

Der A-Wert als Prädiktor für die Cochlea-Länge: Korrelation mit der 3D-Rekonstruktion

Der Fakultät für Medizin und Gesundheitswissenschaften
der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg
zur Erlangung des Grades eines

Doktors der Medizin (Dr. med.)

angenommene **Dissertation**

von

Herrn **Thomas Sengebusch**

geboren am **25.02.1987** in **Neuruppin**

Erstbetreuer:

Prof. Dr. med. Hubert Löwenheim

Institution/Klinik:

Universitätsklinik für Hals-, Nasen-
und Ohrenheilkunde

Eberhard Karls Universität
Tübingen

Zweitbetreuer:

Prof. Dr. med. Andreas Radeloff

Institution/Klinik:

Universitätsklinik für Hals-Nasen-
Ohren-Heilkunde

Evangelisches Krankenhaus
Oldenburg

Carl von Ossietzky Universität
Oldenburg

Tag der mündlichen Prüfung:

17.03.2020

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	A
1. Einleitung	1
2. Material und Methoden	12
2.1 Zusammensetzung der Personenstichprobe	12
2.2 Material	13
2.3 DICOM-Daten der Computertomographie des Felsenbeins	13
2.4 Messungen und Berechnungen	14
2.4.1 Messung des A-Wertes	15
2.4.2 Messung der Länge der lateralen Wand des Ductus cochlearis	16
2.4.3 Ermitteln der Anzahl der Windungen der Cochlea	18
2.4.4 Berechnung der Länge des Ductus cochlearis nach Escudé et al.	19
2.4.5 Berechnung der Länge des Cortischen Organs nach	
Alexiades et al.	20
2.5 Erfassung der Daten und statistische Auswertung	20
3. Ergebnisse	23
3.1 Allgemeine Angaben über die Personenstichprobe	23
3.2 Der A-Wert	26
3.3 Gemessene Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW)	
durch 3D-Rekonstruktion	31
3.4 Gemessene Länge der ersten beiden Windungen des	
Ductus cochlearis (2TL-LW) durch 3D-Rekonstruktion	36
3.5 Korrelation zwischen A-Wert und Gesamtlänge (LDC-LW)	
sowie der Länge der ersten beiden Windungen des	
Ductus cochlearis (2TL-LW)	38
3.6 Anzahl der Windungen der Cochlea	40

3.7	Errechnete Gesamtlänge (LDC-LW nach Escudé) und Länge der ersten beiden Windungen (2TL-LW nach Escudé) des Ductus cochlearis nach Escudé et al.	42
3.8	Vergleich der gemessenen Werte der 3D-Rekonstruktion mit den errechneten Werten nach Escudé et al.	43
3.8.1	Vergleich der Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW)	43
3.8.2	Vergleich der Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW)	44
3.9	Errechnete Gesamtlänge (LDC-OC nach Alexiades) und Länge der ersten beiden Windungen (2TL-OC nach Alexiades) des Cortischen Organs nach Alexiades et al.	45
3.10	Vergleich der gemessenen Werte der 3D-Rekonstruktion mit den errechneten Werten nach Alexiades et al.	46
4.	Diskussion	48
5.	Zusammenfassung	57
5.1	Zusammenfassung	57
5.2	Summary	59
6.	Literaturverzeichnis	61
7.	Anhang	65
7.1	Genehmigung der Ethikkommission	65
7.2	Tabelle mit allen erfassten Daten	67
7.3	Abdruckgenehmigung der Firma MED-EL	69
8.	Danksagung	70
9.	Publikationen	71

Abkürzungsverzeichnis

2TL-LW.....	Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearisentlang der lateralen Wand
2TL-OC.....	Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis entlang des Cortischen Organs
3D-MPR.....	dreidimensionale multiplanare Rekonstruktion
AV.....	Abgussverfahren nach Kawano
BMI	Body-Mass-Index
CI.....	Cochlea Implantat
CT.....	Computertomographie
DC	Ductus cochlearis
EAS	elektrisch-akustische Stimulation
et al.....	et alteri
EU	Europäische Union
G	Projektionsmethode 1 nach Guild
G/S	Projektionsmethode 2 modifiziert nach Schuknecht
GHz	Gigahertz
H	Helicotrema
HU	halbe Umrundungen der lateralen Wand um den Modiolus
kg.....	Kilogramm
kHz	Kilohertz
LDC	Länge des Ductus cochlearis
LDC-2TL.....	Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis
LDC-BM.....	Länge des Ductus cochlearis entlang der Basilarmembran
LDC-LW.....	Länge des Ductus cochlearis entlang der lateralen Wand
LDC-M	Länge der membranösen Cochlea
LDC-OC.....	Länge des Ductus cochlearis entlang des Cortischen Organs
m	Meter

M Modiolus
min..... Minuten
mm Millimeter
MRW..... Mitte des runden Fensters
MW Mittelwert
RG Referenzgerade
SD Standardabweichung
T/S..... 3D-Rekonstruktionsmethode nach Takagi und Sando
VU volle Umrundungen der lateralen Wand um den Modiolus
W..... Winkel zwischen Helicotrema und der Referenzgeraden
WM Whole mount (Häutchenpräparate)
 θ Theta – Insertionstiefenwinkel

1. Einleitung

Das Hören ist ein bedeutender Sinn des Menschen und dient zur Wahrnehmung vielfältiger Informationen über unsere Umwelt. Hören ist notwendig für die Kommunikation und Interaktion mit unseren Mitmenschen, aber auch wichtiger Bestandteil für die räumliche Orientierung. Hören warnt vor möglichen Gefahren.

Immanuel Kant sagte einst: „Nicht sehen trennt von den Dingen, nicht hören trennt von den Menschen.“

Schwerhörigkeit bis hin zur Ertaubung schränkt den Menschen im Alltag in erheblichem Ausmaß ein. Die Unfähigkeit, mit seinen Mitmenschen zu kommunizieren, kann bis zur sozialen Isolation führen. Normale Hörgeräte können eine Schwerhörigkeit nur bis zu einem gewissen Grad ausgleichen, sodass hochgradig schwerhörige Menschen von ihnen nicht oder nur unzureichend profitieren. Mit der Einführung implantierbarer Hörgeräte wurde die Versorgung verbessert, mit der Entwicklung des Cochlea-Implantates (CI) ergab sich schließlich die Möglichkeit, auch an Taubheit grenzend schwerhörigen, ertaubten oder sogar taub geborenen Menschen das Hören zu ermöglichen.

Gehörlosigkeit kann angeboren oder z.B. durch ototoxische Medikamente, Lärm oder Alter erworben werden (WHO 2017). Werden Gehörschäden von Kleinkindern nicht rechtzeitig behandelt, wird auch der Spracherwerb unmöglich (Bruijnzeel et al. 2016). In Deutschland gibt es etwa 80.000 Gehörlose und allein ca. 15.000 gehörlose bzw. stark hörgeschädigte Schüler (Schwerhörigenbund 2012). Über 13% der Bürger in der EU, das entspricht einer Gruppe von mehr als 60 Millionen Menschen, leiden unter Hörverlust, damit an Einschränkungen in der Lebensqualität und Konsequenzen für die berufliche und private Entwicklung. Über 44 Millionen Menschen in der EU sind hörbehindert und benötigen irgendeine Art von Behandlung. In der EU wird hochgradiger Hörverlust als schwere Erkrankung bewertet (hear-it 2017). In der Bundesrepublik Deutschland leiden etwa 12-15 Millionen Betroffene und damit 20% der Bevölkerung an einer Innenohrschwerhörigkeit. Die Innenohrschwerhörigkeit gehört damit zu den häufigsten chronischen Erkrankungen (Olusanya, Neumann, and Saunders 2014). Für die Wahrnehmung von Schall sind unter anderem funktionsfähige Haarsinneszellen in der Cochlea des Innenohres notwendig. Der Verlust oder die Schädigung dieser Haarsinneszellen führt zu einem irreversiblen Hörverlust.

Ein Cochlea-Implantat ist eine elektronische Hörhilfe, welche die Funktion der Haarzellen des Innenohres, d.h. die Umwandlung akustischer Signale in elektrische Signale des Hörnervs übernimmt (Eshraghi et al. 2012; Mudry and Mills 2013). Zu einem Cochlea-Implantat-System gehört neben dem Implantat unter der Haut ein außenliegender Sprachprozessor. Dieser wird heute meist in Form eines "Hinter-dem-Ohr"-Prozessors getragen (Abbildung 1).

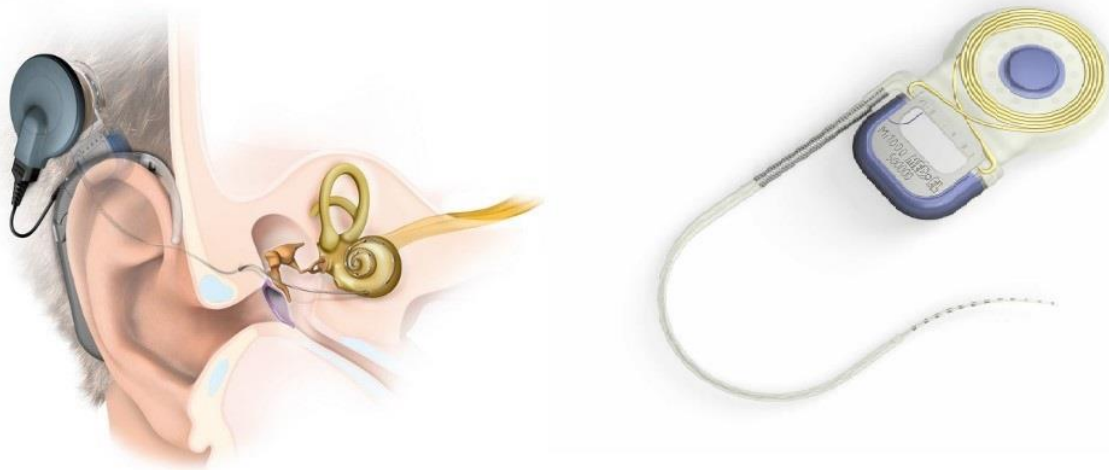


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Cochlea-Implantates (Quelle: MED-EL; 7.3 Abdruckgenehmigung der Firma MED-EL). Das Cochlea-Implantat besteht aus dem außenliegenden Sprachprozessor und Mikrophon (links im Bild) sowie der unter der Haut befindlichen Empfängerspule und dem Elektrodenträger, der in die Cochlea eingeführt wird (rechts im Bild).

Ein eingebautes Mikrophon nimmt den Schall aus der Umwelt auf, dieser wird im Prozessor in ein elektrisches Signal umgewandelt. Um mit einem Cochlea-Implantat hören zu können, ist eine Operation nötig. Dabei wird der Elektrodenträger in die Hörschnecke eingeführt. Die Empfängerspule wird hinter dem Ohr unter der Haut platziert und im Schädelknochen verankert. In diesem Teil befindet sich auch ein Magnet, mit dem die äußere Sendespule über der Haut festgehalten wird. Der Schall wird durch das Mikrophon des Sprachprozessors in der Nähe des Ohres aufgenommen, im Sprachprozessor aufgearbeitet und an die Sendespule weitergegeben. Die Sendespule übermittelt die akustische Information in codierter Form durch die intakte Haut zum Empfängerteil des Implantates. Der implantierte Empfänger stimuliert über den in der Cochlea liegenden Elektrodenträger den Hörnerv

direkt elektrisch. Die Elektroden stimulieren die Spiralganglienzellen in tonotoper Weise, allerdings erfolgt keine individuelle Zuordnung zwischen der Tonhöhe und dem Ort der elektrischen Stimulation. Durch die Verwendung eines Cochlea-Implantates können sich die Patienten ohne Lippenlesen unterhalten, taub geborene Kinder können eine normale Kommunikation durch Sprache erlernen und können sich normal entwickeln. Derzeit sind ca. 400.000 Cochlea-Implantate weltweit im Einsatz. Trotz des Erfolgs der derzeitigen Systeme gibt es zwischen den Cochlea-Implantat-Trägern eine beträchtliche Variabilität in der Hörleistung. Oft ist in lauten Umgebungen die Sprachverständlichkeit nicht ausreichend. Dies ist auch für Musik und tonale Sprachen der Fall (Firszt et al. 2004; Jiam, Caldwell, and Limb 2017).

Vor der Implantation eines Cochlea-Implantates sind umfangreiche Untersuchungen notwendig. Die Feststellung des Hörverlustes und dessen Einteilung nach Grad und Typ erfordern besondere Expertise und den Einsatz geeigneter Methoden. Hierzu zählen neben einer HNO-ärztlichen bzw. pädaudiologischen Untersuchung subjektive und objektive audiometrische Verfahren und eine pädagogische, logopädische und psychologische Beurteilung der Rehabilitationsfähigkeit einschließlich der psychosozialen Situation. Besonderheiten bei Kindern und Erwachsenen werden getrennt berücksichtigt. So kann es bei Kindern notwendig sein, Teile der Voruntersuchungen in Narkose durchzuführen und zusätzlich eine Entwicklungsdiagnostik durchzuführen, um weitere Behinderungen zu erkennen (AWMF-Leitlinie 2012). Teil dieser Untersuchungen ist auch eine hochauflösende Computertomographie (CT) des Felsenbeins, dem Schädelknochen, in dem sich die Cochlea befindet. Anhand dieses CTs kann man zum einen Fehlbildungen ausschließen, welche eine Implantation erschweren oder sogar unmöglich machen können, zum anderen kann man anhand der Bilder die Länge der Cochlea überprüfen. Um eine bestmögliche Wiederherstellung des Hörens und des Sprachverstehens zu erreichen, wurden verschiedene Parameter in wissenschaftlichen Publikationen untersucht. Besonders die Anatomie der Cochlea hat dabei eine entscheidende Bedeutung und ist sehr variabel (Tabelle 1). In Bezug auf Cochlea-Implantate ist die Variabilität der Cochlea-Länge von besonderer Bedeutung, denn das postoperative Resultat ist maßgeblich abhängig von der Insertionstiefe der Elektrode (Finley et al. 2008; Stakhovskaya et al. 2007; Yukawa et al. 2004; O'Connell et al.

2016; Hochmair et al. 2003). Die Länge des Ductus cochlearis (LDC) (hier die Länge entlang der lateralen Wand (LDC-LW)) schwankt bei einzelnen Individuen zwischen 30,76 und 45,6 mm (Erixon et al. 2009; Erixon and Rask-Andersen 2013; Würfel et al. 2014; Escudé et al. 2006; Stakhovskaya et al. 2007). Aufgrund dieser großen Variabilität gibt es Cochlea-Implantat-Elektroden unterschiedlicher Länge (Tabelle 2), um eine möglichst gute Abdeckung und individuelle Anpassung für jeden Patienten zu ermöglichen (Mistrik and Jolly 2016; Franke-Trieger et al. 2014). Die Insertionslänge der Implantat-Elektroden schwankt zwischen 15 mm und 31,5 mm.

Mit zunehmenden Bemühungen, ein Resthören bei der Cochlea-Implantation zu erhalten, steigt zudem die Bedeutung der individuellen Cochlea-Länge. In den letzten Jahren wurden vermehrt auch Patienten mit einem Resthören im tieffrequenten Hörbereich unter 1 kHz implantiert. Hierbei erfolgt eine elektrisch-akustische Stimulation (EAS): eine elektrische Stimulation der hohen Frequenzen wird mit einer akustischen Stimulation der tiefen Frequenzen kombiniert (Kiefer et al. 2005). Die Technik vereint ein Hörgerät und die elektrische Stimulation der Cochlea durch das Cochlea-Implantat. Der besondere Stellenwert der präoperativen Bestimmung der Cochlea-Länge anhand von CT-Bildern für die EAS wurde erstmals von Adunka beschrieben (Adunka et al. 2005). Eine zu tiefe Insertion des Elektrodenträgers verringert die Chance, das Resthören erhalten zu können (Adunka et al. 2004; Helbig et al. 2018).

In der Vergangenheit wurden fünf anatomische Methoden zur Bestimmung der Länge des Ductus cochlearis verwendet (Tabelle 1). Diese Verfahren wurden an anatomischen Präparaten durchgeführt.

1) Häutchenpräparate (Whole mount):

Bei dieser Methode wird die knöchernen Kapsel um die Cochlea entfernt und die Cochlea-Windungen werden von der Modiolus-Achse getrennt. Jede dieser Windungen, die die Basilarmembran und das Cortische Organ enthalten, wird auf einen Objektträger aufgelegt und die Länge gemessen. Die Gesamtlänge ergibt sich aus der Addition der Längen der einzelnen Windungen. Die Länge in jeder Windung wird entlang der Stelle der äußeren Stützzelle und der ersten äußeren Haarzelle gemessen. Diese Methode wird im Folgenden mit WM abgekürzt.

2) Projektionsmethode 1:

Diese Methode wurde zuerst von Guild (Guild 1927) beschrieben. Bei dieser Methode werden serielle (horizontale) Schnitte verwendet. Die Projektion des Ortes der Verbindungsstelle zwischen den Köpfen der Stützzellen wird auf eine 2D-Oberfläche projiziert, die Länge in jeder Windung wird entlang dieser Stelle gemessen. Diese Methode wird im Folgenden mit G abgekürzt.

3) Projektionsmethode 2:

Die Guild-Methode wurde von Schuknecht (Schuknecht 1993) modifiziert, um die Messung des „Hooks“ mit einzubeziehen. „Hook“ bezeichnet das stark gebogene basale Ende der Cochlea (Kim, Steele, and Puria 2014; Rask-Andersen et al. 2012). Diese Methode wird im Folgenden mit G/S abgekürzt.

4) Die 3D-Rekonstruktionsmethode:

Diese Methode wurde von Takagi und Sando (Takagi and Sando 1989) erstmals verwendet. Bei dieser Methode werden radiale Serienschnitte der Cochlea genutzt. Die 3D-Koordinaten der Verbindungsstellen der Pfeilerzellen in den einzelnen Schnitten werden ermittelt. Mit Hilfe eines Computerprogramms wird der kumulative 3D-Abstand zwischen den Verbindungsstellen der Pfeilerzellen berechnet. Diese Methode wird im Folgenden mit T/S abgekürzt.

5) Abgussverfahren

Diese Methode wurde von Kawano beschrieben (Kawano 1996). Hier wurden Korrosionspräparate von Innenohren Erwachsener untersucht. Anatomische Referenzpunkte wurden mit Fotos aus verschiedenen Ansichten erstellt. Winkel und verschiedene Dimensionen wurden mit Hilfe der Planimetrie bestimmt. Durch die Mittelachse der Cochlea wurde eine Linie bis zu einem entfernten Punkt der ersten Windung gezogen. Rechtwinklig zu dieser Linie wurde eine Linie durch die Mittelachse gezogen, wodurch jede Windung der Cochlea in Quadranten unterteilt wurde. Die Quadranten 1 bis 4 bilden die erste Windung, 5 bis 8 die zweite und 9 bis 12 die dritte Windung. Die Außenwandlänge jedes Quadranten wurde berechnet, die Gesamtlänge durch Addition bestimmt. Diese Methode wird im Folgenden mit AV abgekürzt.

Tabelle 1: Übersicht früherer Arbeiten zur Bestimmung der Länge des Ductus cochlearis (LDC-OC: Cortisches Organ; LDC-LW: Laterale Wand; LDC-BM: Basilarmembran; LDC-M: Membranöse Cochlea)

Quelle	Zielstruktur	Methode	Mittelwert	SD	Min.	Max.	Anzahl
Hensen 1865 (nach Hardy 1938))	LDC-OC	-	33,5	-	-	-	1
Waldeyer 1873 (nach Hardy 1938))	LDC-OC	-	29,5	2,12	28	31	2
Krause 1876 (nach Hardy 1938))	LDC-OC	-	33	-	-	-	1
Retzius 1884 (nach Hardy 1938))	LDC-OC	Histologisch	33,5	0,8	32	34	5
(Hardy 1938)	LDC-OC	Histologisch – G	31,52	2,3	25,26	35,46	68
(Bredberg 1968)	LDC-OC	Histologisch – G/S	34,0	2,0	29,9	39,5	46
(Walby 1985)	LDC-OC	Histologisch – G/S	32,61	2,15	30,1	36,4	20
(Hinojosa 1985)	LDC-OC	Histologisch – G/S	32,88	2,17	30,42	37,52	16
(Pollak 1987)	LDC-OC	Histologisch – G/S	28,4	3,4	24	33,5	9
(Ulehlova, Voldrich, and Janisch 1987)	LDC-OC	Histologisch – WM	34,2	2,93	28	40,1	50
(Wright et al. 1987)	LDC-OC	Histologisch – WM	32,8	2,6	28,8	36,6	12
(Takagi and Sando 1989)	LDC-OC	Histologisch – T/S	36,4	-	-	-	1
(Sato 1991)	LDC-LW	Histologisch – T/S	38,64	3,19	32,7	43,2	18
(Kawano 1996)	LDC-OC	Histologisch – AV	35,58	1,41	34,15	37,9	8
	LDC-LW	Histologisch – AV	40,81	1,97	37,93	43,81	8
(Ketten et al. 1998)	LDC-BM	CT	33,01	2,31	29,07	37,45	20
(Skinner et al. 2002)	LDC-LW	CT	34,62	1,22	32,94	36,57	13
(Sridhar, Stakhovskaya, and Leake 2006)	LDC-OC	Histologisch – AV	33,31	2,38	30,5	36,87	7
(Stakhovskaya et al. 2007)	LDC-OC	Histologisch – AV	33,13	2,11	30,5	36,87	9
(Erixon et al. 2009)	LDC-LW	Plastic Casts	42	1,96	38,6	45,6	58
(Lee 2010)	LDC-LW	Histologisch – G/S	30,8	2,55	25,5	35,1	27
(Erixon and Rask-Andersen 2013)	LDC-LW	Plastic Casts	41,2	1,86	37,6	44,9	51
(Würfel et al. 2014)	LDC-LW	CT	37,9	1,98	30,8	43,2	436
(Meng et al. 2016)	LDC-LW	CT	35,8	2,0	30,7	42,2	310
(Koch, Elfarnawany, et al. 2017)	LDC-OC	CT	32,05	1,4	30,45	35,10	10
	LDC-LW	CT	39,04	2,1	33,58	41,68	16
(Kumar and Kavitha 2017)	LDC-M	MRT	27,52	1,18	25,36	29,4	28
(Alanazi and Alzhrani 2018)	LDC-OC	CT	31,88	2,64	20,45	37,72	882

Tabelle 2: Liste der verschiedenen CI-Elektroden unterschiedlicher Hersteller mit Angabe der Elektrodenlänge

Hersteller	Elektrode	Insertionslänge der Elektrode	Aktive Stimulationslänge der Elektrode
MED-EL (MED-EL 2017, 2018a)	FLEXSOFT	31,5 mm	26,4 mm
	FLEX28	28 mm	23,1 mm
	FLEX26	26 mm	20,9 mm
	FLEX24	24 mm	20,9 mm
	FLEX20	20 mm	15,4 mm
	FORM24	24 mm	18,7 mm
	FORM19	19 mm	14,3 mm
	Classic STANDARD	31,5 mm	26,4 mm
	Classic MEDIUM	24 mm	20,9 mm
	Classic COMPRESSED	15 mm	12,1 mm
Cochlear (Cochlear 2014b, 2011, 2014a, 2016)	Contour Advance	19 mm	14,25 mm
	Full-Band Straight	23,9 mm	16,4 mm
	Slim-Straight	25 mm	19,1 mm
	Slim-Modiolar	18,4 mm	14 mm
Advanced Bionics (AdvancedBionics 2017c, 2017b; AdvancedBionics, 2017a)	HiFocus Mid-Scala	18,5 mm	15 mm
	HiFocus SlimJ	23 mm	20 mm
	HiFocus Helix	21 mm	13 mm
	HiFocus 1J	25 mm	17 mm
Oticon Medical (OticonMedical)	Neuro Zti Classic	26 mm	25 mm
	Neuro Zti EVO	25 mm	24 mm
	Digisonic SP	26 mm	25 mm
	Digisonic SP EVO	25 mm	24 mm

Moderne bildgebende Verfahren erlauben eine Messung der Cochlea-Länge am lebenden Patienten. Für die 3D-Rekonstruktion wurden in vivo CT-Scans des Felsenbeins verwendet. Die Methode wurde von Ketten et al. und Skinner et al. genutzt (Ketten et al. 1998; Skinner et al. 2002). Eine archimedische Spirale wurde berechnet, um die dreidimensionale Anordnung des knöchernen Cochlea-Kanals nachzubilden. Die Länge des „Hook“-Bereichs wurde separat addiert.

Escudé et al. (Escudé et al. 2006) veröffentlichten ein Messverfahren, um die Variation der Cochlea-Größe und -Länge in der klinisch verfügbaren Diagnostik quantitativ messen zu können. Vorgeschlagen wurde der „A-Wert“, welcher definiert ist als „die größte Distanz vom runden Fenster, durch den Modiolus zur lateralen Wand der Gegenseite“, und der anhand von Computertomographie (CT) -Bildern gemessen wird. Die Spanne des A-Wertes wird zwischen 8,35 mm und 9,95 mm angegeben. Mit Hilfe einer eigens entwickelten Formel konnten Escudé et al. bei bekanntem A-Wert die Länge des Ductus cochlearis entlang seiner lateralen knöchernen Wand berechnen. Grundlage für die Formel von Escudé et al. war die Arbeit von Yoo et al., die bereits sechs Jahre zuvor die dreidimensionale Geometrie der menschlichen Cochlea anhand eines helico-spiralen Muschelmodells beschrieben haben. Auf der Basis dieses Modells ist die Bestimmung verschiedener Eigenschaften der Cochlea möglich (Yoo et al. 2000).

Auch Meng et al. untersuchten den Zusammenhang des basalen Durchmessers der Cochlea (entspricht dem A-Wert) und der Cochlea-Länge und konnten eine positive Korrelation der Parameter nachweisen (Meng et al. 2016).

Der A-Wert bleibt jedoch ein zweidimensionaler Erstparameter für die Länge der dreidimensionalen spiralförmigen Cochlea. Deshalb hat die Arbeitsgruppe um Würfel die Open-Source-Software OsiriX MD (Pixmeo, Los Angeles, California) genutzt, um eine dreidimensionale multiplanare Rekonstruktion (3D-MPR) der CT-Bilder zu erstellen und die Länge des Ductus cochlearis entlang seiner lateralen knöchernen Wand (LDC-LW) zu messen (Würfel et al. 2014). In einer großen Stichprobe von 436 Ohren von 218 Patienten wurde eine Variabilität der Cochlea-Länge zwischen 32,0 mm und 43,2 mm gefunden. Kisser et al. beurteilten die Genauigkeit dieser 3D-MPR im Vergleich zu der wirklichen Länge der Cochlea (Kisser et al. 2014). Die durchschnittliche Abweichung der 3D-MPR-Längenmessung von der realen Länge

betrug 0,8 mm ($\pm 0,7$ mm). Die dreidimensionale Rekonstruktion nimmt jedoch deutlich mehr Zeit in Anspruch als die Bestimmung des A-Wertes (durchschnittlich 6,1 min (SD $\pm 3,4$ min) (Kisser et al. 2014)).

Koch et al. verglichen die verschiedenen Methoden zur Messung der Länge der Cochlea und kamen zu dem Schluss, dass die 3D-Längenmessung die genauesten Ergebnisse liefert, aber die Annäherung mithilfe des A-Wertes weniger zeitaufwendig ist und insgesamt die zweitbeste Methode darstellt (Koch, Ladak, et al. 2017).

Rivas et al. verglichen die manuelle und automatische Bestimmung des A-Wertes und fanden heraus, dass die automatische Bestimmung weniger zeitaufwendig ist und die Ergebnisse besser reproduzierbar sind, da bei der manuellen Bestimmung eine große Abhängigkeit vom Untersucher besteht (Rivas et al. 2017).

