

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie  
„Otto Körner“ der Universitätsmedizin Rostock  
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Mlynski)

Systematische Evaluation klinischer Methoden zur Vermessung der humanen  
Cochlea anhand präoperativer Schnittbildgebung vor Cochlea-Implantation

**Inauguraldissertation**  
**zur Erlangung des Doktorgrades der**  
**Medizin**  
**der Universitätsmedizin der Universität Rostock**

vorgelegt von Tabita Mirjam Breitsprecher  
geboren in Berlin

Rostock, Januar 2022

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung
  - 1.1. Grundlagen des Hörvermögens
  - 1.2. Anatomie des Innenohrs
  - 1.3. Physiologie des Hörens
  - 1.4. Schwerhörigkeit und Taubheit
2. Cochlea-Implantation
  - 2.1. Aufbau und Funktionsweise des CI
  - 2.2. Indikationsstellung Cochlea-Implantat
  - 2.3. Wahl der Elektrode
  - 2.4. Operatives Verfahren der Cochlea-Implantation
3. Bildgebende Verfahren im Rahmen der Cochlea-Implantation
  - 3.1. Computertomographie (CT)
  - 3.2. Magnetresonanztomographie (MRT)
  - 3.3. Digitale Volumetomographie (DVT)
  - 3.4. Röntgen
4. Messung der Länge des Ductus cochlearis
  - 4.1. Bedeutung der Länge des Ductus cochlearis
  - 4.2. Ziel der Studie
5. Material und Methodik
  - 5.1. Studienaufbau
  - 5.2. präoperative CDL-Messungen
    - 5.2.1. CDL-Bestimmung am 3D-Modell
    - 5.2.2. CDL-Bestimmung mit der „A-value“ Methode
    - 5.2.3. CDL-Bestimmung mit otochirurgischer Planungssoftware
  - 5.3. OP-Technik
  - 5.4. postoperative CDL-Messung
  - 5.5. Statistische Auswertung
6. Ergebnisse
  - 6.1. Deskriptive Statistik
  - 6.2. Explorative Datenanalyse
7. Diskussion
8. Zusammenfassung
9. Anhang

- 9.1. Literaturverzeichnis
- 9.2. Abbildungsverzeichnis
- 9.3. Selbstständigkeitserklärung
- 9.4. Lebenslauf
- 9.5. Danksagung

## Gutachter

Prof. Dr. med. Robert Mlynski  
Universitätsmedizin Rostock  
Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie „Otto  
Körner“  
Doberaner Str. 137-139  
18057 Rostock

Priv.-Doz. Dr. med. Kristen Rak  
Universitätsklinikum Würzburg  
Klinik für Hals-, Nasen-, und Ohrenkrankheiten  
Josef-Schneider-Str. 11  
97080 Würzburg

Prof. Dr. med. Marc-André Weber  
Universitätsmedizin Rostock  
Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Kinder- und  
Neuroradiologie  
Ernst-Heydemann-Str. 6  
18057 Rostock

Jahr der Einreichung: 2022

Jahr der Verteidigung: 2022

## Thesen

- Um die postoperative Insertionstiefe eines Elektrodenträgers bei Cochlea-Implantationen vorherzusagen, ist die präoperative Kenntnis über die Länge des Ductus cochlearis (engl. cochlear duct length [CDL]) erforderlich.
- Zahlreiche Methoden zur Bestimmung der CDL sind in der Literatur vorgestellt worden, ein Goldstandard zur Anwendung einer standardisierten Bestimmungsmethode für den klinischen Alltag ist noch nicht ausreichend herausgearbeitet worden.
- Methoden zur präoperativen CDL-Bestimmung unterschätzen tendenziell die postoperativ festgestellte CDL.
- Eine Korrektur der präoperativ ermittelten CDL um zusätzliche 10% muss erfolgen, um die postoperative CDL möglichst genau vorherzusagen.
- Die Anwendung der otochirurgischen Planungssoftware führt zur akkuratesten Vorhersage der CDL in Cochleae mit normaler Anatomie und zeigt zudem die beste Interuntersucher-Korrelation und -Reliabilität. Die Anwendung der otochirurgischen Planungssoftware muss daher unter den bisher anwendbaren Methoden hervorgehoben und empfohlen werden.
- Die Messungen mit der otochirurgischen Planungssoftware zeigen gute Ergebnisse für die präoperative CDL-Bestimmung in Cochleae mit normaler Anatomie. Die Aussagekraft dieser Methode in Fällen von Innenohrfehlbildungen ist zu hinterfragen und muss überprüft werden.

## 1. Einleitung

Jeder fünfte Mensch in Deutschland leidet an Schwerhörigkeit oder an Taubheit (RKI, 2014). Damit weist die Hörschädigung mit einem Anteil von etwa 20% eine über doppelt so hohe Lebenszeitprävalenz wie die sogenannte „Volkskrankheit“ Typ-II-Diabetes auf (Heidemann et al., 2013).

Bei der angeborenen und erworbenen hochgradigen Schwerhörigkeit und Taubheit gehört die Cochlea-Implantation mittlerweile zur Standardtherapie. Während die Indikationsstellung im Rahmen der aktuellen Leitlinie klar definiert und die Operationstechnik etabliert ist, ist die Wahl der optimalen Cochlea-Implantat (CI) Elektrode weiterhin umstritten. Ein möglicher Ansatz hierfür ist dabei die Orientierung an der Größe der Cochlea. Es ist bekannt, dass die menschliche Cochlea in Größe und Form deutlich variiert (Alanazi et al. 2018, Dhanasingh et al. 2019a, Meng et al. 2016; Miller 2007). Diese Variationen können die Elektrodenposition innerhalb der Cochlea und folglich die endgültige Tonhöhenunterscheidung beeinflussen (Stakhovskaya et al. 2019). Berücksichtigt man die tonotope Gliederung der Cochlea, welche u.a. durch die Greenwood Funktion (Greenwood, 1990) beschrieben werden kann, ist die individuelle Länge der Cochlea („cochlear duct length“ [CDL]) insbesondere bei Operationen mit dem Ziel des Restgehörerhalts für die Elektrodenwahl zu berücksichtigen (Weiss et al. 2019).

Vor jeder Cochlea-Implantation erfolgt standardmäßig eine CT-Untersuchung des Schläfenbeins zur Beurteilung der für die Implantation relevanten knöchernen Strukturen. Zusätzlich wird eine MRT-Untersuchung des Kopfes zur Überprüfung eines Vorhandenseins des Nervus cochlearis und zum Ausschluss von intrakraniellen Kontraindikationen für eine Implantation durchgeführt (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020). Hieraus ergibt sich die Möglichkeit, diese Bildgebung für eine präoperative Vermessung der Cochlea heranzuziehen.

Die folgende Arbeit befasst sich mit der Frage, i) inwieweit anhand von präoperativ angefertigter klinischer Bildgebung eine Vermessung der Cochlea möglich ist und ii) ob diese dazu geeignet ist, die postoperative Lage der Elektrode vorherzusagen.

## 1.1. Grundlagen des Hörvermögens

### 1.1.1. Anatomie des Innenohres

Das Innenohr, bestehend aus Cochlea, Vestibulum und den drei Bogengängen (Ekdale 2016), liegt in der Pars petrosa des Os temporale (Abb. 1), welche auch als Felsenbeinpyramide bezeichnet wird (Schünke et al. 2012).

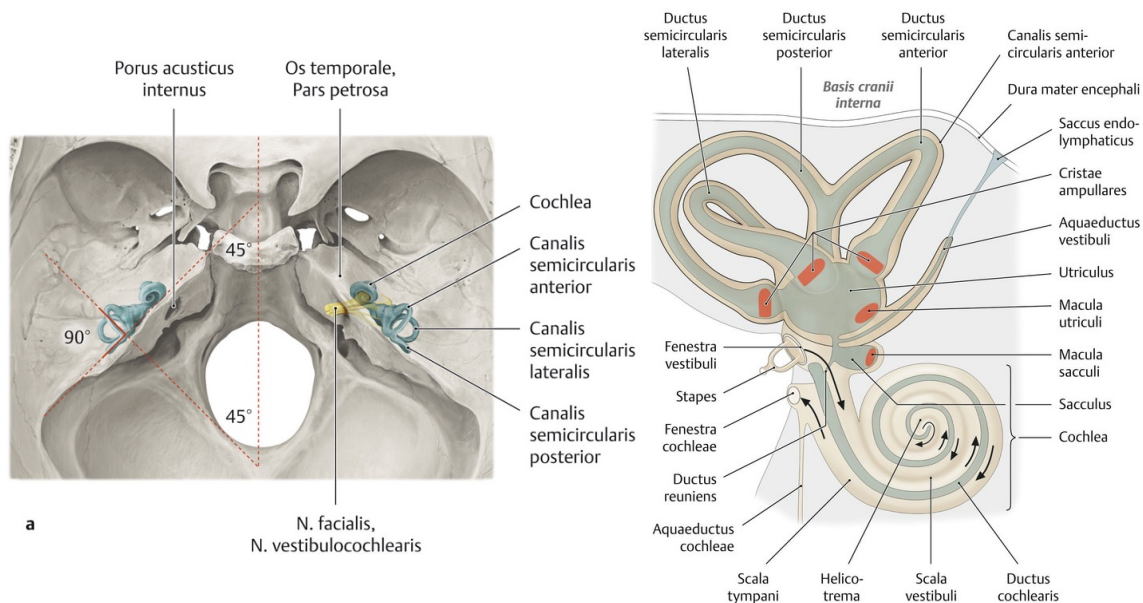


Abb. 1: Projektion des Innenohres auf die Felsenbeinpyramide nach [1]

Abb. 2: schematische Darstellung des knöchernen und häutigen Labyrinths nach [1]

Das Innenohr ist vollständig knöchern umgeben. Anatomisch wird das Innenohr in das knöcherne Labyrinth und das häutige Labyrinth eingeteilt. Zum knöchernen Labyrinth zählen das Vestibulum, der Canalis spiralis cochleae und die Canales semicirculares (Bogengänge) (Abb. 2). Das knöcherne Labyrinth stellt eine umgebende Kapsel für das häutige Labyrinth dar (Lenarz, Boenninghaus 2012), welches den Ductus cochlearis, Utriculus, Sacculus, Saccus endolymphaticus, Ductus reuniens und die drei Bogengänge umfasst. Die Räume des häutigen Labyrinths sind mit Endolymphe gefüllt, während die übrigen Räume bis zur knöchernen Begrenzung mit Perilymphe gefüllt sind.

Funktionell kann das Innenohr in das Vestibularorgan, bestehend aus Sacculus, Utriculus und den drei Bogengängen, welches die Voraussetzung für den Gleichgewichtssinn ist und in die Cochlea, welche dem sensorineuralen Anteil des Hörsinns zugeordnet wird, unterteilt werden (Schünke et al. 2012).

Die Cochlea ist ein schneckenförmiges Gangsystem mit zweieinhalb (900°) Windungen (Lenarz, Boenninghaus 2012). Sie erstreckt sich von der Schneckenbasis, welche in Richtung des inneren Gehörgangs zeigt, bis zur Schneckenspitze (Apex), die in Projektion auf den Schädel nach vorne, außen und unten gerichtet ist.

Über zwei Fenster in der Cochlea erfolgt die Kommunikation zwischen Mittel- und Innenohr. Über das ovale Fenster ist die Gehörknöchelchenkette durch die Steigbügel Fußplatte mit der Cochlea verbunden. Die durch die Gehörknöchelchen mechanisch übertragenen Druckschwankungen durchlaufen die Cochlea und werden über das runde Fenster wieder an das Mittelohr abgegeben (Probst et al. 2008). Im histologischen Querschnitt durch die Cochlea entlang der Achse der Cochlea (Modiolus), lässt sich der Schneckengang in drei Abschnitte (Skalen) unterteilen (Abb. 3). Scala vestibuli und Scala tympani sind mit Perilymphe gefüllt, der Ductus cochlearis enthält Endolymphe (Casale et al. 2021). Die Reissner'sche Membran trennt den Ductus cochlearis und die Scala vestibuli voneinander. Der Ductus cochlearis sitzt der Basilarmembran auf, welche an der Lamina spiralis ossea verankert ist und den Ductus cochlearis von der darunter gelegenen Scala tympani trennt (Schünke et al. 2012).

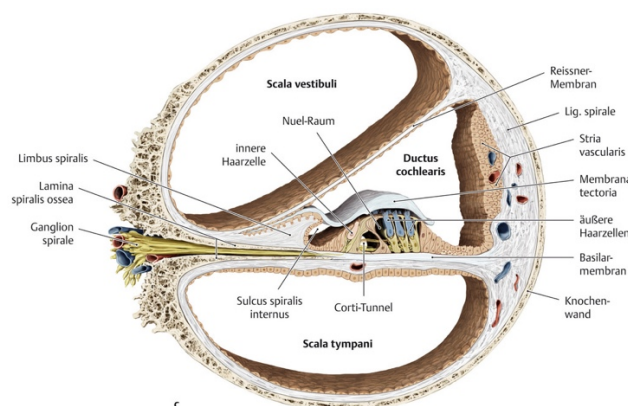


Abb. 3: Querschnitt durch den Canalis spiralis cochleae nach [1]

Von der Schneckenbasis bis zum Helicotrema, welches an der Schneckenspitze liegt, nimmt die Breite der Basilarmembran zu, ihre Steifigkeit hingegen ab (Helpard et al, 2020). Die Basilarmembran ist steigbügelnahe also schmal und steif, während sie am Helicotrema breit und weich ist. Auf der Basilarmembran liegt das Cortiorgan, welches das Sinnesepithel enthält. Das Sinnesepithel besteht aus drei bis vier Reihen äußerer Haarsinneszellen, und aus einer einfachen Reihe innerer Haarsinneszellen. Die innere Haarsinneszellen bilden Synapsen mit den Spiralganglienzellen, deren Axone in den Hörnerv ziehen (Li et al, 2021).

An das Innenohr schließt sich medial der innere Gehörgang an. In ihm verlaufen u.a. neuronale Strukturen des N. facialis (VII), der N. vestibularis und der N. cochlearis, die in ihrem weiteren Verlauf den N. vestibulocochlearis (VIII) bilden sowie die A. labyrinthi (Schünke et al. 2012).

### 1.1.2. Physiologie des Hörens

Als akustische Wahrnehmung bezeichnet man die Sinneswahrnehmung von Schall. Für den Menschen akustisch wahrnehmbar sind Schallfrequenzen zwischen 20 Hz und 16 kHz (Pape et al. 2012). Treffen Schallwellen auf das äußere Ohr, so werden diese über den äußeren Gehörgang auf das Trommelfell übertragen und versetzen es in Schwingung. Diese mechanischen Signale werden auf die Gehörknöchelchenkette und über die Steigbügel Fußplatte ans Innenohr übertragen (Pape et al. 2012). Dabei werden niedrige Drücke und starke Auslenkungen, wie sie am Trommelfell entstehen, durch den Größenunterschied von Trommelfell und ovalem Fenster sowie durch die Hebelwirkung der Gehörknöchelchen in hohe Drücke mit geringer Auslenkung umgewandelt (Lenarz, Boenninghaus 2012). Dieser Vorgang wird als Impedanzanpassung bezeichnet. Die Bewegung der Steigbügel Fußplatte führt zu einer Druckwelle in der Scala tympani, welche die Basilarmembran auslenkt. Diese Auslenkung pflanzt sich entlang der Basilarmembran fort und führt zu einer Wanderwelle in Richtung des Helicotremas (Békesy et al. 1970). Auf Grund der unterschiedlichen Eigenschaften der Basilarmembran wird die Wanderwelle bis zu einem frequenzspezifischen Punkt verstärkt (Vermeire et al. 2008). Tiefe Frequenzen werden apexnah an den weicheren und breiteren Abschnitten der Basilarmembran verstärkt, hohe Frequenzen basisnah an steiferen und schmalen Abschnitten der Basilarmembran (Tonotopie) (Lenarz, Boenninghaus 2012). Am Ort der größten Verstärkung kommt es zur größten Auslenkung der Basilarmembran und dadurch zu einer Scherbewegung zwischen Tektorialmembran und Haarsinneszellen (Abb. 4), die zum Abknicken der Stereovilli der äußeren Haarsinneszellreihe und damit zur Öffnung von Ionenkanälen führt.

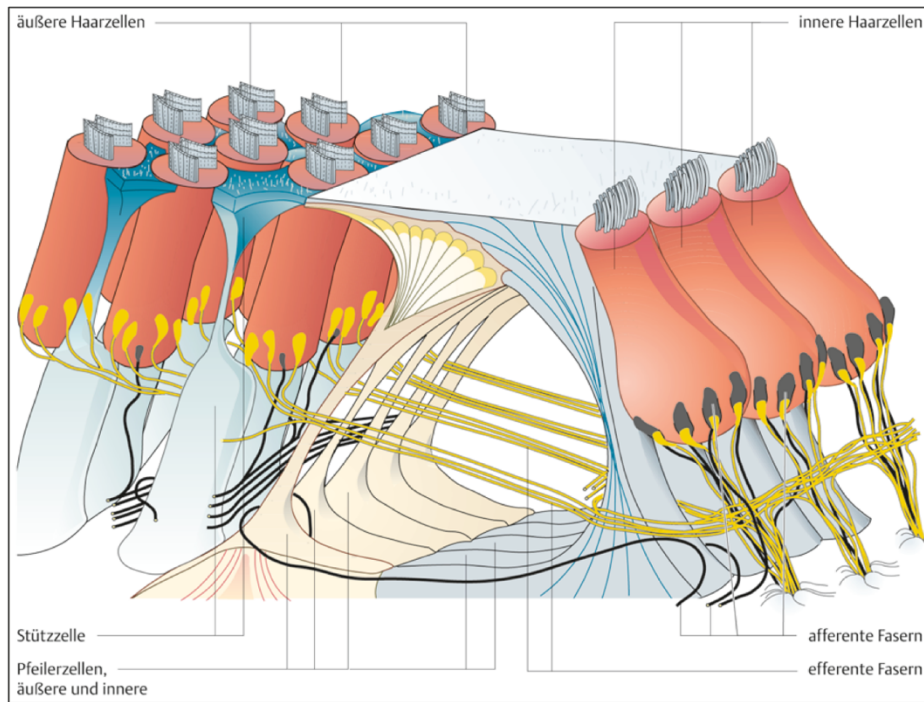


Abb. 4: schematische Darstellung des Corti-Organs mit äußeren (links) und inneren Haarsinneszellen (rechts) nach [2]

Hierdurch kommt es zur Transduktion des mechanischen in ein elektrisches Signal, welches über den Hörnerv an den zentralen auditorischen Kortex weitergeleitet wird (Abbildung 5) (Strutz et al. 2012).

