

Aus der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. B. A. Stuck

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Titel der Dissertation:

Evaluation von Artefakten von  
Cochleaelektroden der Firma Cochlear® in der  
digitalen Volumentomographie

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten  
Humanmedizin

Dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Nicholas Frederick Bevis aus Köln

Marburg, 2019

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

am: 29.01.2019

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. C. Güldner

1. Korreferent: Frau Prof. Dr. M. Rominger

# Inhalt

1	Einleitung.....	5
1.1	Das Cochlea-Implantat.....	5
1.2	Postoperative Bildgebung .....	7
1.3	Anatomie und Physiologie.....	8
1.4	Insertionstechnik .....	11
1.5	Fragestellung.....	12
2	Material und Methoden .....	13
2.1	Material .....	13
2.1.1	Ganzkopfpräparate .....	13
2.1.2	Cochlea Implantate.....	13
2.1.3	Implantationsvorgehen .....	18
2.1.4	Digitale Volumentomographie.....	18
2.1.5	Software.....	20
2.2	Methoden .....	20
2.2.1	Durchführung der digitalen Volumentomographie.....	20
2.2.2	Rohdaten .....	22
2.2.3	Messwerkzeug.....	25
2.2.4	Messparameter .....	26
3	Ergebnisse.....	30
3.1	Elektrodenlage .....	30
3.1.1	Breite der Cochlea .....	30
3.1.2	Lokalisation der Elektroden in der Cochlea.....	31
3.1.3	Faktor der Lokalisation bei der Elektrodenbreite.....	33
3.2	Durchmesser der Elektroden.....	34
3.2.1	Höhe der Elektroden im Ebenenvergleich .....	34
3.2.2	Breite der Elektroden im Ebenenvergleich.....	39
3.2.3	Höhe der Elektroden in verschiedenen Aufnahmeeinstellungen.....	44
3.3	Artefaktanteil der Elektroden in Abhängigkeit von der applizierten Strahlendosis .....	45
4	Diskussion .....	46
4.1	Diskussion der Methodik .....	46
4.1.1	Digitale Volumentomographie.....	46
4.1.2	Artefakte in der digitalen Volumentomographie .....	46
4.1.3	Messmethodik.....	46
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	48
4.2.1	Breite der Cochlea .....	48

4.2.2	Lokalisation der Elektroden in der Cochlea.....	48
4.2.3	Faktor der Lokalisation bei der Elektrodenbreite.....	50
4.2.4	Artefaktgröße im Ebenenvergleich.....	50
4.2.5	Höhe der Elektroden in verschiedenen Aufnahmeeinstellungen.....	52
4.2.6	Artefaktanteil der Elektroden in Abhängigkeit von der applizierten Strahlendosis .....	53
5	Zusammenfassung .....	55
6	Abstract.....	57
7	Literaturverzeichnis.....	59
8	Abkürzungsverzeichnis .....	65
9	Abbildungsverzeichnis .....	66
10	Tabellenverzeichnis.....	68
11	Diagrammverzeichnis .....	69
12	Verzeichnis der akademischen Lehrer .....	70
13	Danksagung .....	71

## 1 Einleitung

### 1.1 Das Cochlea-Implantat

Die ersten Versuche einer elektrischen Stimulation des auditorischen Systems liegen fast 2 Jahrhunderte zurück. Graf von Volta, der Erfinder der Batterie und Namensgeber für die Einheit der elektrischen Spannung versuchte Anfang des 18. Jahrhundert einen Hörnerv elektrisch zu stimulieren, indem er zwei Drähte in den äußeren Gehörgang legte. Dieses Verfahren wurde bei Gehörlosen benutzt in der Hoffnung den Hörnerv durch die elektrische Stimulation anregen zu können. 1957 beschrieb Djurno in Paris eine Möglichkeit, den Hörnerv über eine implantierte Drahtspule zu stimulieren. Von einem externen Induktor sollte ein Magnetfeld erstellt werden, welches an der Drahtspule verwertbare Potentialunterschiede auslöste. In Zusammenarbeit mit dem Otologen Eyries wurde nach Tierversuchen der erste Patient operiert. Dieser war unter Einsatz modulierender Spannungen imstande, einfache Worte zu verstehen. House und Urban führten 1961 die erste breite klinische Anwendung des Cochlea Implantats an mehreren hundert Patienten in Los Angeles durch. Diese Implantate waren einkanalig und wurden transkutan angelegt. 1967 begann Graeme Clark mit der Forschung an einem intracochleären Implantat. Nach Rücksprache mit Blair Simmons entschied er sich zu einer mehrkanaligen Stimulation. Erst in den 80er Jahren begann er die Implantation an Patienten (Lenarz 2013).

Das Cochlea-Implantat (CI) ist eine Hörprothese, die in das Innenohr implantiert wird, um ein beschädigtes auditorisches System zu umgehen. Durch elektrische Signale wird der Hörnerv direkt stimuliert und damit ein Sinneseindruck über den Hörnerv an das Gehirn weitergeleitet. Bislang sind weltweit über 300.000 Cochlea-Implantate bei hörgeschädigten Patienten implantiert worden. Bei Patienten, die von herkömmlichen Hörhilfen wenig oder gar keinen Nutzen haben ist die Implantation zum Standard der Versorgung von Innenohrschwerhörigkeit geworden.

Am meisten profitieren prälingual ertaubte Kinder von einer Versorgung mit einem CI (Strutz und Arndt 2010). Die Versorgung wird grundsätzlich bei prä- als auch postlingualer Ertaubung angewandt. Des Weiteren besteht bei bilateraler Ertaubung nach Meningitis eine Indikation zur Versorgung mit einem CI, sowie Kinder mit einem nicht adäquaten Restgehör das nicht ausreichend durch

## Einleitung

herkömmliche Hörgeräte verbessert werden kann. Es ist wichtig, eine frühe Versorgung mit Cochlea Implantaten durchzuführen, um einer Atrophie des Hörnervs und etwaigen Umbauprozessen im Gehirn vorzubeugen (Strutz und Arndt 2010). Bei Abwesenheit von auditorischen Reizen kommt es zu einer Umstrukturierung im Gehirn. Vor allem in den Arealen, die auditorische Funktionen besitzen. Im Laufe der Zeit werden diese Areale, die häufig multisensorisch geschaltet sind, vermehrt vom visuellen System in Anspruch genommen, was dazu führt, dass ertaubte Patienten ein besseres Sehvermögen haben. Dabei ist heute die bilaterale Versorgung die Regel. Es erleichtert das Richtungshören (Gordon et al. 2014) und verbessert das Sprachverstehen im Störbereich (Lenarz und Boenninghaus 2012).

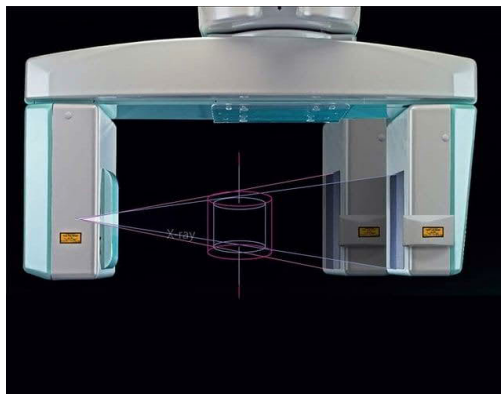
Der Erfolg einer Implantation hängt individuell vom Patienten ab. Dabei gibt es verschiedene Faktoren, die den Erfolg beeinflussen. Dazu gehören der Zeitpunkt der Ertaubung, Alter bei Implantation, Taubheitslänge, der Zustand der verbleibenden auditorischen Nervenfasern, Übung und Art des Cochlea-Implantats.

Das Cochlea-Implantat besteht aus zwei Komponenten. Ein implantierter Teil, der durch eine Operation eingefügt wird, sowie ein Teil der abnehmbar und von außen sichtbar ist. Der implantierte Teil besteht aus dem Elektrodenträger, der sich in der Scala tympani der Gehörschnecke befindet und aus einer Empfangseinheit, die hinter dem Ohr im Schädelknochen eingebettet ist. Im Elektrodenträger werden einzelne elektrische Impulse auf die Cochlea weitergegeben. Verbunden sind diese durch das Mastoid mit einem Kabel. Von der Empfangseinheit geht außerdem die Neutralelektrode aus. Der äußere Teil des Cochlea-Implantats ist der eigentliche Sprachprozessor, welcher hinter dem Ohr mit einer Sendespule magnetisch mit dem implantierten Teil des Cochlea-Implantats gekoppelt ist. Er besitzt ein Mikrofon zur Schallaufnahme und gibt die Informationen über Radiowellen transkutan auf das Implantat weiter. (Lenarz und Boenninghaus 2012).

## 1.2 Postoperative Bildgebung

In der Leitlinie zur CI-Versorgung ist die postoperative Bildgebung nach Implantation indiziert (DGHNOKHC Stand: 2012), um die korrekte Position der Elektrode in der Cochlea zu bestätigen. Mit der Bildgebung kann man Fehlinsertionen und Skalendislokationen feststellen. Des Weiteren spielt die postoperative Bildgebung auch bei der wissenschaftlichen Weiterentwicklung des Cochlea Implantats eine wichtige Rolle. So können Höreindrücke mit den Elektrodenpositionen bei Patienten verglichen werden um festzustellen, welche Position in der Cochlea die Beste ist.

Als Option zur herkömmlichen CT Aufnahme, welche momentan den Goldstandard für die postoperative Lagekontrolle der Elektroden darstellt (DGHNOKHC Stand: 2012), bietet die digitale Volumentomographie (DVT) eine strahlungsärmere, kosten- und zeitsparendere Alternative. Weiterhin wird die konventionelle Röntgendiagnostik regelhaft eingesetzt, welche jedoch aufgrund der geringen Aussagekraft kritisch betrachtet werden sollte. Ein herkömmliches CT bewirkt dabei eine bis zu 10-fache Strahlendosis einer DVT (Li 2013). Das Risiko durch diagnostische Röntgenstrahlung in seinem Leben an Krebs zu erkranken ist je nach Alter des Patienten unterschiedlich. Im steigenden Alter nimmt das Risiko ab, im jüngeren Lebensalter und vor allem bei Kindern sollte der Minimierung der Strahlenbelastung große Beachtung geschenkt werden.



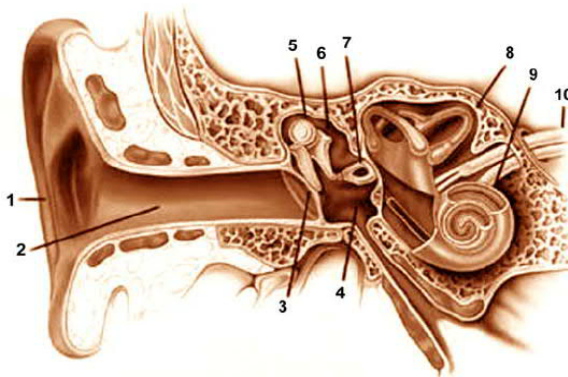
**Abbildung 1:** Rotationseinheit mit Emittter (links) und Flat-Panel Detektor (rechts). Die Röntgenstrahlen werden hier keilförmig abgegeben. Durch die Rotation um den Patienten entsteht ein zylindrisches Volumen. Quelle: Morita, Kyoto, Japan

## Einleitung

Die DVT ist ein dreidimensionales, bildgebendes Tomographie-Verfahren, das seinen Ursprung in der Zahnheilkunde hat. Die DVT wird in der HNO hauptsächlich für die Darstellung von knöchernen Strukturen der anterioren und lateralen Schädelbasis angewandt (Stutzki et al. 2015). Die ausgelöste Röntgenstrahlung wird bei der DVT keil- oder konusförmig eingeblendet und wird daraufhin von einem Flat-Panel Detektor registriert. Dabei rotiert der Emitter zusammen mit dem Detektor um den Kopf des Patienten, je nach Einstellung um 180° oder 360°. Durch diese Rotation entsteht ein zylinderförmiges Aufnahmevolumen, bestehend aus vielen Einzelaufnahmen. Die Volumengenerierung findet bei der DVT durch mathematische Rückprojektion aus mehreren einzelnen Projektionsaufnahmen statt (Gujer et al. 2013). Dieser Computeralgorithmus errechnet ein dreidimensionales Volumen bestehend aus sogenannten Voxeln. Dabei kommt es zu sogenannten Artefakten in der Nähe von hochdichten Strukturen wie der Elektroden der Cochlea-Implantate.

### 1.3 Anatomie und Physiologie

Das Felsenbein ist ein Knochen der lateralen Schädelbasis und ein Teil des Schläfenbeins. Vom Felsenbein umschlossen ist das Innenohr. Das Innenohr beinhaltet die Hörschnecke (Cochlea) und das Gleichgewichtsorgan, welches aus den drei Bogengängen, dem Sacculus und dem Utriculus besteht.



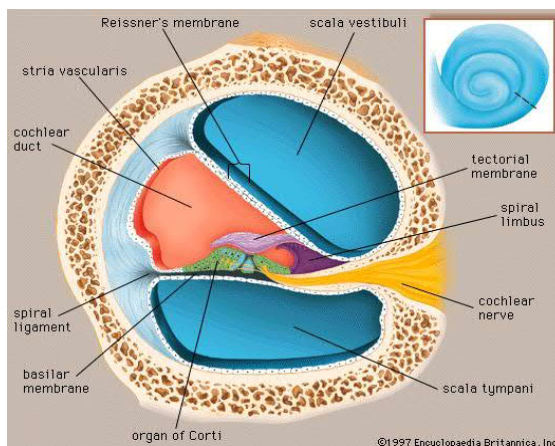
**Abbildung 2:** Anatomie des Felsenbeins. 1: Ohrmuschel 2: äußerer Gehörgang 3: Trommelfell 4: Mittelohr 5: Hammer 6: Amboss 7: Steigbügel 8: Felsenbein 9: Cochlea 10: N. vestibulocochlearis. Quelle: Simulation als Basis optimierter Cochlear Implant-Operation [https://www.researchgate.net/publication/259645025\\_Simulation\\_als\\_Basis\\_optimierter\\_Cochlear\\_Implant-Operation](https://www.researchgate.net/publication/259645025_Simulation_als_Basis_optimierter_Cochlear_Implant-Operation) [accessed Jan 17, 2017]



## Einleitung

Durch das Felsenbein hindurch und in direkter Nähe laufen wichtige Strukturen, die bei der Operation berücksichtigt werden sollten. Darunter fallen die Arteria carotis interna, der Nervus facialis, die Chorda tympani und der Nervus vestibulocochlearis.

Die Cochlea ist ein sensibles Organ, das für die Wahrnehmung von Geräuschen verantwortlich ist. In ihr werden Schallsignale zu Nervenimpulsen umgewandelt. Der Aufbau der Cochlea ist schneckenförmig. Sie ist in drei Etagen unterteilt, welche sie in voller Länge durchziehen. Die Gänge unterscheiden sich unter anderem an den verschiedenen Kaliumkonzentrationen (Endo- bzw. Perilymphe). Die Schnecke dreht sich ca. zweieinhalbmal um eine Achse (Modiolus). In diesem befinden sich Gefäße und Nerven (Lenarz und Boeninghaus 2012). Jede Cochlea weist morphologische Unterschiede und Größenunterschiede auf (Avci et al. 2014; Erixon et al. 2009). Diese anatomische Varianz ist eine weitere Begründung zur Visualisierung der individuellen Begebenheiten.

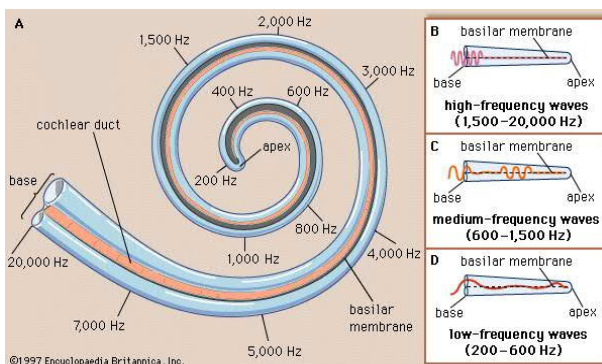


**Abbildung 3:** Querschnitt der Cochlea. Oben liegt die Scala vestibuli, dazwischen die Scala media (cochlear duct) und darunter die Scala tympani. Quelle: ©1997 Encyclopaedia Britannica, Inc.

## Einleitung

Die sich oberhalb befindende Scala vestibuli liegt an der Schneckebasis dem ovalen Fenster an. Sie ist durch die Reissner Membran von der Scala media getrennt. Unterhalb der Scala media liegt die Scala tympani, begrenzt durch die Basilarmembran. Auf der Basilarmembran in der Scala media sitzt das Corti-Organ, welches für die Umwandlung von mechanischen zu elektrischen Signalen verantwortlich ist. Die äußere Wand der Scala media wird das Ligamentum spirale genannt und beinhaltet die Stria vascularis. An der Schneckebasis liegt die Scala tympani dem runden Fenster an. Die Scala vestibuli und Scala tympani sind am Apex durch das Helicotrema miteinander verbunden und mit Perilymphe gefüllt, in der Scala media befindet sich Endolymphe (Lenarz und Boenninghaus 2012).

Beim physiologischen Hören gelangt der Schall über das äußere Ohr auf das Trommelfell, welches in Schwingung versetzt wird. Diese Schwingungen werden über Hammer, Amboss und Steigbügel weiter an das ovale Fenster gegeben. Durch diese mechanische Stimulation des Steigbügels am ovalen Fenster wird eine Wanderwelle ausgelöst, die sich weiter durch die Cochlea zum Apex ausbreitet. Die Auslenkung des Schneckengangs bewirkt eine Verschiebung der Tectorial-Membran, welche die Aktinfilamente der äußeren Haarzellen abknickt und dadurch über die inneren Haarzellen ein elektrisches Signal erzeugt. Dabei kommt es darauf an, an welcher Stelle der Cochlea die Auslenkung der Basilarmembran stattfindet. Im Bereich der Basis werden hohe Frequenzen abgebildet und im Bereich des Apex die niedrigen (Lenarz und Boenninghaus 2012).



**Abbildung 4:** Tonotopie der Cochlea: Die einzelnen Bereiche der Cochlea kodieren für eine bestimmte Frequenz. Hohe Frequenzen werden an der Cochleabasis (base) und tiefe Frequenzen an der Spitze (apex) dargestellt. Quelle: ©1997 Encyclopaedia Britannica, Inc.