Auch Iyaniwura et al. beschäftigten sich mit der Untersucherabhängigkeit bei der Bestimmung des A-Wertes (Iyaniwura et al. 2017). Es wurde sowohl die Varianz bei mehreren Messungen durch den gleichen Untersucher (intraobserver Variabilität) als auch die Varianz zwischen verschiedenen Untersuchern (interobserver Variabilität) ermittelt. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Messungen, für die intraobserver Variabilität betrug die mittlere Abweichung 0,38 mm (SD $\pm 0,17$ mm) und für die interobserver Variabilität 0,9 mm (SD $\pm 0,31$ mm).

Alternativ zur Berechnung der Länge der lateralen Wand des Ductus cochlearis beschrieben Alexiades et al. 2015 eine Formel zur Berechnung der Länge des Ductus cochlearis entlang des Cortischen Organs (Alexiades, Dhanasingh, and Jolly 2015). Der Nachteil der Messung entlang der lateralen knöchernen Wand sei, dass die Insertionstiefe für ein Cochlea-Implantat überschätzt werden könnte, da die Elektrode aufgrund ihres eigenen Durchmessers nicht genau an der knöchernen Wand liegen würde. Je größer der Eigendurchmesser der Cochlea-Implantat-Elektrode, desto ausgeprägter die Abweichung der Insertionstiefe von der Länge der lateralen Wand. Als Grundlage für die Berechnung der Länge des Ductus cochlearis entlang des Cortischen Organs diene die Formel von Escudé et al. (Escudé et al. 2006). Histologische Studien haben gezeigt, dass das Cortische Organ etwa 0,5 mm von der lateralen Wand der Cochlea entfernt ist (Ulehlova, Voldrich, and Janisch 1987). Zur Anpassung der Formel von Escudé et al. an die Berechnung der Länge des Cortischen Organs müssen diese 0,5 mm von beiden Enden des A-Wertes abgezogen werden.

Auf diese Weise wurde die Formel von Escudé et al. für die Berechnung der Länge des Ductus cochlearis entlang des Cortischen Organs durch Alexiades et al. angepasst. Die Autoren empfehlen zudem lediglich die Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (LDC-2TL) für die Auswahl der Cochlea-Implantat-Elektrode zu nutzen, um so eine zu tiefe Insertion mit intracochleärem Trauma zu vermeiden.

Eine besondere Herausforderung stellt die Cochlea-Implantation bei Patienten mit Fehlbildungen der Cochlea dar, denn selbst wenn ein flüssigkeitsgefüllter Ductus cochlearis ausgebildet ist, kann die Länge des Ductus doch erheblich von der einer gesunden Cochlea abweichen. Liu et al. untersuchten dies und betonten dadurch den besonderen Stellenwert der präoperativen Längenbestimmung vor Cochlea-Implantation bei fehlgebildeten Cochleae (Liu et al. 2017).

In der vorliegenden Arbeit wurden retrospektiv die CT-Aufnahmen von 131 Patienten der Universitätsklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde am Evangelischen Krankenhaus Oldenburg ausgewertet. Es wurden der A-Wert sowie die Länge der lateralen Wand des Ductus cochlearis anhand einer multiplanaren 3D-Rekonstruktion aus den präoperativen CT-Aufnahmen bestimmt und deren Korrelation überprüft. Zudem wurde anhand der Formel von Escudé et al. (Escudé et al. 2006) die Länge des Ductus cochlearis für die gesamte Cochlea (LDC-LW nach Escudé) und die ersten beiden Windungen (2TL-LW nach Escudé) aus dem bestimmten A-Wert berechnet und mit den Messungen der 3D-Rekonstruktion verglichen.

Darüber hinaus wurde anhand der Formel von Alexiades et al. (Alexiades, Dhanasingh, and Jolly 2015) die Länge des Cortischen Organs aus dem bestimmten A-Wert für die gesamte Cochlea (LDC-OC nach Alexiades) und die ersten beiden Windungen (2TL-OC nach Alexiades) berechnet und ebenfalls mit den Ergebnissen der 3D-Rekonstruktion verglichen.

Ziel dieser Studie war es, zu überprüfen, ob eine Korrelation zwischen dem A-Wert und der Cochlea-Länge besteht. Weiterhin sollten verschiedene Verfahren zur Bestimmung der Cochlea-Länge miteinander verglichen werden, um zu überprüfen, ob es signifikante Unterschiede in den ermittelten Längen der Cochlea gibt. Diese Untersuchungen sollen Aufschluss über den Stellenwert des A-Wertes in der präoperativen Diagnostik des Cochlea-Implantates als Hilfsmittel zur Auswahl der Elektrode geben.

Außerdem wurde untersucht, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen der rechten und linken Cochlea desselben Individuums oder zwischen den Geschlechtern gibt.

Es sollte zudem ermittelt werden, ob eine Korrelation zwischen der Cochlea-Länge und dem Alter, der Körpergröße, dem Körpergewicht oder dem Body-Mass-Index (BMI) besteht.

2. Material und Methoden

2.1 Zusammensetzung der Personenstichprobe

Das Studiendesign wurde der Ethikkommission der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg vorgelegt und am 11.02.2016 genehmigt (7.1 Genehmigung der Ethikkommission).

Patienten, die sich in der ambulanten Rehabilitation nach Cochlea-Implantation an der Universitätsklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde am Evangelischen Krankenhaus Oldenburg befanden, wurden gefragt, ob sie der pseudonymisierten Verwendung ihrer CT-Bilder im Rahmen unserer Studie zustimmen. Bei den Patienten war, als Teil der präoperativen Untersuchungen vor der Implantation des Cochlea-Implantates, eine Computertomographie (CT) des Felsenbeins durchgeführt worden. Nach dem schriftlichen und informierten Einverständnis der Patienten wurden ihre CT-Bilder in unsere Studie eingeschlossen.

Einschlusskriterien:

- Personen, die älter sind als 18 Jahre
- CT-Untersuchung des linken und rechten Felsenbeins verfügbar, welches für eine 3D-Rekonstruktion und die Bestimmung des A-Wertes geeignet ist

Ausschlusskriterien:

- Personen, die jünger sind als 18 Jahre
- Personen mit Fehlbildungen des Mittel- oder Innenohres
- CT-Bilder, welche nicht mit der OsiriX-Software ausgewertet werden konnten

2.2 Material

- Apple iMac (Retina 5K, 27 Zoll, Prozessor Intel Core i7 4 GHz) mit dem Betriebssystem OS X El Capitan, Version 10.11.6 (Apple Inc. Corporation, Cupertino, Kalifornien, USA)
- OsiriX MD Software, Version 8.0.2 (Pixmeo, Los Angeles, Kalifornien, USA)
- Microsoft Excel 2016 MSO (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA)
- IBM SPSS Statistics Version 25 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA)

2.3 DICOM-Daten der Computertomographie des Felsenbeins

Die DICOM-Daten der Felsenbein-CTs aller Probanden wurden aus der Klinikdatenbank des Evangelischen Krankenhauses Oldenburg ausgelesen und pseudonymisiert auf den iMac überspielt. Die CT-Bilder wurden mit verschiedenen Computertomographen erstellt. Es handelte sich um einen Siemens Sensation Cardiac (Siemens AG, Berlin, Deutschland), einen Siemens AXIOM-Artis (Siemens AG, Berlin, Deutschland), einen Siemens Somatom Definition AS (Siemens AG, Berlin, Deutschland), einen GE Medical Systems Optima CT 520 Series (General Electric Corporation, Boston, Massachusetts, USA) sowie einen Toshiba Activion 16 (Toshiba Corporation, Minto, Tokio, Japan). Die Schichtdicke betrug zwischen 0,3 mm und 1,0 mm und die Auflösung der Pixel zwischen 0,14 mm und 0,49 mm.

2.4 Messungen und Berechnungen

Es wurde ein iMac der Firma Apple (Retina 5K, 27 Zoll, Prozessor Intel Core i7 4 GHz) mit dem Betriebssystem OS X El Capitan, Version 10.11.6 (Apple Inc. Corporation, Cupertino, Kalifornien, USA) eingerichtet und die benötigte Software OsiriX MD, Version 8.0.2 (Pixmeo, Los Angeles, Kalifornien, USA), Microsoft Excel 2016 MSO (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) und IBM SPSS Statistics Version 24 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) installiert.

Die DICOM-Daten wurden in die OsiriX-Software importiert und die Messungen wurden mithilfe des „3D curved MPR“-Modus durchgeführt. Die Benutzeroberfläche des „3D curved MPR“-Modus bietet vier Fenster (Abbildung 2). In drei Fenstern wird je eine Ebene der CT-Bilder gezeigt, im vierten Fenster, dem unteren rechten Fenster, wird das Ergebnis der Messung in Form der ausgerollten Cochlea dargestellt. Die Ebenen in den ersten drei Fenstern wurden so eingestellt, dass im rechten oberen Fenster die Ebene parallel zur basalen Windung der Cochlea verläuft und das runde Fenster mit maximalem Durchmesser gut zu erkennen ist. Als Startpunkt der Messungen wurde die Mitte des runden Fensters gewählt, entsprechend den Empfehlungen des Consensus Panels von 2010 (Verbist et al. 2010).

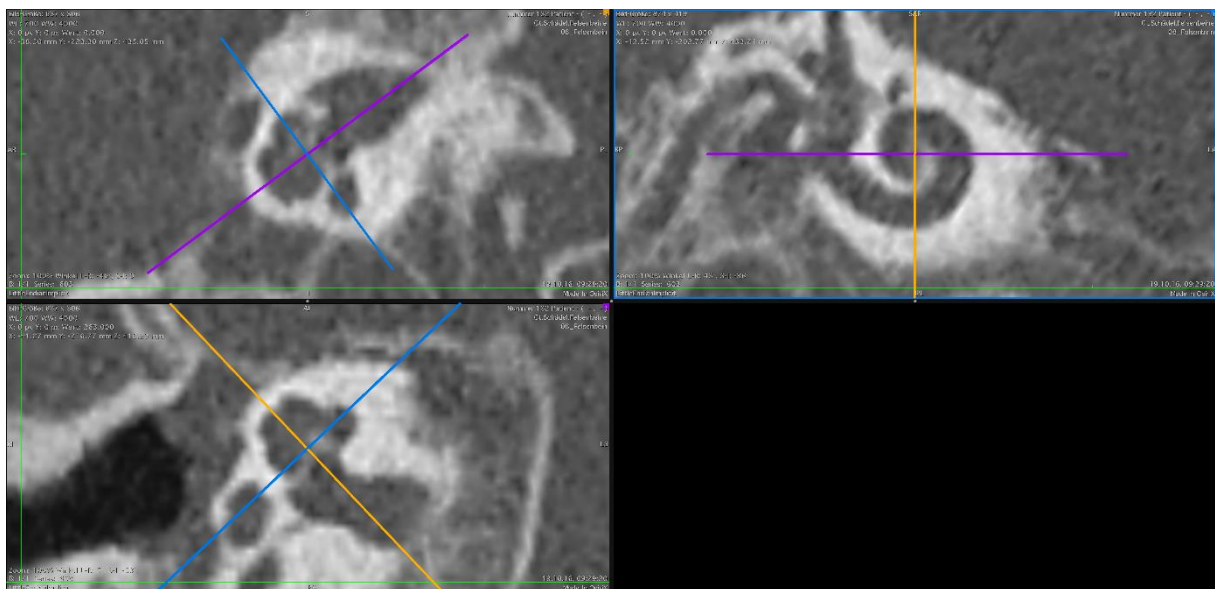


Abbildung 2: Benutzeroberfläche des „3D curved MPR“-Modus mit den vier Fenstern nach Einstellung der Ebenen. Im rechten unteren Fenster wird später die ausgerollte Cochlea dargestellt.

2.4.1 Messung des A-Wertes

Der A-Wert wurde von Escudé et al. definiert als „die größte Distanz vom runden Fenster durch den Modiolus zur lateralen Wand der Gegenseite“ (Escudé et al. 2006). Nach Vorbereitung der CT-Bilder in oben beschriebener Art und Weise wurde mithilfe des linearen Messwerkzeuges eine Gerade von der Mitte des runden Fensters durch den Modiolus bis zur gegenüberliegenden lateralen Wand der Cochlea gezogen. Die Distanz wurde durch das Programm automatisch gemessen und das Ergebnis in mm eingeblendet.

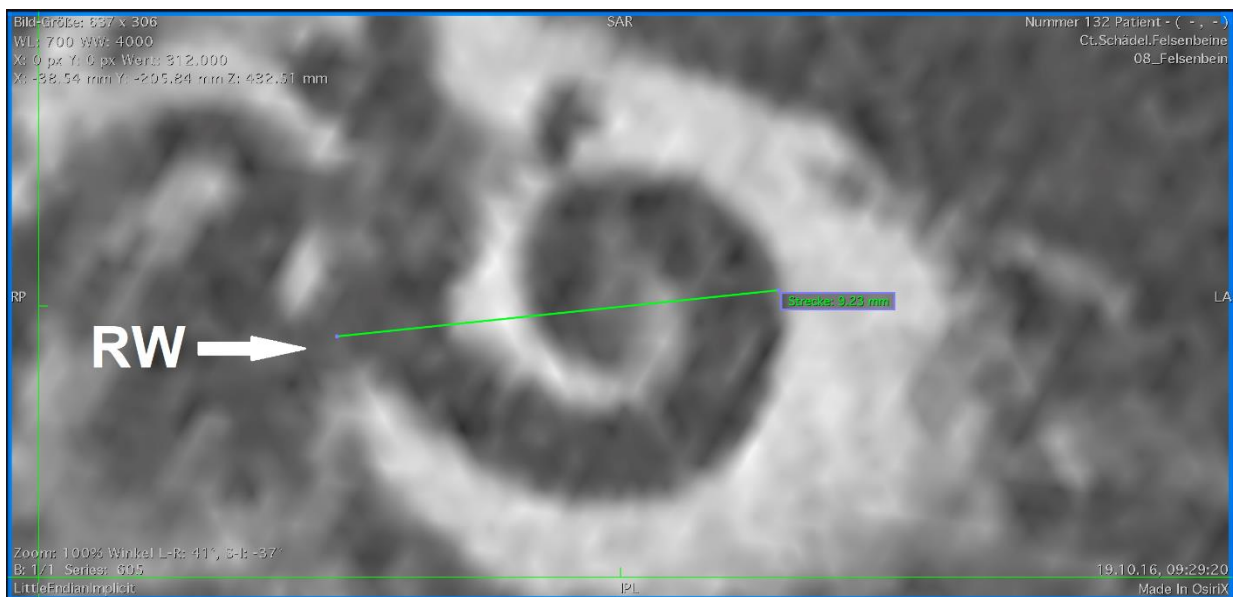


Abbildung 3: Darstellung der basalen Windung der Cochlea mit dem runden Fenster und der eingezeichneten Geraden von der Mitte des runden Fensters (RW), durch den Modiolus zur gegenüberliegenden knöchernen Wand der Cochlea (A-Wert).

2.4.2 Messung der Länge der lateralen Wand des Ductus cochlearis

Nach Vorbereitung der CT-Bilder in oben beschriebener Art und Weise wurde mithilfe des „Curved-Path“-Messwerkzeuges die laterale Wand der knöchernen Cochlea markiert. Startpunkt der Messung war die Mitte des runden Fensters. Hier wurde die erste Markierung platziert. Anschließend wurden weitere Markierungen entlang der knöchernen lateralen Wand der Cochlea gesetzt. Endpunkt der Messung war das Helicotrema, welches der Spitze und damit dem Ende des Ductus cochlearis entspricht. Es wurden pro Messung im Mittel 22 Markierungspunkte (Range 15 - 29) gesetzt. Die gesetzten Markierungen wurden durch die Software automatisch mittels einer geschwungenen Linie verbunden, sodass die Linie genau entlang der knöchernen lateralen Wand der Cochlea verlief (Abbildung 4, Abbildung 5 und Abbildung 6). Im unteren rechten Fenster der Benutzeroberfläche wurde die geschwungene Linie und damit auch gleichzeitig die laterale Wand der Cochlea zu einer Geraden ausgerollt, sodass der Ductus cochlearis in seiner ganzen Länge ausgerollt dargestellt wird. In dieser Darstellung kann nun die Distanz von der ersten (Mitte des runden Fensters) bis zur letzten Markierung (Helicotrema) abgelesen werden. Diese entspricht der Länge der äußeren Wand des Ductus cochlearis. Zudem wurden durch Verschieben der Messregler A, B und C auch die Einzellängen der ersten, zweiten und dritten Windungen bestimmt (Abbildung 7).

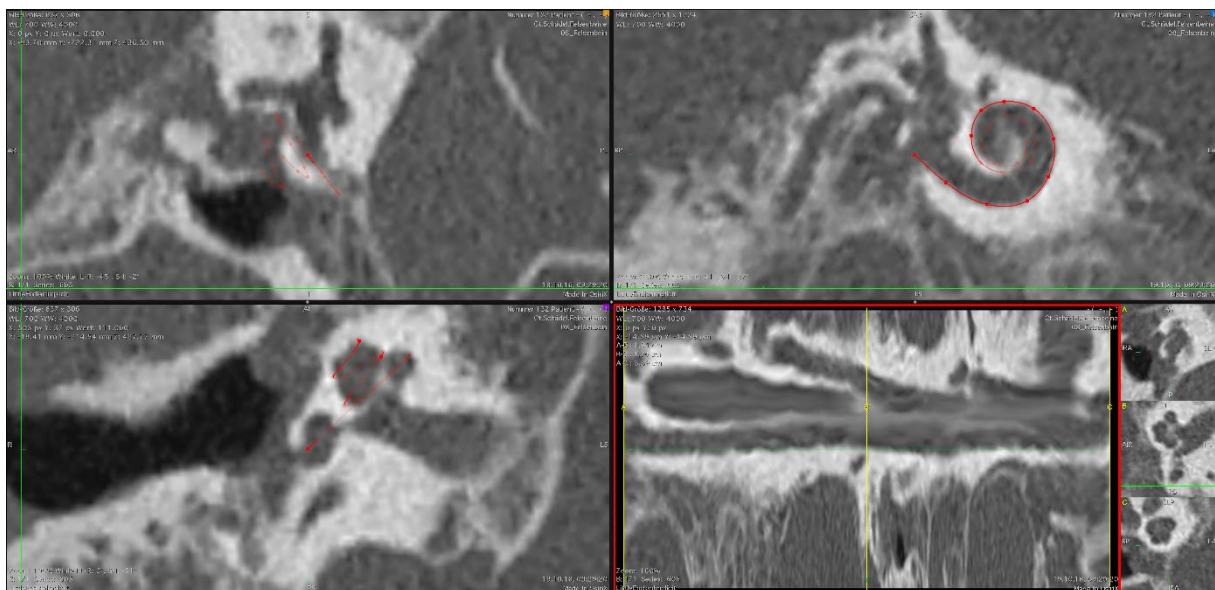


Abbildung 4: Benutzeroberfläche des „3D curved MPR“-Modus mit den vier Fenstern nach Setzen aller Markierungspunkte. Im rechten unteren Fenster wird die ausgerollte Cochlea dargestellt.

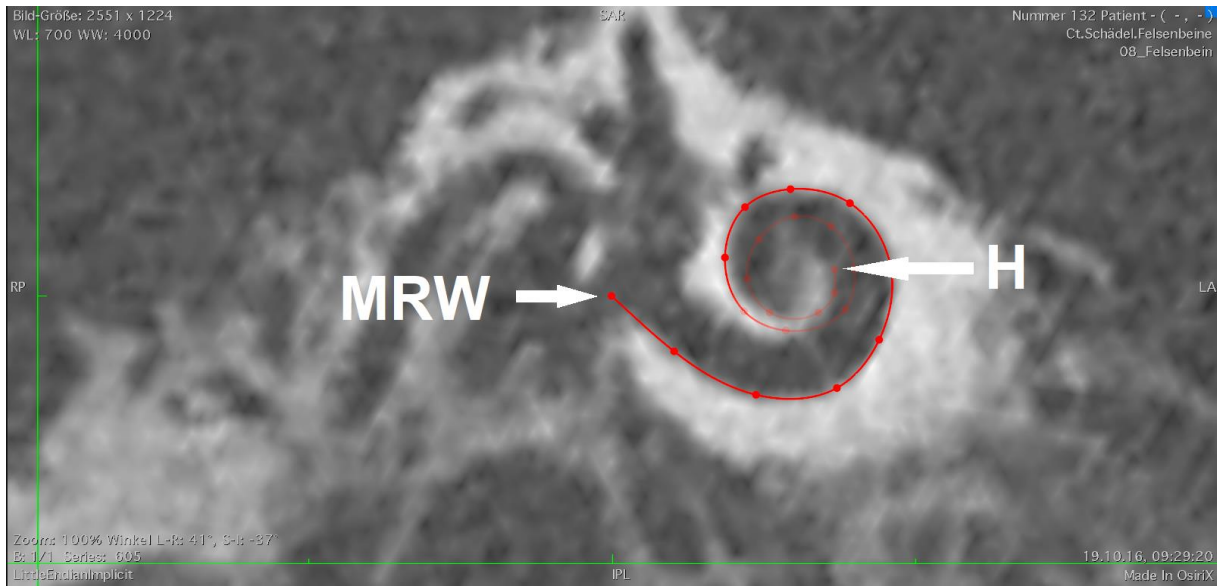


Abbildung 5: Darstellung der basalen Windung der Cochlea mit der eingezeichneten Markierungslinie. Die erste Markierung befindet sich in der Mitte des runden Fensters (MRW) und die letzte Markierung am Helicotrema (H).

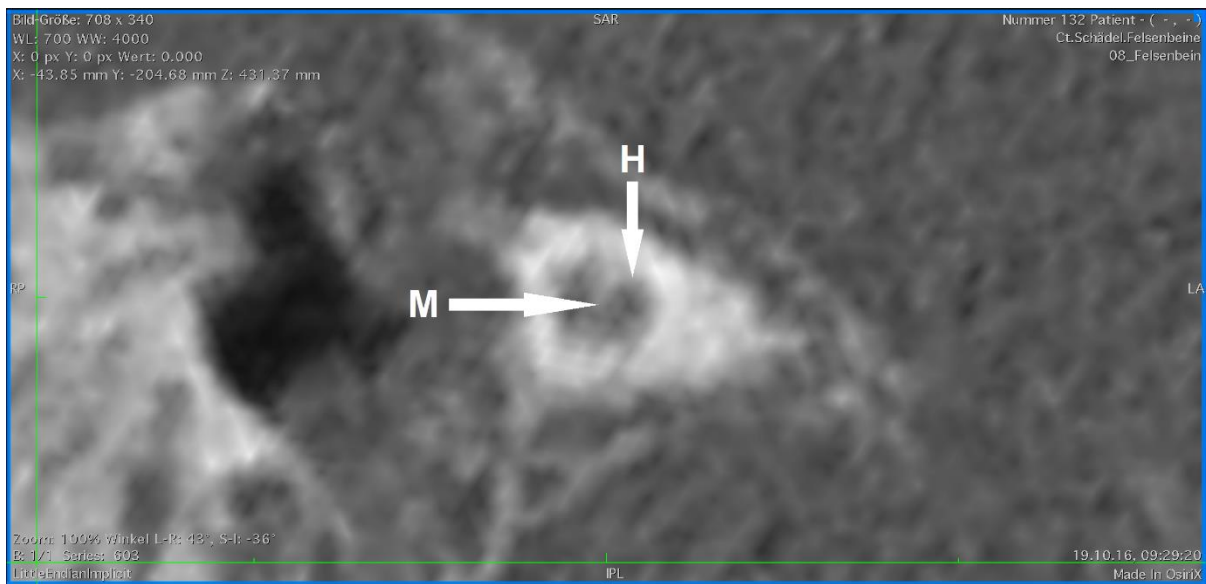


Abbildung 6: Darstellung der apikalen Cochlea mit dem Helicotrema (H) und dem Modiolus (M).

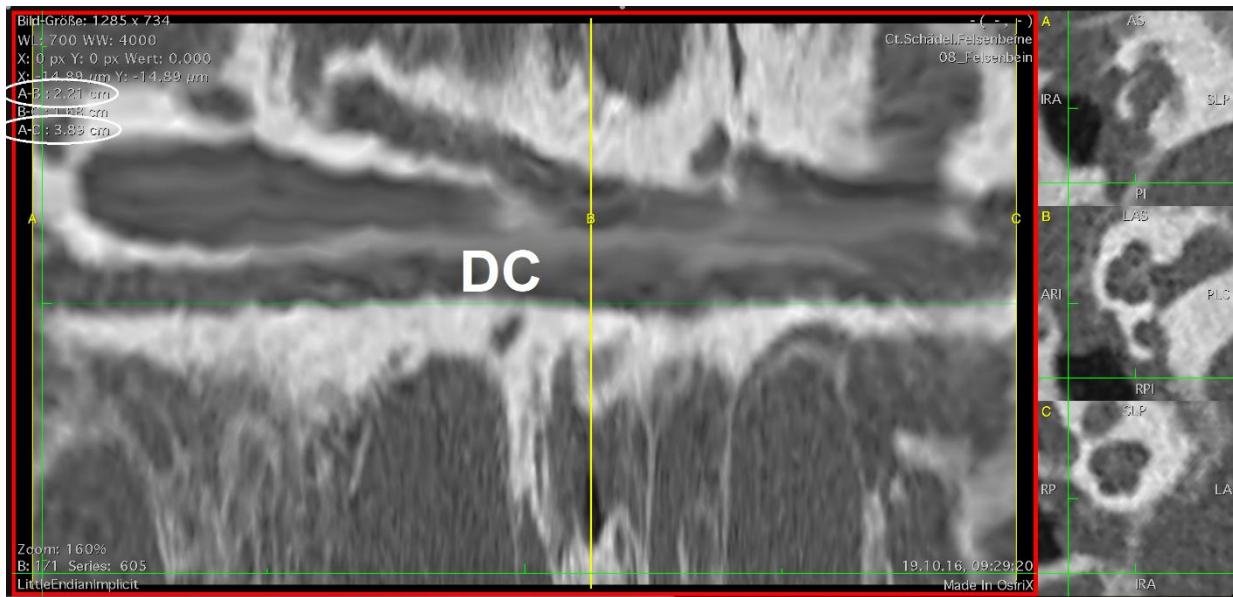


Abbildung 7: Ausgerollte Cochlea mit deutlich erkennbarem Ductus cochlearis (DC). Die Gesamtlänge entspricht dem Abstand A-C. Der Abstand A-B entspricht in diesem Bild der Länge der 1. Windung der Cochlea.