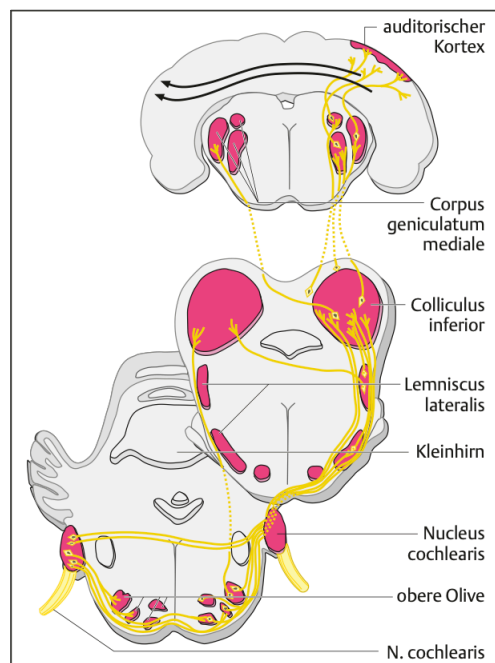


Abb. 5: Darstellung der Hörbahn nach [2]

### 1.3. Schwerhörigkeit und Taubheit

Epidemiologischen Studien zufolge, die durch die WHO in einer Metaanalyse zusammengetragen wurden, leiden schätzungsweise 466 Millionen Menschen weltweit unter beeinträchtigender Schwerhörigkeit oder Taubheit („disabling hearing loss“) (WHO 2018). Hierunter fallen Hörverluste auf dem besser hörenden Ohr von mindestens 40 dB bei über 15-Jährigen bzw. von mindestens 30 dB bei Kindern bis zu einem Alter von 14 Jahren (WHO, 2018). Die Gradeinteilung der Schwerhörigkeit wird dabei wie folgt vorgenommen (Michel 2021):

<b>Bezeichnung</b>	<b>Hörschwelle auf dem besser hörenden Ohr</b>
Normalhörigkeit	<20dB
Leichter Hörverlust	20 bis <35dB
Mäßiger Hörverlust	35 bis <50dB
Mittelschwerer Hörverlust	50 bis <65dB
Schwerer Hörverlust	65 bis <80dB
Hochgradiger Hörverlust	80 bis <95dB
Vollständiger Hörverlust	95dB oder mehr
Einseitig	<20dB auf dem besseren Ohr

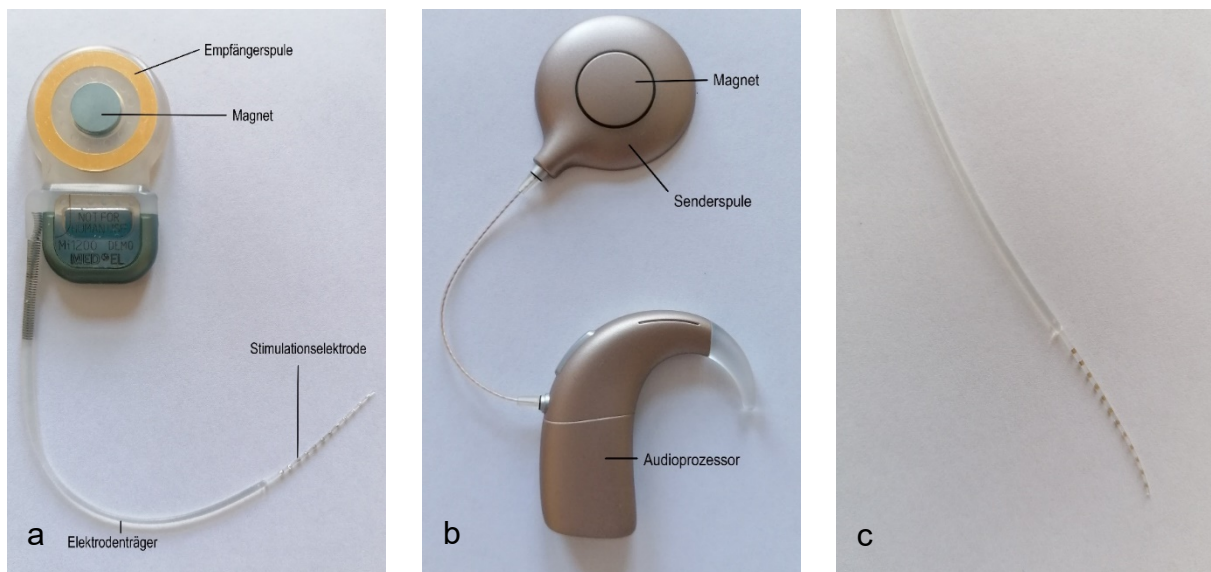
Tabelle 1: Gradeinteilung der Schwerhörigkeit nach WHO 2021

Weltweit sind ca. 34 Millionen Kinder (<14 Jahren) und über ein Drittel in der Altersgruppe der Über-65-Jährigen von Schwerhörigkeit oder Taubheit betroffen (WHO 2018). Die Ursachen für Schwerhörigkeit sind vielfältig. Die häufigste Form ist die Altersschwerhörigkeit (Presbyakusis) (Wang et al. 2020). Weitere Ursachen können u.a. die Einnahme ototoxischer Medikamente, virale Infektionen oder eine genetische Prädisposition sein (Korver et. al 2017). Man unterscheidet die Schalleitungsschwerhörigkeit, deren Ursache im äußerem Ohr und/oder Mittelohr liegt, von der Schallempfindungsschwerhörigkeit, welche die Cochlea oder die nachfolgenden Anteile der Hörbahn betrifft. Treten Schalleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit gemeinsam auf, spricht man von einer kombinierten Schwerhörigkeit (Ontario Health 2020).

## 2. Cochlea-Implantation

### 2.1. Aufbau und Funktionsweise des CI

Das Cochlea-Implantat (CI) ist ein implantierbares Hörsystem für die Behandlung der hochgradigen Schallempfindungsschwerhörigkeit oder Taubheit. Es besteht aus einer implantierbaren und einer nicht implantierbaren Komponente (Abbildung 7). Der nicht implantierbare Audioprozessor dient dem Empfang von Schallsignalen und deren Umwandlung in elektrische Impulse sowie ihrer transkutanen Weiterleitung über eine Senderspule. Er enthält eine Batterie und stellt durch Induktion die für das Implantat benötigte Energie bereit. Der Sprachprozessor steht über eine Sendespule mit dem Implantat in Verbindung. Das unter der Haut liegende Implantat verfügt über eine Empfängerspule, die die elektrischen Impulse des Audioprozessors empfängt und die verschiedenen elektrischen Impulse auf einen Elektrodenträger weiterleitet (Abb. 7c), welcher sich in der Cochlea befindet. Über die unterschiedlichen Elektrodenkontakte wird der Hörnerv stimuliert (Lenarz, 2018).



(a) Implantierbare Komponente, (b) Audioprozessor, (c) Elektrodenträger  
Abbildung 7: Aufbau CI

Während das erste CI, welches 1957 von dem Physiker Djourno und dem Otologen Eyriès entwickelt wurde, lediglich über einen Stimulationskanal und Elektrodenkontakt verfügte, der indirekt den Hörnerv stimulierte (Djourno und Eyriès, 1957), weisen die heute verwendeten Implantate mehrkanalige Elektrodenträger mit im Schnitt 12 bis 22 Elektroden auf. Die einzelnen Elektroden stehen hierbei annähernd stellvertretend für

einen Kanal mit einem bestimmten Frequenzbereich (Vermeire 2020). Es konnte gezeigt werden, dass eine Anzahl von 12 bzw. 8 aktiven Kanälen zu einer besseren Sprachverständlichkeit im Vergleich zu einer Anzahl von 4 aktiven Kanälen führt (Friesen 2001, Croghan, 2017). Ein signifikant zusätzlicher Nutzen von mehr als 22 Elektroden wird kontrovers diskutiert (Cucis 2018, Croghan 2017, Shannon 2004). Als Grund dafür wird eine Überlappung der erzeugten elektrischen Felder diskutiert (Friesen et al., 2001, Tang et al. 2011). Die Sprachverständlichkeit nach Cochlea-Implantation wird deshalb nicht auf die Anzahl der Elektroden, sondern auf die spektrale Auflösung zurückgeführt (Carlyon et al. 2017). Ein weiterer Einflussfaktor auf die Sprachverständlichkeit ist die Möglichkeit postoperativer CI-Anpassungen (de Graaff et al. 2020).

## 2.2. Indikationsstellung Cochlea-Implantat

Ein CI ist indiziert, wenn durch ein konventionelles Hörgerät oder andere implantierbare Hörsysteme keine ausreichende Sprachverständlichkeit erzielt wird (Lenarz, Laszig 2012). Dies ist dann gegeben, wenn die Einsilbverständlichkeit im Freiburger Sprachverständlichkeitstest für das getestete Ohr im freien Schallfeld bei einem Schalldruckpegel von 65 dB kleiner oder gleich 60 % ist (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020).

Während mit Einführung der Cochlea-Implantation zu Beginn der 1980er Jahre nur Patienten implantiert wurden, die beidseits vollständig ertaubt waren und somit über kein Restgehör verfügten (Sampaio et al 2011), kann die Indikation für ein CI heute auch bei einseitiger Taubheit (van de Heyning et al. 2008) oder vorhandenem Restgehör erfolgen (Leigh et al. 2011). Die Indikation ist hierbei für beide Ohren getrennt zu erheben (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020). Bei der Indikationsstellung, sowohl für Kinder als auch Erwachsene, werden audiologische Kriterien sowie die Einflussfaktoren auf das Hören mit CI berücksichtigt. Hierzu zählen der Zeitpunkt der Ertaubung bzw. des höhergradigen Hörverlustes, das Vorhandensein von Restgehör, sowie die Ertaubungsdauer (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020). Vor dem Spracherwerb (prälingual) taube Kinder sollten, sofern keine retrocochleäre Hörnervenschädigung vorliegt, bereits vor Ende des ersten Lebensjahres implantiert werden. Studien zeigen hierbei, dass eine möglichst frühe Implantation den Spracherwerb positiv beeinflusst (Tomblin et al. 2005). Es wird davon ausgegangen, dass der Spracherwerb bereits unmittelbar mit der Geburt

beginnt und insbesondere in den ersten fünf Lebensjahren stattfindet (Humphries 2012). Daher empfiehlt es sich, prälingual taube und perilingual ertaubte Kinder so früh wie möglich zu implantieren. Die Indikation zur Cochlea-Implantat-Versorgung prälingual tauber Erwachsener kann gegeben sein, jedoch ist eine höhere Rate an „non users“ als bei prälingual ertaubten Kindern zu erwarten (Lammers 2018). Bei postlingualer Ertaubung oder wenn die mit einem Hörgerät gemessene monaurale Einsilberverschämlichkeit im freien Schallfeld bei einem Sprachpegel von 65 dB SPL  $\leq$  60% ist, ist unabhängig von Alter und Ertaubungsdauer die Indikation für eine Cochlea-Implantation gegeben (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020),

Bei Patienten mit partiellem Hörverlust soll bei der Cochleaimplantation das Restgehör geschont werden (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020). Das CI kann bei Patienten mit dem Ziel des Restgehörershalts zur kombiniert elektrisch-akustischen Stimulation (EAS) genutzt werden (Gstoettner et al. 2008). Während tiefe Frequenzen durch ein konventionelles Hörgerät verstärkt werden und von der Cochlea auf physiologischem Wege verarbeitet werden, werden hohe Töne durch ein CI erzeugt und der Hörnerv direkt stimuliert.

Voraussetzung für eine erfolgreiche Cochlea-Implantation ist das Vorhandensein einer Cochlea oder einer implantierbaren gemeinsamen Anlage von Cochlea und Vestibulum („common cavity deformity“) sowie das Vorhandensein eines intakten Hörnervs (Weiss et al. 2020, Sennaroglu et al. 2010). Hier kommen für die präoperative Diagnostik neben audiologischen Testungen vor allem bildgebende Verfahren zum Einsatz. Hierzu zählen die CT/DVT des Schläfenbeins zur Erfassung von Pathologien der Cochlea, des Mittelohres und des Mastoids sowie eine MRT zur Darstellung des N. vestibulocochlearis (N. VIII). Postoperativ erfolgt standardmäßig eine Röntgenkontrollaufnahme nach Stenvers zur Beurteilung der Elektrodenlage (sk2 Leitlinie Cochlea-Implantat-Versorgung 2020). Die einzelnen bildgebenden Verfahren werden in Kapitel 3 näher erläutert.

### 2.3. Wahl der Elektrode

In Deutschland steht ein breites Repertoire an CI-Elektroden verschiedener Hersteller zur Verfügung. Sie unterscheiden sich vor allem in Länge, Breite und Flexibilität (vorgeformt versus flexibel) und können in modiolusnahe (perimodiolär) und modiolusferne (lateral-wall) Elektroden unterteilt werden. Flexiblere und schmalere Elektroden könnten den Druck auf das umliegende Gewebe reduzieren und daher bessere Langzeitergebnisse für den Restgehörerhalt liefern (Chole et al. 2015), breitere Elektroden steigern den intracochleären Druck, führen die Elektrodenkontakte jedoch näher an den Hörnerv (Dhanagsingh 2017). Neben der Art der Elektrode werden weitere Einflussfaktoren auf das postoperative Ergebnis diskutiert, wie beispielsweise die Wahl des Sprachprozessors (Dazert et al. 2017) oder die Insertionstiefe (O'Connel et al. 2017). Bisherige Studien lassen vermuten, dass eine geeignete Elektrode etwa 70-80% der CDL abdeckt (Weller et al. 20019, Mistrik et al. 2016). Soll die zu erwartende cochleäre Abdeckung durch eine Elektrode vor Cochlea-Implantation abgeschätzt werden, ist eine präoperative CDL-Bestimmung notwendig.

### 2.4. Operatives Verfahren der Cochlea-Implantation

Bei der Implantation werden eine Mastoidektomie und posteriore Tympanotomie durchgeführt. Als erste Landmarke wird die Dura zur mittleren Schädelgrube identifiziert. Die hintere Gehörgangswand des äußeren Gehörgangs wird ausgedünnt (Strutz et al. 2017). Als nächste Landmarken werden der kurze Ambossfortsatz im Antrum und der horizontale Bogengang dargestellt. Der Nervus facialis wird ausgehend vom Chorda-Facialis-Winkel dargestellt. Hierzu wird mit einem großen Diamantbohrer der Knochen flächig abgetragen. Der Gesichtsnerv sollte während der gesamten Operation dünn knöchern bedeckt bleiben und in seinem Verlauf dargestellt werden, um eine optimale Orientierung zu gewährleisten. Der Zugang zum Mittelohr erfolgt über die posteriore Tympanotomie zwischen Chorda tympani und Nervus facialis (N. VII). Die CI-Elektrode wird über eine Rundfensterinsertion oder eine Cochleostomie in die Scala tympani der Cochlea eingeführt. Die Magnetspule wird in einem Knochenbett am Os temporale unter dem Musculus temporalis fixiert (Strutz et al. 2017, Kempf et al. 2003).

### 3. Bildgebende Verfahren zur Darstellung der Cochlea

#### 3.1. Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein zweidimensionales, bildgebendes Verfahren, bei dem mit Röntgenstrahlung eine überlagerungsfreie Darstellung von Körperregionen erreicht werden kann. Der Computertomograph besteht aus einer Gantry (Röhre) und einem fahrbaren Tisch, auf welchem der Patient gelagert und anschließend durch die Gantry geschoben wird. Innerhalb der Gantry befindet sich ein Ring, der auf einer Seite einen dünnen Röntgenstrahl aussendet, der durch Blenden zu einem Fächerstrahl modifiziert wird. Durchdringt der Röntgenstrahl eine Körperregion wird er, abhängig von den verschiedenen Geweben, unterschiedlich stark abgeschwächt. Der abgeschwächte Röntgenstrahl wird – je nach Gerätetyp und -einstellung – an einer oder mehreren Detektorreihen wieder empfangen. Von dort werden die Informationen an einen Computer weitergeleitet, der den unterschiedlichen Messwerten Graustufen zuordnet und annähernd überlagerungsfreie Schnittbilder erzeugt.