## 1.4 Insertionstechnik

Der operative Standardzugangsweg, ist die posteriore Tympanotomie. Dabei wird nach Hautschnitt hinter dem Ohr das Mastoid eröffnet und ausgeräumt. Die hintere knöcherne Gehörgangswand bleibt erhalten. Nun wird der lange Ambossschenkel sichtbar, der uns neben dem dorsalen Labyrinthblock zur Orientierung dient. Zwischen dem Canalis facialis und dem Canaliculus chordae tympani liegt der Chorda-Facialis-Winkel. Der Knochen in diesem Winkel wird bis auf eine dünne Schicht abgetragen, wodurch der Zugang zur Paukenhöhle möglich wird. Dabei ist zu beachten, dass die Kanäle nicht eröffnet werden. In der Regel zeigt sich bei dieser Präparation die Wullstein-Zelle, eine pneumatisierte Zelle im oben beschriebenen Winkel. Durch diesen nun geschaffenen "unteren Paukenblick" wird die Fossula fenestrae cochleae sichtbar, in die das Cochlea Implantat inseriert werden kann. Bei diesem Zugangsweg besteht die Gefahr der Verletzung des Nervus facialis, der Chorda tympani sowie eine Luxation des Incus und der restlichen Gehörknöchelchenkette (Strutz und Arndt 2010).

Das runde Fenster wird durch Abtragen der Knochenüberhänge erweitert und daraufhin inzidiert. Anschließend wird das Implantat durch die erweiterte Rund-Fenster-Insertion in die Cochlea eingebracht. Aufgrund der anatomischen Variation der individuellen Rund-Fenster-Membran-Größe kann es intraoperativ zu Problemen bei der Insertion kommen. Souter et al. 2009 beschreibt eine Variation von 0,8 bis 1,75 mm<sup>2</sup>, sodass eine Insertion ohne Erweiterung der Rund-Fenster-Membran häufig nicht möglich ist. Durch die erweiterte Rund-Fenster-Membran Insertion wird in 95,1 % der Fälle eine korrekte Lage der Elektrode in der Scala tympani erreicht (Todd et al. 2009).

Als nächster Schritt wird das Implantat im Knochenbett fixiert und eine intraoperative Funktionsprüfung durchgeführt, indem durch elektrische Stimulation das Implantat den Hörnerven stimuliert und bei hoher Stromstärke der Stapediusreflex ausgelöst wird. Hierdurch kann eine erste orientierende Einstellung des Implantats vorgenommen werden. Der Empfänger wird hinter dem eröffneten Mastoid in ein gefrästes Knochenbett eingelassen und fixiert. Nach Schluss der Hautnaht ist die Operation abgeschlossen (Ohrchirurgie / Cochlea Implant 2017).

## 1.5 Fragestellung

Diese Doktorarbeit beschäftigt sich mit der Evaluation von Cochlea-Implantaten in der digitalen Volumentomographie. Es wurden vier unterschiedliche Cochlea-Implantate in vier verschiedene Ganzkopfpräparate eingesetzt. Die eingesetzten Implantate unterscheiden sich unter anderem im Aufbau und Verhalten in der Scala tympani. Um die individuellen Eigenschaften im DVT untersuchen und vergleichen zu können, wurden die CI jeweils in das linke Felsenbein implantiert. Das durch die Cochlea-Implantat-Elektroden hervorgerufene Artefakt soll auf Größe und Lokalisation überprüft werden, unter anderem in Abhängigkeit von Stromstärke, Spannung und Rotationswinkel. Je nach Einstellung variiert dabei die ausgeübte Strahlendosis. Dabei wird die Frage aufgeworfen, ab welcher Strahlendosis eine ausreichende Bildqualität gewährleistet werden kann, ob es eine optimale Dosis zur Beurteilung der Elektroden gibt, und ob im klinischen Alltag eine Dosisreduktion bei der postoperativen Diagnostik erreicht werden kann.

Die einzelnen Elektrodentypen sollen differenziert auf Position und Verhalten im DVT unterschieden werden. Dabei wird unter anderem die Lokalisation in der Cochlea und das dabei hervorgerufene Artefakt untersucht, um dieses mit den realen Maßen der Elektroden vergleichen zu können. Die Elektroden werden an unterschiedlichen Windungen der Cochlea darauf untersucht, ob die Elektrodenlokalisierung und Nähe zu knöchernen Strukturen des Felsenbeins das Artefakt beeinflusst. Es wird vor allem auf die Nähe zum Modiolus verglichen sowie die Scalenposition lokalisiert.

Diese Arbeit bildet des Weiteren die Grundlage zu einer klinischen Untersuchung von Patienten auf die Lage der Elektroden im Vergleich zur erzielten Hörleistung, um dadurch die optimale Lokalisation der Elektrode zu ermitteln.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Material

#### 2.1.1 Ganzkopfpräparate

Für die Versuchsreihe wurden insgesamt vier Ganzkopfpräparate von Körperspendern, die sich bereits zu Lebzeiten schriftlich einverstanden erklärt hatten ihren Leichnam der Wissenschaft zu spenden, herangezogen. Jedes Ganzkopfpräparat wurde mit einem Cochlea-Implantat im linken Felsenbein versorgt. Die Aufnahmen erfolgten zeitlich im Anschluss an die Implantation.

#### 2.1.2 Cochlea Implantate

In dieser Arbeit wurden vier Cochlea Implantate der Firma Cochlear® verwendet, welche sich aus einem Elektrodenarray bestehend aus 22 Elektroden zusammensetzen. Dabei wurden die radiologischen Durchmesser der Elektroden 1, 11 und 20 ausgemessen, sowie weitere Strukturen. Auf Abbildung 5 ist ein solches Cochlea Implantat dargestellt. Von dem Empfänger/Stimulator läuft ein 80 mm langes Kabel zum Elektrodenarray. Die Cochlea-Implantate besitzen zwei extracochleäre Neutralelektroden. Eine Platinelektrode am Empfänger/Stimulator und eine zweite, welche durch ein weiteres 60 - 80 mm langes Kabel mit dem Empfänger/Stimulator verbunden ist und in der Regel unter dem M. temporalis positioniert wird. Verwendet wurden die Elektroden CI 24RE, CI 422, CI 512 und CI 522 (nach Herstellerinformation, Cochlear, Sydney, Australien).



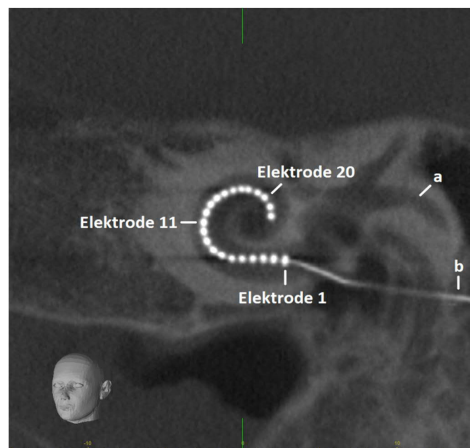
**Abbildung 5:** Cochlea-Implantat 24 RE. Hier dargestellt der Empfänger/Stimulator, welcher auf der Schädelkalotte positioniert wird. Von diesem gehen zwei Kabel ab: Das eine zur Neutralelektrode (hier Ballelektrode) und das andere zum eigentlichen Implantat, welches in die Cochlea inseriert wird. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien

## CI 24RE



**Abbildung 6:** Elektrode des Cochlea-Implantats 24RE. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien

Die Cochlear™ Nucleus® CI 24RE Elektrode ist eine der am häufigsten eingesetzten Cochlea Implantate. Die Elektrode ist für die Scala-tympani-Insertion über das runde Fenster konzipiert. Das 15 mm lange Elektrodenarray besitzt über 22 halbbandige Platinelektroden, die in unterschiedlichen Abständen auf einem Silikonträger angeordnet sind. Das eingeführte Elektrodenarray ist vorgebogen und soll sich dadurch besser an den Modiolus, und damit an den Hörnerven anlagern. Der basale Durchmesser beträgt 0,8 mm und der apikale 0,5 mm. An der Spitze befindet sich der sogenannte Softip™ mit einem Durchmesser von 0,2 mm, welcher das Insertionstrauma minimieren soll. Die zweite Neutralelektrode ist eine Ball-Elektrode mit einem Durchmesser von 1,5 mm. Diese ist an einem 80 mm langen Kabel befestigt, welches vom Empfänger/Stimulator ausgeht (nach Herstellerinformation, Cochlear, Sydney, Australien).



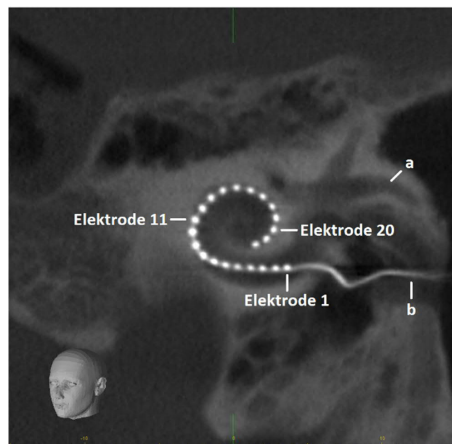
**Abbildung 7:** Elektrodenarray CI 24RE: Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Das Implantat liegt der medialen Cochleawand an. Die 22 Elektroden lassen sich problemlos voneinander unterscheiden. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft.

## CI 422



**Abbildung 8:** Elektrode des Cochlea-Implantats 422. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien

Die Cochlear™ Nucleus® CI 422 Elektrode eignet sich für die Insertion durch das runde Fenster und durch Cochleostomie. Das 20 mm lange Elektrodenarray besitzt über 22 halbbandige Platinelektroden, die in unterschiedlichen Abständen auf einem Silikonträger angeordnet sind. Die Platinelektroden sind auf der medialen Seite des Implantats angeordnet. Der basale Durchmesser beträgt 0,6 mm und der apikale 0,3 mm. An der Spitze befindet sich der sogenannte Softip™, welcher das Insertionstrauma minimieren soll. Die zweite Neutralelektrode ist eine Ball-Elektrode mit einem Durchmesser von 1,5 mm. Diese ist an einem 80 mm langen Kabel befestigt, welches vom Empfänger/Stimulator ausgeht (nach Herstellerinformation, Cochlear, Sydney, Australien).



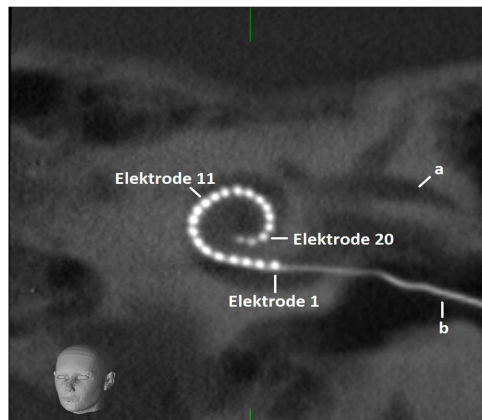
**Abbildung 9:** Elektrodenarray CI 422. Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Nach der ersten Biegung der Cochlea liegt das Implantat der lateralen Wand an. Die 22 Elektroden im Einzelnen lassen sich voneinander unterscheiden. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft.

## CI 512



**Abbildung 10:** Elektrode des Cochlea-Implantats 512. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien

Die Cochlear™ Nucleus® CI 512 Elektrode eignet sich durch die geringe Dicke des Empfängers/Stimulators (3,9 mm) vor allem zur Implantation bei Kindern. Die Elektrode ist für die Scala-tympani-Insertion über das runde Fenster konzipiert. Das eingeführte Elektrodenarray ist vorgebogen und soll sich dadurch besser an den Modiolus und damit an den Hörnerven anlagern. Das 15 mm lange Elektrodenarray besitzt über 22 halbbandige Platinelektroden, die in unterschiedlichen Abständen von 0,4 – 0,8 mm auf einem Silikonträger angeordnet sind. Der basale Durchmesser beträgt 0,8 mm und der apikale 0,5 mm. An der Spitze befindet sich der sogenannte Softip™, welcher das Insertionstrauma minimieren soll. Die zweite Neutralelektrode ist zylindrisch und besitzt einen Durchmesser von 0,6 mm und ist 7,3 mm lang. Diese ist an einem 60 mm langen Kabel befestigt, welches vom Empfänger/Stimulator ausgeht (nach Herstellerinformation, Cochlear, Sydney, Australien).



**Abbildung 11:** Elektrodenarray CI 512. Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Das Implantat liegt der medialen Cochleawand an. Die 22 Elektroden im Einzelnen lassen sich voneinander unterscheiden, Elektrode 21 und 22 befinden sich so weit apikal, dass sie nicht mehr als Ganze abgebildet werden können. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft.

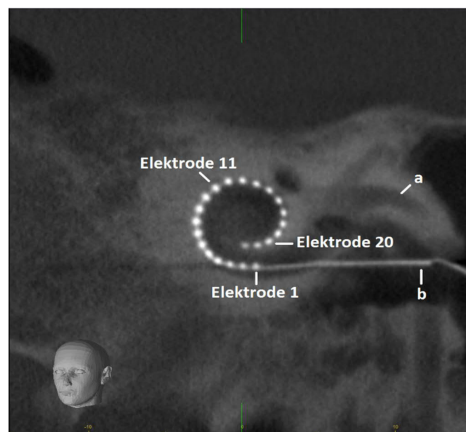


## CI 522



**Abbildung 12:** Elektrode des Cochlea-Implantats 522. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien

Die Cochlear™ Nucleus® CI 522 Elektrode eignet sich für die Insertion durch das runde Fenster und durch Cochleostomie. Das 19 mm lange Elektrodenarray besitzt über 22 halbbandige Platinelektroden, die in unterschiedlichen Abständen von 0,4 – 0,8 mm auf einem Silikonträger angeordnet sind. Der basale Durchmesser beträgt 0,6 mm und der apikale 0,3 mm. An der Spitze befindet sich der sogenannte Softip™, welcher das Insertionstrauma minimieren soll. Die zweite Neutralelektrode ist zylindrisch und besitzt einen Durchmesser von 0,6 mm und ist 7,3 mm lang. Diese ist an einem 60 mm langen Kabel befestigt, welches vom Empfänger/Stimulator ausgeht. Die zweite Neutralelektrode ist zylindrisch und besitzt einen Durchmesser von 0,6 mm und 7,3 mm Länge. Diese ist an einem 60 mm langen Kabel befestigt, welches vom Empfänger/Stimulator ausgeht (nach Herstellerinformation, Cochlear, Sydney, Australien).



**Abbildung 13:** Elektrodenarray CI 522. Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Das Implantat liegt bis auf die ersten Elektroden an der lateralen Cochleawand an. Die 22 Elektroden im Einzelnen lassen sich voneinander unterscheiden. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft.

Die vier Cochlea Implantate unterscheiden sich paarweise in der Größe der Elektroden (Siehe Tabellen 1 und 2).

CI 422 / CI 522	Höhe (height)	Breite (width)	Länge (length)
Elektrode 1	0.42	0.56	0.3
Elektrode 11	0.38	0.40	0.3
Elektrode 20	0.24	0.27	0.4

**Tabelle 1:** Reale Durchmesser der Elektroden des Cochlea-Implantats CI 422 und CI 522. Quelle: nach Herstellerangaben, Cochlear, Sydney, Australien.

CI 24RE / CI 512	Höhe (height)	Breite (width)	Länge (length)
Elektrode 1	0.5	0.7	0.3
Elektrode 11	0.4	0.6	0.3
Elektrode 20	0.3	0.4	0.3

**Tabelle 2:** Reale Durchmesser der Elektroden des Cochlea-Implantats CI 24RE und CI 512. Quelle: nach Herstellerangaben, Cochlear, Sydney, Australien.

### 2.1.3 Implantationsvorgehen

Die Cochlea-Implantate wurden nach erfolgter Mastoidektomie und posteriorer Tympanotomie durch eine erweiterte Rund-Fenster-Membran Insertion in die Schädel implantiert (siehe Einleitung 1.4).

### 2.1.4 Digitale Volumentomographie

Das für die radiologischen Aufnahmen der Ganzkopfpräparate verwendete Gerät ist ein Accu-I-tomo F17 (Morita, Kyoto, Japan). Abbildung 14 zeigt ein solches Gerät.

Der Accu-I-tomo F17 führt Aufnahmen mit einer Scanzeit von 5, 9, 18 und 30 Sekunden durch. Dabei lässt sich ein Aufnahmevolumen von 40 x 40 mm bis maximal 170 x 120 mm in verschiedenen Modi auswählen. Die Größe der Voxel beträgt je nach Aufnahme zwischen 0,08, 0,125 und 0,25 mm<sup>3</sup>. Pro Millimeter werden im DVT ca. 2,5 Linienpaare erzeugt. Das Gerät ist imstande, eine Zoomrekonstruktion zu erstellen und fährt bis zu 1000 Einzelbilder pro DVT Aufnahme. Die durchschnittliche Rekonstruktionszeit mit einem Xenon PC beträgt ca. 30-40 Sekunden.

Der Röntgenstrahler ist hochfrequent und erzeugt eine Röhrenspannung von 60 - 90 kV bei einer Stromstärke von 1 - 10 mA. Das Gerät verfügt über eine 14 bit Grauwert-Verarbeitung und einen Flat Panel Bilddetektor.



**Abbildung 14:** Accu-I-tomo F17 (Quelle: Morita, Kyoto, Japan)

Die Aufnahmen des Gerätes können in vier verschiedenen Modi erstellt werden. Im Hochauflösungs-Modus (HiRes) erhält man die höchstmögliche räumliche Auflösung, die sich in der Praxis am besten für kleinere Strukturen, wie zum Beispiel die Gehörknöchelkette eignet. Im Präzisions-Modus (HiFi) wird eine höhere Bilddatendichte angewandt, die verbessertes Zoomen erlaubt. Der Standardmodus (Std) eignet sich für Teil- und Übersichtsdarstellungen von Schläfenbein, Nasennebenhöhlen, Oberkiefer und Unterkiefer. Der Hochgeschwindigkeits-Modus (HiSpeed), bei dem die Aufnahmen in 10,5 bzw. 5,4 Sekunden (je nach Rotationswinkel) durchgeführt werden, eignet sich besonders für Patientenkollektive (z.B. Kleinkinder), die Probleme haben bei den Aufnahmen still zu halten, da sonst ein Verwacklungsartefakt entstehen würde (Aufnahme-Modi 3D Accuitomo 170).