2.4.3 Ermitteln der Anzahl der Windungen der Cochlea

Um die Anzahl der Windungen der Cochlea zu ermitteln, wurde zunächst die Ebene parallel zur basalen Windung der Cochlea eingestellt und die Markierungspunkte gesetzt. Anschließend wurde eine Gerade, äquivalent zum A-Wert, durch die Mitte des runden Fensters und den Modiolus gezogen. Für die Ermittlung der Anzahl der Windungen in Grad wird der Modiolus als Mitte eines Kreises betrachtet und jede volle Umrundung (VU) des Modiolus entspricht damit 360 Grad, jede halbe Umrundung (HU) entsprechend 180 Grad. Ausgangspunkt ist die erste Markierung, also die Mitte des runden Fensters. Es werden nun die vollen und halben Umrundungen gezählt und je mit 360 Grad bzw. 180 Grad multipliziert. Anschließend wird noch der verbleibende Winkel (W) zwischen dem Endpunkt der Messung, dem Helicotrema, und der Referenzgeraden ermittelt (Abbildung 8). Dieser Winkel wird dann zum Ergebnis addiert und man erhält den Gesamtwinkel des Ductus cochlearis.

$$VU * 360^\circ + HU * 180^\circ + W = \text{Gesamtwinkel des DC in Grad}$$

Teilt man diesen Winkel nun durch 360 Grad, erhält man die Anzahl der Windungen.

$$\frac{\text{Gesamtwinkel}}{360^\circ} = \text{Anzahl der Windungen}$$

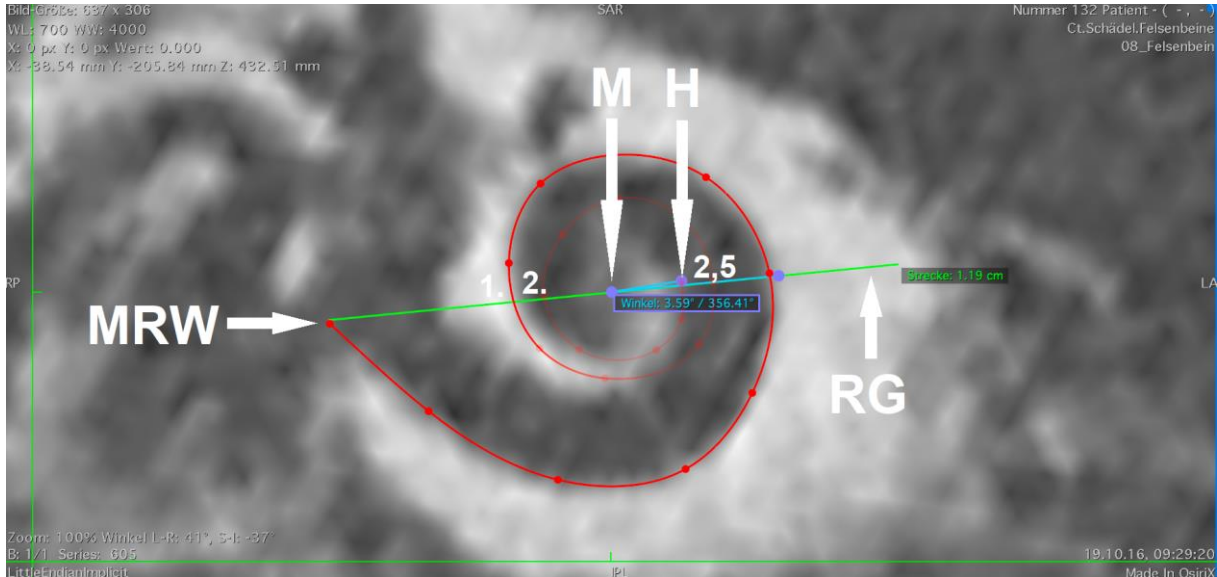


Abbildung 8: Ermittlung des Gesamtwinkels des Ductus cochlearis. Die Referenzgerade (RG) verläuft durch die Mitte des runden Fensters (MRW) und den Modiolus (M). Es werden die vollen Umrundungen (1. und 2.) sowie die halben Umrundungen (2,5) gezählt und anschließend der Winkel zwischen der Referenzgeraden (RG) und dem Endpunkt der Messung, dem Helicotrema (H), gemessen.

2.4.4 Berechnung der Länge des Ductus cochlearis nach Escudé et al.

Die Berechnung der Länge der lateralen Wand des Ductus cochlearis erfolgte mithilfe einer Formel von Escudé et al. (Escudé et al. 2006).

$$L = 2,62 * A * \log_e\left(1,0 + \frac{\theta}{235}\right)$$

L entspricht der Länge der lateralen Wand der Cochlea für einen bekannten A -Wert A und einen Insertionstiefenwinkel θ .

Mithilfe der Formel wurden sowohl die Länge der ersten beiden Windungen (2TL; $\theta = 720^\circ$) als auch die Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW; $\theta =$ individuelle Gesamtgradzahl der Cochlea) berechnet.

2.4.5 Berechnung der Länge des Cortischen Organs nach Alexiades et al.

Die Berechnung der Länge des Cortischen Organs erfolgte mithilfe zweier Formeln von Alexiades et al. (Alexiades, Dhanasingh, and Jolly 2015).

$$CDL(oc) = 4,16 * A - 4$$

$CDL(oc)$ entspricht der Länge des gesamten Cortischen Organs für einen bekannten A-Wert A .

$$2TL(oc) = 3,65 * (A - 1)$$

$2TL(oc)$ entspricht der Länge der ersten beiden Windungen des Cortischen Organs für einen bekannten A-Wert A .

2.5 Erfassung der Daten und statistische Auswertung

Die Patientendaten und Ergebnisse der Messungen wurden zunächst in einer Excel-Tabelle (Microsoft Excel 2016 MSO) erfasst (Abbildung 9; 7.2 Tabelle mit allen erfassten Daten) und anschließend erfolgte die Berechnung der oben genannten Werte ebenfalls mithilfe der Excel-Tabelle.

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Statistiksoftware SPSS (IBM SPSS Statistics Version 25). Die Daten aus der Excel-Tabelle wurden in SPSS importiert. Zunächst wurden die Daten mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test und dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Die Untersuchung auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Werten erfolgte bei normal verteilten Werten mithilfe eines zweiseitigen t-Tests für unabhängige Stichproben, bei nicht normal verteilten Werten mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests. Eine mögliche Korrelation der unabhängigen Variablen wurde mithilfe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson untersucht.

3. Ergebnisse

3.1 Allgemeine Angaben über die Personenstichprobe

139 Patienten hatten der Verwendung ihrer Daten zugestimmt. 8 Patienten mussten ausgeschlossen werden, in fünf Fällen waren die CT-Aufnahmen nicht für die Messung geeignet und in drei Fällen lagen Fehlbildungen vor. Es wurden die Daten von 63 Männern und 68 Frauen im Alter zwischen 20 und 84 Jahren ausgewertet. Die Männer waren im Durchschnitt 64,38 Jahre alt (SD \pm 11,33 Jahre), wogen 91,79 kg (SD \pm 15,66 kg), waren 1,78 m groß (SD \pm 0,07 m) und hatten einen Body-Mass-Index (BMI) von 28,81 kg/m² (SD \pm 4,57 kg/m²). Die Frauen waren im Durchschnitt 59,75 Jahre alt (SD \pm 15,69 Jahre), wogen 74,74 kg (SD \pm 14,47 kg), waren 1,65 m groß (SD \pm 0,07 m) und hatten einen Body-Mass-Index (BMI) von 27,51 kg/m² (SD \pm 5,56 kg/m²).

Vergleicht man die Daten mit den Angaben des statistischen Bundesamtes zu den Körpermaßen der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland aus dem Jahr 2013, so entspricht die Körpergröße der Stichprobe sowohl bei den Frauen als auch bei den Männern genau dem bundesweiten Durchschnitt. Das Körpergewicht ist in der Stichprobe für Frauen und Männer höher als der bundesweite Durchschnitt. Dieser liegt für Frauen bei 68,4 kg und für Männer bei 84,3 kg (Statistisches Bundesamt 2014).

Sowohl bei den Frauen als auch bei den Männern zeigte sich jeweils eine Normalverteilung für Körpergewicht und Körpergröße im Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test ($p > 0,05$) (Abbildung 10 und Abbildung 11). Für das Alter zeigt sich weder bei Frauen noch bei Männern eine Normalverteilung ($p < 0,05$) (Abbildung 12). Für den BMI zeigt sich lediglich bei Männern eine Normalverteilung ($p > 0,05$), bei den Frauen nicht ($p < 0,05$) (Abbildung 13).

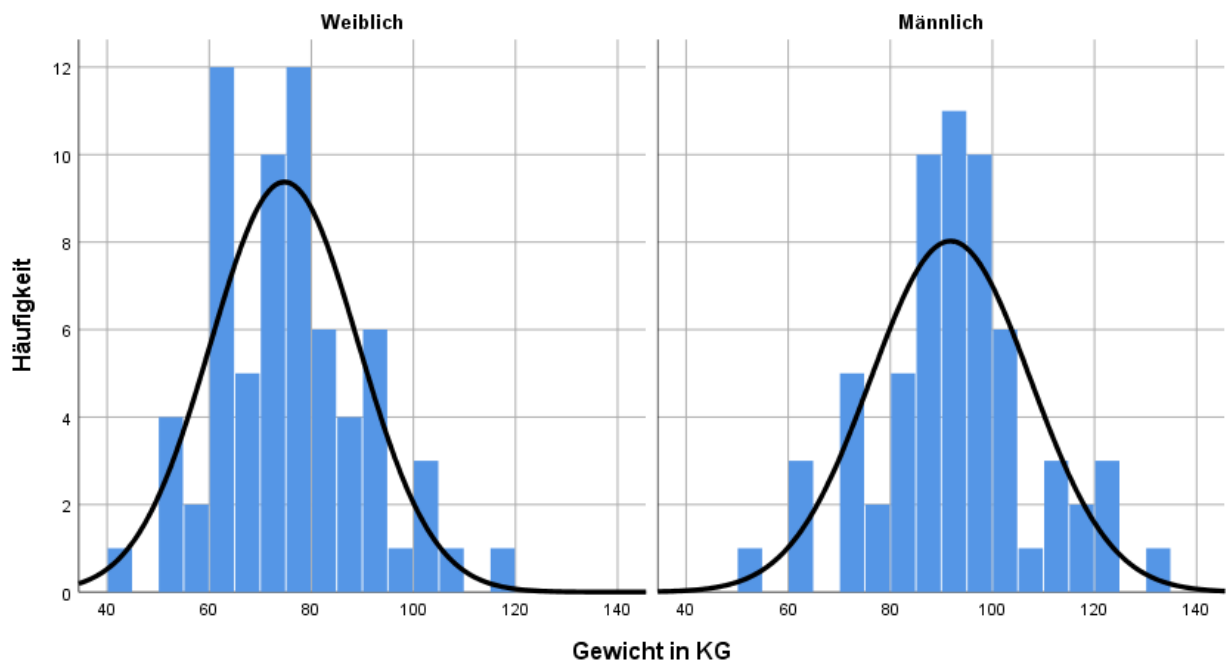


Abbildung 10: Verteilung des Körpergewichts der Personenstichprobe, aufgeteilt nach Geschlecht. Die schwarze Linie zeigt die Normalverteilungskurve.

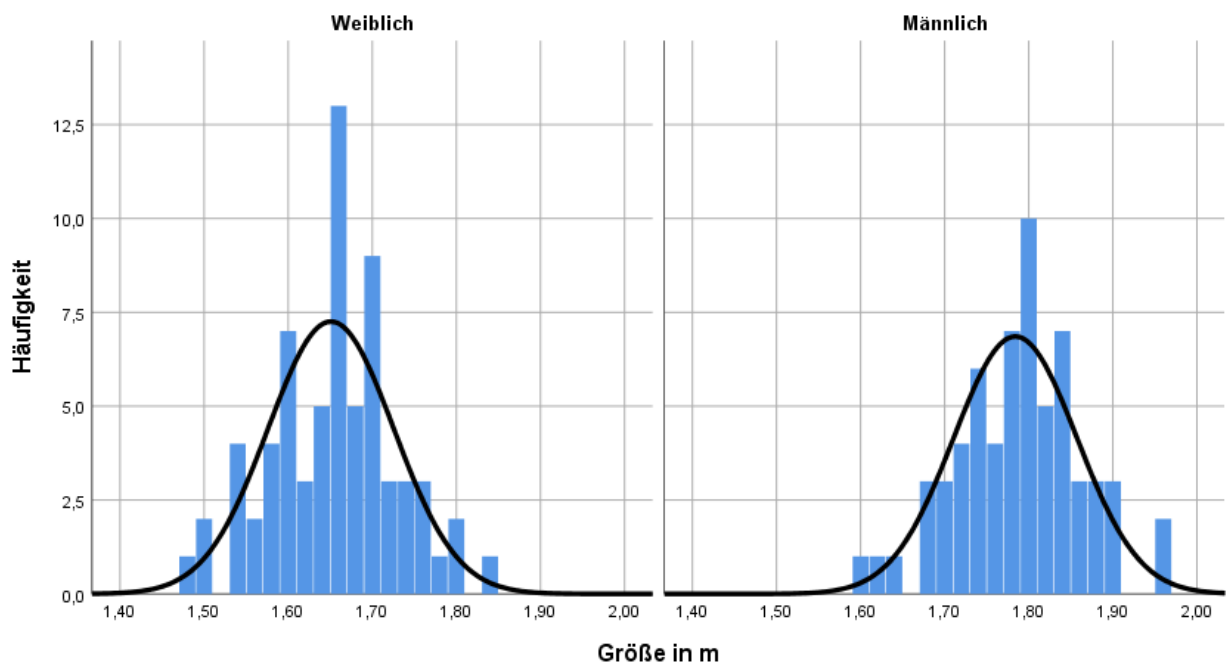


Abbildung 11: Verteilung der Körpergröße der Personenstichprobe, aufgeteilt nach Geschlecht. Die schwarze Linie zeigt die Normalverteilungskurve.

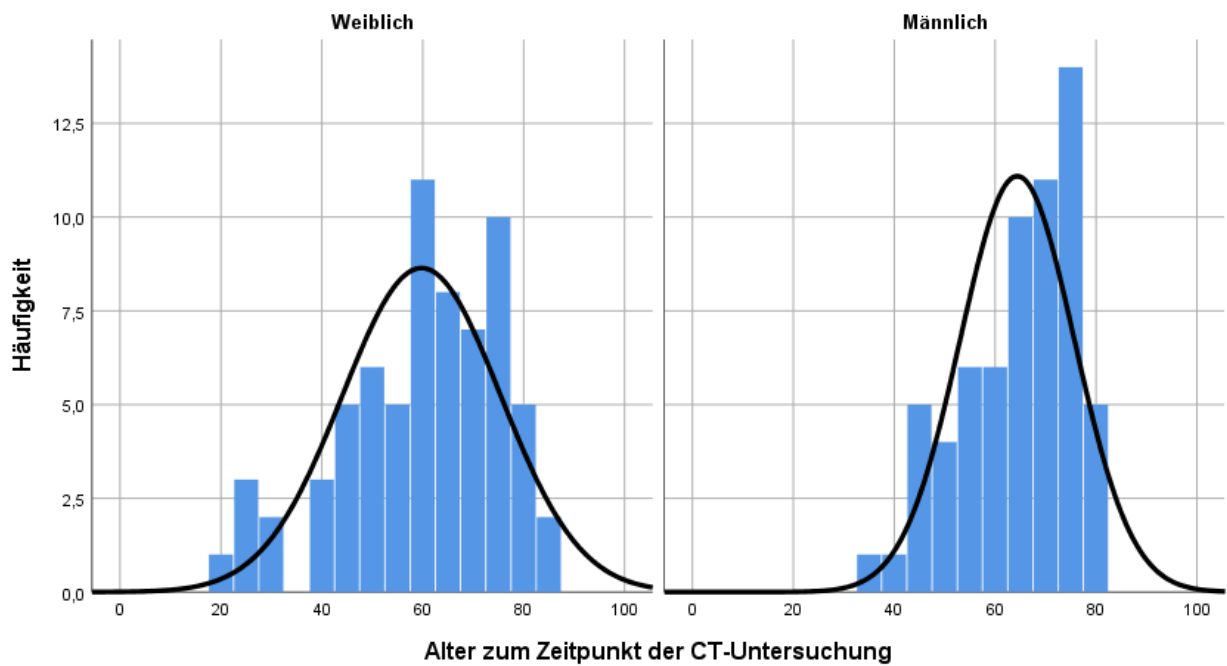


Abbildung 12: Verteilung des Alters der Personenstichprobe, aufgeteilt nach Geschlecht. Die schwarze Linie zeigt die Normalverteilungskurve.

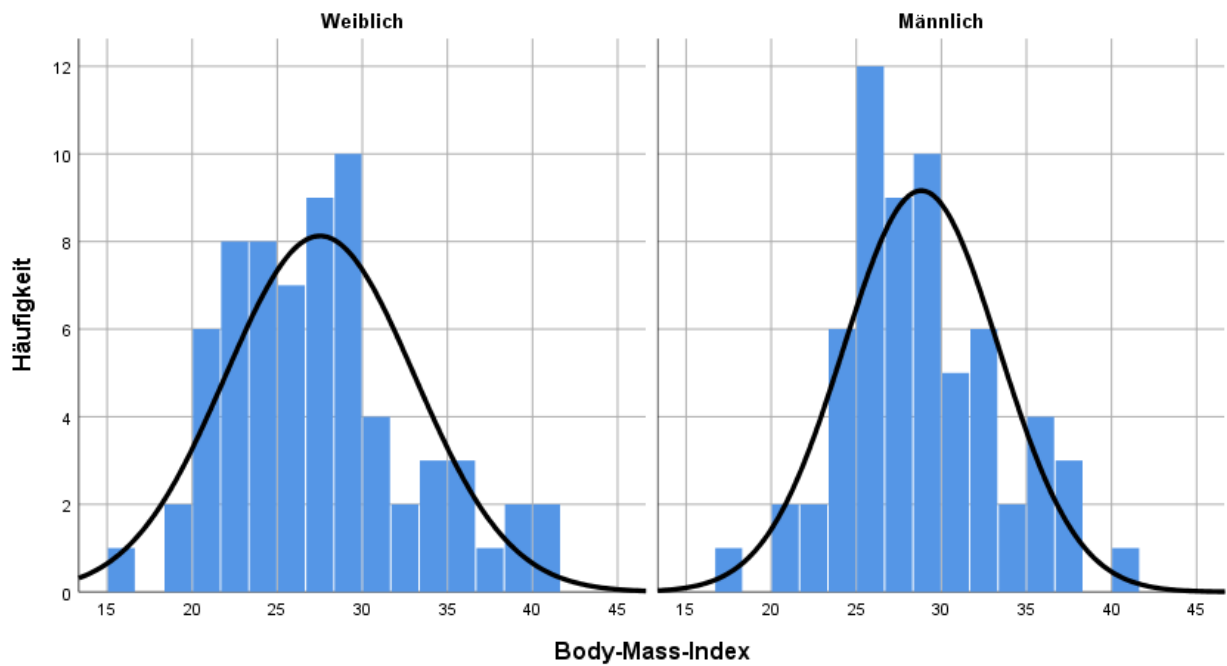


Abbildung 13: Verteilung des Body-Mass-Index der Personenstichprobe, aufgeteilt nach Geschlecht. Die schwarze Linie zeigt die Normalverteilungskurve.

3.2 Der A-Wert

In der untersuchten Personenstichprobe wurden A-Werte zwischen 8,0 mm und 10,3 mm (MW: $9,09 \pm 0,41$ mm) für die rechte Seite und zwischen 8,1 mm und 10,0 mm (MW: $9,1 \pm 0,40$ mm) für die linke Seite gemessen (Abbildung 14). Die Werte waren normal verteilt (Shapiro-Wilk-Test: $p > 0,05$).

Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Seiten im zweiseitigen t-Test für unabhängige Variablen ($t = -0,131$; $p = 0,896$).

Daher wurden die Werte der rechten und linken Seite für jeden Probanden gemittelt. Es ergaben sich A-Werte zwischen 8,1 mm und 10,1 mm. Der Mittelwert betrug 9,09 mm bei einer Standardabweichung von $\pm 0,39$ mm (Abbildung 14). Die gemittelten Werte zeigten in beiden Tests eine Normalverteilung. In den folgenden Untersuchungen und Berechnungen wurde stets der gemittelte A-Wert genutzt.

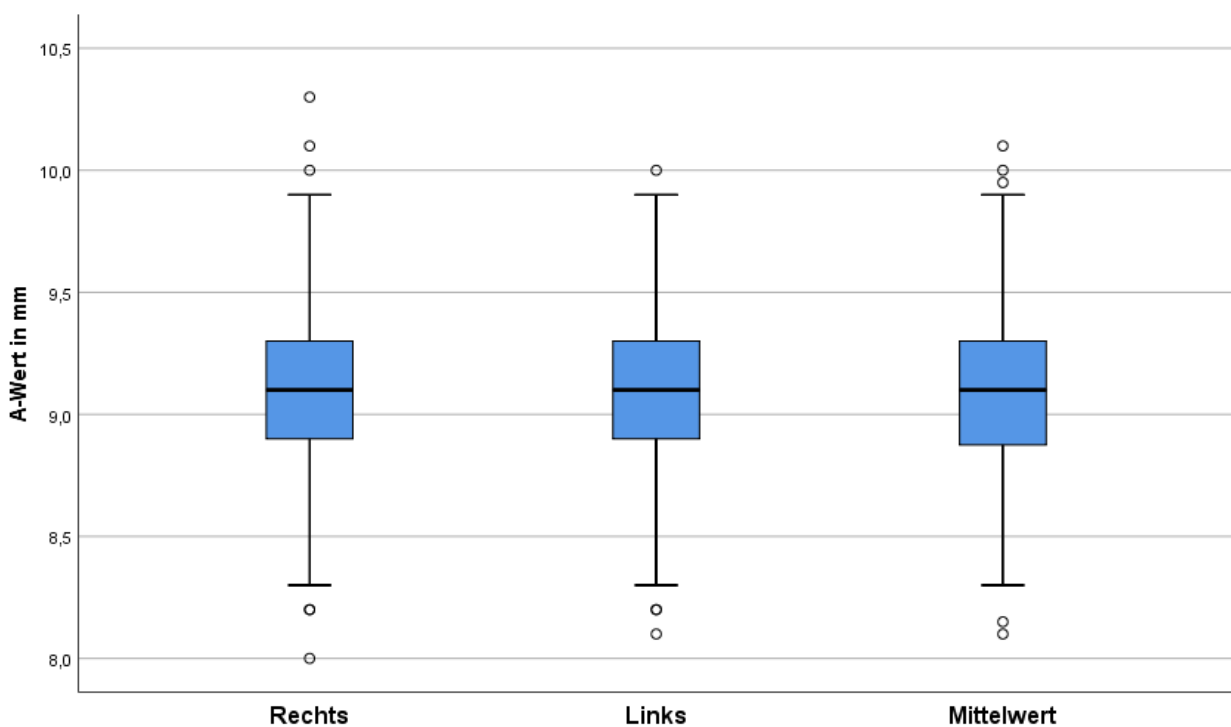


Abbildung 14: A-Werte für das rechte und linke Ohr sowie deren Mittelwert ($n = 131$). Die Kreise zeigen Ausreißer. Man erkennt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite (zweiseitiger t-Test: $t = -0,131$; $p = 0,896$), sodass die Werte gemittelt wurden.

Mithilfe der Pearson-Korrelation konnte kein signifikanter Zusammenhang des gemittelten A-Wertes mit dem Alter ($r = 0,038$) (Abbildung 15), der Körpergröße ($r = 0,230$) (Abbildung 16), dem Gewicht ($r = 0,193$) (Abbildung 17) oder dem BMI ($r = 0,062$) (Abbildung 18) nachgewiesen werden.

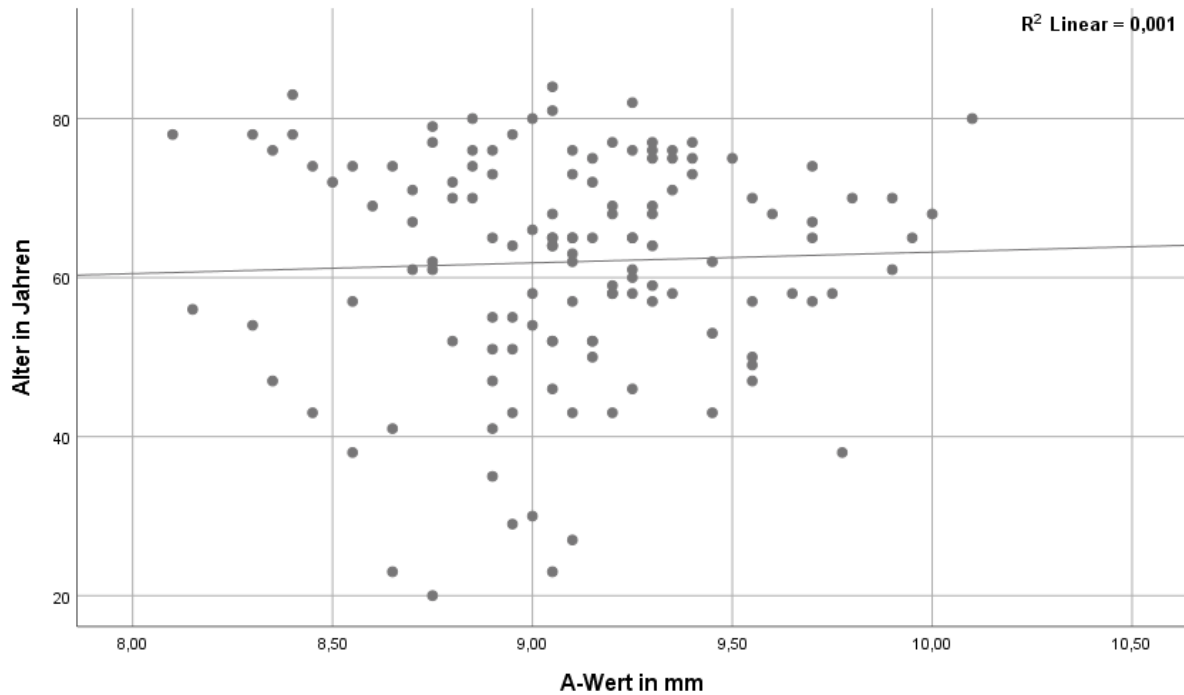


Abbildung 15: Korrelation des A-Wertes und des Alters. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und dem Lebensalter (Pearson-Korrelation: $r = 0,038$).

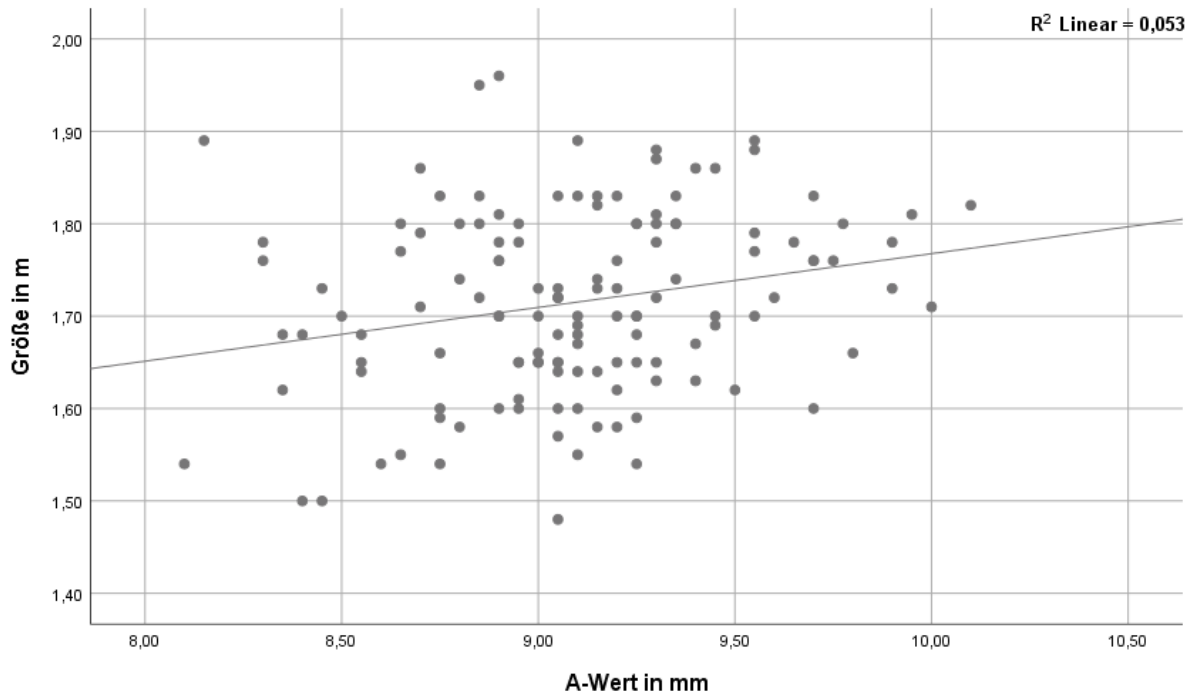


Abbildung 16: Korrelation des A-Wertes und der Größe. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und der Körpergröße (Pearson-Korrelation: $r = 0,230$).