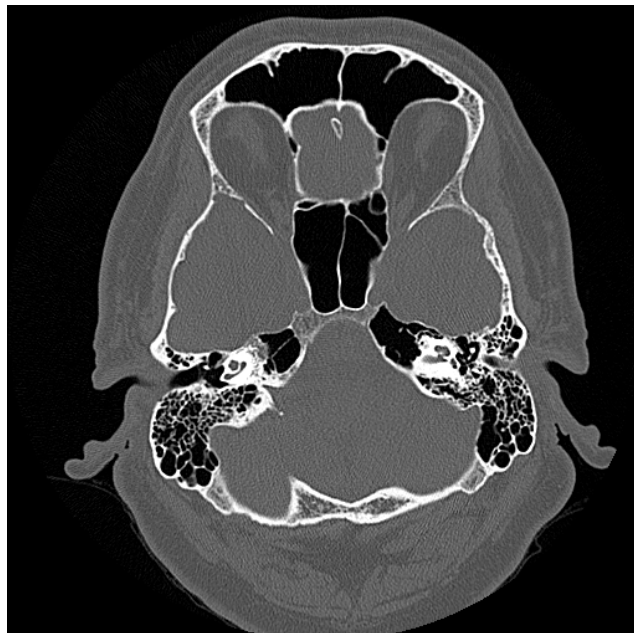


Abb. 8: hrCT Schädel, axial, Knochenfenster [3]

Die unterschiedlichen Graustufen werden durch die Hounsfield-Skala beschrieben. Dabei können die Hounsfield-Einheiten (Hounsfield-Units, HU), welche von den unterschiedlichen Gewebeeigenschaften abhängig sind (Tabelle 2), Werte zwischen -1000 und ca. 1500 HU betragen. Luft schwächt Röntgenstrahlung nahezu nicht ab und hat definitionsgemäß -1500 HU, während es sich bei Zähnen um das humane

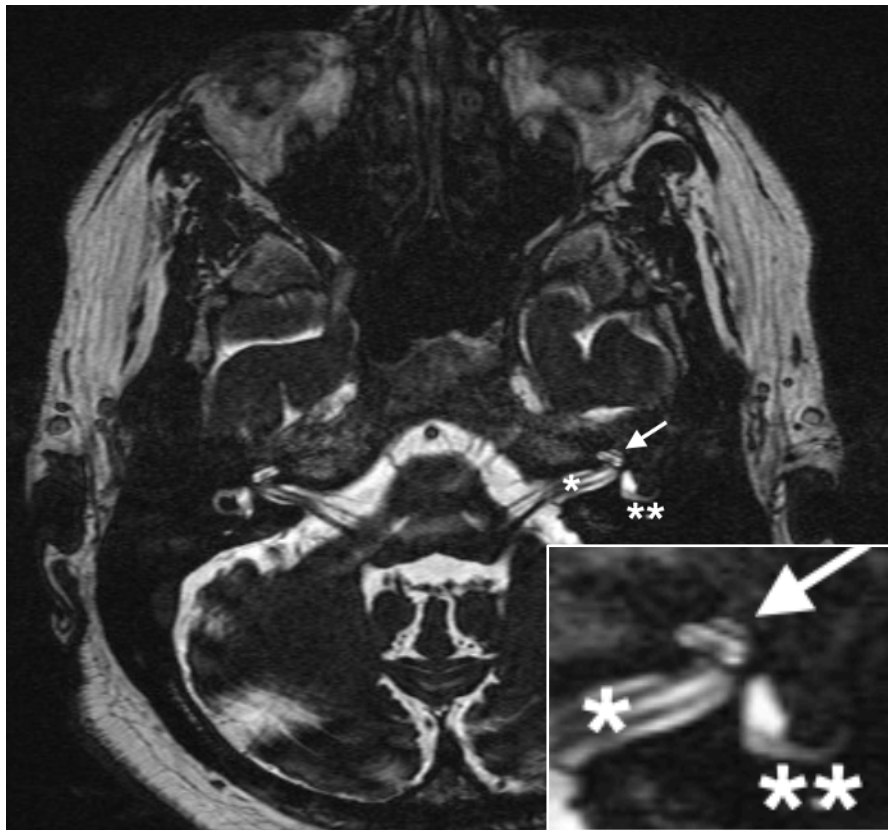
Gewebe mit der stärksten Abschwächung von Röntgenstrahlung handelt. Im Schläfenbein liegen die HU zwischen 900 und 2600 HU.

<b>Gewebe</b>	<b>HU</b>
Luft	-1000
Lunge	-900 bis -200 <sup>1</sup>
Fettgewebe	-20 bis -200 <sup>1</sup>
Wasser	0
Blut	30 bis 60 <sup>1</sup>
Leber	20 bis 60 <sup>1</sup>
Knochen	700 bis 2000 <sup>2</sup>
Zahnschmelz	3000 bis 4000 <sup>3</sup>
Schläfenbein	900 bis 2600 <sup>4</sup>

Tabelle 2: Hounsfield-Einheiten in unterschiedlichen Geweben [5]

### 3.2. Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist, wie die CT, ein Verfahren der Schnittbildgebung. Sie basiert im Gegensatz zur CT nicht auf dem Prinzip der Röntgenstrahlung, sondern auf der Anlage eines starken Magnetfeldes um den Patienten. Dabei werden sich die unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften unserer körpereigenen Wasserstoffionen in den verschiedenen Körpergeweben für die Bildgebung genutzt. Über die Anlage des Magnetfeldes werden die Wasserstoffionen in eine Richtung ausgerichtet. Erfolgt die Abschaltung des Magnetsignals, fallen die Wasserstoffionen in ihre Ursprungsposition zurück – abhängig vom Gewebetypus dauert dies unterschiedlich lange. Über die gemessenen Zeiten kann eine Rückrechnung auf eine Gewebeart erfolgen. Die MRT wird standardmäßig vor Cochlea-Implantation durchgeführt.



\*: N. VIII

\*\* : Vestibulum und horizontaler Bogengang

Pfeilspitze: Cochlea

Abb. 9: CISS-Sequenz zur Darstellung des N. VIII [3]

### 3.3. Digitale Volumentomographie (DVT)

Die digitale Volumentomographie (DVT) oder auch *Cone Beam CT (CBCT)* ist ein dreidimensionales, bildgebendes Verfahren. Sie basiert, wie die CT, auf Röntgenstrahlen. Im Unterschied zur CT sitzt der Patient am DVT-Gerät (Abb. 10) und wird nicht durch eine Gantry bewegt. Die zugrundeliegende Aufnahmetechnik ähnelt der der CT, es wird jedoch ein dreidimensionales Strahlenbündel statt eines Fächerstrahls verwendet. Dies erlaubt die Detektion einer großen Anzahl an Projektionsaufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen, sodass ein dreidimensionales Modell erzeugt werden kann, welches in multiplanare Rekonstruktionen umgewandelt werden kann (Abb.11).

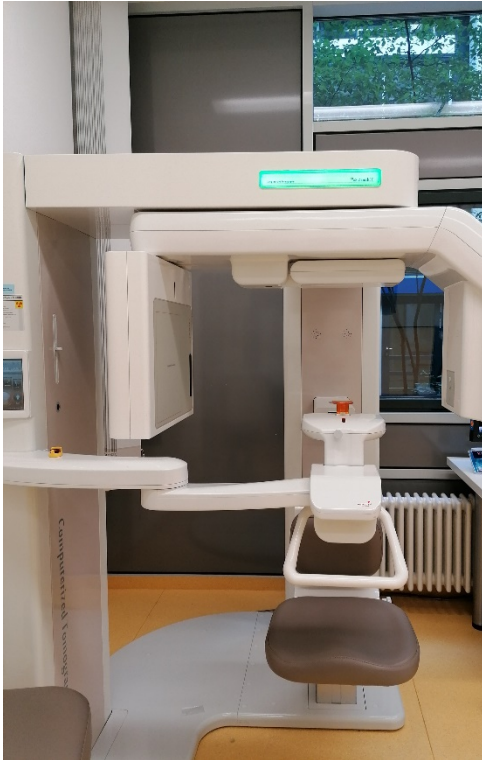


Abb. 10: DVT-Gerät [4]

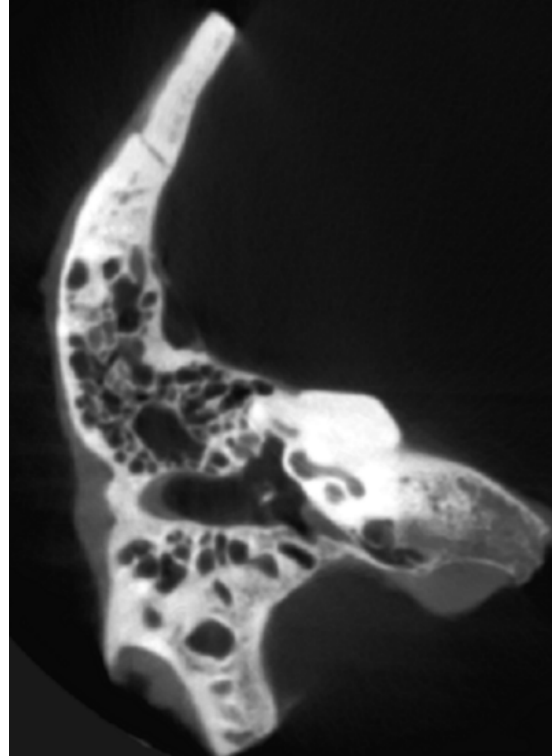


Abb. 11: Felsenbeinpräparat nach  
Rekonstruktion durch die DVT-  
Bildverarbeitungssoftware [4]

### 3.4. Röntgen

Röntgenaufnahmen dienen im Rahmen von Cochlea-Implantationen der postoperativen Lagekontrolle des Elektroenträgers. Hierzu dient eine Röntgenaufnahme nach Stenvers (Abb. 12).



Abbildung 12: Röntgenkontrollaufnahme nach Stenvers [3]

Bei dieser Aufnahme wird die Röntgenplatte in einem 45°-Winkel frontotemporal an die Orbita angelegt und der Strahlengang 12-15° von unten zur Platte gewählt. Diese Einstellungen ermöglichen eine komplette Darstellung des Schläfenbeins. Postoperativ kann in dieser Einstellung die Elektrodenlage kontrolliert werden. Die untenstehenden Abbildungen zeigen regelrechte (Abb. 13a), und eine Fehllage des Elektrodenträgers (Umknicken des Elektrodenträgers, engl. „tip fold over“) (Abb. 13b).

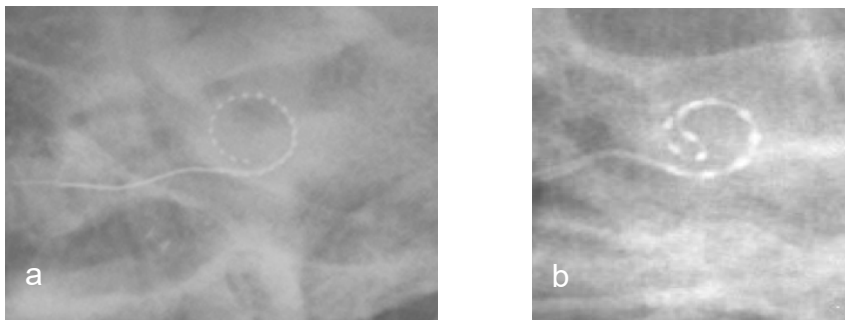


Abbildung 13: Lage des Elektrodenträgers

(a) regelrechte Elektrodenlage [3]

(b) Umknicken der Elektrodenspitze („tip fold over“) [6]

## 4. Messung der Länge des Ductus cochlearis

### 4.1. Bedeutung der Länge des Ductus cochlearis

Die Kenntnis über die CDL kann in Bezug auf die Cochlea-Implantation hilfreich sein, um die geeignete Elektrode zu wählen. Elektroden, die perimodiolar eingeführt werden, reichen - bei gleicher Länge des Elektrodenträgers - tiefer in die Cochlea hinein als Elektrodenträger, die entlang der lateralen Wand eingeführt werden und decken somit einen kürzeren Abschnitt der Cochlea ab (Hessel, 2012). Um eine Aussage zu treffen, welcher Anteil der Cochlea durch den Elektrodenträger abgedeckt ist, eignet sich die Messung des Insertionswinkels zur Ermittlung der cochleären Abdeckung (cochlear coverage [CC]). Klinische Studien zeigen einen Zusammenhang zwischen postoperativer Sprachverständlichkeit und CC (Kuthubutheen et al. 2019). Bisherige Ergebnisse lassen vermuten, dass eine CC von mindestens 70-80% zu einer guten Sprachverständlichkeit führt (Weller et al. 2019, Mistrík et al. 2016). Eine präoperative Messung scheint daher sinnvoll, um für die gewünschte CC eine passende Elektrode zu wählen. Die Wahl der geeigneten Elektrode ist einerseits von den anatomischen Gegebenheiten jedes Patienten abhängig, andererseits auch vom Ausmaß des Hörverlusts. Bei Patienten mit Restgehör im niederfrequenten Bereich

kann eine kürzere Elektrode gewählt werden, da nahe des Helicotremas noch intakte Haarsinneszellen zu erwarten sind und der Erhalt des Restgehörs bessere Ergebnisse zeigte als bei der Verwendung längerer Elektroden (Novak et al. 2007). Bei funktionellem Restgehörerhalt kann in ausgewählten Fällen eine elektro-akustische Stimulation (EAS) erfolgen. Hierbei wird der Hörnerv über eine kurze CI-Elektrode in den hohen Frequenzen stimuliert, während tiefe Frequenzen über ein Hörgerät akustisch mit dem Restgehör wahrgenommen werden (Gstoettner 2008). Die präoperative Kenntnis über die CDL ermöglicht daher i) die Abschätzung der Insertionstiefe einer CI-Elektrode (Weller et al. 2019, Mistrík et al. 2016), ii) die Vorhersage der wahrscheinlichen Frequenzabdeckung (Vermeire et al. 2020, 2008) sowie iii) die Reduktion des Insertionstraumas mit dem Ziel des Restgehörerhalts.

#### 4.2. Historischer Überblick über die Methoden der Cochlea-Vermessung

Bereits im zweiten Abschnitt des 19. Jahrhunderts beschrieben mehrere Wissenschaftler, u.a. Hensen (1865), Waldeyer (1873), Krause (1876) und Retzius (1886) die Länge des Corti-Organs (Koch et al. 2017). Dazu führten sie unter einem Mikroskop Messungen anhand histologischer Schnitte mit einem Mikrometer durch. Diese Methode wird als direkte Methode bezeichnet. Die erste indirekte Methode beschrieb Hardy im Jahr 1938. Dabei wurden Landmarken in histologischen Schnitten gesetzt, nachfolgend auf eine zweidimensionale graphische Darstellung übertragen und anschließend vermessen (Hardy 1938). Die direkten Methoden standen dabei in Abhängigkeit guter histologischer Schnittherstellung und Fixierung (Hardy 1938, Miller 2007). Noch 100 Jahre später basierten alle Methoden zur Vermessung der Cochlea auf histologischen Schnitten (Koch et al. 2017). Die ersten in vivo Methoden zur CDL-Messung wurden 1998 von Ketten et al. etabliert. Hierfür wurden Spiral-CT Aufnahmen von CI-Patienten verwendet und dreidimensional rekonstruiert. Durch die Bestimmung des Drehwinkels und des apikalen Durchmessers gelang es, die Cochlea als archimedische Spirale zu beschreiben und anhand des neu kreierte Modells Berechnungen durchzuführen (Ketten et al., 1998). Mit dieser Methode konnte erstmals eine Unabhängigkeit von der histologischen Aufarbeitung erreicht werden. Hierbei wurde die Voraussetzung dafür geschaffen, dass in der Folge die CT-gestützte 3D-Rekonstruktion für die Messung der CDL zunehmend an Bedeutung gewann. Die erste 3D-Rekonstruktion der Cochlea zur CDL-Messung wurde durch Tagaki und Sando 1978 beschrieben. Ähnlich wie bei Hardy 1938 wurden auch hier

Landmarken an histologischen Schnitten gesetzt. Diese wurden anschließend mithilfe eines Computers zu einem dreidimensionalen Modell zusammengesetzt (Tagaki, Sando, 1978). Escudé entwickelte basierend auf den Überlegungen Kettens eine Formel, welche die Länge der lateralen Wand der Cochlea (LW) in Abhängigkeit vom Durchmesser der basalen Schneckenwindung beschreibt (Escudé, 2006). Würfel et al. nutzten eine softwarebasierte 3D-Rekonstruktion der Cochlea, um anschließend die laterale Wand vom runden Fenster bis zum Helikotrema zu vermessen (Würfel et al. 2014). Eine vergleichbare Methode wird auch in dieser Arbeit angewendet (s. 5.2.1.).

## 5. Methodik

### 5.1. Studienaufbau

Das für diese Arbeit verwendete Studienprotokoll wurde von der lokalen Ethikkommission in Übereinstimmung mit der Helsinki-Deklaration genehmigt (Registrierungsnummer A2019-0089). Die in dieser Arbeit verwendeten Schläfenbeinpräparate entstammen dem Körperspenderprogramm des Instituts für Anatomie der Universitätsmedizin Rostock. Alle Körperspender entschieden freien Willens, Ihren Körper für die medizinisch-wissenschaftliche Forschung zu spenden und hielten dies zu Lebzeiten in einer schriftlichen Erklärung fest.

