

Aus dem
Medizinischem Zentrum für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Boris A. Stuck
des Fachbereichs Medizin
der Philipps-Universität Marburg

***Auswertung radiologischer und biophysikalischer
Parameter bei Patienten mit Skalendislokation
nach Cochleaimplantation***

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Patricia Otto
aus Leinefelde

Marburg, 2017

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

am: 01.10.2018

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. med. Christian Güldner

1. Korreferent: Prof. Dr. Siegfried Bien

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Aufbau und Funktion des Cochleaimplantats	2
1.2. Patientenkollektiv	4
1.3. Implantation	6
1.4. Intraoperative Diagnostik	7
1.5. Postoperative Nachsorge	8
1.6. Zielsetzung und Fragestellung	9
2. Material und Methoden	11
2.1. Untersuchungskollektiv.....	11
2.2. Digitale Volumentomographie	12
2.2.1. One Volume Viewer	13
2.3. Bearbeiten der Bilddaten.....	13
2.4. Messungen an der nicht entrollten Elektrode.....	15
2.4.1. Breite der Cochlea	15
2.4.2. Abstand lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand	15
2.4.3. Breite der einzelnen Elektroden	16
2.4.4. Ausmessen der Insertionswinkel der einzelnen Elektroden	16
2.5. Messungen an der entrollten Elektrode	18
2.5.1. Breite der Cochlea	19
2.5.2. Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand	19
2.6. Biophysikalische Messungen.....	20
2.6.1. t-NRT-Daten	21
2.6.2. Impedanzen	21
2.7. Statistische Methoden	22
3. Ergebnisse	23
3.1. Technische Einstellungen/ Vorbemerkungen	23
3.2. Ergebnisse der Messungen an der nicht entrollten Elektrode	23
3.2.1. Breite der Cochlea.....	23
3.2.2. Abstand lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand	26
3.2.3. Breite der einzelnen Elektroden	29
3.2.4. Ergebnisse der Insertionswinkel der einzelnen Elektroden.....	32
3.3. Ergebnisse der Messungen an der entrollten Elektrode	34

3.3.1. Breite der Cochlea.....	34
3.3.2. Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand	37
3.4. t-NRT-Daten	40
3.5. Impedanzen.....	43
4. Diskussion	47
4.1. Diskussion Material und Methodik.....	49
4.1.1. Untersuchungskollektiv.....	49
4.1.2. Risikofaktoren für eine traumatische Implantation	50
4.1.3. Postoperative Lagekontrolle	52
4.1.3.1. Bildgebung durch die DVT	52
4.1.3.2. Vor- und Nachteile der DVT.....	53
4.1.4. Vermessen der Elektrodenlage	56
4.2. Diskussion der Ergebnisse.....	57
4.2.1. Radiologische Messungen.....	57
4.2.1.1. Signifikante Unterschiede: Abstand der Einzelelektrode zum kaudalen Cochlearand	57
4.2.1.2. Keine signifikanten Unterschiede: Cochleabreite, Elektrodenbreite, Insertionswinkel	58
4.2.2. Biophysikalische Messungen.....	64
4.2.2.1. Impedanzen	64
4.2.2.2. t-NRT-Werte	66
4.2.3. Ausblick auf das audilogische Outcome	68
5. Zusammenfassung	70
6. Literaturverzeichnis	74
Anhang 81	
Abbildungsverzeichnis	81
Tabellenverzeichnis	82
Diagrammverzeichnis	85
Abkürzungsverzeichnis.....	86

1. Einleitung

Ein Cochleaimplantat (CI) kann das Sinnesorgan für die auditive Wahrnehmung (=Hörempfinden und Sprachverstehen) ersetzen. Entwickelt wurde es 1957 in Frankreich durch den Physiker A. Djournio und den Otologen C. Eyrie, die durch Tierversuche das Hörempfinden mittels einer elektrischen Reizelektrode konstruierten (Lenarz 1998). In ihrer Publikation „Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an indwelled coiling“ (1957) beschrieben sie das Prinzip der elektrischen Stimulation des Hörnervs, welches zu der auditiven Wahrnehmung führt. Weiterentwickelt und bei Gehörlosen implantiert, wurde das Innenohrimplantat 1961 in Kalifornien in Form einer Elektrode mit einem Kabel (House 1974). Später wurde es als mehrkanalige Elektrode erweitert und vom Australier G. Clark erstmalig 1978 in die Gehörschnecke (Cochlea) implantiert (Lenarz 1998). Das CI ist ein außergewöhnlicher Zugangsweg zum Hören und gilt mit über 300.000 registrierten Patienten weltweit und etwa 35.000 in Deutschland (Deutsche Cochlea Implantat Gesellschaft e.V. 2014) als eine nachgewiesene zuverlässige Therapie zur Verbesserung des Hörvorgangs und des Sprachverstehens (Mittmann et al. 2015) (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012). Heute stellen verschiedene Firmen das CI als einen Elektrodenträger mit mehreren Einzelelektroden her. Wichtig für die Funktionalität und der darauf basierenden Hörrehabilitation ist die intracochleäre Lage des Implantats. Um eine direkte Nähe an die Sinneszellen des Ductus cochlearis (Schneckengang oder Scala media) zu erreichen, wird der Elektrodenträger in die kaudal liegende Scala tympani der Cochlea inseriert. Diese Position gewährleistet eine optimale Stimulierung des Hörnervs und ermöglicht bei Patienten mit Restgehör dessen Erhalt. Eine Insertion in die kranial liegende Scala vestibuli oder die mittig liegende Scala media wird primär nicht favorisiert, da hierdurch der Hörerhalt gefährdet sein kann. Liegt der Elektrodenträger anfangs in der kaudalen Skala, durchbricht die Scala media und kommt in der kranialen Skala zum Liegen, wird dies als Skalensprung oder Dislokation bezeichnet und geht ebenso bei Patienten mit Restgehör mit einem kompletten Verlust des Selben einher. Daher stellt die intra- bzw. postoperative radiologische Lagekontrolle ein zentrales

Modul in der Qualitätskontrolle und Entwicklung neuer Elektroden und Operationsverfahren dar.

Früher wurde die Elektrodenlage vor allem durch Röntgen und Computertomographie (CT) bildlich ermittelt (Betman et al. 2003). Aufgrund nachgewiesener Vorteile (siehe 4.1.3.2) etablierte sich die digitale Volumetomographie (DVT) für die postoperative Lagekontrolle des Implantats. Auch intraoperativ können Aussagen bezüglich der Biophysik in Form von Impedanzen und telemetrisch aufgezeichneten elektrischen Reizantworten für die Funktionalität des CIs ermittelt werden. Um die auditive Wahrnehmung erfolgreich durch ein CI zu ersetzen, sind vor allem die intracochleäre Lage des Elektrodenträgers und dessen effektive Stimulierung der Hörnervenfasern entscheidend.

1.1. Aufbau und Funktion des Cochleaimplantats

Im Unterschied zu den schallverstärkenden Hörgeräten umgeht das CI die beschädigten Haarzellen im Innenohr und stimuliert den Hörnerven (Nervus cochlearis) direkt. Für die Stimulierung der Nerven wird in die Cochlea ein Elektrodenträger implantiert, welcher elektrische Signale direkt an die Nervenfasern weiterleitet.

Die Cochlea enthält drei flüssigkeitsgefüllte Gänge (Abb. 2): die Scala tympani, die Scala vestibuli und die Scala media (Ductus cochlearis). Durch die ankommenden Schallwellen werden diese in Schwingung versetzt, sodass die im Ductus cochlearis sitzenden Sinneszellen (Haarzellen) erregt werden. Dadurch leiten sie elektrische Impulse über den Hörnerven an das Gehirn weiter und ermöglichen so den Hörvorgang.

Der Aufbau und die genaue Lage eines CIs sind in Abbildung 1 und 2 zu sehen. Es besteht aus einer externen, hinter dem Ohr getragenen Komponente (Abb. 1a) und einer internen, implantierten Komponente (Abb. 1b). Der hinter dem Ohr getragene digitale Sprachprozessor (Abb. 2.1) fängt durch ein Mikrofon die Audiosignale auf, wandelt sie in Hochfrequenzwellen um und leitet sie zur Sendespule (Abb. 2.2). Diese ist magnetisch mit der intern liegenden Empfangsspule (Abb. 2.3) gekoppelt, die subkutan implantiert wird. Die Hochfrequenzsignale erreichen nun transkutan durch induktive

Kopplung die Empfangsspule und daraufhin den Elektrodenträger (Abb. 2.4). Dieser wird idealerweise intracochleär in die Scala tympani inseriert. Die darin enthaltenen Elektroden geben, abhängig der Stimulation, die elektrischen Signale zu den Fasern des Hörnervs weiter (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012) (Dillier et al. 2002). Je nachdem, welcher Bereich der Cochlea und somit der Nervenfasern stimuliert werden, entsteht der entsprechende Höreindruck. Durch die Stimulation mehrerer Cochleabereiche kann die Tonhöhe unterschieden werden. Während tiefere Frequenzen an der basalen Cochleawindung übermittelt werden, werden die Frequenzen zur apikalen Cochleawindung immer höher (Dillier et al. 2002).

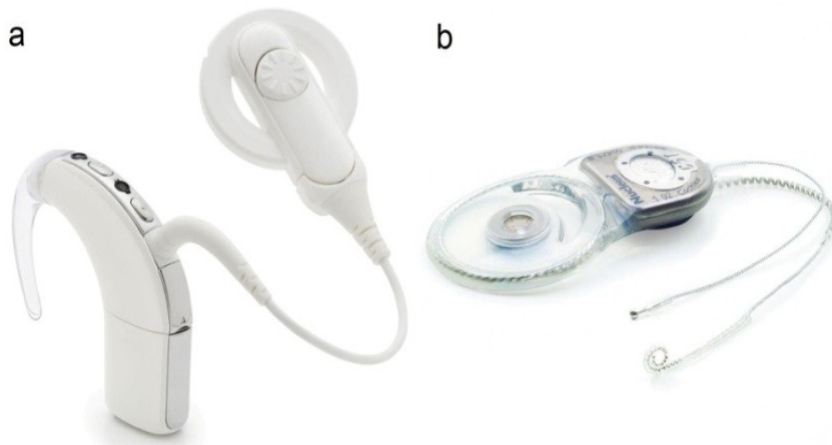


Abbildung 1: Cochleaimplantat der Firma Cochlear®: (a) Externe Komponente (wird hinter dem Ohr getragen) aus Sprachprozessor mit Mikrophon und Sendespule. (b) Interne Komponente aus Empfangsspule (subkutan liegend) und Elektrodenträger (intracochleär liegend).

Quelle: Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG, <http://hoer-wunder.de/cochlea-implantat>.

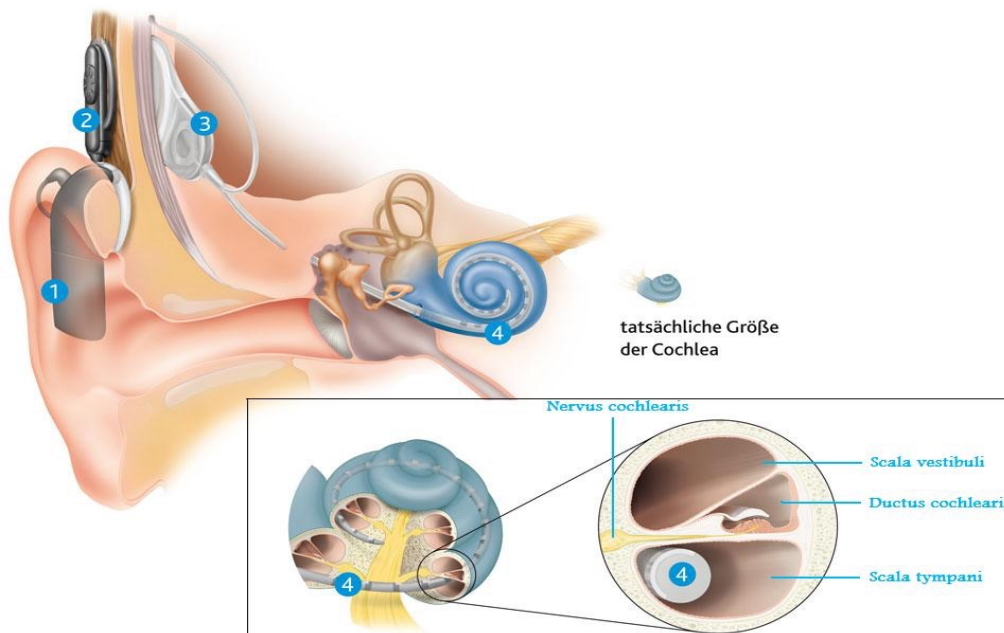


Abbildung 2: Cochleaimplantat im Felsenbein liegend: (1) Sprachprozessor mit Mikrophon, (2) Sendespule, (3) Empfangsspule, (4) Elektrodenträger mit 22 Elektroden (inseriert durch das runde Fenster in die Scala tympani),

Quelle: Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG, <http://hoer-wunder.de/cochlea-implantat>.

1.2. Patientenkollektiv

Die in der vorliegenden Dissertation verwendeten Daten stammen von Patienten mit implantierten Elektrodenträgern der australischen Firma Cochlear®. Die analysierte Implantatklasse „*Nucleus Contour Advanced CI512*“ enthält insgesamt 22 Elektroden und wird möglichst nah am Hörnerv in die basale Windung der Cochlea implantiert. Aufgrund seiner schneckenähnlichen Vorformung kann er modiolusnah inseriert werden, sodass eine definierte Stimulation möglich ist. Abbildung 3 zeigt eine Schemazeichnung des beschriebenen Elektrodenträgers. Der Grad der Flexibilität ist unter den Implantat- und Firmentypen verschieden. Andere CI-Firmen sind beispielsweise *Advanced Bionics* (USA), *MedEl* (Österreich) und *Neurelec MXM* (Frankreich). Die Implantattypen unterscheiden sich untereinander in der Elektrodenanzahl und Insertionstiefe. Betreffend der Positionierung in der Scala tympani wird zudem zwischen perimodiolaren Elektroden, „lateral wall“- Elektroden und der Mid-Scala-Elektrode unterschieden.



Abbildung 3: *Contour Advance*[®]-Elektroden­träger: Obere Abbildung: Elektroden­träger mit 22 Elektroden, charakterisiert durch seine flexible Vorformung kann er modiolusnah inseriert werden. Untere Abbildung: aufgerollter Elektroden­träger.

Quelle: <http://www.cochlear.com/wps/wcm/connect/de/startseite/unsere-produkte/cochlea-implantate/nucleus-6/portfolio-der-nucleus-implantate>.

Für die Hörrehabilitation in Form eines CI kommen Patienten in Frage, bei denen die auditive Wahrnehmung aufgrund hochgradiger Schwerhörigkeit oder prä- und postlingualer Ertaubung nicht vorhanden ist (Dillier et al. 2002). Während bei Kindern und Erwachsenen ototoxische Substanzen, Neoplasien und Infektionskrankheiten eine mögliche Ursache der Ertaubung sein können, unterliegen taub Geborene meist genetischer, toxischer oder infektiöser Ursache. Für optimale Ergebnisse wird empfohlen, die Cochleaimplantation frühzeitig durchzuführen (Stark und Helbig 2011). Der Erhalt des Resthörvermögens und die Fähigkeit bei Taubheit und Ertaubung zu hören, werden als Therapieziel angestrebt.

Die Indikationsstellung für eine derartige Sinnesprothese hängt nicht nur von den Ergebnissen der Tonschwellenaudiometrie ab, sondern unter anderem auch vom subjektiven Sprachverständnis des Patienten. Laut Leitlinie sollte sich der Patient zuvor einer Untersuchung eines HNO-Arztes, einer Audiometrie, bildgebender Diagnostik und einer psychologischen bzw. psychosozialen Einschätzung bezüglich der Nachuntersuchungs- und Genesungsphase unterziehen. Bei prälingual ertaubten Kindern wird eine frühzeitige Intervention in den ersten Lebensjahren angestrebt. Postlingual ertaubte und resthörige Patienten weisen eine generelle Indikation auf. Eine Altersgrenze für eine CI-Versorgung gibt es nicht. Kontraindikationen stellen beispielsweise das Fehlen des Hörnervs oder der Cochlea, aber auch entzündliche Infektionen des Mittelohrs, beträchtliche Nebenerkrankungen oder die fehlende Möglichkeit der postoperativen Nachsorge dar (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e.V., Bonn 2012).

1.3. Implantation

Voraussetzungen für die Implantation sind ein funktionstüchtiger Hörnerv und dessen weiterleitende Hörbahn (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012). Den aktuellen Studien zufolge, beispielsweise von Rangabashyam et al. (Rangabashyam et al. 2015), stellt die Implantation eines CIs mit einem geringen Risiko für Komplikationen eine sichere Operationsmethode dar. Die Komplikationen wurden beispielsweise in der Studie unter Mittmann et al. analysiert (Mittmann et al. 2015c). Zu diesen zählen unter anderem die Infektionsgefahr des Mittelohrs und deren Ausbreitung als Ursache einer Meningitis oder Hörnervenschädigung. Desweiteren können sowohl die Nervenfasern des Fazialis (Gesichtsnerv) inklusive der Chorda tympani (Geschmacksbahn), als auch die Gleichgewichtsorgane bei der Schaffung des Zugangswegs durch das Felsenbein beschädigt werden.

Die zu implantierende Komponente in Form eines Elektrodensystems wird durch die Operation in die Cochlea eingesetzt. Nachdem der Zugangsweg durch das Felsenbein geschaffen wurde, wird sie eröffnet. Die Schädigung der intracochleären Strukturen kann eine iatrogene Ertaubung zur Folge haben. Auch durch intraoperative Elektrodenschlüsse des Implantats wird das Risiko erhöht, diese Strukturen zu schädigen. Die Patienten mit noch vorhandenem Restgehör, könnten einen Verlust dessen erleiden (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012). Um also Cochlea- und Nervenschäden zu vermeiden, muss die Implantation des Elektroenträgers äußerst sensibel erfolgen. Insbesondere unter Betrachtung der hörerhaltenden Implantation ist also eine schonende Insertion in die Cochlea notwendig. Diese erfolgt in der Regel in die Scala tympani der Cochlea. Eine präoperative Bildgebung des Innenohrs ist sinnvoll, um eventuelle Anomalien oder anatomische Besonderheiten des Patienten bei der Operation berücksichtigen zu können.

1.4. Intraoperative Diagnostik

Zur Überprüfung der Funktion und Lage des Elektrodenträgers stehen die biophysikalischen Parameter der neuralen Reizantwort-Telemetrie (NRT, Neural Response Telemetry), der Impedanzmessung und der Stapediusreflexmessung zur Verfügung. Für die telemetrischen Messungen dienen die Sende- und Empfangsspulen sowohl als Sender, als auch Empfänger. Die Technik der Telemetrie wurde zum ersten Mal im Jahr 1993 zum Testen der Implantatfunktion eingesetzt. Die Telemetriefunktion eignete sich anfangs jedoch nur für die Impedanzmessungen (J. Neuburger et al. 2009), welche den elektrischen Widerstand der einzelnen Implantatelektroden widerspiegeln. Die NRT dient als Elektrocochleographie, bei der das Elektrodenimplantat sowohl die Hörnerven stimuliert als auch die neuralen Reizantworten der Hörnerven misst. Alle Parameter können intraoperativ erhoben werden und dienen der postoperativen Nachsorge als Ausgangswert, insbesondere die NRT-Messungen (Charasse et al. 2004). Eine wichtige Frage besteht darin, ob die Messungen nur der Anpassung und Einstellung der Cochleaimplantate in der Nachsorge nützlich sind oder auch mit der genauen Implantatinsertion in der Cochlea korrelieren. Da dieses Wissen eine besondere Bedeutung für den CI-Chirurgen und somit Veränderungen im Operationsablauf haben kann, wird diese Frage aktuell vermehrt wissenschaftlich untersucht. Dafür muss unter anderem ein umfassendes Wissen über die anatomischen Eigenschaften der Cochlea vorliegen. Außerdem spielen die Implantateigenschaften eine bedeutende Rolle in der Insertionstechnik. Diese beiden Punkte stehen seit der Weiterentwicklung des CIs im Mittelpunkt der Forschung und sind die Basis für die Forschungsarbeiten auf dem Gebiet der intraoperativen Messungen. Die Grundlage dieser Dissertation beruht ebenfalls auf der genauen Analyse der anatomischen Strukturen, um nach Korrelationen der Elektrodenlage mit diesen Messungen zu suchen.

Wie auch in einigen Publikationen schon beschrieben, steht als eine postoperative Auffälligkeit die Skalendislokation des Elektrodenträgers im Vordergrund. Sie ist gekennzeichnet durch den Wechsel des in der Scala tympani liegenden Elektrodenträgers in die Scala vestibuli. Dabei durchbricht dieser die Basalmembran und kann zum Beispiel die Spiralganglionzellen schädigen (Boyer et al. 2015). Eine

ungenau Lage der Elektrode, durch anatomische Besonderheiten oder chirurgisches Verfahren hervorgerufen, kann mit einem schlechteren Outcome des Sprachverständnisses korrelieren. Zu prüfen ist, ob sich die Skalendislokation auf die intraoperativ erhobenen Messparameter auswirkt. Daher ist die genaue Lage der Elektroden entscheidend für das Zusammenspiel mit dem Hörnerven (Mittmann et al. 2015c).

1.5. Postoperative Nachsorge

Für ein optimales Hörergebnis ist neben der Operationstechnik auch die postoperative Nachsorge in Deutschland gut standardisiert. Laut Leitlinie ist derzeitiger Standard die postoperative radiologische Lagekontrolle des CIs (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012). Diese kann mittels digitaler Volumetomographie (DVT) oder Computertomographie (CT) durchgeführt werden. Die Bildgebung dient zur Erkennung operativer Komplikationen, zur Evaluation der Insertionstiefe der Elektrode, sowie der intracochleären Lage der Elektrode in der Cochlea selbst. So kann die Elektrode in der Scala vestibuli oder Scala tympani liegen, der Sprung der Elektrode zwischen den Skalen kann sichtbar werden. Die frühzeitige Detektion von Patienten mit Skalendislokation ist hinsichtlich der postoperativen Aufklärung und Beratung der Patienten, bezüglich des Erfolges der Hörrehabilitation, sowie der Möglichkeit des Erhalts des Restgehöres essentiell. Derzeit steht diesbezüglich als alleiniger Indikator die postoperative radiologische Kontrolle zur Verfügung. Den Ergebnissen einiger Studien zufolge kann die DVT als eine zuverlässige Methode eingesetzt werden, um die Skalenlokalisierung von Cochleaimplantaten genauestens zu bestimmen (Marx et al. 2014) (Boyer et al. 2015). Die Methode ist zwar etabliert und wird routinemäßig eingesetzt, ist jedoch aufgrund der damit verbundenen Strahlenbelastung nicht unumstritten. In Hinblick darauf ist es sinnvoll, nach Alternativen zu schauen. Außerdem rücken hinsichtlich der anatomischen Felsenbeinstrukturen sowohl die Qualität der DVT- Bilder, als auch die Beurteilung der Implantatinsertion in das Interesse der Forschungsarbeiten (Güldner et al. 2012a) (Güldner et al. 2012b).

Die anschließende Basistherapie erfolgt in der Regel nach der 5. poststationären Woche. Der Sprachprozessor wird erstmals eingestellt und individuell im Verlauf der Entwicklung des Hörens angepasst. Da die Stimulationsfähigkeit des Hörnervs unter den Patienten sehr variiert, gibt es Unterschiede im Behandlungserfolg. Für die Optimierung des Sprachprozessors wird die Wahrnehmungsschwelle und Reizstärke jeder Elektrode ermittelt, die das Hören zu einem angenehmen Sinneseindruck macht. Jedoch kann die zentrale Verarbeitung die Hörerfolge beeinflussen. Die Verbesserung der auditiven Wahrnehmung korreliert mit den Ergebnissen der Sprach- und Hörtests. Das zugehörige Training dafür wird mit Hilfe von Sprachtherapeuten geleitet. Schulungen und psychologische Begleitung fördern den richtigen Umgang mit einem CI (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012).

1.6. Zielsetzung und Fragestellung

Um die Elektrodenlage direkt im Anschluss an die Implantation zu überprüfen, wäre eine Bildgebung bereits intraoperativ sinnvoll. Diese Methode ist aber nicht in allen Cochlea-Implantations-Zentren verfügbar. Außerdem empfiehlt die Leitlinie eine radiologische Kontrolle nur bei operativen Komplikationen (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012). Intraoperative Messungen zur Kontrolle der Elektrodenfunktion stehen allerdings allen operierenden Cochlea-Kliniken zur Verfügung. Daher besteht die Frage nach der Möglichkeit, intraoperativ mit Hilfe dieser Messungen nicht nur die Funktion, sondern auch die Lage des Implantats bestimmen zu können, sodass eventuelle Skalensprünge frühzeitig detektiert werden.

Ein Ziel dieser Arbeit ist die Forschung nach einer möglichen Assoziation zwischen radiologisch sicheren Skalensprüngen und deren intraoperativ erhobenen Messergebnissen. Dafür werden einerseits die DVT-Bilder von Cochleaimplantaten mit radiologisch sicherer Skalendislokation ausgewertet. Andererseits stehen für die Analyse der biophysikalischen Parameter die intraoperativ erhobenen Daten der NRT

und der Impedanzen bereit. Alle Patienten mit radiologischer Skalenislokalion werden retrospektiv analysiert. Als Vergleichsgruppe hinsichtlich der radiologischen und biophysikalischen Parameter dienen die Daten von Cochleaimplantaten ohne eine nachgewiesene Skalenislokalion. Die Ausmessung des Durchmessers der Cochlea und die Insertionseigenschaften sollen die präzise Lage des Implantats beschreiben.