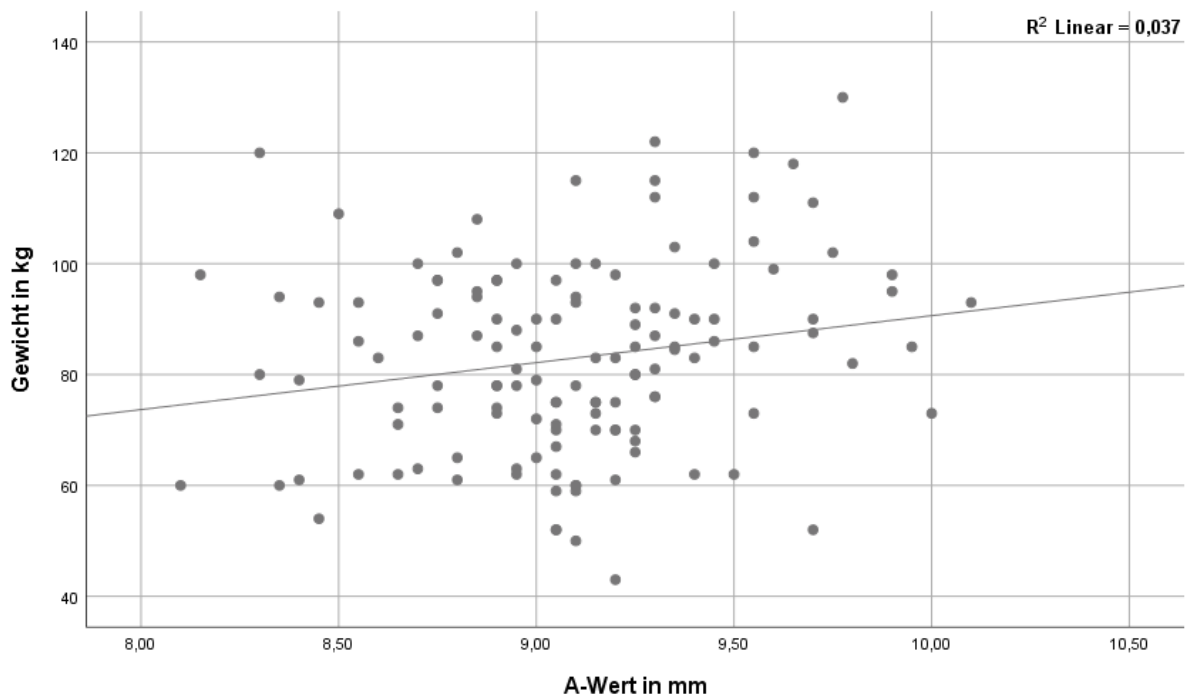


Abbildung 17: Korrelation des A-Wertes und dem Gewicht. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und dem Körpergewicht (Pearson-Korrelation: $r = 0,193$).

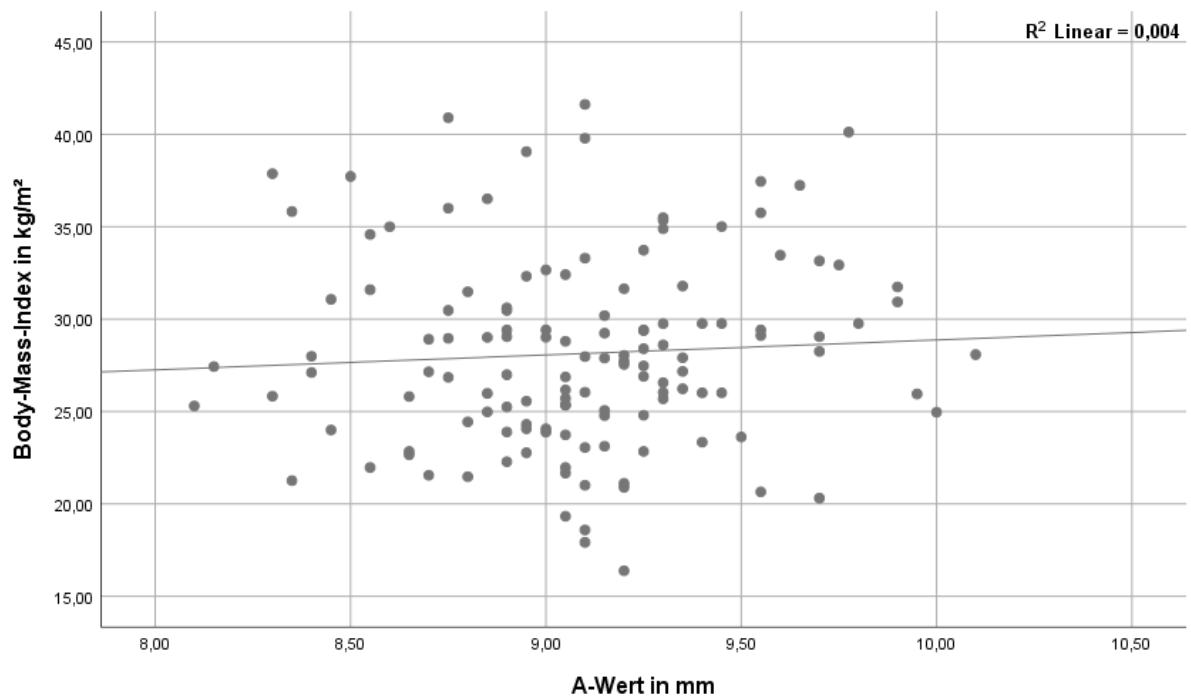


Abbildung 18: Korrelation des A-Wertes und dem BMI. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und dem BMI (Pearson-Korrelation: $r = 0,062$).

Es zeigte sich allerdings ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gemittelten A-Werten für Frauen und Männer ($t = - 5,660$; $p < 0,001$). Für Frauen wurden A-Werte zwischen 8,1 mm und 9,8 mm gemessen (MW: $8,92 \pm 0,32$ mm), für Männer zwischen 8,15 mm und 10,1 mm (MW: $9,27 \pm 0,39$ mm) (Abbildung 19).

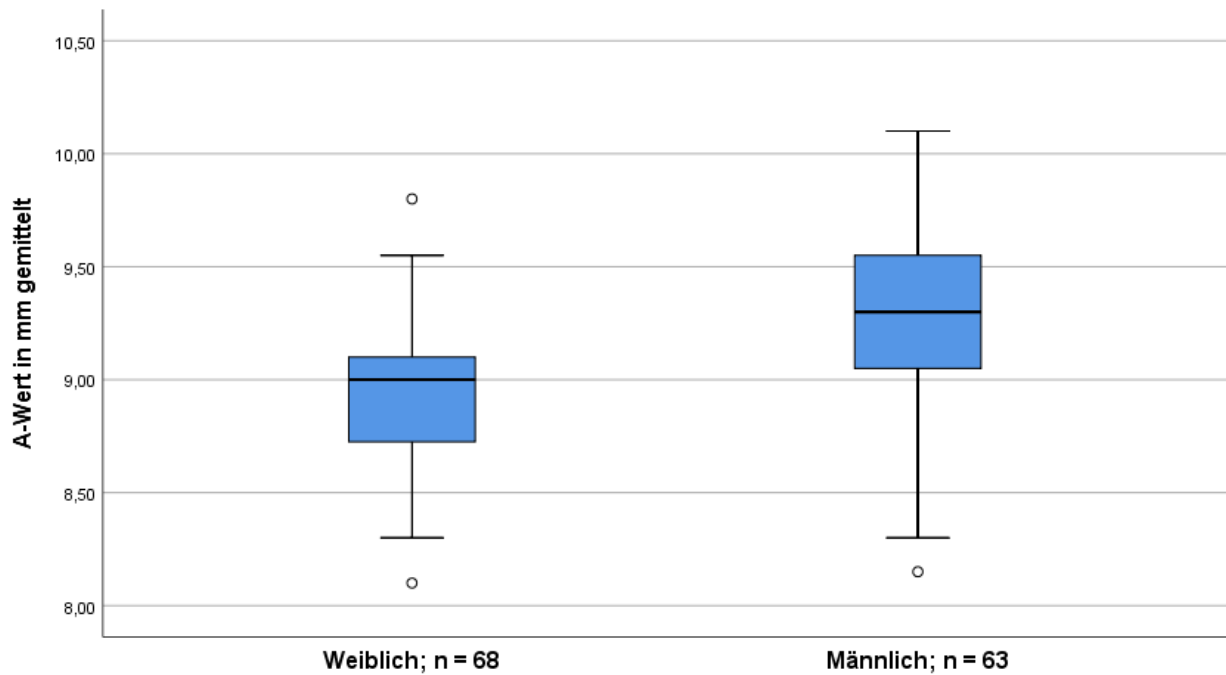


Abbildung 19: Gemittelte A-Werte unterteilt nach Geschlecht. Die Kreise zeigen Ausreißer. Man erkennt einen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern. Die A-Werte bei Männern sind größer als bei Frauen (zweiseitiger t-Test: $t = - 5,660$; $p < 0,001$).

3.3 Gemessene Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW) durch 3D-Rekonstruktion

In der untersuchten Personenstichprobe wurden Gesamtlängen der lateralen Wand des Ductus cochlearis (LDC-LW) zwischen 31,8 mm und 44,8 mm (MW: $37,75 \pm 2,32$ mm) für die rechte Seite und zwischen 31,1 mm und 44,0 mm (MW: $37,61 \pm 2,31$ mm) für die linke Seite gemessen (Abbildung 20). Die Werte waren normal verteilt ($p > 0,05$).

Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Seiten im zweiseitigen t-Test für unabhängige Variablen ($t = 0,499$; $p = 0,618$).

Daher wurden die Werte der rechten und linken Seite für jeden Probanden gemittelt. Es ergaben sich Gesamtlängen zwischen 31,6 mm und 44,4 mm. Der Mittelwert betrug 37,68 mm bei einer Standardabweichung von $\pm 2,28$ mm (Abbildung 20). Auch die gemittelten Werte waren normal verteilt ($p > 0,05$). In den folgenden Untersuchungen und Berechnungen wurde stets die gemittelte LDC-LW genutzt.

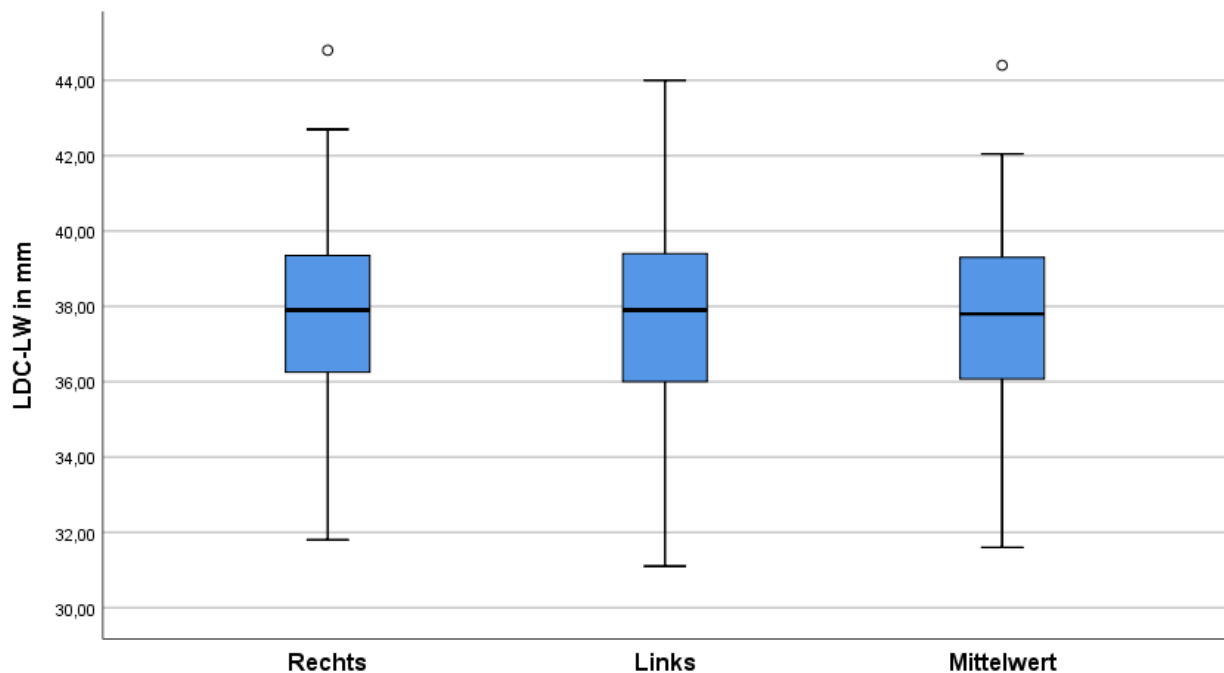


Abbildung 20: Gemessene Länge des Ductus cochlearis für die rechte und linke Seite sowie deren Mittelwert (n = 131). Die Kreise zeigen Ausreißer. Man erkennt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite (zweiseitiger t-Test: $t = 0,499$; $p = 0,618$), sodass die Werte gemittelt wurden.

Mithilfe der Pearson-Korrelation konnte kein signifikanter Zusammenhang der gemittelten LDC-LW mit dem Alter ($r = 0,085$) (Abbildung 21), der Körpergröße ($r = 0,135$) (Abbildung 22), dem Gewicht ($r = 0,080$) (Abbildung 23) oder dem BMI ($r = 0,000$) (Abbildung 24) nachgewiesen werden.

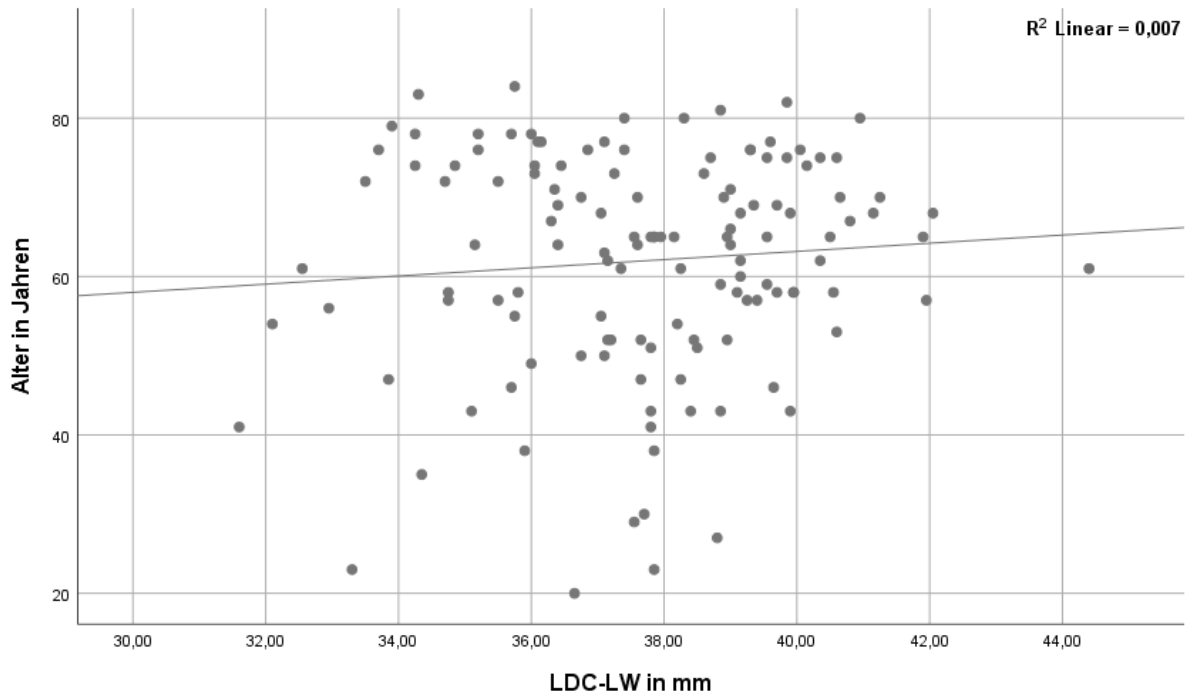


Abbildung 21: Korrelation der LDC-LW und dem Alter. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und dem Lebensalter (Pearson-Korrelation: $r = 0,085$).

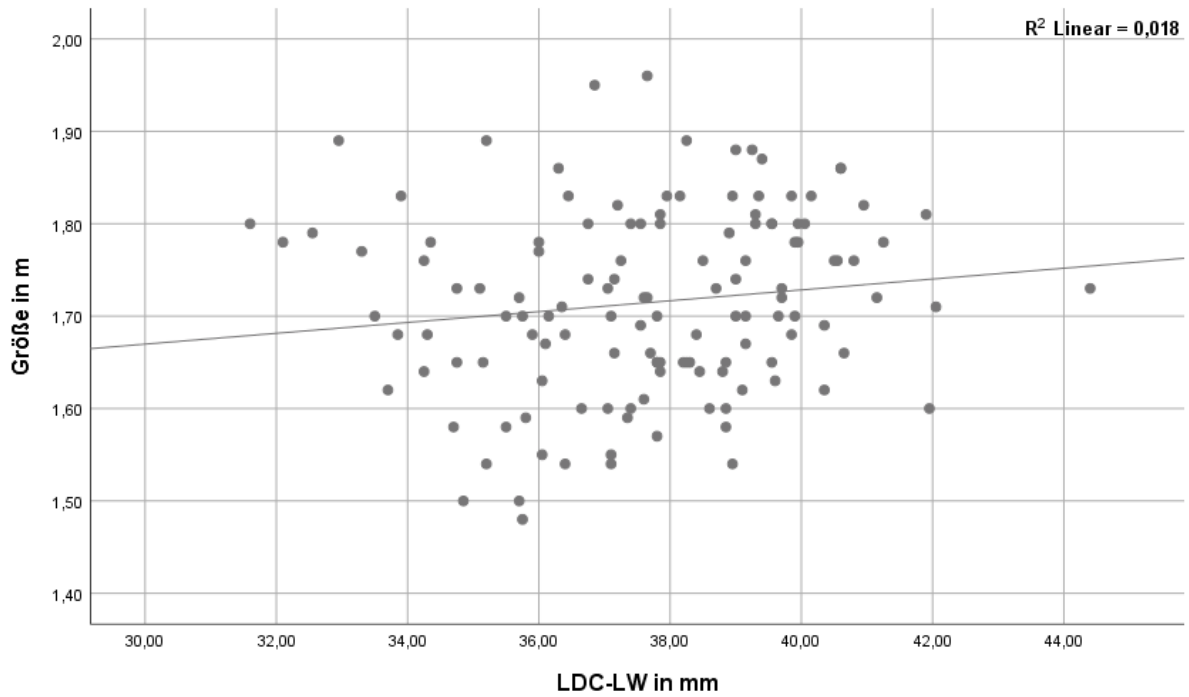


Abbildung 22: Korrelation der LDC-LW und der Größe. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und der Körpergröße (Pearson-Korrelation: $r = 0,135$).

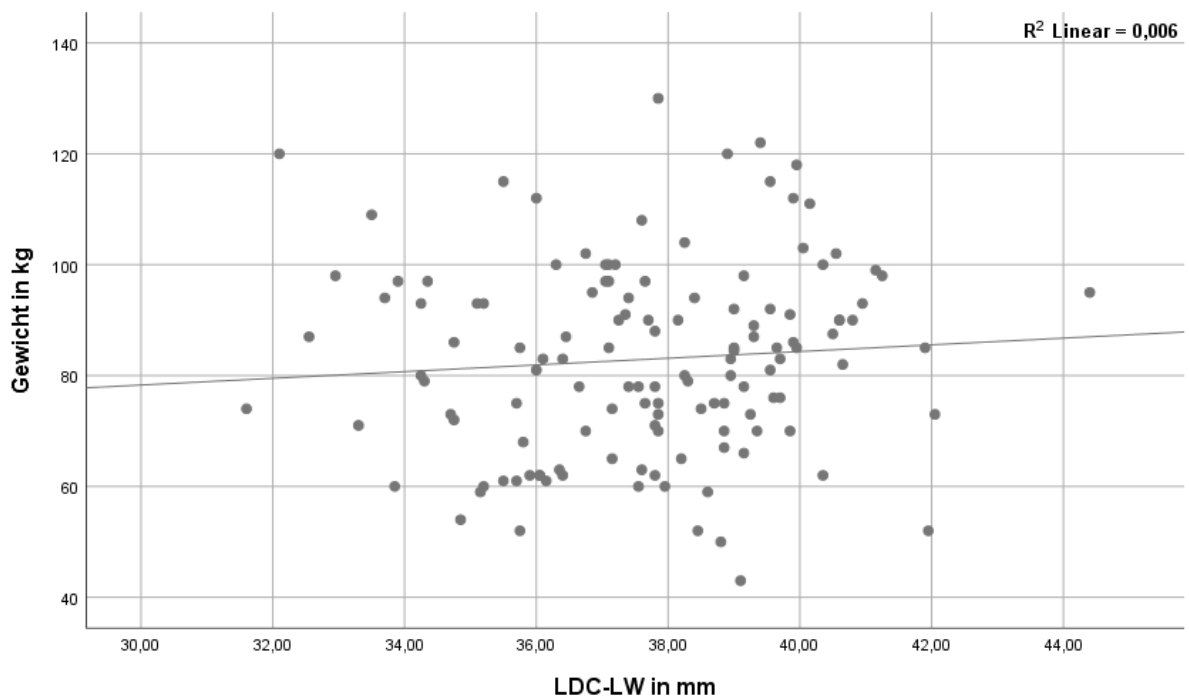


Abbildung 23: Korrelation der LDC-LW und dem Gewicht. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und dem Körpergewicht (Pearson-Korrelation: $r = 0,080$).

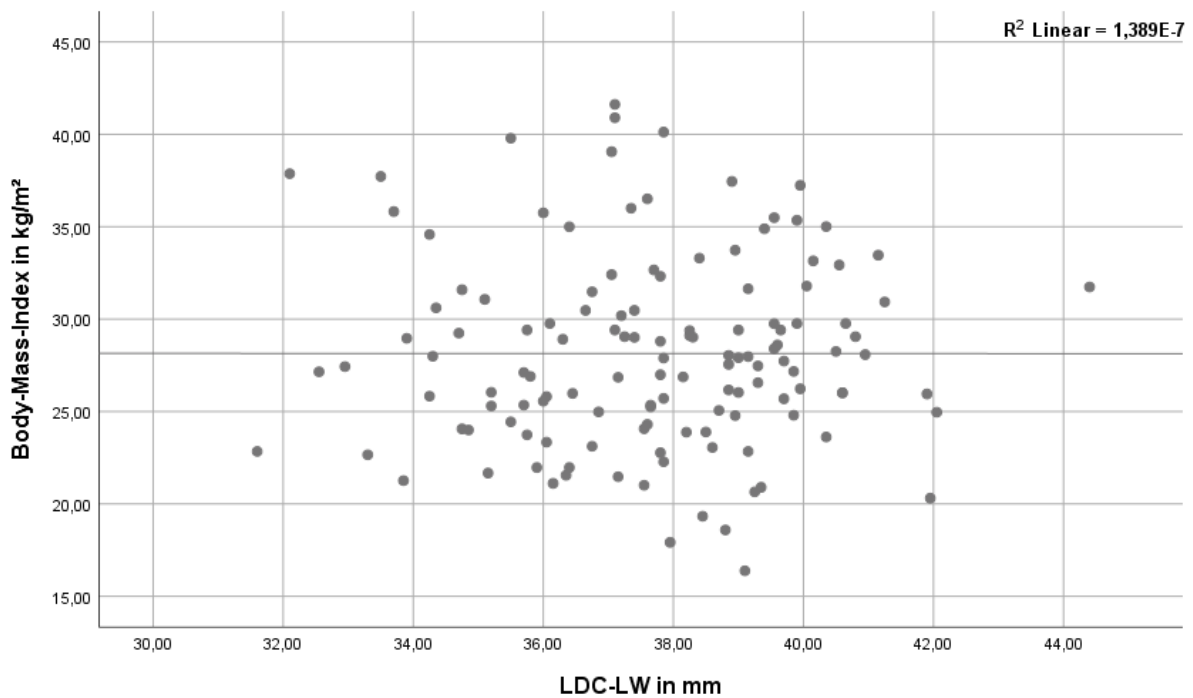


Abbildung 24: Korrelation der LDC-LW und dem BMI. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen dem A-Wert und dem BMI (Pearson-Korrelation: $r = 0,000$).

Es zeigte sich allerdings ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gemittelten LDC-LW für Frauen und Männer ($t = -4,460$; $p < 0,001$). Für Frauen wurden Werte zwischen 31,6 mm und 40,65 mm gemessen (MW: $36,88 \pm 1,88$ mm), für Männer zwischen 32,1 mm und 44,4 mm (MW: $38,55 \pm 2,38$ mm) (Abbildung 25).

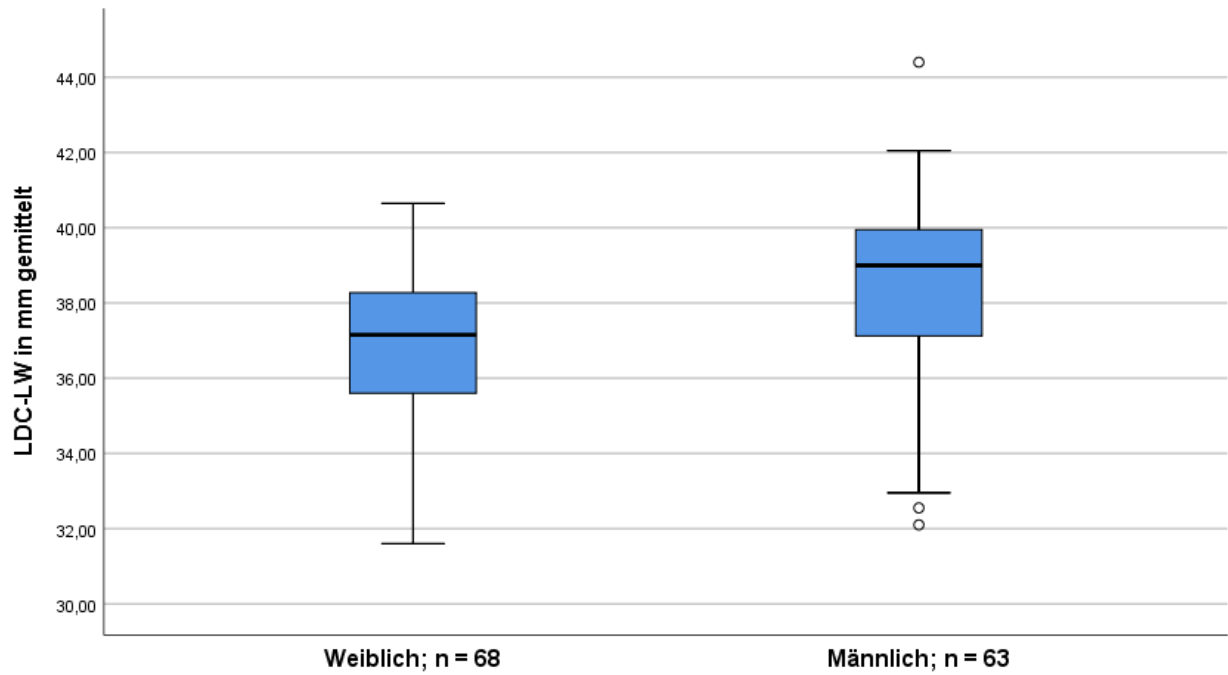


Abbildung 25: Gemittelte Länge des Ductus cochlearis unterteilt nach Geschlecht. Die Kreise zeigen Ausreißer. Man erkennt einen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern. Die Cochleae bei Männern sind länger als bei Frauen (zweiseitiger t-Test: $t = -4,460$; $p < 0,001$).

