

Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie

(Direktorin: Prof. Dr. Petra Ambrosch)

des Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel

an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**EINFLUSS DER ELEKTRODENLAGE AUF DIE SPRACHVERSTÄNDLICHKEIT BEI  
POSTLINGUAL ERTAUBTEN PATIENTEN MIT EINEM COCHLEA IMPLANTAT**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

der Medizinischen Fakultät

der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

**SILVIA PAPAZOVA**

aus Sofia

Kiel 2012

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. P. Ambrosch, Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie

2. Berichterstatter:

Priv.-Doz. Dr. M. Both, Klinik für Diagnostische Radiologie

Tag der mündlichen Prüfung: 12.09.2013

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 12.09.2013

gez. Prof. Dr. J. Roider

Vorsitzender des Ausschusses für Promotion

**INHALTSVERZEICHNIS**

INHALTSVERZEICHNIS..... 1

ABBILDUNGSVERZEICHNIS ..... 3

TABELLENVERZEICHNIS ..... 6

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS ..... 7

1. EINLEITUNG ..... 8

    1.1. WAS IST EIN COCHLEA IMPLANTAT UND WIE FUNKTIONIERT ES? ..... 9

    1.2. DIE NUCLEUS® 24 CONTOUR ADVANCE™ ELEKTRODE (CI 24 RE CA)..... 10

    1.3. CI-INDIKATION..... 10

    1.4. OP-TECHNIK ..... 10

    1.5. COCHLEAANATOMIE UND TONOTOPIE ..... 11

    1.6. ELEKTRISCHE FELDER ..... 12

2. FRAGESTELLUNG ..... 14

3. MATERIAL UND METHODEN ..... 15

    3.1. PATIENTEN ..... 15

    3.2. DIE RÖNTGENAUFNAHMETECHNIK NACH XU ..... 16

    3.3. MANUELLE ERMITTLUNG DER CI-INSERTIONSTIEFE ..... 17

    3.4. ANALYSEPROGRAMM ZUR ERMITTLUNG DER ELEKTRODENLAGE (CVIEW ANALYSE  
SOFTWARE) ..... 18

    3.5. SPRACHAUDIOMETRIE ..... 21

    3.6. STATISTISCHE METHODEN..... 22

        3.6.1. Der Spearman-Rang-Korrelationskoeffizient..... 22

        3.6.2. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ..... 22

        3.6.3. Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors- und Shapiro-Wilk-Test..... 23

        3.6.4. Bestimmtheitsmaß (R<sup>2</sup>) und Varianzanalyse (ANOVA)..... 23

4. ERGEBNISSE..... 24

    4.1. REPRODUZIERBARKEIT DER CVIEW-AUSWERTUNG ..... 24

    4.2. HÄUFIGKEITSDARSTELLUNGEN DER PATIENTENDATEN ..... 25

    4.3. ELEKTRODENLAGE UND SPRACHVERSTÄNDLICHKEIT IN RUHE UND IM STÖRGERÄUSCH 26

        4.3.1. Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50, 60 und 70 dB ..... 27

## Inhaltsverzeichnis

---

4.3.2. Sprachverständlichkeitsschwelle, L50, im Oldenburger Satztest mit Störgeräusch .....	29
4.3.3. Maximaler Insertionswinkel des Elektrodenarrays in der Cochlea.....	30
4.3.4. Der mittlere Abstand des Elektrodenarrays zum Modiolus .....	30
4.4. BI-VARIATE GEGENÜBERSTELLUNGEN/KORRELATIONEN .....	31
4.4.1. Signifikante Korrelationen .....	31
4.5. KORRELATIONEN DER ELEKTRODENLAGE, DER DAUER DER TAUBHEIT UND DES ALTERS BEI DER CI-ERSTANPASSUNG MIT DER SPRACHVERSTÄNDLICHKEIT IN RUHE UND IM STÖRGERÄUSCH .....	33
4.6. MULTIPLE REGRESSIONSANALYSE .....	41
4.7. SCHLUSSFOLGERUNG AUS DEN STATISTISCHEN ANALYSEN:.....	45
5. DISKUSSION .....	46
6. ZUSAMMENFASSUNG:.....	54
LITERATURVERZEICHNIS .....	57
ANHANG.....	60
DANKSAGUNG.....	68
LEBENS LAUF .....	69

**ABBILDUNGSVERZEICHNIS**

Abbildung 1: Cochlea-Implantat Komponenten ..... 9

Abbildung 2: a) durch Stilett gerade gehaltener Elektrodenträger; b) proximales Elektrodenträgerende mit Stilett und Angabe der Ziehrichtung; c) Krümmung des vorgeformten, Elektrodenträgers während der Entfernung des Stiletts; d) Endzustand des spiralförmigen Elektrodenträgers mit den Einzelelektroden an der Innenseite/modiolusnah..... 10

Abbildung 3: Axialschnitt durch den Modiolus der Hörschnecke eines Menschen. Vergr. ca. 30-fach..... 12

Abbildung 4: Stromausbreitung in der Cochlea bei Stimulation nahe des Modiolus (a) und weiter entfernt vom Modiolus (b). ..... 13

Abbildung 5: Einstellung des Röntgenstrahls bei der Röntgenaufnahmetechnik nach Xu:..... 16

Abbildung 6: Röntgenbild in der Aufnahmetechnik nach Xu und die dazu gehörige schematische Darstellung..... 17

Abbildung 7: Röntgenbild in der Aufnahmetechnik nach Xu mit einer Darstellung der Cochlea, aufgeteilt in vier Quadranten:..... 17

Abbildung 8: Röntgenbild mit Angabe der Strukturen, die mit CView markiert werden sollen ..... 19

Abbildung 9: Einzelmarkierungen beim Bearbeiten eines Röntgenbildes mit der CView Software ..... 19

Abbildung 10: PLT-Schablone als Endergebnis der Bildanalyse mit CView ..... 20

Abbildung 11: Übertragung der PLT-Schablone auf das Röntgenbild ..... 20

Abbildung 12: Altersverteilung der Patienten bei der CI-Erstanpassung in Jahren..... 25

Abbildung 13: Häufigkeitsverteilung der Dauer der Taubheit..... 26

Abbildung 14: Häufigkeitsverteilung der maximalen Einsilberverschämlichkeit im Freiburger Test bei 70 dB ..... 27

Abbildung 15: Häufigkeitsverteilung der maximalen Einsilberverschämlichkeit im Freiburger Test bei 60 dB ..... 28

Abbildung 16: Häufigkeitsverteilung der maximalen Einsilberverschämlichkeit im Freiburger Test bei 50 dB ..... 28

Abbildung 17: Häufigkeitsverteilung der Sprachverständlichkeitsschwellen L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB ..... 29

Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung der maximalen Insertionswinkel des Elektrodenarrays in der Cochlea..... 30

## Abbildungsverzeichnis

---

Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung des mittleren Abstands des Elektrodenarrays zum Modiolus.....	30
Abbildung 20: Beispielbilder zur Veranschaulichung der Elektrodenlageparameter .....	32
Abbildung 21: Korrelation zwischen dem maximalen Insertionswinkel [°] und dem mittleren Abstand der Elektroden vom Modiolus n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,630$ , $p < 0,001$ .....	33
Abbildung 22: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,036$ , $p = 0,791$ .....	33
Abbildung 23: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,033$ , $p = 0,811$ .....	34
Abbildung 24: Korrelation der Maxima der Sprachverständlichkeit im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit dem Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung n = 56, $R_{\text{Spearman}} = 0,151$ , $p = 0,266$ .....	34
Abbildung 25: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit der Dauer der Taubheit n = 56, $R_{\text{Spearman}} = 0,120$ , $p = 0,381$ .....	35
Abbildung 26: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,012$ , $p = 0,929$ .....	35
Abbildung 27: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,049$ , $p = 0,719$ .....	36
Abbildung 28: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit dem Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung n = 56, $R_{\text{Spearman}} = 0,036$ , $p = 0,792$ .....	36
Abbildung 29: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit der Dauer der Taubheit n = 56, $R_{\text{Spearman}} = 0,147$ , $p = 0,284$ .....	37
Abbildung 30: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays n = 50, $R_{\text{Spearman}} = -0,117$ , $p = 0,418$ .....	37
Abbildung 31: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 50, $R_{\text{Spearman}} = 0,059$ , $p = 0,682$ .....	38
Abbildung 32: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit dem Alter der Patienten bei der Erstanpassung n = 50, $R_{\text{Spearman}} = 0,297$ , $p = 0,036$ .....	38
Abbildung 33: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit der Dauer der Taubheit n = 50, $R_{\text{Spearman}} = 0,117$ , $p = 0,422$ .....	39
Abbildung 34: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays n = 56, $R_{\text{Spearman}} = 0,025$ , $p = 0,853$ .....	39

## Abbildungsverzeichnis

---

Abbildung 35: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,172$ , $p = 0,204$ .....	40
Abbildung 36: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit dem Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,144$ , $p = 0,290$ .....	40
Abbildung 37: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit der Dauer der Taubheit n = 56, $R_{\text{Spearman}} = -0,212$ , $p = 0,120$ .....	41

## TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Korrelationskoeffizienten und p-Werte für die Gegenüberstellung der Parameter der Elektrodenlage und der Sprachverständlichkeit.....	46
Tabelle 2: Ergebnisse der Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Elektrodenlage mittels des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Testes .....	60
Tabelle 3: Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima, Maxima und Perzentile der Ziel- und Einflussgrößen.....	61
Tabelle 4: Tests auf Normalverteilung bei Ziel- und Einflussgrößen.....	62
Tabelle 5: Spearman´scher Korrelationskoeffizient in der bi-Variaten Analyse ausgewählter Parameter.....	63
Tabelle 6: Regressionsmodell und Testergebnisse der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei 70 dB.....	64
Tabelle 7: Regressionsmodell der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei 60 dB.....	65
Tabelle 8: Regressionsmodell der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei 50 dB.....	66
Tabelle 9: Regressionsmodell der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB.....	67



### ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AOS	Advance Off-Stylet™
CI	Cochlea Implantat
CI 24 RE CA	Nucleus® 24 Contour Advance™ Elektrode
KS-Test	Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test
FrbW70max	Maxima beim Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB
FrbW60max	Maxima beim Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB
FrbW50max	Maxima beim Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB
IQR	Interquartilsabstand
OldenbL50	adaptiv ermittelte Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB
OLSA	Oldenburger Satztest

### 1. EINLEITUNG

In der vorliegenden Studie wurden postlingual ertaubte erwachsene Patienten mit einem Cochlea Implantat (CI) versorgt, einer Hörprothese, die die Funktion der ausgefallenen Sinneszellen im Innenohr ersetzt und somit gehörlosen Menschen Hörempfindungen und ein Sprachverstehen ermöglicht. Untersucht wird, ob die Insertionstiefe und der Abstand zum Modiolus und damit zum Ganglion spirale des Hörnervs des in die Innenohrschnecke eingeführten Elektrodenträgers einen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit ausüben.

Bei dieser Fragestellung wird auf zwei Aspekte eingegangen. Auf Grund der physiologisch in der Cochlea bestehenden Tonotopie (Orts-Frequenz-Zuweisung), ist es möglich den Hörnerv frequenzspezifisch zu reizen. Somit führt die Elektrodenlage hinsichtlich der Elektrodentiefe zu einer Änderung der Tonhöhenempfindung. Die Sprachverständlichkeit ist tonhöhenabhängig. Es lässt sich also vermuten, dass ein Elektrodenträger, der tiefer in der Cochlea inseriert ist und somit auch die tiefen Frequenzen miterfassen kann, zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit führt.

Ein weiterer Aspekt ist die unterschiedliche effektive elektrische Feldstärke bei unterschiedlichen Distanzen der Elektroden zu den Ganglien. Wenn der Elektrodenträger dichter am Ganglion spirale liegt, werden die zur Stimulation notwendigen elektrischen Felder geringer und damit Überlappungen der Erregungen minimiert. Somit können eine zielgerichtete Stimulation und eine hohe Frequenzspezifität erzielt, sowie unangenehme Lautheitseindrücke durch unkontrollierte Feldüberlagerungen vermieden werden. Man kann also annehmen, dass Elektroden, die näher am Modiolus und damit am Hörnerv liegen, zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit bei den Patienten führen.

Aus diesen Überlegungen ergeben sich die beiden zu untersuchenden Elektrodenlageparameter: die maximale Insertionstiefe des Cochlea Implantat Elektrodenträgers, die bei Messungen im Bereich der Cochlea in Winkelgraden angegeben wird, und der mittlere Abstand zum Modiolus.

Zu diesem Zweck wurden die postoperativen Röntgenaufnahmen nach Xu (Xu et al. 2000) von 56 postlingual ertaubten Patienten, die mit einem Nucleus® CI 24 versorgt wurden, mit der Bildanalyse-Software „CView“ (Cohen 2003) ausgewertet. Die so gewonnenen Daten aus der Bilder-Analyse werden dann mit postoperativen Hörtestergebnissen in Ruhe (Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50, 60 und 70 dB) und im Störgeräusch (Oldenburger Satztest: adaptive Ermittlung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen mit einem Schalldruckpegel von 65 dB) korreliert, um somit eine Antwort auf die Frage zu finden, ob die Elektrodenlage die postoperative Sprachverständlichkeit beeinflusst.

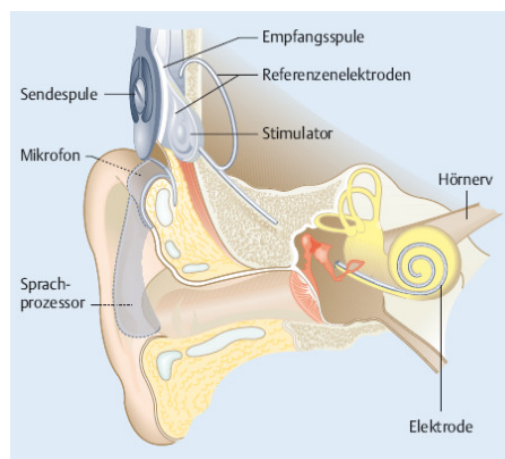
Die Güte der postoperativen Sprachverständlichkeit bei postlingual ertaubten Patienten mit einem Cochlea Implantat, ist multifaktoriell. Parameter, deren Einfluss auf die Sprachverständlichkeit mit CI bereits bekannt ist, wie das Implantationsalters der Patienten bzw. die Dauer der Taubheit bis zum Zeitpunkt bei Implantation, werden bei der Analyse miteinbezogen. Ferner werden die Einflussfaktoren auf die Genauigkeit der Aussagen, wie beispielsweise die Güte der postoperativen Bildgebung und die Messgenauigkeit der audiologischen Datenerhebung evaluiert.

### 1.1. Was ist ein Cochlea Implantat und wie funktioniert es?

Das Cochlea Implantat System besteht aus mehreren Komponenten, die zum Teil implantiert, zum Teil extern am Körper getragen werden.

Die Schallsignale werden von einem Mikrofon aufgenommen, im Sprachprozessor analysiert und nach individuell für den Patienten gespeicherten Vorgaben in elektrische Impulse umgewandelt. Per Kabel werden diese als Hochfrequenzsignal zu einer Sendespule geführt. Durch induktive Kopplung werden die in elektrische Impulse umgewandelten akustischen Informationen transkutan zu der unter der Kopfhaut befindlichen Empfängerspule des Cochlea Implantates gesendet. Durch die induktive Übertragung wird auch die Energieversorgung des Cochlea Implantates gewährleistet, sodass keine Batterien/Akkus subkutan benötigt werden. Das über die Empfängerspule erhaltene Signal wird in dem Stimulator für Reize dekodiert und dann über den in der Cochlea implantierten Elektrodenträger an die Einzelelektroden geleitet. Über die Einzelelektroden werden die Dendriten und die Zellen des Ganglion spirale elektrisch tonotopisch stimuliert. Der Hörnerv leitet die Signale weiter an die Hörzentren im zentralen Nervensystem, wo sie als Höreindruck wahrgenommen werden.

#### Abbildung 1: Cochlea-Implantat Komponenten



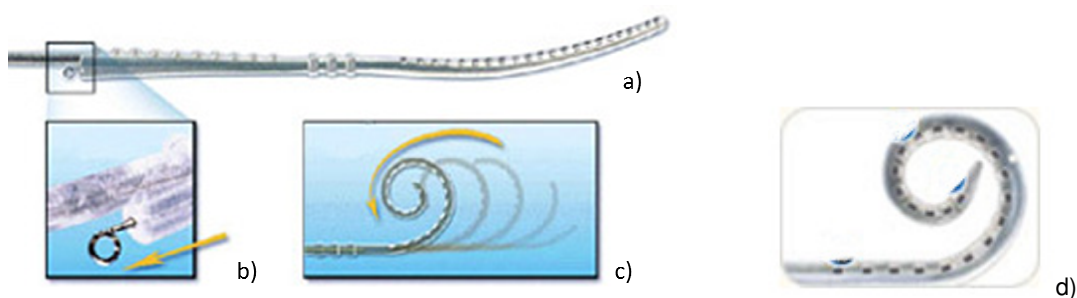
(Lenhardt und Laszig 2009)

## 1.2. Die Nucleus® 24 Contour Advance™ Elektrode (CI 24 RE CA)

Die Nucleus® 24 Contour Advance™ Elektrode ist ein vorgeformter Elektrodenträger, der aus 22 Einzelelektroden besteht und durch ein Stilet gerade gehalten wird (Abbildung 2 a)), damit der Elektrodenträger in die Cochlea eingeführt werden kann. Beim Einführen des Elektrodenträgers in die Cochlea wird das Stilet zurückgezogen und entfernt, wodurch sich der Elektrodenträger krümmt (Abbildung 2 b) und c)) und so dem Modiolus anlegt. Diese Insertionstechnik wird Advance Off-Stylet™ (AOS) genannt und ermöglicht es, verglichen mit anderen Operationsmethoden (Roland 2005), sehr schonend und atraumatisch den Elektrodenträger derart einzuführen, dass er sich nach der Insertion dem Modiolus anlegt (Stöver et al. 2005).

Auf diese Weise wird die unmittelbare Nähe des implantierten Elektrodenträgers zum Ganglion spirale erreicht.

**Abbildung 2:** a) durch Stilet gerade gehaltener Elektrodenträger; b) proximales Elektrodenträgerende mit Stilet und Angabe der Ziehrichtung; c) Krümmung des vorgeformten, Elektrodenträgers während der Entfernung des Stiletts; d) Endzustand des spiralförmigen Elektrodenträgers mit den Einzelelektroden an der Innenseite/modiolusnah



(Cochlear® 2009)

## 1.3. CI-Indikation

Die Indikation für ein CI orientierte sich zum Zeitpunkt der Datenerfassung dieser Studie (2008) an der Sprachperzeption mit optimal angepassten Hörgeräten. Es wurden Patienten mit einem CI versorgt, die mit ihren Hörgeräten im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 65 dB nicht mehr als 40 % Verständlichkeit erreichen konnten.

## 1.4. OP-Technik

Das Cochlea Implantat befindet sich in einer knöchernen Vertiefung kraniodorsal des ausgefrästen Warzenfortsatzes. Der Elektrodenträger verläuft vom Empfänger/Stimulator durch das Mastoid, dann zwischen N. facialis und Chorda tympani (posteriore Tympanotomie) in das Mittelohr und endet in der Scala tympani der Cochlea. Die Eröffnung

der Cochlea mittels der „Soft Surgery Technique“ ermöglicht es Patienten, die präoperativ über ein Restgehör verfügen dieses beizubehalten und nach der Implantation weiterhin zu benutzen (Lenhardt und Laszig 2009).

Postoperativ wird die Lage des Elektrodenarrays, also des Elektrodenträgers zusammen mit den Einzelelektroden röntgenologisch überprüft. Solche Röntgenbilder werden in der vorliegenden Studie für die Bildanalyse bei der Ermittlung der Elektrodentiefe benutzt. Dabei wird schon auf den ersten Blick ersichtlich, dass bei manchen Patienten die eingebrachten Elektroden tiefer in der Cochlea liegen, als bei anderen. Auch der Abstand zwischen Elektrodenträger und Modiolus ist unterschiedlich.

### **1.5. Cochleaanatomie und Tonotopie**

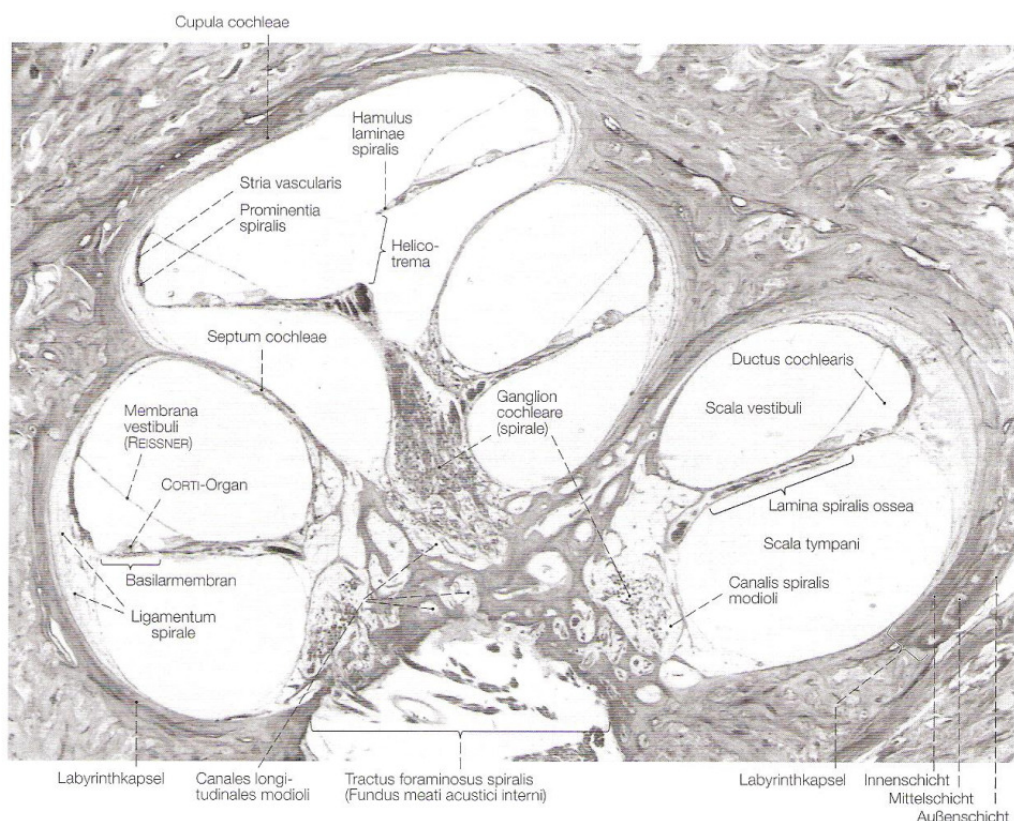
Die Cochlea (siehe Abbildung 3) ist ein Teil des im Felsenbein befindlichen Knochenlabyrinths und enthält die Sinneszellen des Hörorgans. Die Cochlea besteht aus dem Schneckenkanal, *Canalis spiralis cochleae*, der sich 2,5-mal um die Schneckenwindung, den Modiolus, windet. Im Modiolus befindet sich zum einen das *Ganglion spirale*, zum anderen die längs verlaufenden Fasern des Hörnervs. Vom Modiolus geht eine Knochenlamelle, die *Lamina spiralis ossea* ab, zwischen deren zwei Blättern die Dendriten vom *Ganglion spirale* zu den Haarzellen im Corti-Organ verlaufen. Am freien Rand der *Lamina spiralis* ist eine kollagenfaserreiche Membran, die Basilarmembran, befestigt, die quer zur Schneckenkapsel verläuft und dort verankert ist. Dadurch wird der Schneckenkanal in zwei Gänge aufgeteilt: die *Scala vestibuli*, die am ovalen Fenster beginnt und bis zum Helikotrema an der Schneckenwindung in die *Scala tympani* übergeht, die wiederum nach basal verläuft und am runden Fenster zur Paukenhöhle endet.