Im Rahmen dieser Dissertation soll somit geprüft werden, inwieweit Patienten mit radiologisch sicherem Skalensprung in den bereits intraoperativ routinemäßig erhobenen Messparametern Auffälligkeiten zeigen. Insofern kann analysiert werden, ob die korrekte intracochleäre Lage einen Einfluss auf die intraoperativ messbaren biophysikalischen Parameter hat. Diese Analyse kann in Zukunft von Bedeutung sein, um Fehllagen des Elektrodenträgers eventuell nicht erst postoperativ radiologisch zu entdecken, sondern bereits intraoperativ. Durch das Wissen wäre es möglich, schon während der Operation Korrekturen vorzunehmen und damit Komplikationen im Hörerfolg vorzubeugen. Außerdem wäre somit eine intraoperative radiologische Kontrolle hinfällig.

In Hinsicht auf die Verbesserung und Vorbeugung operativer Komplikationen bezüglich der Lage des Elektrodenträgers, ist somit das Ziel dieser Dissertation, eine Korrelation zwischen radiologischem Bild und biophysikalischen Parametern zu finden.

2. Material und Methoden

2.1. Untersuchungskollektiv

Für die Auswertung radiologischer und biophysikalischer Parameter wurden initial insgesamt 61 Datensätze von 57 Patienten des Universitätsklinikums Gießen und Marburg der HNO- Abteilung in Marburg extrahiert. Das primäre Einschlusskriterium für diese retrospektive Studie war das Vorhandensein eines radiologisch sicheren Skalensprungs des Implantats der Firma *Cochlear*® mit 22 Elektroden. Um eine Analyse auf potentielle Unterschiede durchführen zu können, wurde in einem weiteren Schritt eine Vergleichsgruppe erstellt. Für diese war die radiologisch sicher gestellte Insertion des Elektrodenträgers in der Scala tympani das Einschlusskriterium. Eine postoperative Bildgebung vom Felsenbein mittels digitaler Volumentomographie (DVT) wurde standardmäßig bei jedem Patienten angelegt. Somit konnten die Rohdaten aus der schon vorhandenen Datenbank von Patienten mit CI und DVT entnommen werden. Die DVT-Aufnahmen des Felsenbeins stammen aus dem Zeitraum von 2009 bis 2014. Sowohl der in der Cochlea liegende Elektrodenträger musste komplett in den Bilddaten dargestellt, als auch die Grenzen der einzelnen Elektroden gut zu sehen sein. Außerdem mussten der Eingang zur Cochlea, die Begrenzung des runden Fensters, sowie das Vestibulum gut sichtbar sein. Diese anatomischen Strukturen dienten als Ansatzpunkte für einen bestimmten Messparameter, der Basislinie (siehe 2.4.4). Zu viele Artefakte bzw. Doppelbilder der Elektroden machten die Bilder unbrauchbar.

Die DVT-Aufnahmen wurden mit dem Computerprogramm *One Volume Viewer* (Software: i-Dixel 2.0; J.Morita, Kyoto, Japan) rekonstruiert. Initial erfolgte die Analyse von 57 Patienten. Bei einem zeigte sich aufgrund von Doppelscheinungen der Elektroden ein nicht auswertbarer Bilddatensatz, sodass dieser aus der Studie entfernt wurde. Im gesamten Untersuchungskollektiv befanden sich somit 29 (51,8 %) weibliche und 27 (48,2%) männliche Patienten, darunter zwei Kinder (Jahrgang 2005 und 2006). Das Durchschnittsalter lag bei 50 Jahren. Vier der Patienten besaßen sowohl auf der rechten, als auch auf der linken Seite ein CI, sodass insgesamt von beiden Gruppen mit 56 Patienten 60 DVT-Rohdaten ausgewertet wurden. Wie folgende Abbildung

veranschaulicht, weisen 23 (39,3 %) Elektrodenimplantate einen Skalensprung auf, während 37 (60,7 %), wie geplant, in der Scala tympani liegen.

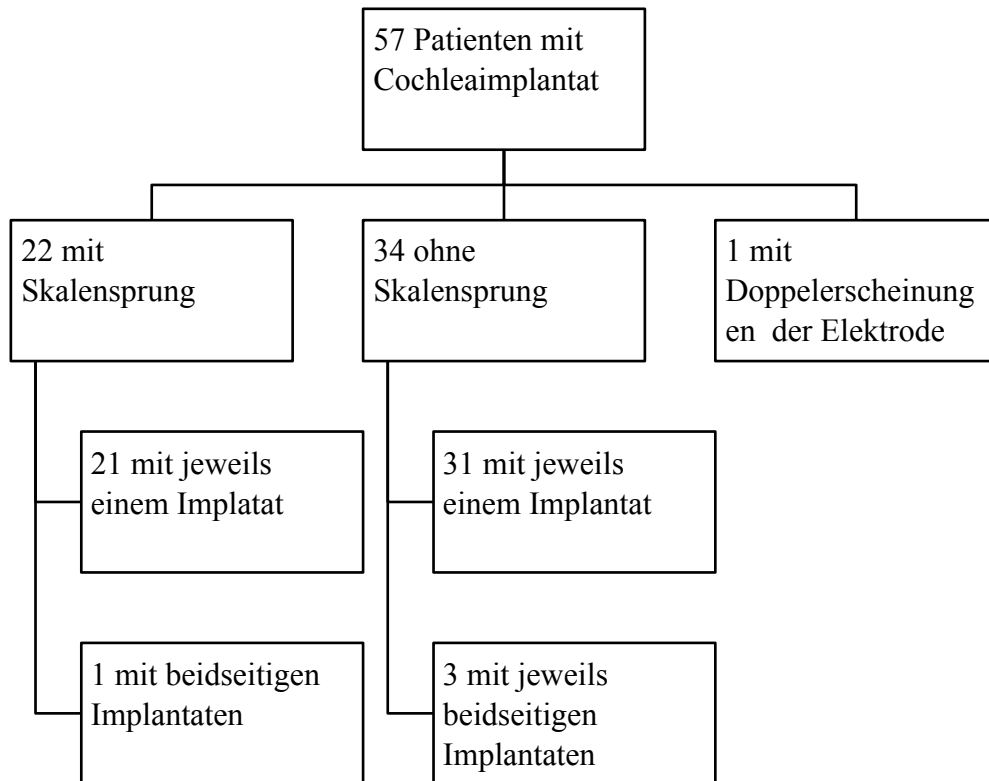


Abbildung 4: Übersicht des Untersuchungskollektivs mit initial 57 Patienten. Mit Einschluss der 4 Patienten mit beidseitigem CI und Ausschluss eines Patienten konnten insgesamt 60 Datensätze von 56 Patienten analysiert werden.

2.2. Digitale Volumentomographie

Die radiologischen Datensätze wurden mit dem Digitalen Volumentomographen des Modelltyps *3D Accu-I-Tomo, Modell MCT-1, Typ EX-2 F17 (Morita, Kyoto, Japan)* ausgewertet. Er erstellt radiologische Bilder mit dreidimensionaler Darstellung der Schädelknochen, sodass er sowohl für die HNO, als auch beispielsweise für die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie von großem Nutzen ist. Wie bei der CT dreht sich eine Röntgenröhre um den Patienten. Die Bildaufnahmeeinheit der DVT hat im Vergleich zur CT ein vergleichbares Auflösungsvermögen bei geringerer Strahlenbelastung, da nur ein definiertes „Field of view“ dargestellt wird, im Gegensatz zum ganzen Schädel bei

der CT. Der Patient sitzt dabei aufrecht auf einem Stuhl. Um das Risiko von Bewegungsartefakten zu minimieren und somit möglichst präzise Bilder zu erzeugen, dienen die Kopf- und Kinnstützen als Stabilisatoren. Der Untersucher verlässt den Raum und kann von außen den Start der Röntgenaufnahme steuern. Die aus Detektor und Emitter bestehende Röntgeneinheit dreht sich in etwa 17,5 Sekunden komplett (360°) oder in etwa 9 Sekunden um die Hälfte (180°) des Patientenkopfs. Die Stromstärke der DVT kann von 1 bis 10 mA in 0,1 mA Schritten variiert werden. Die Röhrenspannung ist von 60 und 90 kV in 0,1 kV Schritten einstellbar. Individuell auf die Untersuchungsregion angepasst, ist das Volumen von 4x4 cm, 6x6 cm, 8x8 cm, 10x10 cm oder 12x17 cm (Zylinderhöhe x Zylinderdurchmesser) regulierbar. Die entstehenden Bilder sind sehr detailgetreu und können mit der im Folgenden beschriebenen Software bearbeitet und ausgewertet werden.

2.2.1. One Volume Viewer

Um die DVT-Rohdaten der Patienten für diese Dissertation auszuwerten, stand die Software *One Volume Viewer* (Software: *i-Dixel 2.0.0*; *J.Morita, Kyoto, Japan*) zur Verfügung. Die Rekonstruktion der Bilder fand direkt an der Bedienungskonsole des digitalen Volumentomographen statt, sodass die daraus entstandenen Schnittbilder das im Felsenbein liegende CI mit seinen 22 Elektroden gut darstellten. Die rekonstruierten Bilder wurden mit einer Schichtdicke von 1,00 mm und einem Schichtintervall von 0,08 mm analysiert. Um exakte Messungen durchführen zu können, mussten die Bilder eine entsprechende Qualität und die in Kapitel 2.1 beschriebenen Einschlusskriterien vorweisen. Das Aufarbeiten der Rohdaten und deren Rekonstruktion wird im folgenden Kapitel erläutert.

2.3. Bearbeiten der Bilddaten

Die DVT-Rohdaten wurden zunächst mit Hilfe des *One Volume Viewers* ausgerichtet, um die entsprechenden Messungen durchführen zu können. Durch die drei angezeigten

Schnittebenen war es möglich, die dreidimensionale Röntgenaufnahme in die richtige Lage zu bringen, um die Cochlea mit dem Implantat sichtbar zu machen. Als erstes wurden die rote und grüne Hilfslinie als Fadenkreuz auf die Cochleamitte der koronaren Ebene gelegt, wie es in Abbildung 5a zu sehen ist. Danach zeigte sich in der sagittalen Ebene (Abb. 5b) ein Schnitt durch die Elektroden. Diese Ebene wurde so gedreht, dass die sichtbare angeschnittene Elektrodenreihe parallel der roten Linie lag. Dasselbe wurde anschließend mit der koronaren Ebene gemacht. Nun wurde die rote Linie so gelegt, dass sie gleichzeitig die Elektrodenmitte in diesen beiden Ebenen schnitt. Dafür konnte sie nach oben oder unten verschoben werden. In der dritten, der axialen Ebene (Abb. 5c), war nun die gesamte Cochlea mit dem planar dargestellten Elektrodenträger zu sehen. Wichtig war hierbei die Sicht auf den Cochleaeingang. Wenn dieser noch nicht demonstriert werden konnte, wurde durch wiederholtes Drehen der anderen beiden Schnittebenen die Fehllage korrigiert. Bei der Einstellung der Ebenen war des Weiteren zu beachten, dass dabei die komplette Elektrodenbreite aufgezeigt werden konnte. Durch Kontrast- und Vergrößerungseinstellungen konnten optimale Bedingungen zum Messen geschaffen werden, da auf diese Weise die Elektroden- und Cochlearänder präzise abgebildet waren. Das Endresultat der Bilddatenbearbeitung ist beispielhaft in Abbildung 5 wiedergegeben. Mit dem Bild der axialen Ebene (Abb. 5c) konnten nun in der Vergrößerung die folgenden beschriebenen Messungen (Kapitel 2.4) durchgeführt werden.

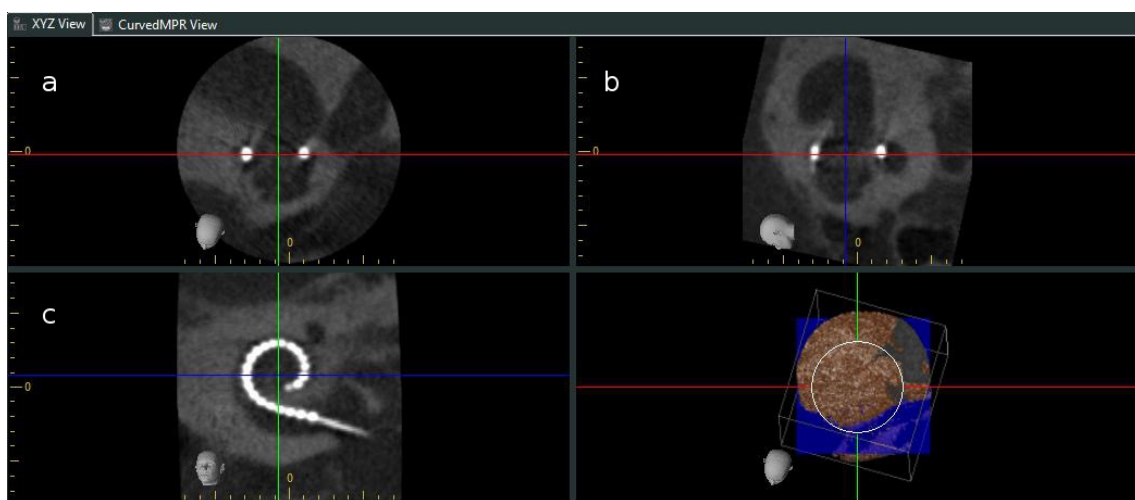


Abbildung 5: Übersichtsaufnahme der Cochlea mit dem Elektrodenimplantat in drei Schnittebenen des One Volume Viewers: Coronare (a), sagittale (b) und axiale (c) Ebene der Cochlea mit dem Elektrodenträger in der Cochlea liegend. In (a) bilden die grüne und rote Hilfslinie ein Fadenkreuz zur Drehung der Schnittebene. Die rote Linie schneidet in (a) und (b) die Elektroden so, dass in (c) der komplette Elektrodenträger sichtbar wird.

2.4. Messungen an der nicht entrollten Elektrode

Der erste Messvorgang erfolgte an der Elektrode im nicht entrollten Zustand. Für alle Messungen wurde das gleiche Schnittbild der axialen Ebene der Cochlea (Abb. 5c) verwendet, in welcher der Elektrodenträger als Ganzes zu sehen war. Um optimale Messbedingungen zu schaffen, wurde das Bild vergrößert und in Kontrast und Helligkeit angepasst.

2.4.1. Breite der Cochlea

Die Breite der Cochlea konnte an den Stellen erfasst werden, an denen die inserierten Elektroden zum Liegen kam. Begonnen wurde bei der ersten Elektrode, welche am weitesten basal lag. Der Messung diente eine Hilfslinie, die senkrecht zur Cochleawand von der lateralen zur medialen Cochleawand durch das Zentrum der ersten Elektrode gelegt wurde. Diese Senkrechte zeigte den Abstand der beiden ausgewählten Punkte in Millimeter an, welcher der Breite der Cochlea entsprach (Abb. 6a). Um die Cochleabreite an jeder Elektrodenplatzierung zu erfassen, wurde diese Messung an den darauffolgenden 21 Elektroden wiederholt.

2.4.2. Abstand lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand

Die Messungen des lateralen Elektrodenrandes zur lateralen Cochleawand sollen den Abstand des Elektrodenträgers zum Modiolus verdeutlichen. Die Senkrechte zur Cochleawand wurde dabei zwischen die jeweils lateralen Seiten des Cochlea- und Elektrodenrandes gelegt (Abb. 6). Dabei wurden die von den Elektroden ausgesandten Artefakte außer Acht gelassen und bis direkt an die Elektrode heran gemessen.

2.4.3. Breite der einzelnen Elektroden

Um die Breite der Elektrode zu messen, wurde die Senkrechte vom lateral liegenden Elektrodenrand durch die Elektroden zum medial liegenden Elektrodenrand gelegt, um den Durchmesser abzulesen (Abb. 6). Wichtig hierbei war, dass die Ebene so eingestellt sein musste, dass alle Elektroden komplett dargestellt waren. War diese Voraussetzung nicht gegeben, musste während der Messungen die Schnittebene erneut verstellt werden, um jeweils die Elektrode mit ihrem kompletten Durchmesser erfassen zu können. Die folgende Abbildung zeigt den beschriebenen Messvorgang. In diesem Beispiel ist die Elektrode 22 (Abb. 6d) nicht komplett sichtbar. Die Ebenen mussten leicht rotiert werden, um diese Elektrode komplett darstellbar zu machen.

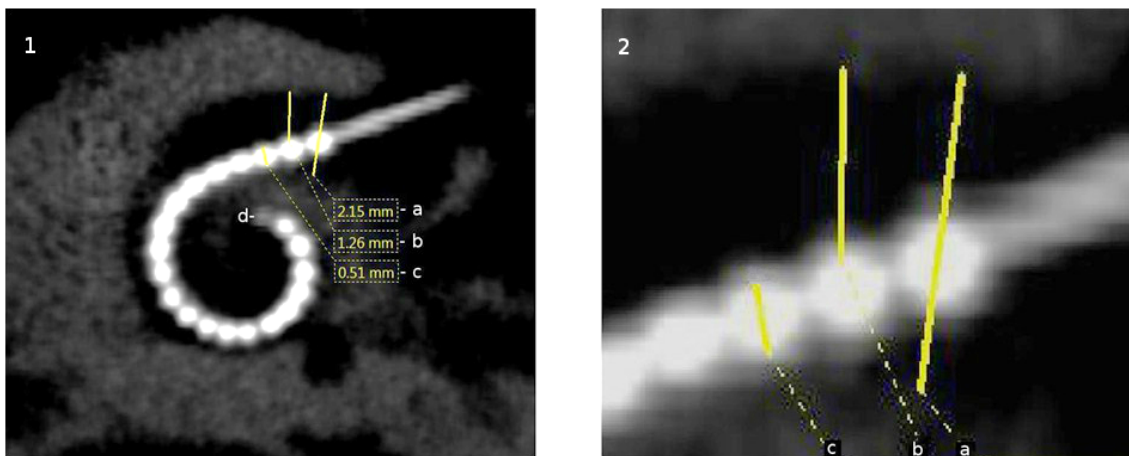


Abbildung 6: Bild 1: Messvorgänge am Elektrodenträger in der Cochlea; Bild 2: Messvorgänge in vergrößerter Form: (a) Die Senkrechte (gelbe Linie) zeigt die Breite der Cochlea (2,15 mm) an der Insertionsstelle der Elektrode 1 an. (b) Die Senkrechte (gelbe Linie) zeigt den Abstand des lateralen Elektrodenrands zur lateralen Cochleawand (1,26 mm) an der Insertionsstelle der Elektrode 2 an. (c) Die Senkrechte (gelbe Linie) zeigt die Breite (0,51 mm) der Elektrode an. (d) Die Elektrode 22 ist hier als Beispiel einer nicht vollständig abgebildeten Elektrode angezeigt.

2.4.4. Ausmessen der Insertionswinkel der einzelnen Elektroden

Um die genauen Insertionsstellen der Elektroden zu bestimmen, wurden jeweils die Winkel bestimmt, in denen die Elektroden in den Cochleawindungen zum Liegen kamen. Am Beginn der Cochleawindung wurde eine für alle Elektroden gleichplatzierte Basislinie definiert. Diese wurde nach den Empfehlungen der Konsensuskonferenz

2010 durch zwei Punkte definiert: die Mitte des runden Fensters (Abb. 7 (1)) und der Cochlea-Vestibulum-Übergang (Abb. 7 (2)) (Verbist et al. 2010). Diese wurden mit einer Senkrechten verbunden, sodass jeder Insertionswinkel auf der gleichen Basislinie beruht. Diese diente dann als ein Winkelschenkel. Der zweite Schenkel wurde durch die entsprechende Elektrode senkrecht zur Cochleawand gelegt. Danach konnte der Insertionswinkel abgelesen werden (Abb. 8).

Der von Verbist und seinen Mitarbeitern definierte Ausgangspunkt bewirkt als standardisierte Messgrundlage somit vergleichbare Messresultate (Verbist et al. 2010). In der folgenden Grafik ist die Basislinie mit den anatomischen Begrenzungspunkten dargestellt.

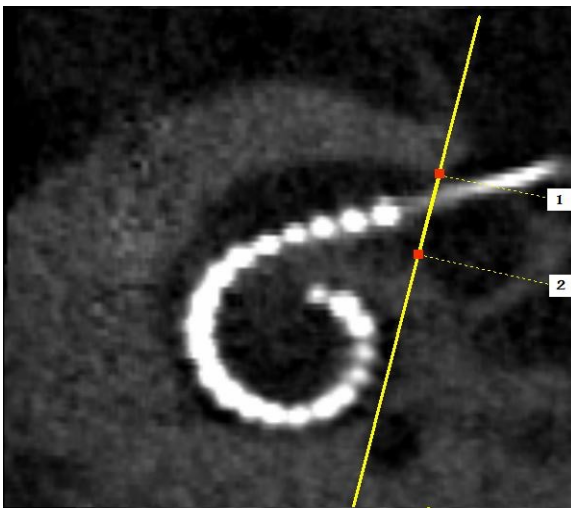


Abbildung 7: Setzen der Basislinie: Die definierten Punkte in der Mitte des runden Fensters (1) und der Übergang Cochlea - Vestibulum (2) wurde mit einer Senkrechten (gelbe Linie) verbunden.

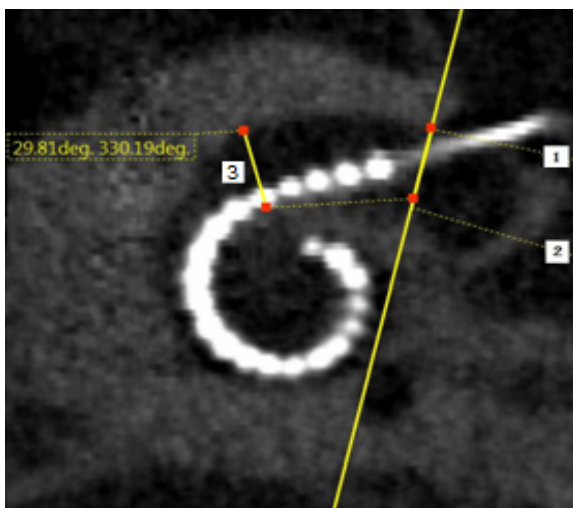


Abbildung 8: Messen der Insertionswinkel: Als Winkelschenkel diente zum einen die Basislinie (gelbe Linie mit der Nummerierung 1 und 2) und zum anderen eine Senkrechte durch die Elektrode (gelbe Linie mit der Nummerierung 3). Der Insertionswinkel der Elektrode 5 beträgt hier $29,81^\circ$ (gelb umrandet).

2.5. Messungen an der entrollten Elektrode

Für die im Folgenden beschriebenen Messungen bestand der nächste Arbeitsschritt im Entrollen des Elektrodenträgers. Mit Hilfe der Rekonstruktionsfunktion wurde in das Zentrum aller 22 Elektroden ein Punkt gelegt. Somit konnte das Elektrodenimplantat entrollt werden. Der entrollte Bildquerschnitt wurde daraufhin bearbeitet, um ein präzise abgebildetes Rekonstruktionsbild zu bekommen. Dafür wurde das Schichtintervall von 2000 auf 0,125 gesetzt und die Schichtdicke von 8 mm auf 2 mm. Diesen Arbeitsschritt zeigt Abbildung 9. Der kaudale Rand in der entrollten Ansicht (Abb. 9c-2) stellt die mediale, also modiolusnahe, Cochleawand dar. Die laterale Cochlealseite ist die oben liegende Begrenzung (Abb. 9c-1). Abbildung 10 zeigt beispielhaft den Unterschied zwischen den Elektrodenträgern mit (b) und ohne (a) Skalendislokation.

Nach dem Entrollen erfolgten die beiden folgenden beschriebenen Vorgehensweisen.

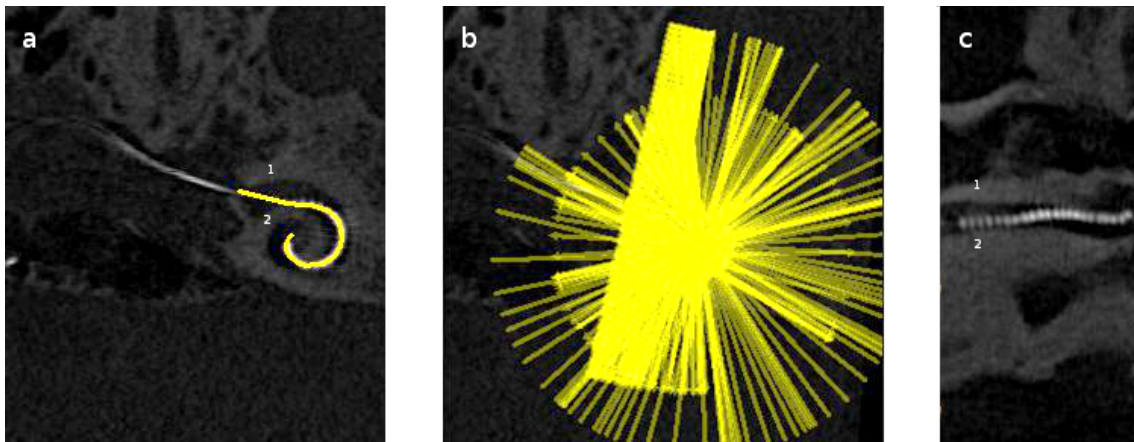


Abbildung 9: Entrollen des Elektrodenträgers mit Hilfe der Rekonstruktionsfunktion: (a) Rekonstruktionslinie mit jeweils einem Punkt (gelb) im Zentrum einer Elektrode; (b) Bearbeiten der Bildquerschnitte: Herabsetzen des Schichtintervall von 2000 auf 0,125 und der Schichtdicke von 8mm auf 2mm; (c) Rekonstruierter Elektrodenträger in der entrollten Cochlea mit ihrer lateralen (1) und medialen (2) Begrenzung.