### **2.1.5 Software**

Für die Einsicht der DVT Rekonstruktionen wurde die vorhandene Auswertungssoftware One Volume Viewer von i-Dixel 2.0 der Firma Morita verwendet.

In der Software One Volume Viewer wurde zur Auswertung die Schichtdicke 1 mm gewählt sowie die Skala auf 400% gestellt und die jeweiligen Positionachsen auf die zu untersuchende Elektrode eingestellt.

Um die Aufnahmen möglichst genau messen zu können, wurde jede zu vermessene Ebene aus der Software One Volume Viewer mit dem Programm "Snipping Tool" ausgeschnitten und zwischengespeichert, um daraufhin mit Gimp 2.8 vermessen zu werden.

## **2.2 Methoden**

### **2.2.1 Durchführung der digitalen Volumentomographie**

Um die Aufnahmen der Ganzkopfpräparate durchführen zu können mussten diese auf die geeignete Höhe im DVT-Gerät gelegt werden. Dazu wurden passende Lagerungskissen unter die Ganzkopfpräparate gelegt. Daraufhin wurde durch Laser die Positionierung der Ganzkopfpräparate verifiziert und eine Pilotaufnahme des Felsenbeins angefertigt um sicherzustellen, dass die Cochlea mit dem beinhaltenden Cochlea-Implantat vollständig auf dem Bild dargestellt ist.

Nach Kontrolle der Pilotaufnahme wurden die gewünschten Einstellungen am Gerät durchgeführt. Das Aufnahmenvolumen wurde mit 60 x 60 mm festgelegt, die Voxel-Größe als 0,125 mm<sup>3</sup> bestimmt. Nun wurden die Aufnahmen mit den jeweiligen Spannungseinstellungen von 80 - 90 kV, sowie der Stromstärke von 4-10 mA durchgeführt. Dabei wurde jede Aufnahme jeweils einmal mit 360° sowie 180° Rotationswinkel aufgenommen, wodurch 38 Aufnahmen pro Kopf und 152 insgesamt entstanden. Tabellen 3 und 4 stellen die durchgeführten Aufnahmen dar.

## Material und Methoden

Wie auf Tabellen 3 und 4 dargestellt, wurden von den 38 angefertigten Aufnahmen 32 in Standardeinstellung und von 6 Aufnahmen jeweils zwei mit den Einstellungen HiRes, HiSpeed und HiFi durchgeführt. Dabei wurde die Hälfte der 38 Aufnahmen jeweils in 180° und 360° Modus gemacht. Dabei kam es je nach Einstellung zu einer unterschiedlichen Strahlenbelastung und Aufnahmezeit.

Die einwirkende Strahlung ist von Belichtungszeit, Stromstärke, Spannung und Programmart abhängig und variierte bei den wie in Tabelle 3 und 4 dargestellten Aufnahmen zwischen 1,75 und 16 mGy. Diese wurde als Computed Tomography Dose Index (CTDI) berechnet.

	<b>90 kV</b>	<b>86 kV</b>	<b>84 kV</b>	<b>80 kV</b>
<b>360°</b>	10 mA	10 mA	10 mA	10 mA
	8 mA	8 mA	8 mA	8 mA
	6 mA	6 mA	6 mA	6 mA
	4 mA	4 mA	4 mA	4 mA
<b>180°</b>	10 mA	10 mA	10 mA	10 mA
	8 mA	8 mA	8 mA	8 mA
	6 mA	6 mA	6 mA	6 mA
	4 mA	4 mA	4 mA	4 mA

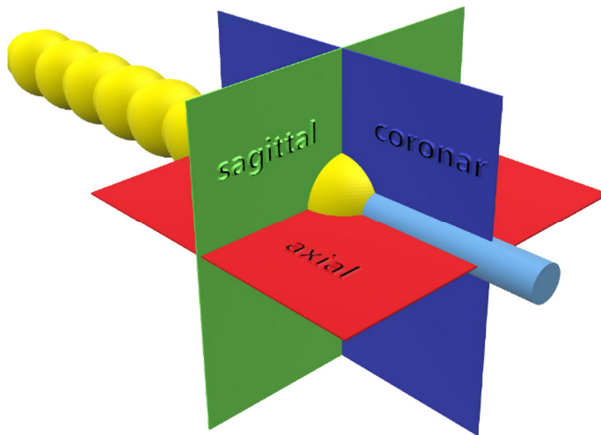
**Tabelle 3:** DVT Einstellungen im Standardmodus: Es wurden insgesamt 32 Aufnahmen im Standardmodus durchgeführt.

	<b>HiSpeed</b>	<b>HiFi</b>	<b>HiRes</b>
<b>360°</b>	90 kV / 10mA	90 kV / 8mA	90 kV / 8mA
<b>180°</b>	90 kV / 10mA	90 kV / 8mA	90 kV / 8mA

**Tabelle 4:** DVT Einstellungen mit den Programmoptionen Hispeed, HiFi und HiRes. Es wurden insgesamt 6 Aufnahmen in speziellen Modi durchgeführt.

### 2.2.2 Rohdaten

Die 152 Aufnahmen wurden durch das Programm One Volume Viewer rekonstruiert und durch dieses in coronarer, sagittaler und axialer Ebene dargestellt. Die bezeichneten Ebenen stehen orthogonal auf der jeweiligen Elektrode. Dabei ist coronar, etc. nicht gleich der coronaren Ebene einer herkömmlichen Röntgenaufnahme eines Schädels, sondern bezogen auf die frontale Ebene der Elektrode.



**Abbildung 15:** Darstellung der Ebenen von Elektrode 1: Die hier dargestellten drei Ebenen stehen orthogonal auf der jeweiligen Elektrode. Coronar=blau. Sagittal=grün. Axial=rot.

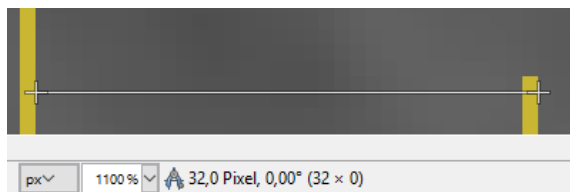
Der Kontrast und die Helligkeit wurden je nach Aufnahme so angepasst, dass eine gute Differenzierung zwischen den Elektroden und den umliegenden Strukturen stattfinden konnte. Um die radiologischen Durchmesser in ihrer maximalen Ausprägung messen zu können, wurden die Lokalisationskreuze auf die zu untersuchenden Elektroden, bzw. dem Kabel im Felsenbein senkrecht eingestellt. Das Lokalisationskreuz sollte dabei im Mittelpunkt der zu untersuchenden Struktur in jeder Ebene abgebildet sein. Des Weiteren wurden die Achsen rotiert, sodass sich die zu untersuchende Elektrode immer senkrecht zu den Bildachsen befand. Abbildungen 17 - 20 verdeutlichen dieses Vorgehen anhand der jeweiligen Elektroden und dem Kabel im Felsenbein.

Im Anschluss wurde die Skala auf 400 % eingestellt. Die Schichtdicke wurde bei 1 mm belassen.

## Material und Methoden

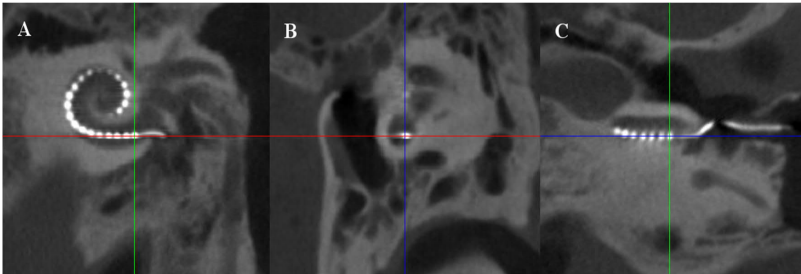
Als Nächstes wurden die Lokalisationskreuze ausgeblendet und die jeweilige Ebene einzeln durch das Programm "Snipping Tool" ausgeschnitten und für die Messungen gespeichert. Im Bildbearbeitungsprogramm "Gimp" Version 2.8 konnten nun die Messungen durchgeführt werden. Jede Messung wurde drei Mal durchgeführt und in einer separaten Excel Tabelle gespeichert, in der auch die Umrechnung zum metrischen System stattfand.

Da durch den Export das Längenmaß verloren ging, wurde mit Hilfe des mitexportierten Lineals gemessen, in welcher Relation Pixel zu Maßeinheit stehen. In Abbildung 16 wird dargestellt, dass 1 mm 32 Pixel sind.

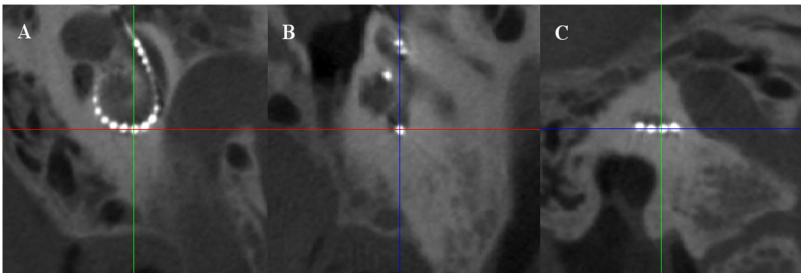


**Abbildung 16:** Längenmaß in Gimp 2.8: 32 Pixel entsprechen 1 mm.

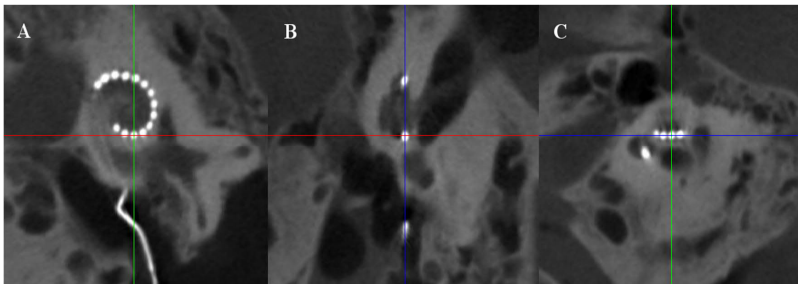
## Material und Methoden



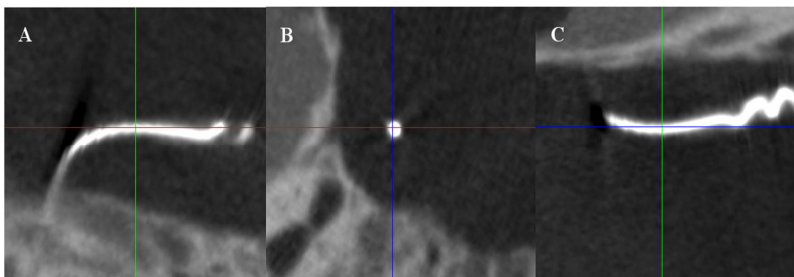
**Abbildung 17:** Darstellung der Elektrode 1 mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial. Die blaue Linie stellt dabei die coronare, die grüne die sagittale und die rote die axiale Schnittebene dar.



**Abbildung 18:** Darstellung von Elektrode 11 mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial.



**Abbildung 19:** Darstellung von Elektrode 20 mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial.

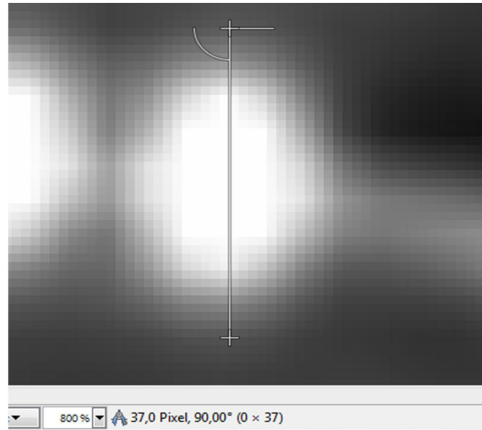


**Abbildung 20:** Darstellung des Kabels im Felsenbein mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial.



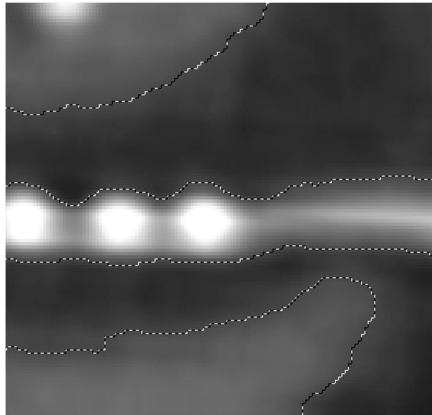
### 2.2.3 Messwerkzeug

Die Messungen wurden durch das Ansetzen des Messwerkzeugs senkrecht zur Elektrodenmitte durchgeführt. Auf Abbildung 21 wird exemplarisch an Elektrode 1 die gemessene Höhe dargestellt. Am unteren Bildrand werden dabei die gemessenen Pixel angegeben. Aus der Pixelsumme konnte daraufhin die Länge berechnet werden.



**Abbildung 21:** Messung in Gimp 2.8: Messung der Höhe der Elektrode in der coronaren Ebene, am unteren Bildrand wird die Größe als Pixelsumme dargestellt. Durch diese lässt sich die Größe des radiologischen Durchmessers berechnen. Hier  $37/32 = 1,16$  mm.

Im Bildbearbeitungsprogramm Gimp wurde die Funktion „Zauberstab“ benutzt, die bei Variation des Schwellenwertes zwischen 15 und 25 als Entscheidungshilfe fungierte. Diese Funktion wählt Grauwerte aus einem gewählten Areal aus und umschließt gleiche Graustufen in einem gewählten Bereich (Schwellenwert) mit einer gestrichelten Linie. In Abbildung 22 ist an Elektrode 1 aufgeführt, wie das Programm verschiedene Grautöne unterscheidet.



**Abbildung 22:** Zauberstab: Darstellung der Elektrode 1 in Gimp 2.8 mit dem Tool Zauberstab bei einem Schwellenwert von 20. Eine Abgrenzung von Strukturen ist hier schon mithilfe des Programms möglich.

## 2.2.4 Messparameter

Für diese Arbeit wurden die radiologischen Durchmesser der Elektroden 1, 11 und 20 ausgemessen, die Breite der Cochlea an den jeweiligen Elektroden und deren Abstand zur lateralen Cochleawand. Zudem wurde der Kabeldurchmesser im Felsenbein vermessen. Im Folgenden werden die einzelnen untersuchten Strukturen vorgestellt. Tabelle 5 dient zur Übersicht.

### Höhe der Elektrode

Die Höhe der Elektrode stellt den radiologischen Durchmesser der jeweiligen Elektrode in der senkrechten Ebene dar. In Abbildung 23 und 24 wird die Höhe der Elektrode durch die senkrechte, blaue Linie dargestellt.

### Breite der Elektrode

Die Breite der Elektrode konnte durch das Vermessen des horizontalen radiologischen Durchmessers der Elektrode in der sagittalen Aufnahme sowie der vertikale Durchmesser in der axialen Aufnahme erlangt werden. In Abbildung 24 und 25 wird die Breite der Elektrode durch die rote Linie dargestellt.

### Länge der Elektrode

Die Länge der Elektrode wurde durch den horizontalen radiologischen Durchmesser in der coronaren Ebene sowie dem horizontalen Durchmesser in der axialen Ebene vermessen. Dabei war die Länge der Elektrode schwer zu vermessen, da sich die Artefakte der einzelnen Elektroden häufig überschneiden. In Abbildung 23 und 25 wird sie durch die grüne Linie dargestellt.

### **Breite der Cochlea 1**

Die Breite der Cochlea 1 wurde in der coronaren Ebene gemessen. Es wurde dabei die Breite an der jeweiligen Elektrode gemessen, wozu eine senkrechte Linie durch die Elektrodenmitte gezogen wurde. In Abbildung 23 wird sie durch die orange Linie dargestellt.

### **Breite der Cochlea 2**

Die Breite der Cochlea 2 wurde in der axialen Ebene gemessen. Es wurde dabei die Breite an der jeweiligen Elektrode gemessen, wozu ebenso eine senkrechte Linie durch die Elektrodenmitte gezogen wurde. In Abbildung 25 wird sie durch die lila Linie dargestellt.

### **Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 1**

Der Abstand zwischen Elektrode und lateraler Cochleawand 1 wurde in der coronaren Ebene durch Ansetzen des Messwerkzeugs zwischen unterem Elektrodenrand und lateraler Cochleawand vermessen. In Abbildung 23 wird sie durch die gelbe Linie dargestellt.

### **Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 2**

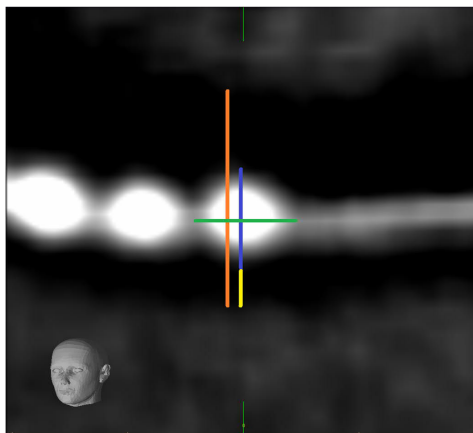
Der Abstand zwischen Elektrode und lateraler Cochleawand 2 wurde in der axialen Ebene durch Ansetzen des Messwerkzeugs zwischen unterem Elektrodenrand und lateraler Cochleawand vermessen. In Abbildung 25 wird sie durch die türkise Linie dargestellt (nicht vorhanden in Abbildung da Elektrode der lateralen Cochleawand anliegt).

### **Kabeldurchmesser im Felsenbein**

An einer Stelle im Felsenbein, an der das Kabel möglichst gerade, ohne Anlagerung an den Knochen entlangläuft und keine Biegung aufweist, wurde dessen Höhe (blau) und Breite (rot) in allen 3 Ebenen bestimmt. Siehe dafür Abbildung 26 A - C.