Von der *Lamina spiralis ossea* ausgehend zieht eine dünne Membran, die Reissner Membran, durch die *Scala vestibuli* und trennt damit die *Scala media* ab. Auf der Basilarmembran befindet sich in diesem Cochlea-Abschnitt das Corti-Organ, welches die Sinneszellen des Innenohres enthält. Die Sinneszellen werden afferent von Nervenfasern (Dendriten) innerviert, die aus dem *Ganglion spirale* stammen. Hier befindet sich das erste Neuron der Hörbahn. Die Axone leiten die Nervenimpulse als Hörnerv zu den Hörnervenkernen des Stammhirns (2. Ganglion) (Drenckhahn 2004).

Die häufigste Ursache einer Innenohrschwerhörigkeit ist der Ausfall der Sinneszellen bei intaktem Hörnerv. In diesem Fall kann den Patienten mittels eines Cochlea Implantates geholfen werden.

Physiologisch herrscht in der Cochlea die sogenannte Tonotopie. Je nach Anregungsfrequenz verursachen die Schallwellen örtlich klar definierte Schwingungen der Basilarmembran. Das Prinzip der Tonotopie besteht darin, dass diese mechanischen Schwingungen frequenzabhängige Maxima aufweisen, die zur Anregung der Nervenfasern des Hörnervs, die den jeweiligen Bereich der Basilarmembran sensorisch ableiten, führen. So werden Stapes nah die hohen Frequenzen abgebildet und am Helicotrema die tiefen. Die räumliche Anordnung der CI-Elektroden innerhalb der Schnecke ist der natürlichen Frequenzverarbeitung des Innenohrs angepasst. Somit werden möglichst viele Frequenzbereiche durch die CI-Elektroden abgedeckt und eine annähernd natürliche Hörwahrnehmung erreicht. Eine elektrische Reizung über die Elektroden im Bereich der Schneckenspitze löst den Eindruck eines tiefen Tons aus, während die Elektroden am unteren breiten Ende der Hörschnecke Hochtöneindrücke vermitteln.

**Abbildung 3: Axialschnitt durch den Modiolus der Hörschnecke eines Menschen. Vergr. ca. 30-fach**



(Drenckhahn 2004)

### 1.6. Elektrische Felder

Die Stimulation der Nervenfasern und des Ganglion spirale erfolgt über die Einzelelektroden des Elektrodenträgers. Dabei werden drei Stimulationsmodi unterschieden: monopolar, bipolar und Common Ground. In den monopolaren Stimulationsmodi fließt der Strom von

den jeweils 22 aktiven intracochleären Einzelelektroden zu einer oder zwei extracochleären Referenzelektroden (Ballelektrode und/oder Gehäuseelektrode). Bei diesem Stimulationsmodus wird deutlich weniger Strom als bei den anderen Stimulationsmodi zum Erreichen der Hörschwelle benötigt. Überwiegend wird heute die monopolare Stimulationsausbreitung in der Anpassung gewählt.

Im bipolaren Stimulationsmodus fließt der Strom überwiegend innerhalb der Cochlea von der jeweils aktiven Elektrode zu einer benachbarten Elektrode.

Im Common- Ground-Stimulationsmodus wird der Strom der jeweils aktiven Elektrode von allen anderen Elektroden innerhalb der Cochlea abgeleitet („gemeinsame Masse“).

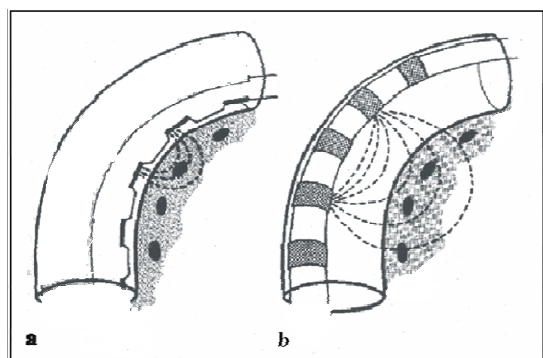
(Cochlear® 2009)

Die elektrischen Stimulationsströme des CI breiten sich in der Perilymphe und der Cochlea-Struktur feldartig aus. Dabei werden nicht nur Nervenfasern, in unmittelbarer Nähe der Elektrode, stimuliert, sondern auch benachbarte Nervenfasern. Shannon (1993) unterscheidet zwei Arten von Wechselwirkungen bei der Stimulation verschiedener Elektroden: 1. Interaktion der elektrischen Felder und 2. Interaktion von neuronalen Strukturen. 1. tritt auf, wenn zwei Elektroden simultan stimuliert werden. Es kommt zur Überlappung der elektrischen Felder. Dabei kann es zu Summation oder Auslöschung elektrischer Felder kommen, was zu unerwünschten Lautheitseindrücken führen könnte (Shannon 1993). 2. resultiert aus der zeitgleich stattfindenden Stimulation benachbarter neuronaler Bereiche.

Somit könnten kleine elektrische Felder, wie bei einer modiolusnah implantierten Elektrode zu einer Verbesserung der Feldtrennung, also frequenzspezifischeren Stimulation der neuronalen Strukturen und damit auch zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit bei CI-Patienten führen.

Abbildung 4 zeigt die Stromausbreitung in der Cochlea in Abhängigkeit der Elektrodenlage nahe bzw. weiter entfernt von dem Modiolus.

**Abbildung 4: Stromausbreitung in der Cochlea bei Stimulation nahe des Modiolus (a) und weiter entfernt vom Modiolus (b).**



(In Anlehnung an Advanced Bionics®, o.D.)

Von der Abbildung wird ersichtlich, dass je näher sich die implantierte Elektrode zum Modiolus befindet, desto gezielter kann die Stimulation des Hörnerven erfolgen und desto geringer ist die Überlappung der elektrischen Felder.

## 2. FRAGESTELLUNG

Nach dem Prinzip der Orts-Frequenz-Zuweisung in der Cochlea lässt sich vermuten, dass eine tiefe Insertion der CI-Elektrode, bei der möglichst viele Frequenzbereiche miterfasst werden, zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit führt. Desweiteren stellt sich die Frage, ob die elektrische Stimulation basal und apikal die gleiche Auswirkung auf die Auflösung der Tonhöhenempfindung hat. Dies kann sich in der Sprachverständlichkeit bei unterschiedlich tief inserierten Elektroden widerspiegeln.

Baumann und Nobbe (2005) fanden heraus, dass elektrische Stimulation an verschiedenen Stellen in der apikalen Windung der Cochlea keine wesentliche Veränderung der Tonhöhe hervorrief. Greenwood (1961, 1990) vermutete einen linearen Orts-Frequenz-Zusammenhang bei Normalhörenden. Bei der elektrischen Stimulation mittels eines Cochlea Implantates wird ein exponentieller Orts-Frequenz-Zusammenhang beschrieben (Baumann und Nobbe 2005).

Nicht nur die Insertionstiefe, sondern auch die Lage des Elektrodenarrays im Bezug zum Modiolus kann auf die Sprachverständlichkeit einen Einfluss ausüben, da sich bei geringerem Abstand zwischen den einzelnen CI-Elektroden und dem Modiolus (und damit den Dendriten und den Ganglien des Hörnervs) die zur Stimulation benötigten elektrischen Felder weniger stark überlappen (Shannon 1993) und eine genauere Frequenztrennung erzielt werden kann, als bei einem größeren Elektroden-Modiolus-Abstand. Um die Lage des Elektrodenarrays zum Modiolus zu ermitteln, wurde der gemittelte Abstand aller 22 Elektroden des Elektrodenträgers zum Modiolus berechnet. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird dieser Wert „mittlerer Abstand zum Modiolus“ genannt.

Die Sprachverständlichkeit wurde in Ruhe mit dem Freiburger Sprachtest für Einsilber bei unterschiedlichen Pegeln, sowie im Störgeräusch mit dem Oldenburger Satztest durch Ermittlung der Sprachverständlichkeitsschwelle im Oldenburger Rauschen von 65 dB gemessen.

Aus diesen Erläuterungen ergeben sich folgende, zu untersuchende Fragestellungen:

- Beeinflusst die Insertionstiefe, gemessen durch den maximalen Insertionswinkel die Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch?



- Beeinflusst die Lage (Modiolus nah vs. Modiolus fern), gemessen durch den gemittelten Abstand jeder einzelnen Elektrode eines Arrays zum Modiolus, die Sprachverständlichkeit?
- Wie stark wirken sich weitere Faktoren, wie z.B. die Dauer der Taubheit oder das Alter der Patienten bei der Erstanpassung auf die Sprachverständlichkeit aus?

### 3. MATERIAL UND METHODEN

#### 3.1. Patienten

Zwischen Anfang des Jahres 2000 und Ende des Jahres 2008 wurden in der HNO-Universitätsklinik in Kiel 472 Patienten, die hochgradig, an Taubheit grenzend schwerhörig, ertaubt oder gehörlos waren, erfolgreich mit Cochlea Implantaten verschiedener Cochlea Implantat Hersteller versorgt. Bei dieser Studie wurden ausschließlich die Ergebnisse von Patienten herangezogen die mit vorgeformten Elektrodenträgern des CI-Herstellers Cochlear™ versorgt wurden. Von diesen Patienten standen für die vorliegende Studie 185 digitalisierte Aufnahmen zur Verfügung. Diese Bildsammlung wurde von zwei Untersuchern ausgewertet. Von den Bildern konnten nur diejenigen für die Studie benutzt werden, deren Bildqualität eine Auswertung mit der CView Software zuließ (siehe unten). In die Studie konnten nur Patienten eingeschlossen werden, die sowohl in Ruhe, als auch im Störgeräusch eine messbare Sprachverständlichkeit aufwiesen, und die die Hörtests beherrschten.

Eingangskriterium für die vorliegende Studie war eine ausreichende Sprachverständlichkeit im Freiburger Sprachtest für Einsilber (> 30% bei 70 dB) und eine Verständlichkeit von >80% im Oldenburger Satztest in Ruhe bei 70 dB, sodass die adaptive Durchführung des Oldenburger Satztestes im Störgeräusch möglich war. Aus diesen Einschlusskriterien folgt, dass sämtliche Kleinkinder, bei denen die Sprachentwicklung noch nicht vollständig abgeschlossen war, in dieser Studie nicht untersucht werden konnten.

Es konnten 56 postlingual ertaubte Patienten in der Korrelationsauswertung zwischen Elektrodenlage und Sprachverständlichkeit untersucht werden. Der jüngste Patient war 10 Jahre, der älteste 82 Jahre alt. Es sind 21 Männer und 32 Frauen, wobei drei Patienten beidseitig mit einem Cochlea Implantat versorgt wurden. 55 Patienten erhielten das Implantat CI 24 RE CA und ein Patient erhielt ein CI 24 RCS mit Contour™ Elektrode. Die Elektrodenvorformung und die Signalverarbeitung beider Implantattypen sind identisch, somit können diese miteinander verglichen werden. Allen untersuchten Patienten war der Sprachprozessortyp Freedom angepasst worden. Mit dem Freedom™ Sprachprozessor werden hochsignifikante Verbesserungen im Freiburger Sprachtest für Einsilber Test bei 50

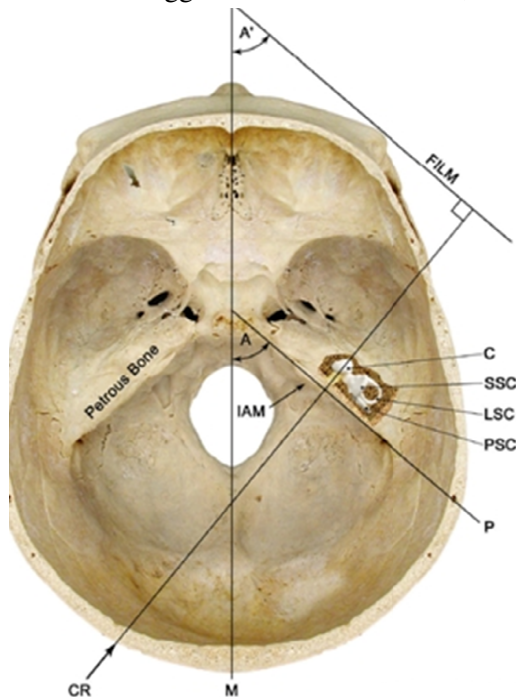
und 70 dB, sowie ein signifikanter Gewinn der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch im Vergleich zu dem Esprit 3G Prozessor beschrieben (Müller-Deile et al. 2009). Somit können die Ergebnisse der Sprachverständlichkeit von Patienten, die mit einem Esprit 3G Sprachprozessor versorgt wurden im Rahmen dieser Studie nicht mit denjenigen verglichen werden, die von Patienten mit dem Freedom Sprachprozessor stammten. Deshalb wurden mit einem Esprit 3G versorgte Patienten nicht in die Studie eingeschlossen.

### 3.2. Die Röntgenaufnahmetechnik nach Xu

Die in dieser Studie benutzten Röntgenbilder wurden mit der Xu-Aufnahmetechnik angefertigt. Die Xu-Aufnahme ist eine modifizierte Stenvers-Aufnahme. Stenvers-Aufnahmen wurden zur Beurteilung des Hör- und Gleichgewichtsorganes, sowie des inneren Gehörganges in der klinischen Routine eingesetzt. Im Vergleich dazu wird bei der Xu-Aufnahmetechnik der Modiolus vom Röntgenzielstrahl orthograd getroffen, sodass die Cochlea achsengerecht dargestellt werden kann. Die Ausrichtung des Röntgenstrahles bei dieser Aufnahmetechnik ist in Abbildung 5 dargestellt. (Xu et al. 2000)

#### Abbildung 5: Einstellung des Röntgenstrahls bei der Röntgenaufnahmetechnik nach Xu:

C=Cochlea; SSC=superior semicircular canal (oberer/anteriorer Bogengang); LSC=lateral semicircular canal (horizontaler/lateraler Bogengang); PSC=posterior semicircular canal (hinterer Bogengang); P=Linie entlang des Felsenbeines; IAM=internal auditory meatus (innerer Gehörgang); M=Mediansagittal-Linie des Schädels; CR=Röntgenzielstrahl



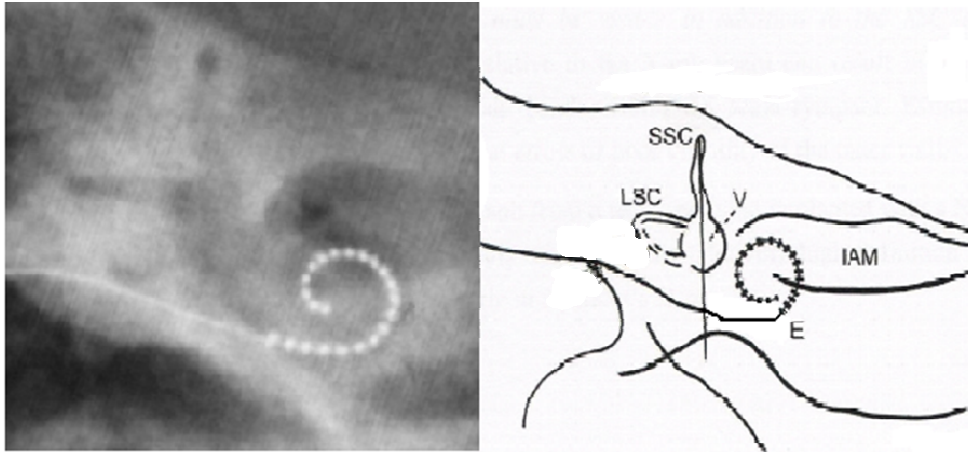
(Xu und Lawrence 2003)

Der Röntgenzielstrahl (CR in Abbildung 5 ) ist parallel zu Cochlea Achse (Modiolus) gerichtet.

Abbildung 6 zeigt ein Röntgenbild, welches mit der Xu-Aufnahmetechnik angefertigt wurde.

**Abbildung 6: Röntgenbild in der Aufnahmetechnik nach Xu und die dazu gehörige schematische Darstellung.**

SSC=superior semicircular canal (oberer/anteriorer Bogengang); LSC=lateral semicircular canal (horizontaler/lateraler Bogengang); V=Vestibulum; IAM=internal auditory meatus (innerer Gehörgang); E=Elektrodenarray



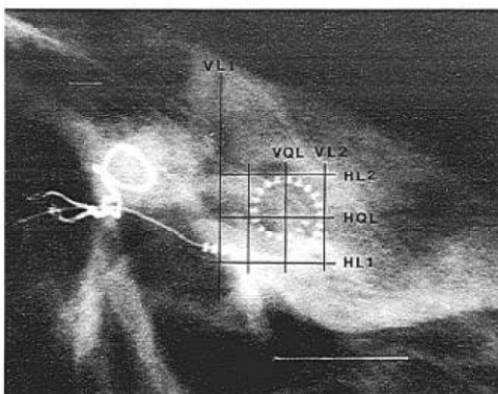
(Xu et al. 2000)

Gute Darstellung des Vestibulums und der Außenwand der Cochlea sind Gütekriterien, die bei jeder Röntgenaufnahme erfüllt werden müssen. Desweiteren sollten auf der Röntgenaufnahme die Bogengänge, ins Besondere der obere und der laterale Bogengang jeweils übereinander projiziert werden und senkrecht zueinander stehen.

**3.3. Manuelle Ermittlung der CI-Insertionstiefe**

Anhand der Röntgenbildaufnahme nach Xu wurde bisher die CI-Insertionstiefe graphisch manuell ermittelt (Marsh et al. 1993 und Cohen et al. 1996).

**Abbildung 7: Röntgenbild in der Aufnahmetechnik nach Xu mit einer Darstellung der Cochlea, aufgeteilt in vier Quadranten:**



(Marsh et al. 1993)

Dazu wird zunächst eine Aufteilung der Cochlea in vier Quadranten vorgenommen, wobei die in Abbildung 7 sichtbaren Markierungen verwendet werden (Marsh et al. 1993). Es werden die Lokalisation des runden Fensters und der Mittelpunkt der Cochlea an Hand graphischer Bearbeitung des Röntgenbildes geschätzt (Marsh et al. 1993). Aus der Analyse ergibt sich für die in Abbildung 7 dargestellte CI-Elektrode ein Insertionswinkel von  $540^\circ$  ( $360^\circ \times 1,5$ ) (Marsh et al. 1993).

Bemängelt wurden an dieser Methode die Schwierigkeit und Ungenauigkeit bei der Schätzung des Mittelpunktes, sowie die zeitaufwändige und impraktikable Durchführung (Cohen et al. 1996).

Um an Hand der Xu–Aufnahmen die CI-Elektrodenlage standardisiert beschreiben zu können, wurde die sogenannte CView-Software durch L. T. Cohen entwickelt (Cohen 2003). Mit diesem Computerprogramm können die verschiedenen Parameter der Elektrodenlage in der Cochlea, wie z.B. die Insertionstiefe und der gemittelte Abstand der einzelnen Elektroden eines CI-Elektrodenträgers zum Modiolus ermittelt werden. Hierbei wird die individuelle Größe der Cochlea berücksichtigt.

### **3.4. Analyseprogramm zur Ermittlung der Elektrodenlage (CView Analyse Software)**

Die CView Analyse Software wurde zur computergestützten Beschreibung der Lage eines CI-Elektrodenträgers in der Cochlea entwickelt.

Um die Röntgenbilder mit CView auswerten zu können, sind folgende Voraussetzungen zu erfüllen:

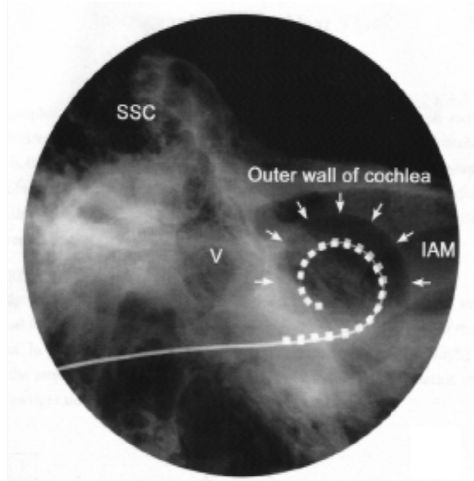
- Die Größe des digitalisierten Röntgen Bildes nach Xu muss 512 x 512 Pixel betragen;
- Der obere/anteriore Bogengang, das Vestibulum, die Außenwand der Cochlea, sowie die Einzelelektroden des Elektrodenträgers müssen gut erkennbar sein, wobei zudem der obere/anteriore Bogengang und das Vestibulum auf dem Röntgenbild eine senkrechte Linie bilden sollten.
- Das Vestibulum und die Bogengänge sollten links von der Cochlea liegen. Dies hat zur Folge, dass alle Röntgenbilder von linksseitig implantierten Patienten gespiegelt werden müssen. Diese Umwandlung der Bilder wurde mit Hilfe des Bildbearbeitungsprogramms GIMP vorgenommen. Die Bilder wurden im Graphics Interchange Format (GIF) gespeichert.

Im Folgenden werden die Bearbeitungsschritte unter Verwendung der digitalisierten Röntgenbilder mittels der CView Analyse Software (Cohen 2003) dargestellt.