Insgesamt 20 humane Schläfenbeinpräparate wurden in dieser Arbeit untersucht. Die Untersuchung erfolgte mit zwei verschiedenen Schnittbildverfahren, die in der klinischen Diagnostik vor Cochlea-Implantation eingesetzt werden (hrCT und DVT). Die hrCT-Aufnahmen wurden mit einem 64-zeiligen Multidetektor-CT (Aquilion 64, Canon Medical Systems, Tustin, USA) mit einer Schichtdicke von 500 $\mu$ m und einer Matrix von 512 x 512 durchgeführt. Die DVT-Aufnahmen erfolgten mit einem PaX Zenith 3D Gerät (VATECH Co., Ltd, Hwaseong, Südkorea; Aufnahmesoftware: byzz, Version 5.8.3., Orangedental, Biberach a. d. Riß, Deutschland). Das Untersuchungsfeld wurde auf 9x12 cm festgelegt, nach Rekonstruktion betrug die Schichtdicke 200 $\mu$ m. Die Schläfenbeinpräparate wurden für das jeweils angewandte bildgebende Verfahren analog zur erforderlichen Patientenlagerung positioniert. An den erzeugten Schnittbildern wurden drei verschiedene Methoden zur präoperativen CDL-Bestimmung angewandt: (i) Messung der CDL entlang der lateralen Wand eines semi-automatisch erzeugten 3D-Modells der Cochlea (Materialise Mimics Innovation Suite, Version 21.0, NV, Leuven, Belgien), (ii) CDL-Messungen mit einer klinisch zugelassenen otochirurgischen Planungssoftware (OTOPLAN, CAScination AG, Bern,

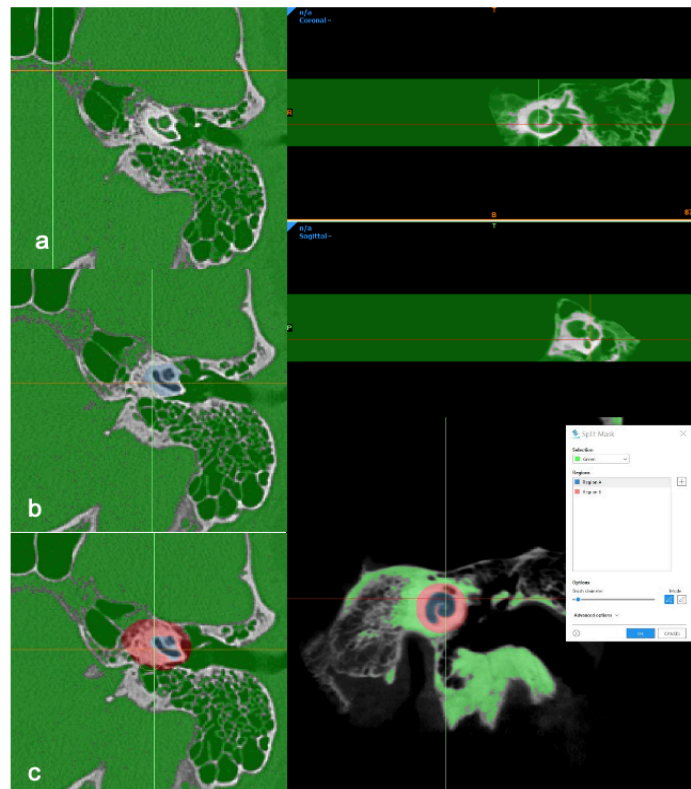
Schweiz) und (iii) die Berechnung der CDL mit der etablierten „A-value“ Methode. Die präoperativen Messungen wurden je von zwei voneinander unabhängigen Untersuchern durchgeführt. Die Erstellung der für beide Untersucher zu vermessenden Rekonstruktion bzw. cochlear view wurde jeweils durch den ersten Untersucher festgelegt, damit etwaige auftretende Differenzen in der CDL-Messung unmittelbar auf die Messmethode und nicht auf den Rekonstruktionsvorgang zurückzuführen sind. Als Referenz für die präoperativ durchgeführte CDL-Bestimmung diente die CDL, die nach Implantation einer 31,5 mm Cochlea-Implantat-Elektrode (FlexSoft, MED-EL, Innsbruck, Österreich) aus dem Insertionswinkel bestimmt wurde. Die Cochlea-Implantation aller 20 Schläfenbeinpräparate erfolgte durch die gleiche Chirurgin.

## 5.2. Präoperative CDL-Bestimmungen

### 5.2.1. CDL-Bestimmung am 3D-Modell

Für die Generierung des 3D-Modells der Cochlea wurde zunächst eine Segmentierung der Cochlea mit Hilfe einer Schwellenwertbestimmung vorgenommen. Da die Cochlea in das Felsenbein eingebettet ist, lässt sich ihre genaue knöcherne Begrenzung in der Schnittbildgebung lediglich abschätzen, was zu ungenauen Rekonstruktionsergebnissen führen kann. Der Schwellenwert wurde daher so gewählt, dass das mit Flüssigkeit gefüllte membranöse Labyrinth in einer Maske farblich hervorgehoben wurde. Die Software benötigt hierfür die Angabe des Schwellenwertes in HU. Der Bereich für die HRCT wurde auf -1024 bis +280 HU festgelegt (Abb. 14 a). Der Schwellenwert wurde für beide Modalitäten separat festgelegt, da die Dichte der Gewebe in der DVT nicht durch HU, sondern durch „grey scale“ wiedergegeben wird (Abb. 14 d). Hier wurde für das DVT Fenster die Einstellung manuell angepasst, sodass ein optimaler Kontrast zwischen dem flüssigkeitsgefüllten membranösen Labyrinth und den umgebenen knöchernen Strukturen erzielt werden konnte. Zunächst wurde das runde Fenster identifiziert und als Startpunkt für die nachfolgenden Messungen festgelegt. Anschließend erfolgte über das Anwählen der Cochlea in jeder einzelnen Schicht (Region A, Abb. 14 b) sowie der angrenzenden knöchernen Regionen (Region B, Abb. 14 c) die Unterteilung der anfangs angelegten Maske bis zur vollständigen Segmentation. Die Segmentation von mindestens 10 Schichten wurde hierbei als erforderlich festgelegt, um ein detailliertes 3D-Modell der Cochlea zu

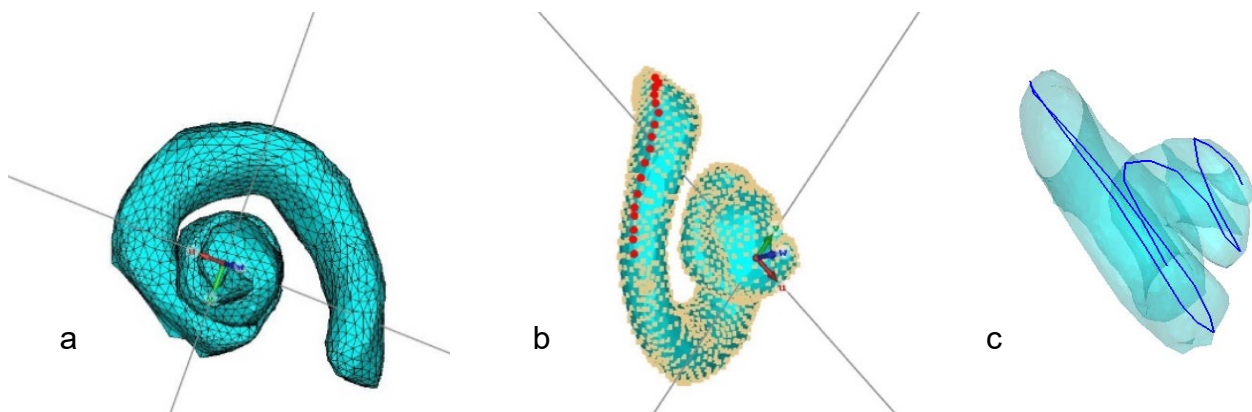
erhalten. Es erfolgte die dreidimensionale Rekonstruktion der Region A Innerhalb der Grenzen von Region B.



(a) Maske CT (b) Region A (Cochlea) im CT, (c) Region A und Region B (angrenzende Region) im CT, (d) Maske im DVT, (e) Segmentation in Region A und B im DVT

Abb. 14: semi-automatische Segmentation der Cochlea aus dem Felsenbein

Die Ausgabe des 3D-Modells erfolgt in Form einer Datei, die die Cochlea durch Dreiecke beschreibt (ASCII-Datei, Abb. 15 a). Hierdurch können gekrümmte Objekte dreidimensional dargestellt und näherungsweise berechnet werden.



(a) 3D-Modell in ausgerichtetem Koordinatensystem  
 (b) 3D-Modell mit Punktwolke, Erstellung der spline curve  
 (c) 3D-Modell mit spline curve

Abb. 15: semi-automatisch erzeugtes 3D Modell (CT-basiert)

Die Vermessung der lateralen Wand der Cochlea ( $CDL_{LW}$ ) erfolgte mit der Computer Simulation Technology Software (CST studio suite, Simulia, Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich). Durch manuelles Auswählen bestimmter Punkte aus einer Punktwolke auf der Oberfläche der Cochlea (Abb. 15 b), wurde eine sogenannte spline-curve erstellt (Abb 15 c).

### 5.2.3. „A-value“ Methode

Zur Vorhersage der optimalen Insertionstiefe entwickelte Escudé eine Formel, mit deren Hilfe die Länge die CDL an der lateralen Wand anhand einer Messung im CT abgeschätzt werden kann (Escudé et al., 2006). Als „A“-value legte Escudé dabei die längste Strecke vom runden Fenster zur gegenüberliegenden lateralen Wand der Cochlea fest, wobei der Durchmesser durch den Modiolus verläuft. Um diese Distanz direkt auszumessen, muss die Voraussetzung gegeben sein, dass in der CT-Aufnahme die basale Schneckenwindung vollständig abgebildet ist (Abb. 17). Da dies bei den üblichen Schnittebenen axial, sagittal und coronar nicht gegeben ist, muss zunächst eine Rekonstruktionstechnik angewendet und eine neue Schnittebene definiert werden. Die Ebene wird so gewählt, dass sie im  $90^\circ$ -Winkel zum Modiolus, der als Achse fungiert, liegt. Dadurch kann die basale Schneckenwindung vollständig abgebildet werden (Escudé et al., 2006).

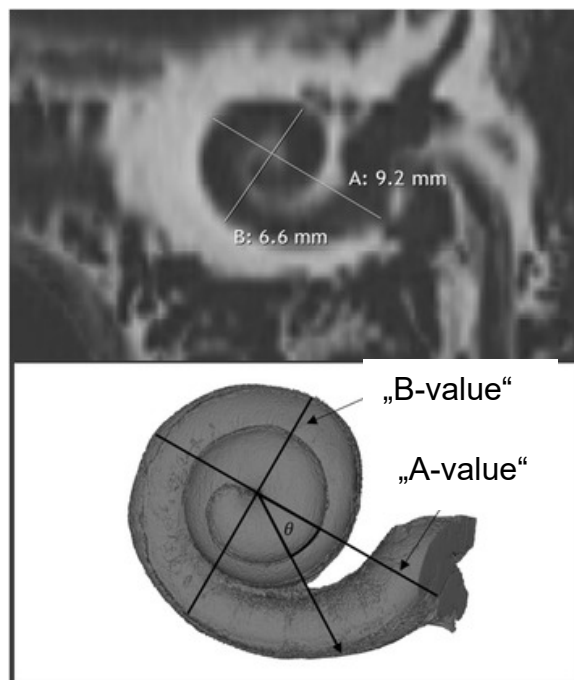


Abbildung 17: Cochlea in der „oblique coronal view“ (oben) und 3D Modell der Cochlea nach [7]

Der „A-value“ wird in Millimetern angegeben und in die folgende Gleichung eingesetzt:

$$LW = 2.62 \times A \times \log_e \left( 1 + \frac{\theta}{235} \right), \quad (1)$$

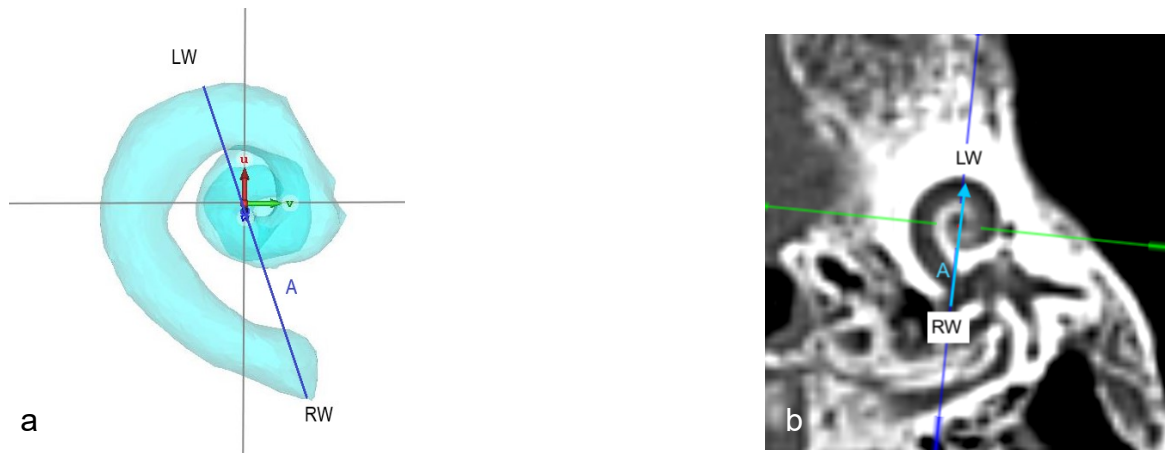
wobei  $\theta$  dem Insertionswinkel zwischen Insertionsstelle des Elektrodenträgers und dem runden Fenster entspricht.

Um Escudés Berechnungsgrundlage für die präoperative Bestimmung zu nutzen, wurde  $\theta$  so bestimmt, als wären 2,5 Windungen der Cochlea durch einen Elektrodenträger zu 100% abgedeckt. Bei vollständiger Insertion des Elektrodenträgers über die gesamte Länge der Cochlea und Zugang über das runde Fenster beträgt  $\theta = 2,5 \times 360^\circ$  und somit insgesamt  $900^\circ$ . Nach Einsetzen des „A“-value unter der Annahme, dass  $\theta = 900^\circ$  beträgt, kann die Länge des Ductus cochlearis an der lateralen Wand wie folgt errechnet werden:

$$LW = 2,62 \times A \times \log_e \left( 1 + \frac{900}{235} \right) = 2,62 \times A \times \log_e (1 + 3,83). \quad (2)$$

In dieser Arbeit wurden die „A-value“ mit zwei verschiedenen Methoden ermittelt und anschließend für die CDL-Berechnung nach Escudé genutzt. Der „A-value“ wurde an dem semi-automatisch generierten 3D-Modell und an den Schnittbildern mit der otochirurgischen Planungssoftware bestimmt. Der „A-value“ beschreibt dabei den längsten Abstand von rundem Fenster zur gegenüberliegenden Cochleawand, wobei die Messung des Durchmessers durch den Modiolus erfolgt.

Am 3D-Modell wurde der „A-value“ bestimmt, indem die Rekonstruktion in der CST-Software in ein kartesisches Koordinatensystem eingepflegt wurde, sodass die w-Achse längs durch den Modiolus verläuft und die basale Schneckenwindung in vollen Umfang in der uv-Ebene liegt (Abb. 18a).



RW: rundes Fenster, LW: laterale Wand; A: „A-value“  
 Pfeile: w-Achse (blau), u-Achse (rot), v-Achse (grün)

Abbildung 18: 3D-Modell der Cochlea (a) und Cochlea in der "oblique coronal view" (b)

Mit der otochirurgischen Planungssoftware wurde die „oblique coronal view“ erzeugt und der „A-value“ gemessen (Abb. 18b). Der erhaltene „A-value“ wurde für die Berechnung nach Escudé verwendet.

### 5.2.3. CDL-Bestimmung mit otochirurgischer Planungssoftware

Die otochirurgische Planungssoftware OTOPLAN (Version 3.0, CAScination, Bern, Schweiz) ist eine klinisch zugelassene Software zur präoperativen Ermittlung der CDL. Hierzu muss analog zur A-value Methode zunächst eine Schnittebene erstellt werden, sodass die vollständige Erfassung der basalen Windung gegeben ist. Diese Einstellung wird vom Untersucher manuell durch Rotation der axialen, coronaren und sagittalen Achse vorgenommen. Durch diese Modifikation kann die basale Windung der Cochlea vollständig abgebildet werden.

Es erfolgt die Vermessung der basalen Windung (basal turn length = BTL) in Durchmesser („A-value“) und Breite („B-value“) und eine Berechnung aus diesen Messungen auf der gesamten Länge der Cochlea durch die Software. Die Höhe der Cochlea „H-value“ kann ebenfalls mit der Software erhoben werden, hat jedoch keinen Einfluss auf die Berechnung der CDL durch die Software.

Grundlage für die CDL-Berechnungen der verwendeten Software ist die „elliptic-circular approximation“ (ECA) nach Alexiades und der pTBL (Alexiades et al., 2014,

Schurzig 2018). Dieser Zusammenhang kann anhand der folgenden Formel beschrieben werden:

$$CDL_{LW} = p_{BTL}(\theta) \cdot BTL_{LW} \quad (3)$$

Der Untersucher markiert demzufolge die Parameter entlang der Cochlea, die der Berechnung der Länge der basalen Windung dienen. Dies entspricht dem prozentualen Anteil ( $p_{BTL}$ ) der  $CDL_{LW}$ . Für die  $BTL_{LW}$  gilt die ECA, welche durch die folgende Formel beschrieben wird:

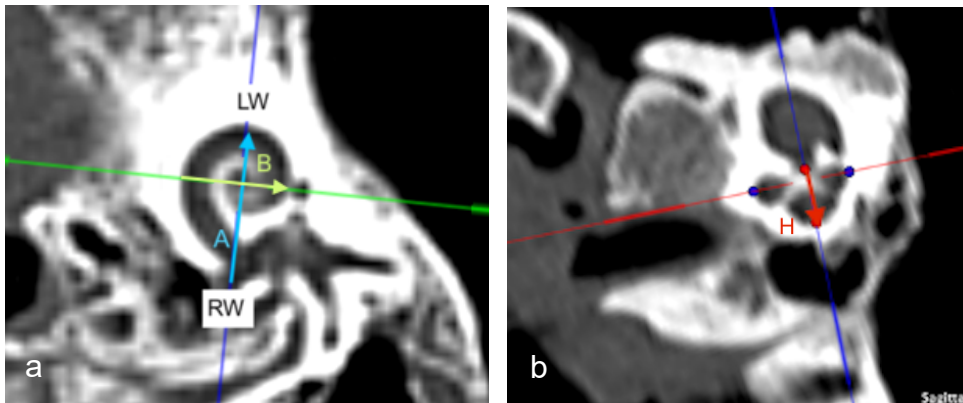
$$BTL_{LW} = 1,18 \cdot (A-0,7) + 2,69 \cdot (B-0,7) - \sqrt{0,72 \cdot (A-0,7) \cdot (B-0,7)} . \quad (4)$$

Da der Radius der Cochlea von der Basis zum Apex abnimmt, kann die Errechnung der  $p_{BTL}$  näherungsweise durch einen nicht-linearen Zusammenhang mit der folgenden Formel bestimmt werden:

$$p_{BTL}(\theta) = 8,3 \times 10^{-8} \theta^3 - 2,4 \times 10^{-4} \theta^2 + 3,4 \times 10^{-1} \theta + 3,7. \quad (5)$$

Anhand dieser Berechnungsgrundlagen erfolgt die CDL-Errechnung durch die otochirurgische Planungssoftware nach Bestimmung von A- und B-value automatisch. Ausgegeben wird die CDL über dem Cortiorgan. Da die Berechnung der CDL entlang der lateralen Wand erfolgt, nutzt die Software einen Korrekturfaktor von 0,9. Die Messungen mit der otochirurgischen Planungssoftware erfolgten mit einer tablet-basierten Softwareversion. Für die Vermessung der basalen Windung muss diese vollständig abgebildet und das runde Fenster abgrenzbar sein. Da die Cochlea im Schläfenbein ca. 45° gekippt liegt, ist dies in der axialen Schnittführung ohne Reformatierung nicht möglich. Durch Rotation der axialen, coronalen und sagittalen Schnittführung wurde eine sogenannte „oblique coronal view“ erzeugt, in der die basale Windung und das runde Fenster dargestellt sind. Nachfolgend wurden der Durchmesser („A-value“) und die Weite („B-value“) der basalen Windung sowie die Höhe („H-value“) der Cochlea bestimmt (Abb. 16). Der „A-value“ wurde vom runden Fenster durch den Modiolus bis zur gegenüberliegenden lateralen Wand vermessen. Der „B-value“ wurde in einem Winkel von 90° zum „A-value“, d.h. von der anterioren zur posterioren Begrenzung der basalen Windung bestimmt. Die Ausgabe der errechneten CDL erfolgte automatisch. Da die Planungssoftware einen Korrekturfaktor von 0,9 nutzt, um die CDL über dem OC anzugeben, wurde für eine bessere

Vergleichbarkeit der angewandten Methoden zusätzlich mit dem Faktor  $\frac{10}{9}$  multipliziert um die  $CDL_{LW}$  zu berechnen.



