

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,
plastische und ästhetische Operationen
der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. Dr. h.c. Rudolf Hagen

Evaluation der intracochleären Lage von CI-Elektroden
mit MRT-/CT-Bildfusion

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von
Claudia Stefanie Prinzing
aus Chieming

Würzburg, Februar 2012

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Robert Mlynski

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. med. László Solymosi

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 15.01.2013

Die Promovendin ist Ärztin.

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
1.1	Anatomie und Physiologie	2
1.2	Schwerhörigkeit und Taubheit	6
1.2.1	Schallleitungsschwerhörigkeit	6
1.2.2	Schallempfindungsschwerhörigkeit	6
1.2.3	Erworbene Taubheit	6
1.2.4	Hereditäre Taubheit	7
1.2.5	Veränderung der Inzidenzen	7
1.2.6	Erkennung der Ursache der Taubheit	7
1.3	Konsequenzen einer Ertaubung während der Entwicklung von Hören und Sprache	8
1.3.1	Prälinguale Ertaubung	8
1.3.2	Perilinguale Ertaubung	8
1.3.3	Postlinguale Ertaubung	8
1.4	Cochlea-Implantat	9
1.4.1	Aufbau und Funktionsweise	9
1.4.2	Versorgung mit einem Cochlea-Implantat	11
1.4.2.1	Voraussetzungen	11
1.4.2.2	Indikationsstellung	11
1.4.2.3	Einfluss eines Cochlea-Implantats auf den Erwerb von Hörvermögen und Sprache bei Ertaubung	12
1.5	Schnittbildgebende Verfahren	13
1.5.1	Computertomographie	13
1.5.2	Magnetresonanztomographie	14
1.6	Intracochleäre Elektrodenlage und elektro-akustische Stimulation	16
2	Material und Methoden	19
2.1	Patientenkollektiv	19
2.2	Geräte	19
2.2.1	Cochlea-Implantat	19
2.2.2	Computertomograph	19
2.2.3	Magnetresonanztomograph	19

2.3	Bildfusion von MRT und CT	19
2.3.1	Software	19
2.3.2	Fusion der Datensätze	21
2.3.2.1	Automatische Registrierung	21
2.3.2.2	Manuelle Registrierung	22
2.4	Auswertung der fusionierten Datensätze	24
2.4.1	Bewertung der Qualität der Fusion	24
2.4.2	Bewertung der intracochleären Lage der Elektrode	24
2.4.3	Auswertung der verwendeten Werte	25
2.4.3.1	Scala und Sicherheit	25
2.4.3.2	Gesamtsicherheit	26
3	Ergebnisse	27
3.1	Patienten	27
3.2	Bildfusion	27
3.2.1	Qualität der Bildfusion	28
3.2.2	Intracochleäre Position der Elektrode	29
3.2.3	Lage der Elektrode in den einzelnen Abschnitten der Cochlea	29
3.2.4	Lage der Elektrode in ihrem Verlauf innerhalb der Cochlea	33
4	Diskussion	34
5	Zusammenfassung	42
6	Literaturverzeichnis	43
7	Anhang	49
	Danksagung	

1 Einleitung

Für die Funktion eines Cochlea-Implantats (CI) scheint die intracochleäre Lage der Elektrode bislang keine große Rolle zu spielen. Jedoch gewinnt die sogenannte „hörerhaltende Implantation“ [1] zunehmend an Bedeutung. Ziel dieser Technik ist es, durch Insertion der Elektrode in die Scala tympani eventuell vorhandene Hörreste zu erhalten, indem noch intakte Haarzellen innerhalb der Scala media geschont werden. Qualitätsmerkmal dieser Operationstechnik ist also die Insertion der Elektrode in die vergleichsweise größere Scala tympani bei möglichst geringer Verletzung intracochleärer Strukturen. [1, 2]

Jedoch konnte postoperative Bildgebung bereits aufzeigen, dass selbst bei erfolgter Insertion in die Scala tympani in einigen Fällen die Elektrode innerhalb der Cochlea in die Scala vestibuli wechselte, bzw. direkt in die Scala vestibuli inseriert wurde, was die Zerstörung des Corti-Organs nach sich zieht. [2, 3]

Dank der immer besseren Auflösung moderner Bildgebung ist eine zunehmend genauere Darstellung der cochleären Strukturen möglich. Da MRT und CT des Felsenbeins komplementäre Informationen über Knochen- und Gewebestrukturen liefern, kann mit einer Fusion von Bildern beider Modalitäten eine noch aussagekräftigere Darstellung geschaffen werden. [1-5]

Ziel dieser Arbeit ist es zu prüfen, ob und wie genau durch die Fusion präoperativer MRT-Bilder und postoperativer CT-Bilder mit dem 3D-Slicer die intracochleäre Lage der Elektrode evaluiert werden kann. Im Gegensatz zu einer interventionellen Studie wurden ausschließlich Bilddaten von Patienten, bei denen ohnehin die Indikation für ein CT nach CI-Implantation gestellt worden war, ausgewertet. Die Patienten wurden also keinen strahlenbelastenden Verfahren nur für Studienzwecke ausgesetzt.