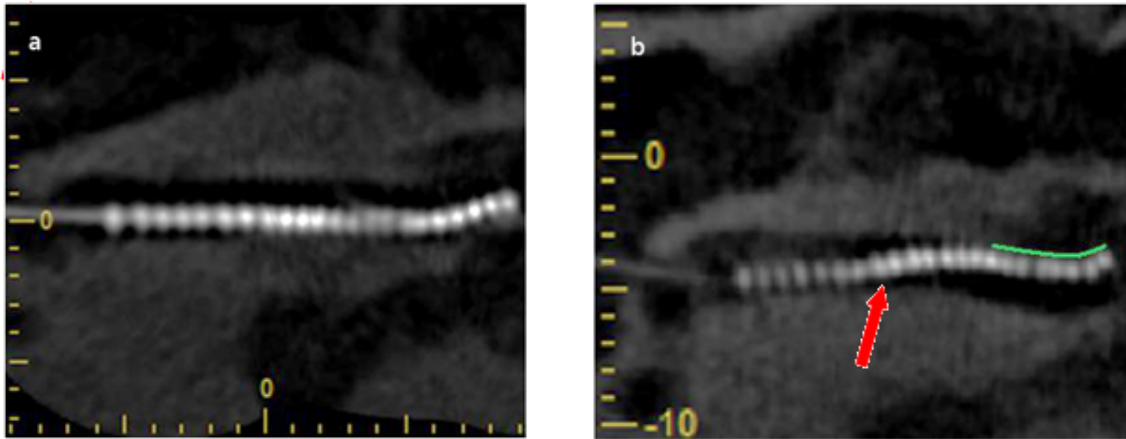


Abbildung 10: Elektrodenträger mit und ohne Skalensprung in entrollter Cochlea: (a) Elektrodenträger ohne Skalensprung in der Scala tympani liegend; (b) Elektrodenträger mit Skalensprung von der Scala tympani in die Scala vestibuli (roter Pfeil markiert den Skalensprung durch die Basalmembran; grüne Linie zeigt die apikale laterale Cochleawand).

2.5.1. Breite der Cochlea

Die erste Messung an der rekonstruierten Cochlea beinhaltete die Breite der Cochlea. Die Senkrechte wurde wieder im 90°-Winkel zur Cochleawand, von deren medialen zur lateralen Begrenzung durch die jeweilige Elektrode gelegt. Mit einem Doppelklick erhielt man die entsprechende Breite (Abb. 11a). Um die Dicke der Cochlea an jeder Elektrodenplatzierung zu erfassen, wurde diese Messung an den folgenden 21 Elektroden wiederholt. Für diesen Arbeitsschritt wurden für jede Elektrode jeweils drei Messungen durchgeführt und anschließend daraus der Durchschnitt errechnet. Bei der Gruppe mit Skalendislokation waren die Messungen der apikal liegenden Elektroden anfangs nicht durchführbar, da die laterale Cochleawand dieser Insertionsstellen nicht abgrenzbar war. Um die apikale Breite dennoch standardisiert messen zu können, wurde in der Regel ab der 14. Elektrode die Elektrodenoberkante als apikale, laterale Cochleawand (Abb. 10b grüne Linie) festgelegt.

2.5.2. Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand

Der zweite Messwert wurde durch die gleiche Funktion gewonnen. Die Abstandsmessung erfolgte diesmal von der kaudalen Cochleawand zur unteren Elektrodenwand. Dabei wurden die von den Elektroden ausgesandten Artefakte außer

Acht gelassen und bis direkt an die Elektrode gemessen. Die Messlinie wurde dabei wieder senkrecht zur Wand der Cochlea gelegt. Somit konnte für jede Elektrode der Abstand zur medialen Cochleawand gemessen werden (Abb. 11b).

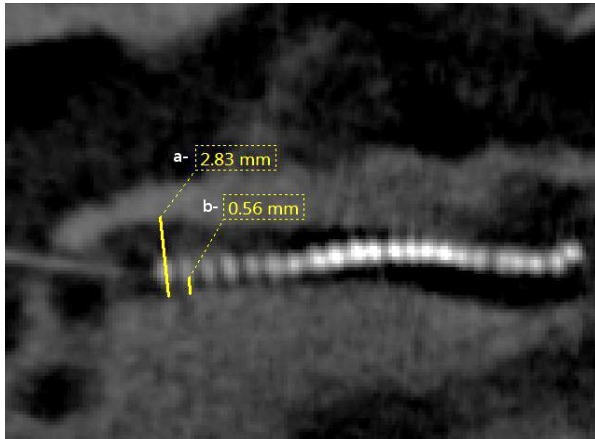


Abbildung 11: Messungen am entrollten Elektrodenraster: (a) Messung der Breite der Cochlea (Elektrode 1: 2,83 mm), (b) Messung des Abstands mediale Cochleawand – unterer Elektrodenrand (Insertionsstelle der Elektrode 2: 0,56 mm).

Diese beschriebenen Arbeitsschritte wurden mit den restlichen 21 Elektroden wiederholt. Für jede Elektrode wurden jeweils drei Messungen durchgeführt, um daraus einen Durchschnittswert zu errechnen.

2.6. Biophysikalische Messungen

Von Seiten der intraoperativen Messungen stehen die standardmäßig erhobenen Parameter der Stapediusreflexe, Impedanzmessungen und Telemetrie (NRT = Neural Response Telemetry) zur Verfügung. Sie dienen sowohl dem Chirurgen zur intraoperativen Überprüfung des CIs, als auch dem Audiologen zur späteren Anpassung des Sprachprozessors. Für diese Arbeit wurden die Daten der Impedanzen und der NRT analysiert, die während jeder CI-Operation erhoben werden. Sie waren somit als fertiger Datensatz für die ausgewählten Patienten zu entnehmen.

2.6.1. t-NRT-Daten

Durch die NRT-Messungen kann die Reizantwort der Hörnervenfasern aufgezeichnet werden (Dillier et al. 2002). Durch ein computergesteuertes Programm erfolgt über den Sprachprozessor des CIs eine elektrische Stimulation der einzelnen intracochleären Elektroden. Das elektrisch ausgelöste Summenaktionspotenzial (=Electrically Evoked Compound Action Potentials, ECAP) zieht eine Antwort der Nervenfasern im Ganglion spirale der Cochlea mit sich. Diese wird von einer Nachbarelektrode abgeleitet und an den Sprachprozessor zurück gesendet, sodass die neuronalen Antworten telemetrisch aufgezeichnet werden. Daraufhin kann für jede Elektrode der Schwellenwert (threshold) bzw. die maximale Reizstärke (t-NRT) gemessen werden, ab wann eine Reizantwort ausgelöst wird. Mit dem t-NRT-Wert wird also die neurale Schwelle bestimmt. Diese Messung wird mit jeder Elektrode mehrmals durchgeführt, um einen Querschnitt der gemessenen Werte darzustellen. Die Qualität des Ganglion spirale und die Reizkonditionen können dabei die Kurvenform beeinflussen (Cafarelli Dees et al. 2005). Die t-NRT-Messungen stellen also ein zuverlässiges Mittel zur Lagebestimmung und Funktionalität des intracochleären Elektrodenträgers dar (Mittmann et al. 2015a).

2.6.2. Impedanzen

Auch die Impedanzen der einzelnen Elektroden werden während jeder CI- Operation ausgewertet. Gemessen wird dabei die Spannung, mit der das Implantat den Widerstand überwindet, sodass der Strom von einer Elektrode auf die andere übertragen werden kann. Diese Werte zeigen die intracochleäre Lage der einzelnen Elektroden und deren Funktionstüchtigkeit. Somit werden beispielsweise auch Kurzschlüsse von Elektroden oder unterbrochenen Elektrodenverbindungen detektiert (Hughes et al. 2001)(Goehring et al. 2013). Sie werden, wie die t-NRT-Daten, telemetrisch über den Sprachprozessor weitergeleitet und im dazugehörigen Programm aufgezeichnet.

Die in dieser Arbeit ausgewerteten t-NRT-Daten und Impedanzen wurden einer schon vorhandenen Datenbank entnommen und in Zusammenarbeit mit Dr. rer. nat. Müller-Mazotta ausgewertet.

2.7. Statistische Methoden

Für alle beschriebenen Arbeitsschritte wurden jeweils drei Messungen durchgeführt und somit der Durchschnittswert ermittelt. Die einzelnen Werte der deskriptiven Statistik sind den Tabellen im Anhang zu entnehmen. Die erhobenen Messungen wurden mit dem Statistikprogramm SPSS (Version 17.0 für Microsoft Windows, Chicago, IL, USA) ausgewertet. Die deskriptiven Daten bezüglich der Messungen der Cochleabreite, der Abstände, der Elektrodendurchmesser und der Insertionswinkel wurden durch Mittelwerte und deren Standardabweichungen in Grafiken dargestellt. Des Weiteren konnte mit Hilfe des Programms jeweils das Maximum und Minimum der Werte bestimmt werden.

Um die Messwerte der beiden Gruppen (mit und ohne Skalensprung) statistisch miteinander vergleichen zu können, wurde der T-Test für unabhängige Variablen durchgeführt. Als Voraussetzung für diesen Test und auf Prüfung der Varianzhomogenität diente der Levene-Test. Das typische Schema der Varianzanalyse durch den T-Test, einschließlich der Irrtumswahrscheinlichkeit p (Signifikanz), diente zur Beurteilung der Gesamtsignifikanz. Der T-Test wurde mit einem Signifikanzniveau (= p -Wert) von $p < 0,05$ und einem Konfidenzintervall von 95% durchgeführt. Somit konnte analysiert werden, ob die aufgestellte Hypothese, bezüglich der Unterschiede der radiologischen und biophysikalischen Parameter der Implantate mit und ohne Skalensprung, verifiziert werden konnte.

3. Ergebnisse

3.1. Technische Einstellungen/ Vorbemerkungen

Bei den DVT-Rohdaten des hier verwendeten Patientenkollektivs lag die Stromstärke zwischen 3 - 8 mA. Die Röhrenspannung variierte zwischen 80 - 90 kV. Die gesamten Aufnahmen wurden mit einer Kantenlänge der Voxel von 0,08 mm erfasst.

Für die 60 Datensätze konnten die präzise intracochleäre Lage des jeweiligen Elektrodenimplantats durch die Breite der Cochlea und der einzelnen Elektroden, deren Abstand zu den Cochleawänden, sowie deren Winkel innerhalb der Cochleawindung bestimmt werden. Für diese und die intraoperativ aufgezeichneten t-NRT-Daten und Impedanzen ließen sich mittels deskriptiver Statistik die relativen und absoluten Häufigkeiten, sowie die Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen bestimmen.

Die folgenden Kapitel erläutern die deskriptive Statistik der Daten der Elektrodenträger mit und ohne Skalensprung. Die Nullhypothese, dass es keinen Unterschied zwischen den beiden Gruppen gibt, wurde in fast allen Messgrößen mit einem Signifikanzniveau von 5% abgelehnt. Die Diagramme zum Vergleich der beiden Gruppen wurden so erstellt, dass der Unterschied zwischen diesen sichtbar wird. Die Ergebnisse der ersten Gruppe (Patienten mit Skalendislokation) sind als blaue und die der zweiten Gruppe (ohne Skalendislokation) als grüne Datenpunkte dargestellt.

3.2. Ergebnisse der Messungen an der nicht entrollten Elektrode

3.2.1. Breite der Cochlea

Elektrodenträger mit Skalendislokation

Die durchschnittliche Cochleabreite beträgt bei den Elektrodenträgern mit Skalendislokation $2,09 \pm 0,37$. Der maximale Durchschnittswert liegt auf Höhe der Elektrode 1 und beträgt $2,38 \pm 0,23$ mm. Im weiteren Verlauf verliert die Cochlea bis zur Höhe der Elektrode 8 an Breite. Die Kurve (Diagramm 1) steigt bei Elektrode 9

leicht an und fällt bis zur Elektrode 15 wieder. Ein weiterer Höhepunkt der Kurve ist an Elektrode 19 zu verzeichnen. Bis zum Ende des Elektrodenträgers fallen dann die Werte rapide ab, bis eine minimale Cochleabreite von 1,68 +/- 0,45 mm auf Höhe der Elektrode 22 messbar war. Die maximalen und minimalen Werte können der folgenden Tabelle entnommen werden.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	2,38 mm	0,23 mm	1
Minimaler Wert	1,68 mm	0,45 mm	22

Tabelle 1: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Cochleabreite mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Elektrodenträger ohne Skalendislokation

Bei den Elektrodenträgern ohne Skalendislokation wurde eine durchschnittliche Cochleabreite mit 2,01 +/- 0,4 mm gemessen. Der maximale Durchschnittswert liegt auf Höhe der Elektrode 1 und beträgt 2,41 +/- 0,28 mm. Der insgesamt abfallende Verlauf der Kurve wird durch kurzzeitig ansteigende Werte unterbrochen: Ab Elektrode 13 bis Elektrode 19 werden die Werte größer, sodass die Kurve leicht steigt. Danach fallen sie bis zu der minimalen Cochleabreite von 1,23 +/- 0,33 mm auf Höhe der letzten Elektrode stark ab. Die Gesamtkurve der Daten wird in Diagramm 1 ersichtlich. Die maximalen und minimalen Werte können der folgenden Tabelle entnommen werden.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	2,41 mm	0,28 mm	1
Minimaler Wert	1,23 mm	0,33 mm	22

Tabelle 2: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Cochleabreite mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

Zwischen den Elektrodenträgern mit und ohne Skalendislokation ist bei der Breite der Cochlea zu 86,4 % kein signifikanter Unterschied festzustellen. In 13,6 % liegt also ein signifikanter Unterschied in dieser Messgröße zwischen den beiden Gruppen vor. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 1 gekennzeichnet. Der signifikante Unterschied lässt sich auf die Messungen auf Höhe der letzten drei Elektroden zurückführen. Anhand von Diagramm 1 wird ersichtlich, dass bei den Elektrodenträgern mit und ohne Skalensprung der Gesamtverlauf der Kurve nahezu identisch verläuft. Beide Gruppen weisen eine maximale Cochleabreite auf Höhe der ersten Elektrode und eine minimale Cochleabreite auf Höhe der letzten Elektrode auf. Die Cochlea wird von der basalen zur apikalen Windung immer schmaler. Auffällig ist, dass die Kurve der Elektrodenträger mit Skalendislokation zur Elektrode 19 hin mehr ansteigt, als bei den Elektrodenträgern ohne Skalendislokation. Dafür fallen die Werte der zweiten Gruppe apikal stärker ab. Die durchschnittlichen minimalen Werte der Cochleabreite unterscheiden sich bei den beiden Gruppen um 0,45 mm. Die maximalen Werte unterscheiden sich nur um 0,03 mm.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)	20, 21, 22	13,6
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19	86,4

Tabelle 3: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Breite der Cochlea: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 13,6 % vor (3 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 86,4 % vor (19 Elektroden insgesamt).

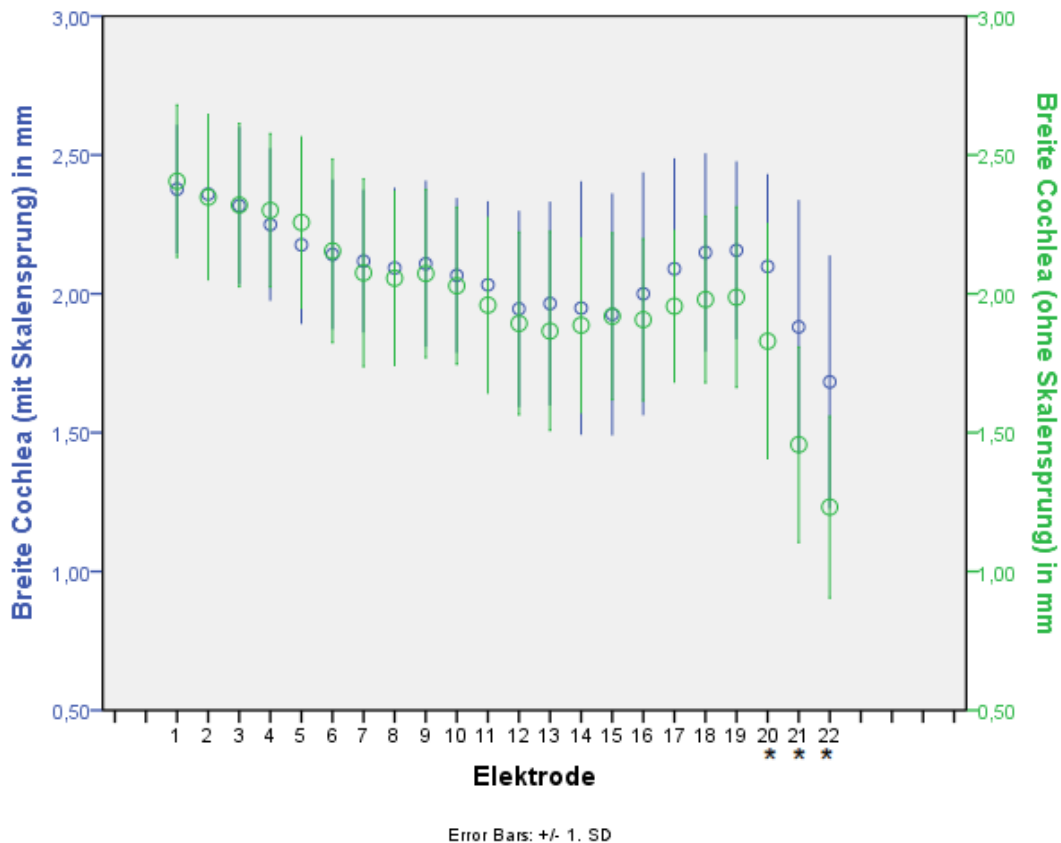


Diagramm 1: Vergleich der Elektrodenränder mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der Mittelwerte der Breite der Cochlea in mm mit Standardabweichungen der Elektrodenränder mit Skalendislokation und ohne Skalendislokation. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.2.2. Abstand lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand

Elektrodenränder mit Skalendislokation

Bei den Elektrodenrändern mit Skalendislokation wurde bei der Abstandsmessung des Elektrodenrandes zur Cochleawand der Mittelwert von $0,93 \pm 0,36$ mm ermittelt. Der durchschnittliche maximale Abstand beträgt auf Höhe der Elektrode 2 $1,35 \pm 0,32$ mm. Bis zur Elektrode 9 verringert sich dieser Abstand, das Implantat entfernt sich also dem Modiolus. An dieser Elektrode wurde die durchschnittlich geringste Breite mit $0,64 \pm 0,15$ mm gemessen. Bis zur Elektrode 19 steigt dann wiederum der Abstand auf bis zu $1,06 \pm 0,35$ mm und fällt bis zum Ende des Implantats auf $0,78 \pm 0,34$ mm (Elektrode 22). Die maximalen und minimalen Werte können der folgenden Tabelle entnommen werden und sind in Diagramm 2 sichtbar.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	1,35 mm	0,32 mm	2
Minimaler Wert	0,64 mm	0,15 mm	9

Tabelle 4: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert des Abstands lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Elektrodenträger ohne Skalendislokation

Bei den Elektrodenträgern ohne Skalendislokation wurde der Mittelwert von 1,01 +/- 0,9 mm ermittelt. Der durchschnittliche Maximalwert auf Höhe der Elektrode 3 beträgt 1,5 +/- 0,32 mm. Bis zur Elektrode 9 verringert sich der Abstand ebenso, steigt jedoch von Elektrode 10 bis 17 erneut an. Ab der Elektrode 18 entfernt sich das Implantat dem Modiolus wieder, was durch das Sinken der Kurve ersichtlich wird. Der Abstand zur lateralen Cochleawand verringert sich bis auf den durchschnittlichen Minimalwert von 0,46 +/- 0,17 mm auf Höhe der Elektrode 22. Diese Werte können der folgenden Grafik entnommen werden.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	1,5 mm	0,32 mm	3
Minimaler Wert	0,46 mm	0,17 mm	22

Tabelle 5: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert des Abstands lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

Der Abstand der lateralen Cochleawand zum lateralen Elektrodenrand verdeutlicht die Nähe des Elektrodenimplantats zum Modiolus der Cochlea. Anhand der Grafik wird sichtbar, dass bei beiden Gruppen der gemessene Abstand an der basalen Windung der Cochlea am größten ist. Hier ist das Implantat dem Modiolus am nächsten. Zwischen

den Elektrodenträgern mit und ohne Skalendislokation ist bei der Abstandsmessung zu 50 % kein signifikanter Unterschied festzustellen. Zu 50 % liegt also ein signifikanter Unterschied in dieser Messgröße zwischen den beiden Gruppen vor. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 2 gekennzeichnet. Bei der Gruppe mit Skalensprung wird deutlich, dass sich der Elektrodenträger nach dem Wechsel in die Scala vestibuli vom Modiolus entfernt. Der Elektrodenträger der anderen Gruppe bleibt weiterhin dicht am Modiolus in der Scala tympani. Die Mittelwerte beider Gruppen unterscheiden sich um 0,08 mm. Die durchschnittlichen Maximalwerte zeigen einen Unterschied von 0,15 mm an.

Beide Kurven haben insgesamt gesehen einen ähnlichen Verlauf. Anfangs steigen die Werte bis zu ihrem Maximalwert, worauf sie danach bis etwa auf Höhe der Elektrodenträgermitte fallen. Danach steigen die beiden Kurven erneut, wobei die Werte der Gruppe mit Skalensprung später fallen, als die der anderen Gruppe. Diese erreicht einen um 0,18 mm geringeren Minimalwert. Anhand des folgenden Diagramms wird dieser Verlauf ersichtlich.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)	8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 20, 21, 22	50
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 16, 17, 18, 19	50

Tabelle 6: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf den Abstand lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 50 % vor (11 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 50% vor (11 Elektroden insgesamt).

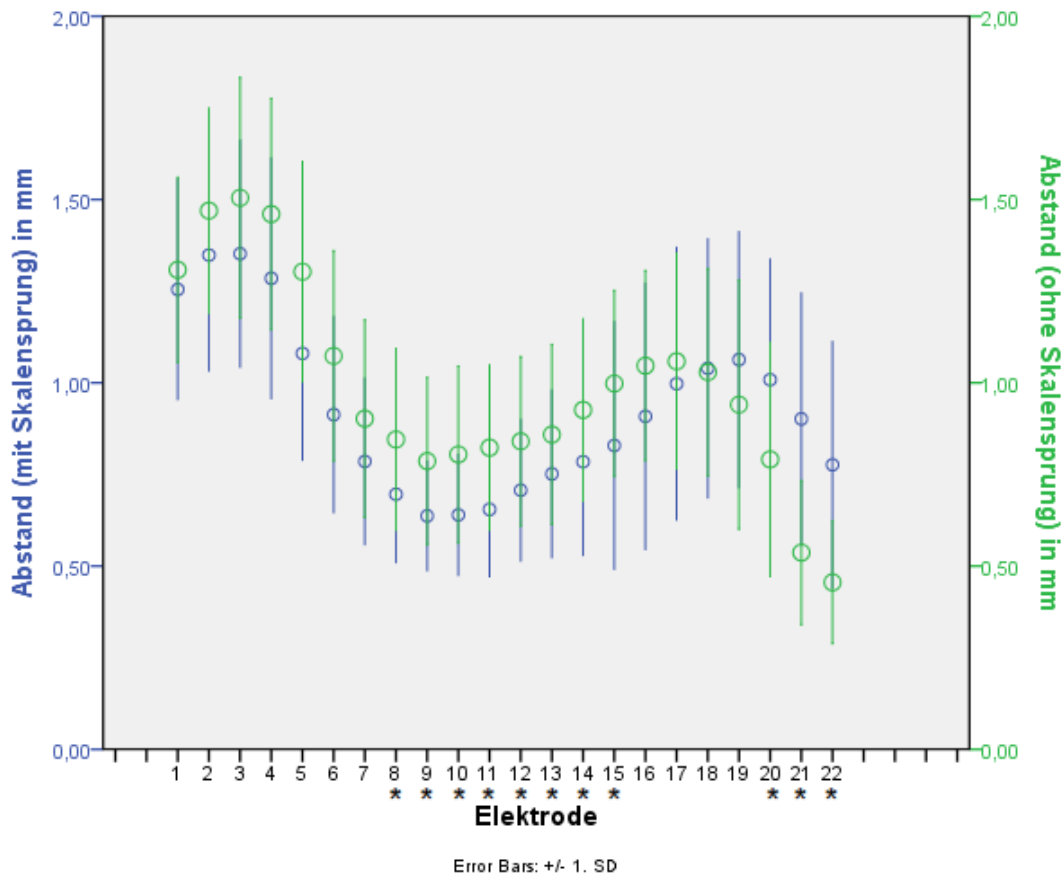


Diagramm 2: Vergleich der Elektroden mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der durchschnittlichen Mittelwerte des Abstands der lateralen Cochleawand zum lateralen Elektrodenwand in mm mit Standardabweichungen der Patienten mit Skalendislokation und ohne Skalendislokation. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.2.3. Breite der einzelnen Elektroden

Elektroden mit Skalensprung

Die Elektroden mit Skalendislokation weisen eine durchschnittliche Breite der Elektroden von $0,55 \pm 0,08$ mm auf. Die maximale Breite wurde bei der Anfangselektrode mit $0,66 \pm 0,07$ mm und minimale Breite bei der Endelektrode mit $0,46 \pm 0,05$ mm gemessen. Im Diagramm 3 ist ein Verlauf aller Elektrodenbreiten des Cochleaimplantats dargestellt.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	0,66 mm	0,07 mm	1
Minimaler Wert	0,46 mm	0,05 mm	22

Tabelle 7: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Breite der Elektroden mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Elektrodenträger ohne Skalensprung

Die Elektrodenträger ohne Skalendislokation weisen eine durchschnittliche Breite der Elektroden von 0,44 +/- 0,07 mm auf. Die maximale Breite wurde bei der Anfangselektrode mit 0,55 +/- 0,07 mm und die minimale Breite bei der Endelektrode mit 0,37 +/- 0,03 mm gemessen.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	0,55 mm	0,07 mm	1
Minimaler Wert	0,37 mm	0,03 mm	22

Tabelle 8: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Breite der Elektroden mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

Im Verlauf nimmt der Durchmesser von der basal liegenden zur apikal liegenden Elektrode ab. Eine Schemazeichnung des Elektrodenträgers der Firma Cochlear® (Abb. 3) zeigt diesen Verlauf ebenfalls. Auffällig bei den Messwerten der Gruppe ohne Skalensprung ist der insgesamt kleinere Durchmesser der einzelnen Elektroden. Zwischen den Elektrodenträgern mit und ohne Skalendislokation ist bei der Breite der einzelnen Elektroden zu 95,5 % ein signifikanter Unterschied festzustellen. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 3 gekennzeichnet. Zu 4,5 % liegt also kein signifikanter Unterschied in dieser Messgröße zwischen den beiden Gruppen vor.