RW: rundes Fenster, LW: laterale Wand  
B: "B-value", A: "A-value", H: "H-value"

Abb. 16: Vermessung der Cochlea mit otochirurgischer Planungssoftware

### 5.3. Postoperative CDL-Bestimmung

Die postoperative Bestimmung der CDL erfolgt über die Messung des Insertionswinkels einer CI-Elektrode. Dieser gibt an, wie weit eine CI-Elektrode in die Cochlea eingebracht wurde. Die Insertionswinkelbestimmung ist sowohl an Röntgenaufnahmen (Xu et. al 2002), der Schnittbildgebung sowie DVT-Aufnahmen durchführbar. Ist der Insertionswinkel bestimmt, kann die CDL daraus errechnet werden. Die Länge der Elektrode im Verhältnis zum Insertionswinkel entspricht dabei der CDL zu 900. Im Nachfolgenden ist die Insertionswinkelbestimmung an einer Röntgenaufnahme nach Stenvers illustriert (Abb. 19).

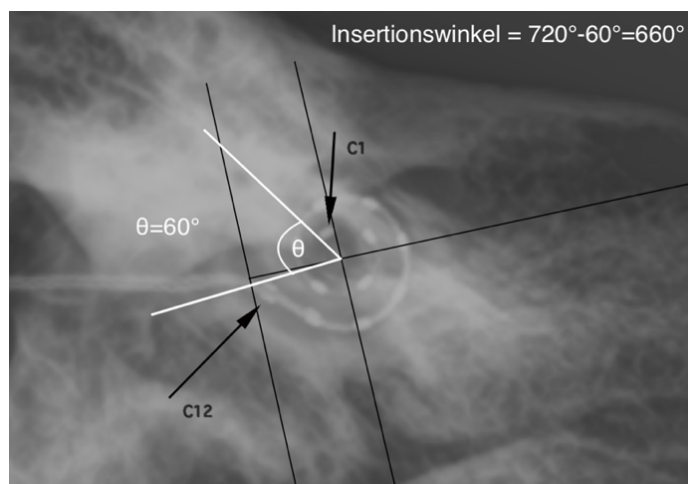


Abb. 19: Insertionswinkelbestimmung, Methode nach Xu

Vom runden Fenster ausgehend wird eine Achse durch den Modiolus gezogen. Eine hierzu orthogonale Achse dient zur Bestimmung des Zentrums der Cochlea, welches die  $0^\circ$  Referenz darstellt. Ausgehend von der Schnittstelle beider Achsen erfolgt die Messung des Winkels  $\theta$  zwischen der basalen (C12) und der apikalen Elektrode (C1). Winkel kleiner als  $180^\circ$  werden von  $720^\circ$  abgezogen, Winkel größer als  $180^\circ$ , werden zu  $360^\circ$  addiert.

### 5.4. OP-Technik

Die Elektrodeninsertion erfolgte im Labor für experimentelle Chirurgie unter Operationsbedingungen. Alle Schläfenbeinpräparate wurden via posteriore Tympanotomie und Rundfensterinsertion mit einer je typengleichen 31,5 mm langen CI-Elektrode (Standard FlexSoft, MedEl, Innsbruck, Österreich) implantiert. Im Anschluss erfolgten Röntgenaufnahmen nach Stenvers. Anhand dieser Aufnahmen wurde der Insertionswinkel nach Xu bestimmt (Xu et al., 2000). Aus dem gemessenen

Insertionswinkel wurde die CDL errechnet. Für die Berechnung wurde von 900° Windung der Cochlea um den Modiolus ausgegangen. Unter dieser Annahme wurde anhand nachfolgender Formel geschätzt:

$$CDL = \frac{31,5 \text{ mm}}{\text{Insertionswinkel } \theta} \times 900^\circ \quad (6)$$

Die geschätzte CDL wurde als Kontrolle ( $CDL_{\text{Kontrolle}}$ ) und Referenz für die Interpretation der Genauigkeit der präoperativen CDL-Bestimmungen genutzt.

### 5.5. Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurden Microsoft Excel (Version 15.29, Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) und Prism (Version 8, GraphPad Software, La Jolla, CA, USA) verwendet. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt. Der Test auf Normalverteilung erfolgte nach D'Agostino-Pearson. Wenn nicht anders angegeben, werden die Daten entweder als Mittelwert mit Standardabweichung (SD), im 95%-Konfidenzintervall (95%CI) oder als absolute Zahlen mit Prozentangaben dargestellt. Für den Vergleich der CDL-Mittelwerte, die durch die in dieser Arbeit vorgestellten Methoden ermittelt wurden, wurde eine unifaktorielle Varianzanalyse durchgeführt (one-way ANOVA). Die Interuntersucherkorrelation sowie die Korrelation der präoperativen CDL-Messungen zur  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  wurden durch die Bestimmung der Interuntersucherkorrelation sowie durch den Korrelationskoeffizienten nach Pearson bestimmt. Um die Interuntersucher-Reliabilität zu bewerten, wurde der Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) bestimmt.

## 6. Ergebnisse

### 6.1. Deskriptive Statistik

Insgesamt wurden je 20 CT- und DVT-Aufnahmen humaner Schläfenbeine von je zwei unabhängigen Untersuchern mit den o.g. Methoden vermessen. Dabei konnten folgende Mittelwerte und Standardabweichungen für die angewandte Schnittbildgebung bzw. Messmethode ermittelt werden (Tabelle 3)

	3D-Rekonstruktion		„A-value“ Methode		Otochirurgische Planungssoftware		Referenz
	hrCT	DVT	hrCT	DVT	hrCT	DVT	Röntgen nach Stenvers
Mittelwert CDL (mm)	35.5	37.0	36.0	38.2	37.0	37.6	43.2
SD <sup>1</sup> CDL (mm)	1.4	1.3	1.2	2.0	1.8	1.7	4.3
Mittelwert CC (%)	89.0	85.2	87.7	82.7	85.3	83.9	74
SD CC <sup>2</sup> (%)	3.6	3.0	2.8	4.2	4.2	3.8	7.4
Mittelwert $\theta^3$ (°)	800.8	766.6	789.4	744.5	767.8	755.5	663.3
SD $\theta$ (°)	32.6	26.9	25.3	37.9	37.3	34.1	65.4

<sup>1</sup> SD: Standarddeviation

<sup>2</sup> CC: „cochlear coverage“ cochleäre Abdeckung durch den Elektrodenträger

<sup>3</sup>  $\theta$ : Insertionswinkel

Tabelle 3: CDL-Mittelwerte, Standardabweichung und „cochlear coverage“ in Abhängigkeit der Methode

Im Gesamtmittel betrug die präoperativ bestimmte CDL 36,9mm (+/- 1,7mm). Bei der Implantation der Schläfenbeine wurde in allen Fällen eine vollständige Insertion einer 31,5mm CI-Elektrode über das runde Fenster erreicht. In der postoperativen Röntgenkontrolle lagen in allen Fällen die Elektrodenträger regelrecht und konnten intracochleär verifiziert werden. Die postoperative Insertionswinkelbestimmung ergab im Mittel 663° (+/-65,5°), entsprechend einer cochleären Abdeckung von 74%. Unter Annahme von 2,5 Windungen der Cochlea entspricht dies einer durchschnittlichen CDL von 43,2mm (+/- 4,3mm).

## 6.2. Explorative Datenanalyse

Der graphische Test auf Normalverteilung mittels Q-Q-Plot ergab eine Normalverteilung der Messergebnisse (Abb. 20)

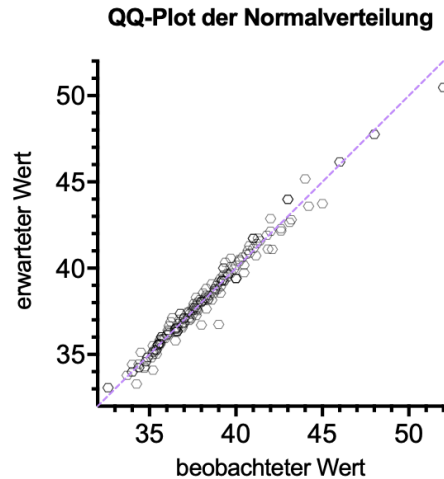


Abb. 20: Q-Q-Plot der CDL-Messungen. Die Grafik zeigt eine Normalverteilung der Messergebnisse

Es wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, welche signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Methoden zu den CDL-Bestimmungen ergab (Abb. 21).

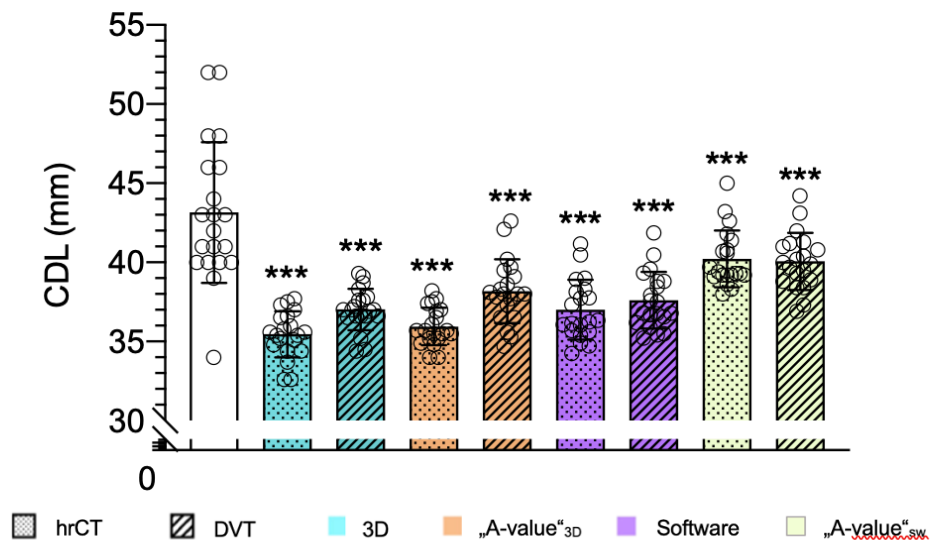


Abb. 21: Boxplot 1: Verteilung der CDL-Werte angewandter Messmethoden und der Kontrollgruppe

Asterisks: \*\*\*  $p < 0,0001$

Balken: Mittelwert

Whiskers: Standardabweichung

○ Einzelwerte

Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der  $CDL_{\text{Kontrolle}}$ ,  $CDL_{\text{sw-hrCT}}$  (mittlere Abweichung 6,1mm, 95%CI 4,2-8,1mm,  $p < 0,0001$ ),  $CDL_{\text{sw-DVT}}$  (mittlere Abweichung 5,5mm, 95%CI 3,6-7,5mm,  $p < 0,0001$ ),  $CDL_{\text{3D-hrCT}}$  (mittlere Abweichung 7,7mm, 95%CI 5,8-9,6mm,  $p < 0,0001$ ),  $CDL_{\text{3D-DVT}}$  (mittlere Abweichung 6,1mm, 95%CI 4,2-8,0mm,  $p < 0,0001$ ),  $CDL_{\text{A-3D-hrCT}}$  (mittlere Abweichung 7,2mm, 95%CI 5,3-9,1mm,  $p < 0,0001$ ),  $CDL_{\text{A-3D-DVT}}$  (mittlere Abweichung 5,0mm, 95%CI 3,1-6,9mm,  $p < 0,0001$ ),  $CDL_{\text{A-sw-hrCT}}$  (mittlere Abweichung 2,9mm, 95%CI 0,8-5,1mm,  $p < 0,01$ ),  $CDL_{\text{A-sw-DVT}}$  (mittlere Abweichung 3,1mm, 95%CI 0,9-5,2mm,  $p < 0,001$ ). Es wurden zudem für die „A-value“- und 3D-Methode signifikante Unterschiede zwischen den DVT- bzw. CT-basierten Messungen gefunden ( $p=0,04$ ).  $CDL_{\text{sw}}$ ,  $CDL_{\text{3D}}$ ,  $CDL_{\text{A-3D}}$  zeigten unabhängig von der Modalität signifikante Unterschiede zur Gruppe der Messungen nach der A-value-Methode, wenn A mit der otochirurgischen Planungssoftware ermittelt wurde ( $CDL_{\text{A-sw}}$ ). Alle angewandten Methoden unterschätzen die CDL im Vergleich zur  $CDL_{\text{Kontrolle}}$ .

Nach Korrektur mit dem Faktor  $\frac{10}{9}$  zeigten sich keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen der Kontrollgruppe und  $CDL_{\text{sw-DVT}}$ ,  $CDL_{\text{A-3D-DVT}}$ ,  $CDL_{\text{A-sw-hrCT}}$  und  $CDL_{\text{A-sw-DVT}}$  (Abb. 22).

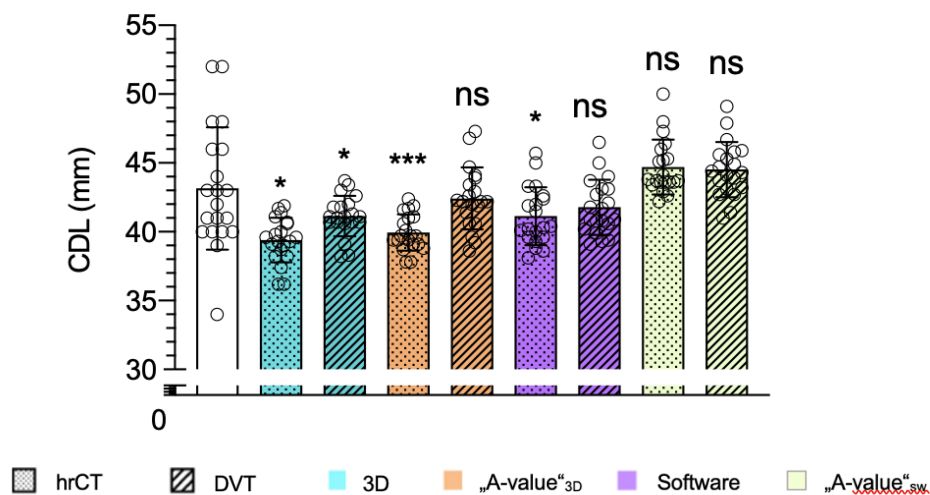


Abb. 22: Boxplot 2: Verteilung der CDL-Werte angewandter Messmethoden und der Kontrollgruppe nach Korrektur um den Faktor  $\frac{10}{9}$ .

