erwarten dürfen.

Nach BODMER et al. (2007) hat neben der Tatsache, ob die Gehörlosigkeit vor oder nach Spracherwerb eingetreten ist, u.a. regelmäßige Sprachtherapie einen Einfluss auf das Sprachverständnis des implantierten Ohrs.

5.3.1 Diskussion der Prognose des Ergebnisses im Freiburger Sprachtest

Einige Experten führen als Grund für eine bilaterale Implantation an, dass man somit auf jeden Fall das bessere Ohr mitimplantieren würde. Im Falle des Freiburger Sprachverständlichkeitstest versuchten wir eine Aussage zu treffen, wie sich das „bessere“ Ohr und wie sich das „schlechtere“ Ohr entwickeln würde.

Dafür verglichen wir die 6-Monatsergebnisse beider Ohren und unterteilten die Patienten in zwei Gruppen. Die erste Gruppe bildeten die Patienten, deren zuerst implantiertes Ohr die höhere Einsilberverschämlichkeit zeigte. Die zweite Gruppe bestand aus den Patienten, deren zweites Ohr die besseren Resultate erbrachte. In zwei Fällen unterschieden sich die Ohren nicht. Diese Patienten wurden zwecks gleicher Gruppengröße in die zweite Gruppe eingeordnet.

Das Kollektiv beider Gruppen zeigte nach 6 Monaten einen ganz eindeutigen Implantierungserfolg mit einer Zunahme des Medianwerts von 0%

Einsilberversprechen auf 85% Einsilbersprachverständlichkeit. Dies ist als sehr erfreuliches Ergebnis zu werten und zeigt einen enormen Zuwachs des Vermögens in Ruhe Sprache zu verstehen.

Aufgeteilt in die beiden oben erläuterten Gruppen erzielten die Angehörigen der ersten Gruppe, also die Patienten, bei denen das später implantierte Ohr das schlechtere geblieben ist, ein gutes Ergebnis von 82,5% Einsilbersprachverständlichkeit. Die zweite Gruppe führte mit einem Vorsprung von 5%, d.h. 87,5% Einsilberversprechen.

In diesem Fall ist die Differenz zwischen gutem und weniger gutem Ohr klein und beide Gruppen erzielen gute Ergebnisse.

Betrachtet man zusätzlich die Ergebnisse des ersten Ohres so kommt die erste Gruppe dort sogar auf einen Medianwert von 90% und die zweite Gruppe auf einen Wert 70%. Die Resultate liegen schon weiter auseinander, jedoch sind beide Ergebnisse als deutlicher Gewinn zu der präoperativen Situation einzuschätzen.

5.3.2 Diskussion der Prognose des Ergebnisses im Basis-Richtungshörtest

Im Vergleich zu der präoperativen Situation konnten die bilateral implantierten Patienten ihren Medianwert der Trefferquote von 20% auf gute 65 % erhöhen. Somit konnten sie ihr Ergebnis mehr als verdreifachen und ihre Orientierungsfähigkeit deutlich verbessern.

Dies ist ebenfalls als sehr positives Ergebnis zu deuten, von dem die Patienten im Alltag z.B. im Verkehr deutlich profitieren.

5.3.3 Diskussion der Prognose des Ergebnisses im Oldenburger Satztests

Der Kopfschatteneffekt ist wie auch im Diskussionsteil 5.1.3 berichtet unverändert geblieben. Da der Kopfschatteneffekt ein rein physikalischer Effekt ist und durch Abschwächung des Schallsignals durch den Kopf hervorgerufen wird ist dies plausibel.

Die Lautheitssummation hat sich von 0,4 dB auf 1,6 dB verbessert und trägt somit zum besseren binauralen Hören der Patienten bei. Nach einem halben Jahr ist der Effekt dementsprechend um über 1 dB angestiegen und zeigt, dass potentielle neue bilaterale CI-Kandidaten einen Zuwachs ihres Hörverständnisses durch das zweite Implantat im hohem Ausmaß und mit hoher Wahrscheinlichkeit erwarten können.

Die Rauschunterdrückung, die wir oben bereits als einen schwierigen Parameter diskutiert hatten, präsentiert sich hier einmal ausschließlich vorteilhaft. Durch Hinzunahme selbst des Ohres mit dem schlechteren SNR kann durch zentrale Rauschunterdrückung der SNR für 50% Sprachverständlichkeit um 0,8 dB angehoben werden. Jedoch ist dieser Wert im Verlauf stark variierend.

Die binaurale Sprachverständlichkeitsschwelle hat sich innerhalb eines halben Jahres um 2,5 dB verbessert. Das heißt, dass die Patienten auch in schwierigen Situationen zunehmend besser hören können und die Umgebungsgeräusche als weniger störend empfinden. Damit wird auch das Hören im Alltag, in der Schule oder bei gesellschaftlichen Ereignissen wieder einfacher für die Patienten.

Der mittlere Gewinn mit dem zweiten Implantat liegt nach 6 Monaten ebenfalls um 1,5 dB höher als der Gewinn, der präoperativ mit dem Hörgerät erzielt worden ist und ist ein weiteres Indiz, dafür dass die Patienten von ihrem zweiten Implantat profitieren.

Als einer der wenigen Parameter ist die binaurale „Intelligibility Level Difference“ nicht besser geworden, sondern ist zur 6-Monatskontrolle 0,6 dB geringer als präoperativ. Dies liegt innerhalb der auch im 24-Monatsverlauf beobachteten Streuung. Die ILD-m ist am ehesten als unverändert einzustufen.