Der Unterschied zur anderen Gruppen ist erklärbar dadurch, dass für die Patienten ohne Skalendislokation eine andere Schnittebene eingestellt wurde, sodass die Elektroden anders geschnitten wurden und die maximale Breite somit nicht genau erfasst werden konnte.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)	1-16, 18-22	95,5
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	17	4,5

Tabelle 9: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Breite der Elektroden: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 95,5 % vor (21 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 4,5 % vor (1 Elektrode insgesamt).

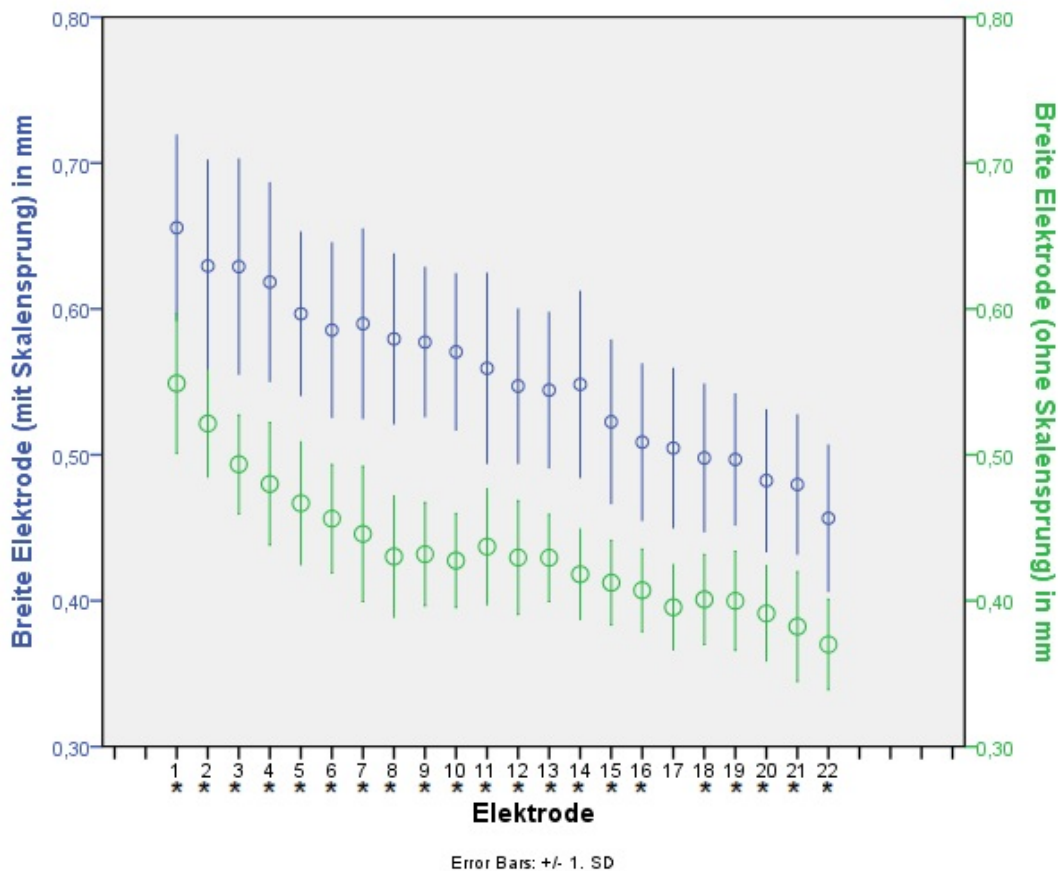


Diagramm 3: Vergleich der Elektrodenbreite mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der durchschnittlichen Breite der einzelnen Elektroden in mm mit Standardabweichungen der Patienten mit Skalendislokation und ohne Skalendislokation. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.2.4. Ergebnisse der Insertionswinkel der einzelnen Elektroden

Elektroenträger mit Skalensprung

Die Insertionswinkel der Elektroenträger mit Skalensprung reichen innerhalb der Cochlea von $35,05 \pm 18,71^\circ$ (Elektrode 1) bis zu einem Maximalwert an der apikalen Windung von $339,01 \pm 18,71^\circ$ (Elektrode 22). Das Diagramm 4 zeigt die lineare Steigung der Insertionswinkel der einzelnen Elektroden.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	$339,01^\circ$	$18,71^\circ$	22
Minimaler Wert	$35,05^\circ$	11°	1

Tabelle 10: Elektroenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Insertionswinkel mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Elektroenträger ohne Skalensprung

Die Elektroden der Gruppe ohne Skalensprung wurden durchschnittlich innerhalb von $21,09 \pm 7,75^\circ$ (Elektrode 1) und $347,62 \pm 12,07^\circ$ (Elektrode 22) inseriert. Das Diagramm 4 zeigt die lineare Steigung der Insertionswinkel der einzelnen Elektroden.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	$347,62^\circ$	$12,07^\circ$	22
Minimaler Wert	$21,9^\circ$	$7,75^\circ$	1

Tabelle 11: Elektroenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Insertionswinkel mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

Die Elektroenträger beider Gruppen kamen innerhalb von 360° in der Cochlea zum Liegen. Mit durchschnittlich $339,01^\circ \pm 18,71^\circ$ liegt die letzte Elektrode der Gruppe

mit Skalensprung am weitesten in der apikalen Cochleawindung. Somit befindet sich die Gruppe ohne Skalensprung im Durchschnitt mit $21,9 \pm 7,75^\circ$ weiter in der basalen Cochleawindung. Beide Verlaufskurven zeigen eine lineare Steigung, welche in Abbildung 6 ersichtlich ist. Es lässt sich zu 18,2 % ein signifikanter Unterschied zwischen den durchschnittlichen Breiten der Cochlea bei Elektroenträgern mit und ohne Skalensprung feststellen. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 4 gekennzeichnet. Es liegt also zu 81,8 % kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen vor.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)*	1, 2, 3, 21	18,2
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 22	81,8

Tabelle 12: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Insertionswinkel: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 18,2 % vor (4 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 81,8 % vor (18 Elektroden insgesamt).

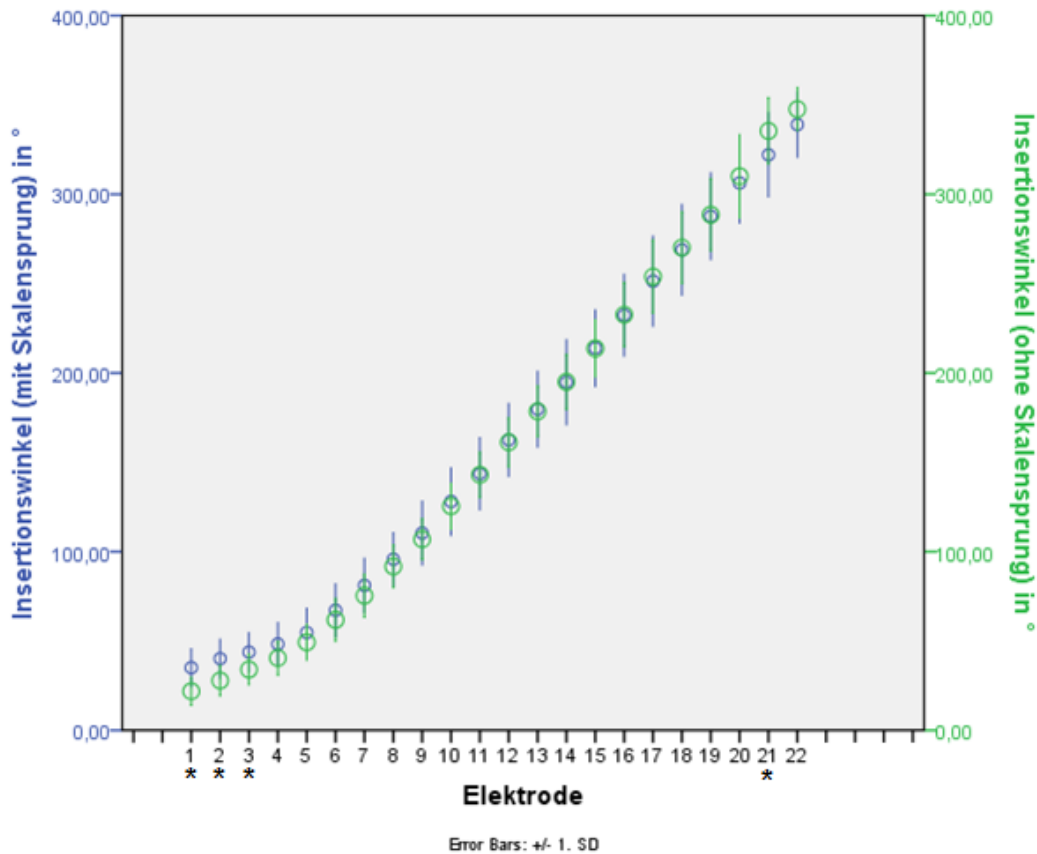


Diagramm 4: Vergleich der Elektroden mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der durchschnittlichen Insertionswinkel in ° mit Standardabweichungen der einzelnen Elektroden für Patienten mit und ohne Skalensprung. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.3. Ergebnisse der Messungen an der entrollten Elektrode

3.3.1. Breite der Cochlea

Elektroden mit Skalensprung

Bei den Elektroden mit Skalendislokation konnte eine durchschnittliche Cochleabreite der entrollten Cochlea von 2,13 +/- 0,37 mm gemessen werden. Der maximale Durchschnittswert liegt auf Höhe der Elektrode 1 und beträgt 2,61 +/- 0,37 mm. Im weiteren Verlauf verliert die Cochlea bis zur Höhe der Elektrode 7 an Breite und wird dann bis zur Elektrode 12 wieder breiter. Hier beträgt der durchschnittliche Wert 2,38 +/- 0,26. Ab dieser Höhe wird die Cochlea bis zur apikalen Windung kontinuierlich schmaler, sodass sie auf Höhe der Elektrode 22 ihr Minimum von 1,57 +/- 0,19 mm erreicht. Diese Werte können der folgenden Grafik entnommen werden.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	2,61 mm	0,37 mm	1
Minimaler Wert	1,57 mm	0,19 mm	22

Tabelle 13: Elektrodenträger mit Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Werte mit Standardabweichung für die Cochleabreite.

Elektrodenträger ohne Skalensprung

Bei den Elektrodenträgern ohne Skalendislokation wurde eine durchschnittliche Cochleabreite der entrollten Cochlea von 2,26 +/- 0,73 mm gemessen. Der maximale Durchschnittswert liegt auf Höhe der Elektrode 1 und beträgt 2,42 +/- 0,33 mm. Die Kurve der durchschnittlichen Werte zeigt an den Elektroden 1, 12 und 19 Höhepunkte auf. Es stellte sich heraus, dass die Cochlea zu Beginn leicht an Breite verliert und ab der Elektrode 6 wieder breiter wird. Dieser Trend hält bis zur Elektrode 11 an und kehrt sich ab Elektrode 12 um, sodass die Werte ab da kontinuierlich fallen. Im Gesamtverlauf nimmt sie von basal nach apikal an Breite ab, sodass auf Höhe der Elektrode 22 ihr Minimum von 1,89 +/- 0,43 mm gemessen wurde. Diese Werte können der folgenden Grafik entnommen werden.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	2,42 mm	0,33 mm	1
Minimaler Wert	1,89 mm	0,43 mm	22

Tabelle 14: Elektrodenträger ohne Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Werte mit Standardabweichung für die Cochleabreite.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

Anhand des folgenden Diagramms wird ersichtlich, dass die Cochlea an der basalen Windung, also auf Höhe der ersten Elektrode, bei den Elektrodenträgern mit und ohne Skalensprung am breitesten ist. Die geringste Cochleabreite konnte ebenfalls bei beiden

Gruppen an der gleichen Elektrodenhöhe (Elektrode 22) bestimmt werden. Auffällig ist, dass die Cochleabreite bei den Elektrodenträgern mit Skalensprung im Durchschnitt um 0,13 mm geringer ist, als bei der anderen Gruppe. Des Weiteren wird durch die Grafik ersichtlich, dass bei der ersten Gruppe die Cochleabreite zur apikalen Windung stärker abfällt und somit auch einen kleineren minimalen Wert aufweist. Der Kurventrend verläuft deutlich sinkend, während bei den Elektrodenträgern ohne Skalensprung zwei Höhepunkte im Verlauf zu sehen sind und deren Kurve somit nicht so stark abfallend verläuft.

Die Nullhypothese wurde für die Kategorie Cochleabreite mit einem Signifikanzniveau von 5% abgelehnt. Die Messwerte der beiden Gruppen unterscheiden sich mit einem p-Wert < 0,05 signifikant.

Es lässt sich zu 40,9 % ein signifikanter Unterschied zwischen den durchschnittlichen Breiten der Cochlea bei Elektrodenträgern mit und ohne Skalensprung feststellen. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 5 gekennzeichnet. Es liegt also zu 59,1 % kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen vor.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)	12, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 21, 22	40,9
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13, 20	59,1

Tabelle 15: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Breite der Cochlea in der entrollten Form: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 40,9 % vor (9 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 59,1 % vor (13 Elektroden insgesamt).

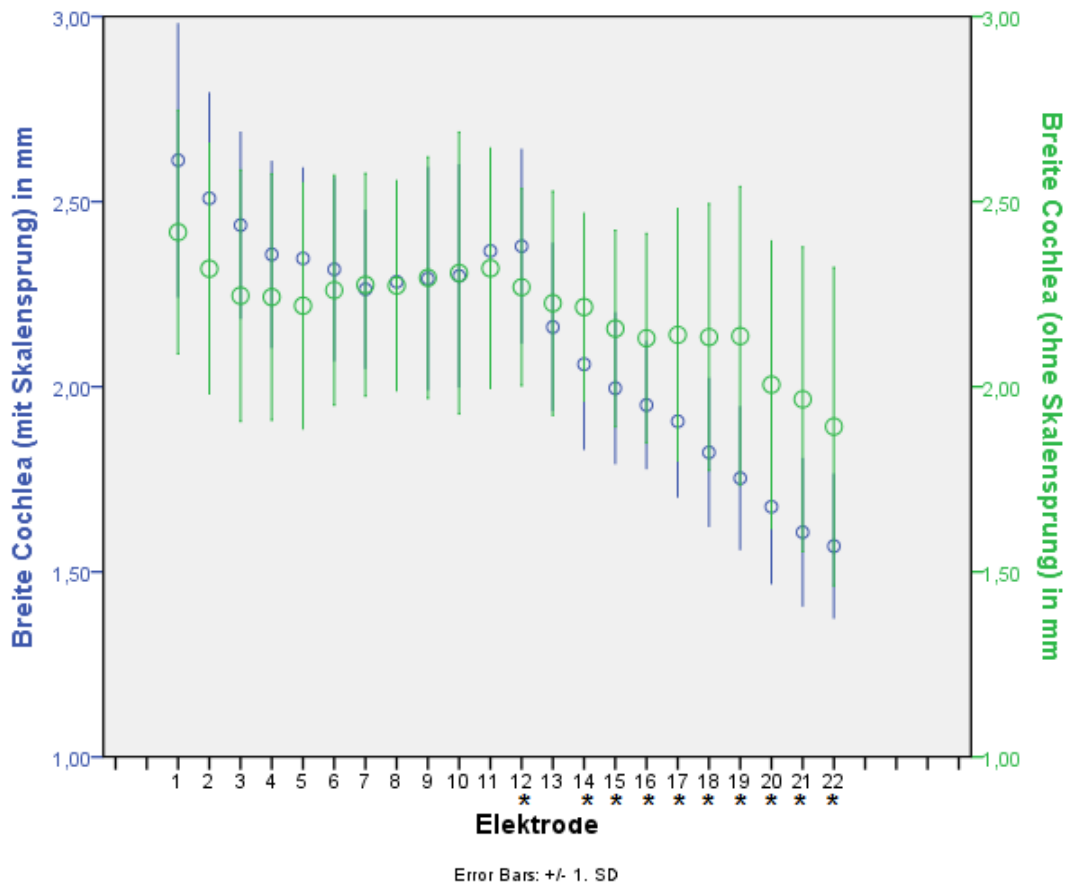


Diagramm 5: Vergleich der Elektroden mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der durchschnittlichen Cochleabreite in mm mit Standardabweichungen der einzelnen Elektroden der Patienten mit Skalendislokation und ohne Skalendislokation. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.3.2. Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand

Elektroden mit Skalensprung

Der durchschnittliche Abstand der unteren Elektrodenwand zur kaudalen Cochleawand der Patienten mit Skalendislokation beträgt $0,81 \pm 0,23$ mm. Nach anfänglicher Steigung erreicht die Kurve der Messpunkte ihren Höhepunkt bei Elektrode 17 mit $1,06 \pm 0,25$ mm. Danach fallen die Werte bis zur Elektrode 22 auf den minimalen Wert von $0,6 \pm 0,1$ mm.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	1,06 mm	0,25 mm	17
Minimaler Wert	0,6 mm	0,1 mm	3

Tabelle 16: Elektrodenträger mit Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert mit Standardabweichung für den Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand.

Elektrodenträger ohne Skalensprung

Bei den Patienten ohne Skalendislokation verläuft die Kurve relativ flach, mit einem maximalen Wert von 0,64 +/- 0,08 mm (Elektrode 9) und einem minimalen Wert von 0,51 +/- 0,08 mm (Elektrode 22). Insgesamt betrachtet, nimmt der Abstand von der basalen zur apikalen Cochleawindung leicht ab. Der durchschnittliche Abstand aller Elektroden beträgt für diese Gruppe 0,58 +/- 0,11 mm.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	0,64 mm	0,08 mm	9
Minimaler Wert	0,51 mm	0,08 mm	22

Tabelle 17: Elektrodenträger ohne Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert mit Standardabweichung für den Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand.

Vergleich beider Gruppen

Anhand der folgenden Grafik wird ein deutlicher Unterschied zwischen den beiden Gruppen sichtbar. Während bei der ersten Gruppe die Kurve einen steigenden und sinkenden Verlauf zeigt, weist die Kurve der zweiten Gruppe einen nahezu gleichbleibenden Verlauf auf. Der Abstand der einzelnen Elektroden in Bezug zur kaudalen Cochleawand unterscheidet sich bei den Elektrodenträgern ohne Skalensprung im Durchschnitt um bis zu 46 mm, während er sich bei der anderen Gruppe nur um bis zu 13 mm unterscheidet. Es lässt sich zu 72,7 % ein signifikanter Unterschied zwischen

den durchschnittlichen Breiten der Cochlea bei Elektrodenträgern mit und ohne Skalensprung feststellen. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 6 gekennzeichnet. Es liegt also zu 27,3 % kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen vor.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)	7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22	72,7
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	1, 2, 3, 4, 5, 6,	27,3

Tabelle 18: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf den Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 72,7 % vor (16 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 27,3 % vor (6 Elektroden insgesamt).

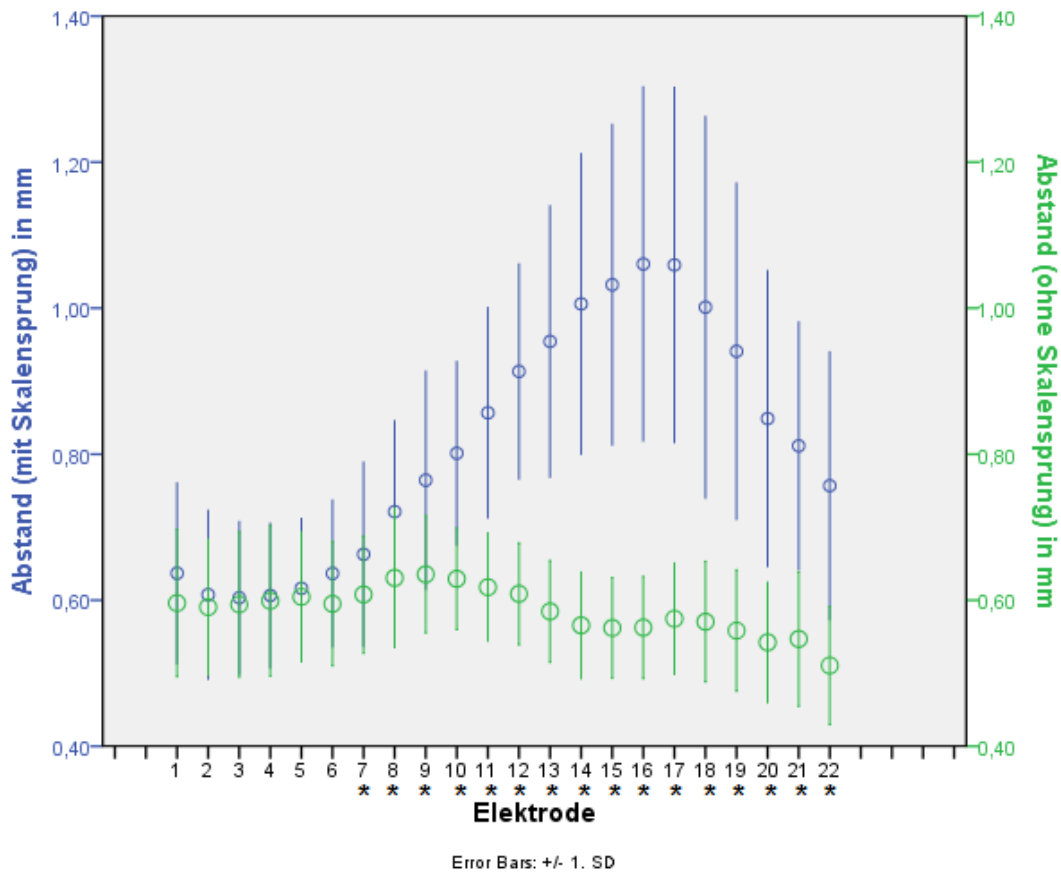


Diagramm 6: Vergleich der Elektroden mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf des durchschnittlichen Abstands der unteren Elektrodenwand zur kaudalen Cochleawand der einzelnen Elektroden in mm mit Standardabweichungen der Patienten mit Skalendislokation (blau) und ohne Skalendislokation (grün). Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.4. t-NRT-Daten

Elektroden mit Skalensprung

Die Elektroden mit Skalensprung weisen einen durchschnittlichen t-NRT-Wert von 190,51 +/- 19,94 µV auf. Bis auf einen erhöhten t-NRT-Wert der ersten Elektrode, wurden bis zur Elektrode 4 niedrige Werte aufgezeichnet. An dieser Elektrode wurde der durchschnittliche Minimalwert von 176,82 +/- 15,67 µV gemessen. Danach zeigt die Kurve steigende t-NRT-Werte bis zum Maximalwert von 205 +/- 19,97 µV an der Elektrode 11. Die darauffolgenden Werte nehmen bis zur apikalen Windung der Cochlea kontinuierlich ab, wobei die Elektrode 21 diesen Abfall noch einmal durch einen leicht erhöhten Wert unterbricht.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	205 μV	19,97 μV	11
Minimaler Wert	176,82 μV	15,67 μV	4

Tabelle 19: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler t-NRT-Wert mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Elektrodenträger ohne Skalensprung

Die Elektrodenträger ohne Skalensprung weisen einen durchschnittlichen t-NRT-Wert von 176,17 +/- 18,99 μV auf. Deren Mittelwertkurve zeigt zu Beginn erst einen steigenden Verlauf, welcher nach der Elektrode 8 sinkt. An dieser Elektrode wurde der maximale Wert von 188,11 +/- 16,15 μV gemessen. Den kontinuierlichen Abfall der Kurve unterbrechen mit höheren Werten die Elektroden 11 mit 186,94 +/- 15,05 μV und Elektrode 13 mit 185,94 +/- 15,28 μV . Danach fällt die Kurve bis zum minimalen Wert von 159,94 +/- 18,43 μV (Elektrode 18) und steigt erneut bis zur letzten Elektrode auf bis zu 174,76 +/- 19,24 μV an.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	188,11 μV	16,15 μV	8
Minimaler Wert	159,94 μV	18,43 μV	18

Tabelle 20: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler t-NRT-Wert mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

Auffällig ist, dass bei Patienten ohne Skalensprung die durchschnittlichen Werte mit 176,17 +/- 18,99 μV insgesamt geringer sind, als bei den Patienten mit Skalensprung

(190,51 +/- 19,94 μ V). Außerdem fällt die Kurve zum Ende hin steiler ab, als bei der Gruppe mit Skalensprung.