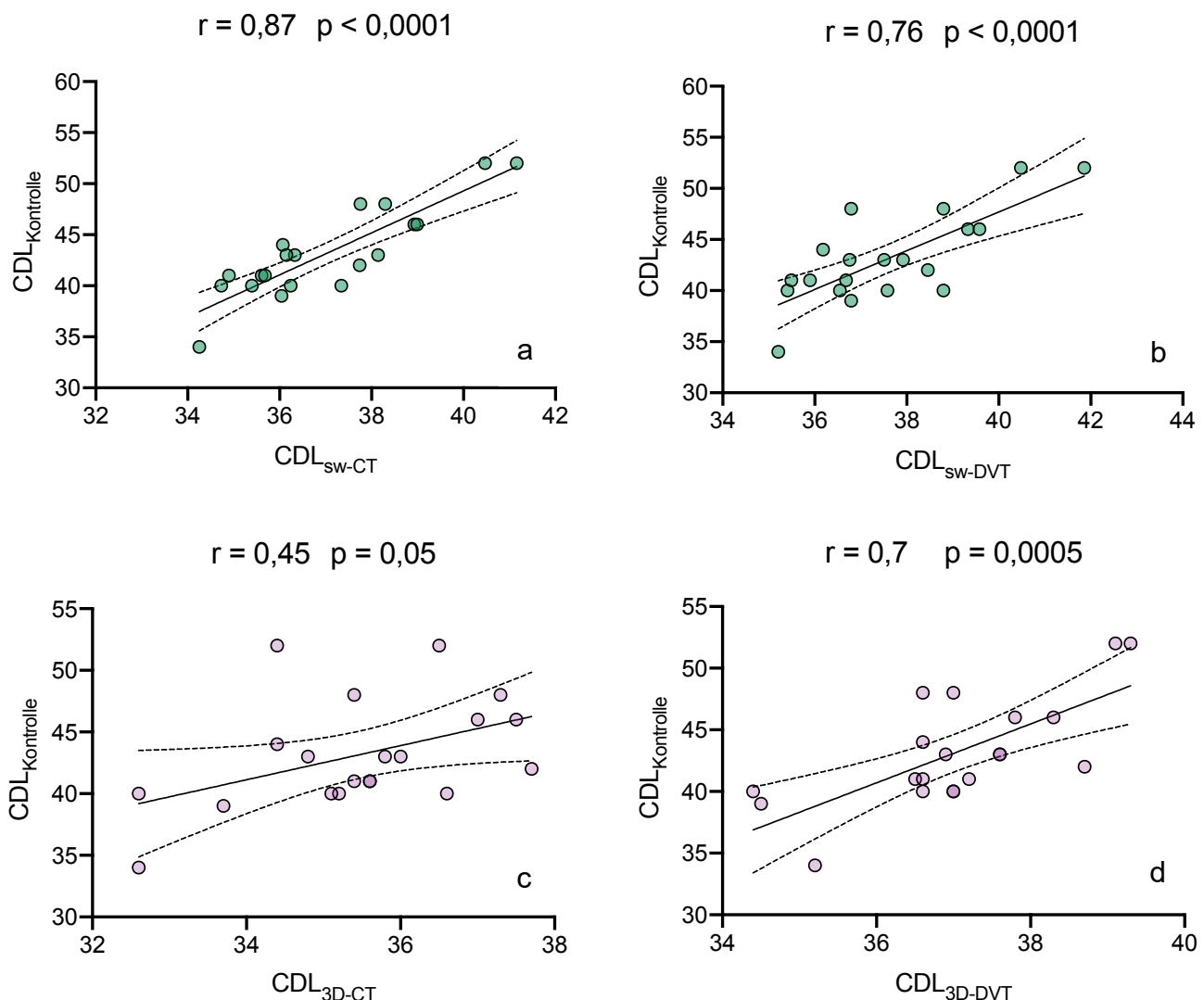
Asterisks: \*\*\*  $p < 0,0001$ ; \*  $p < 0,05$

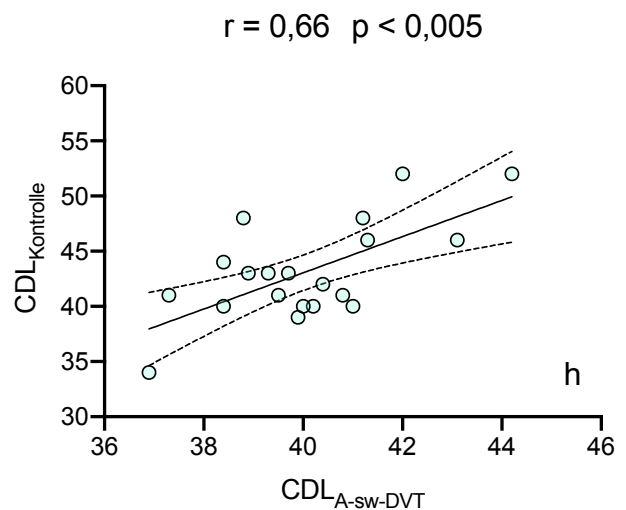
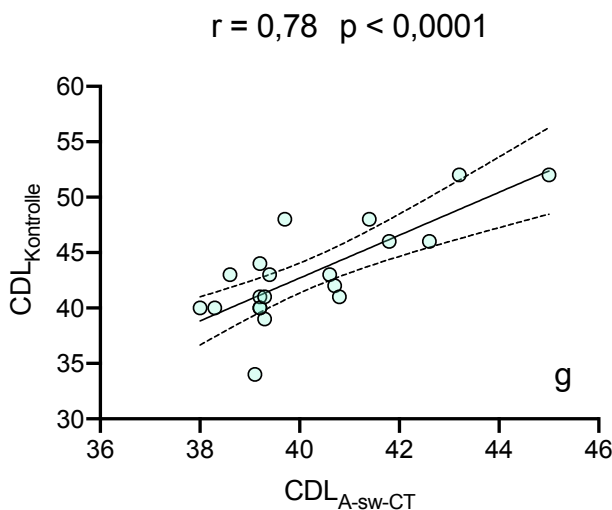
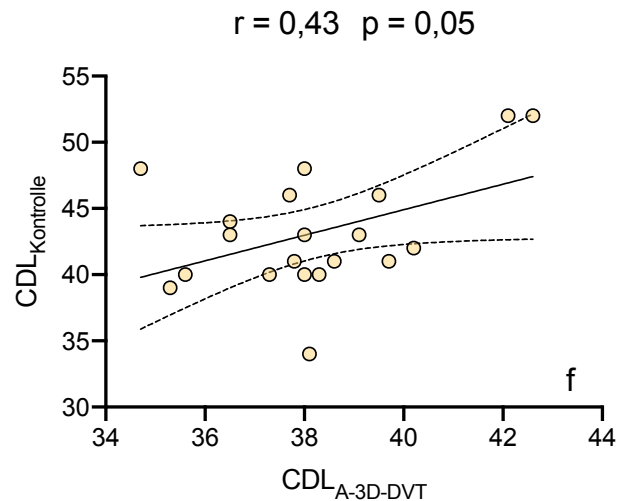
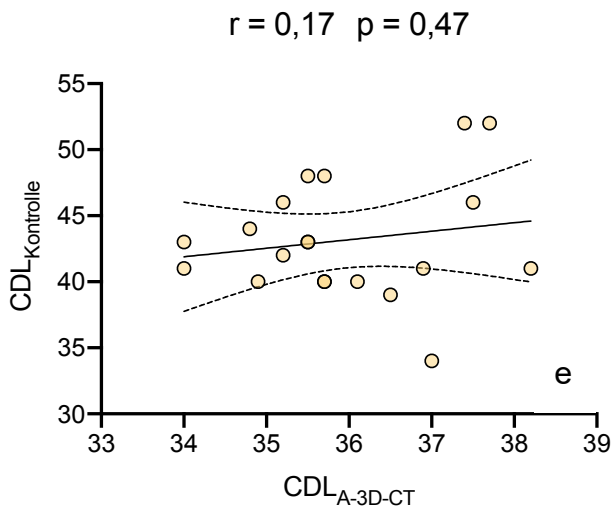
Balken: Mittelwert

Whiskers: Standardabweichung

○ Einzelwerte

Für die Ermittlung der Korrelationen zwischen den präoperativ ermittelten CDL und der  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  wurde jeweils der Korrelationskoeffizient nach Pearson errechnet (Abb. 23). Der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  und  $CDL_{A\text{-hrCT}}$  lag bei  $r = 0,17$  ( $p = 0,47$ ) und zwischen  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  und  $CDL_{A\text{-DVT}}$  bei  $r = 0,44$  ( $p = 0,05$ ), was einer schwachen bis moderaten Korrelation entspricht (Abb. 23 e,f). Eine starke Korrelation mit Pearson  $r = 0,87$  ( $p < 0,0001$ ) konnte zwischen der  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  und  $CDL_{\text{sw-CT}}$  und Pearson  $r = 0,76$  ( $p < 0,0001$ ) zwischen  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  und  $CDL_{\text{sw-DVT}}$  ermittelt werden (Abb. 23 a,b). Zwischen  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  und  $CDL_{A\text{-3D-CT}}$  wurde eine moderate Korrelation gefunden Pearson  $r = 0,45$  ( $p = 0,05$ ), auch für die  $CDL_{A\text{-3D-DVT}}$  konnte ein moderater Zusammenhang zur Kontrollgruppe mit einem Korrelationskoeffizient nach Pearson von  $r = 0,7$  ( $p = 0,0005$ ) gezeigt werden (Abb. 23 c,d). Ein moderater bis starker Zusammenhang zur  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  konnte außerdem zwischen  $CDL_{A\text{-sw-hrCT}}$  mit Pearson  $r = 0,78$  ( $p < 0,001$ ) und  $CDL_{A\text{-sw-DVT}}$  mit Pearson  $r = 0,78$  ( $p < 0,01$ ) ermittelt werden (Abb.24 g,h).





— Regressionsgerade  
 - - - - - 95% Konfidenzintervalle  
 r: Pearson Korrelationskoeffizient  
 p: Signifikanzniveau

Abb. 23: Korrelationen zwischen den präoperativen CDL-Bestimmungen und der CDL<sub>Kontrolle</sub>.

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen der CDL<sub>sw-HRCT</sub> und den aus der otochirurgischen Planungssoftware bestimmten Parametern lag für den „A-value“ bei  $r = 0,86$  ( $p < 0,0001$ ), für den H-value bei  $r = 0,66$  ( $p < 0,0001$ ), für den B-value bei  $r = 0,96$  ( $p < 0,0001$ ) für die hrCT basierten Messungen. Für die DVT basierten Messungen mit der otochirurgischen Planungssoftware wurde der

Korrelationskoeffizient nach Pearson von  $r = 0,9$  ( $p < 0,0001$ ) für den „A-value“,  $r = 0,8$  ( $p < 0,0001$ ) für den „H-value“ und  $r = 0,97$  ( $p < 0,0001$ ) für den B-value ermittelt.

Zur Ermittlung der Interuntersucher-Korrelation wurde der Pearson-Korrelationskoeffizient zwischen den Messungen beider Untersucher für alle Methoden berechnet. Für die Objektivierung der Messunterschiede wurde außerdem die Interuntersucher-Reliabilität berechnet. (Tabelle 4).

	CDL <sub>3D-hrCT</sub>	CDL <sub>3D-DVT</sub>	CDL <sub>A-3D-hrCT</sub>	CDL <sub>A-3D-DVT</sub>	CDL <sub>sw-hrCT</sub>	CDL <sub>sw-DVT</sub>	CDL <sub>A-sw-hrCT</sub>	CDL <sub>A-sw-DVT</sub>	CDL <sub>Kontrolle</sub>
<b>r</b>	0,71	0,77	0,63	0,88	0,94	0,95	0,89	0,90	0,81
<b>ICC</b>	0,71	0,43	0,23	0,87	0,94	0,94	0,87	0,90	0,82

r: Interuntersucher-Korrelationskoeffizient nach Pearson

ICC: Interuntersucher-Reliabilität

Tabelle 4: Interuntersucher-Korrelation und Interuntersucher-Reliabilität der durchgeführten präoperativen CDL-Messungen und der CDL<sub>Kontrolle</sub>.

Die höchste Korrelation zwischen den Untersuchern wurde für die Messungen mit der otochirurgischen Planungssoftware ermittelt. Für die CDL<sub>sw-hrCT</sub> war der Korrelationskoeffizient nach Pearson  $r = 0,94$  und die ICC = 0,94, für die CDL<sub>sw-DVT</sub> war Pearson  $r = 0,95$  und die ICC = 0,94. Für die CDL<sub>A-sw-hrCT</sub> betrug Pearson  $r = 0,87$  und die ICC = 0,89, für die CDL<sub>A-sw-DVT</sub>  $r = 0,9$  mit einer ICC = 0,9. Die Messungen am 3D Modell zeichneten sich durch moderate bis gute Korrelationen zwischen den Untersuchern aus, wobei für die CDL<sub>3D-hrCT</sub> der Korrelationskoeffizient nach Pearson mit 0,71 und eine ICC von 0,71 und für die CDL<sub>3D-DVT</sub> Pearson  $r$  von 0,77 und eine ICC von 0,43 berechnet wurde. Eine Diskrepanz der Interuntersucher-Korrelation zeigte sich für die „A-value“ Methode am 3D-Modell. Für die CDL<sub>A-3D-hrCT</sub> wurde nur eine mäßige Korrelation von Pearson  $r = 0,63$  sowie eine schwach positive ICC von 0,23 ermittelt, während für die CDL<sub>A-3D-DVT</sub> eine sehr gute Korrelation von Pearson  $r = 0,88$  und eine ICC = 0,87 ermittelt wurde. Für die CDL<sub>Kontrolle</sub> wurde zwischen beiden Untersuchern der Korrelationskoeffizient nach Pearson mit 0,81 und eine ICC von 0,82 ermittelt.

## 7. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war der Vergleich verschiedener Methoden zur präoperativen Bestimmung der Länge des Ductus cochlearis anhand von im klinischen Alltag angewandter Bildgebungstechniken unter Berücksichtigung ihrer Zuverlässigkeit und Präzision. Eine Bestimmung der CDL erscheint vor Cochlea-Implantation sinnvoll, da der Insertionswinkel die cochleäre Abdeckung durch den Elektrodenträger beeinflusst und so einen Einfluss auf das postoperative Hörergebnis haben. Dieser Zusammenhang wird u.a. durch die Greenwood Funktion (Greenwood, 1990) beschrieben. Insbesondere mit dem Ziel des Restgehörerhalts ist dieser Zusammenhang von Bedeutung, um eine für den Patienten geeignete Cochlea-Implantat-Elektrode zu wählen (Weiss et al. 2019, Vermeire 2008).

Die höchsten Korrelationen zwischen präoperativ bestimmter CDL und der postoperativen Kontrolle zeigen die Messungen mit der automatischen Planungssoftware anhand von CT-Aufnahmen. Des Weiteren zeichnen sich die Messungen mit der automatischen Planungssoftware – ungeachtet der Modalität – durch eine sehr starke Interuntersucher-Korrelation und Interuntersucher-Reliabilität aus. Unter Berücksichtigung anderer angewandter Methoden zeigen Messungen an DVT-Aufnahmen eine leicht höhere Korrelation zur postoperativen Kontrolle als an CT-Aufnahmen. Dies könnte durch die vergleichsweise dünnere Schichtdicke der DVT im Vergleich zur CT erklärt werden (200 $\mu$ m vs. 500 $\mu$ m). Insgesamt zeigen jedoch beide Modalitäten ähnliche Korrelation zur Kontrollgruppe, was sich auch mit den Ergebnissen Schurzig et al. deckt, wo hohe Korrelationen zwischen CT- und DVT-basierten Messungen festgestellt wurden.

Während der Messversuche konnte beobachtet werden, dass die Bestimmung der lateralen Wand der Cochlea in der Schnittbildgebung in der basalen Windung einfacher war als in der mittleren und der apikalen Windung. Dies deckt sich mit den Angaben vorangegangener Studien (Schurzig et al, 2018b). Diese Erkenntnis unterstreicht die Wichtigkeit einer hohen Auflösung für eine möglichst genaue Bestimmung der CDL. Weiterhin wurde beobachtet, dass das Setzen des Messpunktes am runden Fenster für die Bestimmung des „A-value“ eine Herausforderung für den Untersucher darstellt, da in der Schnittbildgebung lediglich der Knochenvorsprung („bony-overhang“) vor dem runden Fenster und nicht die Rundfenstermembran selbst abgebildet ist. Das Setzen des Messpunktes exakt an der

Rundfenstermembran konnte daher nicht garantiert werden. Dies könnte eine mögliche Fehlerquelle in der präoperativen CDL-Bestimmung sein, die zu kleineren Ungenauigkeiten im Vergleich zur postoperativ bestimmten CDL führt.

Die durchgeführten Messungen zeigen, dass bei der Methode die Breite („B-value“) der Cochlea einen höheren Einfluss auf die CDL als der Durchmesser der basalen Windung („A-value“) hat. Dieses Ergebnis deckt sich mit früheren Untersuchungsergebnissen, welche eine höhere Korrelation zwischen CDL und B-value ( $r=0,96$ ) als zwischen CDL und „A-value“ ( $r=0,63$ ) ergaben. Folglich kann die ausschließliche Messung einer dieser Parameter eine Erklärung dafür sein, dass die A-value Methode in dieser Studie zu ungenaueren Vorhersagen der CDL führt. Kleinere Unterschiede in der Bildqualität und geringere Messfehler wirken sich demnach bei Messungen nur einer dieser Parameter disproportional auf das Ergebnis der Messungen aus.

Die hier erzielten Ergebnisse bestätigen experimentell, dass die vollständige Insertion einer 31,5mm CI-Elektrode bei dem überwiegenden Teil der CI-Patienten möglich ist. Die mittlere cochleäre Abdeckung mit diesem Elektrodentyp betrug in den hier untersuchten Schläfenbeinpräparaten 74% (SD 7,4). Das deckt sich mit der klinischen Erfahrung einer regelmäßigen, vollständigen Elektrodeninsertion (Högerle et al. 2022).