Die laterale Sprachverständlichkeitsschwelle zeigt wiederum eine deutliche Verbesserung innerhalb der ersten 6 Monate und steigt von 1 dB auf 3,4 dB. Erneut ein deutlicher Gewinn durch die bilaterale Versorgung der Patienten.

Als vorletzter Wert sei noch einmal die binaurale Asymmetrie aufgeführt, ein Parameter dessen Entwicklung zum 6-Monatszeitpunkt sehr gute Ergebnisse zeigt. Von einer anfänglichen Asymmetrie von 7,1 dB lässt sich nach 6 Monaten nur noch eine Restasymmetrie von 1,6 dB nachweisen. Eine gänzlich positive Entwicklung und eine Steigerung von 5,5 dB!

Analog dazu präsentiert sich der Symmetriegewinn ebenfalls mit vergleichsweise hohen Werten. Die Symmetrie nimmt um 3,6 dB von 1,4 dB auf 5 dB zu und bestätigt somit den bereits bei der binauralen Asymmetrie gemessenen deutlichen Erfolg.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde die Entwicklung des Hörens mit dem zweiten Cochleaimplantat an einem Kollektiv von 17 Patienten untersucht und in einem weiteren Schritt mit den Ergebnissen von 17 bimodal versorgten Patienten verglichen. Die untersuchten Patienten waren postlingual ertaubt, hatten Deutsch als Muttersprache oder sprachen auf Muttersprachlerniveau, erzielten mit dem zuerst implantierten Ohr mindestens 30% Einsilbersprachverständnis und wiesen keine besonderen Auffälligkeiten oder technischen Defekte mit ihrem ersten Implantat auf.

Ziel der Arbeit war es herauszufinden, inwiefern sich das Sprachverstehen in Ruhe (FB-ES), die Lokalisationsfähigkeit (BRT) und das Sprachverständnis im Störschall (OLSA) nach Implantation des 2. Ohrs bei den bilateral implantierten Patienten entwickelt, ab welchem Zeitpunkt diese Entwicklung weitestgehend abgeschlossen ist und ob das Hören mit dem zweiten Ohr das erste Ohr einholen kann. Der zweite wesentliche Punkt dieser Arbeit war, die binaural implantierten Patienten mit bimodal implantierten Patienten zu vergleichen und zu überprüfen welche Patientengruppe den höheren Benefit in den verschiedenen Teilleistungen erzielt.

Unsere Hypothese war, dass die Entwicklung mit dem zweiten Implantat vor allem im ersten halben Jahr stattfindet und dass die Vorteile der binauralen Implantation sich besonders beim Sprachverstehen im Störschall zeigen, da in dieser Situation die Patienten nun auch binaurale Vorteile nutzen können. Beim Vergleich der beiden Patientengruppen unterteilten wir die bimodal implantierten Patienten zunächst in eine Gruppe mit >40% ES-Sprachverstehen in Ruhe und einer Gruppe „< 40 %“ ES-Sprachverstehen. Dabei erwarteten wir, dass die Gruppe „<40 %“ die schlechtesten Ergebnisse erzielen würde und vermuteten, dass die Gruppe „>40 %“ häufiger auch bessere Ergebnisse erzielen würde, als die bilateral implantierten Patienten.

Die Ergebnisse zeigen, dass von den meisten Patienten die wesentlichen Fortschritte vor allem in den ersten 6 Monaten nach Implantation gemacht wurden. In Einzelfällen war auch später noch eine deutliche, positive Entwicklung sichtbar. Im Sprachverstehen in Ruhe lagen 6 Monate nach Zweitimplantation beide Ohren bei erfreulichen 90% Einsilberverständnis, es

zeigte sich zu diesem Zeitpunkt kein Unterschied mehr zum erstimplantiertem Ohr. Auch die Lokalisationsleistung entwickelte sich deutlicher als gedacht, nach einem halben Jahr konnten die bilateral implantierten Patienten ihre Trefferquote um 40 % verbessern! Beim Sprachverständnis im Störschall profitieren die Patienten besonders durch den Kopfschatteneffekt (7dB), aber auch der Summationseffekt trug in geringerem Maße (2dB) zum binauralen Hörgewinn bei. Im Gegensatz zum Normalhörenden, zeigte sich, dass CI-Nutzer die binaurale Rauschunterdrückung nur geringfügig nutzen können. In unserer Studie lagen beim Vergleich der bilateral und bimodal implantierten Patienten die bilateralen CI-Träger meist deutlich besser als die bimodalen CI-Träger. Überraschenderweise traf dies in der Regel auch auf die bimodal implantierten Patienten der Gruppe „> 40 %“ ES zu. Besonders ausgeprägt war dies im Sprachverstehen in Ruhe mit dem zweitimplantierten Ohr und im Richtungshören. Unsere Ergebnisse unterstützen daher die These, dass es wichtiger ist, zwei gleichsinnige Informationen zum Richtungshören zu erhalten, als ein größeres Frequenzspektrum wahrnehmen zu können.