In Abbildung 8 werden die anatomischen Strukturen dargestellt, die für die Bearbeitung mit der CView Software wichtig sind.

**Abbildung 8: Röntgenbild mit Angabe der Strukturen, die mit CView markiert werden sollen**

SSC=superior semicircular canal (oberer/anteriorer Bogengang); V=Vestibulum; IAM=internal auditory meatus (innerer Gehörgang); outer wall of Cochlea=Außenwand der Cochlea



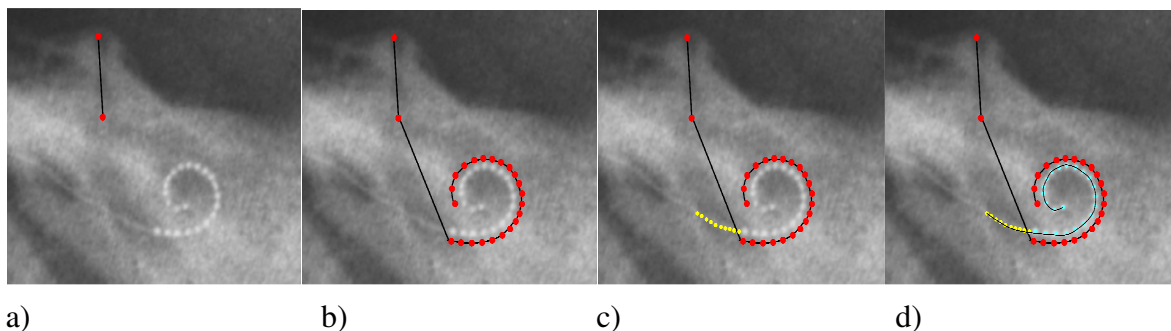
(Xu und Cohen 2003)

Das in der vorgegebenen Größe zugeschnittene digitale Röntgenbild wird in das CView Analyseprogramm eingefügt. Danach werden folgende anatomische Strukturen (Fixpunkte) von Hand elektronisch markiert:

1. Das craniale Ende des oberen/anterioren Bogenganges (SSC) und den Mittelpunkt des Vestibulums (V) (Abbildung 9a))
2. 22 Markierungen entlang der Außenwand der Cochlea, beginnend von basal nach apikal (Abbildung 9b))
3. 10 Markierungen entlang des Elektrodenträgers proximal der Einzelelektroden des CI-Arrays, intracochleär (Abbildung 9c))
4. Abschließend erfolgt die Markierung der 22 Einzelelektrodenpositionen, beginnend von basal/proximal nach apikal/distal (Abbildung 9d)).

Die per Hand erfolgten Markierungen werden durch die Software mittels Linien verbunden.

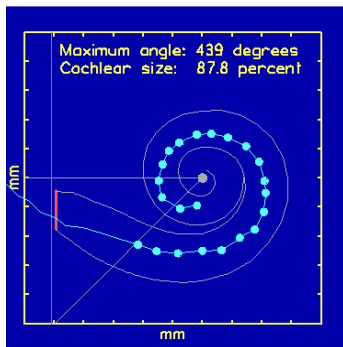
**Abbildung 9: Einzelmarkierungen beim Bearbeiten eines Röntgenbildes mit der CView Software**



Mit Hilfe der Einzelmarkierungen erstellt die Software mittels einer Spiralberechnung eine Skizze der Cochlea und des CI-Arrays mit den Einzelelektroden, die der ursprünglichen Röntgenaufnahme entspricht. Nun wird der Mittelpunkt der Spirale, der dem Modiolus entspricht, markiert. Anschließend berechnet die CView Software den jeweiligen Abstand jeder Einzelelektrode zum Modiolus und den maximalen Insertionswinkel und fertigt eine Skizze von der Cochlea und dem CI-Arrays mit den Einzelelektroden gemäß dem verwendeten Modell an. Diese Zeichnung wird in Abbildung 10 für das in Abbildung 9 wiedergegeben Röntgenbild dargestellt.

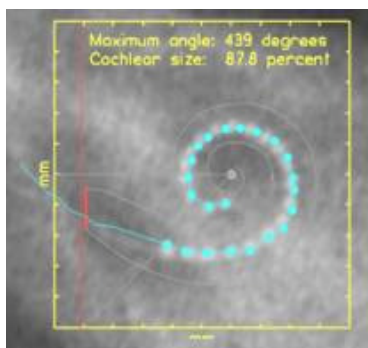
Zu sehen ist das Koordinatensystem einer Cochlea-Matrix, die die Umriss der Cochlea-Wände, die eingeführte CI-Elektrode und die relative Cochlea-Größe, verglichen mit einer normierten Cochlea-Größe, enthält. Die verwendeten normativen Daten der Cochlea wurden im Rahmen der Entwicklung des Programms erhoben.

**Abbildung 10: PLT-Schablone als Endergebnis der Bildanalyse mit CView**



Überträgt man diese Schablone auf das ursprüngliche Röntgenbild, erhält man das in Abbildung 11 dargestellte Übertragungsbild, das der visuellen Prüfung des Analyseergebnisses dienen kann.

**Abbildung 11: Übertragung der PLT-Schablone auf das Röntgenbild**



### 3.5. Sprachaudiometrie

Im deutschsprachigen Raum hat sich zur Bestimmung der Diskriminationsfunktion in Ruhe, also der Abhängigkeit der Sprachverständlichkeit von dem Sprachschallpegel, der Freiburger Sprachverständlichkeitstests für Einsilber (Hahlbrock 1957) durchgesetzt.

Zur Messung der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch ist der Oldenburger Satztests auf Grund seiner hohen Reliabilität und einfachen Durchführbarkeit geeignet (Wagener et al. 1999). Auch für die Untersuchung von CI-Patienten ist dieses Verfahren gut geeignet (Müller-Deile 2009 b)

Die Messungen zur Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch wurden in der HNO-Universitätsklinik in Kiel durchgeführt.

Dabei wurde der Freiburger Sprachtest für Einsilber bei Sprachschallpegeln von 50 dB, 60 dB und 70 dB eingesetzt. Der Test besteht aus 10 Gruppen mit je 20 einsilbigen Wörtern. Ermittelt wird bei dem jeweiligen Sprachschallpegel der Prozentsatz der richtig wiedergegebenen Wörter.

Sprachtests im Störgeräusch simulieren Alltagssituationen. Somit wird bei dieser Testmethode eine Aussage über das Kommunikationsvermögen der Patienten in alltagsrelevanten Hörsituationen getroffen. Dabei wird die Sprachverständlichkeitsschwelle (L50) ermittelt, also das Verhältnis von Sprachschallpegel zum Störgeräuschpegel, bei dem der Patient die Hälfte der Testwörter richtig wiedergeben kann. Hierfür wird der Oldenburger Satztest benutzt. Er besteht aus 40 Testlisten von je 30 Sätzen, die aus einer Zielwortmenge von 50 Wörtern erstellt werden. Die Sätze haben alle die Struktur Name-Verb-Zahlwort-Adjektiv-Objekt, wobei die jeweils verwendeten Wörter zufällig aus der entsprechenden Gruppe der Zielwortmenge ausgewählt werden. Die so entstandenen Sätze sind nicht unbedingt sinnvoll, aber in ihrer Verständlichkeit äquivalent (Wagener et. al. 1999). Die Sprechgeschwindigkeit entspricht einer normalen Unterhaltungsgeschwindigkeit.

Das Störgeräusch wurde durch Überlagerung der Zielsätze generiert und ist bei diesen Messungen bei einem Pegel von 65 dB fixiert.

Da bei dem Oldenburger Satztest ein erheblicher Lerneffekt bei den Patienten beobachtet wurde (Verbesserung um 2-3 dB), muss vor der Testung ein Training durchlaufen werden (Müller-Deile 2009 b).

Die Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch wurden anhand des adaptiven Verfahrens von Brandt und Kollmeier (2002) ermittelt.

Da die Patienten nach erfolgter Versorgung mit einem Cochlea Implantat unterschiedliche Lernkurven bezüglich der Sprachverständlichkeit aufwiesen, wurden die jeweils besten

audiometrischen Ergebnisse (Maxima) eines jeden Patienten ermittelt und im Rahmen dieser Studie herangezogen.

### 3.6. Statistische Methoden<sup>1</sup>

Im Folgenden werden alle Mittelwerte mit der Standardabweichung, die ein Maß für die Streuung der Daten ist, angegeben.

#### 3.6.1. Der Spearman-Rang-Korrelationskoeffizient

Als Maß für die Stärke des Zusammenhangs zweier Parameter wird der **Spearman-Rang-Korrelationskoeffizient** benutzt. Der Spearman-Korrelationskoeffizient bezieht sich nicht auf die eigentlichen Daten sondern nur auf deren Ränge. Somit ist er auch für Daten geeignet, die keinen linearen Zusammenhang aufweisen, sondern in einem monotonen Zusammenhang zueinander stehen. Monoton bedeutet, dass mit steigender Ausprägung des Merkmals X die Ausprägung des Merkmals Y ebenfalls steigt (positiv monotoner Zusammenhang) oder fällt (negativ monotoner Zusammenhang). Ein Vorteil des Spearman-Rang-Korrelationskoeffizienten ist, dass, das Ergebnis nicht so anfällig für Ausreißer ist, da der Test nur die Ränge der Daten betrachtet.

Der Korrelationskoeffizient kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Dabei beschreibt ein Korrelationskoeffizient nah an +1 oder -1 einen stark positiven bzw. negativen Zusammenhang. Werte um 0 bedeuten, dass keine Abhängigkeit der Daten voneinander festgestellt werden konnte. Die Signifikanz der Korrelation wird dabei immer durch den dazugehörigen p-Wert angegeben.  $p \leq 0,05$  bedeutet, dass das Ergebnis auf dem 5%-Niveau als signifikant bezeichnet werden kann. Bei p-Werten  $> 0,05$  ist anzunehmen, dass die angenommene Korrelation nicht signifikant, ein Zusammenhang zwischen den betrachteten Parameter also unwahrscheinlich ist.

#### 3.6.2. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Dieser Test prüft anhand zweier gepaarte Stichproben die Gleichheit der zentralen Tendenzen der zugrundeliegenden Grundgesamtheiten. Dabei berücksichtigt er die Differenz zwischen den gepaarten Stichproben, sowie deren Höhe.

Die Mediandifferenz, die sich zwischen den jeweiligen Gruppen ergibt, kann als Maß für die jeweiligen Unterschiede gesehen werden.

---

<sup>1</sup> Das Kapitel 3.6. basiert auf Backhaus et al. (2006)



### 3.6.3. Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors- und Shapiro-Wilk-Test

Der Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test (KS-Test) und der Shapiro-Wilk-Test sind zwei Verfahren, die Verteilungen der betrachteten Daten auf Normalverteilung überprüfen. Dabei geben die Signifikanzwerte die Irrtumswahrscheinlichkeit für das Ablehnen der Normalverteilungshypothese an. Je größer diese Irrtumswahrscheinlichkeit, desto eher ist eine Normalverteilung anzunehmen. Für  $p$ -Werte  $< 0.05$ , kann demnach die Normalverteilung für die vorliegenden Daten abgelehnt werden. Andererseits bedeutet dies für  $p$ -Werte  $> 0,05$  jedoch nicht, dass die Stichprobe zwangsläufig einer Normalverteilung folgt (Brosius 2002). Zur Bestätigung der Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Tests, wird der Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Auf dem 5 % Signifikanzniveau werden beim Shapiro-Wilk-Test Datensätze als normalverteilt angenommen bei einem  $p$ -Wert, der größer ist als 0,05.

### 3.6.4. Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) und Varianzanalyse (ANOVA)

Das Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) ist der prozentuale Anteil der Varianz der abhängigen Variable, die durch die Regression erklärt wird und liegt dementsprechend zwischen 0 und 1. Da das Bestimmtheitsmaß keine Aussage über die Gültigkeit des aufgestellten Regressionsmodells zulässt, wird zusätzlich eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Hierbei wird die Null-Hypothese ( $H_0$ ), dass keiner der Regressionskoeffizienten, im folgenden auch B-Wert genannt, einen Einfluss hat ( $H_0: \beta_1 = \beta_2 = \dots = \beta_n = 0$ ), gegenüber der Alternativhypothese ( $H_1$ ), dass zumindest ein Regressionskoeffizient einen Einfluss auf die abhängige Variable hat ( $H_1: \beta_i \neq 0$ ; für  $i = 1, 2, \dots, k$ , wobei  $k$  der Anzahl der Koeffizienten entspricht) anhand eines F-Test überprüft. Auf einem Signifikanzniveau von 5% wird die Null-Hypothese für Werte  $p < 0,05$  abgelehnt.

Um eine Aussage darüber zu treffen, ob zumindest eine der unabhängigen Variablen auf die abhängigen einen Einfluss auszuüben vermag, betrachte man den Standardfehler, die B- und Beta-Werte, sowie die T-Werte.

Der Standardfehler des Regressionskoeffizienten zeigt, wie stark die Streuung innerhalb des B-Wertes ist, d.h., ob sich die unabhängige Variable auf die abhängige immer gleichermaßen auswirkt, oder ob das bei jedem Wert unterschiedlich ist.

Während die B-Werte die Originaldimension der unabhängigen Variablen beibehalten haben, sind die Beta-Werte auf ein einheitliches Maß standardisiert. So kann man den relativen Einfluss jeder einzelnen unabhängigen Variablen auf die jeweilige abhängige Variable abschätzen.

Die Hauptergebnisse der multiplen Regression werden durch die T-Werte dargestellt. Errechnet werden diese Werte, indem die B-Werte durch den Wert des dazugehörigen standardisierten Fehlers geteilt werden. Danach wird mittels statistischer Tabellen der dazugehörige p-Wert ermittelt und somit die Signifikanz für jedes Analyseergebnis überprüft. Ist der Wert kleiner als 0,05, so wird die Null-Hypothese, nämlich, dass kein Einfluss zwischen den unabhängigen und den abhängigen Variablen besteht, auf dem 5 % Signifikanzniveau verworfen. D.h., bei einem signifikanten Ergebnis wäre anzunehmen, dass die unabhängigen Variablen die abhängigen beeinflussen.

## **4. ERGEBNISSE**

### **4.1. Reproduzierbarkeit der CView-Auswertung**

Um die Reliabilität der CView-Auswertung zu überprüfen, wurde untersucht, in wie weit die Messergebnisse reproduzierbar sind. Zu diesem Zweck wurde die von Hand durchgeführte Setzung der Positionspunkte auf den Röntgenbildern für die CView Software von zwei Untersuchern unabhängig überprüft. Dabei haben beide Untersucher bei 16 Röntgenbildern die Markierungen jeweils zweimal unabhängig voneinander gesetzt.

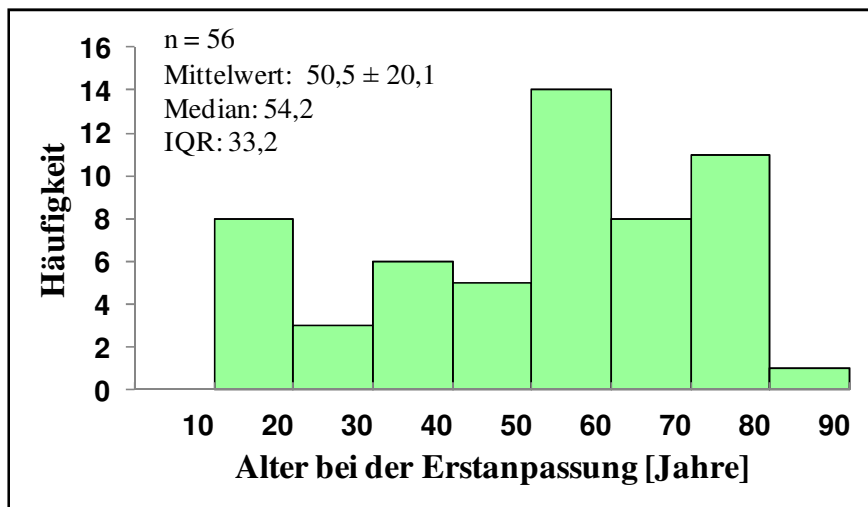
Die Test-Retest-Abweichung beschreibt die Abweichung zwischen der ersten und zweiten Auswertung gleicher Röntgenbilder mit der CView Software. Die Abweichung zwischen den beiden Untersuchern bei der Auswertung gleicher Bilder wurde ebenfalls bezüglich der Parameter maximaler Insertionswinkel und mittlerer Abstand des Elektrodenarrays zum Modiolus analysiert. Für den Vergleich wurde der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test benutzt. Bei der Test-Retest-Analyse zeigte sich keine signifikante Abweichung des Resultates des ersten Messergebnis von dem Ergebnis der Wiederholungsmessung. Dies gilt beim maximalen Insertionswinkel (Mediandifferenz:  $1^\circ$ ,  $p = 0,30$ ), sowie bei dem mittleren Abstand des Elektrodenträgers zum Modiolus (Mediandifferenz: 0,005 mm,  $p = 0,32$ ). Die Analyse der Abweichung zwischen den beiden Untersuchern ergab beim mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus keinen signifikanten Unterschied (Mediandifferenz: 0,01mm;  $p = 0,14$ ). Lediglich beim maximalen Insertionswinkel konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen der Messungen beider Untersucher festgestellt werden (Mediandifferenz:  $4^\circ$ ;  $p = 0,001$ ). Jedoch handelt es sich hier, bezogen auf die Streubreite der Ergebnisse (doppelten InterQuartilsabstand (IQR) von  $90^\circ$ ), um einen Unterschied von nur 4,4 %, die somit für die Gesamtanalyse mit der Sprachverständlichkeit irrelevant sind (s. Anhang Tabelle 2).

Somit ist das im Rahmen dieser Studie zur Bildanalyse benutzte Verfahren als objektiv und reliabel anzusehen.

#### 4.2. Häufigkeitsdarstellungen der Patientendaten

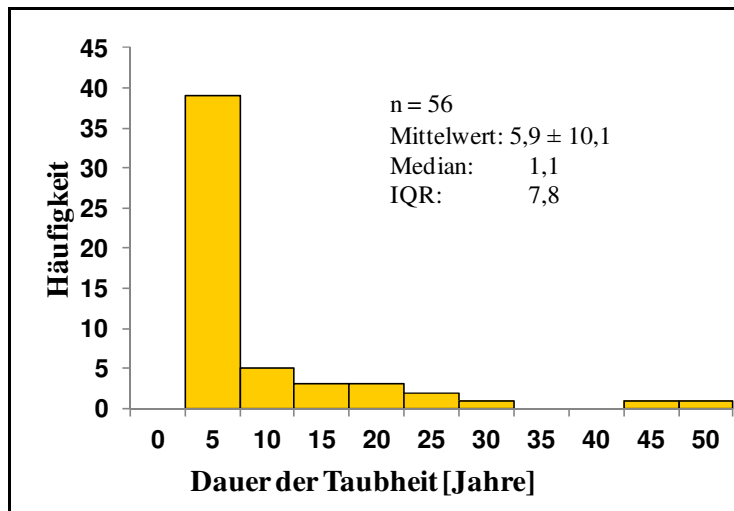
Abbildung 12 zeigt die Häufigkeitsverteilungen der Patientendaten bezüglich des Alters der Patienten bei der Erstanpassung.

**Abbildung 12: Altersverteilung der Patienten bei der CI-Erstanpassung in Jahren**



Abgebildet werden die Daten von 56 Patienten, die im Alter zwischen 10 und 82 Jahren mit einem Cochlea Implantat versorgt wurden. Der Mittelwert des Alters der Patienten bei der Erstanpassung beträgt 50,5 Jahre, bei einer Standardabweichung von 20,1 Jahren. Der Median liegt bei 54 Jahren (siehe Tabelle 3 im Anhang). Auf Grund der signifikanten Ergebnisse im Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test ( $p = 0,038$ ) und auch im Shapiro-Wilk-Test ( $p = 0,001$ ), muss geschlossen werden, dass die Patientendaten bezüglich des Alters der Patienten bei der Erstanpassung nicht normal verteilt sind.

In Abbildung 13 wird die Häufigkeitsverteilung der Dauer der Taubheit bei dem untersuchten Patientenkollektiv dargestellt.

**Abbildung 13: Häufigkeitsverteilung der Dauer der Taubheit**

Die Dauer der Taubheit bei den Patienten betrug zwischen 0 und 45 Jahren, im Mittel 5,9 Jahre mit einer Standardabweichung von 10,1 Jahren. Aus dem Medianwert der Verteilung mit 1 Jahr kann geschlossen werden, dass die meisten dieser Patienten kurzfristig nach der Ertaubung mit einem Cochlea Implantat versorgt wurden. Auch hier kann eine Normalverteilung der Daten bezüglich der Dauer der Taubheit anhand des Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Tests und des Shapiro-Wilk-Tests bei einem p-Wert  $< 0,01$  ausgeschlossen werden.

#### 4.3. Elektrodenlage und Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch

Die Ergebnisse der Bildanalyse wurden mit den Resultaten der Sprachverständlichkeitsuntersuchungen korreliert, um zu analysieren ob die Elektrodenlage einen Einfluss auf die postoperative Sprachverständlichkeit hat.

Folgende Informationen wurden für die Korrelationsanalysen benutzt:

- Der maximale Insertionswinkel,
- der mittlere Abstand zum Modiolus, der als Mittelwert aller 22 Abstände zwischen den jeweiligen Einzelelektroden und dem Modiolus berechnet wurde,
- die besten mit dem Oldenburger Satztests im Störgeräusch ermittelten L50,
- die Maxima der Ergebnisse mit dem Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50, 60 und 70 dB, sowie
- die Dauer der Taubheit des Patienten laut Angabe in der Krankenakte.

Die Maxima bei den ermittelten Sprachverständlichkeitsergebnissen wurden im Versorgungsverlauf ermittelt. Dies wird bei den meisten Patienten zwischen 12 und 15 Monaten nach der Erstanpassung erreicht.