Für die Anwendung der 3D-Methode zur CDL-Messung kann hervorgehoben werden, dass 1.) die Messung der spline curve entlang der lateralen Wand intuitiv und auch für weniger erfahrene Untersucher einfach anwendbar ist, 2.) die räumliche Orientierung durch die Möglichkeit der Rotation der Cochlea gut möglich ist und 3.) die Form der Cochlea vollständig abgebildet wird. Des Weiteren ist eine vollständige Sicht auf die komplette basale Windung durch Rotation des 3D-Modells möglich, was die Bestimmung der Messpunkte für die „A“-value Methode möglich macht. Diese Erkenntnisse decken sich mit denen früherer Studien, die gezeigt haben, dass die semi-automatische 3D-Segmentation von Innenohrstrukturen die Orientierung bei Cochlea-Implantation unterstützen kann (Weiss et al. 2020) und daher insbesondere in der chirurgischen Ausbildung an Bedeutung gewinnt (Sieber et al. 2019, Roosli et al. 2013). Die 3D-Segmentation stellt neben der Information über die CDL vor allem ein gutes diagnostisches Mittel für die Form und eventuelle Anomalien oder anatomische Besonderheiten der Cochlea dar. So können beispielsweise besonders enge Windungen der Cochlea um den Modiolus die Elektrodenwahl vor der Cochlea-

Implantation beeinflussen. Informationen hierüber wurden bisher überwiegend aus histologischem Untersuchungsmaterial gewonnen (Erixon et al. 2009), werden jedoch zunehmend durch die Möglichkeit der 3D-Segmentation auch präoperativ gewonnen, was die Behandlungsmöglichkeiten der Patienten individueller gestaltet. Für die Bestimmung der CDL zeigte die CDL<sub>3D</sub> jedoch nur eine moderate Korrelation zur Kontrollgruppe und die Interuntersucher-Korrelation reichte von mäßig bis gut, abhängig von der angewandten Schnittbildgebung. Interuntersucherunterschiede lassen sich u.a. durch die Ausrichtung des Cochlea-Modells im Koordinatensystem erklären, welche jeder Untersucher separat vornahm. Des Weiteren ist die 3D-Rekonstruktion die Methode, die insgesamt den meisten Zeitaufwand benötigt. Weiterhin muss das runde Fenster vor Beginn der Segmentierung identifiziert und markiert werden, damit weitere Messungen möglich sind. Ein weiterer Nachteil ist, dass nur flüssigkeitsgefüllte Räume der Cochlea rekonstruiert werden können, da die knöchernen Begrenzungen der Cochlea nicht klar vom übrigen Felsenbein unterschieden werden kann. Unter Berücksichtigung dieses Umstands muss der Schwellenwert manuell festgelegt werden. Dies kann zu Ungenauigkeiten führen, wenn berücksichtigt wird, dass HRCT und DVT nicht in erster Linie der Darstellung von Weichgeweben und Flüssigkeiten dienen. Folglich kann die 3D-Rekonstruktion als fehleranfällige Methode mit einer größeren Untersucherabhängigkeit bewertet werden.

Die Messung mit der otochirurgischen Planungssoftware wurde als intuitivste Methode von den Untersuchern empfunden und ist die einzige der hier präsentierten Methoden, die für die klinische Nutzung CE-zertifiziert ist. Für die Anwendung dieser Methode kann die klinisch standardmäßig durchgeführte Bildgebung vor Cochlea-Implantation genutzt werden. Für unerfahrene Nutzer kann es anfangs herausfordernd sein, die korrekte Sicht auf die basale Windung der Cochlea einzustellen, um die Messungen nachfolgend durchzuführen. Nach einer Trainingsphase wurde dies jedoch von beiden Untersuchern sicher durchgeführt. Ein weiterer Nachteil zeigte sich bei der Vermessung der DVT mit der Planungssoftware, da die importierten Bilddatensätze zum Teil zu stark kontrastiert dargestellt wurden und so eine Änderung in den Softwareeinstellungen durch die Entwickler vorgenommen werden musste. Nach der Anpassung wurden die Grey-Scale-Werte für jede DVT vor der Vermessung automatisch angepasst. Trotzdem zeigte diese Messmethode sowohl für die Messungen an der CT als auch der DVT die höchste Korrelation zur postoperativen Kontrollgruppe und die höchste Interuntersucherübereinstimmung. Dies ist auch mit

den Ergebnissen von Canfarotta et al. vereinbar, der über eine exzellente Interuntersucherübereinstimmung bei der Nutzung der Software zur CDL-Bestimmung berichtete (Canfarotta et al. 2019).

Die Software nutzt einen Korrekturfaktor von 0,9 um die CDL über dem Cortiorgan und nicht die CDL entlang der lateralen Wand herauszugeben (Kawano et al. 1996). Dieser Faktor ist etwas größer als der, der von Kawano et al 1968 vorgeschlagen wurde, tendierte in den hier durchgeführten Versuchen aber dennoch zu einer Unterschätzung der postoperativ ermittelten CDL. Schurzig et al. fanden heraus, dass CDL-Werte etwa 10% größer geschätzt werden, wenn die Untersuchung an  $\mu$ CT-Bilddatensätzen des Schläfenbeins durchgeführt werden, statt der HRCT. Die Beobachtungen ergeben, dass die Erstellung einer spline curve bei zweidimensionaler Betrachtung der konventionellen Schnittbildgebung, mit weniger Abstand zum Modiolus platziert erfolgt als in der  $\mu$ CT, was zu kürzeren CDL-Messungen führen kann (Schurzig et al. 2018a). Somit wird die in der hier vorgelegten Arbeit gestellte These, dass die Methoden zur präoperativen CDL-Messung anhand klinisch angewandter Schnittbildgebung tendenziell zur Unterschätzung der CDL führen, unterstützt. Bei Außerachtlassen des Korrekturfaktors von  $\frac{10}{9}$  kann kein signifikanter Unterschied mehr zwischen der  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  und der  $CDL_{\text{sw}}$  mehr ermittelt werden.

Die „A-value“ Methode zeigt zunächst die schwächste Korrelation mit der  $CDL_{\text{Kontrolle}}$ , sofern die A-Werte aus dem semi-automatisch generierten 3D-Modell gewonnen wurden. Wurden die A-Werte in Escudés Formel berücksichtigt, die mit der otochirurgischen Planungssoftware ermittelt wurden, zeigt sich eine gute Korrelation zur  $CDL_{\text{Kontrolle}}$ . Da die  $CDL_{\text{sw}}$  unter Berücksichtigung von A- und B-Wert eine stärkere Korrelation zur  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  zeigt, kann von einer starken Abhängigkeit der CDL vom B-Wert ( $r=0,9$ ) ausgegangen werden, weshalb dieser bei Vermessung der basalen Windung nicht außer Acht gelassen werden sollte. Die Methode zeigt außerdem eine moderate Interuntersucherkorrelation, da für die CDL-Bestimmung nur zwei Punkte festgelegt werden müssen. Die Bestimmung von wenigen Messpunkten macht diese Methode anfällig für Abweichungen. Dies deckt sich mit früheren Studien, die zeigen, dass die A-value Methode anhand klinischer Schnittbildgebung die CDL im Vergleich zur synchrotronen Tomographie unterschätzt (Koch et. al 2017b).

## 8. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden drei verschiedene Methoden an zwei gängigen Verfahren der Schnittbildgebung vor Cochlea-Implantation zur präoperativen Messung der CDL ausgewertet. Mit einer Spanne der bestimmten CDL von 35,5-43,1 mm ist die Gesamtheit der bestimmten Werte mit den CDL-Werten in der Literatur übereinstimmend (Würfel et al. 2014, Koch 2017a). Es ist anzumerken, dass nur wenige der vorangegangenen Studien den Einfluss von Qualität und Auflösung der angewendeten Schnittbildgebungstechniken auf das Messergebnis der CDL untersuchten. Des Weiteren wurde bisher kein Verfahren der im klinischen Gebrauch befindlichen Methoden mit einer für den klinischen Gebrauch zugelassenen otochirurgischen Planungssoftware durchgeführt.

Zusammengefasst ist ein klinischer Goldstandard für die Bestimmung der CDL weiterhin noch nicht vorhanden. Zu diesem Zweck wurde eine Studiendesign mit zwei Untersuchern und zwei verschiedenen Bildgebungsmethoden (hochauflösende CT und DVT) gewählt. Den Ergebnissen dieser Studie zufolge ist die otochirurgische Planungssoftware als die genaueste Methode zur präoperativen CDL-Messung hervorzuheben. Die Modalität betreffend wurde das beste präoperative Messergebnis im Vergleich zum postoperativen Insertionswinkel anhand von CT-Aufnahmen erzielt ( $CDL_{sw-hrCT}$ ). Dennoch sollten bei der Wahl, ob eine hrCT oder DVT präoperativ durchgeführt wird, andere Faktoren mitberücksichtigt werden, wie beispielsweise Alter des Patienten oder Strahlenhygiene. Insbesondere, da für die softwarebasierten Messungen kein signifikanter Unterschied zwischen  $CDL_{sw-hrCT}$  und  $CDL_{sw-DVT}$  zur Kontrollgruppe festgestellt wurde.

Da die DVT für das Schläfenbein zu wesentlich geringerer Strahlenbelastung führt im Vergleich zur konventionellen hrCT (Guyader 2007), stellt sie – in Bezug auf die hier untersuchten Parameter - im Rahmen der präoperativen Diagnostik vor Cochlea-Implantation eine Alternative dar. Es besteht jedoch eine erhöhte Organdosis für die Augenlinse, da diese bei der DVT im direkten Strahlengang liegt (Knörger et al. 2007).

Die Versuche in dieser Arbeit waren durch eine Anzahl von 20 humanen Schläfenbeinen limitiert. Weitere Untersuchungen mit größeren Fallzahlen sind daher anzustreben. Dennoch ist eine Zahl von 20 Schläfenbeinen im Vergleich zu anderen experimentellen Studien, welche die Fragestellung nach der Messung der CDL adressieren, vergleichsweise hoch. Es besteht die Möglichkeit, dass kleinere

Unterschiede der Elektrodenposition innerhalb der Cochlea (LW vs. perimodioläre Lage) nach Cochlea-Implantation und die daraus resultierende Insertionswinkelbestimmung zu kleineren Abweichungen der  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  von der tatsächlichen CDL führen. Dennoch ist die  $CDL_{\text{Kontrolle}}$  aus der postoperativen Insertionswinkelbestimmung die beste Annäherung an die CDL und somit eine geeignete Vergleichsgröße für die präoperativen Messungen. Ergänzend hinzuzufügen ist, dass die hier verwendeten Elektrodenträger diejenigen mit dem größten Durchmesser sind, daher für gewöhnlich nur über einen geringen Spielraum innerhalb des Ductus cochlearis verfügen und demzufolge nur geringe Abweichungen der Elektrodenposition von der lateralen Wand zu erwarten sind.

## 9. Anhang

### 9.1. Literaturverzeichnis

1. Alanazi, Alaa; Alzhrani, Farid (2018): Comparison of cochlear duct length between the Saudi and non-Saudi populations. In: *Annals of Saudi Medicine* 38 (2), S. 125–129. DOI: 10.5144/0256-4947.2018.125
2. Alexiades, George; Dhanasingh, Anandhan; Jolly, Claude (2015): Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length. In: *Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology* 36 (5), S. 904–907. DOI: 10.1097/MAO.0000000000000620.
3. Berg, Katelyn A.; Noble, Jack H.; Dawant, Benoit M.; Dwyer, Robert T.; Labadie, Robert F.; Gifford, René H. (2019): Speech recognition as a function of the number of channels in perimodiolar electrode recipients. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 145 (3), S. 1556. DOI: 10.1121/1.5092350
4. Canfarotta MW, Dillon MT, Buss E, Pillsbury HC, Brown KD, O'Connell BP. Validating a New Tablet-based Tool in the Determination of Cochlear Implant Angular Insertion Depth. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc [and] Eur Acad Otol Neurotol.* 2019;40(8):1006-1010. doi:10.1097/MAO.0000000000002296
5. Casale, J., & Agarwal, A. (2021). *Anatomy, Head and Neck, Ear Endolymph.* In: StatPearls Publishing; 2021 Jan-. PMID 30285400.
6. Carlyon, R. P., Deeks, J. M., Undurraga, J., Macherey, O., & van Wieringen, A. (2017). Spatial Selectivity in Cochlear Implants: Effects of Asymmetric Waveforms and Development of a Single-Point Measure. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology : JARO*, 18(5), 711–727. DOI: 10.1007/s10162-017-0625-9

7. Croghan, Naomi B. H.; Duran, Sara I.; Smith, Zachary M. (2017): Re-examining the relationship between number of cochlear implant channels and maximal speech intelligibility. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 142 (6), EL537. DOI: 10.1121/1.5016044
8. Cucis, P.-A., Berger-Vachon, C., Gallego, S., & Truy, E. (2018). Cochlear implant: On the number of channels. *Modelling, Measurement and Control C*, 79, 179–184. DOI: 10.18280/mmc\_c.790405
9. Dazert, S., Thomas, J. P., Büchner, A., Müller, J., Hempel, J. M., Löwenheim, H., & Mlynski, R. (2017). Off the ear with no loss in speech understanding: comparing the RONDO and the OPUS 2 cochlear implant audio processors. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology : Official Journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : Affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery*, 274(3), 1391–1395. DOI: 10.1007/s00405-016-4400-z
10. De Graaff, F., Lissenberg-Witte, B. I., Kaandorp, M. W., Merkus, P., Goverts, S. T., Kramer, S. E., & Smits, C. (2020). Relationship Between Speech Recognition in Quiet and Noise and Fitting Parameters, Impedances and ECAP Thresholds in Adult Cochlear Implant Users. *Ear and Hearing*, 41(4), 935–947. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000814
11. De Graaff, F., Lissenberg-Witte, B. I., Kaandorp, M. W., Merkus, P., Goverts, S. T., Kramer, S. E., & Smits, C. (2020). Relationship Between Speech Recognition in Quiet and Noise and Fitting Parameters, Impedances and ECAP Thresholds in Adult Cochlear Implant Users. *Ear and Hearing*, 41(4), 935–947. DOI: 10.1097/AUD.0000000000000814
12. Dhanasingh, Anandhan (2019a): Cochlear duct length along the outer wall vs organ of corti: Which one is relevant for the electrode array length selection and frequency mapping using Greenwood function? In: *World journal of otorhinolaryngology - head and neck surgery* 5 (2), S. 117–121.

DOI: 10.1016/j.wjorl.2018.09.004.

13. Dhanasingh, A., & Jolly, C. (2019b). Review on cochlear implant electrode array tip fold-over and scalar deviation. *Journal of Otology*, 14(3), 94–100.  
DOI: 10.1016/j.joto.2019.01.002
14. Dhanasingh, A., & Jolly, C. (2017). An overview of cochlear implant electrode array designs. *Hearing Research*, 356, 93–103.  
DOI: 10.1016/j.heares.2017.10.005
15. DIMDI, 2020, Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information, Stand, ICD-10-GM Version 2020, Kapitel VIII Krankheiten des Ohres und des Warzenfortsatzes, Stand 20.09.2019
16. Djourno, A.; Eyries, C.; Vallancien, P. (1957): Premiers essais d'excitation électrique du nerf auditif chez l'homme, par micro-appareils inclus à demeure. In: *Bulletin de l'Académie nationale de médecine* 141 (21-23), S. 481–483
17. Dorman, M. F.; Loizou, P. C. (1997): Speech intelligibility as a function of the number of channels of stimulation for normal-hearing listeners and patients with cochlear implants. In: *The American journal of otology* 18 (6 Suppl), S113-4.
18. Dorman, M. F.; Loizou, P. C.; Fitzke, J.; Tu, Z. (1998): The recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of cochlear-implant signal processors with 6-20 channels. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 104 (6), S. 3583–3585.
19. Ekdale, E. G. (2016). Form and function of the mammalian inner ear. *Journal of Anatomy*, 228(2), 324–337. DOI: 10.1111/joa.12308
20. Erixon E, Hogstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H. Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc [and] Eur Acad Otol Neurotol*. 2009;30(1):14-

22. DOI: 10.1097/MAO.0b013e31818a08e8
21. Escudé, Bernard; James, Chris; Deguine, Olivier; Cochard, Nadine; Eter, Elias; Fraysse, Bernard (2006): The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes. In: *Audiology & neuro-otology* 11 Suppl 1, S. 27–33. DOI: 10.1159/000095611.
22. Friesen, L. M.; Shannon, R. V.; Baskent, D.; Wang, X. (2001): Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 110 (2), S. 1150–1163
23. Greenwood DD. A cochlear frequency-position function for several species -- 29 years later. *JASA*. 1990;87(6):2592–2605, DOI 10.1121/1.399052
24. Gstoettner, W. K., van de Heyning, P., O'Connor, A. F., Morera, C., Sainz, M., Vermeire, K., McDonald, S., Cavallé, L., Helbig, S., Valdecasas, J. G., Anderson, I., & Adunka, O. F. (2008). Electric acoustic stimulation of the auditory system: results of a multi-centre investigation. *Acta Oto-Laryngologica*, 128(9), 968–975. DOI: 1080/00016480701805471
25. Guyader, E., Savéan, J., Clodic, C., Letellier, P., Meriot, P., & Marianowski, R. (2018). Three-dimensional reconstruction of the temporal bone: Comparison of in situ, CT, and CBCT measurements. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 135(6), 393–398. DOI: 10.1016/j.anorl.2018.08.013
26. Hardy, Mary (1938): The length of the organ of Corti in man. In: *Am. J. Anat.* 62 (2), S. 291–311. DOI: 10.1002/aja.1000620204
27. Heidemann, C., Du, Y., Schubert, I. et al. Prävalenz und zeitliche Entwicklung des bekannten Diabetes mellitus. *Bundesgesundheitsbl.* 56, 668–677 (2013), DOI: 10.1007/s00103-012-1662-5

28. Helpard, L., Li, H., Rask-Andersen, H., Ladak, H. M., & Agrawal, S. K. (2020). Characterization of the human helicotrema: implications for cochlear duct length and frequency mapping. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery = Le Journal d'oto-Rhino-Laryngologie et de Chirurgie Cervico-Faciale*, 49(1), 2. DOI: 10.1186/s40463-019-0398-8
29. Hessel, Horst. (2012). Cochlear™ Expertenreihe - Vor- und Nachteile einer tiefen CI-Insertion „Deep Insertion“
30. Hoppe U, Hast A, Hocke T. Audiometry-Based Screening Procedure for Cochlear Implant Candidacy. *Otol Neurotol*. 2015; 36:1001-1005
31. Hoppe U, Hocke T, Hast A, Hornung J. Langzeitergebnisse eines Screeningverfahrens für erwachsene Cochlea-Implantat-Kandidaten. *Laryngorhinootologie*. 2017; 96:234-8
32. Humphries, T., Kushalnagar, P., Mathur, G., Napoli, D. J., Padden, C., Rathmann, C., & Smith, S. R. (2012, April). Language acquisition for deaf children: Reducing the harms of zero tolerance to the use of alternative approaches. *Harm Reduction Journal*. DOI: 10.1186/1477-7517-9-16
33. Högerle C, Englhard A, Simon F, Grüninger I, Mlynski R, Hempel JM, Müller J. Cochlear Implant Electrode Tip Fold-Over: Our Experience With Long and Flexible Electrode. *Otol Neurotol*. 2022 Jan 1;43(1):64-71. doi: 10.1097/MAO.0000000000003362. PMID: 34619728
34. Kawano, A.; Seldon, H. L.; Clark, G. M. (1996): Computer-aided three-dimensional reconstruction in human cochlear maps: measurement of the lengths of organ of Corti, outer wall, inner wall, and Rosenthal's canal. In: *The Annals of otology, rhinology, and laryngology* 105 (9), S. 701–709. DOI: 10.1177/000348949610500906.
35. Kuthubutheen, J., Grewal, A., Symons, S., Nedzelski, J., Shipp, D., Lin, V., & Chen, J. (2019). The Effect of Cochlear Size on Cochlear Implantation