Das verbesserte Sprachverstehen im Störschall ermöglicht den Patienten wieder, sich im Alltag ungezwungener zu verhalten und weniger Stress in Konversationen zu erleben, da sie nun wieder mit geringerer Höranstrengung an Gesprächen teilzunehmen,

Generell lässt sich sagen, dass beide Patientengruppen (bimodal und bilateral versorgte Patienten) von der beidseitigen Versorgung profitieren. Daher kann allen Patienten mit Resthörvermögen auf der nicht implantierten Seite das Tragen eines Hörgeräts empfohlen werden. Unsere Unterteilung der bimodal implantierten Patienten in eine Gruppe mit einem Sprachverstehen < 40 % und > 40% Einsilbern im Freiburger Sprachtest erwies sich noch als zu unscharf, da auch die bessere Gruppe der bimodal implantierten Patienten in der Regel schlechtere Ergebnisse erzielte als die Gruppe der bilateralen implantierten Patienten. In einer erneuten Studie ist zu empfehlen, den Grenzwert höher anzulegen und mehr Patienten in die Studie zu integrieren, wenn sich das zur Verfügung stehende Kollektiv vergrößert hat. Weitere Forschung ist notwendig, um die aktuellen Technologien und Anpassungsstrategien weiter zu verbessern und ein noch tieferes Verständnis

Zusammenfassung

dafür zu bekommen, wie die Vorteile des binauralen Hörens CI-Trägern zugänglich gemacht werden können.

7 Anhang

Literaturverzeichnis

1. Akeroyd, M A. The psychoacoustics of binaural hearing. *Int J Audiol.* 2006. 45 Suppl 1. S25-33.
2. Bodmer, D; Shipp, D B; Ostroff, J M, et al.: A comparison of postcochlear implantation speech scores in an adult population. *Laryngoscope.* 2007. 117. 1408–1411.
3. Boenninghaus, L. *HNO.* 13. Springer.
4. Bronkhorst, A W. The Cocktail Party Phenomenon: A Review of Research on Speech Intelligibility in Multiple-Talker Conditions. *Acta Acustica.* 2000. 86. 117–128.
5. Bronkhorst, A W; Plomp, R. The effect of head-induced interaural time and level differences on speech intelligibility in noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 1988. 83. 1508–1516.
6. Brown, K D; Balkany, T J. Benefits of bilateral cochlear implantation: a review. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2007. 15. 315–318.
7. Ching, T Y; van Wanrooy, E; Dillon, H. Binaural-bimodal fitting or bilateral implantation for managing severe to profound deafness: a review. *Trends Amplif.* 2007. 11. 161–192.
8. Ching, T Y; Incerti, P; Hill, M, et al.: An overview of binaural advantages for children and adults who use binaural/bimodal hearing devices. *Audiol Neurootol.* 2006. 11 Suppl 1. 6–11.
9. Ching, T Y; van Wanrooy, E; Hill, M, et al.: Binaural redundancy and inter-aural time difference cues for patients wearing a cochlear implant and a hearing aid in opposite ears. *Int J Audiol.* 2005. 44. 513–521.
10. Das, S; Buchman, C A. Bilateral cochlear implantation: current concepts. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005. 13. 290–293.
11. Deggouj, N; Gersdorff, M; Garin, P, et al.: Today's indications for cochlear implantation. *B-ENT.* 2007. 3. 9–14.
12. Döring, W H; Ilgner, J; Lohmeier, K, et al.: Informationsbroschüre zum CI-Tag 2008. Juni 2008.
13. Dorman, M F; Gifford, R H. Combining acoustic and electric stimulation in the service of speech recognition. *Int J Audiol.* 2010. 49. 912–919.

14. Dowell, R C; Hollow, R; Winton, E. Outcomes for cochlear implant users with significant residual hearing: implications for selection criteria in children. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* 2004. 130. 575–581.
15. Dowell, R C; Holow, R L. Changing selection criteria for cochlear implants, the Melbourne experience. 2003.
16. Dunn, C C; Tyler, R S; Oakley, S, et al.: Comparison of speech recognition and localization performance in bilateral and unilateral cochlear implant users matched on duration of deafness and age at implantation. *Ear Hear.* 2008. 29. 352–359.
17. Dunn, C C; Tyler, R S; Witt, S A. Benefit of wearing a hearing aid on the unimplanted ear in adult users of a cochlear implant. *J Speech Lang Hear Res.* 2005. 48. 668–680.
18. Dunn, C C; Tyler, R S; Witt, S A, et al.: Effects of converting bilateral cochlear implant subjects to a strategy with increased rate and number of channels. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2006. 115. 425–432.
19. Francart, T; Wouters, J. Perception of across-frequency interaural level differences. *J Acoust Soc Am.* 2007. 122. 2826–2831.
20. Fu, Q-J; Galvin, J J, 3rd. Maximizing cochlear implant patients' performance with advanced speech training procedures. *Hear Res.* 2008. 242. 198–208.
21. Gabriel, B; Albani, S; Kollmeier, B. Audiologische Erfolgskontrolle von digitalen Hörgerät-Anpassungen. *Z Audiol.* 1999. 1. 26–31.
22. Gabriel, B; Kollmeier, B W. Untersuchung des Langzeit-Zufriedenheit und des Versorgungsgewinns bei Hörgeräte- Trägern. *Z Audiol.* 2000. 39. 86–96.
23. Gantz, B J; Turner, C W. Combining acoustic and electrical hearing. *Laryngoscope.* 2003. 113. 1726–1730.
24. Goma, N A; Rubinstein, J T; Lowder, M W, et al.: Residual speech perception and cochlear implant performance in postlingually deafened adults. *Ear Hear.* 2003. 24. 539–544.
25. Grantham, D W; Ashmead, D H; Ricketts, T A, et al.: Interaural time and level difference thresholds for acoustically presented signals in post-lingually deafened adults fitted with bilateral cochlear implants using CIS+ processing. *Ear Hear.* 2008. 29. 33–44.
26. H. Hessel et al. Überlegungen zur bilateralen Cochleaimplantation. *HNO.* 2001. 49. 883–887.
27. Hessel, H; Hey, M. Aspekte der ein- und zweiseitigen CI-Versorgung. 2002