3.4 Gemessene Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW) durch 3D-Rekonstruktion

Neben der Gesamtlänge der lateralen Wand des Ductus cochlearis (LDC-LW) wurde auch die Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW) gemessen. Hier wurden Werte zwischen 29,1 mm und 39,0 mm (MW: $33,60 \pm 1,81$ mm) für die rechte Seite und zwischen 28,8 mm und 38,0 mm (MW: $33,39 \pm 1,78$ mm) für die linke Seite gemessen (Abbildung 26). Die Werte waren normal verteilt ($p > 0,05$).

Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Seiten im zweiseitigen t-Test für unabhängige Variablen ($t = 0,937$; $p = 0,349$).

Daher wurden auch hier die Werte der rechten und linken Seite für jeden Probanden gemittelt. Es ergaben sich Gesamtlängen zwischen 29,25 mm und 38,50 mm. Der Mittelwert betrug 33,49 mm bei einer Standardabweichung von $\pm 1,76$ mm (Abbildung 26). Die gemittelten Werte waren ebenfalls normal verteilt ($p > 0,05$). In den folgenden Untersuchungen und Berechnungen wurde stets die gemittelte 2TL-LW genutzt.

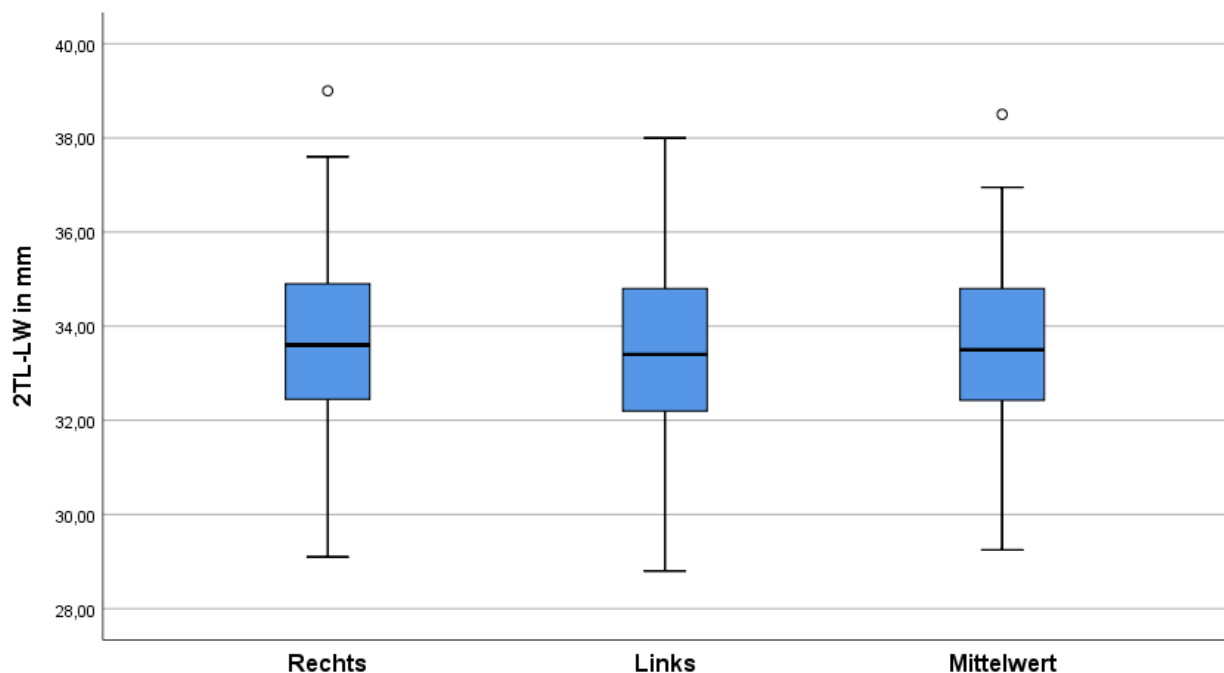


Abbildung 26: Gemessene Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis für die rechte und linke Seite sowie deren Mittelwert ($n = 131$). Die Kreise zeigen Ausreißer. Man erkennt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite (zweiseitiger t-Test: $t = 0,937$; $p = 0,349$), sodass die Werte gemittelt wurden.

Mithilfe der Pearson-Korrelation konnte kein signifikanter Zusammenhang der gemittelten 2TL-LW mit dem Alter ($r = 0,050$), der Körpergröße ($r = 0,227$), dem Gewicht ($r = 0,177$) oder dem BMI ($r = 0,049$) nachgewiesen werden.

Es zeigte sich jedoch erneut ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gemittelten 2TL-LW für Frauen und Männer ($t = - 5,296$; $p < 0,001$). Für Frauen wurden Werte zwischen 29,25 mm und 36,80 mm gemessen (MW: 32,78 mm \pm 1,47 mm), für Männer zwischen 29,25 mm und 38,50 mm (MW: 34,26 mm \pm 1,72 mm) (Abbildung 27).

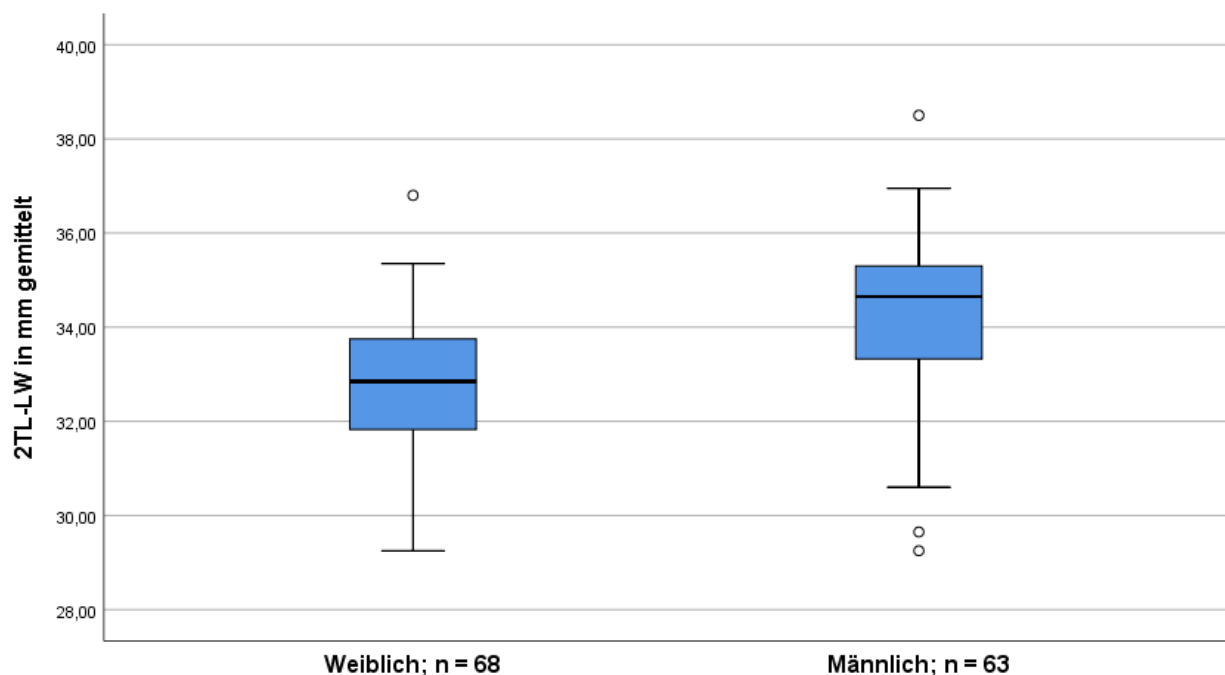


Abbildung 27: Gemittelte Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis unterteilt nach Geschlecht. Die Kreise zeigen Ausreißer. Man erkennt auch hier einen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern. Die ersten zwei Windungen der Cochlea bei Männern sind länger als bei Frauen (zweiseitiger t-Test: $t = - 5,296$; $p < 0,001$).

3.5 Korrelation zwischen A-Wert und Gesamtlänge (LDC-LW) sowie der Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW)

Mithilfe der Pearson-Korrelation konnte ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem A-Wert und der LDC-LW nachgewiesen werden ($r = 0,802$). Es handelt sich um eine positive Korrelation, sodass längere A-Werte mit längeren Werten der LDC-LW einhergehen (Abbildung 28).

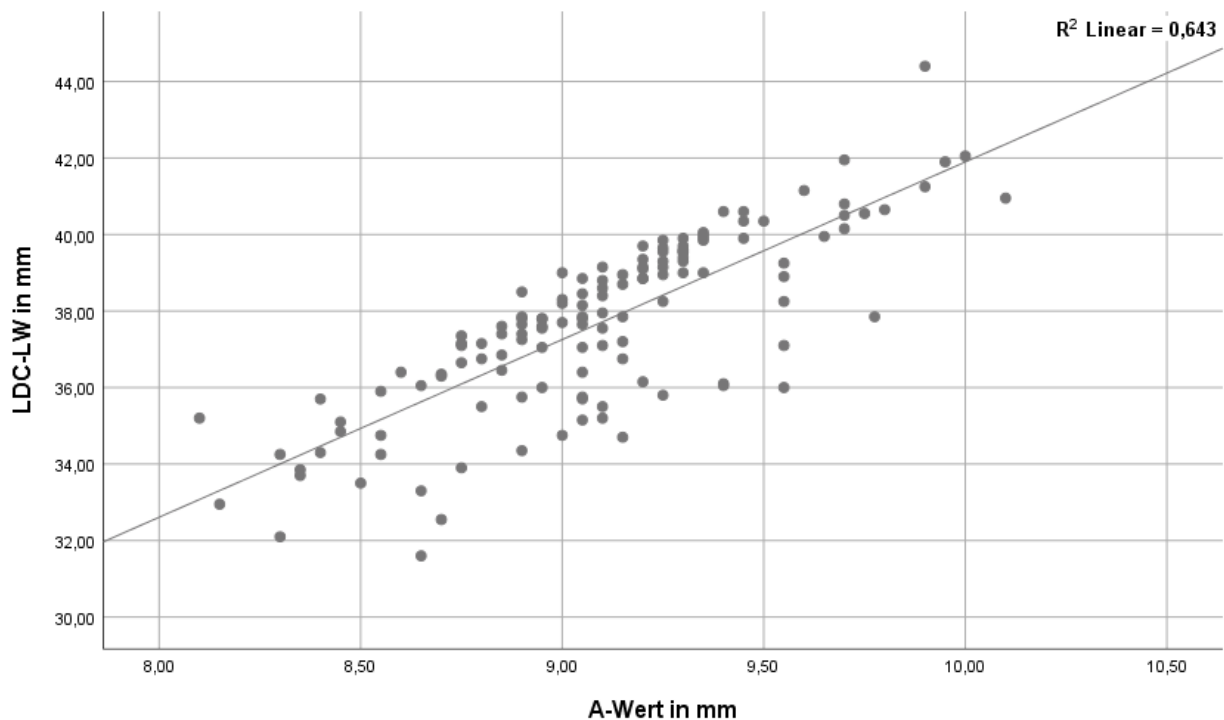


Abbildung 28: Korrelation des A-Wertes und der LDC-LW. Es zeigt sich eine positive Korrelation zwischen dem A-Wert und der gemessenen Länge des Ductus cochlearis (Pearson-Korrelation: $r = 0,802$).

Auch zwischen dem A-Wert und der 2TL-LW konnte ein statistisch signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden, der sogar noch etwas deutlicher ausgeprägt ist ($r = 0,840$). Auch in diesem Fall handelt es sich um eine positive Korrelation (Abbildung 29).

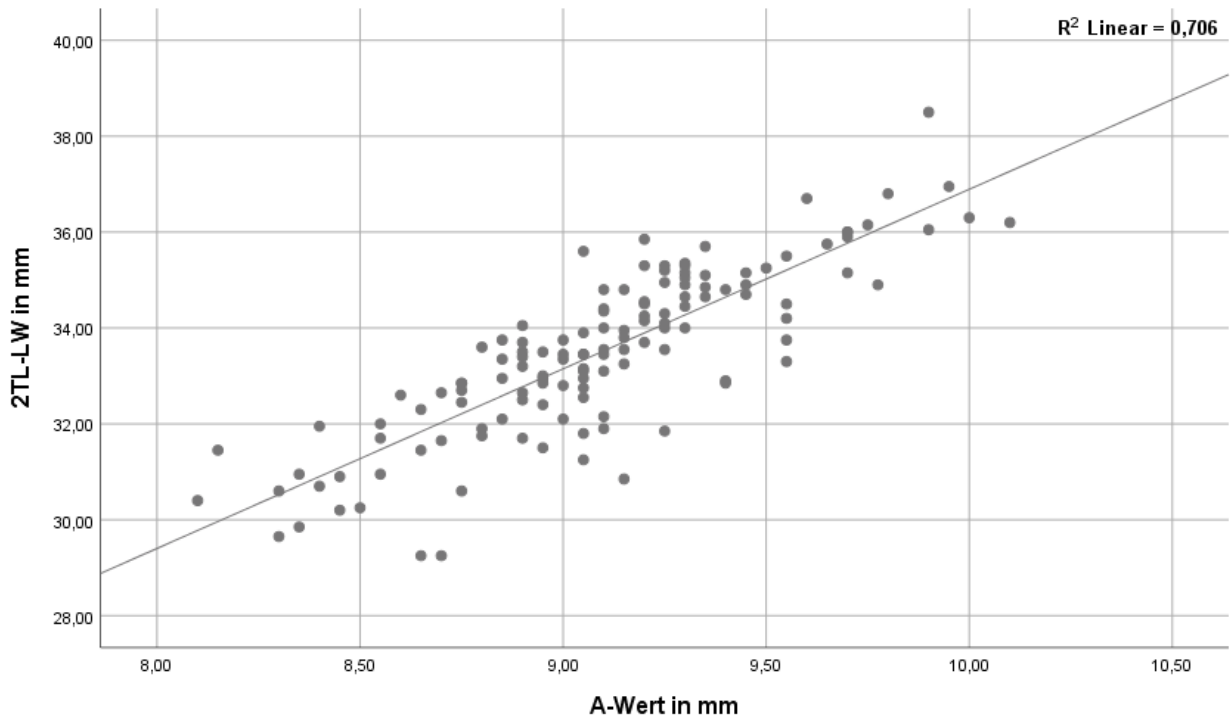


Abbildung 29: Korrelation des A-Wertes und der 2TL-LW. Es zeigt sich eine positive Korrelation zwischen dem A-Wert und der Länge der ersten beiden Windungen der Cochlea (Pearson-Korrelation: $r = 0,840$).

3.6 Anzahl der Windungen der Cochlea

In der untersuchten Personenstichprobe wurden Werte zwischen 2,04 und 2,72 Windungen (MW: $2,48 \pm 0,11$) für die rechte Seite und zwischen 1,91 und 2,82 (MW: $2,49 \pm 0,12$) für die linke Seite ermittelt (Abbildung 30). Die Werte waren nicht normal verteilt ($p < 0,05$). Es wurde daher der Mann-Whitney-U-Test zur Überprüfung der Signifikanz eingesetzt.

Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Seiten (U = 7800,000; Z = - 1,274; $p = 0,203$, Mann-Whitney-U-Test).

Daher wurden die Werte der rechten und linken Seite für jeden Probanden gemittelt. Es ergaben sich Werte zwischen 1,98 und 2,70 Windungen. Der Mittelwert betrug 2,49 Windungen bei einer Standardabweichung von $\pm 0,10$ (Abbildung 30). Auch die gemittelten Werte waren nicht normal verteilt ($p < 0,05$). In den folgenden Untersuchungen und Berechnungen wurde stets der gemittelte Wert genutzt.

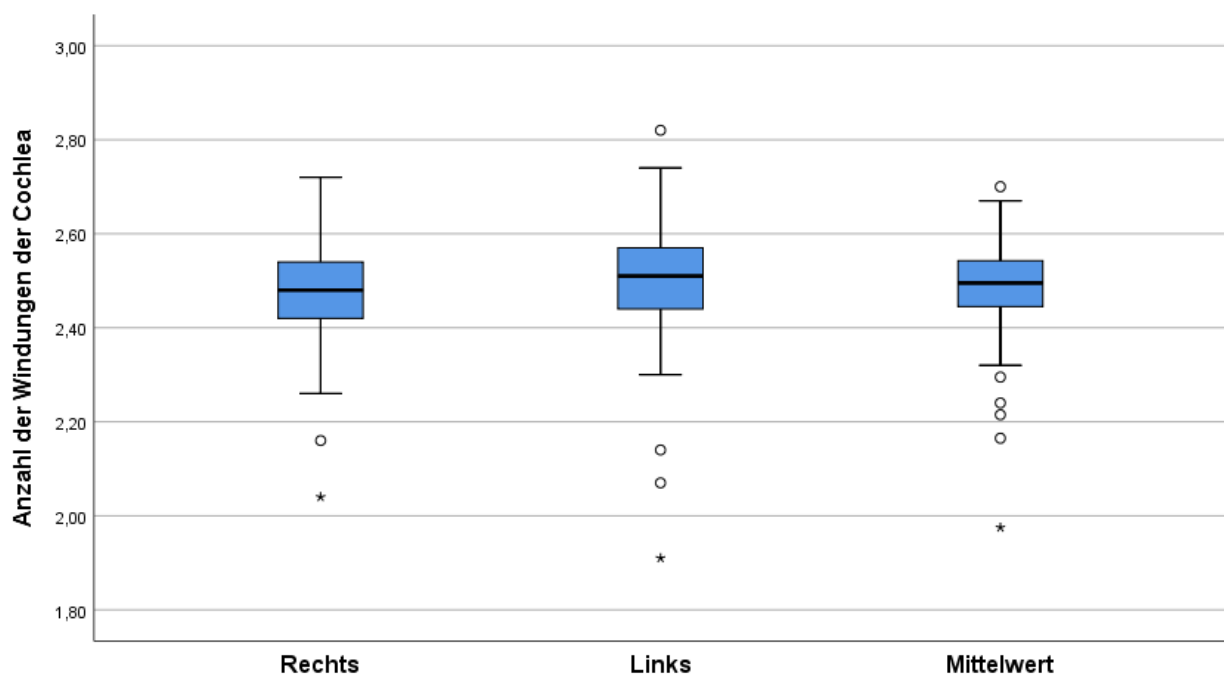


Abbildung 30: Anzahl der Windungen der Cochlea für die rechte und linke Seite sowie deren Mittelwert (n = 131). Die Kreise zeigen Ausreißer, die Sterne zeigen Extremwerte. Man erkennt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite (Mann-Whitney-U-Test: U = 7800,000; Z = - 1,274; $p = 0,203$), sodass die Werte gemittelt wurden.

Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gemittelten Werten für Frauen und Männer ($U = 2108,500$; $Z = -0,154$; $p = 0,877$). Für Frauen wurden Werte zwischen 1,98 und 2,67 gemessen (MW: $2,48 \pm 0,10$), für Männer zwischen 2,17 und 2,70 (MW: $2,49 \pm 0,10$) (Abbildung 31).

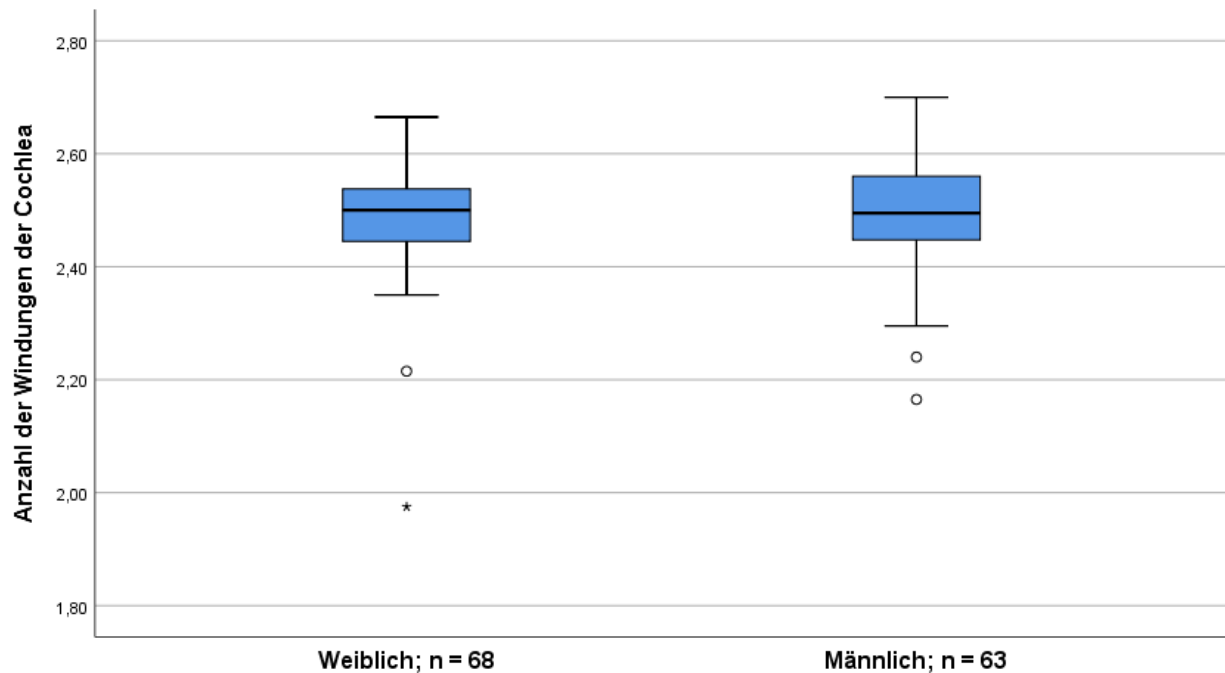


Abbildung 31: Gemittelte Anzahl der Windungen der Cochlea unterteilt nach Geschlecht. Die Kreise zeigen Ausreißer, die Sterne zeigen Extremwerte. Man erkennt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern (Mann-Whitney-U-Test: $U = 2108,500$; $Z = -0,154$; $p = 0,877$).

3.7 Errechnete Gesamtlänge (LDC-LW nach Escudé) und Länge der ersten beiden Windungen (2TL-LW nach Escudé) des Ductus cochlearis nach Escudé et al.

Aus den gemittelten A-Werten wurde mit Hilfe der Formel von Escudé et al. sowohl die Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW nach Escudé) als auch die Länge der ersten beiden Windungen (2TL-LW nach Escudé) berechnet.

Für die LDC-LW ergaben sich Werte zwischen 31,26 mm und 42,23 mm (MW: 37,41 mm \pm 1,92 mm) und für die 2TL-LW Werte zwischen 29,76 mm und 37,10 mm (MW: 33,40 mm \pm 1,45 mm) (Abbildung 32). Die Werte waren normal verteilt ($p > 0,05$).

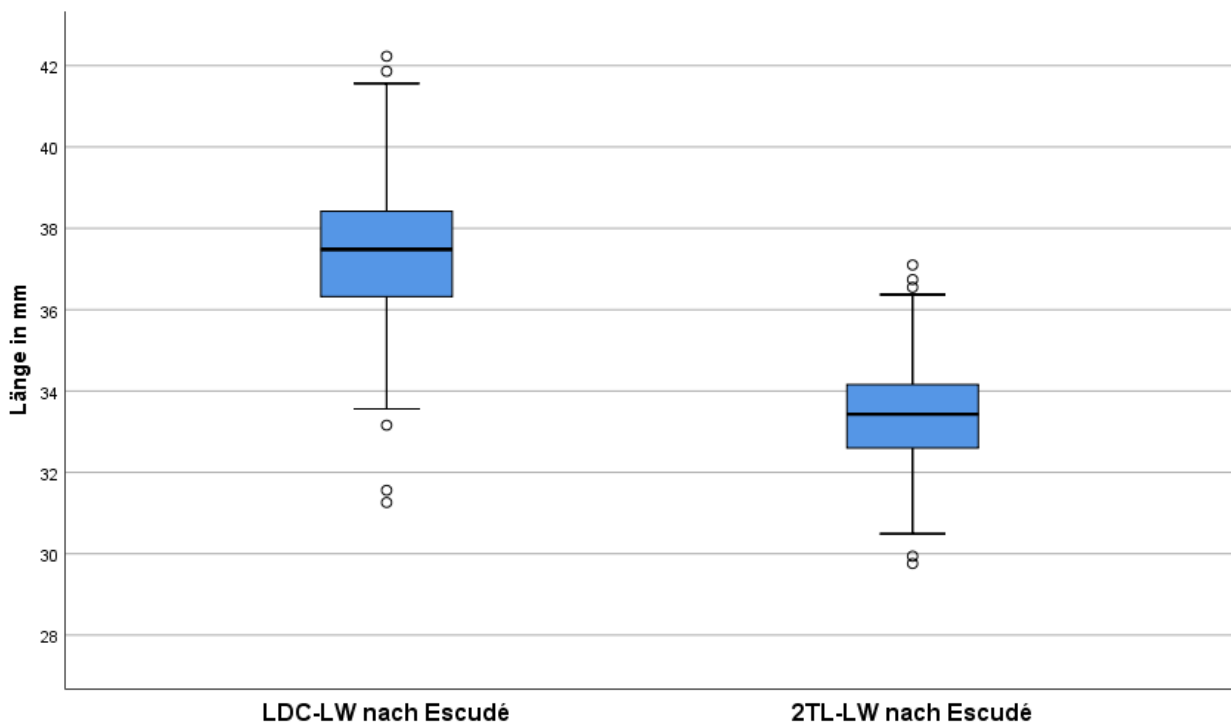


Abbildung 32: Errechnete Längen nach Escudé (n = 131). Die Kreise zeigen Ausreißer.

3.8 Vergleich der gemessenen Werte der 3D-Rekonstruktion mit den errechneten Werten nach Escudé et al.

3.8.1 Vergleich der Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW)

In den Messungen der 3D-Rekonstruktion ergaben sich Gesamtlängen (LDC-LW) zwischen 31,6 mm und 44,4 mm (MW: 37,68 mm \pm 2,28 mm). In der Berechnung nach Escudé et al. ergaben sich Werte (LDC-LW nach Escudé) zwischen 31,26 mm und 42,23 mm (MW: 37,41 mm \pm 1,92 mm).

Die Differenz der beiden Methoden (LDC-LW – LDC-LW nach Escudé) schwankte bei den einzelnen Fällen zwischen - 3,19 mm und 2,85 mm bei einem Mittelwert von 0,27 mm und einer Standardabweichung von \pm 1,18 mm, sodass die Berechnung nach Escudé insgesamt etwas kürzere Werte ergab.

Allerdings zeigte der zweiseitige t-Test für unabhängige Variablen keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messungen ($t = 1,028$; $p = 0,305$) und es konnte eine deutliche positive Korrelation zwischen den Werten nachgewiesen werden (Pearsons Korrelationskoeffizient: $r = 0,857$) (Abbildung 33).