Es lässt sich zu 72,7 % ein signifikanter Unterschied zwischen den durchschnittlichen t-NRT- Daten bei Elektrodenträgern mit und ohne Skalensprung feststellen. Die entsprechenden Elektroden sind mit einem Stern (*) im Diagramm 7 gekennzeichnet. Es liegt also zu 27,3 % kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen vor. Die folgende Grafik zeigt die Mittelwerte und deren Standardabweichungen der operativ gemessenen t-NRT-Daten von Cochleapatienten mit und ohne Skalensprung. Der allgemeine Trend der Kurven beider Gruppen ist ähnlich. Zur Mitte des Elektrodenträgers hin verläuft sie steigend und fällt dann wieder ab. Auffällig ist, dass bei der Gruppe ohne Skalensprung die letzten beiden gelegenen Elektroden eine Erhöhung der Werte aufzeigen. An der Elektrode 18 wurde der Minimalwert aufgezeichnet, der sich um 14,82 μ V von der Elektrode 22 (174,76 +/- 19,24 μ V) unterscheidet. Die Kurve der Gruppe mit Skalensprung verläuft am Ende hin fallend und wird nur durch einen leicht erhöhten Wert der Elektrode 21 unterbrochen. Des Weiteren ist bei dieser Gruppe der Durchschnitt der t-NRT-Werte insgesamt höher, als bei der anderen Gruppe. Der Unterschied liegt bei 14,34 μ V.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21	72,7
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	2, 3, 4, 5, 6, 22	27,3

Tabelle 21: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die t-NRT-Werte: Ein signifikanter Unterschied liegt zu 72,7 % vor (16 Elektroden insgesamt). Kein signifikanter Unterschied liegt zu 27,3 vor (6 Elektroden insgesamt).

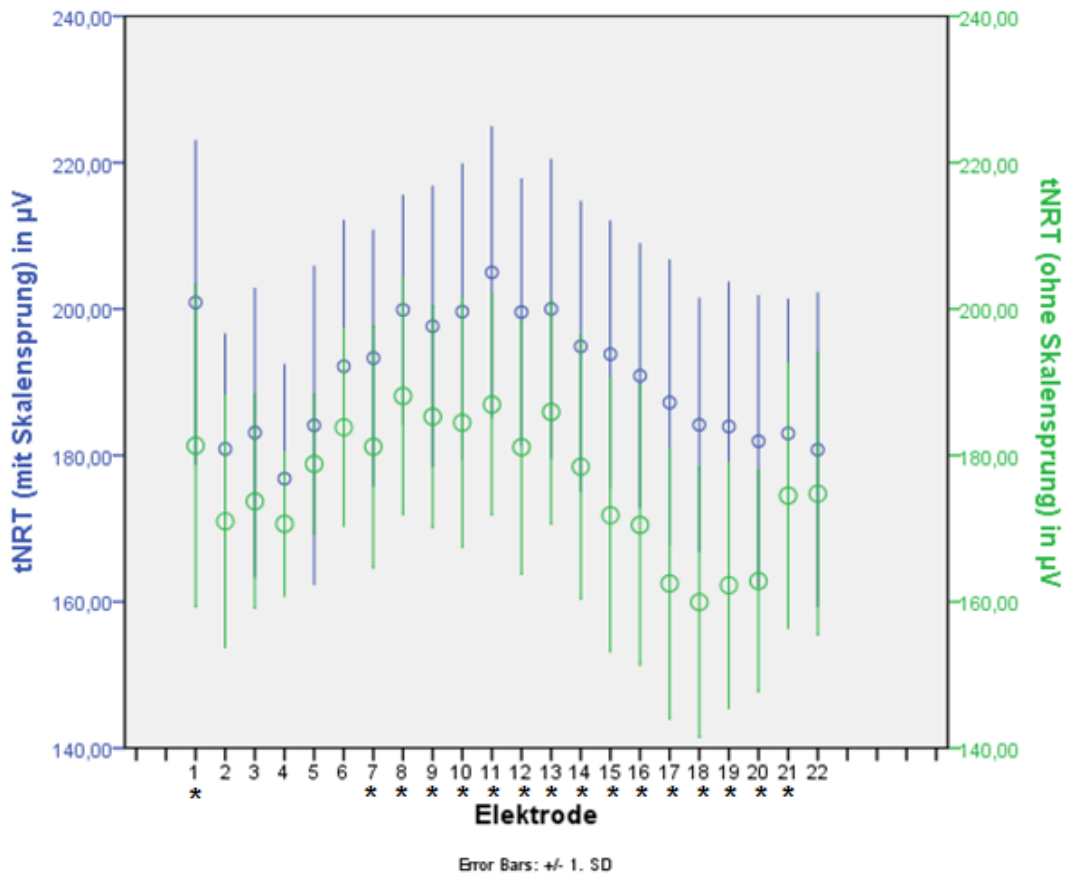


Diagramm 7: Vergleich der Elektroden mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der durchschnittlichen t-NRT-Werte der einzelnen Elektroden in µV mit Standardabweichung von Patienten mit und ohne Skalensprung. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

3.5. Impedanzen

Elektroden mit Skalensprung

Der Durchschnitt aller Impedanzwerte der Elektroden mit Skalensprung beträgt 11,45 +/- 3,09 kOhm. Die Werte der einzelnen Elektroden wurden in einer Kurve dargestellt (Abb. 8) und zeigen einen allgemeinen Trend nach oben. Nach anfänglich leicht abfallenden Werten bis zum Minimum von 9,48 +/- 2,66 kOhm (Elektrode 4), ist in der Grafik eine starke Steigung ab der Elektrode 5 bis Elektrode 10 sichtbar. Danach bleiben die Werte, bis auf einen stärkeren Abfall der Elektrode 15, relativ konstant. Eine stärkere Zunahme der Impedanzen ist ab Elektrode 17 sichtbar, worauf die Elektrode 22 dann den Maximalwert von 14,12 +/- 3,09 kOhm erreicht.

	Wert	Standard- abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	14,12 kOhm	3,09 kOhm	22
Minimaler Wert	9,48 kOhm	2,66 kOhm	4

Tabelle 22: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Impedanzwert mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Elektrodenträger ohne Skalensprung

Bei den Elektrodenträgern ohne Skalensprung zeigt sich ein durchschnittlicher Impedanzwert von 11,95 +/- 4,83 kOhm. Die Kurve steigt insgesamt nur leicht an und ist durch fünf Tief- und sechs Höhepunkte charakterisiert, der letzte Höhepunkt befindet sich am Ende der Kurve. Bei der Elektrode 5 wurde ein minimaler Wert von 10,59 +/- 4,16 kOhm und bei Elektrode 22 ein maximaler Wert von 14 +/- 4,37 kOhm aufgezeichnet.

	Wert	Standard- Abweichung	Elektrode
Maximaler Wert	14 kOhm	4,37 kOhm	22
Minimaler Wert	10,59 kOhm	4,16 kOhm	5

Tabelle 23: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Impedanzwert mit Standardabweichung und Elektrodenzuordnung.

Vergleich beider Gruppen (T-Test)

In den Impedanzen zeigen sich bei Patienten mit Skalensprung signifikante geringe Impedanzen im basalen Bereich. Es lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Impedanzen bei Elektrodenträgern mit und ohne Skalensprung feststellen. Auffällig

ist aber der geringe Unterschied der Impedanzen in den basalen Cochleawindungen (Elektrode 1-8). Die durchschnittlichen Werte der Impedanzen von beiden Gruppen zeigen dennoch teilweise entgegengesetzte Verlaufskurven. Während die Kurve der ersten Gruppe zum Steigen tendiert, weist die Kurve der anderen Gruppe keine eindeutige Tendenz auf. Auffällig ist aber, dass die Impedanzen der basal inserierten Elektroden beider Gruppen weit auseinander liegen, jedoch die Werte der apikal inserierten Elektroden eng beieinander liegen. In der Mitte der Elektrodenträger wurden entgegengesetzte Impedanzwerte der beiden Gruppen gemessen. Der Gesamtdurchschnitt unterscheidet sich jedoch nur mit 0,50 kOhm.

Signifikanz	Elektroden	Prozent
Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$)		0
Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$)	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22	100

Tabelle 24: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Impedanzen: Ein signifikanter Unterschied lag bei 0 % vor (keine Elektrode). Kein signifikanter Unterschied lag bei 100 % vor (22 Elektroden insgesamt).

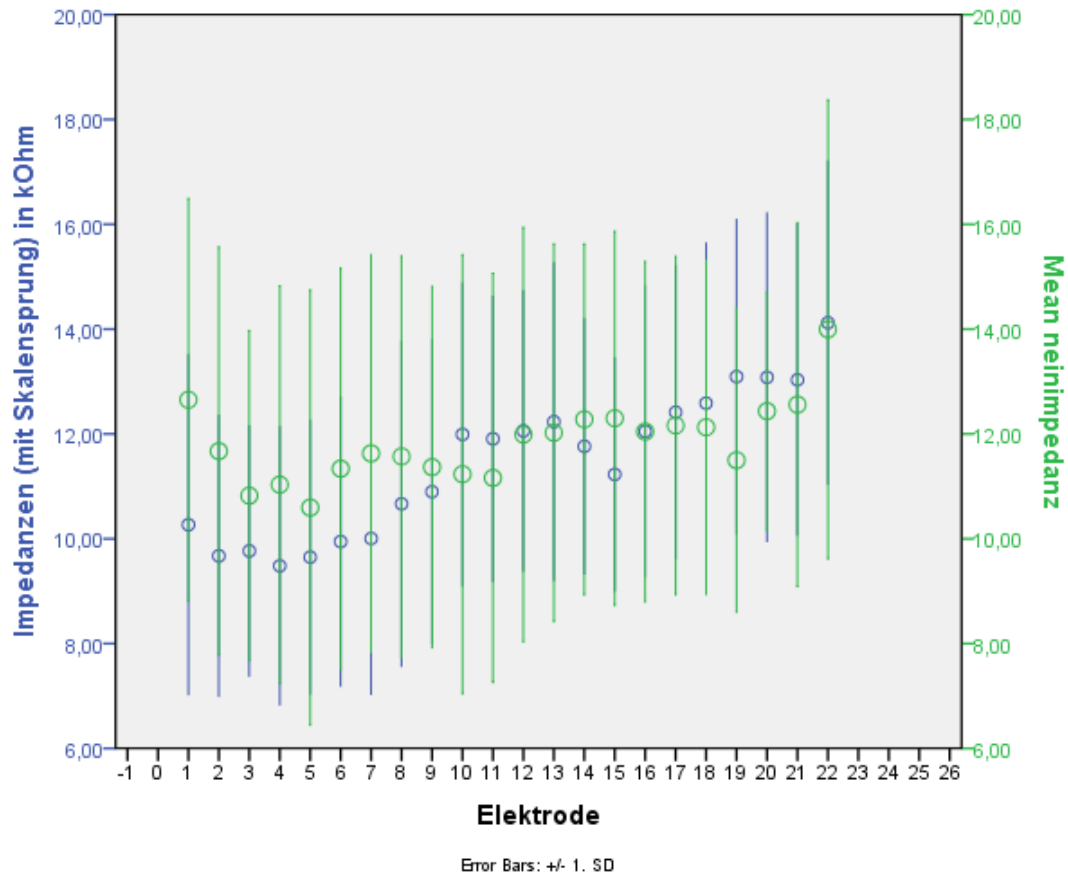


Diagramm 8: Vergleich der Elektroden mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Verlauf der durchschnittlichen Impedanzen in kOhm mit Standardabweichungen der einzelnen Elektroden von Patienten mit und ohne Skalensprung. Bei den mit einem Stern (*) gekennzeichneten Elektroden unterscheiden sich die Werte der beiden Gruppen signifikant.

4. Diskussion

Ein Cochleaimplantat ist eine zuverlässige und risikoarme Therapiemöglichkeit bei Taubheit oder hochgradigen Schallempfindungsstörungen. Die intra- und postoperative Lagekontrolle des Implantats dient der Abschätzung des Hörerfolgs, da die präzise Reizung des Hörnervs abhängig von der Position der Elektroden ist (Mittmann et al. 2015a). Die Leitlinie der Cochleaimplantat-Versorgung empfiehlt diese Art der Lagekontrolle standardgemäß bei jeder erfolgten Implantation, denn die genaue intracochleäre Lage eines CIs kann optimal durch die radiologischen Verfahren mittels DVT oder CT dargestellt werden. Die postoperative Lagekontrolle mittels DVT ist als eine zuverlässige Methode anerkannt und diente im Rahmen dieser Dissertation der Analyse der radiologischen Lagekontrolle des CIs. Als Grundlage weiterer Untersuchungen bezüglich der Funktion und Lage nutzten bereits frühere Studien (Güldner et al. 2012a) (Güldner et al. 2012b)(Dalchow et al. 2013)(Marx et al. 2014) (Boyer et al. 2015)(Boyer et al. 2015) die DVT für die Bestimmung der Elektrodenlage. Durch die postoperative Bildgebung können beispielsweise Skalendislokationen detektiert werden, die Aufschluss über das audiologische Outcome geben. Da der Elektrodenträger typischerweise in die Scala tympani implantiert wird, gilt ein Sprung in die Scala vestibuli als Skalendislokation.

Die vorliegende Dissertation soll die Frage beantworten, ob bereits durch intraoperative Messungen in Form von Impedanzen und t-NRT-Werte radiologisch gesicherte Skalendislokationen von Elektrodenträgern eines CIs detektiert werden können. Studien von Mittmann et al. zeigen, dass durch die t-NRT-Werte die Lage der Elektroden in der Cochlea bereits gut intraoperativ beurteilt werden kann (Mittmann et al. 2015b) (Mittmann et al. 2015c)(Mittmann et al. 2017). Da die Anzahl der untersuchten Patienten beziehungsweise der Datensätze in diesen Studien sehr gering war, gab es für die aktuelle Arbeit eine Notwendigkeit, diesen Sachverhalt mit einer höheren Datensatzzahl zu prüfen. Auch durch weitere Studien (Saunders et al. 2002)(Davis et al. 2016) besteht die Annahme, dass eine Skalendislokation des Elektrodenträgers Normänderungen in den biophysikalischen Parametern aufweist, was durch diese Studie ebenfalls bewiesen werden soll. In Bezug auf die Skalenlage des Elektrodenträgers zeigt van Wermeskerken et al. in der Studie „Imaging of electrode position in relation to

electrode functioning after cochlear implantation“, dass die Nähe zu Modiolus einen Einfluss auf die Stimulation der Hörnervenfasern hat (van Wermeskerken, Gijs K A et al. 2009). Doch sowohl die Scala tympani, als auch die Scala vestibuli zeigen den gleichen Abstand zu den Nervenstrukturen, sodass bei einer Dislokation des Elektrodenträgers zwar die Skala gewechselt wird, aber nicht unbedingt die Nähe zum Modiolus. Entscheidend ist also, wie weit der Elektrodenträger perimodiolar inseriert wird.

Erwartungsgemäß der schon veröffentlichten Literatur diesbezüglich, zeigen sich in der aktuellen Arbeit zwischen den beiden Gruppen mit und ohne Skalensprung signifikante Unterschiede in Bezug auf die t-NRT-Werte und im basalen Cochleabereich auch geringe signifikante Unterschiede auf die Impedanzen. In Bezug auf weitere Vermessungen, wie beispielsweise der Insertionswinkel, die Cochlea- und Elektrodenbreite, zeigen sich keine signifikanten Unterschiede. Auffällig ist das Ergebnis, dass die Patientengruppe ohne Skalensprünge eine durchschnittlich geringere Breite der Cochlea aufweisen (siehe 3.2.1 Diagramm 1), was auf die Schnittbildeinstellung zurückzuführen ist. In den radiologischen Bildern ist der Skalensprung vor allem in der entrollten Form sehr gut zu beurteilen (siehe 2.5 Abb. 10). Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl durch radiologische Bilder, als auch durch die biophysikalischen intraoperativen Messungen die Elektrodenlage detailliert beschrieben werden kann. Somit können durch diese zwei verschiedenen Untersuchungsmethoden zwischen Patienten mit und ohne Skalensprung differenziert werden.

Als Grundlage dieser Forschungen und auch der vorliegenden Dissertation, dienten die genaue Analyse der anatomischen cochleären Strukturen und die präzise intracochleäre Lage des Elektrodenträgers. Durch die Auswertung der Ergebnisse dieser Dissertation und im Vergleich zu den Ergebnissen anderer wissenschaftlicher Arbeiten, soll der Zusammenhang einer Skalendislokation und den veränderten intraoperativ gemessenen biophysikalischen Werten erläutert werden.

In den folgenden Abschnitten wird anfangs die angewandte Methodik mit dem verwendeten Material diskutiert, welche für das Verständnis der späteren Diskussion der Messergebnisse grundlegend sind.

4.1. Diskussion Material und Methodik

4.1.1. Untersuchungskollektiv

Bei der Zusammensetzung des Patientenguts wurde auf einen breiten Datenpool hinsichtlich des Alters geachtet. Im Gegensatz zu anderen Studien bezüglich der Elektrodenlage des CIs wurde in dieser Dissertation das Untersuchungskollektiv aus Bilddatensätzen zusammengestellt, bei denen eine Skalendislokation bereits radiologisch gesichert war. Den Ergebnissen neuer Studien zufolge, kann die DVT als eine zuverlässige Methode eingesetzt werden, um die Skalenlokalisierung von Cochleaimplantaten genauestens zu bestimmen (Güldner et al. 2012a)(Güldner et al. 2012b)(Dalchow et al. 2013)(Marx et al. 2014)(Boyer et al. 2015)(Boyer et al. 2015). Um die Bilddaten des hier verwendeten Patientenguts mit denen der komplikationslosen CI-Operationen vergleichen zu können, wurde ein weiteres Kollektiv aus CI-Daten ohne radiologisch sichtbare Skalendislokation zusammengestellt. Es konnten insgesamt 60 Datensätze analysiert werden, deren Bilddatensätze in optimaler Qualität vorlagen. Dazu zählten die visuelle Abgrenzbarkeit der anatomischen Strukturen und artefaktarme Implantatgrenzen, die durch die Veränderung der Hell-Dunkel-Kontraste ausreichend sichtbar gemacht werden können. Somit waren überbelichtete und doppelt erscheinende Bilddaten ein Ausschlusskriterium. Hierunter zählten die Bilddatensätze eines Patienten, welche aufgrund eines doppelt erscheinenden Elektrodenträgers nicht optimal auswertbar waren. Sie entstanden wahrscheinlich aufgrund von Bewegung des Patienten während der Aufnahme. Solche Bewegungsartefakte sind bei der DVT-Bildgebung selten, da der Kopf durch eine Kopfstütze fixiert wird. Bilddaten mit anatomischen Besonderheiten der Cochlea wurden berücksichtigt, aber nicht aus der Studie entfernt. Infolgedessen variiert beispielsweise die Breite der Cochlea. Letztendlich basieren die Messergebnisse dieser Untersuchung auf Bilddaten bestmöglicher Qualität.

Anhand der radiologischen Bildgebung kann eine traumatische intracochleäre Verletzung sicher detektiert werden. Die Analyse von vorherigen Studien ergab, dass sowohl bestimmte Operationszugänge als auch Implantatfirmen traumatischer sind als andere. Im nächsten Abschnitt wird darauf im Detail eingegangen.

4.1.2. Risikofaktoren für eine traumatische Implantation

Bei Patienten mit CI-Indikationsstellung ist die Erhaltung der intracochleären Strukturen für die postoperative Hörfähigkeit sehr wichtig. Daher wird sehr auf eine atraumatische Insertion des Elektrodenträgers in die Cochlea geachtet, welche von erfahrenen Otologen durchgeführt werden soll. Studien verglichen für eine optimale Insertion des Elektrodenträgers die verschiedenen Operationstechniken. Man kann sowohl zwischen atraumatischen und traumatischen Operationsmethoden, als auch zwischen atraumatischen und traumatischen Elektrodenträgern unterscheiden (Boyer et al. 2015)(Sun et al. 2014)(Mittmann et al. 2015c)(Fischer et al. 2015)(O'Connell et al. 2016). Das Einführen des Elektrodenträgers in die Cochlea kann durch zwei Operationstechniken erfolgen: Entweder durch eine Cochleostomie oder durch Öffnen des runden Fensters. Welche Technik angewendet wird, hängt oft von den anatomischen Gegebenheiten und von den Erfahrungen des Operateurs ab. Jedoch wird standardgemäß der Zugangsweg über das runde Fenster gewählt und somit der Eröffnung der Scala tympani. Nur wenn die Sicht darauf eingeschränkt ist, wird die Cochleostomie bevorzugt. Es ist nachgewiesen, dass das Eröffnen des runden Fensters die sichere Methode bezüglich traumatischer Cochleaverletzungen ist und die Cochleostomie ein höheres Risiko für Skalendislokationen mit sich bringt (Adunka et al. 2004)(Boyer et al. 2015)(Fischer et al. 2015). Wählt man den letzteren Zugangsweg, ist laut Mittmann et. al. „die Insertionstiefe größer als bei einer Implantation durch das runde Fenster.“ (Mittmann et al. 2015c). Adunka et al. beschreiben diesbezüglich in einer Studie von 2006, dass sich das Risiko intracochleärer Schäden bei einer tieferen Insertion erhöht (Adunka et al. 2006).

Unter einer traumatischen Insertion des Elektrodenträgers versteht man die Verletzung verschiedener intracochleärer Strukturen. Die Forschungsgruppe um O'Connell et al. erläuterte diese detailliert in der Studie „The importance of electrode location in cochlear implantation.“(O'Connell et al. 2016). Durch ein „akut mechanisches Trauma“ kann sowohl die knöcherne Spirallamina, als auch der Modiolus mit den Spiralganglienzellen verletzt werden. Ursache dafür ist vor allem ein Trauma der medialen Wand der Cochlea. Verletzungen der lateralen Wand ziehen vor allem

Schädigungen cochleärer Gefäße, beispielsweise in der Stria vascularis, mit sich. Im Fall einer Skalendislokation des Elektrodenträgers wird aufgrund des Durchbruchs der Basalmembran in der Scala media Teile des Corti Organs verletzt. Die darin sitzenden Haarzellen (Sinneszellen) werden lokal zerstört, was eine Schädigung des vorhandenen Resthörvermögens an der Durchbruchsstelle bedeuten kann (O'Connell et al. 2016) (Adunka et al. 2005). Außerdem können sich die unterschiedlichen Flüssigkeiten (Endolympe und Perilymphe) der Cochleaskalen durch eine Dislokation vermischen, welches eine Auswirkung auf das Hörvermögen mit sich zieht. Ein wichtiger Risikofaktor für eine traumatische Implantation ist die abnormale Morphologie der Cochlea. Ketterer et al. beschreiben in ihrer Studie, dass eine Dislokation des Elektrodenträgers bei einer geringeren Cochleagröße und somit einem kleineren Abstand zum Modiolus wahrscheinlicher ist. Sie weisen darauf hin, dass vor allem die Höhe der Cochlea einen entscheidenden Einfluss auf die Insertion in die Scala vestibuli habe (Ketterer et al. 2017). Somit ist die präoperative radiologische Sicht auf die Struktur und Form der Cochlea ein wichtiger Schritt für die Wahl des Elektrodenträgers. O'Connell et al. beschreiben weiterhin, dass der Bohrvorgang für die Schaffung des Zugangsweges zur Cochlea ein „nicht-mechanisches Trauma“ (O'Connell et al. 2016) in Form eines akustisches Traumas auf das noch vorhandene Restgehör mit sich ziehen kann. Weiterhin kann der Patient auf die Elektroden mit einer Fremdkörperreaktion reagieren, die eine Fibrose oder Ossifikation intracochleärer Strukturen mit sich ziehen kann. Auch spätere Komplikationen, wie Entzündungen des Labyrinths, sind als Folgereaktion in der Studie beschrieben.