28. Hilgers, R-D; Bauer, P; Scheiber, V. Einführung in die Medizinische Statistik. 1. Auflage. Springer.
29. Hirschfelder, A; Gräbel, S; Olze, H. The impact of cochlear implantation on quality of life: the role of audiologic performance and variables. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2008. 138. 357–362.
30. Iwaki, T; Matsushiro, N; Mah, S-R, et al.: Comparison of speech perception between monaural and binaural hearing in cochlear implant patients. *Acta Otolaryngol.* 2004. 124. 358–362.
31. Klinke, R; Silbernagel, S. Lehrbuch der Physiologie. 4. Auflage. Thieme.
32. Kong, Y-Y; Stickney, G S; Zeng, F-G. Speech and melody recognition in binaurally combined acoustic and electric hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 2005. 117. 1351–1361.
33. Krueger, B; Joseph, G; Rost, U, et al.: Performance groups in adult cochlear implant users: speech perception results from 1984 until today. *Otol Neurotol.* 2008. 29. 509–512.
34. Laszig, R; Aschendorff, A; Stecker, M, et al.: Benefits of bilateral electrical stimulation with the nucleus cochlear implant in adults: 6-month postoperative results. *Otol Neurotol.* 2004. 25. 958–968.
35. Litovsky, R. Binaural Hearing (2008).
36. Litovsky, R; Parkinson, A; Arcaroli, J, et al.: Simultaneous bilateral cochlear implantation in adults: a multicenter clinical study. *Ear Hear.* 2006. 27. 714–731.
37. Litovsky, R Y; Parkinson, A; Arcaroli, J, et al.: Bilateral cochlear implants in adults and children. *Archives of otolaryngology-head & neck surgery.* 2004. 130. 648–655.
38. Long, C J; Carlyon, R P; Litovsky, R Y, et al.: Binaural unmasking with bilateral cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2006. 7. 352–360.
39. Luntz, M; Shpak, T; Weiss, H. Binaural-bimodal hearing: concomitant use of a unilateral cochlear implant and a contralateral hearing aid. *Acta Otolaryngol.* 2005. 125. 863–869.
40. Luntz, M; Yehudai, N; Shpak, T. Natural history of contralateral residual hearing in binaural-bimodal hearing. *Acta Otolaryngol.* 2008. 128. 1322.
41. Mais, M; Gabriel, B. Entwicklung, Psychometrie und erste ERgebnisse eines Fragebogens zur Höranstrengung. *Z Audiol.* 2001. 97–99.
42. Mok, M; Grayden, D; Dowell, R C, et al.: Speech perception for adults who use hearing aids in conjunction with cochlear implants in opposite ears. *J Speech Lang Hear Res.* 2006. 49. 338–351.

43. Morera, C; Manrique, M; Ramos, A, et al.: Advantages of binaural hearing provided through bimodal stimulation via a cochlear implant and a conventional hearing aid: a 6-month comparative study. *Acta Otolaryngol.* 2005. 125. 596–606.
44. Mrowinski, D; Scholz, G. *Audiometrie.* 2. Thieme.
45. Müller, J; Schön, F; Helms, J. Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. *Ear Hear.* 2002. 23. 198–206.
46. Müller-Deile, J; Rudert, H; Brademann, G, et al.: [Cochlear implant for non-deaf patients?]. *Laryngorhinootologie.* 1998. 77. 136–143.
47. Neuman, A C; Haravon, A; Sislian, N, et al.: Sound-direction identification with bilateral cochlear implants. *Ear Hear.* 2007. 28. 73–82.
48. Noble, W; Tyler, R; Dunn, C, et al.: Unilateral and bilateral cochlear implants and the implant-plus-hearing-aid profile: Comparing self-assessed and measured abilities. *Int J Audiol.* 2008. 505-.
49. Nopp, P; Schleich, P; D'Haese, P. Sound localization in bilateral users of MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implants. *Ear Hear.* 2004. 25. 205–214.
50. Novak, M A; Black, J M; Koch, D B. Standard cochlear implantation of adults with residual low-frequency hearing: implications for combined electro-acoustic stimulation. *Otol Neurotol.* 2007. 28. 609–614.
51. Perreau, A E; Tyler, R S; Witt, S, et al.: Selection strategies for binaural and monaural cochlear implantation. *Am J Audiol.* 2007. 16. 85–93.
52. Peters, R. *Rationale for Bilateral Cochlear Implantation in Children and Adults* (2008).
53. Plyler, P N; Bahng, J; von Hapsburg, D. The acceptance of background noise in adult cochlear implant users. *J Speech Lang Hear Res.* 2008. 51. 502–515.
54. Ramsden, R; Greenham, P; O'Driscoll, M, et al.: Evaluation of bilaterally implanted adult subjects with the nucleus 24 cochlear implant system. *Otol Neurotol.* 2005. 26. 988–998.
55. Ramsden, R T. Prognosis after cochlear implantation. *BMJ.* 2004. 328. 419–420.
56. Ruffin, C V; Tyler, R S; Witt, S A, et al.: Long-term performance of Clarion 1.0 cochlear implant users. *Laryngoscope.* 2007. 117. 1183–1190.