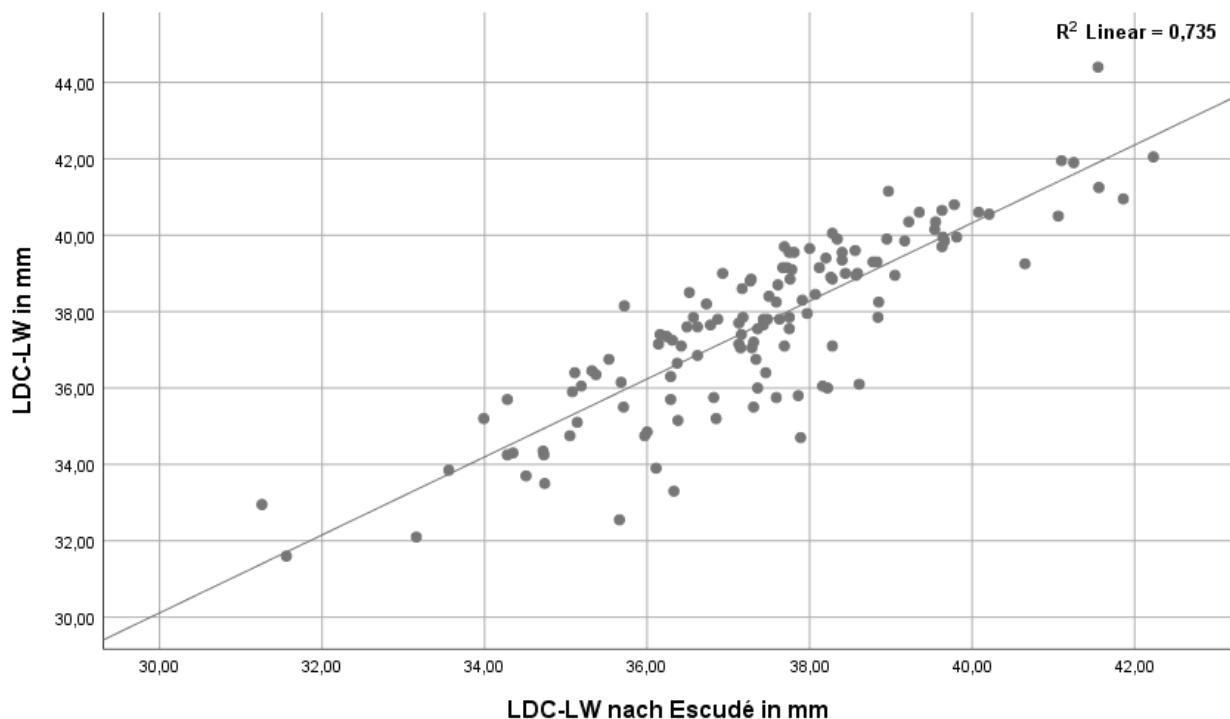


Abbildung 33: Korrelation von 3D-Rekonstruktion und Berechnung nach Escudé für die LDC-LW. Es zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Verfahren (zweiseitiger t-Test: $t = 1,028$; $p = 0,305$), auch wenn die berechneten Werte nach Escudé im Mittel 0,27 mm kürzer waren als die gemessenen Werte. Es zeigt sich eine deutliche positive Korrelation (Pearson-Korrelation: $r = 0,857$).

3.8.2 Vergleich der Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW)

In den Messungen der 3D-Rekonstruktion ergaben sich Längen für die ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW) zwischen 29,25 mm und 38,50 mm (MW: 33,49 mm \pm 1,76 mm). In der Berechnung nach Escudé et al. ergaben sich Werte (2TL-LW nach Escudé) zwischen 29,76 mm und 37,10 mm (MW: 33,40 mm \pm 1,45 mm).

Die Differenz der beiden Methoden (2TL-LW – 2TL-LW nach Escudé) schwankte bei den einzelnen Fällen zwischen - 2,12 mm und 1,57 mm bei einem Mittelwert von - 0,21 mm und einer Standardabweichung von \pm 0,60 mm, sodass die Berechnung nach Escudé hier insgesamt etwas längere Werte ergab.

Allerdings zeigte der zweiseitige t-Test für unabhängige Variablen keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messungen ($t = 0,465$; $p = 0,642$) und es konnte eine deutliche positive Korrelation zwischen den Werten nachgewiesen werden (Pearsons Korrelationskoeffizient: $r = 0,840$) (Abbildung 34).

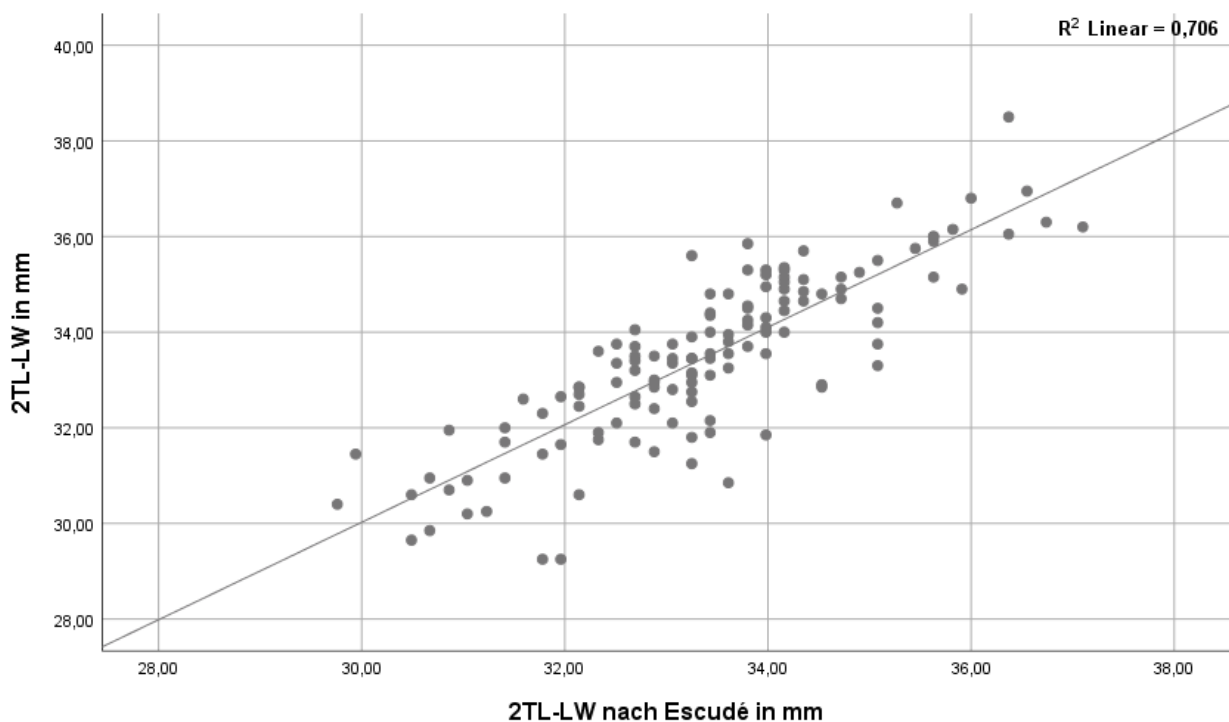


Abbildung 34: Korrelation von 3D-Rekonstruktion und Berechnung nach Escudé für die 2TL-LW. Es zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Verfahren (zweiseitiger t-Test: $t = 0,465$; $p = 0,642$), auch wenn die berechneten Werte nach Escudé im Mittel 0,21 mm länger waren als die gemessenen Werte. Es zeigt sich eine deutliche positive Korrelation (Pearson-Korrelation: $r = 0,840$).

3.9 Errechnete Gesamtlänge (LDC-OC nach Alexiades) und Länge der ersten beiden Windungen (2TL-OC nach Alexiades) des Cortischen Organs nach Alexiades et al.

Aus den gemittelten A-Werten wurde mithilfe der Formel von Alexiades et al. sowohl die Gesamtlänge des Cortischen Organs (LDC-OC nach Alexiades) als auch die Länge der ersten beiden Windungen (2TL-OC nach Alexiades) berechnet.

Für die LDC-OC ergaben sich Werte zwischen 29,7 mm und 38,02 mm (MW: 33,82 mm \pm 1,64 mm) und für die 2TL-OC Werte zwischen 25,92 mm und 33,22 mm (MW: 29,54 mm \pm 1,44 mm) (Abbildung 35). Die Werte waren normal verteilt ($p > 0,05$).

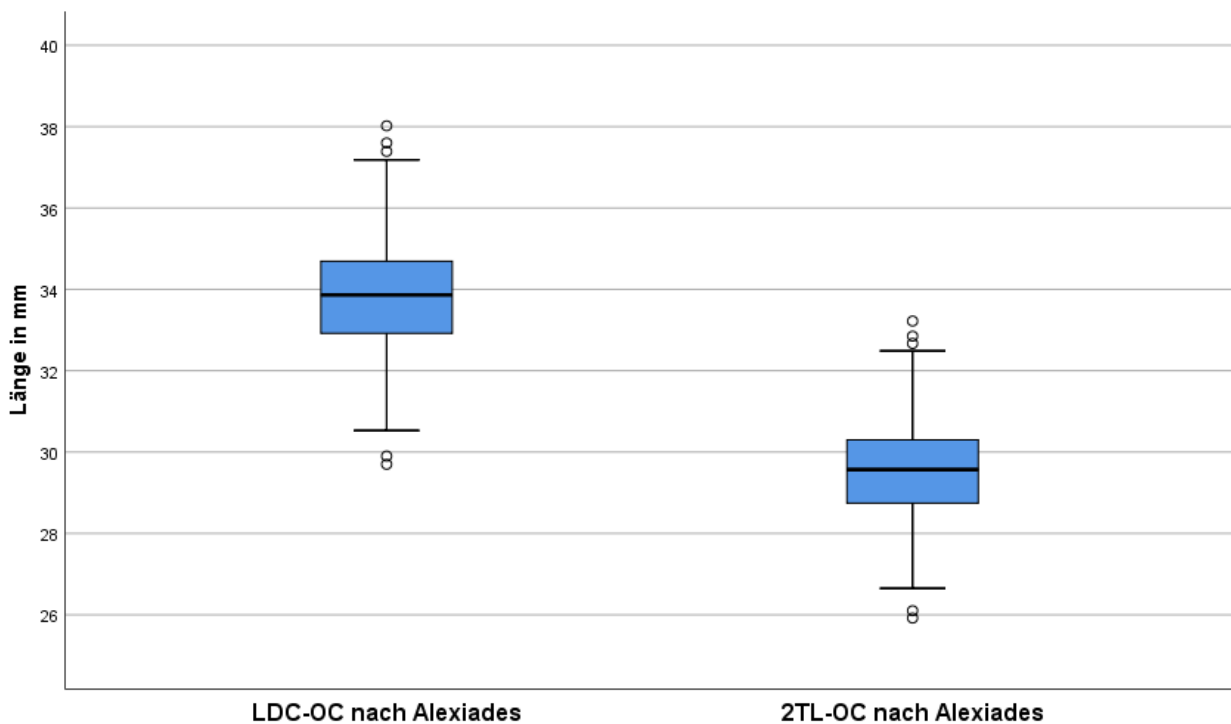


Abbildung 35: Errechnete Länge nach Alexiades (n = 131). Die Kreise zeigen Ausreißer.

3.10 Vergleich der gemessenen Werte der 3D-Rekonstruktion mit den errechneten Werten nach Alexiades et al.

Ein Vergleich der Gesamtlängen zwischen der 3D-Rekonstruktion und der Berechnung nach Alexiades et al. ist aufgrund der unterschiedlichen Zielstrukturen (3D-Rekonstruktion – knöcherner laterale Wand der Cochlea; Berechnung nach Alexiades et al. – Cortisches Organ) nicht sinnvoll. Das Cortische Organ liegt weiter medial im Ductus cochlearis und damit dichter am Modiolus. Daher ist seine Gesamtlänge insgesamt kürzer als die Länge der lateralen knöchernen Wand.

Allerdings erscheint der Vergleich der ermittelten Längen für die ersten beiden Windungen der Cochlea durchaus sinnvoll. Daher erfolgte in dieser Studie lediglich der Vergleich der Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis und kein Vergleich der Gesamtlängen.

In den Messungen der 3D-Rekonstruktion ergaben sich Längen für die ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW) zwischen 29,25 mm und 38,50 mm (MW: 33,49 mm \pm 1,76 mm). In der Berechnung nach Alexiades et al. ergaben sich Werte für die 2TL-OC Werte zwischen 25,92 mm und 33,22 mm (MW: 29,54 mm \pm 1,44 mm).

Die Differenz der beiden Methoden (2TL-LW – 2TL-OC nach Alexiades) schwankte bei den einzelnen Fällen zwischen 1,1 mm und 6,22 mm bei einem Mittelwert von 3,96 mm und einer Standardabweichung von \pm 0,95 mm, sodass die Berechnung nach Alexiades hier insgesamt kürzere Werte ergab.

Der zweiseitige t-Test für unabhängige Variablen zeigte einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messungen ($t = 19,926$; $p < 0,001$). Es konnte allerdings eine deutliche positive Korrelation zwischen den Werten nachgewiesen werden (Pearsons Korrelationskoeffizient: $r = 0,840$) (Abbildung 36).

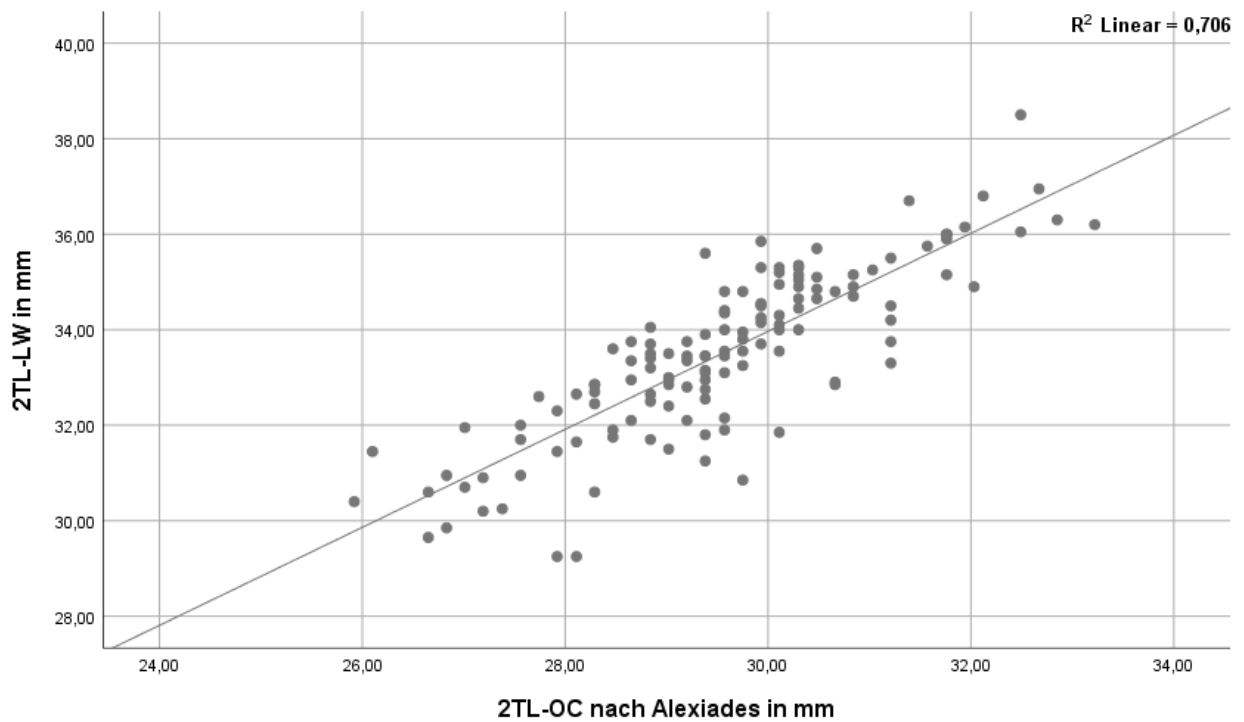


Abbildung 36: Korrelation von 3D-Rekonstruktion und Berechnung nach Alexiades für die 2TL-LW. Es zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Verfahren (zweiseitiger t-Test: $t = 19,926$; $p < 0,001$). Die berechneten Werte nach Alexiades waren im Mittel 3,96 mm kürzer als die gemessenen Werte. Es zeigt sich jedoch eine deutliche positive Korrelation (Pearson-Korrelation: $r = 0,840$).

4. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden 262 Cochleae von 131 Patienten anhand von CT-Bildern des Felsenbeins untersucht. Es wurden der A-Wert (Range: 8,10 mm – 10,10 mm; MW: 9,09 mm \pm 0,39 mm), die Gesamtlänge der knöchernen lateralen Wand der Cochlea (Range: 31,60 mm – 44,40 mm; MW: 37,68 mm \pm 2,28 mm) und die Länge der ersten beiden Windungen der lateralen Wand der Cochlea (Range: 29,25 mm – 38,50 mm; MW: 33,49 mm \pm 1,76 mm) gemessen. Weiterhin wurden die Gesamtlänge der knöchernen lateralen Wand (Range: 31,26 mm – 42,23 mm; MW: 37,41 mm \pm 1,92 mm) und die Länge der ersten beiden Windungen (Range: 29,76 mm – 37,10 mm; MW: 33,40 mm \pm 1,45 mm) mithilfe der Formeln von Escudé et al. (Escudé et al. 2006) sowie die Gesamtlänge des Cortischen Organs (Range: 29,67 mm – 38,01 mm; MW: 33,82 mm \pm 1,62 mm) und die Länge der ersten beiden Windungen des Cortischen Organs (Range: 25,92 mm – 33,22 mm; MW: 29,54 mm \pm 1,44 mm) auch nach Alexiades et al. (Alexiades, Dhanasingh, and Jolly 2015) berechnet.

Für keinen der ermittelten Werte ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite, sodass die Werte jeweils gemittelt wurden.

Die gemessenen und errechneten Werte wurden verglichen. Zwischen den Mittelwerten der 3D-Rekonstruktion und den nach Escudé et al. errechneten LDC-LW und 2TL-LW zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied (LDC-LW: $p = 0,305$, zweiseitiger t-Test; 2TL-LW: $p = 0,642$, zweiseitiger t-Test). Es wurde eine hohe Korrelation (Pearsons Korrelationskoeffizient: LDC-LW: $r = 0,857$; 2TL-LW: $r = 0,840$) zwischen den Werten gefunden.

In der Vergangenheit wurden zahlreiche Methoden zur Bestimmung der Cochlea-Länge beschrieben, angefangen von den ersten histologischen Untersuchungen im 19. Jahrhundert bis zu den ersten Messungen in vivo anhand von CT-Bildern um die Jahrtausendwende (siehe Tabelle 1).

Mithilfe dieser modernen Verfahren wird nun versucht, die individuelle Cochlea-Länge vor dem Einsetzen eines Cochlea-Implantates möglichst genau zu bestimmen, um so individuell die optimal passende Elektrode für das Cochlea-Implantat auswählen zu können. Die Insertionslänge der Implantat-Elektroden schwankt zwischen 15 mm und 31,5 mm (siehe Tabelle 2).

Die CT-Untersuchung der Felsenbeine gehört heutzutage zu den Routineuntersuchungen vor Cochlea-Implantation, um zum einen mögliche Fehlbildungen der Cochlea auszuschließen, die eine Implantation verhindern könnten, zum anderen neuerdings auch zur Bestimmung der Cochlea-Länge zur Elektrodenauswahl (Ketten et al. 1998; Skinner et al. 2002; Würfel et al. 2014; Meng et al. 2016).

Es wurden unterschiedliche Verfahren zur Bestimmung der Cochlea-Länge anhand der radiologischen Bilder beschrieben, unter anderem die Berechnung der Länge anhand des A-Wertes von Escudé et al. und die Messung der lateralen knöchernen Wand des Ductus cochlearis in einer dreidimensionalen multiplanaren Rekonstruktion der CT-Bilder, z.B. von Würfel et al. oder Meng et al. (Escudé et al. 2006; Würfel et al. 2014; Meng et al. 2016).

Ziel dieser Studie war es, zu überprüfen, ob eine Korrelation zwischen dem A-Wert und der Cochlea-Länge besteht. Weiterhin sollten verschiedene Verfahren zur Bestimmung der Cochlea-Länge miteinander verglichen werden, um zu überprüfen, ob es signifikante Unterschiede in den ermittelten Längen der Cochlea gibt.

Außerdem wurde untersucht, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen der rechten und linken Cochlea desselben Individuums oder zwischen den Geschlechtern gibt.

Es sollte zudem ermittelt werden, ob eine Korrelation zwischen der Cochlea-Länge und dem Alter, der Körpergröße, dem Körpergewicht oder dem Body-Mass-Index (BMI) besteht.

Für den A-Wert wurden Werte zwischen 8,1 mm und 10,1 mm bestimmt. Der Mittelwert betrug 9,09 mm bei einer Standardabweichung von $\pm 0,39$ mm. Die gemessene Länge des Ductus cochlearis in der 3D-Rekonstruktion (LDC-LW) betrug zwischen 31,6 mm und 44,4 mm. Der Mittelwert betrug 37,68 mm bei einer Standardabweichung von $\pm 2,28$ mm. Sowohl für die A-Werte als auch für die LDC-LW decken sich die Ergebnisse mit den Angaben der Literatur (Escudé et al. 2006; Sato 1991; Kawano 1996; Skinner et al. 2002; Erixon et al. 2009; Erixon and Rask-Andersen 2013; Lee 2010; Würfel et al. 2014; Meng et al. 2016). Weder für den A-Wert noch für die LDC-LW zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der rechten und

linken Cochlea. Diese Beobachtung deckt sich mit zahlreichen früheren Untersuchungen (Hardy 1938; Würfel et al. 2014; Meng et al. 2016). Thong et al. beschrieben allerdings einen signifikanten Unterschied für den A-Wert des rechten und linken Ohres (rechts: MW: 9,09 mm; links: MW: 9,06 mm; $p = 0,0069$) (Thong et al. 2017). Auch Escudé et al. stellten einen vergleichbaren Unterschied des A-Wertes zwischen beiden Cochlea desselben Individuums fest. Der mittlere Unterschied lag hier bei 0,23 mm. Allerdings gaben die Kollegen zu bedenken, dass die Auflösung der verwendeten HRCT-Bilder zwischen 0,25 mm und 0,3 mm lag, sodass keine verlässliche Aussage über einen wirklichen Unterschied der rechten und linken Cochleae getroffen werden konnte (Escudé et al. 2006). Die Auflösung der CT-Bilder, die für diese Studie ausgewertet wurden, lag zwischen 0,14 mm und 0,49 mm.

In Zusammenschau aller erwähnten Studien und der Werte der vorliegenden Untersuchung kann nicht von einem signifikanten Unterschied der Längen der beiden Cochleae eines Individuums ausgegangen werden. Die Dimensionen der linken und rechten Cochlea eines Individuums sind stark korreliert und können nicht als unabhängige Werte aufgefasst werden. In dieser Studie wurden die Werte der rechten und linken Cochleae gemittelt und die Mittelwerte für die weiteren Berechnungen verwendet. Die Mittelwerte eignen sich besser zur Korrelation mit dem Alter, der Körpergröße, dem Körpergewicht und dem BMI, da diese Werte für das rechte und linke Ohr eines Individuums gleich sind. Ein weiterer Vorteil der Mittelwertbildung ist die Verringerung möglicher Messfehler sowohl bei der Bestimmung des A-Wertes als auch der Cochlea-Länge.

Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang des A-Wertes mit dem Lebensalter, der Körpergröße, dem Körpergewicht oder dem BMI nachgewiesen werden. Auch für die LDC-LW zeigte sich keine signifikante Korrelation mit dem Lebensalter, der Körpergröße, dem Körpergewicht oder dem BMI.

Die Korrelation der Cochlea-Länge mit dem Lebensalter wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht, ohne dass ein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden konnte (Sato 1991; Würfel et al. 2014; Meng et al. 2016). Dieses Erkenntnis deckt sich auch mit der heutzutage gängigen Lehrmeinung, dass das Wachstum der Cochlea beim Menschen bereits vor der Geburt abgeschlossen ist. Dies wurde bereits in histologischen Studien an menschlichen Embryos in der ersten Hälfte des 20.

Jahrhunderts untersucht (Bast and Anson 1949). Nemzek et al. untersuchten 1996 ebenfalls menschliche Embryos, allerdings mithilfe radiologischer Verfahren und kamen zu dem Schluss, dass das Wachstum der Cochlea etwa in der 22. Schwangerschaftswoche abgeschlossen ist (Nemzek et al. 1996). Lediglich Hardy beschrieb eine Tendenz des Längenwachstums mit zunehmendem Lebensalter (Hardy 1938). Allerdings gab sie selbst an, dass die Fallzahlen ihrer Studie, insbesondere für Neugeborene und Kinder zu gering seien, um eine verlässliche Aussage über ein postnatales Wachstum der Cochlea treffen zu können.

Bezüglich eines möglichen Zusammenhangs der Cochlea-Länge mit der Körpergröße, dem Gewicht oder dem BMI wurden in den genannten Voruntersuchungen und auch in der sonstigen Literatur bislang keine Angaben gemacht.

In Zusammenschau der Voruntersuchungen und der Resultate der vorliegenden Arbeit kann davon ausgegangen werden, dass es keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen dem A-Wert oder der LDC-LW und dem Lebensalter, der Körpergröße, dem Körpergewicht oder dem BMI gibt.

Es zeigte sich jedoch sowohl für den A-Wert als auch für die LDC-LW ein signifikanter Unterschied zwischen Frauen und Männern. Sowohl der A-Wert als auch die LDC-LW sind bei Männern signifikant länger als bei Frauen. Diese Beobachtung deckt sich mit den Angaben der Literatur (Hardy 1938; Sato 1991; Escudé et al. 2006; Würfel et al. 2014; Meng et al. 2016; Thong et al. 2017).

Für die Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW) zeigte sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen rechter und linker Cochlea, sodass die Werte gemittelt wurden. Auch für die 2TL-LW konnte keine Korrelation mit dem Alter, der Größe, dem Gewicht oder dem BMI nachgewiesen werden. Allerdings zeigten sich auch hier signifikant längere Werte für Männer.

Es konnte eine positive Korrelation zwischen den A-Werten und der LDC-LW gezeigt werden ($r = 0,802$). Die Korrelation zwischen den A-Werten und der 2TL-LW war sogar noch stärker ausgeprägt ($r = 0,840$). Auch Meng et al. beschrieben eine deutliche positive Korrelation zwischen der Länge und Breite der basalen Windung der Cochlea und der LDC-LW und der 2TL-LW (Meng et al. 2016). Diese hohe Korrelation legt

bereits nahe, dass der A-Wert durchaus geeignet sein sollte, die Cochlea-Länge zu ermitteln.

Allerdings bleibt der A-Wert eine zweidimensionale Gerade, welche die dreidimensionale Struktur der Cochlea nicht berücksichtigen kann und damit kein direktes Maß für die mögliche Elektroden-Länge eines Cochlea-Implantates darstellt. Zudem wird die Anzahl der Windungen der Cochlea bei der Bestimmung der Cochlea-Länge mithilfe des A-Wertes nicht berücksichtigt, aber auch hier zeigten sich deutliche interindividuelle Unterschiede. Es ergaben sich in der vorliegenden Untersuchung Werte zwischen 1,98 und 2,70 Windungen. Der Mittelwert betrug 2,49 Windungen bei einer Standardabweichung von $\pm 0,10$.

Mithilfe der Formel von Escudé et al. wurden sowohl die Länge der ersten beiden Windungen (2TL; $\theta = 720^\circ$) als auch die Gesamtlänge des Ductus cochlearis (LDC-LW; $\theta =$ individuelle Gesamtgradzahl der Cochlea) berechnet und anschließend mit den Ergebnissen der Messungen durch 3D-Rekonstruktion verglichen.

Für die Gesamtlänge des Ductus cochlearis schwankte die Differenz für die einzelnen Fälle (LDC-LW – LDC-LW nach Escudé) zwischen - 3,19 mm und 2,85 mm bei einem Mittelwert von 0,27 mm und einer Standardabweichung von $\pm 1,18$ mm, sodass die Berechnung nach Escudé insgesamt etwas kürzere Werte ergab.