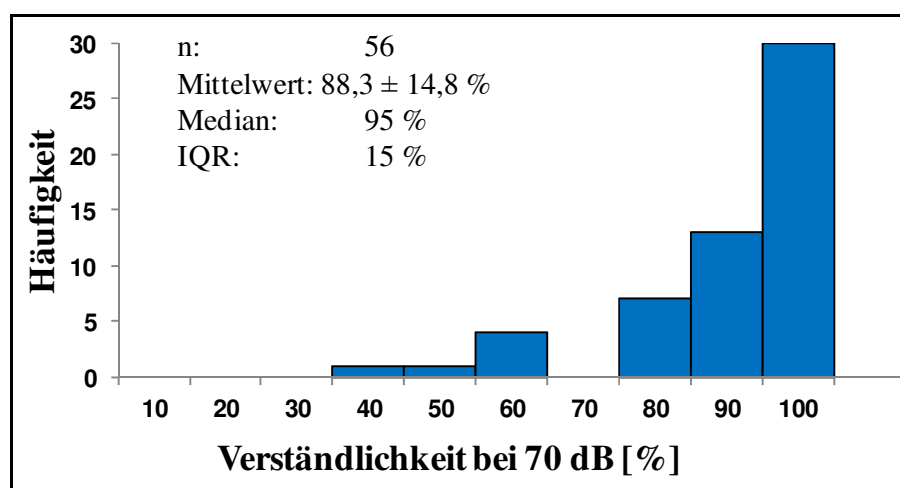
Der Insertionswinkel gibt Auskunft darüber, wie tief das Elektrodenarray in der Cochlea liegt. Der mittlere Abstand zum Modiolus dagegen beschreibt die Lage des jeweiligen Elektrodenarrays bezüglich der Cochlea-Wände und des Modiolus.

#### 4.3.1. Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50, 60 und 70 dB

Es wurden die Maxima des **Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 50, 60 und 70 dB** in Prozent ermittelt.

Abbildung 14 zeigt die Häufigkeitsverteilung der von 56 Patienten erzielten Ergebnisse im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB (FrbW70max).

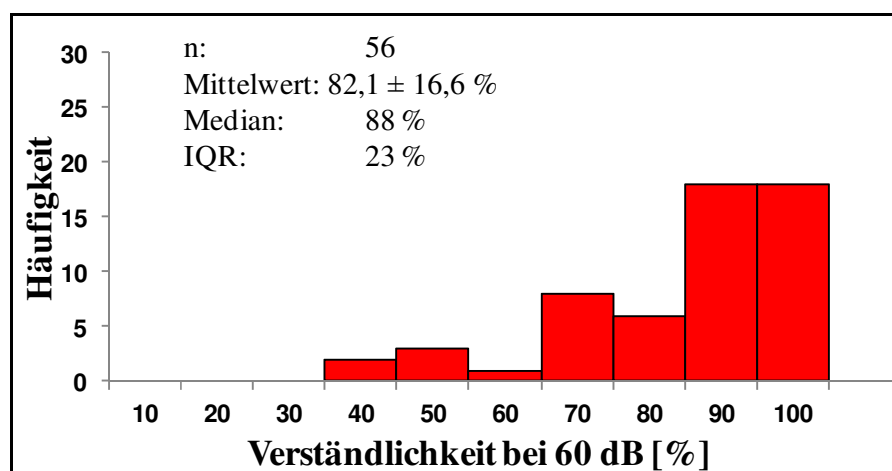
**Abbildung 14: Häufigkeitsverteilung der maximalen Einsilberverständlichkeit im Freiburger Test bei 70 dB**



Bei diesem Test erzielten die Patienten im Mittel 88 %, bei einer Standardabweichung von 14,8 % und einer Spannbreite von 35 % bis 100 %. Weit überwiegend liegen also diese Ergebnisse im Sättigungsbereich des Testes. Weder im Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test ( $p$ -Wert  $< 0,01$ ) noch im Shapiro-Wilk-Test ( $p$ -Wert  $< 0,01$ ) konnte eine Normalverteilung der Ergebnisse im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB angenommen werden.

Wie in Abbildung 15 anhand der Häufigkeitsverteilung der maximalen Ergebnisse im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB (FrbW60max) ersichtlich wird, erreichen auch bei diesem mittellauten Sprachschallpegel die überwiegende Zahl der Patienten Resultate im Sättigungsbereich des Testes.

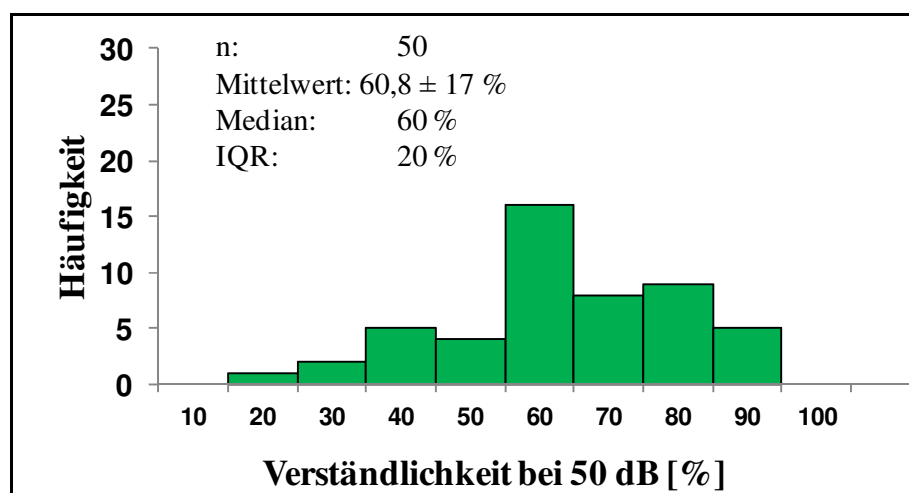
**Abbildung 15: Häufigkeitsverteilung der maximalen Einsilberverschämlichkeit im Freiburger Test bei 60 dB**



Bei diesem Test streuten die Ergebnisse zwischen 35 % und 100 % und betragen im Mittel 83 % bei einer Standardabweichung von 16,6 %. Weder im Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test (p-Wert = 0,0) noch im Shapiro-Wilk-Test (p-Wert = 0,0) konnte eine Normalverteilung der Ergebnisse im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB angenommen werden.

Erst bei einem Schalldruckpegel von 50 dB weisen die mit dem Freiburger Sprachverständlichkeitstest gemessenen maximalen Einsilberverschämlichkeiten eine breite Verteilung auf (FrbW50max) (s. Abbildung 16).

**Abbildung 16: Häufigkeitsverteilung der maximalen Einsilberverschämlichkeit im Freiburger Test bei 50 dB**



Im Mittel erreichten die Patienten 61 % bei einer Standardabweichung von 17 % und einer Streuung zwischen 20 % und 90 %. Im Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test ist bei einem p-Wert von 0,043, sowie im Shapiro-Wilk-Test bei einem p-Wert von 0,240 ist eine Normalverteilung nicht anzunehmen.

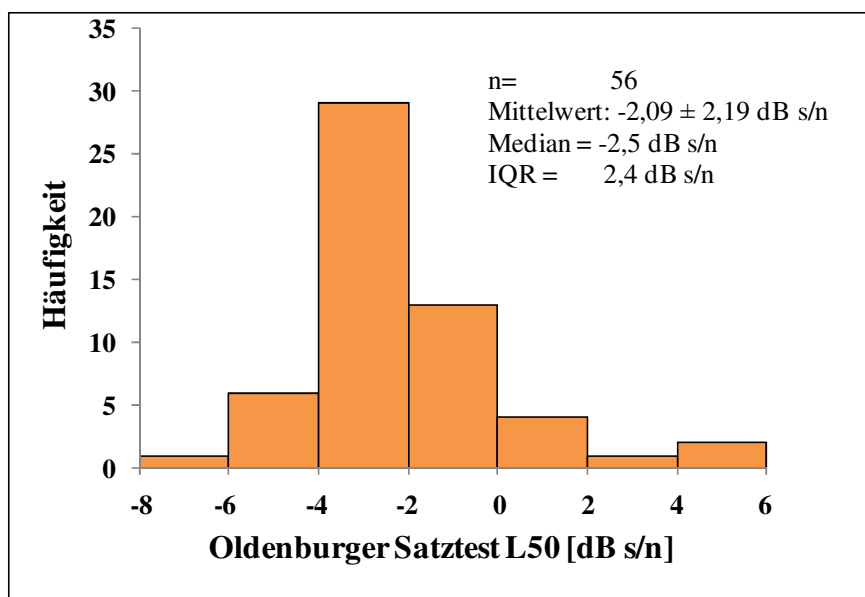
Jedoch lagen auf Grund des mit 50 dB relativ leisen Sprachschallpegels leider nicht bei allen Patienten Ergebnisse mit 50 dB vor. Es konnten daher nur 50 von 56 Patienten einbezogen werden.

Da die Sprachverständlichkeitshistogramme zeigen, dass die meisten Messergebnisse bei 70 dB und bei 60 dB im Sättigungsbereich liegen, ist es nicht zweckmäßig hier nach Korrelationen mit der Elektrodenlage zu suchen. Lediglich bei 50 dB weisen die Messungen eine breitere Streuung auf, sodass hier eine Korrelation sinnvoll erscheint.

#### 4.3.2. Sprachverständlichkeitsschwelle, L50, im Oldenburger Satztest mit Störgeräusch

Im Oldenburger Satztest mit Störgeräusch wurden die Sprachverständlichkeitsschwellen, L50, adaptiv im Oldenburger Rauschen von 65 dB ermittelt. Abbildung 17 zeigt die Häufigkeitsverteilung der von den 56 Patienten erzielten Sprachverständlichkeitsschwellen im Störgeräusch.

**Abbildung 17: Häufigkeitsverteilung der Sprachverständlichkeitsschwellen L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB**

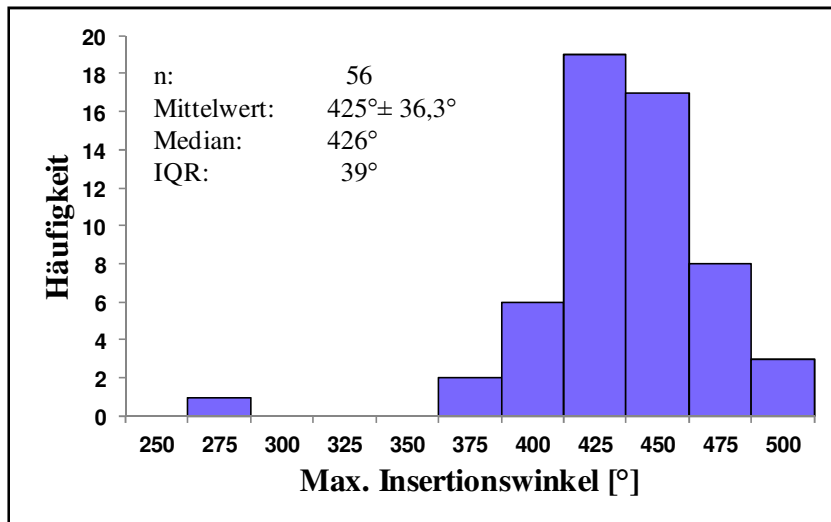


Der niedrigste Signal-Rausch-Abstandswert für die Schwelle liegt mit -7,7 dB<sub>S/N</sub> im Bereich normal Hörender. Der schlechteste Wert wurde mit +5,5 dB<sub>S/N</sub> gemessen. Der Mittelwert beträgt -2 dB<sub>S/N</sub> bei einer Standardabweichung von 2,19 dB<sub>S/N</sub>. Weder im Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test (p = 0,001) noch im Shapiro-Wilk-Test (p = 0,001) konnte eine Normalverteilung der Ergebnisse im Oldenburger Satztest mit Störgeräusch angenommen werden.

#### 4.3.3. Maximaler Insertionswinkel des Elektrodenarrays in der Cochlea

In Abbildung 18 wird die Häufigkeitsverteilung der Patientendaten bezüglich des maximalen Insertionswinkels des Elektrodenarrays in der Cochlea dargestellt.

**Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung der maximalen Insertionswinkel des Elektrodenarrays in der Cochlea**

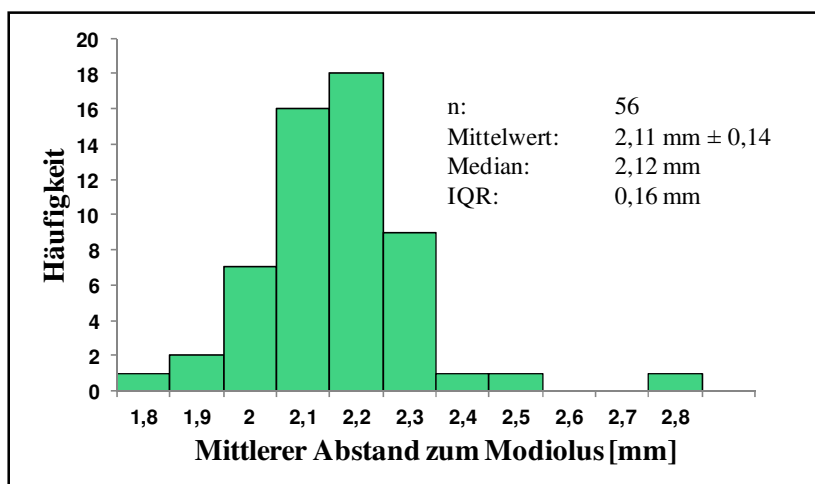


Der gemessene maximale Insertionswinkel liegt zwischen 268° und 495°, der mittlere Winkel beträgt 425°, bei einer Standardabweichung von 36,3°, und einem Median von 426°. Eine Normalverteilung kann sowohl im Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test ( $p = 0,200$ ), als auch im Shapiro-Wilk-Test ( $p = 0,854$ ) angenommen werden. Ein deutlicher Ausreißer ist hier bei einem Winkelwert von 268° zu beobachten.

#### 4.3.4. Der mittlere Abstand des Elektrodenarrays zum Modiolus

Abbildung 19 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Patientendaten bezüglich des mittleren Abstandes des Elektrodenarrays zum Modiolus.

**Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung des mittleren Abstands des Elektrodenarrays zum Modiolus**





Der mittlere Abstand zum Modiolus beträgt maximal 2,7 mm und minimal 1,8 mm bei einem Mittelwert von 2,1 mm und einer Standardabweichung von 0,14 mm. Der Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test lässt bei einem p-Wert von 0,200 bei dieser Messung eine Normalverteilung vermuten. Auch im Shapiro-Wilk-Test bestätigt sich diese Annahme ( $p = 0,935$ ). Ein Ausreißer ist hier bei einem Wert von 2,8 mm zu beobachten.

### 4.4. Bi-Variate Gegenüberstellungen/Korrelationen

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Korrelationen zwischen jeweils 2 Variablen dargestellt. Es wurden die Korrelationen zwischen den beiden Parameter der Elektrodenlage, dem mittleren Abstand zum Modiolus und dem maximalen Insertionswinkel des Elektrodenarrays, mit den Ergebnissen der Sprachverständlichkeit in Ruhe (Freiburger Sprachverständlichkeitstest für Einsilber bei 50, 60 und 70 dB) und den Ergebnissen der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch mit dem Oldenburger Satztest ermittelt.

#### 4.4.1. Signifikante Korrelationen

Signifikante Korrelationen (siehe Tabelle 5 im Anhang) ergaben sich bei folgenden Kombinationen der Variablen:

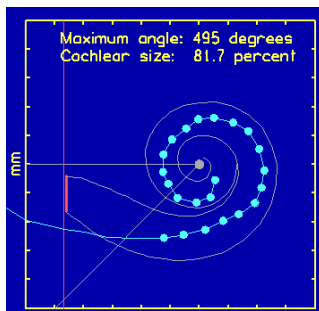
1. Der Korrelationskoeffizient für den Zusammenhang zwischen den Ergebnissen des **FrbW70max** und denjenigen des **FrbW60max** beträgt 0,597 und ist bei einem  $p < 0,001$  als hoch signifikant einzustufen. D.h. zwischen den Ergebnissen dieser beiden Tests besteht ein mittelstarker positiver Zusammenhang. Damit ist es also möglich Schlüsse über die Sprachverständlichkeit bei einem mittellauten aus den Ergebnissen bei einem lauterem Schallpegel zu ziehen und vice versa.
2. Analog korrelieren die Ergebnisse im **FrbW70max** mit den Ergebnissen im **FrbW50max**. Der Korrelationskoeffizient hierzu beträgt 0,551 bei einem  $p < 0,001$ , also ebenfalls hoch signifikant. Auch hier beobachtet man einen mittelstarken positiven Zusammenhang zwischen den beiden Testergebnissen.
3. Auch die Ergebnisse von **FrbW60max** korrelieren mit denjenigen im **FrbW50max**. Der Korrelationskoeffizient zeigt mit einem Wert von 0,708 einen eher starken Zusammenhang. Der p-Wert ist hier ebenfalls kleiner als 0,001.
4. Weiterhin korrelieren die Ergebnisse im **Oldenburger Satztest im Störgeräusch** (OldenbL50) mit denen im **Freiburger Sprachverständlichkeitstest für Einsilber** bei jeweils **70 dB**, **60 dB** und **50 dB**. Die p-Werte bei allen drei Korrelationen sind kleiner als 0,001 und damit hoch signifikant:

- a. **FrbW70max** und **OldenbL50**: der Korrelationskoeffizient zeigt mit einem Wert von  $-0,635$  einen mittelstarken negativen Zusammenhang. Steigt der Wert des FrbW70max, fällt der Wert beim Oldenburger Satztest, d.h. die Sprachverständlichkeitsschwelle sinkt und der Patient versteht bei gleichem Störgeräusch die Hälfte der Worte bei einem niedrigeren Sprachschallpegel. Man bekommt also bei einem besseren FrbW70max-Ergebnis auch ein besseres OldenbL50-Ergebnis.
  - b. **FrbW60max** und **OldenbL50**: Der Korrelationskoeffizient hierzu beträgt  $-0,547$  und zeigt damit einen mittelstarken negativen Zusammenhang zwischen den beiden Variablen: steigt der FrbW60max, fällt der OldenbL50. Bei Verbesserung des einen Testergebnisses, verbessert sich auch das andere Testergebnis.
  - c. **FrbW50max** und **OldenbL50**: zwischen diesen Variablen besteht ein mittelstarker negativer Zusammenhang, was durch den Korrelationskoeffizienten von  $-0,507$  gezeigt wird. Analog zu den vorherigen 2 Korrelationen in a. und b. verbessert sich auch hier das Ergebnis des OldenbL50, wenn sich das Ergebnis von FrbW50max verbessert.
5. Der **maximale Insertionswinkel** des Elektrodenarrays und der **mittlere Abstand des Elektrodenarrays zum Modiolus** korrelieren in einem signifikanten negativen Zusammenhang, wie am Korrelationskoeffizienten von  $-0,630$  bei einem  $p < 0,001$  zu erkennen ist.

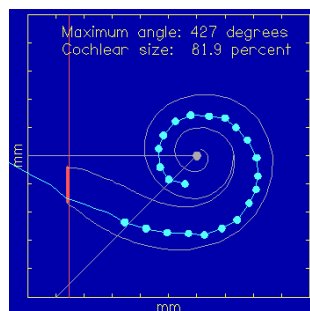
Abbildung 20 veranschaulicht den Zusammenhang zwischen diesen beiden Parametern der Elektrodenlage. Je größer die Insertionstiefe (maximaler Insertionswinkel) des Elektrodenarrays, desto näher liegen die Einzelelektroden des Elektrodenarrays am Modiolus.

**Abbildung 20: Beispielbilder zur Veranschaulichung der Elektrodenlageparameter**

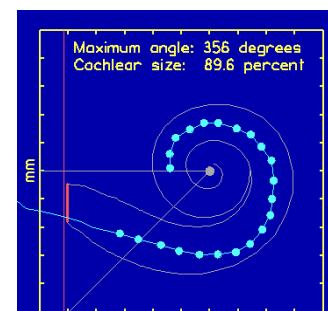
- a) großer Insertionswinkel ( $495^\circ$ ), kleiner gemittelter Abstand zum Modiolus (1,7mm);
- b) mittlerer Insertionswinkel ( $427^\circ$ ), mittlerer gemittelter Abstand zum Modiolus (2,1mm);
- c) kleiner Insertionswinkel ( $356^\circ$ ), großer gemittelter Abstand zum Modiolus (2,4mm)



a)



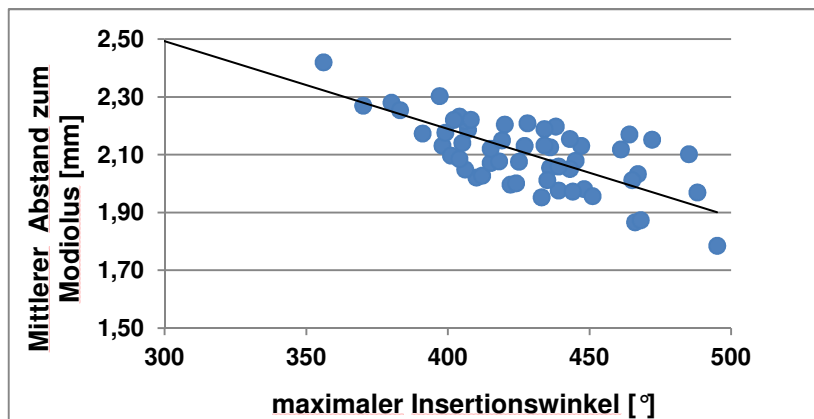
b)



c)

Dieser Zusammenhang ist zum einen auf die anatomische Beschaffenheit der Cochleawindung in Form einer Spirale, die an der Basis weiter vom Modiolus entfernt ist als an der Spitze, zurückzuführen. Desweiteren liegt auf Grund der spiralförmigen Vorformung der Contour™ Elektrode letztere nach Einlage in der Scala tympani nah am Modiolus und nicht an der Außenwand der Scala tympani, wie es bei einer geraden Elektrode zu erwarten wäre. Abbildung 21 zeigt diesen negativen Zusammenhang.

**Abbildung 21: Korrelation zwischen dem maximalen Insertionswinkel [°] und dem mittleren Abstand der Elektroden vom Modiolus n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,630$ ,  $p < 0,001$**



#### 4.5. Korrelationen der Elektrodenlage, der Dauer der Taubheit und des Alters bei der CI-Erstanpassung mit der Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch

Es wurden die Korrelationen zwischen den unabhängigen Variablen: maximaler Insertionswinkel, mittlerer Abstand zum Modiolus, Patientenalter bei der Erstanpassung und Dauer der Taubheit und den abhängigen Variablen: FrbW70max, FrbW60max, FrbW50max und OldenbL50 ermittelt.