57. Sanders, M. Zum Risiko vestibulärer Schäden nach Cochlea Implantation (04.10.2005).
58. Schafer, E C; Amlani, A M; Seibold, A, et al.: A meta-analytic comparison of binaural benefits between bilateral cochlear implants and bimodal stimulation. *J Am Acad Audiol.* 2007. 18. 760–776.
59. Schleich, P; Nopp, P; D'Haese, P. Head shadow, squelch, and summation effects in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant. *Ear Hear.* 2004. 25. 197–204.
60. Schön, F; Müller, J; Helms, J. Speech reception thresholds obtained in a symmetrical four-loudspeaker arrangement from bilateral users of MED-EL cochlear implants. *Otol. Neurotol.* 2002. 23. 710–714.
61. Schünke, M; Schulte, E; Schumacher, U. Prometheus Kopf und Neuroanatomie. 1. Georg Thieme Verlag KG.
62. Seeber, B U; Baumann, U; Fastl, H. Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2004. 116. 1698–1709.
63. Seeber, B U; Hafter, E R. Parameters affecting the precedence-effect with cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2008. 123. 3055.
64. Stark, T; Engel, A; Borkowski, G. [Bilateral cochlea implantation in varying duration of deafness]. *Laryngorhinootologie.* 2004. 83. 20–22.
65. Summerfield, A Q; G. R. Barton; J. Toner, et al.: Self-reported benefits from successive bilateral cochlear implantation in postlingually deafened adults: randomised controlled trial. *International Journal of Audiology.* 2006. 25. 99–107.
66. Summerfield, A Q; Marshall, D H; Barton, G R, et al.: A cost-utility scenario analysis of bilateral cochlear implantation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2002. 128. 1255–1262.
67. Tyler, R S; Dunn, C C; Witt, S A, et al.: Speech perception and localization with adults with bilateral sequential cochlear implants. *Ear Hear.* 2007. 28. 86S-90S.
68. Universität Oldenburg. Microsoft Word - HT.IE.007-Handbuch und Hintergrundwissen OLSA.00.1.doc (06.06.2006).
69. van Hoesel, R; Böhm, M; Pesch, J, et al.: Binaural speech unmasking and localization in noise with bilateral cochlear implants using envelope and fine-timing based strategies. *J Acoust Soc Am.* 2008. 123. 2249–2263.
70. van Hoesel, R; Ramsden, R; Odriscoll, M. Sound-direction identification, interaural time delay discrimination, and speech intelligibility advantages

- in noise for a bilateral cochlear implant user. *Ear Hear.* 2002. 23. 137–149.
71. van Hoesel, R J. Exploring the benefits of bilateral cochlear implants. *Audiol Neurootol.* 2004. 9. 234–246.
72. van Hoesel, R J. Sensitivity to binaural timing in bilateral cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 2007. 121. 2192–2206.
73. van Hoesel, R J; Tyler, R S. Speech perception, localization, and lateralization with bilateral cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2003. 113. 1617–1630.
74. Vermeire, K; van de Heyning, P. Binaural hearing after cochlear implantation in subjects with unilateral sensorineural deafness and tinnitus. *Audiol. Neurootol.* 2009. 14. 163–171.
75. Verschuur, C A; Lutman, M E; Ramsden, R, et al.: Auditory localization abilities in bilateral cochlear implant recipients. *Otol Neurotol.* 2005. 26. 965–971.
76. Wackym, P A; Runge-Samuelson, C L; Firszt, J B, et al.: More challenging speech-perception tasks demonstrate binaural benefit in bilateral cochlear implant users. *Ear Hear.* 2007. 28. 80S-85S.
77. Wagener, K; Brand, T; &. Kollmeier, B. Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiol.* 1999. 38. 86–95.
78. Wagner, H; Gräbel, S; Olze, H. Sensorineurale Hörstörung und binaurale Wahrnehmung horizontaler Hörrichtungen. *Z Audiol.* 2008. 47. 52–59.
79. Wilson, B S; Lawson, D T; Muller, J M, et al.: Cochlear implants: some likely next steps. *Annu Rev Biomed Eng.* 2003. 5. 207–249.
80. Zeng, F-G. Combining hearing aids and cochlear implants to solve the cocktail party problem. *J Acoust Soc Am.* 2008. 123. 3167.