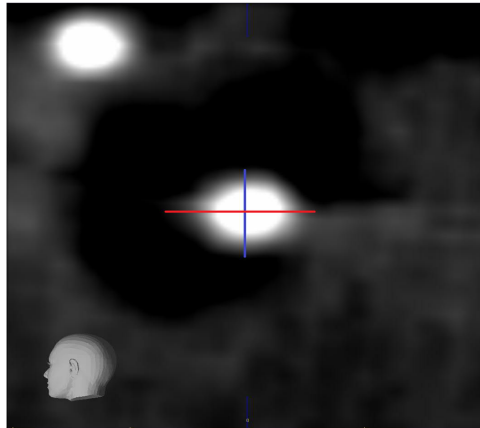
Radiologischer Durchmesser	Ebene	Abbildungung	Farbe
Höhe der Elektrode	coronar und sagittal	23 & 24	Blau
Breite der Elektrode	sagittal und axial	24 & 25	Rot
Länge der Elektrode	coronar und axial	23 & 24	Grün
Breite der Cochlea 1	coronar	23	Orange
Breite der Cochlea 2	axial	25	Lila
Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 1	coronar	23	Gelb
Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 2	axial	25	Türkis
Höhe des Kabels im Felsenbein	coronar und sagittal	26 A & B	Blau
Breite des Kabels im Felsenbein	sagittal und axial	26 B & C	Rot

**Tabelle 5:** Auflistung der gemessenen radiologischen Durchmesser mit Verzeichnis der Abbildungen und Übersicht der Ebenen in welchen diese gemessen wurden. Die durchgeführten Messungen wurden mithilfe von verschiedenfarbigen Linien dargestellt.

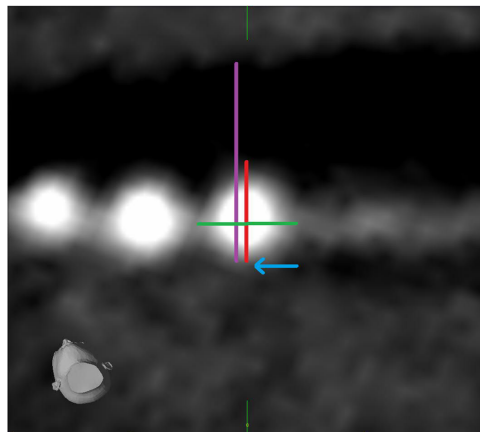


**Abbildung 23:** Messung von Elektrode 1 - coronar: Blaue Linie= Höhe der Elektrode. Grüne Linie= Länge der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode, Orange Linie= Breite der Cochlea 1, Gelbe Linie= Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 1

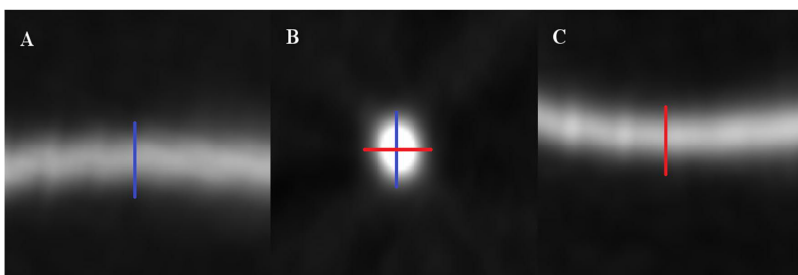
## Material und Methoden



**Abbildung 24:** Messung von Elektrode 1 - sagittal: Blaue Linie= Höhe der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode



**Abbildung 25:** Messung von Elektrode 1 - axial: Grüne Linie= Länge der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode. Lila Linie= Breite der Cochlea 2. Türkiser Pfeil= Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 2 (hier gleich 0 da die Elektrode der Wand anliegt).



**Abbildung 26:** Messung vom Kabel: A: Coronar B: Sagittal C: Axial. Blaue Linie: Höhe des Kabels. Rote Linie: Breite des Kabels.

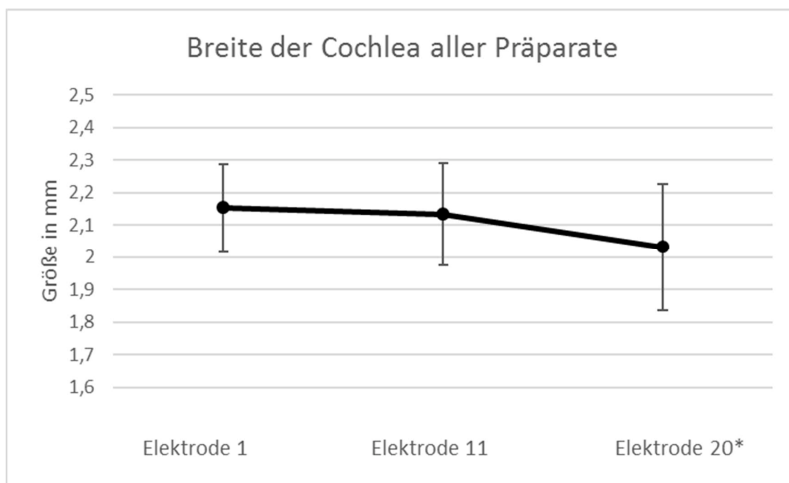
### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Elektrodenlage

Die vier Elektrodenarrays wurden an den einzelnen Elektroden 1, 11 und 20 auf Lage überprüft. Dabei wurde der Durchmesser der Cochlea an dieser Position ausgemessen und daraufhin der Abstand zur medialen und lateralen Cochleawand vermessen.

##### 3.1.1 Breite der Cochlea

Der Durchmesser der Cochlea aller Ganzkopfpräparate nimmt von basal nach apikal ab, wobei der Durchmesser an Elektrode 1 mit  $2,15 \pm 0,14$  mm am höchsten und an Elektrode 20 mit  $2,03 \pm 0,19$  mm am geringsten ist. Zwischen der Breite an Elektrode 1 und der Breite an Elektrode 11 besteht kein signifikanter Unterschied. Die Breite an Elektrode 20 ist jedoch signifikant kleiner als die an Elektrode 1 und 11.



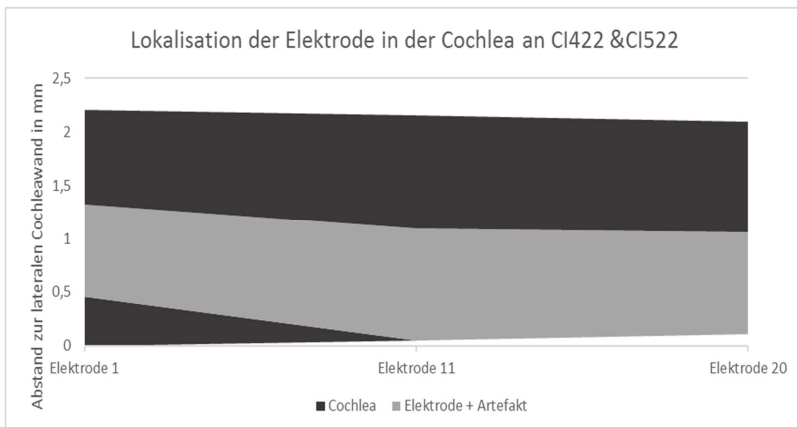
**Diagramm 1:** Breite der Cochlea aller Ganzkopfpräparate. Signifikanz dargestellt mit \*.

### 3.1.2 Lokalisation der Elektroden in der Cochlea

Da sich die Elektrodenarrays der CI 422 und CI 522 jeweils nur passiv den Cochleawindungen anpassen und die Elektrodenarrays der CI24RE und CI512 sich durch aktive Beugung dem Modiolus anlagern sollen, werden diese als zwei Gruppen verglichen. Die Unterschiede im Abstand zur Cochleawand zwischen diesen Gruppen waren an jeder Elektrode signifikant (Elektrode 1:  $p < 0,001$ ; Elektrode 11:  $p < 0,001$ ; Elektrode 20:  $p < 0,001$ ).

#### 3.1.2.1 CI 422 & CI 522

Die Elektrodenarrays der CI 422 und CI 522 wurden zusammen untersucht. Elektrode 1 befindet sich wie in Diagramm 2 dargestellt mittig gelegen in der Cochlea. Der durchschnittliche Abstand zur lateralen Cochleawand beträgt hier 0,46 +/- 0,09 mm. An Elektrode 11 und 20 liegt das radiologische Artefakt vollständig der lateralen Cochleawand an.

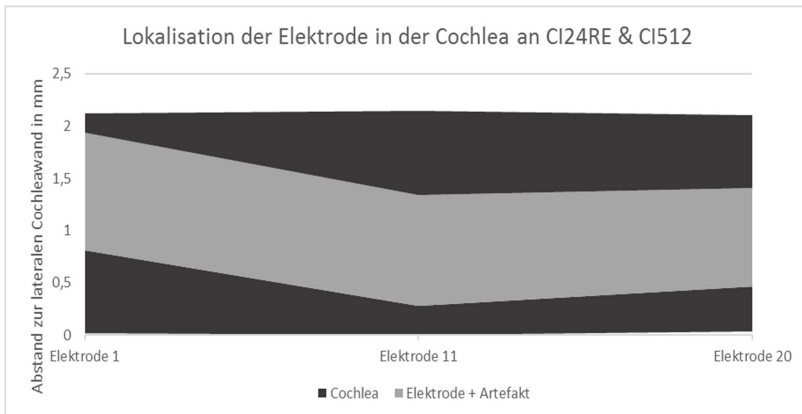


**Diagramm 2:** Lokalisation der Elektrode in der Cochlea an CI 422 & CI 522: Die graue Fläche stellt den radiologisch gemessenen Durchmesser der Elektrode in der Cochlea dar. Die schwarze Fläche die restliche Cochlea. Der untere Rand des Diagramms wird durch die laterale Cochleawand gebildet und der obere Rand durch die mediale.

## Ergebnisse

### 3.1.2.2 CI 24RE & CI 512

Die Elektrodenarrays der CI 24RE und CI 512 wurden zusammen untersucht. Der durchschnittliche Abstand zur lateralen Cochleawand beträgt an Elektrode 1 0,79 +/- 0,1 mm und nähert sich zwar im weiteren Verlauf der Cochlea der lateralen Cochleawand an, berührt diese jedoch nicht. An Elektrode 11 beträgt der durchschnittliche Abstand 0,28 +/- 0,1 mm und an Elektrode 20 0,42 +/- 0,07 mm.

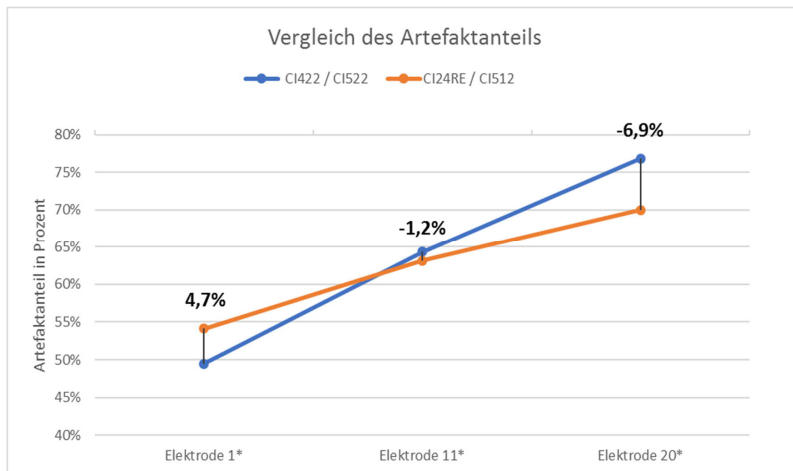


**Diagramm 3:** Lokalisation der Elektrode in der Cochlea an CI 24RE & CI 512: Die graue Fläche stellt den radiologisch gemessenen Durchmesser der Elektrode in der Cochlea dar. Die schwarze Fläche die restliche Cochlea. Der untere Rand des Diagramms wird durch die laterale Cochleawand gebildet und der obere Rand durch die mediale.



### 3.1.3 Faktor der Lokalisation bei der Elektrodenbreite

Da nun festgestellt werden konnte, dass sich die beiden Implantatgruppen von der Position in der Cochlea unterscheiden, wird untersucht ob dies eine Auswirkung auf die Visualisierung der Elektrodenbreite hat. Im folgenden Diagramm wird der Unterschied des Artefaktanteils der Höhe von Elektrode 1, 11 und 20 untersucht. An Elektrode 1 befinden sich alle Implantate in der Cochleamitte, und die Elektrodengruppe CI 24RE / CI 512 ist größer als die Elektroden der Gruppe CI 422 / CI 522. Der Artefaktanteil erscheint bei den CI 422 und 522, die an Elektrode 11 und 20 der Cochleawand anliegen größer als bei den CI 24RE und CI 512, die sich in der Cochleamitte befinden. An Elektrode 1 ist der Artefaktanteil von der Elektrodengruppe CI 422 / CI 522 4,7 % kleiner als der Artefaktanteil der Elektrodengruppe CI 24RE / CI 512. An Elektrode 11 ist der Artefaktanteil von der Elektrodengruppe CI422 / CI522 1,2 % größer als der Artefaktanteil der Elektrodengruppe CI 422 / CI 522. Dieser Unterschied wächst bei Elektrode 20 auf 6,9 % an. Die Unterschiede sind an jeder Elektrode signifikant ( $p_1 < 0,001$ ;  $p_{11} < 0,001$ ;  $p_{20} < 0,001$ ).



**Diagramm 4:** Vergleich des Artefaktanteils der Implantatgruppen. Signifikanz dargestellt mit \*.

## **3.2 Durchmesser der Elektroden**

Die Durchmesser der Elektroden 1, 11 und 20 wurden in verschiedenen Ebenen gemessen und verglichen. In Abhängigkeit von Schnittebene, Aufnahmeeinstellungen und CTDI wurde der Durchmesser untersucht.

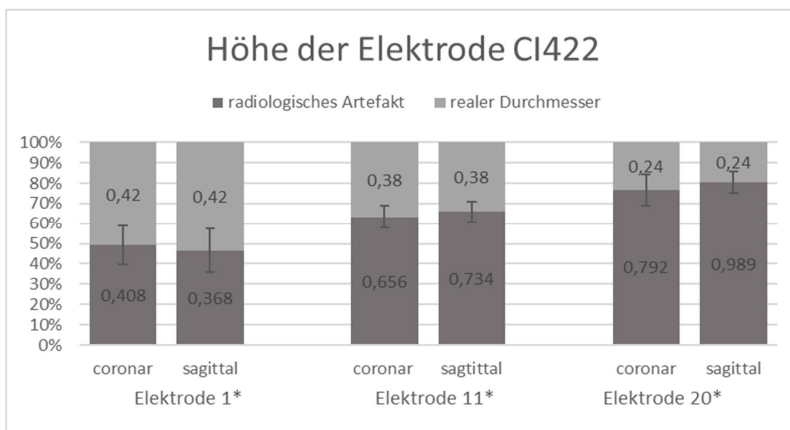
### **3.2.1 Höhe der Elektroden im Ebenenvergleich**

Die Höhe der jeweiligen Elektroden wurde in coronarer sowie sagittaler Ebene erfasst. Die durchschnittlich gemessene Höhe an allen Elektrodenarrays beträgt in der coronaren Ebene an Elektrode 1 1,00 +/- 0,16 mm, an Elektrode 11 1,05 +/- 0,05 mm und an Elektrode 20 0,95 +/- 0,09 mm. In der sagittalen Ebene ist Elektrode 1 0,94 +/- 0,15 mm, Elektrode 11 1,11 +/- 0,10 mm und Elektrode 20 1,15 +/- 0,23 mm groß.

In den folgenden Diagrammen ist die Höhe als Anteil des radiologischen Artefakts am gemessenen Durchmesser dargestellt. Dieser wird zwischen den Schnittebenen verglichen und in Relation zur realen Höhe der Elektrode gestellt. Dabei besteht meist ein signifikanter Unterschied zwischen den Ebenen. Der Artefaktanteil aller Implantate beträgt an Elektrode 1 51,79 +/- 4,86 %, an Elektrode 11 63,75 +/- 2,77 % und an Elektrode 20 73,42 +/- 5,74 % des radiologisch gemessenen Durchmessers. Der Anteil des radiologischen Artefakts am gemessenen Durchmesser steigt zur Cochleaspitze signifikant an ( $p_{1/11} < 0,001$ ;  $p_{11/20} < 0,001$ ).

### 3.2.1.1 Höhe der Elektroden des CI 422 im Ebenenvergleich

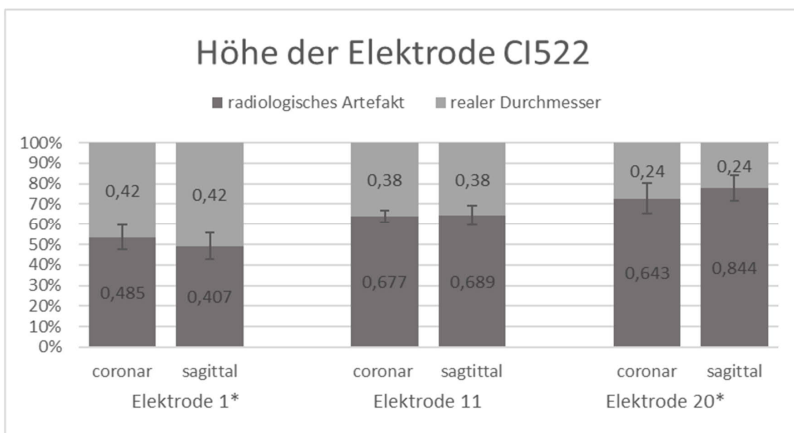
Der Anteil der Höhe des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 422 unterscheidet sich an jeder Elektrode signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. Der Anteil des radiologischen Artefakts vergrößert sich nach apikal stetig. Elektrode 1 ist die einzige, an welcher der sagittale Durchmesser kleiner ist als der coronare. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 48,95 +/- 4,20 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 46,33 +/- 4,58 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt ( $p = 0,01$ ). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 63,19 +/- 2,14 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 65,78 +/- 1,88 % in der sagittalen Ebene ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 76,60 +/- 1,85 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 80,39 +/- 1,27 % des gemessenen radiologischen Durchmessers ( $p < 0,001$ ).