1.1 Anatomie und Physiologie

Anatomie

Das periphere Hörorgan gliedert sich in äußeres Ohr, Mittel- und Innenohr.

Als äußeres Ohr bezeichnet man die Ohrmuschel und den äußeren Gehörgang, der am Trommelfell endet.

Im Mittelohr, das die Paukenhöhle einschließlich Trommelfell umfasst, befinden sich die Gehörknöchelchen, die untereinander gelenkig verbunden sind (Abb. 1). Über den Hammer, der mit seinem Griff am Trommelfell angewachsen ist, sowie über Amboss und Steigbügel, dessen Fußplatte über das Ringband am ovalen Fenster ansetzt, besteht so eine Verbindung vom Außenohr zum Innenohr. Über die Tuba auditiva ist die Paukenhöhle mit dem Rachenraum verbunden, wodurch das Mittelohr eine dauernde Belüftung erfährt.

Das im Felsenbein befindliche Innenohr enthält zwei Sinnesorgane: das Gleichgewichtsorgan und das Hörorgan. Letzteres umfasst die Cochlea, ein schneckenförmig gewundenes System aus drei Kanälen. Hierbei handelt es sich um Scala vestibuli, Scala media und Scala tympani. Die kranial gelegene Scala vestibuli beginnt am ovalen Fenster und geht am Helikotrema, der Spitze der Schnecke, in die kaudal gelegene Scala tympani

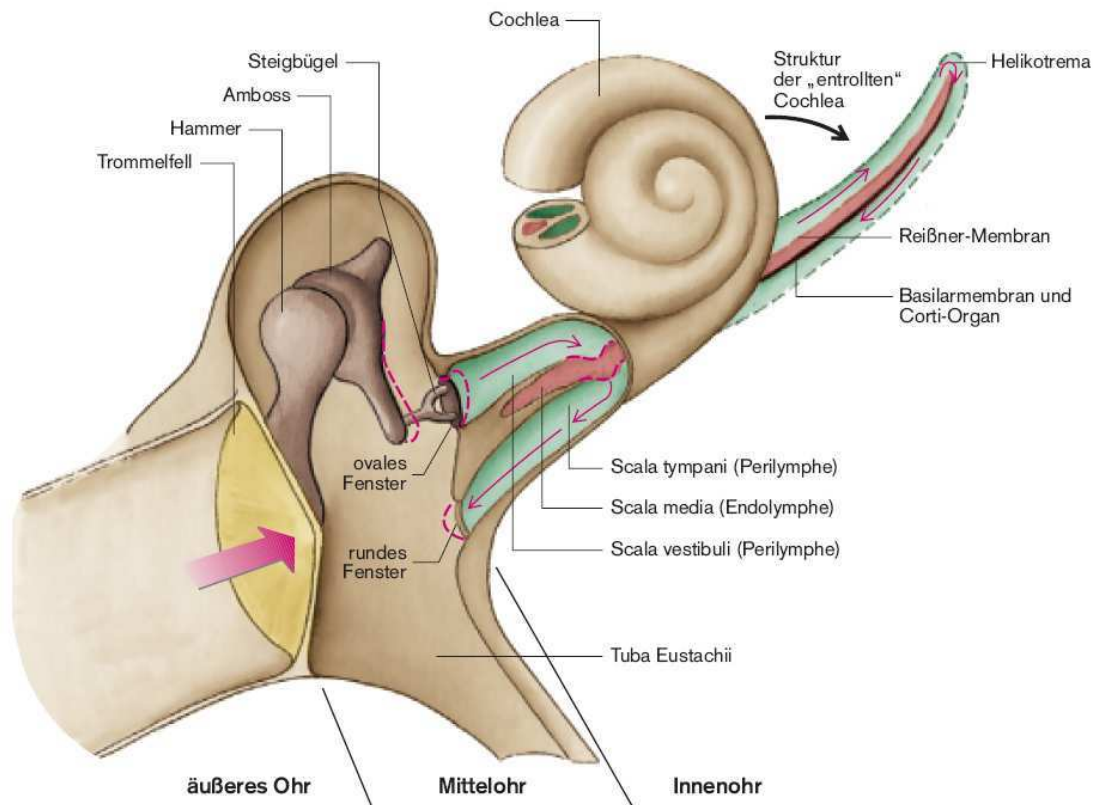


Abb. 1: Schema des Mittel- und Innenohres (nach [6])

über, die durch das runde Fenster begrenzt wird. Zwischen diesen beiden Scalen befindet sich die stumpf am Helikotrema endende Scala media, die das Corti-Organ und die Stria vascularis enthält. Sie wird durch die Reißner-Membran von der Scala vestibuli getrennt und durch die Basilarmembran von der Scala tympani (Abb. 2). Alle drei Scalen enthalten Flüssigkeit: Die Scala media ist mit Endolymphe gefüllt, die von der Stria vascularis sezerniert wird und intrazellulärer Flüssigkeit ähnelt. Die beiden anderen Scalen enthalten Perilymphe, die in ihrer Zusammensetzung extrazellulären Flüssigkeiten ähnelt.