Anlage 1

Basis-Richtungshörtest für CI/HG-Patienten

Universitätsklinikum Aachen - Bereich Audiologie der HNO-Klinik
 Direktor: Univ.Prof. Dr. med. M. Westhofen

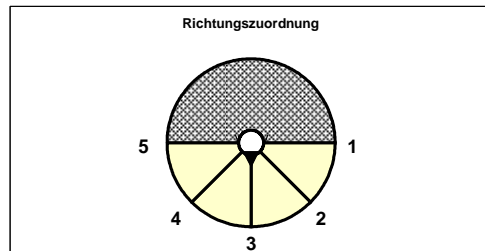
Dö-V2.1

Name: **Mustermann** **Max** Datum: **14.05.2008**
 geb.: **07.03.1940** Untersucher: **Rei**

| | Typ | Einstellung Programm | Lautstärke | Empfindl. | Sonstiges |
|---------------|-----|----------------------|------------|-----------|-----------|
| CI/HG rechts: | CI | 2 | 9 | | |
| CI/HG links: | CI | 2 | 9 | | |

Stimulus: 70 dB Freiburger Zahlwörter
 Jede der 5 Richtungen 4x (randomisiert)

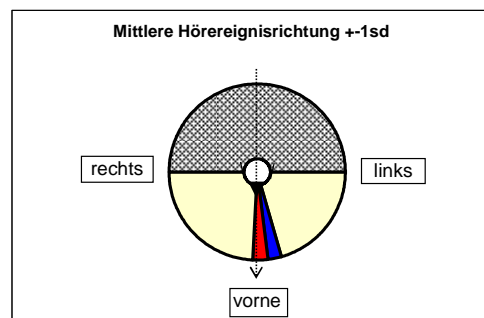
Antwort: Patient zeigt auf den
 seiner Meinung nach aktiven
 Lautsprecher



| Nr. | Stimulus | Antwort | Abweichung |
|-----|----------|---------|------------|
| 1 | 3 | 3 | 0 |
| 2 | 1 | 1 | 0 |
| 3 | 3 | 3 | 0 |
| 4 | 2 | 1 | -1 |
| 5 | 5 | 4 | -1 |
| 6 | 4 | 5 | 1 |
| 7 | 1 | 1 | 0 |
| 8 | 5 | 4 | -1 |
| 9 | 2 | 2 | 0 |
| 10 | 3 | 3 | 0 |
| 11 | 1 | 1 | 0 |
| 12 | 4 | 4 | 0 |
| 13 | 5 | 4 | -1 |
| 14 | 4 | 5 | 1 |
| 15 | 2 | 1 | -1 |
| 16 | 4 | 5 | 1 |
| 17 | 2 | 2 | 0 |
| 18 | 5 | 4 | -1 |
| 19 | 3 | 3 | 0 |
| 20 | 1 | 1 | 0 |

| Richtung | gehört: | | | |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | 1. Vorsp. | 2. Vorsp. | 3. Vorsp. | 4. Vorsp. |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 2 | 1 | 2 | 1 | 2 |
| 3 | 3 | 3 | 3 | 3 |
| 4 | 5 | 4 | 5 | 5 |
| 5 | 4 | 4 | 4 | 4 |

| Richtung | Mittelwert | Std.Abw. | Anz. richtig | |
|-------------|------------|----------|--------------|-----------------|
| 1 | 1,00 | 0,00 | 4 | |
| 2 | 1,50 | 0,58 | 2 | |
| 3 | 3,00 | 0,00 | 4 | |
| 4 | 4,75 | 0,50 | 1 | |
| 5 | 4,00 | 0,00 | 0 | |
| gesamt | 2,85 | 0,22 | 11 | Quadr. Abw. (°) |
| in Grad (°) | -6,8 | 9,7 | 55,0% | 132 |



Bemerkungen:

Beurteilung:

Zeichen:

Anlage 2

Auswertung des Oldenburger Satztests im Störschall

Universitätsklinikum Aachen - Bereich Audiologie der HNO-Klinik
 Direktor: Univ.Prof. Dr. med. M. Westhofen

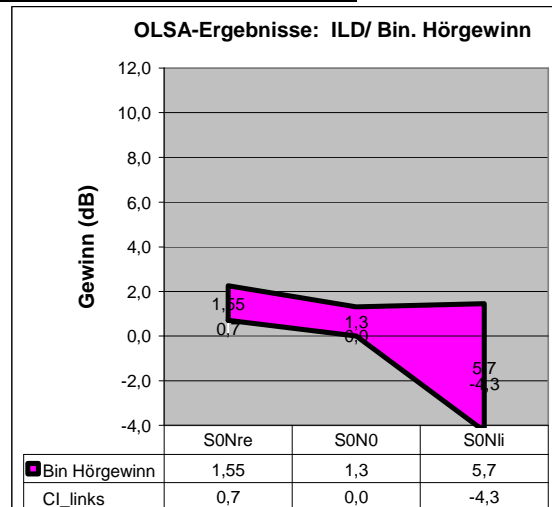
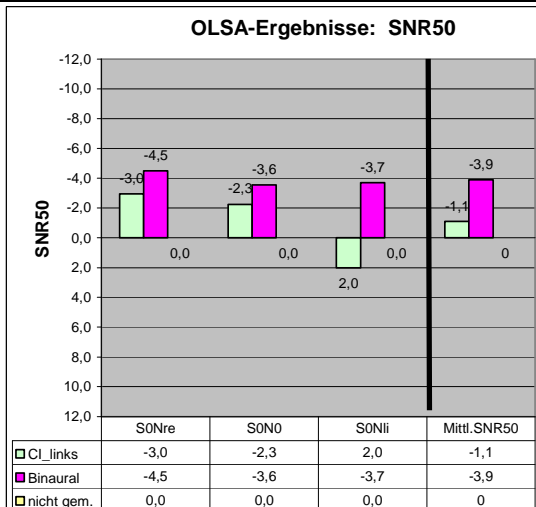
Dö-V2.7