Für diese Dissertation wurden Patienten eingeschlossen, die zwar durch eine atraumatische Operationsmethode (Zugang über das runde Fenster), aber mit einem eher traumatischen Elektrodenträger versorgt wurden. Der *ContourAdvance*[®]-Elektrodenträger von *Cochlear*[®], charakterisiert durch seine Vorformung, wird modiolusnah inseriert. Durch das vorgeformte Design ist der Elektrodenträger nicht so flexibel wie die weiche, ungeformte CI-422/CI-522 Elektrode von *Cochlear*[®] oder die Elektrodenträger der Firma *Med-El*. Daher ist die Wahrscheinlichkeit einer traumatischen Insertion und somit einer Skalendislokation höher. Vorteil des vorgeformten Elektrodenträgers ist die perimodioläre Lage und somit eine intensivere neuronale Erregung (O'Connell et al. 2016), welche möglicherweise wichtig für das

Erreichen eines guten Hörerfolgs ist. Zum Abschätzen des audiologischen Outcomes dienen die intraoperative Funktionsüberprüfung mittels Telemetrie und die postoperative Lagekontrolle mittels DVT.

4.1.3. Postoperative Lagekontrolle

4.1.3.1. Bildgebung durch die DVT

Die digitale Volumetomographie entwickelte sich zu einem anerkannten Hilfsmittel für die bildgebende Diagnostik des Felsenbeins, insbesondere der Cochlea. Sie stellt ein Röntgenschnittbildverfahren dar, welches der Computertomographie ähnlich ist. Aufgrund des begrenzten Bildausschnitts des Kopf-/ Halsbereichs findet es, neben der Diagnostik in der HNO, hauptsächlich in der Dentaldiagnostik zum Beschreiben anatomischer Strukturen des Kieferbereichs Anwendung (Zhang et al. 2015)(Abouei et al. 2015). In der HNO wird die DVT beispielsweise zur Analyse anatomischer Strukturen des Felsenbeins oder speziell der Lage vom CI benutzt. Das Ausmessen cochleärer Strukturen und Insertionseigenschaften des Elektrodenträgers eines CIs erfolgen durch deren postoperativ erstellte Bilder. Somit kann die intracochleäre Lage des Elektrodenträgers detailliert beurteilt werden. Aber auch die CT und MRT werden sowohl für die präoperative Diagnostik, als auch für die postoperative Lagekontrolle eines Cochleaimplantats genutzt. Diese Bildgebung nutzten eine Vielzahl anderer Studiengruppen, wie beispielsweise Gnagi et al (Gnagi et al. 2015), zur Beschreibung der Elektrodenlage eines CIs. Wie auch für diese Dissertation, beruhen die Messungen cochleärer Strukturen vieler anderer Publikationen ebenfalls auf der Basis der DVT-Bildgebung. Durch deren Forschungsergebnisse etablierte sich die DVT als ein häufig verwendetes Hilfsmittel und erlangte Einzug in die Leitlinie des CI (Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals- Chirurgie e. V., Bonn 2012). Viele Publikationen nutzen diese Methode vor allem für die Analyse des Elektrodenträgers eines CI in der Cochlea (Güldner et al. 2012a)(Güldner et al. 2012b)(Marx et al. 2014)(Boyer et al. 2015)(Helbig et al. 2012)(Kurzweg et al. 2010) (Zou et al. 2015)(Ruivo et al. 2009)(Lips B. et al. 2012). Die DVT gilt laut diesen

Studien als eine zuverlässige und valide Methode für die postoperative Lagekontrolle des CIs.

Die zugehörigen Vor- und Nachteile dieser diagnostischen Verfahren werden aktuell noch diskutiert und je nach Klinik unterschiedlich angewendet. Die nachfolgenden Absätze sollen die Vor- und Nachteile der DVT gegenüber der CT nach aktuellem Stand aufzeigen.

4.1.3.2. Vor- und Nachteile der DVT

Die DVT ermöglicht hochauflösende Rekonstruktionsbilder und die Sicht auf jede einzelne Elektrode eines CIs. Das zylindrische Zielvolumen kann in Abhängigkeit der zu untersuchenden Region variiert werden. Die DVT kann ein Zielvolumen von minimal 40 x 40 mm bis maximal 120 x 170 mm erfassen. Die Bilddaten des *3D-Accu-I-tomo F17* der hier verwendeten Analyse wurden mit einem Zielvolumen von 40 x 40 mm oder 60 x 60 mm erzeugt. Dadurch ist eine detaillierte Darstellung der Cochlea möglich.

Die Nachteile einer DVT-Bildaufnahme sind die schlechte Auflösung von Weichteilstrukturen mit entstehenden Artefakten (Kyriakou et al. 2011). Somit ließen einige Datensätze der hier verwendeten Studie keine präzise Abgrenzung der Cochleabegrenzung zu. Datensätze, bei denen diese Abschätzung aufgrund schlechter Bildqualität nicht möglich war, wurden aus der Studie entfernt. Die CT dagegen ist für die Beurteilung von Weichteilstrukturen besser geeignet. Die Bilderstellung eines CIs mittels DVT wird durch viele Forschergruppen als eine nahezu artefaktfreie Methode mit hoher Auflösung charakterisiert (Ruivo et al. 2009)(Dalchow et al. 2013)(Ruivo et al. 2009)(Güldner et al. 2012). Durch die kurze Zeit der Bildaufnahme entstehen speziell wenige Bewegungsartefakte. Bei unruhigen Patienten ist durch die Kopfstütze nur eine geringe Bewegungsunschärfe zu erwarten. Im Gegensatz zur CT ist die Erfassungszeit kürzer, sodass die Wahrscheinlichkeit für Bewegungsartefakte für die DVT geringer ist (Dalchow et al. 2006).

Das Verfahren der CT als präoperative Untersuchung kann dazu beitragen, den Elektrodenträger individuell auf die Cochleabeschaffenheit, speziell für die Kenntnis des Chirurgen bezüglich der Insertionstiefe, auszuwählen zu können (Angeli und Goncalves 2015). Die Studie von Weisstanner et al. zeigt, dass der volumenbezogene CT-Dosisindex (CTDIvol) für eine postoperative CT zur Lagekontrolle des Elektrodenträgers auf ein CTDIvol von 2-3 mGy reduziert werden kann. Entstehende Artefakte in den Bilddaten sind laut seiner Untersuchungen nicht von der Strahlendosis abhängig. Die präzise Bewertung der Insertionslage ist also auch bei einer niedrigen Bestrahlungsdosis möglich (Weisstanner et al. 2015). Die Dissertation von Struffert et al. verglich die Standard-CT (Flachdetektor-Computertomographie, FDCT) mit der Mehrschicht-CT (MSCT) als postoperative Bildgebung eines CIs. Sie kamen zum Ergebnis, dass die Qualität der FDCT besser und die Strahlendosis um die Hälfte geringer sei, als bei einer CI- Aufnahme mit einer MSCT. Außerdem ist die höhere räumliche Auflösung und die bessere Beurteilbarkeit der einzelnen Elektroden ein Vorteil des FDCTs gegenüber der MSCT (Struffert et al. 2010). Neue Studien beweisen, dass die MSCT in Hinsicht auf die Bildqualität vergleichbar mit der DVT ist, diese aber nur 6-16 % der Dosis der MSCT benötigt (Theunisse et al. 2015).

In der Studie von Helbig und seinen Mitarbeitern von 2012 wurde analysiert, dass eine Elektrodeninsertion in die Cochlea über 360° eine Schwierigkeit bezüglich der radiologischen Bildauswertung mittels CT darstellt (Helbig et al. 2012). Auch die Studie "Intracochleäre Elektrodenlage" von C. Güldner et al. zeigt, dass die genaue Lage der Elektroden in Richtung apikale Cochleawindung nicht so detailliert mit der DVT auszuwerten sind, wie die der basalen Cochleawindung. Grund dafür ist, dass die Elektroden im apikalen Bereich „etwa 80% des Durchmessers der Cochlea“ einnehmen (Güldner et al. 2012a).

Die exakte radiologische Beurteilung der Elektrodenlage mit Hilfe der DVT erlaubt jedoch meistens eine genaue Skalenlokalisierung. Außerdem tritt diese am häufigsten in der basalen Cochleawindung auf, sodass sie dort gut zu detektieren ist. In dieser Studie konnte man durch die Funktion des Entrollens des Elektrodenträgers sowohl die basalen, als auch die apikalen Cochleagrenzen und den inserierten Elektrodenträger sehr gut beurteilen. Aus der gesamten veröffentlichten Literatur über die DVT gehen mehr

Vorteile hervor, sodass sie als eine sehr gute Methode betrachtet wird, um die Cochlea und deren inserierten Elektrodenträger postoperativ präzise darzustellen. Diese Schlussfolgerung kann auch im Rahmen der vorliegenden Dissertation anhand der Messungen bezüglich der Lagekontrolle des CIs mittels der DVT- Bildgebung bestätigt werden.

Die geringe Strahlenexposition, im Schnitt unter $8 \mu\text{Sv}$, wurde ebenfalls durch andere Studien beschrieben (Dalchow et al. 2006)(Lemkamp et al. 2006)(Dalchow et al. 2013) (Saeed et al. 2014)(Boyer et al. 2015). Somit ist ein großer Vorteil, dass der Patient bei der Bildgebung des Felsenbeins mit der DVT nur etwa 50 % der Strahlung eines herkömmlichen CTs ausgesetzt ist (Güldner et al. 2012b). Ein weiterer Vorteil ist die minimale Einstellung der Schichtdicke auf bis zu $0,125 \text{ mm}$, welche einen geringeren Schichtabstand möglich macht. Bei der auflösenden CT (high-resolution computed tomography, HRCT) hingegen, können die erzeugten Bilder mit einem Schichtabstand zwischen $0,5\text{-}1 \text{ mm}$ rekonstruiert werden (Lemkamp et al. 2006). Dadurch kann die Felsenbeinstruktur in den Rekonstruktionsbildern nicht so präzise dargestellt werden, wie mit der DVT.

Die räumliche Struktur ist durch die hohe Ortsauflösung und die Richtungsunabhängigkeit charakterisiert. Durch das Rekonstruieren der Schnittbilder kann beispielsweise das Aufrollen der Cochlea ermöglicht werden. Durch die Funktion des freien Rotierens und Schneidens ist die Bearbeitung der Schnittbilder sehr variabel. Alle dreidimensionalen Bilder und deren Rekonstruktion können mit einer einzigen DVT-Aufnahme gemacht werden. Dadurch werden die Strahlenexposition und die Kosten auf ein Minimum herabgesetzt. Die Anschaffung eines DVT ist mit rund 200.000 Euro kostengünstiger als die eines CT mit Beträgen zwischen 250.000 und $1.000.000 \text{ Euro}$. Dies ist vor allem für kleinere Kliniken und Praxen ein wichtiger Punkt für die Anschaffung.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die DVT im Vergleich zur CT durch ihre hohe Bildauflösung mit geringen Metallartefakten und der geringeren Strahlendosis eine besser visualisierende und schonendere Methode für die postoperative Lagekontrolle eines CIs darstellt.

4.1.4. Vermessen der Elektrodenlage

Um genaue Aussagen über die Lage des Elektrodenträgers machen zu können und diese dann mit den biophysikalischen Messungen in Korrelation bringen zu können, ist eine präzise Lagemessung in Abhängigkeit der anatomischen Strukturen notwendig. Dafür waren die in 2.1. beschriebenen Bildvoraussetzungen grundlegend. Da die Cochlea und der darin liegende Elektrodenträger im Maßstab zu den Umgebungsstrukturen des Felsenbeins sehr klein sind, musste die zu messende Region vergrößert werden. Somit wurde die Wahrscheinlichkeit, die anatomischen Grenzen der zu messenden Strukturen zu über- oder unterschreiten, verkleinert. Außerdem wurden zur Verringerung der Messfehler für jeden Parameter drei Messungen angefertigt, um den Mittelwert daraus zu gewinnen. Um das Gesamtergebnis eines Parameters nicht zu verfälschen, mussten die Messungen an den jeweiligen Elektrodenträgern auf der gleichen Schnittbildebene angefertigt werden. Diese Ebene wurde vom Untersucher eingestellt, in der subjektiv die beste Darstellung der zu messenden Strukturen vorlag. Es wurde Wert auf die Sichtbarkeit der einzelnen Elektroden in ihrem maximalen Durchmesser gelegt. Eine Fehlerquelle besteht somit in der ungenauen Einstellung der Schnittbildebene: Wenn beispielsweise alle Elektroden, aber nicht der komplette Durchmesser dieser sichtbar waren, haben die Messergebnisse bezüglich der Elektrodenbreite einen kleineren Wert. Diese Messungengenauigkeit ist bei den Ergebnissen der Elektrodenträger mit Skalensprung (siehe 3.2.) zu beobachten und auf die inkorrekte Einstellung der Schnittbildebene zurück zu führen. Dennoch bleibt das Verhältnis der Messergebnisse dieser Elektrodenträger bestehen, da die Parameter alle in der gleichen Ebene gemessen wurden.

Die Einstellung einer Schnittbildebene mit gleichen Bezugspunkten erzielt also eine Vergleichbarkeit unter den Parametern. So war sicher gestellt, dass für jeden Elektrodenträger die gleichen Leitstrukturen vermessen wurden. Die Messstrecken bezüglich der Cochlea- und Elektrodenbreite, des Abstands Elektrode - Cochleawand und der Insertionswinkel wurden alle senkrecht zur Cochleawand gelegt. Messungengenauigkeiten konnten an dieser Stelle ebenfalls entstehen: Die Festlegung der Messstrecke könnte beispielsweise nicht genau im rechten Winkel zur Cochleawand

liegen oder die Endpunkte der Senkrechten nicht exakt gelegt werden. Die exakte Definierung der Endpunkte der Senkrechte wurde festgelegt, sodass die Ergebnisse der Messungen nachvollziehbar und reproduzierbar sind.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

4.2.1. Radiologische Messungen

4.2.1.1. Signifikante Unterschiede: Abstand der Einzelelektrode zum kaudalen Cochlearand

Die Abstandsmessung der Elektrode zum kaudalen Cochlearand zeigt, in welcher Skala der Elektrodenträger zum Liegen kam. Die Scala tympani befindet sich kaudal in der Cochlea, während sich die Scala vestibuli kranial befindet. In der vorliegenden Studie geht hervor, dass die Cochleaimplantate mit Skalensprung im Unterschied zu den Implantaten ohne Skalensprung einen signifikant unterschiedlichen Verlauf von 72,7 % (16 Elektroden insgesamt) in Bezug auf den Abstand der Einzelelektrode zur kaudalen Cochleawand (Diagramm 6) aufweisen. Vor allem bei den Elektroden 7 bis 22 (Diagramm 6) der Implantate mit Skalensprung wurde ein größerer Abstand zur kaudalen Cochleawand gemessen. Da die Scala tympani kaudal in der Cochlea liegt, sind die Abstände der Elektrodenträger ohne Skalensprung geringer zum Cochleaboden, als die mit Skalendislokation, bei denen der Elektrodenträger nach dem Sprung in der kranial liegenden Scala vestibuli zum Liegen kommt. Dadurch erklärt sich der größere Abstand zum kaudalen Cochleaboden, welcher durchschnittlich ab der Elektrode 7 messbar war. Somit konnte radiologisch eine unterschiedliche Lage beziehungsweise ein Skalensprung der Elektrodenträger innerhalb der Skalen gesichert werden.

In dieser Studie liegt die durchschnittliche Dislokationsstelle des Elektrodenträgers auf Höhe der Elektrode 6 - 7 (Diagramm 6). Aus dem Diagramm 4 ist zu entnehmen, dass diese Elektroden durchschnittlich in einem Insertionswinkel von etwa 80° zu liegen kamen. Andere Studien zeigten ebenfalls, dass sich eine Dislokation häufig in der basalen Cochleawindung befindet. Die Forschungsgruppe um Mittmann et al. beschreibt, dass diese meistens bei einer Insertionstiefe bis zu 180° vorzufinden ist

(Mittmann et al. 2015c). In der Studie von Boyer et al. wird eine durchschnittliche Skalendislokation in einem Insertionswinkel zwischen 170-190° beschrieben (Boyer et al. 2015). In der Studie von Fischer et al. zeigte sich der Durchbruch des Elektrodenträgers durch die Basalmembran während der ersten 45° in der basalen Cochleawindung (Fischer et al. 2015). In allen Publikationen wurden die Elektrodenträger vollständig, aber aufgrund verschiedener Implantatarten nicht gleich tief in die Cochlea inseriert. Mittmann et al. und Boyer et al. verwendeten Daten von vorgeformten Elektrodenträgern der Firma *Cochlear*® (wie auch in dieser aktuellen Studie). Fischer et al. nutzen für ihre Studie Daten von flexiblen Flex28-Elektrodenträgern der Firma *MedEl*®, welche tiefer bis zum Apex der Cochlea inseriert werden können (Fischer et al. 2015). Der Unterschied der Dislokationsstellen lässt sich außerdem dadurch erklären, dass nicht alle die Insertionsmessungen bzw. die Winkelmessungen der Dislokationsstellen nach derselben Methode bestimmten. Des Weiteren ist es schwierig, den genauen Durchtrittspunkt des Elektrodenträgers zu visualisieren. Dieser wird erst in der Scala tympani verfolgt und beim Wechsel in die Scala vestibuli kann die Stelle der Perforation nur abgeschätzt werden. Zudem beeinflusst die Insertionsmethode (Rundfenster vs. Cochleostomie) die intracochleäre Lage und auch die Perforationsstelle einer Skalendislokation (Adunka et al. 2006) (Mittmann et al. 2015c).

4.2.1.2. Keine signifikanten Unterschiede: Cochleabreite, Elektrodenbreite, Insertionswinkel

In dieser Dissertation wurde erwartungsgemäß kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen im Durchmesser der Cochlea festgestellt. Anatomische Unterschiede und Besonderheiten stellen einen Grund für eine unsachgemäße Insertion des Elektrodenträgers dar. Die genaue Lage des CIs in der Cochlea ist entscheidend für die späteren Ergebnisse der Hörwahrnehmung des Patienten (Finley et al. 2008) (Mittmann et al. 2015c)(Ketterer et al. 2017). Für die Implantation eines Cochleaimplantats muss also präoperativ eine Übersichtsaufnahme durch eine Bildgebung angefertigt werden. Wenn eventuelle Besonderheiten der Anatomie des

Felsenbeins berücksichtigt werden, kann das Risiko iatrogenen Traumen und Fehlplatzierungen des Elektrodenträgers vermindert werden. Um die Lage genau beurteilen zu können, wurden in dieser Dissertation sowohl der Durchmesser der Cochlea auf jeder Höhe der einzelnen Elektroden gemessen, als auch der Abstand des Implantats zur lateralen Cochleawand.

Die Morphologie der Cochlea ist individuell. Bekannt ist, dass die cochleäre Breite von der Basis zum Apex hin abnimmt. Die Ergebnisse der aktuellen Studie diesbezüglich sind mit bekannten anatomischen Werten beziehungsweise mit Messwerten anderer Studien vergleichbar (Terhardt 1998)(Erixon et al. 2009)(Taube et al. 2015)(Kumar und Kavitha 2017). Dies zeigt die Präzision der Messungen dieser Arbeit und kann als Gütekriterium angesehen werden. Terhardt beschreibt in seinem Buch „Akustische Kommunikation“ die genaue Größe und Struktur der Cochlea. Der Durchmesser der Cochlea ist mit einer basalen Breite von etwa 3 mm beschrieben und verringert sich apikal auf 1,5 mm (Terhardt 1998). In der Arbeit von Erixon et al. wurde aus einem Datensatz von 73 Cochleavermessungen eine durchschnittliche Cochleabreite der basalen Windung von 1,6 mm - 2,6 mm gemessen. In der Arbeit von Taube wurde das Maximum der Cochleabreite in der basalen Windung „zwischen 31°- 45°“ mit 2,01 mm gemessen. Das Minimum befand sich apikal „am Ende der ersten 360°-Windung“ mit einer Breite von 1,37 mm (Taube et al. 2015). Diese Ergebnisse stammen aus der Patientengruppe mit einem Cochleaimplantat der Firma *Cochlear*®. Die Gruppe der Patienten mit Cochleaimplantat der Firma *MedEl*® erzielten in der Studie von Taube ähnliche Werte. Kumar et al. analysierten die Morphologie der Cochlea in MRT-Bildern von 14 Kindern. Dabei betrug die Cochlea basal eine durchschnittliche Breite von 1,81 mm. Mittig wurde eine Breite von 1,38 mm vermessen, die sich apikal auf 1,13 mm verringerte (Kumar und Kavitha 2017). In der aktuellen Studie sind die gemessenen Werte diesbezüglich größer, da das Untersuchungskollektiv aus Erwachsenen bestand. Dieser Unterschied verdeutlicht, dass sich die Cochlea bei Kindern noch in der Entwicklung befindet und daher generell kleiner ist.

Die folgende Tabelle veranschaulicht den direkten Vergleich zwischen den Ergebnissen verschiedener Studien und dieser Studie. Die Cochleabreite wurde in dieser Studie,

sowie in den Vergleichsstudien stets von der lateralen zur medialen Cochleawand gemessen.

	Cochleabreite Basale Cochleawindung	Cochleabreite Apikale Cochleawindung
Aktuelle Studie (mit und ohne Skalensprung, nicht entrollt)	2,33 mm (Elektrode 1-4, Insertionswinkel bis 45°)	1,80 mm (Elektrode 19-22, Insertionswinkel bis 360°)
Aktuelle Studie (mit und ohne Skalensprung, entrollt gemessen)	2,42 mm (Elektrode 1-4, Insertionswinkel bis 45°)	1,92 mm (Elektrode 19-22, Insertionswinkel bis 360°)
Terhardt, 1998	3,00 mm	1,50 mm
Erixon et al., 2009	1,60 mm - 2,60 mm	
Taube et al., 2015	2,01 mm (bis 45°)	1,37 mm (Ende der ersten 360°)
Kumar et al., 2017 (Kinder)	1,81 mm	1,13 mm

Tabelle 25: Durchschnittliche basale und apikale Cochleabreite in mm der aktuellen Studie im Vergleich mit anderen Studien.

Die cochleäre Breite der unterschiedlichen Patienten auf Höhe der einzelnen Elektroden unterscheidet sich aufgrund der individuellen anatomischen Begebenheiten und der unterschiedlichen Insertionstiefe. Die geringen Unterschiede zu den Messergebnissen anderer Studien (Terhardt 1998)(Erixon et al. 2009)(Taube et al. 2015)(Kumar und Kavitha 2017) sind außerdem dadurch zu erklären, dass das Schnittbild immer auf Basis

der maximalen Elektrodenbreite eingestellt wurde. Dadurch ist es möglich, dass nicht immer der maximale Durchmesser der Cochlea erfasst wurde. Außerdem wurde das Schnittbild für die optimale Sicht auf die Elektrode gedreht, sodass die unterschiedlich angeschnittenen Cochleawinkel eine Ursache für die Unterschiede in den Messungen darstellen. Des Weiteren liegen die Elektrodenträger aufgrund der unterschiedlichen Insertionstiefe nicht gleich tief in den cochleären Windungen. Demzufolge wurden sowohl in den verschiedenen Studien, als auch in den verschiedenen Datensätzen die Cochleabreite an nicht exakt den gleichen Punkten vermessen. Dennoch sind die Daten im Verhältnis gut miteinander vergleichbar, da sie auf den gleichen Grundeinstellungen beruhen.

Da sich die individuellen Cochleae in ihrer Anatomie bezüglich der Lage, Form und Größe vielfältig unterscheiden und die Scala tympani nicht immer gleich groß ist, steht die Frage offen, ob man nicht durch die präoperative Diagnostik die Wahl des Elektrodenträgers treffen und eventuell diesen dann noch individuell modifizieren sollte. Zu beachten wäre dabei, dass je nach Implantateigenschaften das Risiko eines intracochleären Traumas abgeschätzt werden muss.

Bezüglich der Elektrodenbreite wurde ebenfalls erwartungsgemäß kein signifikanter Unterschied festgestellt. Laut Hersteller (*Cochlear*®) verändern sich die Elektroden von einer basal liegenden Maximalgröße von 0,8 mm bis auf eine apikal liegende Minimalgröße von 0,5 mm. Im Vergleich zu den gemessenen Werten zeigt sich, dass die Ergebnisse nah an den Originaldurchmessern der *Cochlear*®-Elektroden liegen. Dies stellt ein Kriterium für die Bildqualität dar, sodass man sagen kann, dass vor allem die basal liegenden Elektroden aufgrund der Breite der Cochlea und der artefaktfreien Darstellung gut messbar sind. Die apikal liegenden Elektroden sind schwerer abgrenzbar, da die Cochleabreite immer weiter abnimmt und somit die Abgrenzung der Elektroden erschwert beurteilbar ist. Daher gibt es diesbezüglich in dieser Studie Schwankungen im direkten Vergleich mit den Herstellerdaten. Übereinstimmend ist insgesamt aber der tendenzielle Abfall der Elektrodengröße nach apikal.

In Bezug auf die Insertionswinkel wurde in dieser Studie erwartungsgemäß kein signifikanter Unterschied der einzelnen Elektroden zwischen den beiden Gruppen festgestellt. Dieser beschreibt die genaue Lage der einzelnen Elektroden in Bezug auf

die anatomisch umgebenen Cochleastrukturen. Für die Insertionswinkel wurde eine Basislinie festgelegt, die in Kapitel 2.4.4. genauer beschrieben wurde. Sie beruht auf den Kriterien der Konsenskonferenz 2010 (Verbist et al. 2010). Dadurch waren für jede Winkelmessung die gleichen Voraussetzungen gegeben. Die Ergebnisse anderer Dissertationen, bei denen die Winkelmessungen ebenfalls auf der Festlegung dieser Basislinie beruhen, sind daher mit den Ergebnissen dieser Dissertation vergleichbar.