**Abbildung 22: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,036$ ,  $p = 0,791$**

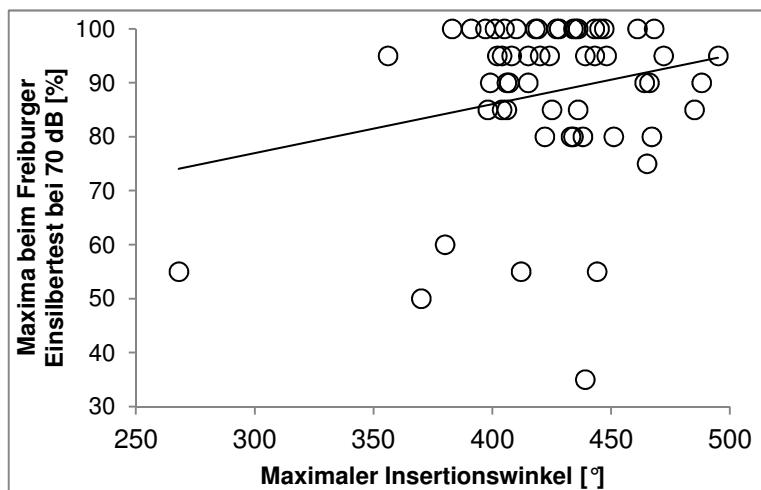
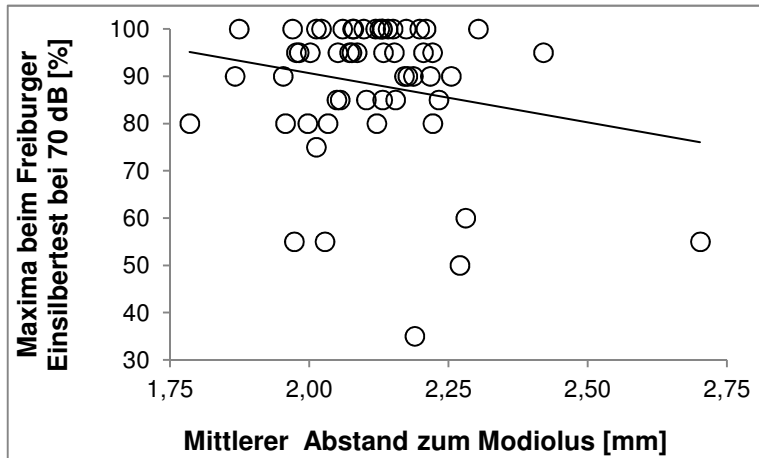


Abbildung 22 ist eine Gegenüberstellung zwischen den Ergebnissen des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 70 dB und dem maximalen Insertionswinkel. Der maximale Insertionswinkel hat keinen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit bei 70 dB. Der Korrelationskoeffizient beträgt -0,036, und der dazugehörige p-Wert liegt bei 0,791.

**Abbildung 23: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,033$ , p = 0,811**



Auch bei der Gegenüberstellung der Maxima der Verständlichkeit des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 70 dB und dem mittleren Abstand zum Modiolus zeigt sich keine signifikante Korrelation (Abbildung 23). Der Korrelationskoeffizient beträgt hier -0,033 bei einem p-Wert von 0,811.

**Abbildung 24: Korrelation der Maxima der Sprachverständlichkeit im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit dem Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = 0,151$ , p = 0,266**

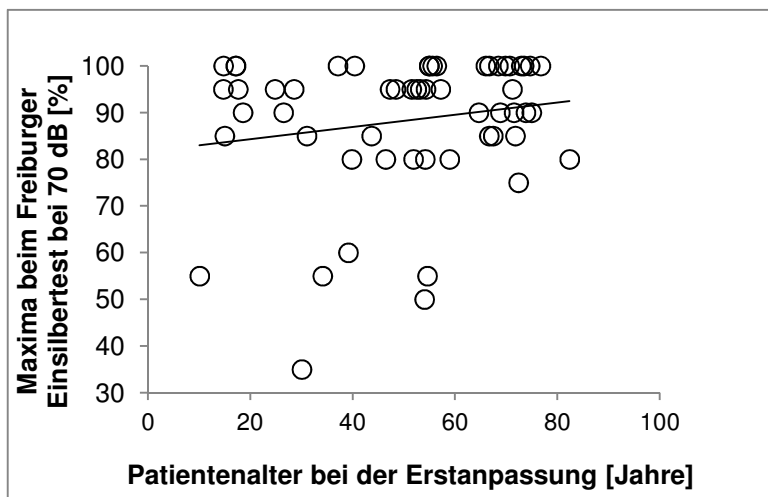


Abbildung 24 zeigt die Gegenüberstellung zwischen den Ergebnissen des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 70 dB und dem Patientenalter bei der Erstanpassung. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,151 und der dazu gehörige p-Wert 0,266. Damit zeigt sich

auch im Freiburger Einsilbertest bei 70 dB kein signifikanter Einfluss des Patientenalters auf die Sprachverständlichkeit.

**Abbildung 25: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 70 dB mit der Dauer der Taubheit n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = 0,120$ ,  $p = 0,381$**

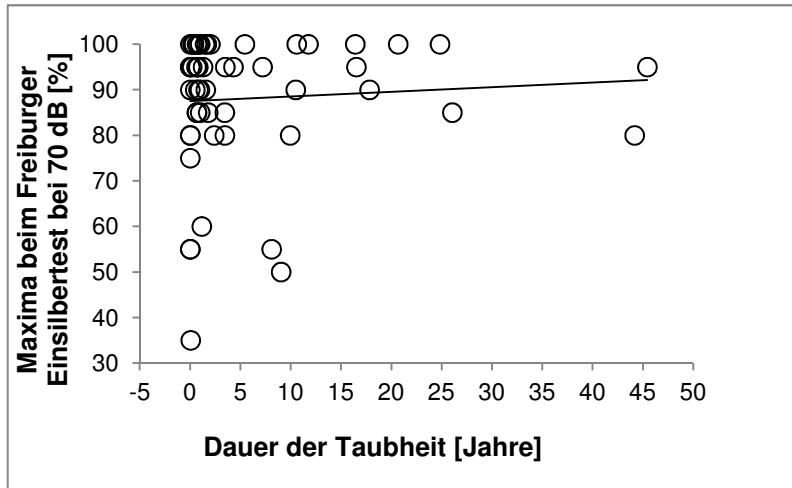


Abbildung 25 stellt die Ergebnisse des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 70 dB der Dauer der Taubheit gegenüber. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,120 und der p-Wert 0,381. Demnach hat auch die Dauer der Taubheit keinen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit bei 70 dB.

Im Folgenden werden die Gegenüberstellungen zwischen den gleichen Einflussgrößen und dem Freiburger Satztest bei 60 dB und bei 50 dB dargestellt. Die Interpretation erfolgt analog zu den schon beschriebenen Korrelationen.

**Abbildung 26: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,012$ ,  $p = 0,929$**

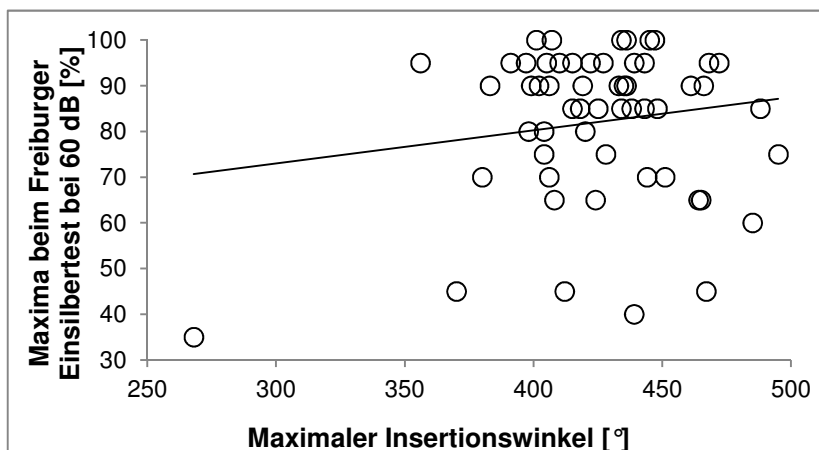
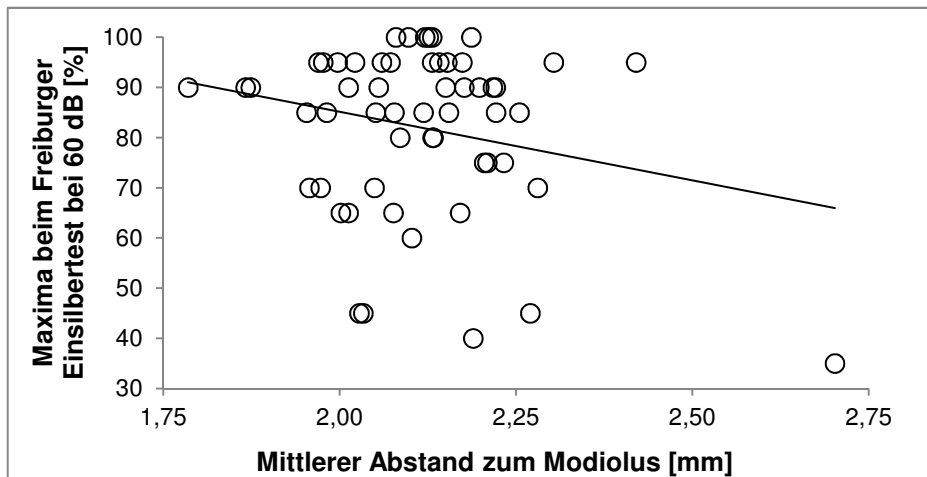


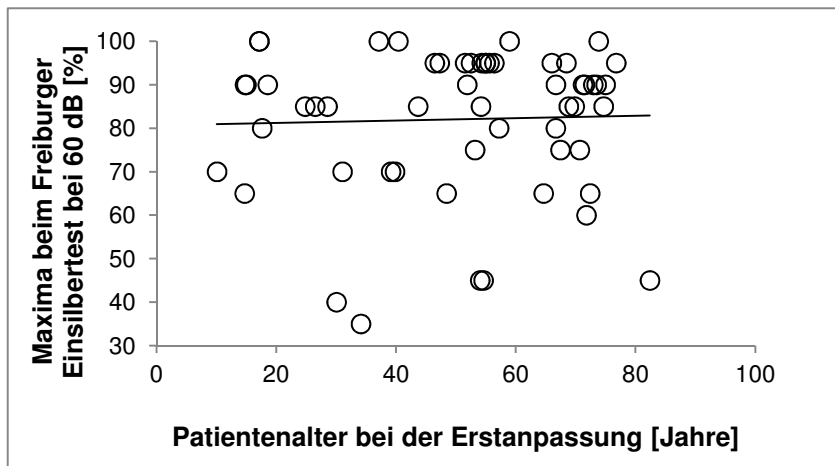
Abbildung 26 zeigt die Gegenüberstellung zwischen den Ergebnissen des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 60 dB und dem maximalen Insertionswinkel. Der Korrelationskoeffizient beträgt -0,012 und der p-Wert liegt bei 0,929, womit sich auch diese Korrelation als nicht signifikant erweist.

**Abbildung 27: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,049$ ,  $p = 0,719$**



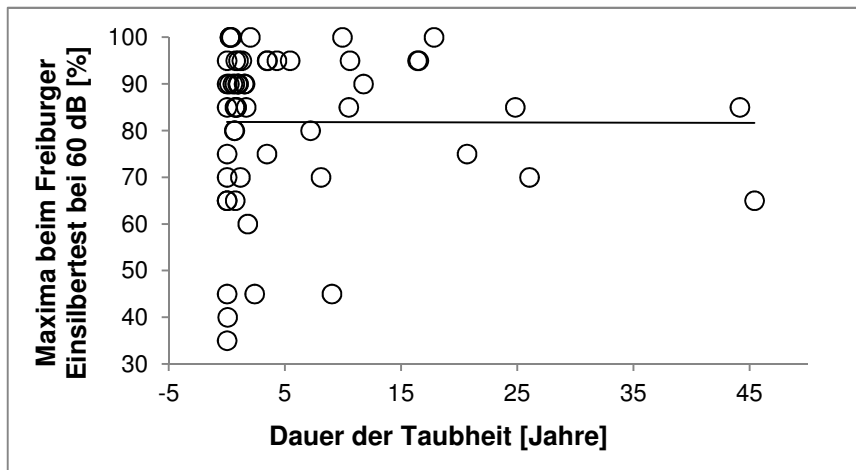
In Abbildung 27 werden die Ergebnisse des Freiburger Sprachtestes für Einsilber bei 60 dB und der mittlere Abstand zum Modiolus gegenübergestellt. Der Korrelationskoeffizient beträgt  $-0,049$  und der p-Wert  $0,719$ , womit auch dieses Ergebnis nicht signifikant ist.

**Abbildung 28: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit dem Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = 0,036$ ,  $p = 0,792$**



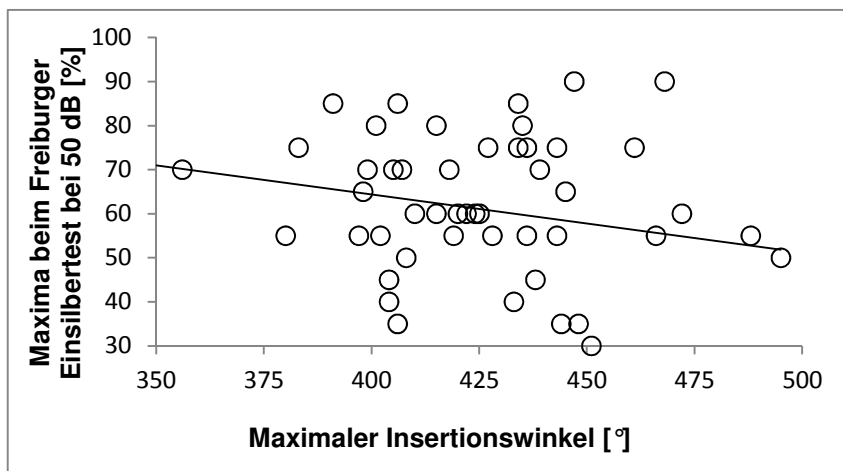
In Abbildung 28 wird der Einfluss des Alters der Patienten bei der Erstanpassung auf die Ergebnisse des Freiburger Sprachtestes für Einsilber bei 60 dB analysiert. Der Korrelationskoeffizient für die Messung beträgt  $0,036$  bei einem p-Wert von  $0,792$ . Eine signifikante Abhängigkeit der Einsilberverständlichkeit bei 60 dB vom Patientenalter bei der Erstanpassung ist nicht feststellbar.

**Abbildung 29: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 60 dB mit der Dauer der Taubheit  $n = 56$ ,  $R_{\text{Spearman}} = 0,147$ ,  $p = 0,284$**



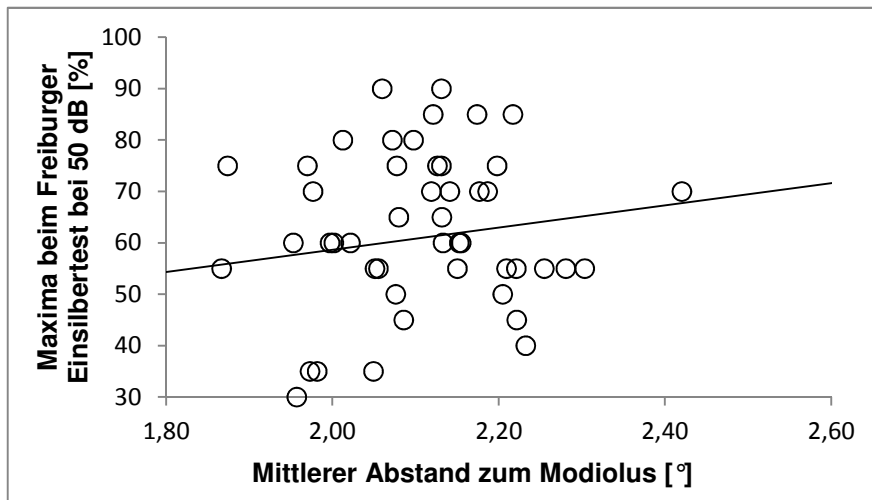
In Abbildung 29 wird die Dauer der Taubheit als Einflussgröße auf die Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilber Test bei 60 dB untersucht. Bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,147 und einem p-Wert von 0,284 hat die Dauer der Taubheit keinen signifikanten Einfluss auf die Sprachverständlichkeit im Freiburger Einsilber Test bei 60 dB.

**Abbildung 30: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays  $n = 50$ ,  $R_{\text{Spearman}} = -0,117$ ,  $p = 0,418$**



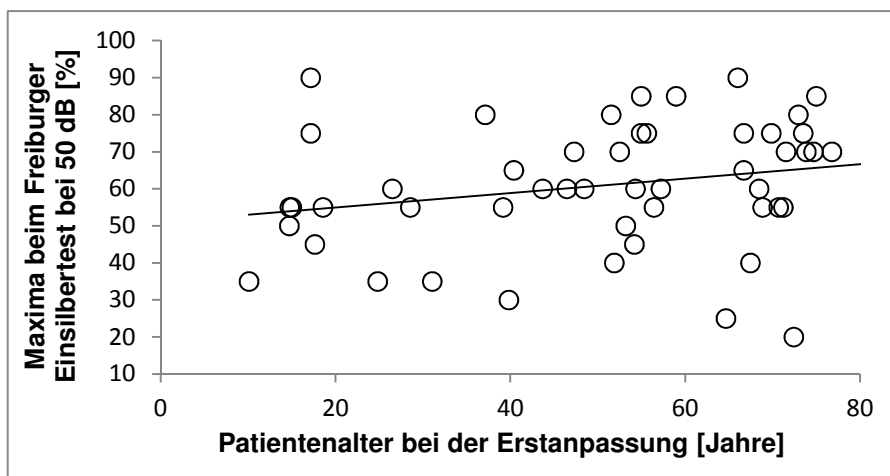
In Abbildung 30 wird der Einfluss des maximalen Insertionswinkel auf die Ergebnisse des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 50 dB untersucht. Der Korrelationskoeffizient beträgt -0,117 und der p-Wert 0,418. Es liegt keine signifikante Korrelation vor.

**Abbildung 31: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus  $n = 50$ ,  $R_{\text{Spearman}} = 0,059$ ,  $p = 0,682$**



Die Einflussgröße ist in Abbildung 31 der mittlere Abstand zum Modiolus. Die Zielgröße wird durch die Maxima beim Freiburger Einsilber Test bei 50 dB repräsentiert. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,059 bei einem p-Wert von 0,682, womit diese Korrelation nicht signifikant ist.

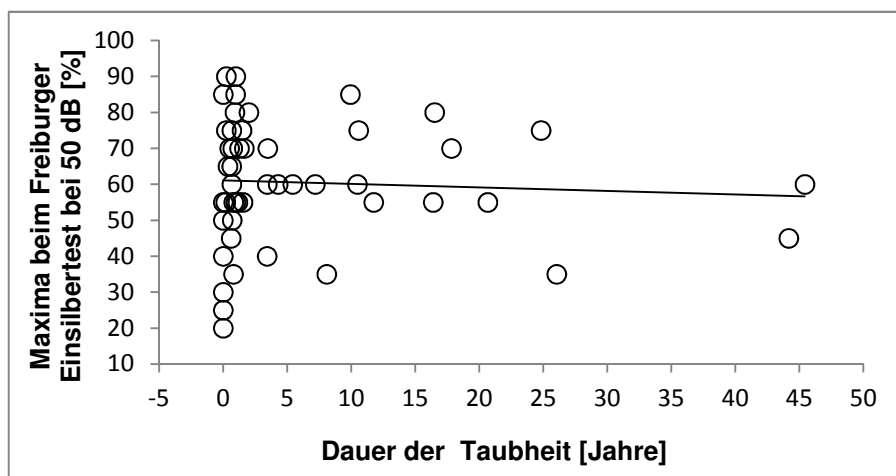
**Abbildung 32: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit dem Alter der Patienten bei der Erstanpassung  $n = 50$ ,  $R_{\text{Spearman}} = 0,297$ ,  $p = 0,036$**



Die Einflussgröße ist in Abbildung 32 das Patientenalter bei der Erstanpassung. Bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,297 und einem p-Wert von 0,036 besteht hier ein leicht positiver Zusammenhang zwischen den beiden Größen, d.h. je älter der Patient, umso besser die Sprachverständlichkeit. Jedoch weist der niedrige Korrelationskoeffizient auf einen eher schwachen Zusammenhang hin, womit dieser Zusammenhang eine eher untergeordnete Bedeutung hat.



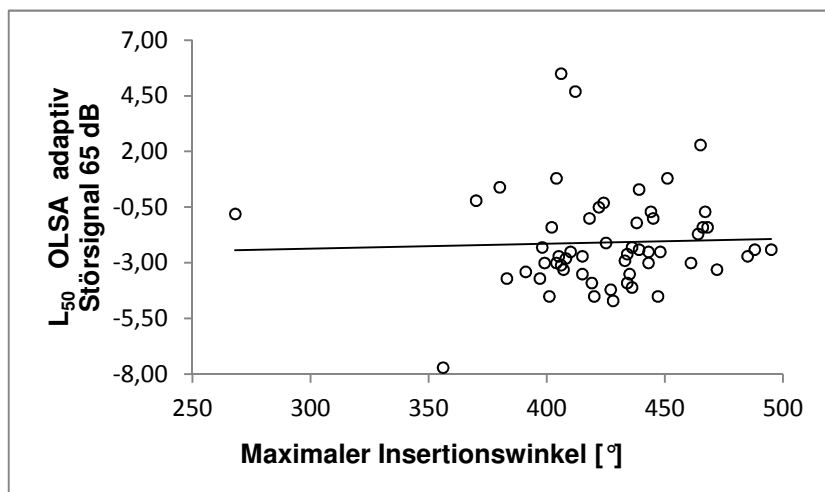
**Abbildung 33: Korrelation der Maxima im Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB mit der Dauer der Taubheit  $n = 50$ ,  $R_{\text{Spearman}} = 0,117$ ,  $p = 0,422$**



Einflussgröße ist in Abbildung 33 die Dauer der Taubheit. Der Korrelationskoeffizient liegt bei 0,117 und der p-Wert bei 0,422, womit kein signifikanter Einfluss der Dauer der Taubheit auf die Sprachverständlichkeit bei 50 dB nachzuweisen ist.