**Diagramm 5:** Höhe der Elektrode CI 422. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit \*.

### 3.2.1.2 Höhe der Elektroden des CI 522 im Ebenenvergleich

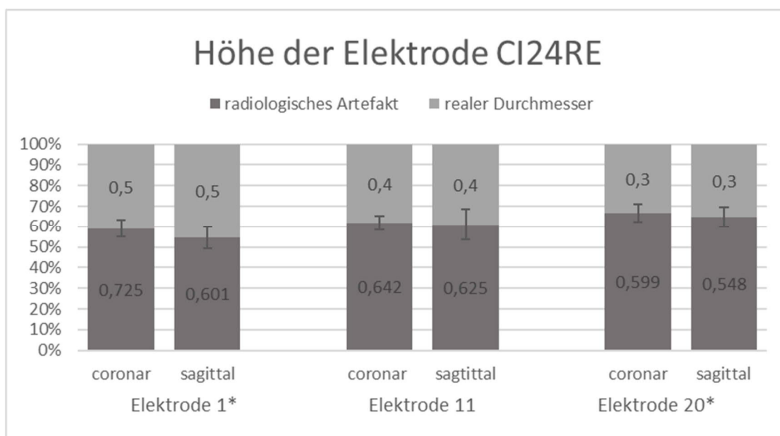
Der Anteil der Höhe des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 522 unterscheidet sich an Elektrode 1 und 20 signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. Das gemessene radiologische Artefakt an Elektrode 11 ist in der coronaren sowie sagittalen Ebene gleich groß. Der Anteil des radiologischen Artefakts vergrößert sich nach apikal stetig. An Elektrode 1 ist der sagittale Durchmesser kleiner als der coronare. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 53,44 +/- 2,72 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 49,04 +/- 2,76 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 64,01 +/- 1,18 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 64,35 +/- 1,81 % in der sagittalen Ebene ( $p=0,341$ ). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 72,72 +/- 1,76 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 77,77 +/- 1,45 % des gemessenen radiologischen Durchmessers ( $p < 0,001$ ).



**Diagramm 6:** Höhe der Elektrode CI 522. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit \*.

### 3.2.1.3 Höhe der Elektroden des CI 24RE im Ebenenvergleich

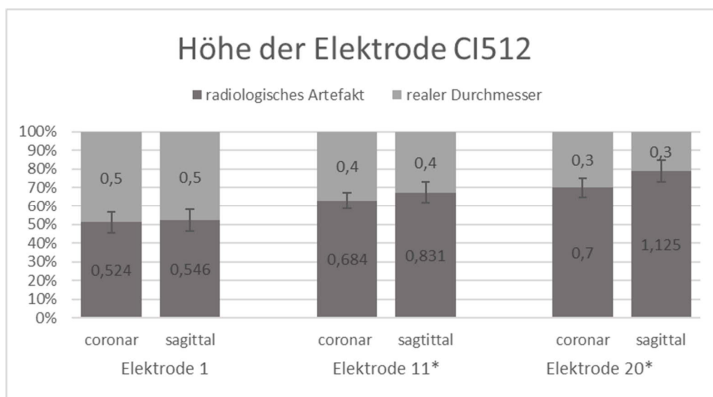
Der Anteil der Höhe des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 24RE unterscheidet sich an Elektrode 1 und 20 signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. Das gemessene radiologische Artefakt an Elektrode 11 ist in der coronaren sowie sagittalen Ebene gleich groß. Der Anteil des radiologischen Artefakts vergrößert sich nach apikal stetig. An Elektrode 1 ist der sagittale Durchmesser kleiner als der coronare. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 59,09 +/- 1,94 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 54,46 +/- 2,63 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 61,55 +/- 1,33 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 60,79 +/- 2,63 % in der sagittalen Ebene ( $p = 0,12$ ). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 66,57 +/- 1,24 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 64,58 +/- 1,42 % des gemessenen radiologischen Durchmessers ( $p < 0,001$ ).



**Diagramm 7:** Höhe der Elektrode CI 24RE. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit \*.

### 3.2.1.4 Höhe der Elektroden des CI 512 im Ebenenvergleich

Der Anteil der Höhe des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 512 unterscheidet sich an Elektrode 11 und 20 signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. Das gemessene radiologische Artefakt an Elektrode 1 ist in der coronaren sowie sagittalen Ebene gleich groß. Der Artefaktanteil vergrößert sich nach apikal stetig. An Elektrode 1 ist der sagittale Durchmesser kleiner als der coronare. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 60 +/- 2,82 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 52,01 +/- 3,03 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt (p = 0,14). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 63,01 +/- 1,77 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 67,34 +/- 2,32 % in der sagittalen Ebene (p < 0,001). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 69,94 +/- 1,53 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 78,82 +/- 1,68 % des gemessenen radiologischen Durchmessers (p < 0,001).



**Diagramm 8:** Höhe der Elektrode CI 512. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit \*.

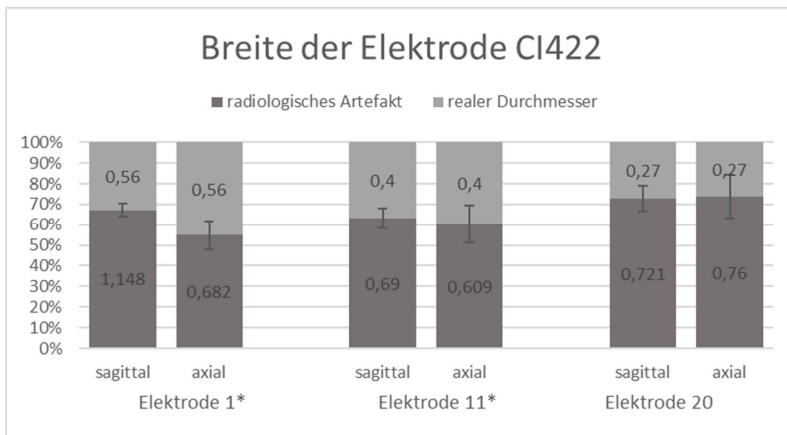
### 3.2.2 Breite der Elektroden im Ebenenvergleich

Die Breite der jeweiligen Elektroden wurde in sagittaler sowie axialer Ebene erfasst. Die durchschnittlich gemessene Breite an allen Elektrodenarrays beträgt in der sagittalen Ebene an Elektrode 1 1,53 +/- 0,19 mm, an Elektrode 11 1,18 +/- 0,13 mm und an Elektrode 20 1,13 +/- 0,16 mm. In der axialen Ebene ist Elektrode 1 1,23 +/- 0,13 mm, Elektrode 11 1,10 +/- 0,15 mm und Elektrode 20 1,07 +/- 0,12 mm breit.

In den folgenden Diagrammen ist die Breite als Anteil des radiologischen Artefakts am gemessenen Durchmesser dargestellt. Dieser wird zwischen den Schnittebenen verglichen und in Relation zur realen Breite der Elektrode gestellt. Dabei besteht meist ein signifikanter Unterschied zwischen den Ebenen. Der Artefaktanteil aller Implantate beträgt an Elektrode 1 66,00 +/- 4,96 %, an Elektrode 11 65,31 +/- 3,79 % und an Elektrode 20 75,33 +/- 2,13 % des radiologisch gemessenen Durchmessers. Elektrode 1 unterscheidet sich nicht signifikant von Elektrode 11, wohingegen zwischen Elektrode 11 und 20 ein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann ( $p_{1/11} = 0,053$   $p_{11/20} < 0,001$ ).

### 3.2.2.1 Breite der Elektroden des CI 422 im Ebenenvergleich

Der Anteil der Breite des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 422 unterscheidet sich an Elektrode 1 und 11 signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. An Elektrode 1 besteht im Vergleich zu den anderen Elektroden ein großer Unterschied zwischen sagittaler und axialer Breite. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 75,35 +/- 1,28 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 65,93 +/- 2,90 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 65,04 +/- 1,81 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 62,06 +/- 3,26 % in der sagittalen Ebene ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 75,69 +/- 1,51 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 76,44 +/- 2,35 % des gemessenen radiologischen Durchmessers ( $p = 0,10$ ).

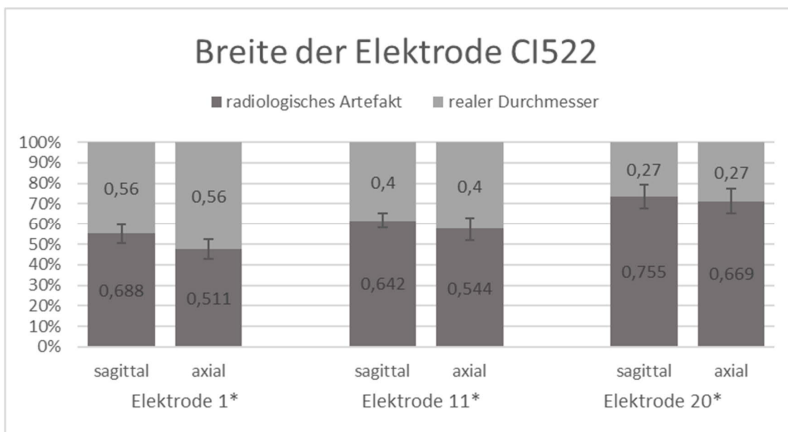


**Diagramm 9:** Breite der Elektrode CI 422. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit \*.



### 3.2.2.2 Breite der Elektroden CI 522 im Ebenenvergleich

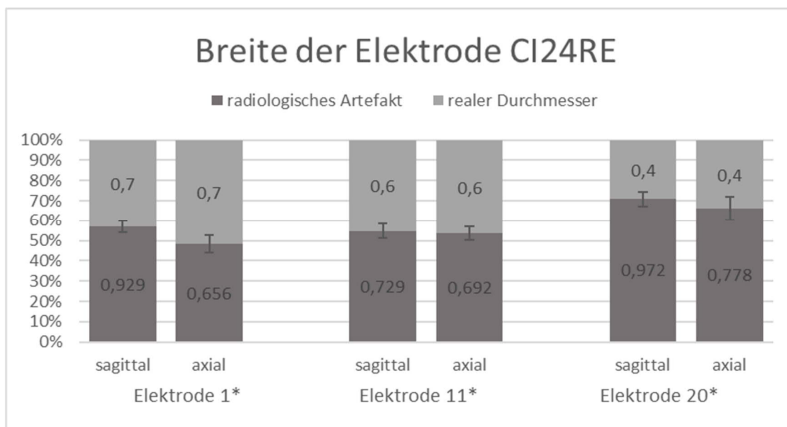
Der Anteil der Breite des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 522 unterscheidet sich an allen Elektroden signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. An Elektrode 1 besteht im Vergleich zu den anderen Elektroden ein großer Unterschied zwischen sagittaler und axialer Breite. Der Artefaktanteil vergrößert sich nach apikal stetig. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 66,23 +/- 2,00 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 60,68 +/- 2,03 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 63,50 +/- 1,35 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 59,62 +/- 2,01 % in der sagittalen Ebene ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 76,51 +/- 1,44 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 74,36 +/- 1,45 % des gemessenen radiologischen Durchmessers ( $p < 0,001$ ).



**Diagramm 10:** Breite der Elektrode CI 522. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit \*.

### 3.2.2.3 Breite der Elektroden des CI 24RE im Ebenenvergleich

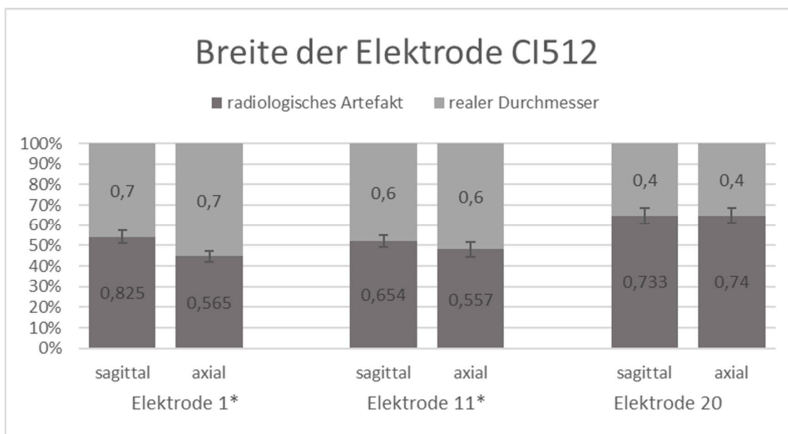
Der Anteil der Breite des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 24RE unterscheidet sich an allen Elektroden signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. An Elektrode 1 besteht im Vergleich zu den anderen Elektroden ein großer Unterschied zwischen sagittaler und axialer Breite. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 69,25 +/- 1,39 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 63,00 +/- 2,26 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt ( $p < 0,001$ ). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 69,83 +/- 1,61 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 68,98 +/- 1,38 % in der sagittalen Ebene ( $p=0,015$ ). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 78,09 +/- 1,07 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 74,44 +/- 1,64 % des gemessenen radiologischen Durchmessers ( $p < 0,001$ ).



**Diagramm 11:** Breite der Elektrode CI 24RE. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit \*.

### 3.2.2.4 Breite der Elektroden des CI 512 im Ebenenvergleich

Der Anteil der Breite des radiologischen Artefakts am gemessenen radiologischen Durchmesser bei dem Elektrodenarray des CI 512 unterscheidet sich an Elektroden 1 und 11 signifikant zwischen coronarer und sagittaler Ebene. An Elektrode 1 besteht im Vergleich zu den anderen Elektroden ein großer Unterschied zwischen sagittaler und axialer Breite. Das radiologische Artefakt der Elektrode 1 in der coronaren Ebene beträgt 67,14 +/- 1,61 % des gemessenen radiologischen Durchmessers, wohingegen das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene 60,42 +/- 1,23 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt (p < 0,001). An Elektrode 11 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 68,05 +/- 1,22 % des gemessenen radiologischen Durchmessers im Vergleich zu 65,36 +/- 1,42 % in der sagittalen Ebene (p < 0,001). An Elektrode 20 beträgt das radiologische Artefakt in der coronaren Ebene 73,47 +/- 1,13 % des gemessenen radiologischen Durchmessers und das radiologische Artefakt in sagittaler Ebene beträgt 73,64 +/- 1,00 % des gemessenen radiologischen Durchmessers (p = 0,49).



**Diagramm 12:** Breite der Elektrode CI 512. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit \*.

### 3.2.3 Höhe der Elektroden in verschiedenen Aufnahmeeinstellungen

In Abhängigkeit von Stromstärke, Spannung und Rotationswinkel wurden die Elektrodenarrays der CI 422 und CI 522, sowie CI 24RE und CI 512 als Paare untersucht. Der Anteil der Höhe des radiologischen Artefakts an dem gemessenen Durchmesser der Elektrode 1 wird im Folgenden dargestellt.

#### 3.2.3.1 CI 422 & CI 522

Bei der Gruppe der Elektroden CI 422 und CI 522 entstehen augenscheinlich die höchsten Durchmesser bei niedriger und hoher Spannung. Unter den Einstellungen 84 kV, 10 mA sowie 180° Rotation ist der Artefaktanteil am gemessenen Durchmesser mit 54,95 +/- 0,36 % am größten. Am geringsten ist der Artefaktanteil am gemessenen Durchmesser bei 80 kV, 8 mA und 180° mit 46,48 +/- 3,51 %.

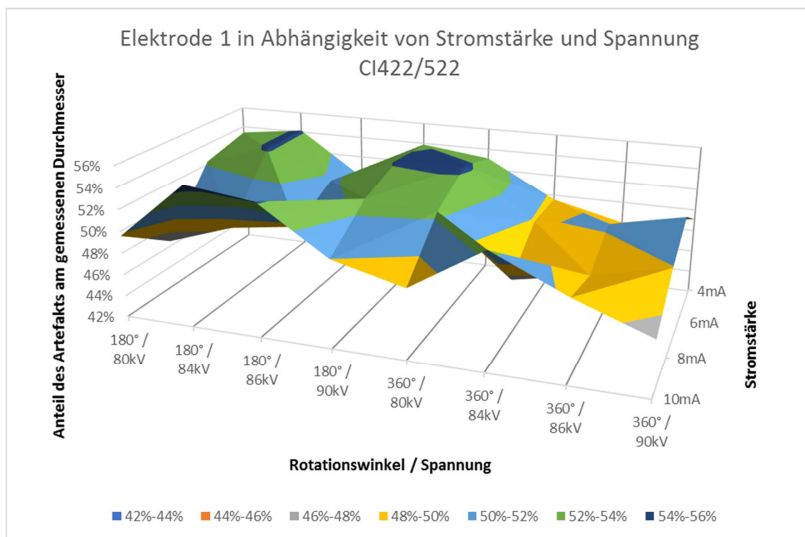


Diagramm 13: Artefaktanteil in Abhängigkeit von Stromstärke, Spannung und Rotationswinkel.

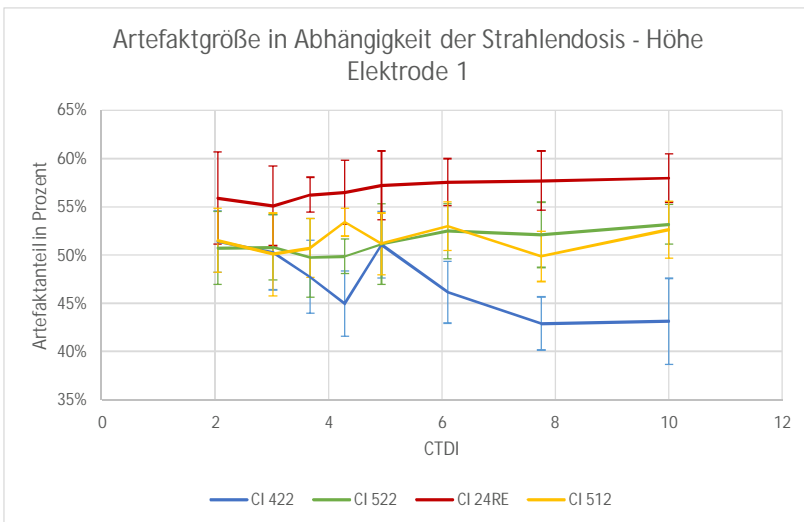
#### 3.2.3.2 CI 24 RE & CI 512

Bei der Gruppe der Elektroden CI 24 RE und CI 512 ist ebenfalls unter den Einstellungen 84 kV, 10 mA sowie 180° Rotation der Artefaktanteil am gemessenen Durchmesser mit 57,87 +/- 6,96 % am größten. Am geringsten ist der Artefaktanteil am gemessenen Durchmesser bei 80 kV, 6 mA und 180° mit 50,19 % +/- 7,59 %.