Hinsichtlich des Risikos für intracochleäre Schäden kann präoperativ durch Betrachten der radiologischen Bildgebung und Wählen der geeigneten Implantatfirma vorbestimmt werden, wie tief der Elektrodenträger inseriert werden darf (Angeli und Goncalves 2015). In diesen vorangegangenen Studien wurden bezüglich der Insertionstiefe des Elektrodenträgers festgestellt, dass durch eine zwei- oder dreidimensionale Darstellung die Cochlealänge gemessen werden kann. Es gibt gegensätzliche Studien, die über die Vor- und Nachteile bezüglich der Insertionstiefe des Elektrodenträgers diskutieren: Auf der einen Seite bedeutet eine tiefe Insertion bis in die apikale Windung, dass die größtmögliche Fläche an Nervenregionen und vor allem die apikalen Nerven besser stimuliert werden, sodass die Tieftonlage besser wahrgenommen werden kann. Eine Chance auf ein natürlicheres Hörempfinden und somit einem besseren Sprachverstehen wird gegeben (Hochmair et al. 2003)(Hamzavi et al. 2006)(Buchman et al. 2014) (Mittmann et al. 2015c). Auf der anderen Seite wird durch eine geringere Insertionstiefe das Risiko intracochleäre Schäden zu verursachen vermindert. Jedoch kann das audiologische Outcome und somit das Sprachverständnis darunter leiden (Hochmair et al. 2003)(Buchman et al. 2014). Beim Wechsel der Elektrode in die Scala vestibuli ist dies ebenfalls zu erwarten (Finley et al. 2008)(Mittmann et al. 2015c)(Ketterer et al. 2017). Da eine Skalendislokation durch den Durchbruch der in der Scala tympani liegenden Elektrode durch die Basalmembran in die Scala vestibuli gekennzeichnet ist, können neben der Basalmembran außerdem die Spiralganglionzellen geschädigt werden (Boyer et al. 2015).

Die unterschiedlichen Elektrodenträger verschiedener Implantatfirmen können unterschiedlich tief in die Cochlea eingeführt werden. Die in dieser Studie eingeschlossenen Elektrodenträger (*ContourAdvance*®- Elektrodenträger von *Cochlear*®) stimulieren hauptsächlich die basalen Windungen, also die Hochtonlage

und sind somit nicht so tief inserierbar. Sie sind charakterisiert durch eine flexible Vorformung und werden modiolusnah inseriert. Durch die vorgeformte Form ist der Elektrodenträger nicht so flexibel wie beispielsweise die geraden flexiblen Elektrodenträger der Firma *MedEl*®. Daher ist die Wahrscheinlichkeit einer traumatischen Insertion und somit einer Skalandislokation bei den Elektrodenträgern der Firma *Cochlear*® höher. In der Studie von Boyer et al. waren 61 Cochleaimplantate eingeschlossen, von denen 8 Implantate von *Cochlear*® (26 %) und 1 Implantat von *MedEl*®-CI (3%) eine Skalandislokation aufwiesen. Sie zeigen ebenfalls, dass das Risiko einer Dislokation bei einem vorgeformten, unflexiblem Implantat der Firma *Cochlear*® größer, als bei der geraden flexiblen Elektrodenanordnung der Firma *MedEl*®, ist (Boyer et al. 2015). Perimodiolare Elektroden haben also ein größeres Risiko für eine Skalandislokation, unabhängig vom Hersteller. Die Elektrodenträger der Firma *MedEl*®, welche tiefer in die Cochlea eingeführt werden können, zeigen jedoch auch Skalandislokationen, oft bei einem Insertionswinkel von 370°. Die Forschungsgruppe um Adunka und Kiefer beschreibt, dass das Risiko von intracochleären Schäden sich mit der Insertionstiefe erhöht (Adunka und Kiefer 2006). Apikal sind die Strukturen aufgrund des abnehmenden Durchmessers leichter zu perforieren.

Der Durchmesser der Cochlea nimmt zum Apex hin ab, somit befinden sich tiefer inserierte Elektrodenträger näher am Modiolus. Das wirft die Frage auf, ob diese Elektroden die im Modiolus liegende Nervenfasern effektiver stimulieren können. Angeli und Goncalves zeigen in ihrer Studie, dass eine tiefe apikale Insertion das Tieftonhören durch die Stimulation der modiolusnahen Nervenfasern verbessern kann (Angeli und Goncalves 2015). Außerdem sind geringere Stimulationsschwellen aufgrund der modiolusnahen Elektrodenlage notwendig. Es können also ein besseres Sprachverständnis und ein natürlicheres Hörempfinden gewährleistet werden (Buchman et al. 2014)(Hochmair et al. 2003)(Hamzavi J and Arnoldner C). Mittmann et al. stellten fest, dass die Insertionstiefe beispielsweise Auswirkungen auf die NRT-Werte hat (Mittmann et al. 2015c). Die unterschiedliche Elektrodenlage kann sich also auf die biophysikalischen Messungen des CIs auswirken, welche im nächsten Abschnitt näher erläutert werden.

4.2.2. Biophysikalische Messungen

4.2.2.1. Impedanzen

Intraoperativ wird für jede implantierte Elektrode ein Impedanzgrundwert gemessen. Nach der Operation verändern sich diese Werte durch heilungsbedingte Umbauprozesse des Gewebes und dadurch bedingten Elektrodenablagerungen. Mittlerweile können die Messungen sehr genau durchgeführt werden, sodass sie sofort nach der Implantation des Elektrodenträgers und dessen Stimulierung die Funktionalität der Elektroden widerspiegeln (Goehring et al. 2013)(Hughes et al. 2001). Diese Werte sind durch ihre hohe Genauigkeit sehr zuverlässig und für die spätere Einstellung des Sprachprozessors grundlegend (J. Neuburger, T. Lenarz, A. Lesinski-Schiedat & A. Büchner 2009). Ablagerungen während der Heilungsphase, Entzündungen oder ähnliche strukturelle Veränderungen lassen die Impedanzwerte bis zu 6 Monaten postoperativ schwanken, sodass anfangs ein kleineres Zeitintervall für die Sprachprozessoreinstellung eingeplant wird (Henkin et al. 2003).

Es stellt sich die Frage, ob generell niedrige oder höhere Impedanzwerte auch von der Lage des Elektrodenträgers abhängig sind. In dieser Studie wurden die Impedanzen der Cochleaimplantate mit und ohne Skalensprung verglichen. Gemessen wurden die Werte intraoperativ nach Implantation des Elektrodenträgers. Ziel war es, durch diese biophysikalischen Messungen Skalendislokationen detektieren zu können. In den Ergebnissen war auffällig, dass sich die Impedanzen lediglich in den basalen Cochleawindungen (Elektrode 1-8) gering, aber signifikant unterscheiden (Diagramm 8). Bei den Patienten mit Skalensprung wurden in diesem Bereich geringe Werte aufgezeichnet. In den restlichen Elektroden gab es keine signifikanten Impedanzunterschiede zwischen den Patienten mit und ohne Skalensprung.

Andere Studien beschäftigten sich ebenfalls mit der Beeinflussbarkeit von Impedanzen bei Cochleaimplantaten. So untersuchte beispielsweise die Forschungsgruppe von Paasch et al., dass sich die Impedanzen unter modifizierten Elektrodenoberflächen verändern. Die Grundidee bestand darin, dass der postoperative Impedanzanstieg auf der postoperativen heilungsbedingten Elektrodenumhüllung cochleärer Umgebungsstrukturen beruht. Diese sollten unter Kontakt der Elektroden mit einer

Steroidsuspension verhindert werden, sodass die Grundimpedanzen nach der Implantation ähnliche Werte wie nach der Heilungsphase zeigen sollten. Unter Applikation intracochleärer Steroidsuspension wurden signifikant niedrigere Impedanzen postoperativ gemessen. Dieser Effekt spiegelte sich auch in einer weiteren Gruppe wieder, bei der Iridium-beschichtete Elektroden verwendet wurden. Auffällig war ebenfalls, dass die Impedanzen in dieser Gruppe postoperativ erniedrigt, aber nicht signifikant erniedrigt waren. Mit zusätzlicher intracochleärer Steroidsuspension zeigten dann aber vor allem die basal liegenden Elektroden erniedrigte Impedanzen. Schlussfolgernd kann aus dieser Studie gezogen werden, dass durch eine Oberflächenmodifikation in Form intracochleärer Steroide eine Verringerung der Impedanzen erzielt werden kann (Paasche et al. 2006). Die elektrischen Impedanzen sind somit von der Oberfläche der Elektroden und vom strukturellen Umgebungsgewebe abhängig, welches sich nach Implantation in ständigen Umbauprozessen befindet.

Erhöhte Impedanzen wurden bisher oft auf entzündliche Prozesse nach einer Cochlea-implantation zurückgeführt, welche veränderte Stimulationsfrequenzen bedingen. Intra- und postoperative Impedanzwerte sind daher oft nicht übereinstimmend (J. Neuburger, T. Lenarz, A. Lesinski-Schiedat & A. Büchner 2009)(Hughes et al. 2001) (Christov et al. 2015). Die postoperativen Werte sind meistens höher als die anfangs gemessenen Grundimpedanzen. Senken könnte man diese laut Neuburger et al. „durch höhere Stimulationswerte (Pulsraten)“. Daher erfolgt eine regelmäßige Anpassung der Pulsbreiten an die Impedanzen (J. Neuburger, T. Lenarz, A. Lesinski-Schiedat & A. Büchner 2009). Spontan fallende Impedanzwerte werden in der Studie dadurch erklärt, dass die in der Heilungsphase entstehenden Ablagerungen auf den Elektroden sich wieder lösen und diese somit effektiver stimuliert werden können.

Die Studien, die sich auf die Auswirkung von Lageveränderungen des Elektrodenträgers bezüglich der Impedanzen beziehen, zeigen ähnliche Ergebnisse wie die hier vorliegende Studie. Die Forschungsgruppe von Wermeskerken et al. beschreibt, dass die Impedanzen nicht abhängig von dem Abstand Modiolus - Elektrode sind (van Wermeskerken, Gijs K A et al. 2009). Demnach hat eine Lageveränderung des Elektrodenträgers innerhalb der Skala keine Bedeutung für die Impedanzen. Hervorzuheben ist aber, dass

sie eine signifikante Korrelation zwischen diesem Abstand und den gemessenen elektrisch evozierten Summenaktionspotenzialen (ECAP), welche telemetrisch aufgezeichnet werden, fanden. Es steht also immer noch die Frage offen, ob die Unterschiede der Impedanzen bei den Patienten mit und ohne Skalensprung durch heilungsbedingte Umbauprozesse und entzündlichem Gewebe bedingt sind oder ob die Ursache in der Veränderung der NRT-Werte liegt.

4.2.2.2. t-NRT-Werte

Die t-NRT-Werte wurden ebenfalls nach der Elektrodenimplantation abgeleitet und geben Rückschlüsse über die Funktionalität der einzelnen Elektroden. Gemessen werden von jeder einzelnen Elektrode die ECAP in microVolt mit jeweils unterschiedlichen Stimulationswerten. Sie spiegeln die elektrischen Reizantworten der jeweiligen Elektrode wieder, welche durch eine Stimulation ausgelöst wird. Diese neuronalen Reizantworten werden telemetrisch aufgezeichnet und deren Schwellenwerte (thresholds) bestimmt (t-NRTs), ab wann die Reizantwort ausgelöst wird. Die Messung dauert nur wenige Minuten und verlängert somit die Gesamtzeit der Operation nicht, da sie während des Schließens der Operationswunde durchgeführt werden. Laut Dillier et al. und anderen Forschungsgruppen ist die Messung der neuronalen Antwortmessung eine gut durchführbare und geprüfte Messung, um die Funktion der Elektroden eines CIs zu testen (Dillier et al. 2002)(Spivak et al. 2011)(Mittmann et al. 2015b)(Mittmann et al. 2015c)(Charasse et al. 2004). Sie dienen neben der Funktionsprüfung hauptsächlich postoperativ der optimalen Ersteinstellung des Sprachprozessors.

In der vorliegenden Studie sollte hauptsächlich geprüft werden, ob anhand der intraoperativ gemessenen t-NRT-Werte die Lage des intracochleären Elektrodenträgers abgeschätzt werden kann. Die Patienten mit Skalensprung zeigen in Bezug auf jede einzelne Elektrode signifikant höhere t-NRT-Werte, als die Vergleichsgruppe ohne Skalensprung (Diagramm 7). Wie schon in der Messung des Abstands der Elektrode zur Cochleawand manifestiert sich der Unterschied der beiden Gruppen durchschnittlich ab Elektrode 7. Die t-NRT-Messungen und die radiologischen Bildauswertungen

korrelieren damit gut. Somit kann die Analyse der biophysikalischen Messung Rückschlüsse auf die korrekte Elektrodenlage geben.

Auch in anderen vorausgegangenen Studien wurden von Patienten mit CI die NRT-Daten analysiert. Signifikante Unterschiede zeigten beispielsweise Wermeskerken et al. in Bezug auf der elektrischen Stimulation und dem Abstand zum Modiolus (van Wermeskerken, Gijs Ka et al. 2009). Sie beschreiben, dass ein größerer Abstand zwischen Elektrode und medialer Cochleawand zu höheren ECAP-Werten führt. Im Gegensatz zu der vorliegenden Dissertation wurden in deren Studie nur die Elektroden 1, 4 und 7 des *Nucleus-Contour*-Cochleaimplantats ausgewertet. Zu dem gleichen Ergebnis kamen beispielsweise auch Mittmann et al., die in einer Blindstudie feststellten, dass bei Cochleaimplantaten mit Skalendislokation andere NRT-Verhältnisse gemessen wurden, als bei Implantaten ohne Dislokation (Mittmann et al. 2015c). Außerdem wurden in Mittmanns Analyse und in weiteren Studien unabhängig der Skalenlage weitere Eigenschaften gefunden, die einen Einfluss auf die NRT-Schwellenwerte zeigen. Dazu zählten beispielsweise Otoskleroseherde, die aufgrund einer dickeren Knochendichte einen Widerstand für die durchdringenden Impulse bilden und einen höheren NRT-Schwellenwert mit sich ziehen (Mittmann et al. 2015c) (Christov et al. 2016). Die meisten dieser Gruppe mit auffälligen NRT-Verhältnissen (16 von 20) wiesen aber eine Skalendislokation auf. Ein t-NRT-Verhältnis von über 1,05 deutete auf eine Skalendislokation in die Scala vestibuli hin, während ein geringeres Verhältnis auf die korrekte Lage in der Scala tympani hinwies (Mittmann et al. 2015c). Mittmann et al. beschrieb in der Studie "Evaluation of the Relationship between the NRT-Ratio, Cochlear Anatomy, and Insertions Depth of Perimodiolar Cochlear Implant Electrodes" (Mittmann et al. 2015a), dass Elektrodenträger mit Skalensprung durch die veränderten NRT-Werte detektiert werden können, wobei aber die Insertionstiefe und die Anatomie der Cochlea dabei keinen Einfluss haben. Zu dem gleichen Ergebnis führen die Untersuchungen der vorliegenden Studie ebenfalls. Die Amplitude und Form der Kurve der gemessenen NRT-Werte sind laut Cafarelli Dees et al. abhängig von den Reiz- und Messbedingungen, sowie vom Bestand an Ganglienzellen (Cafarelli Dees et al. 2005). Laut Mittmann et al. bleiben die NRT-Werte erst nach 6 Monaten relativ konstant, sodass Rückschlüsse auf die intracochleäre Position der Elektroden gezogen werden können (Mittmann et al. 2015d). Erniedrigte NRT-Werte sind auf das Alter

zurück zu schließen: tendenziell haben jüngere Patienten (1,5 - 4 Jahre) niedrigere Ausgangswerte, die sich aber während der postoperativen Kontrollen den Erwachsenenwerten annähern (Christov et al. 2016). Wichtig ist somit bei der Analyse der biophysikalischen Messungen zu beachten, dass bestimmte Faktoren wie das Alter des Patienten oder die veränderte Knochendichte, beispielsweise bei Otosklerose, einen Einfluss auf die NRT-Werte haben und somit eine falsche Interpretation der Werte mit sich ziehen können.

Im Rahmen dieser Studie und in Zusammenschluss mit anderen Studien konnte gezeigt werden, dass vor allem durch das Messen höherer t-NRT-Werte intraoperativ eine Dislokation des Elektrodenträgers vermutet werden kann. In Kombination mit der radiologischen Bildgebung kann ein Skalensprung somit sicher nachgewiesen werden. Durch weitere Studien bezüglich der biophysikalischen Messungen ist es vielleicht möglich, die Lage des Elektrodenträgers nur intraoperativ zu bestimmen, sodass die Notwendigkeit einer postoperativen radiologischen Lagekontrolle verfällt. Der Patient würde daraus einen positiven Nutzen ziehen, da ihm eine weitere Strahlenbelastung erspart bleibt. In Hinblick auf das audiologische Outcome werden aktuell immer mehr Studien publiziert. Nach der radiologischen Analyse der Elektrodenlage und deren Auswirkungen auf die Biophysik stellt sich die Frage, ob die Skalendislokation mit den veränderten biophysikalischen Werten eine Auswirkung auf den Hörerfolg hat.

4.2.3. Ausblick auf das audiologische Outcome

Die postoperative Nachsorge hinsichtlich der Anpassung des Sprachprozessors inklusive Hör- und Sprachtraining ist maßgebend für den Hörerfolg nach einer Implantation eines CIs. Einige Studiengruppen zeigen, dass durch die Insertion in die Scala tympani ein besseres audiologisches Outcome erzielt werden kann (O'Connell et al. 2016)(Wanna et al. 2015)(Finley et al. 2008)(Aschendorff et al. 2007)(Adunka et al. 2005)(Ketterer et al. 2017). Andere Forschungsgruppen fanden jedoch keine Auswirkung auf das Sprachverständnis hinsichtlich der Skalendislokation bzw. der Elektrodenlage (Fischer et al. 2015)(Wanna et al. 2011)(Lin 2009). Laut Mittmann et al. ist für das „bestmögliche Sprachverstehen“ (Mittmann et al. 2015c) die intracochleäre

Elektrodenlage entscheidend. Die Studie von Aschendorff et al. zeigt ebenfalls, dass der Bruch der Basalmembran, bedingt durch eine Skalendislokation des Elektrodenträgers, eine Auswirkung auf die Hörschwelle hat. Die Sprachleistungsergebnisse bei den Patienten ohne Skalendislokation, also die Elektroden in der Scala tympani liegend, waren in deren Studie deutlich besser als die in der Scala vestibuli dislozierten Elektrodenträger. Durchgeführt wurde die Studie mit der *Contour-* und *Countour Advance Elektrode*. Außerdem fand man heraus, dass mit der Letzteren eine atraumatischere Operation erzielt werden kann (Aschendorff et al. 2007).

Finley et al. beschrieben in der Studie „Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes“ (Finley et al. 2008), dass das audiologische Outcome umso größer ist, je mehr Elektroden vom CI in der Scala tympani inseriert sind. Erklärt wird dieser Sachverhalt zum einen durch die Verletzung des Corti Organs und zum anderen durch eine simultane Stimulierung der Ganglienzellen zwei übereinander liegender Cochleawindungen, wenn die Elektroden in der Scala vestibuli inseriert wurden. Akustische Fehlinterpretationen des Gehörten sind die Folge dessen. Sie schlussfolgerten, dass sowohl die inserierte Lage des Elektrodenträgers als auch die Insertionstiefe dessen die Hauptfaktoren für ein schlechteres Sprachverständnis waren.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Lage des Elektrodenträgers entscheidend für den Hörerfolg des Patienten ist. Um diesen postoperativ abschätzen zu können, ist die Lagekontrolle eine wichtige Qualitätskontrolle des implantierten CIs.

5. Zusammenfassung

Biophysikalische Messungen in Form von Impedanzen und t-NRT-Werten etablierten sich zusammen mit den radiologischen Bildern als Qualitätskriterium zur Einschätzung der Implantatfunktion und der neuralen auditorischen Strukturen. Für die postoperative Diagnostik ist das radiologische Verfahren mittels DVT (digitale Volumentomographie) eine zuverlässige Methode zur Prüfung der Elektrodenlage und speziell zur Detektion von Skalendislokationen. Die biophysikalischen Parameter werden ohne größeren Aufwand bei allen Patienten intraoperativ gemessen. Bisher sind sie vor allem für die Ersteinstellung des Sprachprozessors und die Hörrehabilitation unerlässlich. Außerdem dienen sie der Qualitätskontrolle, um direkt nach der Implantation die Funktionsfähigkeit jeder einzelnen Elektrode zu testen. Seitdem immer bessere und genauere Telemetrie-Verfahren entwickelt wurden, ist die Analyse dieser Messungen Thema vieler Studien, denn ein weiteres Ziel der intraoperativen Diagnostik ist es, bezüglich der Elektrodenlage eine Aussage treffen zu können.

In der vorliegenden Dissertation wurden insgesamt 56 Cochleaimplantat-Patienten mit 60 Datensätzen des Universitätsklinikums Gießen und Marburg der HNO-Abteilung in Marburg untersucht. Das Ziel war es, eine mögliche Korrelation zwischen Bildgebung und Biophysik des eingesetzten Cochleaimplantats zu finden. Im Vordergrund stand die Fragestellung intraoperativ zwischen skalendislozierten und nicht-dislozierten Elektrodenträgern differenzieren zu können. 22 Patienten wiesen einen radiologisch gesicherten Skalensprung auf, sowie 34 Patienten eine normale Lage des Elektrodenträgers in der Scala tympani. Die radiologischen DVT-Bilddaten wurden analysiert und die intraoperativ erhobenen biophysikalischen Parameter in Form von t-NRT-Werten und Impedanzen statistisch ausgewertet. Die Ergebnisse zeigen, dass radiologisch erwartungsgemäß ein signifikant unterschiedlicher Verlauf bezüglich der Elektrodenlage nachgewiesen werden konnte. In der Auswertung der biophysikalischen Messungen konnten ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen den Patienten mit und ohne Skalensprung erhoben werden.

Die vorliegende Dissertation zeigt, dass sowohl durch die radiologische Bildgebung mittels DVT als auch durch die intraoperativ gemessenen biophysikalischen Parameter

in Form von t-NRT-Werten und Impedanzen zwischen Patienten mit und ohne Skalensprung unterschieden werden kann. Die intracochleäre Elektrodenlage kann somit bereits vor dem Anfertigen eines radiologischen Bildes abgeschätzt werden. Dieses Wissen ermöglicht dem Operateur, nach Messen der Parameter eventuelle Korrekturen vornehmen. Die Chance auf einen besseren Hörerfolg wird damit gegeben. Des Weiteren wäre theoretisch die postoperative Lagekontrolle mittels DVT nicht mehr zwingend notwendig. Der Patient hätte einen Vorteil dadurch, da keine weiteren Strahlenbelastungen auf ihn zukommen würden. Außerdem kann mit der Analyse der biophysikalischen Parameter eine Abschätzung bezüglich des audiologischen Outcomes getroffen werden. Die empfohlene Insertion des Elektrodenträgers in die Scala tympani verspricht nachgewiesen einen größeren Hörerfolg bezüglich des Sprachverständnisses, als in der Scala vestibuli inserierte oder dislozierte Elektroden. Die Leitlinien der "Deutschen Gesellschaft für HNO" empfehlen standardmäßig für die postoperative Kontrolle des implantierten Elektrodenträgers eine radiologische Bildgebung. Mit weiteren Analysen und prospektiven Studien über die biophysikalischen Messungen bezüglich der Lagekontrolle könnte die Telemetrie eine Alternative für die radiologische Bildgebung in der Bestimmung der intracochleären Elektrodenposition darstellen.

Abstract

Biophysical measurements in form of impedances and t-NRT values are being established together with radiological images as a quality criterion for evaluating the implant function and the neural auditory structures. In postoperative diagnostics, radiological procedure by DVT (digital volume tomography) is a reliable method to check the position of electrode after implantation and to detect scale dislocations. Biophysical parameters can be measured intraoperatively without any considerable effort. Up to now, they have been indispensable for the initial setting of the language processor and the hearing rehabilitation. Furthermore, they are used for quality control in order to test functionality of every electrode immediately after implantation. The analysis of these measurements has been subject of many studies, since better and more exact telemetry procedures had been developed. Concerning this matter, another aim of intraoperative diagnostics is to make a statement regarding electrode position.

In this dissertation, a total of 56 cochlear implant patients with 60 DVT images from the ENT-department of the University Hospital Marburg were examined. The objective was to look for a correlation between imaging and biophysics of the cochlear implant. Main goal was the ability to differentiate intraoperatively between dislocated and non-dislocated electrodes. 22 patients showed a radiologically secure scale dislocation, 34 patients a normal position of the electrode in the tympanic scale. The radiological images were analyzed and the biophysical parameters (t-NRT, impedances) were statistically evaluated. The results show, as radiologically expected, that - with regard to the electrode situation - a significantly different course could be proved. In the evaluation of biophysical measurements, it also showed significant differences between the patients with and without scale dislocation.