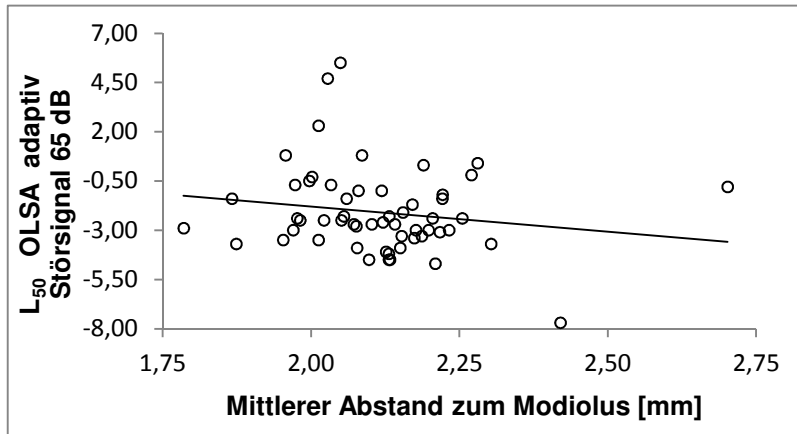
Als nächstes werden die gleichen Einflussgrößen auf die Ergebnisse des Oldenburger Satztestes im Störgeräusch untersucht. Die Interpretation ist analog zu den schon beschriebenen Korrelationen.

**Abbildung 34: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle  $L_{50}$  im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit dem maximalen Insertionswinkel des Arrays  $n = 56$ ,  $R_{\text{Spearman}} = 0,025$ ,  $p = 0,853$**



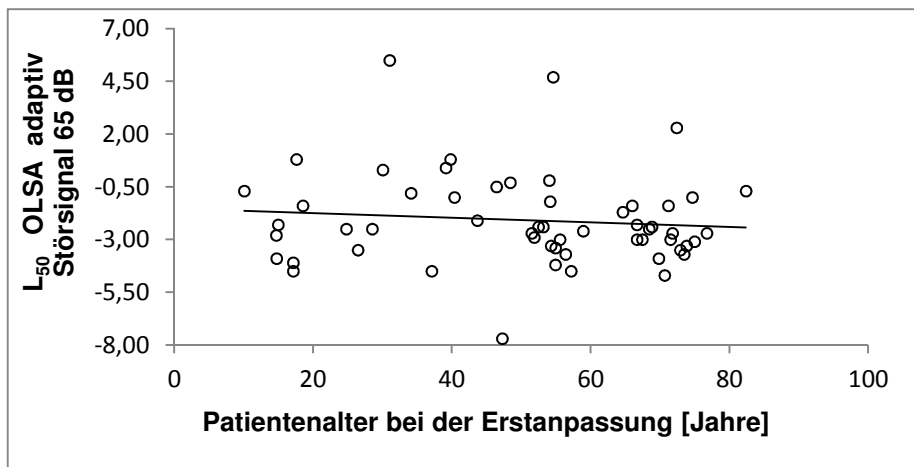
Die Einflussgröße ist der maximale Insertionswinkel. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,025 und der p-Wert, 0,853, womit in Abbildung 34 kein signifikanter Zusammenhang gezeigt wird.

**Abbildung 35: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit dem mittleren Abstand des Arrays zum Modiolus n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,172$ ,  $p = 0,204$**



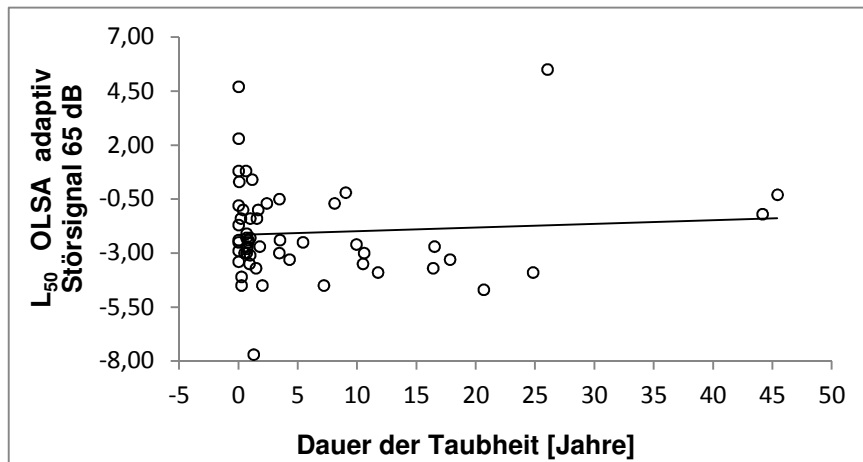
Die Einflussgröße in Abbildung 35 ist der mittlere Abstand zum Modiolus. Der Korrelationskoeffizient liegt bei -0,172 und der p-Wert beträgt 0,204, womit die Ergebnisse dieser Korrelation als nicht signifikant zu bewerten sind.

**Abbildung 36: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit dem Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,144$ ,  $p = 0,290$**



Einflussgröße ist in Abbildung 36 das Patientenalter. Die Werte für den Korrelationskoeffizienten und für den p-Wert betragen -0,144 bzw. 0,290. Daraus folgt, dass das Patientenalter die Sprachverständlichkeit im Störgeräusch nicht signifikant beeinflussen kann.

**Abbildung 37: Korrelation der adaptiven Messung der Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB mit der Dauer der Taubheit n = 56,  $R_{\text{Spearman}} = -0,212$ ,  $p = 0,120$**



Als letzter Parameter der Einzelanalyse wird in Abbildung 37 die Dauer der Taubheit untersucht. Der Korrelationskoeffizient für diese Messung beträgt  $-0,212$  bei einem p-Wert von  $0,120$ . Auch dieses Ergebnis ist als nicht signifikant zu betrachten.

#### 4.6. Multiple Regressionsanalyse

Nachdem im vorangegangenen Abschnitt untersucht wurde, ob einzelne Parameter auf die Sprachverständlichkeit einen Einfluss ausüben, widmen sich die folgenden Analysen der Fragestellung, ob der maximale Insertionswinkel des Arrays, der mittlere Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, das Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung und die Dauer der Taubheit gemeinsam die Sprachverständlichkeit beeinflussen können. So wurde in insgesamt vier Regressionsmodellen der Einfluss des maximalen Insertionswinkels des Arrays, des mittleren Abstandes der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, des Alters der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie der Dauer der Taubheit jeweils auf die abhängigen Variablen FrbW70max, FrbW60max, FrbW50max und Oldenb L50 analysiert. Die errechneten Koeffizienten werden auf ihre Signifikanz für das jeweilige Modell überprüft und die Güte des gesamten Modells mit Hilfe des Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) und der Varianzanalyse (ANOVA) beurteilt.

Anhand der Koeffizienten der Einzelkorrelationen kann zwar eine Aussage darüber getroffen werden, ob zwischen den Variablen einen Zusammenhang besteht, aber nicht darüber wie stark sich eine Änderung bei der einen Variable auf die andere auswirkt. Auskunft darüber geben die sogenannten B-Werte in den Tabellen 6 bis 9.

Ergebnisse des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der

Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei **70 dB** (Tabelle 6):

- Ein B-Wert von 0,055 bei dem maximalen **Insertionswinkel** bedeutet, dass wenn der Winkel um  $1^\circ$  größer wird, der FrbW70max um 0,055% stiege, wenn das Ergebnis signifikant ist, s.u.
- Beim **mittleren Abstand zum Modiolus** beträgt der B-Wert -15,645, d.h., verringert sich der Abstand zum Modiolus um 1mm, so stiege der FrbW70max um 15,645 %.
- Der B-Wert des **Patientenalters bei der Erstanpassung** beträgt 0,132. Das bedeutet, dass wenn das Alter um 1 Jahr steigt, der FrbW70max um 0,132 % stiege.
- Der letzte untersuchte Parameter bei diesem Modell ist die **Dauer der Taubheit**. Hier beträgt der B-Wert 0,096, d.h., steigt die Dauer der Taubheit um 1 Jahr, so stiege der FrbW70max um 0,096 %.

Die **p-Werte** für alle Messungen in Tabelle 6 sind größer als 0,05 und damit nicht signifikant. Somit konnte die Null-Hypothese auf dem 5 % Signifikanzniveau nicht abgelehnt werden. Dies bedeutet, dass keine der unabhängigen Variablen auf die Ergebnisse des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 70 dB einen Einfluss ausübt.

Der **R-Quadrat-Wert** für dieses Modell beträgt 0,097, was bedeutet, dass nur 9,7 % der Varianz der abhängigen Variablen durch die Varianz der unabhängigen Variablen zu erklären sind und somit der Erklärungsgehalt des Modells sehr gering ist.

Die **F-Statistik** in der Varianzanalyse ist mit einem p-Wert von 0,270 ebenfalls nicht signifikant, die Null-Hypothese kann nicht abgelehnt werden. Somit scheint das Modell für die Daten in diesem Fall nicht geeignet zu sein.

**Schlussfolgerung** des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei **70 dB**: Die unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) haben auf die Ergebnisse des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 70 dB keinen Einfluss.

Ergebnisse des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei **60 dB** (Tabelle 7):

B-Werte:

- **Maximaler Insertionswinkel:** Der B-Wert von 0,019 bedeutet, dass wenn der Winkel um  $1^\circ$  steigt, der FrbW60max um 0,019 % stiege, wenn das Ergebnis signifikant ist.
- **Mittlerer Abstand zum Modiolus:** Verringert sich der mittlere Abstand zum Modiolus um 1 mm, verbesserte sich der FrbW60max um 25,687 (B-Wert = -25,687)
- **Patientenalter bei der Erstanpassung:** steigt das Patientenalter um 1 Jahr, so stiege der FrbW60max um 0,041 %.
- **Dauer der Taubheit:** Verringert sich die Dauer der Taubheit um 1 Jahr, verbesserte sich der FrbW60max um 0,008 % (B-Wert = -0,008)

Die **p-Werte** der Koeffizienten sind alle größer als 0,05 und damit auf dem 5 % Signifikanzniveau nicht signifikant.

Der **R-Quadrat-Wert** für dieses Modell beträgt 0,060, d.h., nur 6 % der Varianz der abhängigen Variablen können durch die Varianz der unabhängigen Variablen erklärt werden.

Das Ergebnis der **Varianzanalyse** ist bei einem p-Wert von 0,535, wie in Tabelle 7 ersichtlich als nicht signifikant zu betrachten.

**Schlussfolgerung** des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei **60 dB**: Die unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) haben auf die Ergebnisse des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 60 dB keinen Einfluss.

Ergebnisse des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei **50 dB** (Tabelle 8):

B-Werte:

- **Maximaler Insertionswinkel:** Steigt der Insertionswinkel um  $1^\circ$ , so verschlechterte sich der FrbW50max um 0,0120 %, wenn das Ergebnis signifikant ist (B-Wert = -0,120).
- Steigt der **mittlere Abstand zum Modiolus** um 1mm, so verbesserte sich der FrbW50max um 6,642 % bei bewiesener Signifikanz (B-Wert = 6,642).

- Steigt das **Patientenalter bei der Erstanpassung** um 1 Jahr, so verbesserte sich der FrbW50max um 0,174 %.
- Verringert sich die **Dauer der Taubheit** um 1 Jahr, so verbesserte sich der FrbW50max um 0,142 % (B-Wert = -0,142).

Die **p-Werte der Koeffizienten** sind auf dem 5 %-Signifikanzniveau nicht signifikant.

Der **R-Quadrat-Wert** für das in Tabelle 8 dargestellte Modell beträgt 0,105. Das bedeutet, dass lediglich 10,5 % der Varianz der abhängigen Variablen durch die Varianz der unabhängigen Variablen erklärt werden können.

Der **p-Wert der Varianzanalyse** ist mit 0,287 auch nicht signifikant.

**Schlussfolgerung** des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei **50 dB**: Die unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) haben auf die Ergebnisse des Freiburger Sprachtests für Einsilber bei 50 dB keinen Einfluss.

Ergebnisse des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) bezüglich der abhängigen Variable Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Satztest bei Oldenburger Rauschen von 65 dB (Tabelle 9):

B-Werte:

- Steigt der **maximale Insertionswinkel** um 1°, so verbesserte sich der OldenbL50 um 0,003 dB (B-Wert = -0,003).
- Verringert sich der **mittlere Abstand zum Modiolus** um 1°, so verschlechterte sich der OldenbL50 um 2,747 dB (B-Wert = -2,747).
- Steigt das **Patientenalter bei der Erstanpassung** um 1 Jahr, so verbesserte sich der OldenbL50 um 0,009 dB (B-Wert = -0,009).
- Steigt die **Dauer der Taubheit** um 1 Jahr, so verschlechterte sich der OldenbL50 um 0,017 dB (B-Wert = 0,017).

Die **p-Werte der Regressionskoeffizienten** sind alle größer als 0,05, womit die Null-Hypothese auf dem 5 % - Signifikanzniveau nicht abgelehnt werden kann.

Der **R-Quadrat-Wert** für dieses letzte in Tabelle 9 dargestellte Modell beträgt 0,042, d.h., 4,2% der Varianz der abhängigen Variablen kann durch die Varianz der unabhängigen Variablen erklärt werden.

Der p-Wert für die **F-Statistik** ist mit 0,706 ebenfalls nicht signifikant.

**Schlussfolgerung** des Regressionsmodells der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Satztest bei Oldenburger Rauschen von 65 dB: Die unabhängigen Variablen (maximaler Insertionswinkel des Arrays, mittlerer Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus, Alter der Patienten bei der CI-Erstanpassung sowie Dauer der Taubheit) haben auf die Ergebnisse des Oldenburger Satztestes im Störgeräusch keinen Einfluss.

#### 4.7. Schlussfolgerung aus den statistischen Analysen:

Im Kapitel Ergebnisse wurden zuerst alle Variablen im Hinblick auf eine Normalverteilung überprüft. Die Verteilung beschreibt die Daten und bildet die Voraussetzung für viele statistische Tests. Nach dem KS-Test lässt sich bei den Parametern maximaler Insertionswinkel und mittlerer Abstand zum Modiolus eine Normalverteilung vermuten. Bei einer weiteren Überprüfung durch den Shapiro-Wilk-Test bestätigt sich diese Vermutung. Zudem ist nach diesem Test zusätzlich die Variable FrbW50max normalverteilt, jedoch im Vergleich zu den anderen beiden Variablen mit einem wesentlich geringeren Signifikanzwert. Gefolgt wurde dieser Schritt von den bi-variaten Gegenüberstellungen. Die Variablen wurden mittels des Spearman'schen Korrelationskoeffizienten korreliert. Signifikante Zusammenhänge fanden sich bei folgenden Variablen:

Positive Korrelationen zwischen den:

- Ergebnissen beim **FrbW70max** und den Ergebnissen beim **FrbW60max**
- Ergebnissen beim **FrbW70max** und den Ergebnissen beim **FrbW50max**
- Ergebnissen beim **FrbW60max** und den Ergebnissen beim **FrbW50max**
- Ergebnissen beim **FrbW50max** und dem **Patientenalter bei der Erstanpassung**

Negative Korrelationen zwischen den:

- Ergebnissen beim **FrbW70max** und den Ergebnissen beim **OldenbL50**
- Ergebnissen beim **FrbW60max** und den Ergebnissen beim **OldenbL50**
- Ergebnissen beim **FrbW50max** und den Ergebnissen beim **OldenbL50**

- Messungen zum **mittleren Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus** und denjenigen zum **maximalen Insertionswinkel**.

Alle anderen Korrelationen, ins Besondere diejenigen zwischen den einzelnen Einflussvariablen (maximaler Insertionswinkel, mittlerer Abstand zum Modiolus, Patientenalter bei der Erstanpassung) und den Parametern der Sprachverständlichkeit (FrbW70max, FrbW60max, FrbW50max und OldenbL50) waren nicht signifikant (Tabelle 1).

**Tabelle 1: Korrelationskoeffizienten und p-Werte für die Gegenüberstellung der Parameter der Elektrodenlage und der Sprachverständlichkeit**

	<b>Freiburger Einsilber Maxima 50 dB</b>	<b>Freiburger Einsilber Maxima 60 dB</b>	<b>Freiburger Einsilber Maxima 70 dB</b>	<b>L50</b>
<b>Maximaler Insertionswinkel R<sub>Spearman</sub></b>	-0,182	-0,044	-0,004	0,135
<b>p-Wert</b>	0,206	0,749	0,974	0,323
<b>Mittlerer Abstand zum Modiolus R<sub>Spearman</sub></b>	0,059	-0,049	-0,033	-0,172
<b>p-Wert</b>	0,682	0,719	0,811	0,204

Desweiteren wurden 4 Regressionsmodelle erstellt um den gemeinsamen Einfluss aller unabhängigen Variablen (der maximale Insertionswinkel, der mittlere Abstand zum Modiolus, das Patientenalter bei der Erstanpassung und die Dauer der Taubheit) auf jede einzelne Zielgröße zu überprüfen. Die Modelle wurden anhand des Bestimmtheitsmaßes und der Varianzanalyse überprüft. Bei keinem der Modelle konnte ein Einfluss der unabhängigen Variablen auf die abhängigen Variablen (FrbW70max, FrbW60max, FrbW50max, OldenbL50) festgestellt werden.

Aus den durchgeführten Analysen lässt sich folgern, dass die Lage der Elektrode bei den getesteten 56 Patienten keinen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit hat. Das Alter der Patienten bei CI-Implantation und die Dauer der Taubheit haben sich ebenso nicht als Einflussfaktoren für die Sprachverständlichkeit erwiesen.

## 5. DISKUSSION

In dieser Studie wurde untersucht, ob die intracochleäre Position des Elektrodenträgers einen Einfluss auf die postoperative Sprachverständlichkeit hat, vorausgesetzt die CI-Elektrode wurde mit allen Einzelelektroden in der Cochlea regelrecht positioniert.



Nach dem Prinzip der Orts-Frequenz-Zuweisung in der Cochlea lässt sich vermuten, dass eine tiefe Insertion der CI-Elektrode, bei der sowohl die hohen, als auch die tiefen Frequenzbereiche miterfasst werden und damit eine möglichst naturgetreuen Wahrnehmung der akustischen Information erzielt werden könnte, zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit führt. Desweiteren stellt sich die Frage, ob eine elektrische Stimulation eines Elektrodenträgers der basalen Anteile der Cochlea die gleiche Auswirkung auf die Auflösung der Tonhöhenempfindung hat wie eine Stimulation der apikalen Bereiche der Cochlea. Baumann und Nobbe (2005) haben in einer Studie festgestellt, dass die Stimulation an unterschiedlichen Orten in der apikalen Windung der Cochlea keine wesentliche Veränderung in der Tonhöhenempfindung hervorruft. Benutzt wurde hier eine MED-EL COMBI 40+ Elektrode. Geier und Norton (1992) haben die letzten 5 apikalen Elektroden eines Elektrodenträgers ausgeschaltet und keinen Einfluss in der Sprachdiskrimination nachgewiesen, hingegen war ein Einfluss bei den mittleren Elektroden feststellbar. Benutzt wurde hier die Nucleus® 22 Elektrode, eine gerade, also nicht vorgeformte CI-Elektrode. Fu und Shannon (1999) und Friesen et al. (2000) sehen hingegen einen Vorteil in der Stimulation von sich apikal befindenden Regionen bezüglich der Phonemidentifikation. Pfingst et al. (2001) beschreiben einen Vorteil für die Sprachverständlichkeit bei der Stimulation zentral (mittig) liegender Elektroden. Wenn man annimmt, dass die apikal liegenden Elektroden einen geringeren Einfluss auf die Tonhöhenempfindung ausüben als basal liegenden Elektroden, würden Patienten mit sehr tief inserierten CI-Elektroden kein besseres Ergebnis in der Sprachverständlichkeit erzielen können, als Patienten mit weniger tief inserierten Elektroden.

Bei der vorliegenden Analyse ergab sich kein signifikanter Einfluss der Insertionstiefe der CI-Elektrode auf die Sprachverständlichkeit mit dem Freiburger Einsilber Test, weder bei 70 dB, 60 dB, noch bei 50 dB. Die Messergebnisse des einbezogenen Patientenkollektivs lagen sowohl bei 70 dB, wie auch bei 60 dB mit  $88 \pm 15 \%$  und  $82 \pm 17 \%$  überwiegend im Sättigungsbereich. Dieses Sättigungsphänomen kann der Grund dafür sein, warum die Gegenüberstellung der Ergebnisse der Sprachverständlichkeit bei 70 dB und bei 60 dB mit den Parametern der Elektrodenlage keine signifikanten Korrelationen ergeben. Doch auch bei 50 dB zeigt sich trotz breiterer Streuung der Messergebnisse kein signifikanter Einfluss der CI-Elektroden tiefe auf die Sprachverständlichkeit.

Im Gegensatz zu diesen Ergebnissen zeigten Skinner et al. (2002) eine Korrelation zwischen der Insertionstiefe und der Sprachverständlichkeit bei 26 Patienten. Allerdings wurden in dieser Studie mögliche Kofaktoren, die die postoperative Sprachverständlichkeit beeinflussen

könnten, nicht berücksichtigt. Auch Yukawa et al. (2004) fanden eine Korrelation zwischen der Insertionstiefe und der postoperativen Sprachverständlichkeit. Faktoren, wie Dauer der Taubheit vor Implantation, Hörhilfen und präoperative Sprachverständlichkeit wurden von Yukawa et al. (2004) mitberücksichtigt. Der Abstand der eingeführten Elektrode zum Modiolus wurde in der Studie nicht untersucht. Allerdings wurde bei diesen beiden Studien die gerade und nicht die vorgeformte CI-Elektrode untersucht.

Auch Blamey et al. (1992) und Hodges et al. (1999) konnten, wie in dieser Arbeit, keinen Zusammenhang zwischen der Insertionstiefe und der Sprachverständlichkeit feststellen. Benutzt wurden auch hier gerade und nicht vorgeformte CI-Elektroden. Desweiteren wurde die Insertionstiefe in diesen beiden genannten Studien lediglich mittels einer intraoperativen Schätzung der Insertionstiefe der CI-Elektrode des Operateurs ermittelt. Die Insertionstiefe des Elektrodenträgers intraoperativ zu ermitteln ist jedoch recht ungenau, da bei unterschiedlichen Operateuren, die die Insertion und die Schätzung vorgenommen haben Abweichungen entstehen und anatomische Varianzen, z.B. Dicke des Knochens über der Cochlea bis zum Eingang der Scala tympani und die Größe der Cochlea, bestehen, die diese Messmethode ungenau machen. Daher empfahlen Xu et al. (1994) und Marsh et al. (1993) eine radiologische Ermittlung der Insertionstiefe. Marsh et al. (1993) geben den Hinweis, dass die modifizierte Stenvers Aufnahme Vorteile gegenüber der CT-Darstellung hat, wie z. B. die Darstellung der gesamten Cochlea auf einem einzelnen Bild, sowie Minimierung von Artefakten, hervorgerufen durch Metallteile. In der vorliegenden Studie wurden postoperative Xu-Aufnahmen benutzt, die hinreichende Informationen bezüglich der postoperativen Elektrodenlagebestimmung liefern, um die Implantationsergebnisse sinnvoll evaluieren zu können (Xu et al. 1994).