### 3.3 Artefaktanteil der Elektroden in Abhängigkeit von der applizierten Strahlendosis

Die Aufnahmen wurden in Abhängigkeit von der eingewirkten Strahlendosis verglichen. Die auf den Patienten eingewirkte Dosis wird durch das DVT-Gerät berechnet und in CTDI angegeben.

Die Artefaktgröße scheint wie in Diagramm 14 dargestellt nicht von der Strahlendosis abhängig zu sein. Außer bei der Elektrode CI 422 lässt sich keine Signifikanz mit steigender Strahlendosis feststellen.



**Diagramm 14:** Artefaktanteil in % in Abhängigkeit zur Strahlendosis (CTDI).

## **4 Diskussion**

### **4.1 Diskussion der Methodik**

#### **4.1.1 Digitale Volumentomographie**

Die digitale Volumentomographie ist eine etablierte Methode zur Darstellung von Strukturen und wird in vielen Studien als gleichwertig im Vergleich zu einer herkömmlichen CT Aufnahme gewertet (Theunisse et al. 2015). Komori et al., 2013 sehen die DVT einem herkömmlichen CT in der Beurteilung vom Felsenbein als überlegen an. Dabei wird eine hohe Strahlenbelastung des Auges vermieden. Die DVT ist auch für die Darstellung von knöchernen Mittel- und Innenohrstrukturen gut geeignet und zeigt bei niedriger Strahlenbelastung eine teilweise überlegende Darstellungsqualität im Vergleich zu herkömmlichen CT Aufnahmen (Gupta et al. 2004).

Die DVT eignet sich zur exakten Darstellung von intracochleären Elektroden (Dalchow et al. 2006) und ruft nach Aschendorff et al. 2004 wenig Metallartefakte auf. Durch die DVT kann eine valide Aussage zur Elektroden- und Skalenlage getroffen werden (Aschendorf et al. 2007, Aschendorf et al. 2011). Außerdem können Aussagen bezüglich Skalensprünge getroffen werden.

#### **4.1.2 Artefakte in der digitalen Volumentomographie**

In der DVT entstehen durch hochdichte Strukturen (z.B. Elektroden) Aufhärtungs- und Auslöschungsartefakte (Schulze et al. 2010). Diese entstehen häufig in Strahlengangsrichtung (Schulze et al. 2011; Fu et al. 2007) und erschweren die Beurteilung anliegender Strukturen wie beispielsweise der Cochlea. Außerdem ist die Ausbildung von sogenannten Moire Mustern (Aliasing Artefakte), sich wiederholende Streifen im Bild, beschrieben (Schulze et al. 2011; Mueller 1998; Mueller et al. 1999). Des Weiteren führen im klinischen Alltag die langen Umlaufzeiten zu Verwacklungsartefakten, die bei höherer Ortsauflösung zunehmen (Lee et al. 2008). Das Bildrauschen bei der DVT ist im Vergleich zur CT höher (Kalender et al. 2007; Pauwels et al. 2012).

#### **4.1.3 Messmethodik**

Um die radiologischen Artefakte ausmessen zu können wurden die zu untersuchenden Objekte in iDixel Software in den jeweiligen Ebenen zentriert und vergrößert. Wie beschrieben (siehe Kapitel 2.1.5) wurden diese daraufhin mittels Snipping Tool exportiert und in Gimp ausgemessen. Auch andere wissenschaftliche

Arbeiten verwenden Gimp als frei zugängliche Bearbeitungssoftware (Schönberger et al. 2010). Durch den Export aus der DVT Software durch das Snipping Tool nach Gimp kommt es zu einer Minderung der Auflösung entsprechend der maximalen Auflösung der jeweiligen Anzeige (in diesem Fall 1920 x 1080). Die jeweilige Vergrößerung eines Abschnittes in Gimp führt daher zur Sichtbarkeit von einzelnen Pixeln. Die Vermessung der Daten fand durch die Überleitung des Maßstabes von der DVT Software zu Gimp statt. Das importierte Maßband besaß dabei eine Länge von 32 Pixel, was 1 mm entsprach. Eine Messung konnte daher nur mit 1/32 mm (entsprechend 0,031 mm) Genauigkeit durchgeführt werden. Als Alternative wäre es möglich gewesen das iDixel Längenmaß zur Vermessung zu verwenden. Dieses ist in der Verwendung jedoch ungenauer.

Aufgrund der hohen Anzahl der Messdaten kann es beim Untersucher mit steigender Untersuchungszahl zur Änderung des Messverhaltens kommen. Durch die Verwendung der Gimp Software ist die Vergrößerung einzelner Bildabschnitte einfacher. Außerdem wird der subjektive Fehler durch die Verwendung der Funktion Zauberstab verringert. Vor allem beim Betrachten der einzelnen cochleären Strukturen kann es mit der Zeit zu einer Änderung des Messverhaltens des Untersuchers kommen. Um diesen Fehler vorzubeugen wird die Funktion Zauberstab benutzt. Es erleichtert die Wahl der Strukturgrenzen und führt zu konstanteren Ergebnissen. Verschiedene Arbeiten auf anderen Gebieten beschreiben die Nutzung von Analysewerkzeugen in Bildbearbeitungsprogrammen als hilfreich und sehen diese als gleichwertig zur herkömmlichen manuellen Messung an ( $p < 0,001$ ) (Lehr et al. 1997; Jacques et al. 2013).

Nach dem von Verbist et al. 2010 eingeführten Consensus-Panel wird der Modiolus als Mittelpunkt der durchgeführten Messungen verwendet mit dem Ziel die Vergleichbarkeit von Studien auf diesem Gebiet zu steigern. Diese Arbeit versucht sich diesem Panel anzulehnen.

Die untersuchten Messparameter wurden in dem Schnittbild ausgemessen, in dem sich die jeweils zu untersuchende Elektrode in ihrer maximalen Breite darstellte. Die jeweiligen Ebenen wurden orthogonal zu den Elektroden gestellt, um eine bestmögliche Vergleichbarkeit der Messungen zu erreichen. Dabei wurden die Messwerkzeuge durch den Mittelpunkt der jeweiligen Elektrode geführt. Daher kommt es jedoch je nach Lage der Elektrode oder Insertionstiefe zu Unterschieden bei der Breite der gemessenen Cochlea.

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **4.2.1 Breite der Cochlea**

Die Breite der Cochlea nimmt in Ihrem Verlauf von basal nach apikal bei jedem Ganzkopfpräparat ab. Dies ist vergleichbar mit anderen Arbeiten auf diesem Feld (Diogo et al. 2016). Dabei unterscheiden sich 1/3 der Messwerte signifikant voneinander. Dies hat zum einen die Ursache, dass jede Cochlea morphologische Unterschiede und Größenunterschiede aufweist. Diese anatomische Varianz ist bereits in zahllosen Arbeiten beschrieben (Avci et al. 2014; Erixon et al. 2009). Ein weiterer Grund liegt in dem methodischen Ansatz der Messungen. So wurde der Durchmesser der Cochlea an der Elektrode 1, 11 und 20 gemessen. Berücksichtigen wir unterschiedliche Insertionstiefen der Elektrodenarrays entstehen bei jedem Elektrodenarray unterschiedliche Messpunkte bzw. Lokalisationen, an denen die Breite der Cochlea gemessen wurde. Außerdem ist die Schnittebene auf die Elektrode zentriert, was häufig nicht zu einer maximalen Abbildung der Cochlea führt. Da jedoch die Fragestellung auf die Größe des Elektrodenartefakts als Teil des radiologisch gemessenen Durchmessers in der Cochlea bezogen ist sind die Absolutmaße der Cochlea vernachlässigbar. Bei Elektrode 11 und 20 kommt es zu einer Überlagerung des radiologischen Artefakts mit der lateralen Cochleawand, wodurch eine exakte Messung erschwert wird. Dies war vor allem bei Elektrode 11 und 20 der CI 422 und CI 522 der Fall. Die Elektroden dieser Gruppe lagern der lateralen Cochleawand an.

### **4.2.2 Lokalisation der Elektroden in der Cochlea**

Um die Eigenschaften der verschiedenen Elektrodengruppen zu vergleichen wurde die Elektrodenposition innerhalb der Cochlea bestimmt. Die Elektroden der CI 422 und CI 522 (Straight) sind nicht vorgebogen und passen sich passiv den Windungen der Cochlea an, wohingegen die Elektroden der CI 24RE und CI 512 (Contour Advance) sich durch Vorbeugung an die mediale Cochleawand anschmiegen sollen. Die Ergebnisse bestätigen dies. Elektrode 11 und 20 der geraden CI-Gruppe liegen an der lateralen Wand an und liegen modiolusfern. Im direkten Vergleich dazu liegen die Elektroden 11 und 20 der Contour Advance Gruppe nicht direkt an der lateralen Cochleawand an und befinden sich damit näher am Modiolus der Cochlea. Dies hat praktikable Gründe. Man erhofft sich dabei einen gezielteren Stimulus des Cochleanerven. Außerdem werden mögliche Insertionstraumata vermieden. Die gerade Elektrodengruppe weist hingegen ein



## Diskussion

erhöhtes Insertionstrauma auf. Das Anstoßen der Elektroden an die laterale Cochleawand bei der ersten Cochleawindung ruft Spannungszuständen hervor, was zu Skalensprüngen und Verletzungen der Cochlea führen kann.

Wie im Teil „Material und Methoden“ auf Abbildungen 7, 9, 11 und 13 dargestellt, ist in den Übersichtsaufnahmen bereits ein Unterschied der Elektrodenlage bei den unterschiedlichen Elektrodenmodellen festzustellen. Dieser Unterschied wird im Ergebnis Teil durch die genaue Untersuchung der einzelnen Elektroden bestätigt. So besteht von an den untersuchten Elektroden ein signifikanter Unterschied bezüglich der intracochleären Lage der Elektroden. Während die Elektroden der Contour Advance Reihe perimodulär liegen, sind die geraden Elektrodenarrays modiolusfern lokalisiert.

Der Sinn der perimodulär angelegten Elektroden besteht unter der Prämisse, dass modiolusnahe Elektroden zu einer verbesserten Hörwahrnehmung führen und eine geringere Stimulationsschwelle erreichbar ist. Damit wird auch eine flächige Stimulation der Cochlea zu vermeiden und es soll zu einer besseren Ortsauflösung kommen (Wardrop et al. 2005).

1993 hat bereits Shepherd et al. eine Korrelation bezüglich Elektrodenlage und BERA-Schwelle in den Hörschnecken von Katzen beschrieben. So konnte eine Verringerung Hörschwelle durch Annäherung der Elektroden an den Modiolus erreicht werden (Wardrop et al. 2005). Im Vergleich dazu steht eine aktuelle Arbeit von Davis 2016, bei der Cochleaimplantate auf eine Korrelation zwischen Modiolusabstand und der Unbehaglichkeitsschwelle bei Patienten untersucht wurden. Dabei konnte jedoch nur eine minimale Auswirkung vom Modiolusabstand auf das Comfortniveau beim Patienten Implantat-übergreifend festgestellt werden.

Weitere Literatur bringt die perimoduläre Elektrodenposition mit vermehrten Traumen in Verbindung (Tycocinski et al. 2000; Wardrop et al. 2005). Aus diesem Grund wurden neue Elektrodenarrays mit Soft Tips versehen um damit das Trauma-Risiko zu vermindern.

Ein neuer Ansatz besteht in der Verwendung eines Nickel Titanium inlays, die durch shape memory effect (SME) eine Transition bei Temperaturänderung erreichen können. Damit wird die Form des Elektrodenarrays um die perimoduläre Position des Cochlea Implantats nach Insertion erreicht (Rau et al. 2016) und ein Insertionstrauma könnte minimiert werden.

### **4.2.3 Faktor der Lokalisation bei der Elektrodenbreite**

In den vorangegangenen Teilen dieser Arbeit wurde bereits erläutert, dass der radiologische Durchmesser der Cochlea im Verlauf nach apikal stetig abnimmt. Allgemein gilt, dass mit abnehmendem Cochlea-Durchmesser die genaue Lokalisation der Elektrode schwieriger wird.

Wie bereits dargestellt nimmt der Anteil am radiologisch gemessenen Artefakt nach apikal zu. Dieser Zuwachs ist nahezu linear. Bei der geraden Elektrodengruppe ist der Artefakt-Zuwachs größer als in der Gruppe der Contour Advance Elektroden. Die gerade Elektrodengruppe erfährt einen Zuwachs von über 25 % im direkten Vergleich zwischen apikaler und basaler Elektrode, wohingegen der Artefaktanteil der Contour Advance Elektrodengruppe nur um ca. 15 % zunimmt. Ein Ansatz zum Verständnis dieses Phänomens ist die Lokalisation der einzelnen Elektroden. Bei der geraden Elektrodengruppe kommt es zu einer Überlagerung von Cochleawand und radiologischem Elektrodenartefakt und damit zu einer künstlichen Vergrößerung des jeweiligen Artefakts, da die genauen Grenzen der Elektrode nicht mehr differenziert werden können. Bei den apikalen Elektroden kommt es unabhängig vom Elektrodentyp umso häufiger zu einer Überlagerung von Elektrode und Cochleawand. Die Lokalisation der Elektrode ist dennoch mit geringen Einschränkungen möglich.

### **4.2.4 Artefaktgröße im Ebenenvergleich**

Es wurden die radiologischen Durchmesser der Elektroden 1, 11 und 20 im Vergleich zu ihrem realen Durchmesser in Abhängigkeit der beschriebenen Ebenen erfasst.

Der Artefaktanteil am radiologisch gemessenen Elektrodendurchmesser nimmt wie bereits erläutert nach apikal hin signifikant zu. Die Arbeiten von Diogo et al. 2014 und Güldner et al. 2012 kommen zu dem Ergebnis, dass der Anteil des radiologischen Artefakts ca. 50 % des gemessenen radiologischen Durchmessers beträgt. Diese Ergebnisse sind in der hier vorliegenden Arbeit jedoch nur für die erste Elektrode reproduzierbar. Sobald der reale Elektrodendurchmesser abnimmt steigt in Relation der Anteil des Artefakts. An Elektrode 20 beträgt der Artefaktanteil des radiologisch gemessenen Durchmessers zum Teil bis zu 80 %. Man kann daher zu dem Schluss kommen, dass der radiologisch gemessene Artefakt Durchmesser von vielen Faktoren abhängig ist und nicht unbedingt reproduzierbar ist.

## Diskussion

Im Ergebnisteil 3.2 werden insgesamt 24 Bildebenen-Paare gegenübergestellt um zu unterscheiden, ob die Messungen je nach Beobachtungsebene reproduzierbar sind. Im Vergleich unterscheiden sich die radiologisch gemessenen Artefakt-Durchmesser in 19 von 24 verglichenen Ebenenpaaren signifikant voneinander. Dabei sind Unterschiede von über 10 % möglich. Es besteht ein geringer Unterschied der gemessenen Elektrodenhöhe im Vergleich coronarer zur sagittalen Ebene. Der Unterschied der gemessenen Elektrodenbreite zwischen sagittaler und axialer Ebene ist größer, wobei die axial gemessene Elektrodenbreite dabei signifikant kleiner als die im sagittalen Fenster ist.

Die radiologischen Bilder wurden mit einer Schichtdicke von 1 mm rekonstruiert. Die Elektroden selbst weisen jedoch nur einen Durchmesser von 0,24 bis 0,5 mm auf. Bei kleinerem Elektrodendurchmesser kann daher eine größere Messungengenauigkeit erwartet werden.

<b>Elektrode 1 Höhe</b>						
<b>CI</b>	<b>CORONAR (mm)</b>	<b>SAGITTAL (mm)</b>	Real (mm)	Artefaktanteil in %		Diff in %
422	0,83 +/- 0,07	0,79 +/- 0,07	0,42	<b>49,28</b>	<b>46,71</b>	<b>2,58</b>
522	0,90 +/- 0,05	0,83 +/- 0,04	0,42	<b>53,58</b>	<b>49,18</b>	<b>4,40</b>
24RE	1,22 +/- 0,06	1,10 +/- 0,06	0,5	<b>59,18</b>	<b>54,60</b>	<b>4,57</b>
512	1,02 +/- 0,06	1,05 +/- 0,06	0,5	<b>51,15</b>	<b>52,19</b>	<b>-1,04</b>

**Tabelle 6:** Höhe der Elektrode 1 im Ebenenvergleich.

<b>Elektrode 11 Höhe</b>						
<b>CI</b>	<b>CORONAR (mm)</b>	<b>SAGITTAL (mm)</b>	Real (mm)	Artefaktanteil in %		Diff in %
422	1,04 +/- 0,06	1,11 +/- 0,06	0,38	<b>63,31</b>	<b>65,88</b>	<b>-2,57</b>
522	1,06 +/- 0,03	1,07 +/- 0,05	0,38	<b>64,05</b>	<b>64,44</b>	<b>-0,39</b>
24RE	1,04 +/- 0,04	1,03 +/- 0,08	0,40	<b>61,60</b>	<b>60,98</b>	<b>0,62</b>
512	1,08 +/- 0,05	1,23 +/- 0,09	0,40	<b>63,09</b>	<b>67,49</b>	<b>-4,41</b>

**Tabelle 7:** Höhe der Elektrode 11 im Ebenenvergleich.

<b>Elektrode 20 Höhe</b>						
<b>CI</b>	<b>CORONAR (mm)</b>	<b>SAGITTAL (mm)</b>	Real (mm)	Artefaktanteil in %		Diff in %
422	1,03 +/-0,08	1,23 +/- 0,08	0,24	<b>76,75</b>	<b>80,47</b>	<b>-3,72</b>
522	0,88 +/-0,06	1,08 +/- 0,07	0,24	<b>72,84</b>	<b>77,87</b>	<b>-5,03</b>
24RE	0,90 +/-0,03	0,85 +/- 0,03	0,30	<b>66,61</b>	<b>64,64</b>	<b>1,97</b>
512	1,00 +/-0,05	1,43 +/- 0,12	0,30	<b>70,01</b>	<b>78,95</b>	<b>-8,95</b>

**Tabelle 8:** Höhe der Elektrode 20 im Ebenenvergleich.

#### **4.2.5 Höhe der Elektroden in verschiedenen Aufnahmeinstellungen**

Wie im Teil Methodik (siehe Kapitel 2.2.1) beschrieben wurden die Parameter Spannung, Stromstärke und Rotationswinkel/ Expositionsdauer angepasst, um den Einfluss dieser auf den radiologisch gemessenen Elektrodendurchmesser zu untersuchen. Wie in Tabelle 4 dargestellt, entstehen 32 mögliche Kombinationen. Die angegebenen Parameter sind gleichzeitig auch die dosisrelevanten Einflussfaktoren.