The present dissertation proves that it is possible to differentiate between radiological imaging and intraoperative measured biophysical parameters for patients with and without scale dislocation. This means the intracochlear electrode position can be already

estimated before making a radiological image. This knowledge allows the surgeon to make corrections after measuring the parameters. Thus the chance to gain a better hearing success is given. Furthermore, the postoperative position control with DVT would neither be longer necessary. The patient would have an advantage, because he would not be at risk of more radiation exposure. In addition, with the analysis of the biophysical parameters it is now possible to estimate the audiological outcomes. The recommended insertion of the electrodes in the scale tympani promises a better hearing success regarding speech comprehension, than electrodes inserted in scala vestibuli or with dislocated electrodes. The guidelines of the "Deutsche Gesellschaft für HNO" recommend a radiological imaging for the postoperative control. By further analyses and prospective studies about biophysical measurements with regard to position control, telemetry could be an alternative for radiological imaging in reference to the determination of the intracochlear electrode position.

6. Literaturverzeichnis

1. Abouei, Elham; Lee, Sierra; Ford, Nancy L. (2015): Quantitative performance characterization of image quality and radiation dose for a CS 9300 dental cone beam computed tomography machine. In: *Journal of medical imaging (Bellingham, Wash.)* 2 (4), S. 44002.
2. Adunka, O.; Kiefer, J.; Unkelbach, M. H.; Radeloff, A.; Gstoettner, W. (2005): Evaluating cochlear implant trauma to the scala vestibuli. In: *Clinical otolaryngology : official journal of ENT-UK ; official journal of Netherlands Society for Oto-Rhino-Laryngology & Cervico-Facial Surgery* 30 (2), S. 121–127.
3. Adunka, Oliver; Gstoettner, Wolfgang; Hambek, Markus; Unkelbach, Marc H.; Radeloff, Andreas; Kiefer, Jan (2004): Preservation of basal inner ear structures in cochlear implantation. In: *ORL; journal for oto-rhino-laryngology and its related specialties* 66 (6), S. 306–312.
4. Adunka, Oliver; Kiefer, Jan (2006): Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. In: *Otolaryngology--head and neck surgery: official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 135 (3), S. 374–382.
5. Angeli, Simon I.; Goncalves, Stefania (2015): Predicting depth of electrode insertion by cochlear measurements on computed tomography scans. In: *The Laryngoscope*.
6. Aschendorff, Antje; Kromeier, Jan; Klenzner, Thomas; Laszig, Roland (2007): Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. In: *Ear and hearing* 28 (2 Suppl), S. 75.
7. Bettman, Robert H. R.; van Olphen, Adriaan F.; Zonneveld, Frans W.; Huizing, Egbert H. (2003): Electrode insertion depth in cochlear implantees estimated during surgery, on plain film radiographs and with electrode function testing. In: *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS): affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 260 (10), S. 536–540.
8. Boyer, Eric; Karkas, Alexandre; Attye, Arnaud; Lefournier, Virginie; Escude, Bernard; Schmerber, Sebastien (2015): Scalar localization by cone-beam computed tomography of cochlear implant carriers: a comparative study between straight and perimodiolar precurved electrode arrays. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 36 (3), S. 422–429.
9. Buchman, Craig A.; Dillon, Margaret T.; King, English R.; Adunka, Marcia C.; Adunka, Oliver F.; Pillsbury, Harold C. (2014): Influence of cochlear implant insertion depth on performance: a prospective randomized trial. In: *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 35 (10), S. 1773–1779.

10. Cafarelli Dees, D.; Dillier, N.; Lai, W. K.; Wallenberg, E. von; van Dijk, B.; Akdas, F. et al. (2005): Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the Nucleus CI24M cochlear implant system. In: *Audiology & neuro-otology* 10 (2), S. 105–116.
11. Charasse, Basile; Chanal, Jean Marc; Berger-Vachon, Christian; Collet, Lionel (2004): Influence of stimulus frequency on NRT recordings. In: *International journal of audiology* 43 (4), S. 236–244.
12. Christov, F.; Munder, P.; Berg, L.; Bagus, H.; Lang, S.; Arweiler-Harbeck, D. (2016): ECAP analysis in cochlear implant patients as a function of patient's age and electrode-design. In: *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases* 133 Suppl 1, S. 1-3.
13. Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG: Cochlea-Implantate. Online verfügbar unter <http://hoer-wunder.de/cochlea-implantat/>, zuletzt geprüft am 16.11.2017.
14. Dalchow, C. V.; Knecht, R.; Grzyska, U.; Muenscher, A. (2013): Radiographic examination of patients with dehiscence of semicircular canals with digital volume tomography. In: *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS): affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 270 (2), S. 511–519.
15. Dalchow, C. V.; Weber, A. L.; Bien, S.; Yanagihara, N.; Werner, J. A. (2006): Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. In: *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 263 (2), S. 92–99.
16. Davis, Timothy J.; Zhang, Dongqing; Gifford, Rene H.; Dawant, Benoit M.; Labadie, Robert F.; Noble, Jack H. (2016): Relationship Between Electrode-to-Modiolus Distance and Current Levels for Adults With Cochlear Implants. In: *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 37 (1), S. 31–37.
17. Deutsche Cochlea Implantat Gesellschaft e.V. (Hg.) (2012): Deutsche Cochlea Implantat Gesellschaft e.V. DCIG e.V. Online verfügbar unter <https://dcig.de/informationen/>, zuletzt geprüft am 25.09.2015.
18. Dillier, Norbert; Lai, Wai Kong; Almqvist, Bengt; Frohne, Carolin; Muller-Deile, Joachim; Stecker, Matthias; Wallenberg, Ernst von (2002): Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system. In: *The Annals of otology, rhinology, and laryngology* 111 (5 Pt 1), S. 407–414.
19. Erixon, Elsa; Högstorp, Herman; Wadin, Karin; Rask-Andersen, Helge (2009): Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 30 (1), S. 14–22.

20. Finley, Charles C.; Holden, Timothy A.; Holden, Laura K.; Whiting, Bruce R.; Chole, Richard A.; Neely, Gail J. et al. (2008): Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 29 (7), S. 920–928.
21. Fischer, N.; Pinggera, L.; Weichbold, V.; Dejaco, D.; Schmutzhard, J.; Widmann, G. (2015): Radiologic and functional evaluation of electrode dislocation from the scala tympani to the scala vestibuli in patients with cochlear implants. In: *AJNR. American journal of neuroradiology* 36 (2), S. 372–377.
22. GIWO: Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde für Cochlea-Implantat Versorgung. 017/071 - Langfassung „Cochlea-Implantat Versorgung und zentral-auditorische Implantate. AWMF-Register-Nr.: 017-071, Stand: 02.05.2012.
23. Goehring, Jenny L.; Hughes, Michelle L.; Baudhuin, Jacquelyn L.; Lusk, Rodney P. (2013): How well do cochlear implant intraoperative impedance measures predict postoperative electrode function? In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 34 (2), S. 239–244.
24. Güldner, C.; Weiss, R.; Eivazi, B.; Bien, S.; Werner, J. A.; Diogo, I. (2012a): Intracochleäre Elektrodenlage. Beurteilung mittels "cone beam computed tomography" nach tiefer Insertion. In: *HNO* 60 (9), S. 817–822.
25. Güldner, C.; Wiegand, S.; Weiss, R.; Bien, S.; Sesterhenn, A.; Teymoortash, A.; Diogo, I. (2012b): Artifacts of the electrode in cochlea implantation and limits in analysis of deep insertion in cone beam tomography (CBT). In: *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS): affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery* 269 (3), S. 767–772.
26. Hamzavi, Jafar; Arnoldner, Christoph (2006): Effect of deep insertion of the cochlear implant electrode array on pitch estimation and speech perception. In: *Acta oto-laryngologica* 126 (11), S. 1182–1187.
27. Helbig, Silke; Mack, Martin; Schell, Boris; Bratzke, Hansjürgen; Stöver, Timo; Helbig, Matthias (2012): Scalar localization by computed tomography of cochlear implant electrode carriers designed for deep insertion. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 33 (5), S. 745–750.
28. Henkin, Yael; Kaplan-Neeman, Ricky; Muchnik, Chava; Kronenberg, Jona; Hildesheimer, Minka (2003): Changes over time in electrical stimulation levels and electrode impedance values in children using the Nucleus 24M cochlear implant. In: *International journal of pediatric otorhinolaryngology* 67 (8), S. 873–880.
29. Hochmair, Ingeborg; Arnold, Wolfgang; Nopp, Peter; Jolly, Claude; Muller, Joachim; Roland, Peter (2003): Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. In: *Acta oto-laryngologica* 123 (5), S. 612–617.

30. House, William F. (1974): I. Goals of the cochlear implant. In: *The Laryngoscope* 84 (11), S. 1883a-1887.
31. Hughes, M. L.; Vander Werff, K. R.; Brown, C. J.; Abbas, P. J.; Kelsay, D. M.; Teagle, H. F.; Lowder, M. W. (2001): A longitudinal study of electrode impedance, the electrically evoked compound action potential, and behavioral measures in nucleus 24 cochlear implant users. In: *Ear and hearing* 22 (6), S. 471–486.
32. J. Neuburger, T. Lenarz, A. Lesinski-Schiedat & A. Büchner (2009): Spontaneous increases in impedance following cochlear implantation: Suspected causes and management. In: *International journal of audiology* (48:5), S. 233–239.
33. Ketterer, Manuel; Aschendorff, Antje; Wesarg, Thomas; Arndt, Susan; Laszig, Roland; Beck, Rainer (2017): Einfluss der cochleären Morphologie auf die Dislokationswahrscheinlichkeit des Elektrodenträgers des Cochlea Implantates.
34. Kumar, Joish Upendra; Kavitha, Y. (2017): Application of Curved MPR Algorithm to High Resolution 3 Dimensional T2 Weighted CISS Images for Virtual Uncoiling of Membranous Cochlea as an Aid for Cochlear Morphometry. In: *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 11 (2), S. TC12-TC14.
35. Kurzweg, Thiemo; Dalchow, Carsten V.; Bremke, Martin; Majdani, Omid; Kureck, Ingo; Knecht, Reinald et al. (2010): The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlear implant arrays in temporal bone specimens. In: *Ear and hearing* 31 (3), S. 413–419.
36. Kyriakou, Y.; Kolditz, D.; Langner, O.; Krause, J.; Kalender, W. (2011): Digitale Volumetomografie (DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT): eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität. In: *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 183 (2), S. 144–153.
37. Lemkamp, Michael; Filippi, Andreas; Berndt, Dorothea; Lambrecht, J. Thomas (2006): Diagnostic possibilities of digital volume tomography. In: *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO* 116 (6), S. 645–653.
38. Lenarz, Thomas (1998): *Cochlea-Implantat. Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
39. Lin, Yung-Song (2009): Clinical outcomes of scala vestibuli cochlear implantation in children with partial labyrinthine ossification. In: *Acta oto-laryngologica* 129 (3), S. 273–280.
40. Lips B., Bremke M., Weiss R., Hoch S, Teymoortash, Güldner C. (2012): Influence of the Operating Technique of Cochlea Implantation in the Intracochlear Electrode Position Controlled by Cone-Beam CT. In: <https://www.omicsonline.org/scientific-reports/2161-119X-SR-565.pdf>, zuletzt geprüft: 20.07.2017.
41. Marx, Mathieu; Risi, Frank; Escudé, Bernard; Durmo, Irfan; James, Christopher; Lauwers, Frédéric et al. (2014): Reliability of cone beam computed tomography in scalar localization of the electrode array: a radio histological study. In: *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of*

- Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery 271 (4), S. 673–679.
42. Mittmann, P.; Rademacher, G.; Mutze, S.; Hassepass, F.; Ernst, A.; Todt, I. (2015a): Evaluation of the Relationship between the NRT-Ratio, Cochlear Anatomy, and Insertions Depth of Perimodiolar Cochlear Implant Electrodes. In: *BioMed research international* 2015.
 43. Mittmann, Philipp; Ernst, Arneborg; Todt, Ingo (2015b): Intraoperative Electrophysiologic Variations Caused by the Scalar Position of Cochlear Implant Electrodes. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 36 (6), S. 1010–1014.
 44. Mittmann, Philipp; Todt, Ingo; Ernst, Arneborg; Rademacher, Grit; Mutze, Sven; Goricke, Sophia et al. (2017): Radiological and NRT-Ratio-Based Estimation of Slim Straight Cochlear Implant Electrode Positions: A Multicenter Study. In: *The Annals of otology, rhinology, and laryngology* 126 (1), S. 73–78.
 45. Mittmann, Philipp; Todt, Ingo; Wesarg, Thomas; Arndt, Susan; Ernst, Arneborg; Hassepass, Frederike (2015c): Electrophysiological Detection of Intracochlear Scalar Changing Perimodiolar Cochlear Implant Electrodes: A Blinded Study. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 36 (7), S. 1166–1171.
 46. Mittmann, Philipp; Todt, Ingo; Wesarg, Thomas; Arndt, Susan; Ernst, Arneborg; Hassepass, Frederike (2015d): Electrophysiological Detection of Scalar-Changing Perimodiolar Cochlear Electrode Arrays: A Six-Month Follow-Up Study. In: *Audiology & neuro-otology* 20 (6), S. 400–405.
 47. J. Neuburger, T. Lenarz, A. Lesinski-Schiedat & A. Büchner (2009): Spontaneous increases in impedance following cochlear implantation: Suspected causes and management. In: *International journal of audiology* (48:5), S. 233–239.
 48. O'Connell, Brendan P.; Hunter, Jacob B.; Wanna, George B. (2016): The importance of electrode location in cochlear implantation. In: *Laryngoscope Investigative Otolaryngology* 1 (6), S. 169–174.
 49. Paasche, Gerrit; Bockel, Franziska; Tasche, Claudia; Lesinski-Schiedat, Anke; Lenarz, Thomas (2006): Changes of postoperative impedances in cochlear implant patients: the short-term effects of modified electrode surfaces and intracochlear corticosteroids. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 27 (5), S. 639–647.
 50. Rangabashyam, Mahalakshmi; Poh, Sharon Shuxian; Low, Wong Kein (2015): Electrode array extrusion through the posterior canal wall presenting as a delayed post-cochlear implant complication. In: *Cochlear implants international*.
 51. Ruivo, Joana; Mermuys, Koen; Bacher, Klaus; Kuhweide, Rudolf; Offeciers, Erwin; Casselman, Jan W. (2009): Cone beam computed tomography, a low-dose imaging technique in the postoperative assessment of cochlear implantation. In: *Otology &*

- neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology 30 (3), S. 299–303.
52. Saeed, Shakeel R.; Selvadurai, David; Beale, Tim; Biggs, Nigel; Murray, Brendan; Gibson, Peter et al. (2014): The use of cone-beam computed tomography to determine cochlear implant electrode position in human temporal bones. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 35 (8), S. 1338–1344.
 53. Saunders, Elaine; Cohen, Lawrence; Aschendorff, Antje; Shapiro, William; Knight, Michelle; Stecker, Mathias et al. (2002): Threshold, comfortable level and impedance changes as a function of electrode-modiolar distance. In: *Ear and hearing* 23 (1 Suppl), S. 28S-40S.
 54. Spivak, Lynn; Auerbach, Charles; Vambutas, Andrea; Geshkovich, Stella; Wexler, Leslie; Popecki, Barbara (2011): Electrical compound action potentials recorded with automated neural response telemetry: threshold changes as a function of time and electrode position. In: *Ear and hearing* 32 (1), S. 104–113.
 55. Stark, T.; Helbig, S. (2011): Cochleaimplantatversorgung: Indikation im Wandel. In: *HNO* 59 (6), S. 605–614.
 56. Struffert, Tobias; Hertel, Victoria; Kyriakou, Yannis; Krause, Jens; Engelhorn, Tobias; Schick, Bernhard et al. (2010): Imaging of cochlear implant electrode array with flat-detector CT and conventional multislice CT: comparison of image quality and radiation dose. In: *Acta oto-laryngologica* 130 (4), S. 443–452.
 57. Sun, Jia-Qiang; Sun, Jing-Wu; Hou, Xiao-Yan; Bie, Yuan-Zhi; Chen, Jian-Wen (2014): Electrode array misplacement into the superior semicircular canal: as a rare complication of cochlear implantation. In: *International journal of pediatric otorhinolaryngology* 78 (9), S. 1537–1540.
 58. Taube, Jessica Michaela (2015): Studies on the situation of various intracochlear CI-electrodes by DVT. Unter Mitarbeit von Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde und Christian Güldner.
 59. Terhardt, Ernst (1998): *Akustische Kommunikation. Grundlagen mit Hörbeispielen.* Berlin: Springer Berlin.
 60. Theunisse, Henricus J.; Joemai, Raoul M. S.; Maal, Thomas J. J.; Geleijns, Jacob; Mylanus, Emmanuel A. M.; Verbist, Berit M. (2015): Cone-beam CT versus multislice CT systems for postoperative imaging of cochlear implantation--a phantom study on image quality and radiation exposure using human temporal bones. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 36 (4), S. 592–599.
 61. van Wermeskerken, Gijs K A; van Olphen, Adriaan F.; Graamans, Kees (2009): Imaging of electrode position in relation to electrode functioning after cochlear implantation. In: *European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated*

with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery 266 (10), S. 1527–1531.

62. Verbist, Berit M.; Skinner, Margaret W.; Cohen, Lawrence T.; Leake, Patricia A.; James, Chris; Boëx, Colette et al. (2010): Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 31 (5), S. 722–730.
63. Wanna, George B.; Noble, Jack H.; Gifford, Rene H.; Dietrich, Mary S.; Sweeney, Alex D.; Zhang, Dongqing et al. (2015): Impact of Intrascalar Electrode Location, Electrode Type, and Angular Insertion Depth on Residual Hearing in Cochlear Implant Patients: Preliminary Results. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 36 (8), S. 1343–1348.
64. Wanna, George B.; Noble, Jack H.; McRackan, Theodore R.; Dawant, Benoit M.; Dietrich, Mary S.; Watkins, Linsey D. et al. (2011): Assessment of electrode placement and audiological outcomes in bilateral cochlear implantation. In: *Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 32 (3), S. 428–432.
65. Weisstanner, C.; Mantokoudis, G.; Huth, M.; Verma, R. K.; Nauer, C.; Senn, P. et al. (2015): Radiation dose reduction in postoperative computed position control of cochlear implant electrodes in lambs - An experimental study. In: *International journal of pediatric otorhinolaryngology*.
66. Zhang, Jingjing; Chen, Gui; Li, Weiran; Xu, Tianmin; Gao, Xuemei (2015): Upper Airway Changes after Orthodontic Extraction Treatment in Adults: A Preliminary Study using Cone Beam Computed Tomography. In: *PloS one* 10 (11).
67. Zou, Jing; Lähelmä, Jaakko; Koivisto, Juha; Dhanasingh, Anandhan; Jolly, Claude; Aarnisalo, Antti et al. (2015): Imaging cochlear implantation with round window insertion in human temporal bones and cochlear morphological variation using high-resolution cone beam CT. In: *Acta oto-laryngologica* 135 (5), S. 466–472.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Cochlea-Implantat der Firma Cochlear®	3
Abbildung 2: Cochlea-Implantat im Felsenbein liegend	3
Abbildung 3: <i>ContourAdvance</i> ®-Elektroenträger	4
Abbildung 4: Übersicht des Untersuchungskollektivs	11
Abbildung 5: Übersichtsaufnahme der Cochlea mit dem Elektrodenimplantat in drei Schnittebenen des One Volume Viewers	13
Abbildung 6: Messvorgänge am Elektroenträger in der Cochlea	15
Abbildung 7: Setzen der Basislinie	16
Abbildung 8: Messen der Insertionswinkel.....	16
Abbildung 9: Entrollen des Elektroenträgers mit Hilfe der Rekonstruktionsfunktion. 17	
Abbildung 10: Elektroenträger mit und ohne Skalensprung in entrollter Cochlea.	17
Abbildung 11: Messungen am entrollten Elektroenträger	18

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Cochleabreite	23
Tabelle 2: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Cochleabreite	23
Tabelle 3: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Breite der Cochlea	24
Tabelle 4: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert des Abstands lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand	26
Tabelle 5: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert des Abstands lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand	26
Tabelle 6: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf den Abstand lateraler Elektrodenrand zur lateralen Cochleawand	27
Tabelle 7: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert .der Breite der Elektroden	29
Tabelle 8: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert .der Breite der Elektroden	29
Tabelle 9: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Breite der Elektroden.	30
Tabelle 10: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert .der Insertionswinkel	31
Tabelle 11: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert .der Insertionswinkel.	31
Tabelle 12: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Insertionswinkel.	32

Tabelle 13: Elektrodenträger mit Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Cochleabreite.....	34
Tabelle 14: Elektrodenträger ohne Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Cochleabreite.....	34
Tabelle 15: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Breite der Cochlea in der entrollten Form.....	35
Tabelle 16: Elektrodenträger mit Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert des Abstands unterer Elektrodenrand zur kaudalen Cochleawand.	37
Tabelle 17: Elektrodenträger ohne Skalensprung in der entrollten Form: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert des Abstands unterer Elektrodenrand zur kaudalen Cochleawand.	37
Tabelle 18: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf den Abstand des unteren Elektrodenrandes zur kaudalen Cochleawand.....	38
Tabelle 19: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der t-NRT-Daten.....	39
Tabelle 20: Elektrodenträger ohne Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der t-NRT-Daten.....	40
Tabelle 21: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die t-NRT-Werte.	41
Tabelle 22: Elektrodenträger mit Skalendislokation: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Impedanzen.	42
Tabelle 23: Elektrodenträger ohne Skalendislokation.: Durchschnittlicher maximaler und minimaler Wert der Impedanzen.....	43
Tabelle 24: Vergleich der signifikanten und nicht signifikanten Unterschiede der Elektroden in Bezug auf die Impedanzen.....	43

Tabelle 25: Durchschnittliche basale und apikale Cochleabreite in mm der aktuellen Studie im Vergleich zu anderen Studien.....57

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Breite der Cochlea.....	25
Diagramm 2: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Abstand der lateralen Cochleawand zur lateralen Elektrodenwand.....	28
Diagramm 3: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Breite der Elektroden	30
Diagramm 4: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Insertionswinkel.....	33
Diagramm 5: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Cochleabreite	36
Diagramm 6: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Abstand untere Elektrodenwand zur kaudalen Cochleawand.....	38
Diagramm 7: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün):t-NRT-Werte	41
Diagramm 8: Vergleich der Elektrodenträger mit (blau) und ohne Skalendislokation (grün): Impedanzen	44

Abkürzungsverzeichnis

CI	Cochleaimplantat
DVT	Digitale Volumentomographie
CT	Computertomographie
NRT	Neural Response Telemetry
HNO	Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Abb	Abbildung
CTDI	Computertomographie-Dosisindex
FDCT	Flachdetektor-Computertomographie
MSCT	Mehrschicht-Computertomographie
HRCT	high-resolution computed tomography
ECAP	elektrisch evozierte Summenaktions- potenziale

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Universitätsklinikum Marburg:

Adamkiewicz, Aumüller, Barth, Bartsch, Bauer, Baum, Baumann, Becker, Berger, Bette, Bien, Bliemel, Cetin, Czubayko, Daut, Del Rey, Dodel, Eilers, Elfarra, Fendrich, Feuser, Fuchs-Winkelmann, Geks, Görg, Gress, Grimm, Grundmann, Güdner, Hadji, Hartmann, Hasilik, Hegele, Hertl, Hofmann, Hoffmann, Hoyer, Hundt, Kalder, Kalinowski, Kann, Kanngießler, Kim-Berger, Kircher, Klingmüller, Klose, Köhler, König, Konrad, Koolman, Krause, Krüger, Kuhlmann, Kühne, Kühnert, Lang, Lechler, Lemke, Leonhardt, Lill, Löffler, Lohoff, Maier, Maisch, Moll, Moosdorf, Mueller, Müller, Mutters, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oertel, Olbert, Pagenstecher, Plant, Preisig-Müller, Ramaswamy, Reese, Renz, Richter, Riera- Knorrenschild, Röhm, Ruchholtz, Schäfer, Schierl, Schofer, Schwarting Seitz, Sevinc, Sommer, Steiniger, Strauch, Suske, Tackenberg, Timmesfeld, Teymoortash, Vogelmeier, Vogt, Wagner, Waldegger, Waldmann, Weihe, Werner, Westermann, Wilhelm, Wrocklage, Wulf, Zemlin, Ziring

Universitätsklinikum Köln:

Halbach, Krausgrill, Michels, Rosenkranz, Steven

Luzerner Kantonspital:

Linder, Müller, Pabst, Schlegel

Universitätsklinikum Hamburg:

Bachmann, Bockhorn, Busch, Grotelüschen, Melling, Nentwig, Reeh, Perez

Danksagung

An erster Stelle gilt mein Dank meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. med. Christian Güldner für die Vergabe des interessanten Promotionsthemas. Ich danke ihm für die zielgerichtete Betreuung und seine wissenschaftliche und methodische Unterstützung bezüglich der Planung, Durchführung und Auswertung der vorliegenden Dissertation.

Auch die vielen motivierenden Gespräche mit Studienkollegen und Freunden unterstützten meine Arbeit.

Besonders möchte ich an dieser Stelle auch meiner Familie für die Motivation danken. Meine Eltern ermöglichten mir das Studium der Humanmedizin und standen mir während der Anfertigung dieser Dissertation immer zur Seite. Ganz besonderen Dank dafür, dass sie immer das Beste für meine Geschwister und mich tun und uns in jeglicher Hinsicht fördern und unterstützen.