Anhand der Röntgenbildaufnahme nach Xu wurde bisher die CI-Insertionstiefe manuell ermittelt (Xu et al. 2000; Marsh et al. 1993). Um die Ermittlung der CI-Elektrodenlage zu standardisieren, wurde die sogenannte CView-Software durch L. T. Cohen entwickelt (Cohen 2003). Mit diesem Computerprogramm können die verschiedenen Parameter der Elektrodenlage in der Cochlea ermittelt werden, wie die Insertionstiefe und der gemittelte Abstand aller Einzelelektroden eines CI-Elektrodenträgers zum Modiolus. Hierbei wird auch die Größe der Cochlea berücksichtigt. Bei der hier vorliegenden Untersuchung der Reproduzierbarkeit der CView-Auswertungsergebnisse ergaben sich bei den verschiedenen Test-Retests bezüglich der Cochleagröße, dem maximalen Insertionswinkel und dem mittleren Abstand der CI-Elektrode zum Modiolus, keine signifikanten Abweichungen, sodass davon ausgegangen werden kann, dass die Auswertung der CI-Insertionslageparameter mit

der CView-Software reliabel ist. Bei der Messung der Abweichungen zwischen zwei Untersuchern ergab lediglich die Registrierung des maximalen Insertionswinkels einen signifikanten Unterschied von 5 %. Bezogen auf die Streubreite der Einzelergebnisse war jedoch dieser Unterschied gering und in Anbetracht der ungleich mehr streuenden Ergebnisse in der Sprachverständlichkeit für Korrelationen mit dieser irrelevant. Die Test-Retest Variabilität beim Freiburger Sprachtest für Einsilber beträgt  $9 \pm 8\%$  und beim Oldenburger Satztest im Störgeräusch  $3,1 \pm 2,5\%$  / dB bei Patienten (Müller-Deile 2009 b). Aus diesen Angaben ist zu schließen, dass die Auswertung der Elektrodenlage mit der CView-Software nicht nur reliabel, sondern, wie sich anhand des Vergleichs zwischen den Untersuchern ergibt, auch objektiv ist.

Als Schwäche der CView-Software sind die vorgegebenen Modellberechnungen zu erwähnen. Diese Berechnungen sind für eine normal geformte, durchschnittliche Cochlea entwickelt worden. Jedoch variiert die menschliche Cochlea bezüglich ihrer Form und Größe, wie Gopen et al. (1997) in einer Studie an 101 Felsenbeinen bewiesen haben. Auch die Morphologie der Cochlea beeinflusst die Insertionstiefe der CI-Elektrode (Escudé et al. 2006). Somit führen beispielsweise Messungen bei einer ovalen Cochlea-Form oder Messungen an zu großen oder zu kleinen Cochleae zu gewissen Ungenauigkeiten. In dieser Studie wurden nur Bilder ausgewertet, auf denen das Vestibulum und die Außenwand der Cochlea gut zur Darstellung kommen. Desweiteren müssen auf der Röntgenaufnahme die Bogengänge, ins Besondere der obere und der laterale Bogengang jeweils übereinander projiziert werden und senkrecht zueinander stehen. Somit wird eine gerade und nicht in der Ebene verdrehte Cochlea-Darstellung gewährleistet. Die Tatsache, dass die Cochlea nicht auf allen klinisch erstellten Röntgenbildern derart dargestellt war führt in dieser Studie mangels der Güte der benutzten Bildgebung oder auf Grund einer ungenauen Einstellung des Röntgenstrahls, zu der eingeschränkten Fallzahl.

Ein weiterer Nachteil der Software ist die Tatsache, dass nur plane Röntgenbilder auszuwerten sind. Dies bedeutet, dass Phänomene, die im 3-dimensionalen Raum zu beobachten wären, nicht berücksichtigt werden konnten. Dies betrifft z.B. eine unbeabsichtigte Insertion des Elektrodenarrays in die Scala vestibuli oder sogenannte Skalensprünge, Durchbrüche der Basilarmembran und damit das Gelangen des Elektrodenarrays von der Scala tympani in die Scala vestibuli, sowie Stauchungen des Elektrodenträgers, die eventuell einen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit haben können. Jedoch sind bei der Contour Advance Elektrode im Vergleich zur Contour Elektrode seltener Skalensprünge zwischen der Scala tympani und vestibuli zu verzeichnen, wie Aschendorff et

al. (2007) in einer Studie, in der die intracochleäre Lage der Elektroden im dreidimensionalen Raum radiologisch ermittelt wurde, berichteten. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Adunka et al. (2006) in einer Studie, bei der CI-Implantationen mit der Contour Advance Elektrode an Felsenbeinen stattfanden. Die histologische Aufarbeitung zeigte eine modiolusnahe CI-Implantation bei allen 16 Felsenbeinen. 14 CI-Elektroden befanden sich in der Scala tympani, lediglich bei zwei wurde eine Implantation in der Scala vestibuli beobachtet. Eine vollständige CI-Implantation in die Scala tympani erwies sich auf die Sprachverständlichkeit als vorteilhaft. Aschendorff et al. (2007) konnten nachweisen, dass eine reine CI-Elektrodenlage in der Scala tympani zu signifikant besseren Ergebnissen in der Sprachverständlichkeit führte, als CI-Elektrodenlagen in der Scala vestibuli oder bei Skalensprüngen. Es kann in der hier vorgelegten Studie aufgrund der sehr guten Ergebnisse in der Sprachverständlichkeit der Patienten nach CI-Implantation vermutet werden, dass Skalensprünge von der Scala tympani in die Scala vestibuli kaum auftraten und somit die Sprachverständlichkeit nur wenig beeinflussten. Ursächlich hierfür kann die Struktur des Elektrodenarrays, sowie die angewendeten Operationstechniken (Soft surgery- und AOS-Technik) und die Tatsache, dass nur wenige Operateure die CI-Implantationen durchführten sein.

Die Auswertung der Daten zeigte eine signifikante Korrelation des maximalen Insertionswinkels der CI-Elektrode bezogen auf den mittleren Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus. Somit befinden sich tiefer inserierte Elektrodenträger näher am Modiolus, als weniger tief inserierte Elektrodenträger. Da in der Studie lediglich ein Elektrodenträgermodell untersucht wurde, gibt diese Korrelation einen gewissen Hinweis darüber, dass die CI-Elektroden chirurgisch *lege artis* eingeführt wurden und nicht gestaucht oder axial in der Ebene verdreht in der Cochlea liegen. Die Vorformung der Contour-Elektrode führt dazu, dass im Vergleich zu einer geraden Elektrode, die Elektrode nach der Insertion näher am Modiolus liegt. Dieses wurde in histologischen Studien mit Aufarbeitung des Felsenbeines nach Implantation bewiesen (Tykocinski et al. 2000; Tykocinski et al. 2001; Parkinson et al. 2002).

Die perimodiolare Lage der CI-Elektrode, wie mit der Contour Elektrode erreichbar, hat gewisse Vorteile gegenüber einem großen Elektroden-Modiolus-Abstand, der bei gerade geformten CI-Elektroden zu beobachten ist. So sind mit der Contour Elektrode geringere Ströme notwendig, um den Hörnerven zu stimulieren, wodurch sich auch die elektrischen Felder verringern, sodass örtlich feiner abgestimmte Stimulationen des Hörnerven ermöglicht werden können. Die Größe der elektrischen Felder ist ein Faktor, der die postoperative

Sprachverständlichkeit beeinflussen kann. Kleinere elektrische Felder ermöglichen eine gezieltere elektrische Stimulation und damit eine größere Frequenzspezifität. Auf diese Weise können Überlappungen der elektrischen Felder, die zu unangenehmen Lautheitseindrücken führen können, vermieden werden. Es lässt sich vermuten, dass dies von Vorteil bei der postoperativen Sprachverständlichkeit bei Patienten, deren Elektrodenarrays sich nah am Modiolus befinden, ist. Cohen et al. (2001) berichteten über die Vorteile der modiolusnahen Implantation im Sinne einer Zunahme im Lautstärkeumfang und einer differenzierteren Lautheitswahrnehmung. Andererseits könnten Patienten mit einer größeren Anzahl an degenerierten Nervenfasern von eher breiteren elektrischen Feldern profitieren, da in diesen Fällen erst durch die breiteren Felder eine Stimulation ermöglicht wäre. In der vorliegenden Studie konnte kein signifikanter Einfluss des gemittelten Abstandes der Einzelelektroden eines Arrays zum Modiolus auf die Sprachverständlichkeit gefunden werden, weder in Ruhe, noch im Störgeräusch. Ein möglicher Grund für die fehlende Korrelation kann die Tatsache sein, dass sich bezüglich des Abstandes der CI-Arrays zum Modiolus Sättigungseffekte einstellten, da die Lage der CI-Elektroden in der Cochlea kaum variierte. Alle in der Studie eingeschlossenen Patienten waren mit einem Nucleus® CI 24 Cochlea Implantat versorgt. Da es sich hierbei um ausschließlich vorgeformte Elektrodenträger handelt, ergeben sich bezüglich des Abstandes der CI-Elektrode zum Modiolus keine großen Unterschiede, die für die Sprachverständlichkeit relevant sein könnten, wie dies bei nicht vorgeformten Elektrodenträgern der Fall wäre.

Die eher geringe Varianz der Insertionstiefe ergibt sich auch aus der angewandten Operationstechnik, bei der die Insertion der Elektroden i.W. nicht über die vom Hersteller angegebenen Markierungen hinaus erfolgte.

### **Dauer der Taubheit und Patientenalter bei der Erstanpassung**

Da die Dauer der Taubheit sich in mehreren Studien als ein Einflussfaktor der postoperativen Sprachverständlichkeit erwiesen hat (Battmer et al. 1995; Blamey et al. 1996; Gantz et al. 1993; Rubinstein et al. 1999; van Dijk et al. 1999), wurde dieser Parameter als Einflussfaktor bei dieser Studie mituntersucht. Die meisten der hier untersuchten Patienten sind kurzfristig nach der Ertaubung mit einem Cochlea Implantat versorgt worden, wie an dem Median der Dauer der Taubheit von 1,1 Jahren zu erkennen ist. Bei dieser lediglich geringen Taubheitsdauer im ausgewählten Patientenkollektiv zeigte die Regressionsanalyse, dass die Dauer der Taubheit keinen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit ausübt. Somit konnte in

dieser Studie die Dauer der Taubheit als beeinflussender Kofaktor für die Korrelationen mit der Sprachverständlichkeit vermieden werden.

Ein weiterer die Sprachverständlichkeit beeinflussender Faktor ist das Alter der Patienten bei der Erstanpassung. Da die Sprachverständlichkeit mit dem Freiburger Sprachtest für Einsilber und dem Oldenburger Satztest im Störgeräusch bei Kindern noch nicht zu ermitteln ist, wurden nur die Daten von erwachsenen Patienten in die Analyse mit einbezogen. Auch bei Erwachsenen sind Lerneffekte nachzuweisen, daher wurden die Tests erst nach mindestens einer CI-Tragedauer von einem Jahr erhoben. Die Regressionsanalyse bezüglich des Alters der Patienten bei der CI-Erstanpassung zeigt in diesem Patientenkollektiv, dass diese unabhängige Variable keinen Einfluss auf die Sprachverständlichkeit hat.

Für die Ermittlung der Sprachverständlichkeit in Ruhe wurde der im deutschen Sprachraum am häufigsten eingesetzte Freiburger Sprachtest für Einsilber verwendet. Dabei wurden die Maxima der Sprachtestergebnisse im Versorgungszeitraum bei 50 dB, 60 dB und 70 dB herangezogen. Kritikpunkte am Freiburger Sprachtests für Einsilber sind die fehlende Möglichkeit einer Analyse der Phonemverwechslungen, desweiteren die nicht hinreichende phonetische Ausgewogenheit und die mangelhafte Äquivalenz der Testlisten. Müller-Deile (2009 a) ermittelte die Test-Retest-Variabilität bei dem Freiburger Sprachtest für Einsilber. Es wurde eine mittlere absolute Test-Retest-Differenz von  $9 \pm 8 \%$  mit dem Median bei  $10 \%$  und der 75. Percentile bei  $15 \%$  bei CI-Patienten festgestellt. In  $2,5 \%$  der Fälle ist die Abweichung in dem betrachteten Kollektiv  $\geq 30 \%$  gewesen (Müller-Deile, 2009 a). Dieses Ergebnis zeigt die eingeschränkte Messgenauigkeit des Freiburger Sprachtests für Einsilber und kann damit ein Grund dafür sein, dass zwischen der CI-Elektrodenlage und der Sprachverständlichkeit in dieser Studie keine Korrelation nachweisbar ist.

Daher wurde zusätzlich zu dem gebräuchlichen Freiburger Sprachtest für Einsilber auch der verfahrenstechnisch wesentlich aufwendigere Oldenburger Satztest im Störgeräusch zur Ermittlung der Sprachverständlichkeit herangezogen. Der Oldenburger Satztest wurde so optimiert, dass die einzelnen Testlisten in ihrer Verständlichkeit für normal Hörende im Störgeräusch äquivalent sind. Die mittlere Sprachverständlichkeitsschwelle in einem Kollektiv von 20 Normalhörenden lag bei  $-7,1 \pm 0,16 \text{ dB}_{\text{SN}}$  (Wagner et al. 1999). Da bei diesem Verfahren ein erheblicher Lerneffekt beobachtet wird und sich die Schwellen im Laufe der Zeit um 2-3 dB verbessern können, ist ein vorheriges Training sinnvoll. Um die Reproduzierbarkeit dieses Sprachtestes zu ermitteln wurden bei 130 CI-Patienten 1314 Messungen durchgeführt. Im Mittel betrug die absolute Test-Retest-Abweichung  $0,76 \pm 0,73 \text{ dB}_{\text{SN}}$ , womit der Oldenburger Satztest im Störgeräusch sich als sehr gut reproduzierbar

und zuverlässig erweist, sowie eine sehr hohe Messgenauigkeit erzielt werden kann (Müller-Deile, 2009 a).

In dieser Studie konnte keine Korrelation zwischen der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch und der Insertionstiefe der CI-Elektrode, sowie dem Abstand der Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus gefunden werden. Bei dem ausgewählten Patientenkollektiv beeinflusst die CI-Elektrodenlage die postoperative Sprachverständlichkeit nicht.

Weiterhin ist nicht außer Acht zu lassen, dass es eventuell auch nicht zu ermittelnde Faktoren gibt, wie z.B. fehlende Motivation bei den Sprachtests, die sich auch auf die Sprachverständlichkeit auswirken können. Um den Effekt der fehlenden Motivation zu minimieren, wurde bei dieser Studie auf ausreichende Pausen während der Durchführung der Sprachtests geachtet.

## **6. ZUSAMMENFASSUNG:**

### **Fragestellung:**

Beeinflusst die Insertionstiefe und Lage (Modiolus nah vs. Modiolus fern) des Elektrodenarrays in der Cochlea die Sprachverständlichkeit postlingual ertaubter Erwachsener mit einem Cochlea Implantat?

### **Einleitung:**

Nach dem Prinzip der Orts-Frequenz-Zuweisung in der Cochlea lässt sich vermuten, dass eine tiefe Insertion der CI-Elektrode, bei der möglichst viele Frequenzbereiche miterfasst werden, zu einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit führt.

Zum anderen kann die Größe der elektrischen Felder die Sprachverständlichkeit beeinflussen. Es ist anzunehmen, dass Elektroden, die nahe am Modiolus liegen über eine hohe Frequenzspezifität verfügen, da sie eine zielgerichtete Stimulation ermöglichen und somit Effekte, die zu unangenehmen Lautheitseindrücken und schlechter Tonhöhentrennung führen, vermieden werden können. Somit könnten die Patienten von einer modiolusnahen Implantation profitieren.

### **Material und Methoden:**

Die audiometrischen und radiologischen Daten von 56 postlingual kurzzeitig ertaubten erwachsenen Patienten mit kurzer Dauer der Taubheit, die in der Kieler HNO-Uniklinik mit einem Cochlear Implantat der Firma Cochlear mit Contour-Elektrode versorgt wurden, sind ausgewertet worden. Anhand der postoperativen Röntgenaufnahmen nach Xu erfolgte mittels der CView Software eine Analyse der Cochlea Implantat Elektrodenlage in der Cochlea hinsichtlich des maximalen Insertionswinkels und des gemittelten Abstandes aller 22 Einzelelektroden eines Elektrodenarrays zum Modiolus. Die Reproduzierbarkeit dieser Analyse wurde untersucht. Die Sprachverständlichkeit in Ruhe wurde mit dem Freiburger Sprachtest für Einsilber bei 50 dB, 60 dB und 70 dB gemessen, wobei die Maxima von jedem Patienten innerhalb des Versorgungszeitraums ermittelt wurden und nur Patienten eingeschlossen wurden, die mindestens 1 Jahr mit dem CI versorgt waren. Im Störgeräusch wurden die niedrigsten adaptiv bestimmten Schwellen mit dem Oldenburger Satztest für die Untersuchung heran gezogen. Es erfolgten Korrelationsanalysen beider Parameter der Elektrodenlage mit der Sprachverständlichkeit sowie Regressionsanalysen der unabhängigen Variablen Dauer der Taubheit und Patientenalter bei Erstanpassung mit den abhängigen



Variablen Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch mittels des ANOVA-Verfahrens.

### **Ergebnisse:**

Der gemittelte Abstand aller 22 Einzelelektroden des Arrays zum Modiolus betrug im Mittel über alle 56 Patienten  $2,1 \pm 0,1$  mm, während der Mittelwert des maximalen Insertionswinkels bei  $425^\circ \pm 36^\circ$  lag. In dem betrachteten Patientenkollektiv besteht ein signifikanter negativer Zusammenhang zwischen diesen beiden Parametern der intracochleären Elektrodenlage (Korrelationskoeffizienten:  $-0,630$ ; p-Wert  $< 0,01$ ).

### **Reproduzierbarkeit:**

Um die Reliabilität der CView-Auswertung zu überprüfen, wurde untersucht, ob die Messergebnisse reproduzierbar sind. Der Wilcoxon-Test zeigte, dass die Ergebnisse der Auswertung der Röntgenbilder objektiv und reliabel sind.

### **Sprachverständlichkeit:**

Die Ergebnisse des betrachteten Kollektivs in den Sprachverständlichkeits-Untersuchungen mit dem Freiburger Sprachtest für Einsilber lagen sowohl bei 70 dB, wie auch bei 60 dB mit  $88 \pm 15$  % und  $82 \pm 17$  % überwiegend im Sättigungsbereich. Bei dem Schalldruckpegel von 50 dB ergab sich eine mittlere Sprachverständlichkeit von  $61 \pm 17$  %, bei einer breiteren Streuung der Ergebnisse.

Im Störgeräusch wurde eine mittlere Schwelle von  $-2,1 \pm 2,2$  dB<sub>S/N</sub> registriert.

### **Korrelationen:**

Die Daten wurden im Hinblick auf Korrelationen zwischen den beiden Parametern der Elektrodenlage und der Sprachverständlichkeit in Ruhe, sowie im Störgeräusch analysiert.

Weder der maximale Insertionswinkel, noch der mittlere Abstand der Einzelelektroden des CI-Arrays zum Modiolus zeigten einen signifikanten Einfluss auf die Sprachverständlichkeit, sowohl in Ruhe, als auch im Störgeräusch.

### **Regressionsanalysen:**

Um den gemeinsamen Einfluss beider Parameter der Elektrodenlage, sowie möglicher Störfaktoren, wie Dauer der Taubheit und Patientenalter bei der Erstanpassung (unabhängige Variablen) auf die Sprachverständlichkeit in Ruhe und im Störgeräusch (abhängige Variablen) zu analysieren, wurden zwei Regressionsmodelle gebildet und mit dem ANOVA-Verfahren überprüft. Die Regressionsanalysen ergaben, dass keine der unabhängigen Variablen einen Einfluss auf die abhängigen Variablen haben.

**Fazit:**

Mit der Röntgeneinstellungsmethode nach Xu wurde in dieser Studie eine zuverlässige und in der postoperativen Bildgebung nach erfolgter CI-Versorgung etablierte Röntgen-Technik benutzt. Bei der Bildanalyse mit der CView Software konnte eine gute Reproduzierbarkeit der Messergebnisse erzielt werden.

Die Messungen der Sprachverständlichkeit in Ruhe lagen häufig im Sättigungsbereich, sodass Messungen bei niedrigeren Pegeln nötig waren (50 dB). Mittels der durchgeführten Regressionsanalysen wurden mögliche Störfaktoren (Confounder) weitestgehend eliminiert.

Es ergab sich eine signifikante Korrelation zwischen dem maximalen Insertionswinkel und dem mittleren Abstand zum Modiolus, jedoch keine signifikanten Korrelationen zwischen den Parametern der CI-Elektrodenlage und denen der Sprachverständlichkeit.