Name: **Mustermann** Vorname: **Max** Datum: **09.07.2008**
 geb.: **07.03.1940** Untersucher: **Rei**

| | Typ | Einstellung | Programm | Lautst. | Empfindl. | Sonstiges |
|-----------|-----|-------------|----------|---------|-----------|-----------|
| CI/HG re: | CI | 1 | | | | |
| CI/HG li: | CI | 1 | | | | |

Sprachpegel dB: 70 **BEM.:**
Störpegel dB: variabel

| Seite: | monaural | | | Binaural | | | monaural: | | |
|----------------------|--------------|-------------------|---------------------|-------------------------|-----------|----------------|---------------------------|-------|-------|
| | CI links | HG - besseres Ohr | CI erstimplantiert/ | mit Hörhilfen beidseits | | | CI zweitimpl./ HG 2. Ohr/ | | |
| Testliste Nr.: | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | S0Nre | S0N0 | S0Nli |
| Pegel (dB) Satz 12 | 72 | 71 | 68 | 74 | 73 | 76 | | | |
| Satz 13 | 70 | 72 | 66 | 74 | 73 | 74 | | | |
| Satz 14 | 72 | 71 | 68 | 72 | 73 | 75 | | | |
| Satz 15 | 70 | 72 | 68 | 73 | 75 | 73 | | | |
| Satz 16 | 70 | 72 | 69 | 74 | 75 | 75 | | | |
| Satz 17 | 72 | 71 | 67 | 75 | 75 | 73 | | | |
| Satz 18 | 72 | 73 | 68 | 77 | 74 | 71 | | | |
| Satz 19 | 72 | 73 | 68 | 75 | 74 | 72 | | | |
| Satz 20 | 74 | 73 | 68 | 77 | 74 | 73 | | | |
| Satz 21 | 74 | 74 | 68 | 75 | 74 | 74 | | | |
| Satz 22 | 75 | 73 | 67 | 73 | 75 | 74 | | | |
| Satz 23 | 77 | 71 | 67 | 74 | 75 | 72 | | | |
| Satz 24 | 75 | 73 | 69 | 74 | 75 | 73 | | | |
| Satz 25 | 73 | 71 | 69 | 75 | 73 | 73 | | | |
| Satz 26 | 74 | 72 | 69 | 75 | 72 | 74 | | | |
| Satz 27 | 75 | 72 | 70 | 75 | 72 | 72 | | | |
| Satz 28 | 73 | 72 | 68 | 74 | 73 | 74 | | | |
| Satz 29 | 73 | 72 | 66 | 75 | 72 | 76 | | | |
| Satz 30 | 73 | 74 | 68 | 75 | 72 | 75 | | | |
| Satz 31 | 73 | 73 | 69 | 74 | 72 | 75 | | | |
| Mittl. Pegel | 73,0 | 72,3 | 68,0 | 74,5 | 73,6 | 73,7 | | | |
| SNR50 | -3,0 | -2,3 | 2,0 | -4,5 | -3,6 | -3,7 | | | |
| ILD | 0,7 | 0,0 | -4,3 | 1,0 | 0,0 | 0,2 | | 0,0 | |
| Mittl. SNR50 | -1,1 dB | | | -3,9 dB | | | Mittl. SN50: dB | | |
| Mittl. Hörgewinn: | Bin-CI_links | 2,85 dB | 46% Vst | max: | > 80% Vst | Bin-nicht gem. | dB | % Vst | |
| Situations-Hörgewinn | Bin-CI_links | S0Nre: | 1,55 dB | S0N0: | 1,3 dB | S0Nli: | 5,7 dB | | |



Anlage 3

Kopfschatteneffekt

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|----------------|------------------|--------|
| shadow_p_1M | 10 | 0.5742 |
| shadow_p_3M | 10 | 0.5566 |
| shadow_1M_3M | 13 | 0.8057 |
| shadow_p_6M | 8 | 0.8438 |
| shadow_3M_6M | 11 | 0.5898 |
| shadow_p_12M | 10 | 0.7695 |
| shadow_6M_12M | 10 | 0.4258 |
| shadow_p_18M | 5 | 10.000 |
| shadow_12M_18M | 7 | 10.000 |
| shadow_p_24M | 7 | 0.6875 |
| shadow_18M_24M | 7 | 10.000 |

Lautheitssummation

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|-------------------|------------------|--------|
| summation_p_1M | 7 | 0.2188 |
| summation_p_3M | 8 | 0.2500 |
| summation_1M_3M | 12 | 0.9863 |
| summation_p_6M | 6 | 0.2500 |
| summation_3M_6M | 10 | 10.000 |
| summation_p_12M | 7 | 0.0781 |
| summation_6M_12M | 9 | 0.7344 |
| summation_p_18M | 3 | 0.7500 |
| Summation_12M_18M | 7 | 0.8125 |
| summation_p_24M | 4 | 0.6250 |
| summation_18M_24M | 7 | 0.9375 |

Rauschunterdrückung

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|-----------------|------------------|--------|
| squelch_p_1M | 9 | 0.3594 |
| squelch_p_3M | 9 | 0.6523 |
| squelch_1M_3M | 13 | 0.4973 |
| squelch_p_6M | 7 | 0.0781 |
| squelch_3M_6M | 11 | 0.6377 |
| squelch_p_12M | 9 | 0.8203 |
| squelch_6M_12M | 10 | 0.8457 |
| squelch_p_18M | 4 | 0.8750 |
| squelch_12M_18M | 7 | 0.9375 |
| squelch_p_24M | 6 | 10.000 |
| squelch_18M_24M | 7 | 0.7969 |