Für die Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis schwankte die Differenz für die einzelnen Fälle (2TL-LW – 2TL-LW nach Escudé) zwischen - 2,12 mm und 1,57 mm bei einem Mittelwert von - 0,21 mm und einer Standardabweichung von $\pm 0,60$ mm, sodass die Berechnung nach Escudé hier insgesamt etwas längere Werte ergab.

Auch wenn in einzelnen Messungen größere Abweichungen auftraten, so waren die mittleren Abweichungen doch sehr gering. Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messungen, weder für die LDC-LW noch für die 2TL. Zudem zeigte sich in beiden Fällen eine sehr starke Korrelation.

Somit kann die Bestimmung des A-Wertes mit anschließender Berechnung der LDC-LW bzw. 2TL-LW mithilfe der Formel von Escudé et al. als gleichwertig zur direkten Messung der LDC-LW bzw. 2TL-LW mithilfe der multiplanaren 3D-Rekonstruktion angesehen werden.

Zur Frage, ob die Gesamtlänge (LDC-LW) oder die Länge der ersten beiden Windungen (2TL-LW) zu bevorzugen ist, müssen verschiedene Aspekte berücksichtigt werden:

Die Berechnung der LDC-LW ist im Vergleich zur 2TL-LW zeitaufwendiger und anspruchsvoller, da neben der Bestimmung des A-Wertes auch die Bestimmung des Gesamtwinkels der Cochlea notwendig ist. Für die 2TL-LW werden schlicht 720° in die Formel eingesetzt, ein individuelles Bestimmen eines Winkels entfällt.

Dies ist insbesondere deshalb ein Vorteil, weil die Identifizierung des Helicotremas entfällt, wenn der Gesamtwinkel nicht bestimmt werden muss. Trotz der Fortschritte im Bereich der bildgebenden Maßnahmen bleibt die Auflösung der Computertomographie hier ein limitierender Faktor. Das sichere Identifizieren des Helicotremas als Endpunkt der Messung in der 3D-Rekonstruktion ist aufgrund der Auflösung häufig schwierig und auch eine potentielle Fehlerquelle für die Messergebnisse. Auch Lexow et al. sehen hier die größte Fehlerquelle (Lexow et al. 2018).

Zudem war die mittlere Differenz zwischen dem gemessenen Wert der 3D-Rekonstruktion und der errechneten Länge nach Escudé bei der LDC-LW etwas höher als bei der 2TL-LW und die Korrelationskoeffizienten nach Pearson waren ähnlich hoch.

Auch Alexiades et al. schlagen die 2TL als Maß für die Auswahl der CI-Elektrode vor, da eine zu tiefe Insertion das Risiko eines intracochleären Traumas beim Einführen der Elektrode erhöhen würde. Allerdings empfehlen die Kollegen die Messung in einem Level „i“ anstelle der Messung entlang der lateralen knöchernen Wand vor, da die Elektrode aufgrund ihres Eigendurchmessers nicht genau an der knöchernen Wand zum Liegen käme und es dadurch zum Überschätzen der implantierbaren Länge kommen würde. Der Level „i“ befindet sich zwischen der lateralen Wand und dem Cortischen Organ (Alexiades, Dhanasingh, and Jolly 2015).

Unter Berücksichtigung all der genannten Faktoren ist die Berechnung der Länge der ersten beiden Windungen (2TL) gegenüber der Gesamtlänge (LDC) zu bevorzugen.

Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Abhängigkeit der Ergebnisse vom Untersucher. In der vorliegenden Studie wurden alle Messungen durch den gleichen Untersucher vorgenommen und nur einmalig durchgeführt.

Iyaniwura et al. analysierten die Unterschiede der Messergebnisse für den A-Wert bei verschiedenen Untersuchern und auch bei wiederholten Messungen durch den gleichen Untersucher. In beiden Fällen zeigten sich teils deutliche Unterschiede zwischen den Messergebnissen. Das bedeutet, dass eine hohe Untersucherabhängigkeit besteht (Iyaniwura et al. 2017).

Eine mögliche Lösung wäre eine automatische Bestimmung der Werte. Diese wurde von Rivas et al. sowohl für den A-Wert als auch für die LDC-LW durchgeführt. Es erfolgte der Vergleich der automatischen Bestimmung mit der manuellen Bestimmung durch zwei verschiedene Untersucher und auch der Vergleich der Ergebnisse der beiden Untersucher miteinander. Erneut zeigte sich eine hohe Untersucherabhängigkeit. Es konnte ein signifikanter Unterschied der Ergebnisse der manuellen und automatischen Messung nachgewiesen werden, ohne, dass eine Aussage dazu getroffen werden konnte, welche Messung letztlich eher der Realität entsprach. Allerdings war die automatische Messung weniger zeitaufwendig und die Ergebnisse besser reproduzierbar (Rivas et al. 2017).

Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung der Ergebnisse und Erleichterung der Messung bietet ein spezieller DICOM-Viewer der Arbeitsgruppe Lexow et al. Mit diesem Tool besteht die Möglichkeit, die CT-Bilder nicht nur in parallel angeordneten Schichten zu betrachten, sondern die Schnittebene um eine selbstgewählte Achse rotieren zu lassen. Wählt man nun den Modiolus als diese zentrale Achse, kann man durch einfaches Drehen am Mausrad senkrechte Schnittbilder durch die Cochlea um den Modiolus rotieren lassen und somit einfacher und schneller Markierungspunkte, z.B. entlang der knöchernen lateralen Wand der Cochlea, platzieren, um die Länge des Ductus cochlearis zu messen (Lexow et al. 2016).

Die Weiterentwicklung dieses DICOM-Viewers erhielt den Namen „Comet“ (Cochlea Measurement Tool) und kann, ähnlich wie die „3D-curved-MPR“-Funktion der OsiriX-MD-Software, gesetzte Punkte entlang der Cochlea automatisch verbinden und so die Länge der Cochlea ermitteln. In einer weiteren Studie von Lexow et al. wurde die Genauigkeit der Messungen mit Comet anhand von geometrischen Modellen aus Knochen mit bekannter Länge überprüft. Die Messergebnisse wurden zudem auch mit den berechneten Werten nach den Formeln von Escudé et al. und Alexiades et al. verglichen. Die Genauigkeit von Comet ist den Berechnungen nach Escudé et al. und

Alexiades et al. überlegen, aber immer noch deutlich zeitaufwendiger (Lexow et al. 2018).

Die Firma MED-EL hat 2018 ebenfalls ein eigenes Tool zur einfacheren Vermessung der Cochlea vorgestellt. Die Plattform heißt „OTOPLAN“ und lässt sich auf einem Tablet-Computer nutzen. Neben der Darstellung der CT-Bilder des Felsenbeins und der Messung verschiedener Parameter, wie z.B. des A-Wertes oder der Länge des Ductus cochlearis mithilfe einer 3D-Rekonstruktion, verfügt „OTOPLAN“ über ein „Electrode Visualization Tool“, das bei der Auswahl der entsprechenden Elektrode helfen soll, indem es Insertionstiefen und Frequenzkarten der einzelnen Elektroden anzeigt (MED-EL 2018c).

Ziel der Firma ist es, im Sinne einer individualisierten Medizin auch die Cochlea-Implantat-Versorgung zunehmend zu individualisieren. MED-EL bietet hierzu eine Reihe verschiedener Elektroden mit unterschiedlichen Insertionslängen für die Cochlea-Implantate an (siehe Tabelle 2) (MED-EL 2018b).

Ein Problem vieler Studien zu diesem Thema sind häufig zu kleine Stichproben. Kleinere Fallzahlen reduzieren die statistische Aussagekraft einer Studie. Um diesem Problem entgegenzuwirken, haben Gerber et al. begonnen, eine Datenbank mit hochauflösenden CT-Bildern menschlicher Felsenbeine für andere Forschungsgruppen zugänglich zu machen. Aktuell umfasst die Datenbank 52 Felsenbeine (Gerber et al. 2017).

Auffällig war, dass in den zahlreichen unterschiedlichen Arbeiten zu diesem Thema offenbar immer noch Uneinigkeit darüber besteht, wo der Ausgangspunkt für die Messung des A-Wertes und auch für die Messung der LDC-LW sein sollte. In einigen Arbeiten wurde hier der anteriore knöcherne Rand des runden Fensters genutzt, in anderen Arbeiten die Mitte des runden Fensters.

Bezüglich des A-Wertes sollte sich hier an die Arbeit von Escudé et al. als Erstbeschreiber gehalten werden. Auch wenn deren angegebene Definition des A-Wertes diesen lediglich als „die größte Distanz vom runden Fenster durch den Modiolus zur lateralen Wand der Gegenseite“ beschreibt, ohne genau zu definieren, wo am runden Fenster begonnen werden soll, so ist in den Abbildungen der Arbeit

doch eindeutig zu erkennen, dass der Ausgangspunkt in der Mitte des runden Fensters liegt (Escudé et al. 2006). Dementsprechend sollte bei der Bestimmung des A-Wertes immer die Mitte des runden Fensters als Ausgangspunkt dienen, um eine Einheitlichkeit zu gewährleisten.

Zudem haben sich verschiedene Autoren im Consensus Panel von 2010 auf Koordinatensystem der Cochlea geeinigt, um bestimmte Standards für histologische, physiologische und auch radiologische Untersuchungen der Cochlea zu etablieren und die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Studien zu steigern. Hier wird ebenfalls die Mitte des runden Fensters als Null-Referenz-Winkel festgelegt. Die Entscheidung wird dadurch begründet, dass die Mitte des runden Fensters im Wesentlichen dem Ende des Cortischen Organs entspricht und im CT leicht und eindeutig zu identifizieren ist (Verbist et al. 2010).

In zukünftigen Studien sollte auf die Einhaltung dieser Konventionen geachtet werden, um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten.

5. Zusammenfassung

5.1 Zusammenfassung

Die Wahl der richtigen Elektrodenlänge eines Cochlea-Implantates ist von entscheidender Bedeutung für das postoperative Hörvermögen. Anhand radiologischer Bilder kann die Bestimmung der Länge des Ductus Cochlearis (LDC) zur Wahl der richtigen Elektrode erfolgen. Im CT ist die Bestimmung von Strukturen im Cortischen Organ nicht möglich, daher wird die Länge der lateralen Wand (LDC-LW) bestimmt. Dies erfolgt mithilfe einer multiplanaren 3D-Rekonstruktion aus den DICOM-Daten der Felsenbein-CTs. Zusätzlich kann der A-Wert gemessen werden, die größte Distanz vom runden Fenster durch den Modiolus zur lateralen Wand der Gegenseite. Der A-Wert erlaubt die Berechnung der LDC-LW ($LDC-LW = 2,62A \cdot \log_e(1,0+\theta/235)$), wobei θ für einen Winkel in Grad steht, hier aus der Anzahl der Windungen bestimmt (Escudé et al. 2006).

Ziel dieser Arbeit war es, die Ergebnisse dieser beiden Methoden zu vergleichen. Die CT-Aufnahmen von 262 Cochleae (131 Patienten) wurden ausgewertet. Die Anzahl der Windungen, der A-Wert und die LDC-LW wurden gemessen, die Werte von rechter und linker Cochlea gemittelt. Die statistische Verteilung der Werte wurde bestimmt, Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) wurden berechnet. Der A-Wert betrug 8,10 mm bis 10,10 mm (MW: 9,09 mm \pm 0,39 mm), die Werte waren normal verteilt. Die Anzahl der Windungen betrug 1,98 bis 2,70 (MW: 2,49 \pm 0,10). Die LDC-LW wurde anhand der 3D-Rekonstruktion mit 31,60 mm bis 44,40 mm bestimmt (MW 37,68 mm \pm 2,28 mm). Zusätzlich wurde neben der Gesamtlänge auch die Länge der ersten beiden Windungen des Ductus cochlearis (2TL-LW) ermittelt. Hier ergaben sich Werte von 29,25 mm bis 38,50 mm (MW: 33,49 mm \pm 1,76 mm). Die mit dem A-Wert und dem Gesamtwinkel der Cochlea berechnete LDC-LW lag zwischen 31,26 mm und 42,23 mm (MW: 37,41 mm \pm 1,92 mm), die Werte waren normal verteilt. Auch hier wurde die 2TL-LW aus dem A-Wert und einem Winkel von 720° berechnet. Die Werte lagen zwischen 29,76 mm und 37,10 mm (MW: 33,40 mm \pm 1,45 mm), die Werte waren ebenfalls normal verteilt. Mithilfe des A-Wertes lassen sich zudem auch die LDC und die 2TL entlang des Cortischen Organs bestimmen: $LDC-OC = 4,16 \cdot A - 4$; $2TL-OC = 3,65 \cdot (A - 1)$. Hier ergibt sich eine LDC-OC von 29,69 mm bis 38,01 mm

(MW: 33,82 mm \pm 1,62 mm) und ein 2TL-OC von 25,92 mm bis 33,22 mm (MW: 29,54 mm \pm 1,44 mm).

Sowohl die LDC-LW- als auch die LDC-OC-Werte stimmen mit den Werten in der Literatur überein. Zwischen den Mittelwerten der 3D-Rekonstruktion und den nach Escudé et al. errechneten LDC-LW und 2TL-LW zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied (LDC-LW: $p = 0,305$, zweiseitiger t-Test; 2TL-LW: $p = 0,642$, zweiseitiger t-Test). Es wurde eine hohe Korrelation (Pearsons Korrelationskoeffizient: LDC-LW: $r = 0,857$; 2TL-LW: $r = 0,840$) zwischen den Werten gefunden.

Weiterhin konnte in dieser Studie bestätigt werden, dass es keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Länge des Ductus cochlearis und dem Lebensalter gibt (Pearsons Korrelationskoeffizient: $r = 0,085$). Dies deckt sich mit den Ergebnissen früherer histologischer und radiologischer Untersuchungen. Auch zwischen dem A-Wert und dem Lebensalter konnte kein Zusammenhang nachgewiesen werden (Pearsons Korrelationskoeffizient: $r = 0,038$).

Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass es keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Länge des Ductus cochlearis bzw. dem A-Wert und der Körpergröße (Pearsons Korrelationskoeffizient: LDC-LW: $r = 0,135$; A-Wert: $r = 0,230$), dem Körpergewicht (Pearsons Korrelationskoeffizient: LDC-LW: $r = 0,080$; A-Wert: $r = 0,193$) oder dem BMI (Pearsons Korrelationskoeffizient: LDC-LW: $r = 0,000$; A-Wert: $r = 0,062$) gibt.

Eine Schwierigkeit bei den Messungen ist die Identifizierung des Helicotremas aufgrund der limitierenden CT-Auflösung. Um dies zu umgehen, sollte anstatt der LDC-LW die 2TL-LW genutzt werden, da das Identifizieren des Helicotremas hier entfällt und eine Insertion der CI-Elektrode von mehr als zwei Windungen in der Regel nicht erfolgt.

Weitere Probleme sind die hohe Untersucherabhängigkeit und der nicht unerhebliche Zeitaufwand der Messungen. Automatisierte Untersuchungsverfahren könnten eine Lösung für diese Probleme darstellen. Diese Verfahren sollten weiter erforscht werden, um ihre Genauigkeit zu validieren.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Berechnung der LDC-LW bzw. 2TL-LW mithilfe des A-Wertes zur Auswahl der Elektrode vor Cochlea-Implantation sehr gut geeignet ist, da sie schnell und einfach im klinischen Alltag anwendbar ist und die Ergebnisse sich nicht signifikant von denen der 3D-Rekonstruktion unterscheiden.

5.2 Summary

The choice of the optimal electrode array of a cochlear implant is a crucial factor for postoperative hearing rehabilitation. Using radiological images, the length of the ductus cochlearis (LDC) can be determined and used to select the correct electrode. In CT-images the determination of structures inside the Organ of Corti is not possible, therefore the length of the lateral wall (LDC-LW) is determined. This is performed by using a multiplanar 3D-reconstruction from the DICOM-data of the CT of the petrosal bone. In addition, distance A can be measured, the largest distance from the round window through the modiolus to the lateral wall of the opposite side. Distance A allows the calculation of the LDC-LW ($LDC-LW = 2.62A \cdot \log_e(1.0 + \theta/235)$, where θ stands for an angle in degrees, in this case determined by the number of turns (Escudé et al. 2006).

Object of this study was to compare the results of these two methods. The CT-scans of 262 cochleae (131 patients) were evaluated. The number of turns, distance A, and the LDC-LW were measured, the values of the right and left cochlea were averaged. The statistical distribution of the values was determined, mean (M) and standard deviation (SD) were calculated. Distance A ranged between 8.10 mm and 10.10 mm (M: 9.09 mm \pm 0.39 mm), the values were normally distributed. The number of turns ranged between 1.98 and 2.70 (M: 2.49 \pm 0.10). The LDC-LW using the 3D-reconstruction ranged between 31.60 mm and 44.40 mm (M: 37.68 mm \pm 2.28 mm). In addition to the total length, the length of the first two turns of the ductus cochlearis (2TL-LW) was also determined. The values ranged between 29.25 mm and 38.50 mm (M: 33.49 mm \pm 1.76 mm). The LDC-LW calculated by using distance A and the total angle of the cochlea ranged between 31.26 mm and 42.23 mm (M: 37.41 mm \pm 1.92 mm), the values were normally distributed. The 2TL-LW was calculated as well using the distance A and an angle of 720°. The values ranged between 29.76 mm and 37.10 mm (M: 33.40 mm \pm 1.45 mm), the values were also normally distributed. Distance A can also be used to calculate the LDC and the 2TL along the Organ of Corti: $LDC-OC = 4.16 \cdot A - 4$; $2TL-OC = 3.65 \cdot (A - 1)$. The values of LDC-OC ranged between 29.69 mm and 38.01 mm (M: 33.82 mm \pm 1.62 mm) and the values of 2TL-OC between 25.92 mm and 33.22 mm (M: 29.54 mm \pm 1.44 mm).

Both the LDC-LW and the LDC-OC values correspond to the values in literature. There was no statistically significant difference between means of 3D-reconstruction and

calculated values using the equation of Escudé et al. for both LDC-LW and 2TL-LW (LDC-LW: $p = 0.305$, two-sided t-test; 2TL-LW: $p = 0.642$, two-sided t-test). There was a high correlation (Pearson's coefficient of correlation: LDC-LW: $r = 0,857$; 2TL-LW: $r = 0,840$) between the values.

Furthermore, this study confirmed that there is no significant correlation between LDC-LW and age (Pearson's coefficient of correlation: $r = 0.085$). This is in line with the results of previous histological and radiological studies. There was no correlation between the A-value and age as well (Pearson's coefficient of correlation: $r = 0.038$). In addition, it could be shown that there was no significant correlation between LDC-LW or the A-value and body size (Pearson's coefficient of correlation: LDC-LW: $r = 0.135$; A-value: $r = 0.230$), body weight (Pearson's coefficient of correlation: LDC-LW: $r = 0.080$; A value: $r = 0.193$) or BMI (Pearson's coefficient of correlation: LDC-LW: $r = 0.000$; A value: $r = 0.062$).

One difficulty with the measurements is the identification of the helicotrema due to the limiting resolution of CT-images. To avoid this, the 2TL-LW should be used instead of the LDC-LW, since the identification of the helicotrema is omitted here and an insertion of the CI-electrode of more than two turns is not common practice.

Other problems are the interobserver variability and the expenditure of time of measurements. Automated procedures could be a solution to these problems. These procedures should be further explored in order to validate their accuracy.

In summary, the calculation of LDC-LW or 2TL-LW using distance A is very well suitable for choosing the electrode array before cochlear implantation in clinical setting, because it is fast and easy to perform and there is no statistically significant difference between the results of calculation using distance A and 3D-reconstruction.

6. Literaturverzeichnis

- Adunka, O., W. Gstoettner, M. Hambek, M. H. Unkelbach, A. Radeloff, and J. Kiefer. 2004. 'Preservation of basal inner ear structures in cochlear implantation', *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 66: 306-12.
- Adunka, O., M. H. Unkelbach, M. G. Mack, A. Radeloff, and W. Gstoettner. 2005. 'Predicting basal cochlear length for electric-acoustic stimulation', *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 131: 488-92.
- AdvancedBionics. "HiRes90K HiFocus Implantate." In.
- . 2017a. "HiFocus SlimJ." In.
- . 2017b. "HiRes 90K - Surgeon's Manual for the HiFocus Helix and HiFocus 1J Electrodes." In.
- . 2017c. "Technische Spezifikationen - HiRes Ultra Cochlea-Implantat mit den Elektroden HiFocus SlimJ und HiFocus Mid-Scala." In.
- Alanazi, A., and F. Alzhrani. 2018. 'Comparison of cochlear duct length between the Saudi and non-Saudi populations', *Ann Saudi Med*, 38: 125-29.
- Alexiades, G., A. Dhanasingh, and C. Jolly. 2015. 'Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length', *Otol Neurotol*, 36: 904-7.
- AWMF-Leitlinie. 2012. "Cochlea-Implantat Versorgung und zentral-auditorische Implantate." In, edited by Kopf- und Hals-Chirurgie e. V. Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Bonn. Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften.
- Bast, T.H., and B.J. Anson. 1949. *The Temporal Bone and the Ear* (C.C. Thomas).
- Bredberg, Göran. 1968. "Cochlear structure and hearing in man." In *Ciba Foundation Symposium-Hearing Mechanisms in Vertebrates*, 126-42. Wiley Online Library.
- Bruijnzeel, H., K. Draaisma, R. van Grootel, I. Stegeman, V. Topsakal, and W. Grolman. 2016. 'Systematic Review on Surgical Outcomes and Hearing Preservation for Cochlear Implantation in Children and Adults', *Otolaryngol Head Neck Surg*, 154: 586-96.
- Cochlear. 2011. "Nucleus Freedom Cochlear Implant - Technical Specifications." In.
- . 2014a. "Cochlear Nucleus Profile mit Slim-Straight-Elektroden-Träger (CI522) - TECHNISCHE ANGABEN." In.
- . 2014b. "Nucleus Profile with Contour Advance Electrode (CI512) - Technical Specifications." In.
- . 2016. "Cochlear Nucleus Profile with Slim Modiolar Electrode (CI532) - TECHNICAL SPECIFICATIONS." In.
- Erixon, E., H. Hogstorp, K. Wadin, and H. Rask-Andersen. 2009. 'Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation', *Otol Neurotol*, 30: 14-22.
- Erixon, E., and H. Rask-Andersen. 2013. 'How to predict cochlear length before cochlear implantation surgery', *Acta Otolaryngol*, 133: 1258-65.
- Escudé, B., C. James, O. Deguine, N. Cochard, E. Eter, and B. Fraysse. 2006. 'The size of the cochlea and predictions of insertion depth angles for cochlear implant electrodes', *Audiol Neurotol*, 11 Suppl 1: 27-33.
- Eshraghi, A. A., R. Nazarian, F. F. Telischi, S. M. Rajguru, E. Truy, and C. Gupta. 2012. 'The cochlear implant: historical aspects and future prospects', *Anat Rec (Hoboken)*, 295: 1967-80.
- Finley, C. C., T. A. Holden, L. K. Holden, B. R. Whiting, R. A. Chole, G. J. Neely, T. E. Hullar, and M. W. Skinner. 2008. 'Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes', *Otol Neurotol*, 29: 920-8.
- Firszt, J. B., L. K. Holden, M. W. Skinner, E. A. Tobey, A. Peterson, W. Gaggl, C. L. Runge-Samuelson, and P. A. Wackym. 2004. 'Recognition of speech presented at soft to loud levels by adult cochlear implant recipients of three cochlear implant systems', *Ear Hear*, 25: 375-87.
- Franke-Trieger, A., C. Jolly, A. Darbinjan, T. Zahnert, and D. Murbe. 2014. 'Insertion depth angles of cochlear implant arrays with varying length: a temporal bone study', *Otol Neurotol*, 35: 58-63.

- Gerber, N., M. Reyes, L. Barazzetti, H. M. Kjer, S. Vera, M. Stauber, P. Mistrik, M. Ceresa, N. Mangado, W. Wimmer, T. Stark, R. R. Paulsen, S. Weber, M. Caversaccio, and M. A. G. Ballester. 2017. 'A multiscale imaging and modelling dataset of the human inner ear', *Sci Data*, 4: 170132.
- Guild, S. R. 1927. 'The Width of the Basilar Membrane', *Science*, 65: 67-9.
- Hardy, Mary. 1938. 'The length of the organ of Corti in man', *American Journal of Anatomy*, 62: 291-311.
- hear-it. 2017. 'Hearing loss in europe', Accessed 05.01.2018. <http://www.hear-it.org/hearing-loss-in-europe>.
- Helbig, S., Y. Adel, M. Leinung, T. Stover, U. Baumann, and T. Weissgerber. 2018. 'Hearing Preservation Outcomes After Cochlear Implantation Depending on the Angle of Insertion: Indication for Electric or Electric-Acoustic Stimulation', *Otol Neurotol*, 39: 834-41.
- Hinojosa, R., Seligsohn, R., Lerner, S.A. 1985. 'Ganglion cell counts in the cochleae of patients with normal audiograms', *Acta Otolaryngol*, 99: 8-13.
- Hochmair, I., W. Arnold, P. Nopp, C. Jolly, J. Muller, and P. Roland. 2003. 'Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results', *Acta Otolaryngol*, 123: 612-7.
- Iyaniwura, J. E., M. Elfarnawany, S. Riyahi-Alam, M. Sharma, Z. Kassam, Y. Bureau, L. S. Parnes, H. M. Ladak, and S. K. Agrawal. 2017. 'Intra- and Interobserver Variability of Cochlear Length Measurements in Clinical CT', *Otol Neurotol*, 38: 828-32.
- Jiam, N. T., M. T. Caldwell, and C. J. Limb. 2017. 'What Does Music Sound Like for a Cochlear Implant User?', *Otol Neurotol*, 38: e240-e47.
- 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', *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 105: 701-09.
- Ketten, D. R., M. W. Skinner, G. Wang, M. W. Vannier, G. A. Gates, and J. G. Neely. 1998. 'In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays', *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 175: 1-16.
- Kiefer, J., M. Pok, O. Adunka, E. Sturzebecher, W. Baumgartner, M. Schmidt, J. Tillein, Q. Ye, and W. Gstoettner. 2005. 'Combined electric and acoustic stimulation of the auditory system: results of a clinical study', *Audiol Neurootol*, 10: 134-44.
- Kim, N., C. R. Steele, and S. Puria. 2014. 'The importance of the hook region of the cochlea for bone-conduction hearing', *Biophys J*, 107: 233-41.
- Kisser, U., B. Ertl-Wagner, J. M. Hempel, J. Muller, M. D'Anastasi, F. Schrotzlmair, C. Adderson-Kisser, R. P. Laubender, K. Stelter, C. Braun, and A. Pomschar. 2014. 'High-resolution computed tomography-based length assessments of the cochlea--an accuracy evaluation', *Acta Otolaryngol*, 134: 1011-5.
- Koch, R. W., M. Elfarnawany, N. Zhu, H. M. Ladak, and S. K. Agrawal. 2017. 'Evaluation of Cochlear Duct Length Computations Using Synchrotron Radiation Phase-Contrast Imaging', *Otol Neurotol*, 38: e92-e99.
- Koch, R. W., H. M. Ladak, M. Elfarnawany, and S. K. Agrawal. 2017. 'Measuring Cochlear Duct Length - a historical analysis of methods and results', *J Otolaryngol Head Neck Surg*, 46: 19.
- Kumar, J. U., and Y. Kavitha. 2017. 'Application of Curved MPR Algorithm to High Resolution 3 Dimensional T2 Weighted CISS Images for Virtual Uncoiling of Membranous Cochlea as an Aid for Cochlear Morphometry', *J Clin Diagn Res*, 11: TC12-TC14.
- Lee, J. , Nadol, J.B. Jr , Eddington, D.K. 2010. 'Depth of electrode insertion and postoperative performance in humans with cochlear implants : a histopathologic study', *Audiol Neurootol*, 15: 323-31.
- Lexow, G. J., M. Kluge, N. C. Gellrich, T. Lenarz, O. Majdani, and T. S. Rau. 2018. 'On the accuracy of cochlear duct length measurement in computed tomographic images', *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 275: 1077-85.