Die Kontrastauflösung einer CT ist primär abhängig von der Strahlendosis (mA, kV, Expositionsdauer), wobei die Detailauflösung durch Matrix und Schichtkollimation bedingt ist (Alkadhi et al. 2011). In dieser Arbeit wurden Stromstärke, Spannung und Expositionsdauer angepasst um festzustellen, ob diese Parameter einen Einfluss auf die Größe des Artefakts besitzen. Die Dosis verhält sich zur Stromstärke linear und zur Spannung quadratisch (Konietzko et al. 2001).

Die Elektroden wurden durch Anpassung der Stromstärke, Spannung und des Rotationswinkels untersucht. Im Weiteren wurde überprüft, ob diese Parameter einen Einfluss auf die gemessene Größe des Artefaktanteils am gemessenen radiologischen Durchmesser haben. Dabei wurden die unterschiedlichen Elektrodengruppen CI 422 und CI 522 (Straight) und CI 24RE und CI 512 (Contour Advance) jeweils unabhängig voneinander untersucht. Es konnte keine Abhängigkeit der einzelnen Parameter zur Größe des Artefaktanteils am radiologisch gemessenen Durchmesser festgestellt werden. Es kommt zu einer hohen Variation der Messwerte, jedoch scheint dies nicht kausal mit Stromstärke, Spannung und Rotationswinkel verbunden zu sein.

Die Einstellung, bei der in beiden Artefaktgruppen der Artefaktanteil am radiologischen Durchmesser am größten dargestellt wurde ist 84 kV, 10 mA, 180°. Die bisherige Standardeinstellung, in der routinemäßig DVT Aufnahmen des Felsenbeins durchgeführt werden ist 84 kV, 8 mA und 180°.

#### **4.2.6 Artefaktanteil der Elektroden in Abhängigkeit von der applizierten Strahlendosis**

Die postoperativ durchgeführte Bildgebung zur Lagekontrolle der Cochlea Implantate wirkt eine nicht unwesentliche Strahlendosis auf die Patienten aus. Daher ist die Reduktion der einwirkenden Strahlendosis in der postoperativen Bildgebung bei CI-Implantation von großer Relevanz und von wissenschaftlichem Interesse. Bei dieser besonderen Fragestellung muss Knochen und Elektrode unterschieden werden. Diese Strukturen sind von hohem Kontrast und benötigen daher nur geringere Dosen für dünne Schichten (Alkadhi et al. 2011).

Bisherige Studien vergleichen die Strahlendosis von DVT und CT. Bei sich ständig entwickelnden Geräten ist jedoch eine aktuelle Aussage diesbezüglich schwierig. Theunisse et al. 2015 kommen zu dem Ergebnis, dass die Strahlendosis eines DVT bei gleicher Bildqualität nur 6 - 16 % eines herkömmlichen CT erreicht und damit dem CT bezüglich der Strahlenbelastung für den Patienten deutlich überlegen ist.

In dieser Arbeit wird untersucht, ob die Strahlendosis einen relevanten Einfluss auf die Größe des radiologischen Artefaktes der einzelnen Elektroden hat. Je nach Aufnahmeeinstellung wurde in dieser Arbeit eine Strahlendosis von 1,75 – 16 mGy ausgeübt. Diese Dosis wird als CTDI angegeben, der beschreibt wie viel Dosis im Gewebe absorbiert wird. Die einwirkende Dosis kann sich je nach Einstellung also fast um das 10-fache unterscheiden. In der postoperativen DVT Kontrolle von Cochlea Implantaten wird die Spannung 84 kV, die Stromstärke 8 mA und der Rotationswinkel von 180° verwendet. Die dabei entstehende Strahlendosis beträgt 3,89 mGy.

Wie in Diagramm 14 dargestellt zeigte sich keine Abhängigkeit der Artefaktgröße von der applizierten Dosis. Bei Änderung der Einstellungen und damit Reduktion der Strahlendosis konnte in dieser Arbeit keine signifikante Artefaktveränderung festgestellt werden. Die Ergebnisse zeigen, dass es theoretisch möglich wäre, die Strahlendosis auf bis zu 45 % des Ausgangswertes zu senken. Eine ähnliche Arbeit von Weisstanner et al. Aus dem Jahr 2015 zeigt, dass auch beim CT eine Reduktion der Strahlendosis von bis zu 50 % erreichbar ist, ohne dass es zu einer Vergrößerung der Artefakte kommt. Trotz der möglichen Dosis-Einsparungen im CT zeigen die hier erhobenen Ergebnisse, dass die Strahlenbelastung im DVT gegenüber der CT deutlich geringer ist.

## Diskussion

Ob unter Reduktion der Strahlendosis jedoch für den Untersucher eine ausreichende Bildqualität erzielt werden kann, wurde in der hier vorliegenden Arbeit nicht objektiv untersucht. Obwohl kein Zusammenhang in der Größe des radiologisch gemessenen Artefakts in Abhängigkeit der applizierten Strahlendosis gefunden werden konnte, gab es in der subjektiven Empfindung des Untersuchers einen klaren Güteunterschied. So wurden durch eine höhere Strahlendosis erzeugte Bilder häufig als wertiger eingestuft, obwohl diese objektiv keinen direkten Vorteil gegenüber den niedrigauflösenden Bildern hatten. Inwiefern sich die Reduktion der Strahlendosis auf die Bildqualität auswirkt sollte in weiteren Studien untersucht werden.

## 5 Zusammenfassung

Durch die Entwicklung des Cochlea-Implantats (CI) ist es erstmalig in der Medizin möglich ein nicht funktionsfähiges Sinnesorgan zu ersetzen um einen Höreindruck bei Patienten zu generieren. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Visualisierung von Elektroden der CI in der Cochlea.

In der Leitlinie zur CI-Versorgung wird die postoperative Bildgebung nach Implantation empfohlen, um die korrekte Position der Elektrode in der Cochlea zu bestätigen und mögliche Fehlinsertionen und Skalensprünge feststellen zu können. Des Weiteren spielt die Bildgebung auch bei der wissenschaftlichen Weiterentwicklung des Cochlea Implantats eine wichtige Rolle. Durch einen Vergleich der Elektrodenlage mit der erzielten Hörleistung kann eine optimierte Lokalisation der Elektrode erreicht werden.

Als Option zur herkömmlichen Computertomographie (CT) bietet die digitale Volumentomographie (DVT) eine strahlungsärmere, kosten- und zeitsparendere Alternative. Insbesondere in Hinblick auf Untersuchungen von hochdichten Strukturen wie das Felsenbein ist die DVT der CT überlegen. Eine mögliche Dosisreduktion durch den Einsatz der DVT ist vor allem in Anbetracht des Strahlenschutzes bei Untersuchungen von jungen Patienten von hoher Relevanz.

Für diese Arbeit wurden insgesamt vier Ganzkopfpräparate herangezogen und mit verschiedenen Cochlea-Implantaten der Firma Cochlear® im linken Felsenbein versorgt. Die eingesetzten Implantate unterscheiden sich unter anderem im Aufbau und Verhalten in der Cochlea. Zwei der CI sind gerade, wohingegen die anderen beiden vorgebogen sind (Contour Advance). Durch die gebogenen Elektroden der Contour Advance Gruppe soll eine Modiolus-nahe, also Hörnerven-nahe, Lage der Elektroden erreicht werden. Nach Implantation wurden mittels DVT die Elektroden der Implantate in der Cochlea visualisiert. Dabei wurden die radiologischen Durchmesser der Elektroden 1, 11 und 20, beziehungsweise deren Elektrodenartefakt, ausgemessen und deren Position in der Cochlea ermittelt. Des Weiteren wurden die Auswirkungen der Aufnahmemodi und deren Dosisleistung auf die erfasste Elektrodengröße mit der Fragestellung untersucht, ob im klinischen Alltag eine Dosisreduktion bei der postoperativen Diagnostik erreicht werden kann. Im Folgenden wurden dann die radiologisch ermittelten Durchmesser mit den tatsächlichen Dimensionen verglichen.

## Zusammenfassung

Die Ergebnisse dieser Arbeit belegen, dass die Breite der Cochlea in Ihrem Verlauf von basal nach apikal bei jedem Ganzkopfpräparat abnimmt. Bei den untersuchten CI besteht ein signifikanter Unterschied bezüglich der intracochleären Lage der Elektroden. Während die Elektroden der Contour Advance Reihe perimodulär liegen, sind die der geraden Elektrodenarrays Modiolus-fern lokalisiert. Für sämtliche Elektroden zeigte sich im DVT ein Artefakt zwischen 50 und 70 %. Dabei war eine Zunahme des Artefaktes von den basalen Elektroden (Elektrode 1 ca. 50 %) zu den apikalen Elektroden (Elektrode 21 ca. 70 %) zu verzeichnen. Ebenfalls von Signifikanz war, in welcher Untersuchungsebene die Elektroden vermessen wurden. Häufig ist die Visualisierung von Elektroden in der medialen und apikalen Windung aufgrund von Artefakt Überlagerungen eingeschränkt. Interessanterweise zeigte sich keine Abhängigkeit des Artefaktes von der applizierten Dosis, auch unter reduzierter Strahlendosis blieb die Artefaktgröße konstant.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die DVT aufgrund der besseren Visualisierung von hochdichten Strukturen und der geringeren Strahlenbelastung die bevorzugte Wahl zur postoperativen Lagekontrolle von Cochlea Implantat-Elektroden im Vergleich zur CT ist. Im Weiteren zeigen die Ergebnisse, dass theoretisch eine Reduktion der Strahlendosis auf bis zu 45 % des Ausgangswertes möglich wäre, um weiterhin eine präzise Angabe zur Lokalisation der Elektroden innerhalb der Cochlea treffen zu können, wobei aussagekräftige Untersuchungen zur Bildqualität noch durchgeführt werden müssen.



## 6 Abstract

Through the development of the cochlear implant (CI), it is possible for the first time in medicine to replace a non-functional sensory organ in order to generate a hearing impression in patients. This work concentrates on the display of intracochlear electrodes using cone beam computed tomography (CBCT).

The CI guideline recommends postoperative imaging to confirm the correct position of the electrode arrays in the cochlea and to detect possible misinsertions and scale changes. Furthermore, imaging also plays an important role in the scientific development of the cochlear implant. By comparing the position of the electrodes with the achieved hearing performance, an optimized localization of the electrode can be achieved.

As an option to conventional computed tomography (CT), CBCT offers a low-radiation, cost-effective and time-saving alternative. Regarding examinations of high density structures such as the temporal bone, CBCT is superior to CT. A possible dose reduction by CBCT is of great relevance, especially concerning radiation protection in examinations of younger patients.

A total of four whole-head preparations were used and implanted with various cochlear implants from Cochlear®. The implants used differ in the structure and behavior in the cochlea. Two of the CI are straight, while the other two are curved (Contour Advance). The curved electrodes of the Contour Advance group are intended to achieve a position close to the modiolus. After implantation, the implant electrodes were visualized by CBCT. The radiological diameters (artifact) of the electrodes 1, 11 and 20 were measured and their position in the cochlea was determined. Furthermore, under varying x-ray tube adjustments the recorded electrode size was examined with the question of whether a dose reduction in postoperative diagnostics can be achieved in everyday clinical practice. Subsequently, the radiologically determined diameters were compared with the actual dimensions.

The results of this work demonstrate that the breadth of the cochlea decreases in its course from basal to apical in each whole-head specimen. There is a significant difference in the intracochlear position of the different CI. While the electrodes of the Contour Advance series are located perimodular, those of the straight

## Abstract

electrode arrays are localized far from the modiolus. For all electrodes, an artifact size between 50 and 70 % was found. An increase of the artifact size from basal (electrode 1 approximately 50 %) to apical (electrode 21 approximately 70 %) was observed. The artifact size depends on in which plain the electrodes were measured. Often, the visualization of electrodes in the medial and apical coils of the cochlea is limited due to artifact overlays. Interestingly, there was no dependence of the artifact on the applied dose. The artifact size remained constant even under reduced radiation dose.

In summary, due to better visualization of high-density structures and lower radiation exposure, CBCT is the preferred choice for postoperative monitoring of cochlear implant electrodes. Furthermore, the results show that theoretically a radiation dose reduction up to 45 % of the initial value would be possible to obtain a precise localization of the electrodes within the cochlea, whereby examinations of the effect on image quality still have to be carried out.

## 7 Literaturverzeichnis

- 3D Accuitomo 170 | MORITA. Online verfügbar unter <http://www.jmoritaeurope.de/de/produkte/geraete-fuer-diagnostik-und-bildgebung/digitaler-volumetomograph/3d-accuitomo-170/?tab=features>, zuletzt geprüft am 10.09.2016.
- Alkadhi, Hatem; Leschka, Sebastian; Stolzmann, Paul; Scheffel, Hans (2011): Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag GmbH Berlin Heidelberg. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-17803-0>.
- Aschendorff, A.; Kubalek, R.; Hochmuth, A.; Bink, A.; Kurtz, C.; Lohnstein, P. et al. (2004): Imaging procedures in cochlear implant patients--evaluation of different radiological techniques. In: *Acta oto-laryngologica. Supplementum* (552), S. 46–49.
- Aschendorff, Antje (2011): Imaging in cochlear implant patients. In: *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery* 10, Doc07. DOI: 10.3205/cto000080.
- 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), 75S-79S. DOI: 10.1097/AUD.0b013e318031542e.
- Aufnahme-Modi 3D Accuitomo 170 | MORITA. Online verfügbar unter <http://www.jmoritaeurope.de/de/produkte/geraete-fuer-diagnostik-und-bildgebung/digitaler-volumetomograph/3d-accuitomo-170/>, zuletzt geprüft am 10.09.2016.
- Avci E, Nauwelaers T, Lenarz T, Hamacher V, Kral A. Variations in microanatomy of the human cochlea. *The Journal of Comparative Neurology*. 2014;522(14):3245-3261. doi:10.1002/cne.23594
- Dalchow, Carsten V.; Weber, Alfred L.; Yanagihara, Naoaki; Bien, Siegfried; Werner, Jochen A. (2006): Digital volume tomography: radiologic examinations of the temporal bone. In: *AJR. American journal of roentgenology* 186 (2), S. 416–423. DOI: 10.2214/AJR.04.1353.

- Davis TJ, Zhang D, Gifford RH, Dawant BM, Labadie RF, Noble JH. Relationship Between Electrode-to-Modiolus Distance and Current Levels for Adults with Cochlear Implants. *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*. 2016;37(1):31-37. doi:10.1097/MAO.0000000000000896 .
- DGHNOKHC (Stand: 2012): Cochlea-Implantat Versorgung einschließlich zentral-auditorischer Implantate. S2k Leitlinie. Registernummer 017 - 071, Stand: 02.05.2012.
- Diogo I, Franke N, Steinbach-Hundt S, Mandapathil M, Weiss R, Werner JA., Güldner C: Differences of radiological artefacts in cochlear implantation in temporal bone and complete head. *Cochlear Implants Int 2014, Band 15: 112–117*.
- Diogo I, Walliczek U, Taube J, et al. Possibility of differentiation of cochlear electrodes in radiological measurements of the intracochlear and chorda-facial angle position. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*. 2016;36(4):310-316. doi:10.14639/0392-100X-878
- Dräger, Stephanie Johanna (2017): Evaluation of anatomical structures of the temporal bone using cone beam computed tomography (CBCT). Unter Mitarbeit von Christian Güldner.
- Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H. Variational anatomy of the human cochlea. *Otol Neurotol*. 2009;30:14–22. doi: 10.1097/MAO.0b013e31818a08e8
- Fu, K. Y.; Zhang, W.L.; Liu, D.G.; Chen, H.M. and Ma, X.C.: Cone beam computed tomography in the diagnosis of temporomandibular joint osteoarthritis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 42(7):417–420, 2007
- Gupta, R ; Bartling, S ; Basu, S ; Ross, W ; Becker, H ; Pfoh, A ; Brady, T ; Curtin, H. (2014): Experimental Flat-Panel High-Spatial-Resolution Volume CT of the Temporal Bone. *American Journal of Neuroradiology Sep 2004, 25 (8) 1417-1424*;
- Gordon, Karen A.; Deighton, Michael R.; Abbasalipour, Parvaneh; Papsin, Blake C. (2014): Perception of binaural cues develops in children who are deaf through bilateral cochlear implantation. In: *PloS one 9 (12), e114841*. DOI: 10.1371/journal.pone.0114841.

- Gujer, A. K.; Jacobsen, C.; Grätz, K. W. (2013): Facharztwissen Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie: Springer Berlin Heidelberg. Online verfügbar unter <https://books.google.de/books?id=KB4eBAAAQBAJ>.
- Güldner C, Wiegand S, Weiß R, Bien S, Sesterhenn A, Teymoortash A, Diogo I: Artifacts of the electrode in cochlea implantation and limits in analysis of deep insertion in cone beam tomography (CBT). *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2012, Band 269: 767–772.
- Ingo Todt, Grit Rademacher, Jan Wagner, Frederike Göpel, Dietmar Basta, Ernst Haider & Arne Ernst (2009) Evaluation of cochlear implant electrode position after a modified round window insertion by means of a 64-multislice CT, *Acta Oto-Laryngologica*, 129:9, 966-970, DOI: 10.1080/00016480802495388
- Jacques, Eveline; Buytaert, Jan; Wells, Darren M.; Lewandowski, Michal; Bennett, Malcolm J.; Dirckx, Joris et al. (2013): MicroFilament Analyzer, an image analysis tool for quantifying fibrillar orientation, reveals changes in microtubule organization during gravitropism. In: *The Plant journal : for cell and molecular biology* 74 (6), S. 1045–1058. DOI: 10.1111/tpj.12174.
- Kalender, W. A.; and Kyriakou, Y: Flat-detector computed tomography (FD-CT). *European radiology*, 17(11):2767–2779, 2007. URL doi:10.1007/s00330-007-0651-9
- Komori, M; K. Yamada, Y. Hinohira, H. Aritomo, N. Yanagihara (2013): Width of the normal facial canal measured by high-resolution cone-beam computed tomography; In: *Acta oto-laryngologica* 133 (11), S. 1227–1232. DOI: 10.3109/00016489.2013.816443.
- Konietzko, N.; Jung, H.; Hering, K. G.; Schmidt, T. (2001): Das Strahlenrisiko bei Röntgenuntersuchungen des Thorax. Deutsches Zentralkomitee zur Bekämpfung der Tuberkulose (DZK). In: *Pneumologie (Stuttgart, Germany)* 55 (2), S. 57–71. DOI: 10.1055/s-2001-11286.
- Lee, R.; Azevedo, B.; Shintaku, W.; Noujeim, M.; Nummikoski, P. (2008): Patient Movement in Three Different CBCT Units. In: *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 105 (4), e55. DOI: 10.1016/j.tripleo.2007.12.067.