Mittlerer Gewinn

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|----------------|------------------|--------|
| Gain_p_1M | 8 | 0.0391 |
| Gain_p_3M | 8 | 0.0156 |
| Gain_m_1M_3M | 12 | 0.1763 |
| Gain_p_6M | 7 | 0.0156 |
| Gain_m_3M_6M | 10 | 0.7695 |
| Gain_p_12M | 8 | 0.0547 |
| Gain_m_6M_12M | 9 | 0.6523 |
| Gain_p_18M | 4 | 0.1250 |
| Gain_m_12M_18M | 7 | 0.6875 |
| Gain_p_24M | 5 | 0.1875 |
| Gain_m_18M_24M | 7 | 0.9375 |

Laterale Sprachverständlichkeitsschwelle

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|----------------|------------------|--------|
| dILD_m_p_1M | 9 | 0.1641 |
| dILD_m_p_3M | 9 | 0.2031 |
| dILD_m_1M_3M | 12 | 0.3394 |
| dILD_m_p_6M | 8 | 0.0078 |
| dILD_m_3M_6M | 11 | 0.5029 |
| dILD_m_p_12M | 10 | 0.1113 |
| dILD_m_6M_12M | 10 | 0.5566 |
| dILD_m_p_18M | 4 | 10.000 |
| dILD_m_12M_18M | 7 | 0.5000 |
| dILD_m_p_24M | 6 | 0.5625 |
| dILD_m_18M_24M | 7 | 0.8438 |

Mittlere Intelligibility Level Difference

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|-----------------|------------------|--------|
| ILD_bin_p_1M | 8 | 0.8438 |
| ILD_bin_p_3M | 8 | 0.8594 |
| ILD_bin_1M_3M | 12 | 0.5303 |
| ILD_bin_p_6M | 7 | 0.9375 |
| ILD_bin_3M_6M | 10 | 0.1367 |
| ILD_bin_p_12M | 8 | 0.3828 |
| ILD_bin_6M_12M | 9 | 0.0156 |
| ILD_bin_p_18M | 4 | 0.1250 |
| ILD_bin_12M_18M | 7 | 0.2188 |
| ILD_bin_p_24M | 5 | 0.1250 |
| ILD_bin_18M_24M | 7 | 10.000 |

Binaurale Asymmetrie

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|------------------|------------------|--------|
| Asym_bin_p_1M | 10 | 0.0273 |
| Asym_bin_p_3M | 10 | 0.0020 |
| Asym_bin_1M_3M | 13 | 0.0034 |
| Asym_bin_p_6M | 8 | 0.0078 |
| Asym_bin_3M_6M | 11 | 0.1475 |
| Asym_bin_p_12M | 10 | 0.0039 |
| Asym_bin_6M_12M | 10 | 0.0215 |
| Asym_bin_p_18M | 5 | 0.0625 |
| Asym_bin_12M_18M | 7 | 0.8125 |
| Asym_bin_p_24M | 7 | 0.1563 |
| Asym_bin_18M_24M | 7 | 0.4063 |

Symmetriegewinn

| Vergleich | Anzahl Patienten | p-Wert |
|------------------|------------------|--------|
| Gain_sym_p_1M | 9 | 0.0742 |
| Gain_sym_p_3M | 9 | 0.0117 |
| Gain_sym_1M_3M | 13 | 0.0681 |
| Gain_sym_p_6M | 8 | 0.0156 |
| Gain_sym_3M_6M | 11 | 0.1279 |
| Gain_sym_p_12M | 10 | 0.0293 |
| Gain_sym_6M_12M | 10 | 0.1055 |
| Gain_sym_p_18M | 4 | 0.2500 |
| Gain_sym_12M_18M | 7 | 0.6719 |
| Gain_sym_p_24M | 6 | 0.0938 |
| Gain_sym_18M_24M | 8 | 0.7656 |

Danksagung

Ich bedanke mich an dieser Stelle bei Herrn Professor Dr. med. Martin Westhofen für die Überlassung des vorliegenden Themas und die damit verbundenen Mühen.

Sehr herzlich möchte ich mich bei Herrn Dr. Wolfgang H. Döring für die nette, herzliche und fachlich kompetente Betreuung in allen Phasen dieser Doktorarbeit bedanken. Ohne ihn wäre diese Arbeit nicht zustande gekommen.

Außerdem erwähnen möchte ich alle Mitarbeiter des CI-Teams, die mir bei Fragen jederzeit mit Rat und Tat zu Seite standen. Hierbei sind insbesondere Herr H. Dujardin, Frau M. Kornatowska, Herr Ch. Türmer und Frau K. Lohmeier zu nennen.

Bei Frau C. Ocklenburg vom Institut für Medizinisch Statistik der RWTH Aachen möchte ich mich für Ihre Betreuung und Unterstützung bezüglich meiner Berechnungen in dieser Arbeit bedanken.

Meinen Dank gilt auch meinem Mann Christoph Nobis, der mich stets ermunterte durchzuhalten und mir insbesondere bei der Formatierung der Arbeit half.

Zuletzt möchte ich mich noch bei Herrn Dr. A. Blödown dafür bedanken, mich auf dieses Thema zuerst aufmerksam gemacht zu haben.

Erklärung zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten in der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde und Plastische Kopf- und Halschirurgie des Universitätsklinikums Aachen hinterlegt sind.

Jennifer Nobis