## LITERATURVERZEICHNIS

1. Adunka, O.F., Pillsbury, H.C., Kiefer, J. (2006): Combining perimodiolar electrode placement and atraumatic insertion properties in cochlear implantation - fact or fantasy? *Acta Otolaryngol*, 126 (5): 475-482
2. Advanced Bionics®, o.D.
3. Aschendorff, A., Kromeier, J., Klenzner, T., Laszig, R. (2007): Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. *Ear Hear*, 28: 75-79
4. Backhaus, K., Plinke, W., Erichson, B., Weiber, R. (2006): *Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung*. 11. Auflage, Springer, Berlin, Heidelberg
5. Battmer, R.D., Gupta, S.P., Allum-Mecklenburg, D.J., Lenarz, T. (1995): Factors influencing cochlear implant perceptual performance in 132 adults. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 166: 185-187
6. Baumann, U., Nobbe, A. (2006): The cochlear implant electrode-pitch function. *Hear Res*, 213: 34-42
7. Blamey, P., Arndt, P., Bergeron, F., Bredberg, G., Brimacombe, J., Facer, G., Larky, J., Lindström, B., Nedzelski, J., Peterson, A., Shipp, D., Staller, S., Whitford, L. (1996): Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiol Neurootol*, 1: 293-306
8. Blamey, P.J., Pyman, B.C., Gordon, M., Clark, G.M., Brown, A.M., Dowell, R.C., Gordon, M., Brown, A.M., Holow, R.D. (1992): Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 101: 342-348
9. Brandt, T., Kollmeier B. (2002): Efficient adaptive procedures for threshold and concurrent slope estimates for psychophysics and speech Intelligibility tests, *J Acoust Soc Am*, 111(6): 2801-2810
10. Brosius, F. (2002): *SPSS 11*. 1. Auflage, mitp Verlag, Bonn
11. Cochlear (2009): *Das Nucleus Freedom CI-System*, Informationsblatt der Firma Cochlear
12. Cohen, L.T., Saunders, E., Clark, G.M. (2001): Psychophysics of a prototype peri-modiolar cochlear implant electrode array. *Hear Res*, 155: 63-81
13. Cohen, L.T. (2003): *CView Software*. CRC for cochlear implant and hearing aid innovation, Melbourne
14. Cohen, L.T., Xu, J., Xu, S.A., Clark, G.M. (1996): Improved and simplified methods for specifying positions of the electrode bands of a cochlear implant array. *Am J Otol*, 17 (6): 859-865
15. Drenckhahn, D. (2004): Hör- und Gleichgewichtssystem. In: Drenckhahn, D. und Benninghoff, A. (Hrsg.): *Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*. Band 2, 16. Auflage, 706-745, Urban und Fischer, München

16. Friesen, L.M., Shannon, R.V., Slattery, W.H. (2000): Effects of electrode location on speech recognition with the Nucleus-22 cochlear implant. *J Am Acad Audiol*, 11: 418–428
17. Fu, Q.J., Shannon, R.V. (1999): Effects of electrode location and spacing on phoneme recognition with the Nucleus-22 cochlear implant. *Ear Hear*, 20: 321–331
18. Gantz, B.J., Woodworth, G.G., Knutson, J.F., Abbas, P.J., Tyler, R.S. (1993): Multivariate predictors of audiological success with multichannel cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 102: 909–816
19. Geier, L.L., Norton, S.J. (1992): The effects of limiting the number of Nucleus-22 cochlear implant electrodes programmed on speech perception. *Ear Hear*, 13: 340-348
20. Greenwood, D.D. (1990): A cochlear frequency-position function for several species-29 years later. *J Acoust Soc Am*, 87: 2592-2605
21. Greenwood, D.D. (1961): Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane. *J Acoust Soc Am*, 33: 1344–1356
22. Hahlbrock, K.H. Sprachaudiometrie. Grundlagen und praktische Anwendung einer Sprachaudiometrie für das deutsche Sprachgebiet. 1. Auflage, Thieme, Stuttgart 1957
23. Hodges, A.V., Villasuso, E., Balkany, T., Bird, P.A., Butts, S., Lee, D., Gomez, O. (1999): Hearing results with deep insertion of cochlear implant electrodes. *Am J Otol*, 20: 53–55
24. Marsh, M.A., Xu, J., Blamey, P.J., Whitford, L.A., Xu, S.A., Silverman, J.M., Clark, G.M. (1993): Radiologic evaluation of multichannel intracochlear implant insertion depth. *Am J Otol*, 14: 386–391
25. Müller-Deile, J., Laszig, R. (2009): Audiometrie und Cochlear Implant. In: Lehnhardt, E., Laszig, R. (Hrsg.): *Praxis der Audiometrie*. 9.Auflage, 239-260, Thieme, Stuttgart, New York
26. Müller-Deile, J., Kortmann, T., Hoppe, U., Hessel, H., Morsnowski, A. (2009): Verbesserung der Sprachverständlichkeit durch neuen Cochlear-Implant-Sprachprozessor. *HNO*, 57 (6): 567-574
27. Müller-Deile, J. (2009 a): Sprachverständlichkeitsuntersuchungen bei Kochleaimplantatpatienten 2009. *HNO*, 57 (6): 580-591
28. Müller-Deile, J. (2009 b): Verfahren zur Anpassung und Evaluation von Cochlear Implant Sprachprozessoren. 1.Auflage, Median, Heidelberg
29. Parkinson, A.J., Arcaroli, J., Staller, S.J., Arndt, P.L., Cosgriff, A., Ebinger, K. (2002): The Nucleus® 24 Contour™ cochlear implant system: adult clinical trial results. *Ear Hear*, 23: 41-48
30. Pfungst, B.E., Franck, K.H., Xu, L., Bauer, E.M., Zwolan, T.A. (2000): Effects of electrode configuration and place of stimulation on speech perception with cochlear prostheses. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2: 87–103
31. Roland, J.T. (2005): A model for cochlear implant electrode insertion and force evaluation: results with a new electrode design and insertion technique. *Laryngoscope*, 115:1325-1339

32. Rubinstein, J.T., Parkinson, W.S., Tyler, R.S., Gantz, B.J. (1999): Residual speech recognition and cochlear implant performance: Effects of implantation criteria. *Am J Otol*, 20: 445–452
33. Shannon, R.V. (1993): Psychophysics. In Tyler, R.S. (Hrsg.): *Cochlear Implants: Audiological Foundations*. 357-388, Whurr Publishers, London
34. Skinner, M.W., Ketten, D.R., Holden, L.K., Harding, G.W., Smith, P.G., Gates, G.A., Neely, J.G., Kletzker, G.R., Brunsdon, B., Blocker, B. (2002): CT-derived estimation of cochlear morphology and electrode array position in relation to word recognition in Nucleus-22 recipients. *J Assoc Res Otolaryngol*, 3: 332–350
35. Stöver, T., Issing, P., Graurock, G., Erfurt, P., ElBeltagy, Y., Paasche, G., Lenarz, T. (2005): Evaluation of the advance off-stylet insertion technique and the cochlear insertion tool in temporal bones. *Otol Neurotol*, 26: 1161-1170
36. Tykocinski, M., Cohen, L.T., Pyman, B.C., Roland, T.J., Treaba, C., Palamara, J., Dahm, M.C., Shepherd, R.K., Xu, J., Cowan, R.S., Cohen, N.L., Clark, G.M. (2000): Comparison of electrode position in the human cochlea using various perimodiolar electrode arrays. *Am J Otol*, 21: 205-211
37. Tykocinski, M., Saunders, E., Cohen, L.T., Treaba, C., Briggs, R.J., Gibson, P., Clark, G.M., Cowan, R.S. (2001): The contour electrode array: safety study and initial patient trials of a new perimodiolar design. *Otol Neurotol*, 22: 33-41
38. van Dijk, J.E., van Olphen, A.F., Langereis, M.C., Mens, L.H., Brokx, J.P., Smoorenburg, G.F. (1999): Predictors of cochlear implant performance. *Audiology*, 38: 109–116
39. Wagener K., Brand T., Kollmeier B. (1999): Entwicklung und Evaluation eines Satztests in deutscher Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Zeitschrift für Audiologie*, 38: 86 - 95
40. Xu, J., Cohen, L.T. (2003): *Radiography of Cochlear View*, CRC for Cochlear Implant & Hearing Aid Innovation, University of Melbourne 2003
41. Xu, J., Xu, S.A., Clark, G.M. (1994): Cochlear view and its application in cochlear implant patients. *International Cochlear Implant, Speech and Hearing Symposium*, Melbourne, 1994
42. Xu, J., Xu, S.A., Cohen, L.T., Clark, G.M. (2000): Cochlear View: Postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol*, 21: 49–56
43. Yukawa, K., Cohen, L.T., Blamey, P., Pyman, B., Tungvachirakul, V., O’Leary, S. (2004): Effects of insertion depth of cochlear implant electrodes upon speech perception. *Audiol Neurootol*, 9: 163–172

## ANHANG

**Tabelle 2: Ergebnisse der Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Elektrodenlage mittels des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Testes**

	<b>Median Differenz</b>	<b>p-Wert</b>	<b>Bereich (2 x IQR)</b>	<b>Median Differenz in % des Bereichs</b>
<b>Test-Retest Mittlerer Abstand zum Modiolus</b>	<b>0,005 mm</b>	<b>0,32</b>	<b>0,37 mm</b>	<b>1,35</b>
<b>2 Untersucher beim mittleren Abstand zum Modiolus</b>	<b>0,01 mm</b>	<b>0,14</b>	<b>0,37 mm</b>	<b>2,7</b>
<b>Test-Retest maximaler Insertionswinkel</b>	<b>1 °</b>	<b>0,30</b>	<b>90 °</b>	<b>1,11</b>
<b>2 Untersucher beim maximalen Insertionswinkel</b>	<b>4 °</b>	<b>0,001</b>	<b>90 °</b>	<b>4,44</b>

**Tabelle 3: Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima, Maxima und Perzentile der Ziel- und Einflussgrößen**

**Deskriptive Statistiken**

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Patientenalter bei der Erstanpassung	56	50,5522	20,18259	10,08	82,37
FrbW70max: Freiburger Einsilbertest bei 70 dB	56	88,3036	14,84088	35,00	100,00
FrbW60max: Freiburger Einsilbertest bei 60 dB	56	82,0536	16,59071	35,00	100,00
FrbW50max: Freiburger Einsilbertest bei 50 dB	50	60,8000	16,97417	20,00	90,00
Oldenb L50: Oldenburger Satztest	56	-2,0857	2,18877	-7,70	5,50
Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	56	424,9286	36,34024	268,00	495,00
Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	56	2,1136	,14099	1,79	2,70
Dauer der Taubheit [Jahre]	55	5,8746	10,05885	,00	45,42

**Deskriptive Statistiken**

	Perzentile		
	25.	50. (Median)	75.
Patientenalter bei der Erstanpassung	34,8603	54,2192	68,7178
FrbW70max: Freiburger Einsilbertest bei 70 dB	85,0000	95,0000	100,0000
FrbW60max: Freiburger Einsilbertest bei 60 dB	71,2500	87,5000	95,0000
FrbW50max: Freiburger Einsilbertest bei 50 dB	53,7500	60,0000	75,0000
Oldenb L50: Oldenburger Satztest	-3,3750	-2,5000	-1,0000
Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	405,2500	426,0000	444,7500
Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	2,0230	2,1197	2,1884
Dauer der Taubheit [Jahre]	,3671	1,1397	8,0822

**Tabelle 4: Tests auf Normalverteilung bei Ziel- und Einflussgrößen**

	Tests auf Normalverteilung					
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Patientenalter bei der Erstanpassung	,130	49	,038	,908	49	,001
FrbW70max: Freiburger Einsilbertest bei 70 dB	,227	49	,000	,790	49	,000
FrbW60max: Freiburger Einsilbertest bei 60 dB	,185	49	,000	,898	49	,000
FrbW50max: Freiburger Einsilbertest bei 50 dB	,128	49	,043	,970	49	,240
Oldenb L50: Oldenburger Satztest	,171	49	,001	,899	49	,001
Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	,075	49	,200*	,987	49	,854
Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	,071	49	,200*	,989	49	,935
Dauer der Taubheit [Jahre]	,280	49	,000	,641	49	,000

\*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors



**Tabelle 5: Spearman'scher Korrelationskoeffizient in der bi-Variaten Analyse ausgewählter Parameter**

		Alter beim 1.Fit	FrbW70max	FrbW60max	FrbW50max	Oldenb L50	Winkel[°]	mittl. Abstand zum Modiolus[mm]	Dauer der Taubheit
<b>Alter beim 1.Fit</b>	Korrelationskoeffizient	1,000	,151	,036	,297	-,144	-,036	,198	,087
	Sig. (2-seitig)	.	,266	,792	,036	,290	,791	,144	,530
	N	56	56	56	50	56	56	56	55
<b>FrbW70max</b>	Korrelationskoeffizient	,151	1,000	,597**	,551**	-,635**	,085	-,033	,120
	Sig. (2-seitig)	0,27	.	,000	,000	,000	,535	,811	,381
	N	56	56	56	50	56	56	56	55
<b>FrbW60max</b>	Korrelationskoeffizient	,036	,597**	1,000	,708**	-,547**	-,012	-,049	,147
	Sig. (2-seitig)	0,79	,000	.	,000	,000	,929	,719	,284
	N	56	56	56	50	56	56	56	55
<b>FrbW50max</b>	Korrelationskoeffizient	,297	,551**	,708**	1	-,507**	-,117	,059	,117
	Sig. (2-seitig)	0,04	,000	,000	.	,000	,418	,682	,422
	N	50	50	50	50	50	50	50	49
<b>Oldenb L50</b>	Korrelationskoeffizient	-,144	-,635**	-,547**	-,507**	1,000	,025	-,172	-,212
	Sig. (2-seitig)	0,29	,000	,000	,000	.	,853	,204	,120
	N	56	56	56	50	56	56	56	55
<b>Winkel[°]</b>	Korrelationskoeffizient	-,036	,085	-,012	-,012	,025	1,000	-,630**	-,102
	Sig. (2-seitig)	0,79	,535	,929	,418	,853	.	,000	,461
	N	56	56	56	50	56	56	56	55
<b>mittl. Abstand zum Modiolus[mm]</b>	Korrelationskoeffizient	,198	-,033	-,049	0,059	-,172	-,630**	1,000	-,052
	Sig. (2-seitig)	0,14	,811	,719	,682	,204	,000	.	,708
	N	56	56	56	50	56	56	56	55
<b>Dauer der Taubheit</b>	Korrelationskoeffizient	,087	,120	,147	0,117	-,212	-,102	-,052	1,000
	Sig. (2-seitig)	0,53	,381	,284	,422	,120	,461	,708	.
	N	55	55	55	49	55	55	55	55

\*. Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

\*\* . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

**Tabelle 6: Regressionsmodell und Testergebnisse der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei 70 dB****Regression****Modellzusammenfassung<sup>b</sup>**

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,311 <sup>a</sup>	,097	,024	14,70937

**Modellzusammenfassung<sup>b</sup>****Änderungsstatistiken**

Modell	Änderung in R-Quadrat	Änderung in F	df1	df2	Änderung in Signifikanz von F
1	,097	1,336	4	50	,270

a. Einflußvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: FrbW70max: Freiburger Einsilbertest bei 70 dB

**ANOVA<sup>b</sup>**

Modell		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
1	Regression	1156,265	4	289,066	1,336	,270 <sup>a</sup>
	Residuen	10818,281	50	216,366		
	Gesamt	11974,545	54			

a. Einflußvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: FrbW70max: Freiburger Einsilbertest bei 70 dB

**Koeffizienten<sup>a</sup>**

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisiert	T	Signifikanz
		B	Standardfehler	Beta		
1	(Konstante)	90,546	54,410		1,664	,102
	Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	,055	,065	,136	,852	,398
	Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	-15,645	16,695	-,149	-,937	,353
	Patientenalter bei der Erstanpassung	,132	,100	,180	1,319	,193
	Dauer der Taubheit [Jahre]	,096	,199	,065	,483	,631

a. Abhängige Variable: FrbW70max: Freiburger Einsilbertest bei 70 dB

**Tabelle 7: Regressionsmodell der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei 60 dB****Regression****Modellzusammenfassung<sup>b</sup>**

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,244 <sup>a</sup>	,060	-,015	16,77729

**Modellzusammenfassung<sup>b</sup>****Änderungsstatistiken**

Modell	Änderung in R-Quadrat	Änderung in F	df1	df2	Änderung in Signifikanz von F
1	,060	,794	4	50	,535

a. Einflussvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: FrbW60max: Freiburger Einsilbertest bei 60 dB

**ANOVA<sup>b</sup>**

Modell		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
1	Regression	894,305	4	223,576	,794	,535 <sup>a</sup>
	Residuen	14073,877	50	281,478		
	Gesamt	14968,182	54			

a. Einflussvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: FrbW60max: Freiburger Einsilbertest bei 60 dB

**Koeffizienten<sup>a</sup>**

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten		Signifikanz
		B	Standardfehler	Beta	T	
1	(Konstante)	126,095	62,060		2,032	,048
	Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	,019	,074	,041	,255	,800
	Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	-25,687	19,042	-,220	-1,349	,183
	Patientenalter bei der Erstanpassung	,041	,114	,050	,361	,719
	Dauer der Taubheit [Jahre]	-,008	,228	-,005	-,037	,971

a. Abhängige Variable: FrbW60max: Freiburger Einsilbertest bei 60 dB

**Tabelle 8: Regressionsmodell der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Freiburger Einsilber Maxima bei 50 dB**Modellzusammenfassung<sup>b</sup>

Modell	Änderungsstatistiken				Änderung in Signifikanz von F
	Änderung in R-Quadrat	Änderung in F	df1	df2	
1	,105	1,295	4	44	,287

a. Einflußvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: FrbW50max: Freiburger Einsilbertest bei 50 dB

ANOVA<sup>b</sup>

Modell		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
1	Regression	1464,887	4	366,222	1,295	,287 <sup>a</sup>
	Residuen	12447,358	44	282,895		
	Gesamt	13912,245	48			

a. Einflußvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: FrbW50max: Freiburger Einsilbertest bei 50 dB

Koeffizienten<sup>a</sup>

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten		Signifikanz
		B	Standardfehler	Beta	T	
1	(Konstante)	90,064	64,908		1,388	,172
	Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	-,120	,088	-,201	-1,362	,180
	Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	6,642	21,541	,047	,308	,759
	Patientenalter bei der Erstanpassung	,174	,123	,210	1,424	,162
	Dauer der Taubheit [Jahre]	-,142	,232	-,087	-,611	,544

a. Abhängige Variable: FrbW50max: Freiburger Einsilbertest bei 50 dB

**Tabelle 9: Regressionsmodell der unabhängigen Variablen bezüglich der abhängigen Variable Sprachverständlichkeitsschwelle L50 im Oldenburger Rauschen von 65 dB****Regression****Modellzusammenfassung<sup>b</sup>**

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,204 <sup>a</sup>	,042	-,035	2,22790

**Modellzusammenfassung<sup>b</sup>****Änderungsstatistiken**

Modell	Änderung in R-Quadrat	Änderung in F	df1	df2	Änderung in Signifikanz von F
1	,042	,542	4	50	,706

a. Einflussvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: Oldenb L50: Oldenburger Satztest

**ANOVA<sup>b</sup>**

Modell		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
1	Regression	10,761	4	2,690	,542	,706 <sup>a</sup>
	Residuen	248,176	50	4,964		
	Gesamt	258,937	54			

a. Einflussvariablen : (Konstante), Dauer der Taubheit [Jahre], Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm], Patientenalter bei der Erstanpassung, Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]

b. Abhängige Variable: Oldenb L50: Oldenburger Satztest

**Koeffizienten<sup>a</sup>**

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten		Signifikanz
		B	Standardfehler	Beta	T	
1	(Konstante)	5,255	8,241		,638	,527
	Winkel: maximaler Insertionswinkel in [°]	-,003	,010	-,046	-,279	,781
	Mittlerer Abstand zum Modiolus [mm]	-2,747	2,529	-,178	-1,086	,282
	Patientenalter bei der Erstanpassung	-,009	,015	-,080	-,571	,570
	Dauer der Taubheit [Jahre]	,017	,030	,078	,562	,577

a. Abhängige Variable: Oldenb L50: Oldenburger Satztest

### **DANKSAGUNG**

Um eine Dissertation fertig zu stellen benötigt man vielfache Hilfe. Bei all den Menschen, die mich unterstützt haben, möchte ich mich an dieser Stelle bedanken.

Bei Prof. Dr. med. Petra Ambrosch bedanke ich mich herzlich für die Überlassung des Dissertationsthemas, sowie für die Möglichkeit meine Doktorarbeit an der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde zu absolvieren.

Ich danke meinen Betreuern, Herrn Dr. Müller-Deile und Herrn Dr. Brademann, für die vielen Tipps und Anregungen, die Hilfe bei der Literatursuche und für die Zeit, die sie für mich aufgebracht haben.

Bei Herrn Hedderich vom Institut für medizinische Informatik und Statistik bedanke ich mich für die ausgezeichnete Hilfe bei der statistischen Auswertung und für die persönliche Beratung.

Bei folgenden Mitarbeitern aus der Abteilung für Audiologie und Otoneurologie des UKSH Campus Kiel möchte ich mich für die stets unerschöpfliche Hilfe bedanken. Bei Frau Dietrich bedanke ich mich für die Hilfe mit den umfangreichen Datentabellen. Ich konnte mich immer auf ihre schnelle und kompetente Hilfe verlassen. Herrn Dr. Morsnowski danke ich für die Bereitstellung von Daten im Rahmen sehr gut gepflegter Tabellen und Herrn Olesch für die Hilfe in allen technischen Fragen.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Dr. Cohen für die Beantwortung vieler Fragen bezüglich der Auswertung der CView Ergebnisse bedanken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Rijpkema von der Firma Cochlear® für die Einführung in die CView Software.

Der Deutschen Gesellschaft für Audiologie (DGA) danke ich für die finanzielle Unterstützung meiner Teilnahme an der 13. DGA Jahrestagung 2010 in Frankfurt a.M. und der Möglichkeit erste Ergebnisse dieser Arbeit in einem wissenschaftlichen Rahmen vorzustellen und zu diskutieren.

Schließlich möchte ich mich bei meinen Freunden und meiner Familie für das Mutmachen und hin und wieder mal wertvolle Ermunterung bedanken.

Mein ganz besonderer Dank geht an meinen Freund Stefan für die Hilfestellung bei technischen Fragen und für die seelische Unterstützung.

# LEBENS LAUF

---

## LEBENS LAUF

SILVIA PAPA ZOVA

\*16.01.1985 IN SOFIA

---

### STUDIUM

10/2004	Beginn des Medizinstudiums an der CAU zu Kiel
08/2006	Physikum in Kiel
06/2008	Beginn der Promotion zum Thema "Einfluss der Elektrodenlage auf die Sprachverständlichkeit bei Cochlea Implantat Patienten"
08/2009	PJ-Beginn
12/2010	Approbation an der CAU zu Kiel
02/2011	Beginn der ärztlichen Tätigkeit in der Onkologie UKSH Campus Kiel
04/2012	Beginn einer ärztlichen Tätigkeit in der Klinik für Kinder- und Jugendpsychiatrie bei ZIP GmbH in Kiel

### SCHULISCHE BILDUNG

09/1991- 06/1998	1. bis 7. Klasse Victor Hugo Schule in Sofia
09/1998 - 06/2001	8. bis 10. Klasse Französisches Gymnasium Alphonse de Lamartine in Sofia
09/2001 – 06/2004	11. bis 13. Klasse Käthe-Kollwitz-Schule in Kiel
06/2004	Abitur

### SPRACHKENNTNISSE

- Deutsch (fließend)
- Englisch (gut)
- Französisch (sehr gut)
- Bulgarisch (Muttersprache)
- Italienisch (Grundlagen)

Kiel, 15. Juni 2012

Silvia Papazova