- Lehr, Hans-Anton; Mankoff, David A.; Corwin, David; Santeusanio, Guisepe; Gown, Allen M. (1997): Application of Photoshop-based Image Analysis to Quantification of Hormone Receptor Expression in Breast Cancer. In: J Histochem Cytochem 45 (11), S. 1559–1565. DOI: 10.1177/002215549704501112.
- Lenarz, T. (2013): Cochlea-Implantat: Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen: Springer Berlin Heidelberg. Online verfügbar unter <https://books.google.de/books?id=2wvLBgAAQBAJ>.
- Lenarz, T.; Boenninghaus, H. (2012): Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Mit 6 Tabellen ; [mit Fallquiz]. 14., überarb. Aufl. Berlin: Springer (Springer-Lehrbuch).
- Li, Gang (2013): Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. In: Imaging science in dentistry 43 (2), S. 63–69. DOI: 10.5624/isd.2013.43.2.63.
- Mueller, K; Yagel, R. and Wheller, J.W.: Fast Implementations of Algebraic Methods for 3D Reconstruction from Cone-Beam Data. IEEE Trans Med Imaging, 18:538–548, 1999.
- Mueller, K: Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods. PhD thesis, Ohio State University, Ohio, USA, 1998.
- Ohrchirurgie / Cochlea Implant (2017). Online verfügbar unter <http://www.klinikum.uni-muenchen.de/Klinik-und-Poliklinik-fuer-Hals-Nasen-und-Ohrenheilkunde/de/0400-klinisches-spektrum/ohrchirurgie/index.html>, zuletzt aktualisiert am 16.01.2017, zuletzt geprüft am 23.01.2017.
- Pauwels, R; Beinsberger, J; Collaert, B; Theodorakou, C; Rogers, J; Walker, A; Cockmartin, L; Bosmans, H; Jacobs, R; Bogaerts, R and Horner, K. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol, 81:267–271, 2012. URL doi:10.1016/j.ejrad.2010.11.028
- Rau, T.S., Harbach, L., Pawsey, N. et al. Eur Arch Otorhinolaryngol (2016) 273: 3573. doi:10.1007/s00405-016-3955-z
- Schönberger, T; P. Kasten, K. Fechner, N. P. Südkamp, S. Pearce, P. Niemeyer: Novel Software-Based and Validated Evaluation Method for Objective Quantification of Bone Regeneration in Experimental Bone Defects; Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie [1864-6697] Schönberger, T J.:2010 Bd.:148 iss:01 S.:19 -25

- Schulze, R.; D. Berndt, and B. d'Hoedt. On Cone-Beam Computed Tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Impl Res*, 21:100–107, 2010
- Schulze, R; U. Heil, D. Groß, Dd Bruellmann, E. Dranischnikow, U. Schwanecke, and E. Schoemer. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40(5):265–273, 2011. URL doi:10.1259/dmfr/30642039.
- Shepherd RK., Hatsushika S, Clark GM.: Electrical stimulation of the auditory nerve: the effect of electrode position on neural excitation. *Hear. Res.* 1993, Band 66: 108–120.
- Souter et al. (2011): *Otol Neurotol*. 2011 Jan;32(1):58-63. Doi: 10.1097/MAO.0b013e3182009f52
- Strutz, J.; Arndt, O. (2010): *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*: Thieme. Online verfügbar unter <https://books.google.de/books?id=Y-TD3dlDuCcC>.
- Stutzki, Malene; Jahns, Evelyn; Mandapathil, Magis Matthew; Diogo, Isabell; Werner, Jochen Alfred; Guldner, Christian (2015): Indications of cone beam CT in head and neck imaging. In: *Acta oto-laryngologica*, S. 1–7.
- 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 multi-slice 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. DOI: 10.1097/MAO.0000000000000673.
- 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 multi-slice 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. DOI: 10.1097/MAO.0000000000000673.

- Tykocinski M, Cohen LT., Pyman BC., Roland T, Treaba C, Palamara J, et al.: Comparison of electrode position in the human cochlea using various perimodiolar electrode arrays. *Am J Otol* 2000, Band 21: 205–211.
- Verbist BM, Skinner MW, Cohen LT, et al. Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histological, physiological and radiological studies of the human cochlea. *Otology & neurotology* : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology. 2010;31(5):722-730. doi:10.1097/MAO.0b013e3181d279e0.
- Wardrop P, Whinney D, Rebscher SJ., Roland JThomas, Luxford W, Leake PA.: A temporal bone study of insertion trauma and intracochlear position of cochlear implant electrodes. I: Comparison of Nucleus banded and Nucleus Contour electrodes. *Hear. Res.* 2005, Band 203: 54–67.
- 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* 79 (12), S. 2348–2354. DOI: 10.1016/j.ijporl.2015.10.040.



## 8 Abkürzungsverzeichnis

% .....	Prozent
° .....	Grad
CBCT .....	Cone beam computed tomography
CI .....	Cochlea-Implantat
CT .....	Computertomographie
DVT .....	Digitale Volumentomographie
HiFi .....	High Fidelity
HiRes .....	High Resolution
HiSpeed .....	High Speed
kV .....	Kilovolt
mA .....	Milliampere
mGy .....	Milligray
mm .....	Millimeter
Std .....	Standard

## 9 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Rotationseinheit mit Emitter (links) und Flat-Panel Detektor (rechts). Die Röntgenstrahlen werden hier keilförmig abgegeben. Durch die Rotation um den Patienten entsteht ein zylindrisches Volumen. Quelle: Morita, Kyoto, Japan ..... 7
- Abbildung 2:** Anatomie des Felsenbeins. 1: Ohrmuschel 2: äußerer Gehörgang 3: Trommelfell 4: Mittelohr 5: Hammer 6: Amboss 7: Steigbügel 8: Felsenbein 9: Cochlea 10: N. vestibulocochlearis ..... 8
- Abbildung 3:** Querschnitt der Cochlea. Oben liegt die Scala vestibuli, dazwischen die Scala media (cochlear duct) und darunter die Scala tympani. Quelle: ©1997 Encyclopaedia Britannica, Inc. .... 9
- Abbildung 4:** Tonotopie der Cochlea: Die einzelnen Bereiche der Cochlea kodieren für eine bestimmte Frequenz. Hohe Frequenzen werden an der Cochleabasis und tiefe Frequenzen an der Spitze dargestellt. Quelle: ©1997 Encyclopaedia Britannica, Inc. .... 10
- Abbildung 5:** Cochlea-Implantat 24RE. Hier dargestellt der Empfänger/Stimulator, welcher auf der Schädelkalotte positioniert wird. Von diesem gehen zwei Kabel ab: Das eine zur Neutralelektrode (hier Ballelektrode) und das andere zum eigentlichen Implantat, welches in die Cochlea inseriert wird. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien ..... 13
- Abbildung 6:** Elektrode des Cochlea-Implantats 24RE. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien ..... 14
- Abbildung 7:** Elektrodenarray CI24RE: Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Das Implantat liegt der medialen Cochleawand an. Die 22 Elektroden lassen sich problemlos voneinander unterscheiden. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft. .... 14
- Abbildung 8:** Elektrode des Cochlea-Implantats 422. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien ..... 15
- Abbildung 9:** Elektrodenarray CI422. Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Nach der ersten Biegung der Cochlea liegt das Implantat der lateralen Wand an. Die 22 Elektroden im Einzelnen lassen sich voneinander unterscheiden. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft. .... 15
- Abbildung 10:** Elektrode des Cochlea-Implantats 512. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien ..... 16
- Abbildung 11:** Elektrodenarray CI512. Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Das Implantat liegt der medialen Cochleawand an. Die 22 Elektroden im Einzelnen lassen sich voneinander unterscheiden, Elektrode 21 und 22 befinden sich so weit apikal, dass sie nicht mehr als Ganze abgebildet werden können. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft. .... 16

<b>Abbildung 12:</b> Elektrode des Cochlea-Implantats 522. Quelle: Cochlear, Sydney, Australien .....	17
<b>Abbildung 13:</b> Elektrodenarray CI522. Das sich im Felsenbein befindliche Cochlea-Implantat kann gut von den angrenzenden Strukturen unterschieden werden. Das Implantat liegt bis auf die ersten Elektroden an der lateralen Cochleawand an. Die 22 Elektroden im Einzelnen lassen sich voneinander unterscheiden. Angrenzende Strukturen sind das Vestibulum (a) sowie das Kabel (b), welches zum Empfänger/Transmitter läuft.....	17
<b>Abbildung 14:</b> Accu-I-tomo F17 (Quelle: Morita, Kyoto, Japan) .....	19
<b>Abbildung 15:</b> Darstellung der Ebenen von Elektrode 1: Die hier dargestellten drei Ebenen stehen orthogonal auf der jeweiligen Elektrode. Coronar=blau. Sagittal=grün. Axial=rot. ....	22
<b>Abbildung 16:</b> Längenmaß in Gimp 2.8: 32 Pixel entsprechen 1mm.....	23
<b>Abbildung 17:</b> Darstellung der Elektrode 1 mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial. Die blaue Linie stellt dabei die coronare, die grüne die sagittale und die rote die axiale Schnittebene dar.....	24
<b>Abbildung 18:</b> Darstellung der Elektrode 11 mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial. ....	24
<b>Abbildung 19:</b> Darstellung der Elektrode 20 mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial. Die blaue Linie stellt dabei die coronare, die grüne die sagittale und die rote die axiale Schnittebene dar.....	24
<b>Abbildung 20:</b> Darstellung des Kabels im Felsenbein mit Lokalisationskreuzen: A: Coronar B: Sagittal C: Axial.....	24
<b>Abbildung 21:</b> Messung in Gimp 2.8: Messung der Höhe der Elektrode in der coronaren Ebene, am unteren Bildrand wird die Größe als Pixelsumme dargestellt. Durch diese lässt sich die Größe des radiologischen Durchmessers berechnen. Hier $37/32 = 1,16$ mm .....	25
<b>Abbildung 22:</b> Zauberstab: Darstellung der Elektrode 1 in Gimp 2.8 mit dem Tool Zauberstab bei einem Schwellenwert von 20. Eine Abgrenzung von Strukturen ist hier schon mithilfe des Programms möglich.....	25
<b>Abbildung 23:</b> Messung von Elektrode 1 - coronar: Blaue Linie= Höhe der Elektrode. Grüne Linie= Länge der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode, Orange Linie= Breite der Cochlea 1, Gelbe Linie= Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 1 .....	28
<b>Abbildung 24:</b> Messung von Elektrode 1 - sagittal: Blaue Linie= Höhe der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode .....	29
<b>Abbildung 25:</b> Messung von Elektrode 1 - axial: Grüne Linie= Länge der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode. Lila Linie= Breite der Cochlea 2. Türkiser Pfeil= Abstand der Elektrode zur lateralen Cochleawand 2 (hier gleich 0 da die Elektrode der Wand anliegt).....	29
<b>Abbildung 26:</b> Messung vom Kabel: A: Coronar B: Sagittal C: Axial. Blaue Linie: Höhe des Kabels. Rote Linie: Breite des Kabels. Abbildung 20: Messung von Elektrode 1 - sagittal: Blaue Linie= Höhe der Elektrode. Rote Linie= Breite der Elektrode.....	29

## 10 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Reale Durchmesser der Elektroden des Cochlea-Implantats CI 422 und CI 522. Quelle: nach Herstellerangaben, Cochlear, Sydney, Australien. ....	<b>18</b>
<b>Tabelle 2:</b> Reale Durchmesser der Elektroden des Cochlea-Implantats CI 24 RE und CI 512. Quelle: nach Herstellerangaben, Cochlear, Sydney, Australien. ....	<b>18</b>
<b>Tabelle 3:</b> DVT Einstellungen im Standardmodus: Es wurden insgesamt 32 Aufnahmen im Standardmodus durchgeführt. ....	<b>21</b>
<b>Tabelle 4:</b> DVT Einstellungen mit den Programmoptionen Hispeed, HiFi und HiRes. Es wurden insgesamt 6 Aufnahmen in speziellen Modi durchgeführt. ....	<b>21</b>
<b>Tabelle 5:</b> Auflistung der gemessenen radiologischen Durchmesser mit Verzeichnis der Abbildungen und Übersicht der Ebenen in welchen diese gemessen wurden. Die durchgeführten Messungen wurden mithilfe von verschiedenfarbigen Linien dargestellt. ....	<b>28</b>
<b>Tabelle 6:</b> Höhe der Elektrode 1 im Ebenenvergleich. ....	<b>51</b>
<b>Tabelle 7:</b> Höhe der Elektrode 11 im Ebenenvergleich. ....	<b>51</b>
<b>Tabelle 8:</b> Höhe der Elektrode 20 im Ebenenvergleich. ....	<b>51</b>

## 11 Diagrammverzeichnis

<b>Diagramm 1:</b> Breite der Cochlea aller Ganzkopfpräparate. Signifikanz dargestellt mit *.....	30
<b>Diagramm 2:</b> Lokalisation der Elektrode in der Cochlea an CI 422 & CI 522: Die graue Fläche stellt den radiologisch gemessenen Durchmesser der Elektrode in der Cochlea dar. Die schwarze Fläche die restliche Cochlea. Der untere Rand des Diagramms wird durch die laterale Cochleawand gebildet und der obere Rand durch die mediale.....	31
<b>Diagramm 3:</b> Lokalisation der Elektrode in der Cochlea an CI 24RE & CI 512: Die graue Fläche stellt den radiologisch gemessenen Durchmesser der Elektrode in der Cochlea dar. Die schwarze Fläche die restliche Cochlea. Der untere Rand des Diagramms wird durch die laterale Cochleawand gebildet und der obere Rand durch die mediale.....	32
<b>Diagramm 4:</b> Vergleich des Artefaktanteils der Implantatgruppen. Signifikanz dargestellt mit *.....	33
<b>Diagramm 5:</b> Höhe der Elektrode CI 422. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit *.....	35
<b>Diagramm 6:</b> Höhe der Elektrode CI 522. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit *.....	36
<b>Diagramm 7:</b> Höhe der Elektrode CI 24RE. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit *.....	37
<b>Diagramm 8:</b> Höhe der Elektrode CI 512. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil coronar vs. sagittal dargestellt mit *.....	38
<b>Diagramm 9:</b> Breite der Elektrode CI 422. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit *.....	40
<b>Diagramm 10:</b> Breite der Elektrode CI 522. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit *.....	41
<b>Diagramm 11:</b> Breite der Elektrode CI 24RE. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit *.....	42
<b>Diagramm 12:</b> Breite der Elektrode CI 512. Vergleich der Ebenen der einzelnen Elektroden. Die Zahlen in den Säulen geben die Durchmesser in mm wieder. Signifikanz Artefaktanteil sagittal vs. axial dargestellt mit *.....	43
<b>Diagramm 13:</b> Artefaktanteil in Abhängigkeit von Stromstärke, Spannung und Rotationswinkel.....	44
<b>Diagramm 14:</b> Artefaktanteil in % in Abhängigkeit zur Strahlendosis (CTDI)...	45

## 12 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die nachfolgenden Damen und Herren:

Adamkiewicz, Aigner, Aumüller, Barth, Bartsch, Basler, Baum, Baumann, Becker, Berger, Bette, Bien, Cetin, Czubayko, Daut, Del Rey, Dietrich, Dodel, Donner-Banzhoff, Eberhart, Eilers, Fendrich, Feuser, Fuchs-Winkelmann, Gerdes, Glorius, Görg, Güldner, Gress, Grimm, Grundmann, Grzeschik, Hasilik, Hegele, Hertl, Hildebrandt, Höffken, Hofmann, Hoyer, Kann, Kaufmann, Kill, Klingmüller, Klose, Köhler, Koolman, Krieg, Kroll, Krones, Kuhlmann, Langer, Lill, Liss, Löffler, Lohoff, Maier, Maisch, Mandrek, Mittag, Moll, Moosdorf, Morin, Mueller, Müller, Mutters, Neubauer, Neumüller, Oertel, Olbert, Pagenstecher, Plant, Rausch, Renz, Richter, Röhm, Rölke, Röper, Rosenow, Rothmund, Ruchholtz, Schäfer, Schrader, Schlosser, Schmidt, Schofer, Seitz, Sesterhenn, Sevinc, Sekundo, Sommer, Steiniger, Tackenberg, Teymoortash, Vogelmeyer, Voigt, Wagner, Waldegger, Weihe, Wennemuth, Werner, Westermann, Wiegand, Wilhelm, Wulff, Zemlin, Ziring.

### **13 Danksagung**

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. med. B. A. Stuck für die Möglichkeit, diese wissenschaftliche Arbeit an der Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie der Philipps-Universität Marburg, durchzuführen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. C. Güldner für die ausgezeichnete Betreuung und Unterstützung. Ihm habe ich auch mein wissenschaftliches Interesse auf dem Gebiet der Mittel- und Innenohrforschung zu verdanken.

Den Körperspendern gilt meine tiefe Wertschätzung und Dank.

Ich bedanke mich bei der Firma Cochlear® für das Bereitstellen der technischen Daten.

Meinem Vater und meiner restlichen Familie danke ich für die moralische Unterstützung.

Frau Flebbe danke ich für das abschließende Korrekturlesen meiner Dissertation und die fundierten technischen Fragen.

Diese Dissertation widme ich meiner Mutter, die mich immer wieder ermutigte meine Arbeit abzuschließen. Leider konnte sie den Tag der Abgabe nicht mehr erleben. Meine Gedanken und Gefühle sind bei ihr.