- Lexow, G. J., D. Schurzig, N. C. Gellrich, T. Lenarz, O. Majdani, and T. S. Rau. 2016. 'Visualization, measurement and modelling of the cochlea using rotating midmodiolar slice planes', *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 11: 1855-69.
- Liu, Y. K., C. L. Qi, J. Tang, M. L. Jiang, L. Du, Z. H. Li, S. H. Tan, and A. Z. Tang. 2017. 'The diagnostic value of measurement of cochlear length and height in temporal bone CT multiplanar reconstruction of inner ear malformation', *Acta Otolaryngol*, 137: 119-26.
- MED-EL. 2017. "MED-EL Hearing Solutions - Product Portfolio." In.
- . 2018a. "E-Mail-Anfrage zur MED-EL Cochlea Implantat Elektrode Flex26." In.
- . 2018b. 'Individualized CI: A New Era in Cochlear Implants', Accessed 13.09.2018. <https://blog.medel.pro/individualized-cochlear-implant-new-era/>.
- . 2018c. 'OTOPLAN: The Future of Otological Surgery', Accessed 13.09.2018. <https://blog.medel.pro/otoplan-future-otological-surgery/>.
- Meng, J., S. Li, F. Zhang, Q. Li, and Z. Qin. 2016. 'Cochlear Size and Shape Variability and Implications in Cochlear Implantation Surgery', *Otol Neurotol*, 37: 1307-13.
- Mistik, P., and C. Jolly. 2016. 'Optimal electrode length to match patient specific cochlear anatomy', *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*, 133 Suppl 1: S68-71.
- Mudry, A., and M. Mills. 2013. 'The early history of the cochlear implant: a retrospective', *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, 139: 446-53.
- Nemzek, W. R., H. A. Brodie, B. W. Chong, C. J. Babcock, S. T. Hecht, S. Salamat, W. G. Ellis, and J. A. Seibert. 1996. 'Imaging findings of the developing temporal bone in fetal specimens', *AJNR Am J Neuroradiol*, 17: 1467-77.
- O'Connell, B. P., A. Cakir, J. B. Hunter, D. O. Francis, J. H. Noble, R. F. Labadie, G. Zuniga, B. M. Dawant, A. Rivas, and G. B. Wanna. 2016. 'Electrode Location and Angular Insertion Depth Are Predictors of Audiologic Outcomes in Cochlear Implantation', *Otol Neurotol*, 37: 1016-23.
- Olusanya, B. O., K. J. Neumann, and J. E. Saunders. 2014. 'The global burden of disabling hearing impairment: a call to action', *Bull World Health Organ*, 92: 367-73.
- OticonMedical. "Cochlear Implant System Product Catalogue." In.
- Pollak, A., Felix, H., Schrott, A. 1987. 'Methodological aspects of quantitative study of spiral ganglion cells', *Acta Otolaryngol*, 436: 37-42.
- Rask-Andersen, H., W. Liu, E. Erixon, A. Kinnefors, K. Pfaller, A. Schrott-Fischer, and R. Glueckert. 2012. 'Human cochlea: anatomical characteristics and their relevance for cochlear implantation', *Anat Rec (Hoboken)*, 295: 1791-811.
- Rivas, A., A. Cakir, J. B. Hunter, R. F. Labadie, M. G. Zuniga, G. B. Wanna, B. M. Dawant, and J. H. Noble. 2017. 'Automatic Cochlear Duct Length Estimation for Selection of Cochlear Implant Electrode Arrays', *Otol Neurotol*, 38: 339-46.
- Sato, H., Sando, I., Takahashi, H. 1991. 'Sexual Dimorphism and Development of the Human Cochlea', *Acta Otolaryngol*, 111: 1037-40.
- Schuknecht, H. F. 1993. *Pathology of the inner ear* (Lea & FEbiger: Philadelphia).
- Schwerhörigenbund, Deutscher. 2012. "Statistische Angaben zur Hörschädigung in Deutschland von 2005 bis 2011." In.
- Skinner, M. W., D. R. Ketten, L. K. Holden, G. W. Harding, P. G. Smith, G. A. Gates, J. G. Neely, G. R. Kletzker, B. Brunsden, and B. Blocker. 2002. 'CT-derived estimation of cochlear morphology and electrode array position in relation to word recognition in Nucleus-22 recipients', *J Assoc Res Otolaryngol*, 3: 332-50.
- Sridhar, D., O. Stakhovskaya, and P. A. Leake. 2006. 'A frequency-position function for the human cochlear spiral ganglion', *Audiol Neurootol*, 11 Suppl 1: 16-20.
- Stakhovskaya, O., D. Sridhar, B. H. Bonham, and P. A. Leake. 2007. 'Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants', *J Assoc Res Otolaryngol*, 8: 220-33.
- Statistisches Bundesamt. 2014. "Mikrozensus - Fragen zur Gesundheit - Körpermaße der Bevölkerung." In, edited by Statistisches Bundesamt. www.destatis.de: Statistisches Bundesamt.

- Takagi, A., and I. Sando. 1989. 'Computer-aided three-dimensional reconstruction: a method of measuring temporal bone structures including the length of the cochlea', *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 98: 515-22.
- Thong, J. F., D. Low, A. Tham, C. Liew, T. Y. Tan, and H. W. Yuen. 2017. 'Cochlear duct length-one size fits all?', *Am J Otolaryngol*, 38: 218-21.
- Ulehlova, L., L. Voldrich, and R. Janisch. 1987. 'Correlative study of sensory cell density and cochlear length in humans', *Hear Res*, 28: 149-51.
- Verbist, B. M., M. W. Skinner, L. T. Cohen, P. A. Leake, C. James, C. Boex, T. A. Holden, C. C. Finley, P. S. Roland, J. T. Roland, Jr., M. Haller, J. F. Patrick, C. N. Jolly, M. A. Faltys, J. J. Briaire, and J. H. Frijns. 2010. 'Consensus panel on a cochlear coordinate system applicable in histologic, physiologic, and radiologic studies of the human cochlea', *Otol Neurotol*, 31: 722-30.
- Walby, A. P. 1985. 'Scala tympani measurement', *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 94: 393-7.
- WHO. 2017. "Deafness and hearing loss." In, edited by World Health Organization. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/>.
- Wright, A., A. Davis, G. Bredberg, L. Ulehlova, and H. Spencer. 1987. 'Hair cell distributions in the normal human cochlea', *Acta Otolaryngol Suppl*, 444: 1-48.
- Würfel, W., H. Lanfermann, T. Lenarz, and O. Majdani. 2014. 'Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting', *Hear Res*, 316: 65-72.
- Yoo, S. K., G. Wang, J. T. Rubinstein, and M. W. Vannier. 2000. 'Three-dimensional geometric modeling of the cochlea using helico-spiral approximation', *IEEE Trans Biomed Eng*, 47: 1392-402.
- Yukawa, K., L. Cohen, P. Blamey, B. Pyman, V. Tungvachirakul, and S. O'Leary. 2004. 'Effects of insertion depth of cochlear implant electrodes upon speech perception', *Audiol Neurootol*, 9: 163-72.

7. Anhang

7.1 Genehmigung der Ethikkommission

 <p>CARL VON OSSIETZKY universität</p> <p>OLDENBURG FAKULTÄT VI MEDIZIN UND GESUNDHEITSWISSENSCHAFTEN</p>	<p>CARL VON OSSIETZKY UNIVERSITÄT OLDENBURG · 26111 OLDENBURG</p>	<p>Evangelisches Krankenhaus Oldenburg HNO Herrn Thomas Sengebusch Steinweg 13-17 26122 Oldenburg</p>	<p>Medizinische Ethikkommission -Geschäftsstelle-</p> <p>TELEFONDURCHWAHL +49 (0)441 798 31 09 FAX +49 (0)441 798 4745 E-MAIL med.ethikkommission@uni-oldenburg.de</p>
<p>Antrag: 020/2016 Antragsteller: Thomas Sengebusch</p>	<p>VORSITZENDER Prof. Dr. Frank Griesinger</p> <p>JURISTIN Ass. jur. Carola Alvarez Castillo</p>		
<p>Titel: „Korrelation des A-Wertes und der Cochlea-Länge anhand von radiologischen 3D-Messungen“</p>	<p>OLDENBURG, 11.02.2016</p>		
<p>Antrag vom: 25.01.2016</p>	 <p>ems european medical school oldenburg-groningen</p>		
<p>Sehr geehrter Herr Sengebusch,</p>	<p>POSTANSCHRIFT D-26111 Oldenburg</p> <p>PAKETANSCHRIFT Ammerländer Heerstraße 114 - 118 D-26129 Oldenburg</p>		
<p>Ihr Antrag hat der medizinischen Ethikkommission zur berufsrechtlichen Beratung vorgelegen.</p> <p>Die Ethikkommission befürwortet die Durchführung der Studie mit folgendem Hinweis:</p> <p>Die Ethikkommission empfiehlt die Wahl des Vorhersagemodells noch einmal zu überprüfen; hierbei dürfte es sich empfehlen, die Beratung im SBZ in Anspruch zu nehmen.</p>	<p>BESUCHERSCHRIFT Carl-von-Ossietzky-Str. 9-11 -W116A D-26129 Oldenburg</p> <p>INTERNET www.uni-oldenburg.de</p>		
<p>Unabhängig vom Beratungsergebnis macht die medizinische Ethikkommission darauf aufmerksam, dass die ethische und rechtliche Verantwortung für die Durchführung einer Studie beim Studienleiter und bei allen teilnehmenden Ärzten liegt.</p>	<p>BANKVERBINDUNG Landessparkasse zu Oldenburg IBAN DE46 2805 0100 0001 9881 12 BIC BRLADE21LZO</p>		

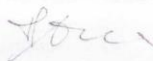
An der Beratung und Beschlussfassung haben keine Kommissionsmitglieder teilgenommen, die selbst an dem Forschungsvorhaben mitwirken oder deren Interessen davon berührt werden.

Wir bitten um Mitteilung der teilnehmende Ärzte im Zuständigkeitsbereich der Universität Oldenburg, sobald diese bekannt sind bzw. sofern im Verlauf weitere Ärzte hinzukommen.

Wir möchten darauf hinweisen, dass die Stellungnahme der medizinischen Ethikkommission und die studienrelevante Korrespondenz an alle teilnehmenden Ärzte weiterzuleiten ist.

Bitte teilen Sie uns das Ende der Studie mit und senden Sie uns eine Synopsis des Abschlussberichts.

Mit freundlichen Grüßen



gez.
Dr. Hans Oehlers
stellvertretender Vorsitzender der medizinischen Ethikkommission

Eingereichte Unterlagen:
Formular für Erstantrag vom 25.01.2016
Checkliste
Antrag vom 22.01.2016
Teilnehmerinformation vom 22.01.2016
Einwilligungserklärung vom 22.01.2016

7.2 Tabelle mit allen erfassten Daten

Code	Geschlecht	Alter (gewicht x Größe x BMI)	A-Wert	reA-Wert	linA-Wert	Impf	Sens	CI-Modell	ref CI-Modell	lin Datum	re Datum	Ort	ref Ort	lin Ort	3D-value	rig 3D-value	lin 3D-value	re 3D-value	lin 3D-value	reA-Wert	linA-Wert	Wänge	lin Wänge	2. Win	Restwin	Restwin r	Cochleawind	Anzahl	Wind
1 M	76	93	189	2604	8,7	8,5	8,6 links	-	Cochlear Nuc-	Jun 15	EV OLD	34,3	34	35,2	35,2	34,15	35,2	9,1	9,1	9,1	20,9	11,4	2,9	3,7	864,3	2,4			
2 M	64	120	178	3707	8,7	7,7	7,8 links	-	MedEL Synchron	Jan 16	EV OLD	31,2	31,9	31,8	32,7	31,67	32,1	8,2	8,4	8,3	15,9	10,3	1,6	7,0	202,0	2,9			
3 M	38	130	18	4012	9,6	10	9,8 rechts	-	Cochlear Nucleus C152	Jan 16	EV OLD	36,5	37,7	37,2	38,5	37,1	37,85	9,65	9,975	23,2	17,2	3,2	8,262	817,38	2,7				
4 W	58	159	269	8,9	8,9	8,9	bedside	-	Cochlear CIS; Cochlear CI 2	Mrz 16	OKT 14 EV OLD EV OLD	34,7	35,2	35,7	35,9	34,95	35,8	9,2	9,3	9,35	20,8	10,7	4,2	9,4	909,4	2,53			
5 W	64	99	165	2167	8,9	8,9	8,9	bedside	-	MedEL Conco MedEL Synchron	Feb 14	Jan 15 EV OLD EV OLD	34,3	34,2	34,8	35,5	34,25	35,15	9,1	9,1	9,05	20,7	10,9	3,2	4,785	852,15	2,37		
6 W	69	112	177	2625	9,6	9,6	9,6 links	-	Cochlear Nuc-	Feb 16	EV OLD	35,7	35	36,5	36,2	35,45	36,1	9,5	9,6	9,55	22	13,3	2,5	44,46	880,24	2,98			
7 W	50	85	17	2441	9,5	9,6	9,55	bedside	-	Cochlear CIS; Cochlear CI 2	Apr 15	Aug 13 EV OLD EV OLD	36,6	36,4	37,3	36,9	36,5	37,1	9,6	9,55	9,55	21,8	11,9	3,6	26,05	873,95	2,43		
8 M	73	63	163	2344	8,8	8,8	8,8 links	-	MedEL Conco	Mrz 16	EV OLD	35	35,7	35,8	36,3	35,35	36,05	9,3	9,5	9,4	21,8	11,3	2,7	41,82	858,18	2,38			
9 M	35	97	178	3061	8,8	8,8	8,8 rechts	-	Cochlear Nuc-	Apr 16	EV OLD	33,5	33,8	34,2	34,5	33,65	34,35	8,9	8,9	8,9	21,8	11,1	1,3	12,17	777,3	2,16			
10 W	58	72	173	2406	9,1	9,1	9,05 links	-	Cochlear Nuc-	Feb 15	EV OLD	34,5	33,9	35,2	34,3	34,2	34,75	9,1	8,9	9	21	11,2	3	39,83	860,17	2,39			
11 W	72	158	244	9,3	9,3	9,15	bedside	-	MedEL Synchron	Mrz 15	Apr 15 EV OLD EV OLD	34,5	33,9	35,1	34,3	34,2	34,7	9,3	9	9,15	20,1	10,6	4,4	-3,48	934,8	2,6			
12 M	69	97	183	2896	9,1	9,1	9,1 rechts	-	Cochlear Nuc-	Jun 14	EV OLD	-	32,7	33,6	33,4	34,4	33,15	33,9	8,7	8,8	8,75	19,6	10,1	3,7	-23,5	923,5	2,57		
13 M	77	85	167	2626	9,4	9,4	9,55 rechts	-	MedEL Synchron	Nov 14	EV OLD	-	35,7	35	36,5	35,6	35,35	36,1	9,3	9,5	9,4	22,2	11	3,4	15,76	880,24	2,45		
14 M	61	87	179	2715	8,8	8,8	8,8 rechts	-	Cochlear Nuc-	Dez 15	EV OLD	-	32,2	31,8	32,8	32,3	31	32,55	8,7	8,7	8,7	19,5	9,6	3,7	5,42	894,58	2,48		
15 W	57	115	17	3979	8,1	8,3	8,3	bedside	-	Cochlear CIS; Cochlear CI 2	Mrz 16	Jan 16 EV OLD EV OLD	34,5	34,9	35,4	35,6	34,7	35,5	9,1	9,1	9,1	20,7	11,1	3,6	12,51	887,49	2,47		
16 W	68	97	173	3241	8,1	8,4	8,35 rechts	-	Cochlear Nuc-	Mrz 16	EV OLD	-	35,5	37	36,5	37,6	36,25	37,05	9	9,1	9,05	21,2	11,4	3,9	16,45	885,55	2,45		
17 M	78	81	178	2556	8,6	8,6	8,6 links	-	Niles 90K Ad	Feb 16	EV OLD	-	34,4	34,8	36,3	35,7	35,1	36	8,9	8,9	8,95	20,9	10,6	4,8	-31,4	931,4	2,59		
18 W	84	52	148	2374	8,8	8,7	8,75 rechts	-	MedEL Synchron	Apr 16	EV OLD	-	35,4	34,8	36,1	35,4	35,1	35,75	9,1	9	9,05	20,4	11,2	4,5	-15	915	2,54		
19 W	64	62	148	2197	8,9	8,9	8,9 rechts	-	Cochlear Nuc-	Apr 16	EV OLD	-	35,1	36,1	36	36,8	35,6	36,4	9	9,1	9,05	21,1	11,5	3,4	14,62	885,38	2,46		
20 M	65	141	162	2625	9,3	9,3	9,3 links	-	MedEL Synchron	Apr 16	EV OLD	-	41,9	40,5	42,7	41,1	41,7	41,8	10	9,9	9,95	24	13,5	5,2	-1,94	927,54	2,52		
21 M	70	120	179	3745	9,5	9,4	9,45 links	-	Cochlear Nuc-	Apr 16	EV OLD	-	38,3	37,9	39,2	38,6	38,1	38,9	9,6	9,55	9,55	23,4	12,1	3,7	35,45	864,55	2,4		
22 W	78	62	135	2711	8,2	9,2	8,7 rechts	-	MedEL Conco	Sep 15	EV OLD	-	35,5	34,3	36,3	35,1	34,9	35,7	8,5	8,3	8,4	20,7	11,4	4,2	-5,26	905,26	2,51		
23 M	52	100	182	3039	9,2	9,2	9,2 links	-	MedEL Conco	Dez 15	EV OLD	-	36,1	37	36,8	37,6	36,05	37,2	9,1	9,2	9,15	22,2	11,3	3,3	34,44	865,56	2,4		
24 W	63	100	155	4142	8,2	8,2	8,2 links	-	Cochlear Nuc-	Aug 14	EV OLD	-	36,2	36,3	37	37,2	36,25	37,1	9	9,2	9,1	21,8	11,1	4,1	-11,08	911,08	2,53		
26 W	47	100	168	2126	8,3	8,1	8,1 rechts	-	MedEL Synchron	Feb 16	EV OLD	-	33,7	32,4	34,3	33,4	33,05	33,85	8,5	8,2	8,35	20,8	10,4	3,1	30,46	869,54	2,42		
27 W	77	61	17	2111	9,7	9,6	9,65 links	-	Cochlear Nuc-	Jul 15	EV OLD	-	36,5	34,3	37	35,3	35,4	36,15	9,1	9,3	9,2	22,6	11,9	2,5	75,23	824,77	2,29		
29 W	70	124	100	2207	9,1	9,1	9,1 links	-	Cochlear Nuc-	Mrz 16	EV OLD	-	36,8	37,8	37,8	38,9	37,85	38,65	9,1	9,2	9,15	21,8	11,3	4,5	16,8	912,16	2,5		
29 W	71	177	226	8,7	8,4	8,55 links	-	MedEL Synchron	Jan 16	EV OLD	-	33,1	32	33,9	32,7	32,55	33,3	8,6	8,7	8,65	19,8	9,9	4,2	-15	915	2,54			
30 W	72	109	17	3772	8,5	8,4	8,45 links	-	MedEL Synchron	Jan 16	EV OLD	-	33,4	32,3	34,1	32,9	32,85	33,5	8,5	8,5	8,5	20,7	10,1	3,3	30,39	869,61	2,42		
31 W	60	85	163	2625	9,1	9,1	9,1 links	-	MedEL Synchron Flex 18	Dez 15	EV OLD	-	38	37,7	38,7	38,9	38,1	38,9	9,2	9,2	9,2	22,1	12,7	3,7	32,1	867,24	2,48		
33 W	55	85	17	2941	9	8,8	8,9 links	-	Cochlear Nuc-	Jun 15	EV OLD	-	35,5	35,3	35,7	35,5	35,15	35,75	8,9	8,9	8,9	21,5	10,8	3,4	19,59	880,41	2,45		
34 W	29	78	178	2407	9,3	9,3	9,3 links	-	Cochlear CIS; Cochlear CI 2	Apr 15	Feb 16 EV OLD EV OLD	36,8	37	37,5	37,6	36,9	37,55	9,8	9,1	8,95	21,4	11,3	4,8	-45,98	945,98	2,63			
35 M	58	102	176	3293	9,4	9,4	9,45 links	-	Cochlear Nuc-	Jan 16	EV OLD	-	39,1	40,3	40	41,1	39,7	40,55	9,5	9,1	8,95	23,5	12,2	4,3	-2,96	902,96	2,51		
36 M	64	148	2623	9,1	9,1	9,15 links	-	MedEL Synchron	Feb 16	EV OLD	-	36,9	39,1	39,5	40,2	39,3	39,7	9,5	9,4	9,45	20,3	11,6	3,8	5,44	885,99	2,46			
37 M	84,5	174	2791	8,4	8,4	8,4 links	-	MedEL Synchron	Nov 14	EV OLD	-	38,5	38	39,3	38,7	38,25	39	9,3	9,4	9,35	23,7	11,2	4,4	-8,78	908,78	2,52			
38 M	46	85	17	2941	8,4	8,6	8,5 links	-	Cochlear Nuc-	Aug 14	EV OLD	-	38,8	39,1	39,4	39,9	38,95	39,65	9,2	9,3	9,25	23,3	12,3	3,8	35,85	864,15	2,4		
39 W	65	143	2625	9,3	9,3	9,3 links	-	MedEL Synchron	Jan 16	EV OLD	-	36,5	37,1	37,2	37,9	37,1	37,65	9,3	9,2	9,25	21,8	11,1	4,1	14,6	885,99	2,46			
40 W	52	75	174	2535	9,3	9,3	9,3 links	-	Cochlear Nuc-	Jan 16	EV OLD	-	37,2	36,3	37,9	37,4	36,75	37,65	9,1	9	9,05	21,6	11,9	4,4	4,64	895,36	2,49		
41 W	65	162	2789	9,2	9,2	9,2 links	-	Cochlear Nuc-	Jun 15	EV OLD	-	37,2	37,2	37,9	37,9	37,1	37,85	9,1	9,2	9,15	22	11,7	4,1	5,68	894,32	2,48			
42 W	47	104	189	2911	9,1	9,1	9,05 links	-	Cochlear Nuc-	Jun 16	EV OLD	-	37,4	37,7	38	38,5	37,55	38,25	9,5	9,6	9,55	22,8	11,5	3,7	34,29	865,74	2,4		
43 W	73	173	3207	8,7	8,3	8,3	bedside	-	Cochlear Nuc-	Jan 16	EV OLD	-	36,6	34,3	36,4	34,5	34,65	36,35	8,5	8,4	8,45	20,3	11,4	4,1	14,01	885,98	2,5		
44 W	72	61	158	2444	8,7	8,4	8,55 links	-	Unbekannt	Jan 16	Jan 15 UKE EV OLD	35,7	34,7	35,8	35,2	34,85	35,5	8,8	8,8	8,8	20,9	10,7	4,2	15,07	884,93	2,46			
46 M	38	118	178	3724	8,8	8,8	8,8 links	-	MedEL Synchron	Sep 15	EV OLD	-	40,7	38,1	41,4	38,5	39,4	39,95	9,8	9,5	9,65	23,2	12,9	5,3	-25,05	925,05	2,47		
47 M	70	172	162	2625	9,1	9,1	9,1 links	-	MedEL Synchron	Jan 16	EV OLD	-	37,2																

7.3 Abdruckgenehmigung der Firma MED-EL



Für:
Thomas Sengebusch
Universitätsklinik für HNO
Evangelisches Krankenhaus Oldenburg

Abdruckgenehmigung

Erteilt von:
Firma: MED-EL GmbH
Ansprechpartner: Oliver Walenta
Straße: Moosstr. 7
PLZ / Ort: 82319 Starnberg
Telefon / Fax:
E-Mail: oliver.walenta@medel.de

Ich/Wir sind als Inhaber der entsprechenden Rechte mit der Veröffentlichung der Abbildung(en):

<https://www.medel.com/img/db962ebfc15dffe5869f6b3e4112c48.jpg>
<https://www.medel.com/img/49ofc169ee579a341edoag989a87bebc9.png>

einverstanden.

Diese Einwilligung gilt ohne zeitliche oder räumliche Einschränkung für die Verwendung in gedruckter Form und in elektronischen Medienformen (CD-ROM, DVD, Internet, Datenbanken, etc.) sowie in allen digitalen Versionen (als E-Book, App, etc.) einschließlich der Verwendung als Titelbild/Cover. Eine eventuelle Bearbeitung des Motivs ist möglich, soweit dies redaktionell erforderlich ist. Das Nutzungsrecht gilt nicht exklusiv und ist nicht übertragbar.

Im Bildnachweis soll die Quelle wie folgt angegeben werden: MED-EL

Ort, Datum

Unterschrift

Starnberg, 2.10.18

i.V. Thujana

MED-EL Elektromedizinische
Geräte
Deutschland GmbH
Geschäftsführer:
Gregor Dittrich, Dipl. Phys.

HRB München 99230
U.St.-IdNr.: DE 128236252
Finanzamt Fürstenfeldbruck
Steuer-Nr.: 117/132/20401

Tel.: 0800 / 07703-0
Fax: 08151 / 7703-23
e-mail: office@medel.de
web: www.medel.de

Sparkasse München/
Starnberg
Konto-Nr.: 518 71 41
BLZ: 702 501 50

Deutsche Bank
Konto-Nr.: 5951 512
BLZ: 700 700 24

8. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Hubert Löwenheim und Herrn Prof. Dr. med. Andreas Radeloff danke ich für das Überlassen des Themas und für den Freiraum zur Gestaltung des Projektes.

Herrn Priv.-Doz. Dr. phil. nat. Marcus Müller und Frau Leontien I. Geven, MD, PhD danke ich für die gesamte Unterstützung während der Erhebung der Befunde, des Verfassens und der Korrektur der Arbeit und für die Geduld mit mir.

Herrn Dr. med. Holger Bösenberg danke ich für die Unterstützung im Umgang mit den DICOM-Daten und der Osirix-Software.

Herrn Dr. med. Jaje Beckmann danke ich für die Unterstützung beim Organisieren der notwendigen Materialien.

Besonderer Dank gilt Frau Dipl.-Ing. Silke Gürtler und Frau Katrin Bomke für die Unterstützung bei der Akquise der Probanden.

Herzlicher Dank gilt meinen Eltern Dipl.-Stom. Frank Sengebusch und Kornelia Sengebusch, meinem Bruder Dr. med. Dr. med. dent. André Sengebusch, meiner Frau Mareike Sengebusch und unserem Sohn Felix Sengebusch für die Motivation und den positiven Zuspruch bis zur Fertigstellung der Arbeit.

9. Publikationen

- 2017 Vortrag
Audiologische-neurootologische-otologische Herbsttagung 2017.
(21.09. – 22.09.2017, Tübingen)
Der A-Wert als verlässlicher Prädiktor für die Cochlea-Länge:
Korrelation mit der 3D-Rekonstruktion.
T. Sengebusch, L. I. Geven, A. Radeloff, M. Müller, H. Löwenheim
- 2018 Vortrag
89. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-
Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e. V.
(09.05. – 12.05.2018, Lübeck)
Der A-Wert als verlässlicher Prädiktor für die Cochlea-Länge:
Korrelation mit der 3D-Rekonstruktion.
T. Sengebusch, L. I. Geven, A. Radeloff, M. Müller, H. Löwenheim