Outcomes. BioMed Research International, 2019, 5849871. DOI:  
10.1155/2019/5849871

36. Kempf, H.-G., Büchner, A., & Stöver, T. (2003). Kochleaimplantat bei Erwachsenen: Indikation und Durchführung. HNO, 51(7), 591–603.  
DOI: 10.1007/s00106-003-0893-z
37. Ketten, D. R.; Skinner, M. W.; Wang, G.; Vannier, M. W.; Gates, G. A.; Neely, J. G. (1998): In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. In: The Annals of otology, rhinology & laryngology. Supplement 175, S. 1–16.
38. Knörger, M., Brandt, S., & Kösling, S. (2013). Qualitätsvergleich digitaler 3D-fähiger Röntgenanlagen bei HNO-Fragestellungen am Schläfenbein und den Nasennebenhöhlen. RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren, 185. DOI: 10.1055/s-0033-1346644
39. Koch, Robert W.; Ladak, Hanif M.; Elfarnawany, Mai; Agrawal, Sumit K. (2017a): Measuring Cochlear Duct Length – a historical analysis of methods and results. In: Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery 46.  
DOI: 10.1186/s40463-017-0194-2.
40. Koch RW, Elfarnawany M, Zhu N, Ladak HM, Agrawal SK. Evaluation of Cochlear Duct Length Computations Using Synchrotron Radiation Phase-Contrast Imaging. Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc [and] Eur Acad Otol Neurotol. 2017b;38(6):e92-e99.  
DOI:10.1097/MAO.0000000000001410
41. Korver, A. M., Smith, R. J., Van Camp, G., Schleiss, M. R., Bitner-Glindzicz, M. A., Lustig, L. R., Usami, S. I., & Boudewyns, A. N. (2017). Congenital hearing loss. Nature reviews. Disease primers, 3, 16094.  
DOI: 10.1038/nrdp.2016.94

42. Lammers, M. J. W., Versnel, H., Topsakal, V., van Zanten, G. A., & Grolman, W. (2018). Predicting Performance and Non-Use in Prelingually Deaf and Late-Implanted Cochlear Implant Users. *Otology & Neurotology : Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 39(6), e436–e442. DOI: 10.1097/MAO.0000000000001828
43. Leigh, J., Dettman, S., Dowell, R., & Sarant, J. (2011). Evidence-based approach for making cochlear implant recommendations for infants with residual hearing. *Ear and Hearing*, 32(3), 313–322. DOI: 10.1097/AUD.0b013e3182008b1c
44. Lenarz, T. & Laszig R. (2012). Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie e.V.: Cochlea Implantat Versorgung und zentral auditorische Implantate. S2k-Leitlinie. Registernummer 017-071. Abgerufen am 15.03.2015 von AWMF online: [http://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/017-071l\\_S2k\\_Cochlea\\_Implant\\_Versorgung\\_2012-05\\_01.pdf](http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/017-071l_S2k_Cochlea_Implant_Versorgung_2012-05_01.pdf)
45. Lenarz, T.; Boenninghaus H.-G. (2012): Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. 14. Auflage, Springer-Verlag, Hannover, S.18 - 19  
DOI: 10.1007/978-3-642-211331-7
46. Lenarz, Thomas (2017): Cochlear implant - state of the art. In: *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery* 16, Doc04.  
DOI: 10.3205/cto000143
47. Li, H.; Helpard, L. Ekeroot, J; et al.: Three-dimensional tonotopic mapping of the human cochlea based on synchrotron radiation phase-contrast imaging. *Sci Rep.* 2021; 1(1):4437 . Published 2021 Feb. 24.  
DOI: 10.1038/s41598-021-83225-w
48. Meng, Juan; Li, Sujuan; Zhang, Fan; Li, Qinglong; Qin, Zhaobing (2016): Cochlear Size and Shape Variability and Implications in Cochlear Implantation

Surgery. In: *Otology & neurotology* : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology 37 (9), S. 1307–1313.

DOI: 10.1097/MAO.0000000000001189

49. Michel O. Die neue WHO-Klassifikation der Schwerhörigkeit: Was hat sich 2021 geändert? [The new WHO classification of hearing loss: what changed in 2021?]. *HNO*. 2021 Nov;69(11):927-930. German. doi: 10.1007/s00106-021-01112-2. Epub 2021 Oct 13. PMID: 34643747.
50. Miller, James D. (2007): Sex differences in the length of the organ of Corti in humans. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 121 (4), EL151-5. DOI: 10.1121/1.2710746
51. Mistrík, P.; Jolly, C. (2016): Optimal electrode length to match patient specific cochlear anatomy. In: *European annals of otorhinolaryngology, head and neck diseases* 133 Suppl 1, S68-71. DOI: 10.1016/j.anorl.2016.05.001
52. Mom et al., 2005, T. Mom, J. Chazal, J. Gabrillargues, L. Gilain, P. Avan, *ORL Fr.*, 88 (2005), p. 82
53. Nash, Robert; Otero, Sofia; Lavy, Jeremy (2019): Use of MRI to determine cochlear duct length in patients undergoing cochlear implantation. In: *Cochlear implants international* 20 (2), S. 57–61. DOI: 10.1080/14670100.2018.1549186.
54. Novak, M. A., Black, J. M., & Koch, D. B. (2007). Standard cochlear implantation of adults with residual low-frequency hearing: implications for combined electro-acoustic stimulation. *Otology & Neurotology* : Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 28(5), 609–614. DOI: 10.1097/mao.0b013e318043014c

55. Pape, Hans-Christian; Kurtz, Armin; Silbernagl, Stefan (2014): Physiologie. 7. Auflage, Thieme Verlag, S. 738-745
56. Probst R., Greves G., Iro H. (2008) Hals-Nasen-Ohrenheilkunde. 3. Auflage, Thieme Verlag, S.144
57. Rivas, Alejandro; Cakir, Ahmet; Hunter, Jacob B.; Labadie, Robert F.; Zuniga, M. Geraldine; Wanna, George B. et al. (2017): Automatic Cochlear Duct Length Estimation for Selection of Cochlear Implant Electrode Arrays. In: *Otology & neurotology* : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology 38 (3), S. 339–346. DOI: 10.1097/MAO.0000000000001329.
58. Robert Koch-Institut (Hrsg) (2014) Hörbeeinträchtigungen. Faktenblatt zu GEDA 2012: Ergebnisse der Studie »Gesundheit in Deutschland aktuell 2012«. RKI, Berlin
59. Roosli C, Sim JH, Mockel H, Mocosch M, Probst R. An artificial temporal bone as a training tool for cochlear implantation. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc [and] Eur Acad Otol Neurotol*. 2013;34(6):1048-1051. DOI:10.1097/MAO.0b013e31828f4907
60. Sampaio, André L. L.; Araújo, Mercêdes F. S.; Oliveira, Carlos A. C. P. (2011): New criteria of indication and selection of patients to cochlear implant. In: *International journal of otolaryngology* 2011, S. 573968. DOI: 10.1155/2011/573968
61. Schurzig, Daniel; Timm, Max Eike; Lexow, G. Jakob; Majdani, Omid; Lenarz, Thomas; Rau, Thomas S. (2018a): Cochlear helix and duct length identification - Evaluation of different curve fitting techniques. In: *Cochlear implants international* 19 (5), S. 268–283. DOI: 10.1080/14670100.2018.1460025.

62. Schurzig D, Timm ME, Batsoulis C, et al. A Novel Method for Clinical Cochlear Duct Length Estimation toward Patient-Specific Cochlear Implant Selection (2018b). *OTO open*. 2018b;2(4):2473974X18800238. DOI:10.1177/2473974X18800238
63. Schünke, M.; Schulte E.; Schumacher, U., *Kopf, Hals und Neuroanatomie*, Prometheus, LernAtlas der Anatomie, 3. Auflage, Thieme-Verlag, S.139-146
64. Sennaroglu L. Cochlear implantation in inner ear malformations--a review article. *Cochlear Implants Int*. 2010 Mar;11(1):4-41. doi: 10.1002/cii.416. Epub 2009 Apr 8. PMID: 19358145.
65. Shannon, R. V, Fu, Q.-J., & Galvin, J. 3rd. (2004). The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation. *Acta Oto-Laryngologica. Supplementum*, 552, 50–54. DOI: 10.1080/03655230410017562
66. Sieber D, Erfurt P, John S, et al. The OpenEar library of 3D models of the human temporal bone based on computed tomography and micro-slicing. *Sci data*. 2019;6:180297. DOI: 10.1038/sdata.2018.297
67. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007;8(2):220-233. DOI: 10.1007/s10162-007-0076-9
68. Strutz, J.; Mann, W. (2017), *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*, 3. Auflage, Thieme-Verlag, ISBN 978-3-13-241893-6
69. Takagi, A.; Sando, I. (1989): Computer-aided three-dimensional reconstruction: a method of measuring temporal bone structures including the length of the cochlea. In: *The Annals of otology, rhinology, and laryngology* 98 (7 Pt 1), S. 515–522. DOI: 10.1177/000348948909800705.

70. Tomblin J., Brittan A. Barker, Linda J. Spencer, Xuyang Zhang, Bruce J. Gantz: The Effect of Age at Cochlear Implant Initial Stimulation on Expressive Language Growth in Infants and Toddlers *J Speech Lang Hear Res.* 2005 August ; 48(4): 853–867. DOI: 10.1044/1092-4388(2005/059).
71. Tang, Q., Benítez, R., & Zeng, F.-G. (2011). Spatial channel interactions in cochlear implants. *Journal of Neural Engineering*, 8(4), 46029. DOI: 10.1088/1741-2560/8/4/046029
72. Van den Honert, C., & Kelsall, D. C. (2007). Focused intracochlear electric stimulation with phased array channels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(6), 3703–3716. DOI: 10.1121/1.2722047
73. Vermeire, K., Landsberger, D. M., Van de Heyning, P. H., Voormolen, M., Kleine Punte, A., Schatzer, R., & Zierhofer, C. (2015). Frequency-place map for electrical stimulation in cochlear implants: Change over time. *Hearing Research*, 326, 8–14. DOI: 10.1016/j.heares.2015.03.011
74. Vermeire K., Nobbe A., Schleich P., Nopp P., Voormolen MH, Van de Heyning PH. Neural tonotopy in cochlear implants: an evaluation in unilateral cochlear implant patients with unilateral deafness and tinnitus. *Hear Res.* 2008
75. Wang, J., & Puel, J.-L. (2020). Presbycusis: An Update on Cochlear Mechanisms and Therapies. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1). DOI: 10.3390/jcm9010218
76. Weiss N.; Dhanasingh A.; Schraven S.; Schulze, Langner S.; Mlynski R. (2019): Surgical approach for complete cochlear coverage in EAS-patients after residual hearing loss
77. Weiss NM, Langner S, Mlynski R, Roland P, Dhanasingh A. Evaluating Common Cavity Cochlear Deformities using CT and 3D Reconstruction. *Laryngoscope.* 2020

78. WHO, 2018: Addressing the rising prevalence of hearing loss. Geneva: World Health Organization; 2018.  
Verfügbar in: <http://www.who.int/pbd/deafness/estimates/en/>
79. WHO 1991: on Prevention of Deafness, I. W. G., Hearing Impairment Programme Planning (1991: Geneva, S., for the Prevention of Deafness, W. H. O. P., & Impairment, H. (1991). Report of the Informal Working Group on Prevention of Deafness and Hearing Impairment Programme Planning, Geneva, 18-21 June 1991 (p. ONLINE). World Health Organization.
80. Weller T., Timm M., Büchner A., Lenarz T. Individualisierte CI-Versorgung: Welchen Einfluss Hat Die Wahl Des Elektrodensträgers.; 2019
81. Würfel, W.; Lanfermann, Heinrich; Lenarz, Thomas; Majdani, Omid (2014): Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. In: Hearing research 316, S. 65–72.  
DOI: 10.1016/j.heares.2014.07.013
82. Xu, J.; Xu, S. A.; Cohen, L. T.; Clark, G. M. (2000): Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. In: The American journal of otology 21 (1), S. 49–56

## 9.2. Abbildungsverzeichnis

[1] Schünke, M.; Schulte E.; Schumacher, U., Kopf, Hals und Neuroanatomie, Prometheus, LernAtlas der Anatomie, 3. Auflage, Thieme-Verlag, S.139-146

Abb. 1: Projektion des Innenohres auf die Felsenbeinpyramide

Abb. 2: schematische Darstellung des knöchernen und häutigen Labyrinths

Abb. 3: Querschnitt durch den Canalis spiralis cochleae

[2] Strutz, J.; Mann, W. (2017), Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie, 3. Auflage, Thieme-Verlag, ISBN 978-3-13-241893-6

Abb. 4: schematische Darstellung des Corti-Organ

Abb. 5: Darstellung der Hörbahn

[3] Mit freundlicher Bereitsrellung durch Prof. Weber, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universität Rostock

[4] Mit freundlicher Bereitstellung durch Prof. Frerich, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie

[5]

<sup>1</sup> Jung, Haijo. (2021). Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography. Progress in Medical Physics. 32. 1-17.

10.14316/pmp.2021.32.1.1.

<sup>2</sup> DenOtter TD, Schubert J. Hounsfield Unit. 2021 Mar 16. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan–. PMID: 31613501

<sup>3</sup> Genisa M, Shuib S, Rajion ZA, Arief EM, Hermana M. Density estimation based on the Hounsfield unit value of cone beam computed tomography imaging of the jawbone system. Proc Inst Mech Eng H. 2018 Oct 11:954411918806333. doi: 10.1177/0954411918806333. Epub ahead of print. PMID: 30309283.

<sup>4</sup> Wilhelm, T.; Stelzer, T.; Wiegand, S.; Güldner, C.; Teymoortash, A.; Guenzel, T.; Hagen, R. 2014). Toxic inner ear lesion following otitis media with effusion: a comparative CT-study regarding the morphology of the inner ear. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology and Head & Neck. 10.1007/s00405-014-3425-4.

[6] Alsughayer L, Al-Shawi Y, Yousef M, Hagr A. Cochlear electrode array tip fold-over in incomplete partition-I - A case report. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2020 Dec;139:110438. doi: 10.1016/j.ijporl.2020.110438. Epub 2020 Oct 10. PMID: 33113482.

[7] Koch, Robert W.; Ladak, Hanif M.; Elfarnawany, Mai; Agrawal, Sumit K. (2017): Measuring Cochlear Duct Length – a historical analysis of methods and results. In: Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery 4

[8] McClenaghan, F., & Nash, R. (2020). The Modified Stenver's View for Cochlear Implants - What do the Surgeons Want to Know? In Journal of the Belgian Society of Radiology (Vol. 104, Issue 1, p. 37 DOI: 10.5334/jbsr.2059

### 9.3. Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben. Die aus den Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Dissertation ist in dieser Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt worden.

Rostock, Januar 2021

## 9.4. Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Tabita Mirjam Breitsprecher  
Geburtsdatum: 09.01.1996  
Geburtsort: Berlin

### Schulbildung

2002 - 2006 Stadtschule Altlandsberg  
2006 - 2011 Theodor-Fontane-Gymnasium Strausberg  
2011 - 2014 Melanchthon-Schule Berlin  
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife (2014)

### Hochschulausbildung

10/2014 – 10/2016 Christian-Albrechts-Universität zu Kiel  
vorklinischer Abschnitt des Studiums der Humanmedizin  
10/2016 – 01/2021 Universität Rostock  
klinischer Abschnitt des Studiums der Humanmedizin  
Abschluss: Staatsexamen

## 9.5. Danksagung

Ich möchte mich ganz herzlich bei allen Menschen bedanken, die mich während der Erstellung dieser Arbeit begleitet und unterstützt haben.

Hervorheben möchte die großartige Unterstützung von Frau Dr. med. Nora Weiss, die durch die Konzeptualisierung der zugrundeliegenden Studie, die Ausarbeitung des Studienplans, die Cochlea-Implantation aller Felsenbeine und durch zahlreiche weitere Hilfen, die an dieser Stelle gar nicht alle aufgezählt werden können, diese Arbeit überhaupt erst möglich gemacht hat. Ich habe diese Form der Unterstützung zu keiner Zeit als selbstverständlich angesehen und möchte mich dafür von Herzen bedanken. Ich hoffe sehr, dass ich Vieles von dem, was ich während unserer Zusammenarbeit lernen durfte, auch in zukünftigen wissenschaftlichen Arbeiten zeigen kann.

Ich bedanke mich bei Professor Mlynski, der mir die Möglichkeit und das Vertrauen gab, an der „Otto Körner Klinik“ eine Dissertation auszuarbeiten und der mich dadurch dem wissenschaftlichen Arbeiten nähergebracht hat.

Vielen Dank auch an Herrn Dr. med. Michael Dau und Professor Langner, die mir tatkräftig dabei geholfen haben, die Bilddatensätze zu erstellen und anschließend auszuwerten.

Der abschließende Dank gebührt meiner gesamten Familie für ihre uneingeschränkte und liebevolle Unterstützung während der gesamten Studienzeit sowie meinem Freund Rami, der mich tatkräftig bei der Vermessung zahlreicher Cochleae unterstützt hat und mir immer dann Mut zusprach, wenn ich ihn gerade benötigte.