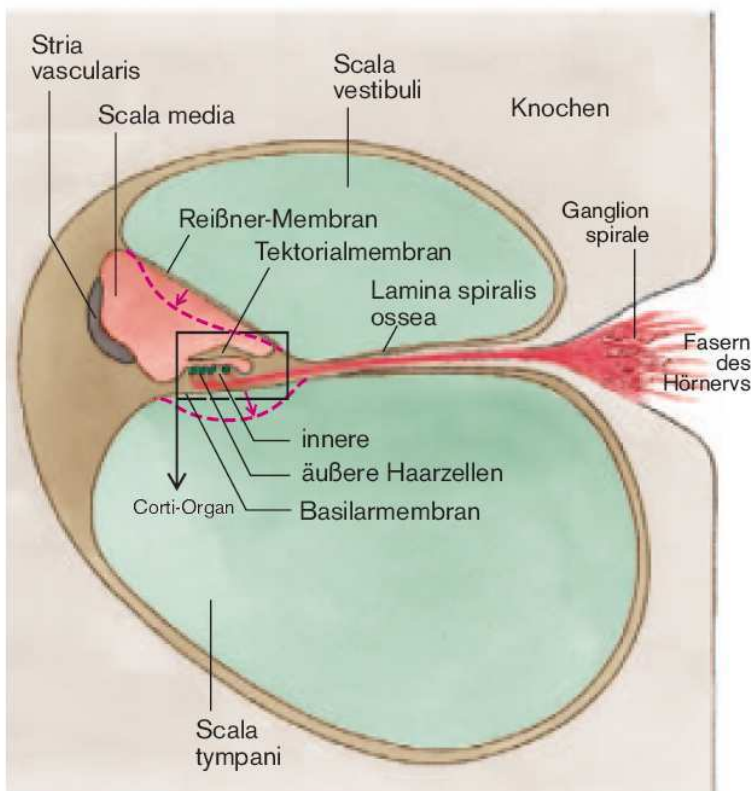


Abb. 2: Querschnitt durch die Cochlea (nach [6])

Das Corti-Organ sitzt der Basilarmembran auf und bildet den für das Hören notwendigen sensorischen Apparat (Abb. 3). Es enthält etwa 16000 Rezeptorzellen: eine Reihe innerer und drei Reihen äußerer Haarzellen. Jede Haarzelle trägt etwa 80 unterschiedlich lange Stereozilien, wobei die kürzeren über feinste Proteinfäden (sog. Spitzenverbindungen oder „tip links“) mit den längeren verbunden sind. Dort, wo die „tip links“ an den langen Stereozilien ansetzen, befinden sich dehnungsempfindliche K^+ -Kanäle. Je nach Auslenkungsrichtung der Zilien wird also die Stärke des Zuges auf die Spitzenfäden verändert, und damit auch die Wirkung auf die Ionenkanäle. Über das Corti-Organ ragt

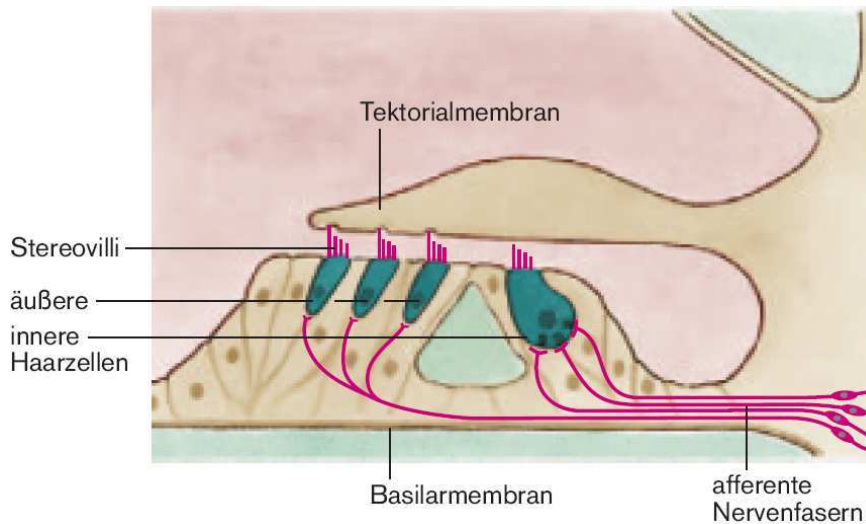


Abb. 3: Das Corti-Organ (nach [6])

die Tektorialmembran, die mit den längsten Stereozilien der äußeren Haarzellen verbunden ist. Bei den Haarzellen handelt es sich um sekundäre Sinneszellen, sie bilden also selbst keine Nervenfortsätze aus, sondern werden über periphere Dendriten des Ganglion spirale innerviert, dessen Axone den Hörnerv bilden. Dabei gehen 90% der Afferenzen von den inneren Haarzellen aus; die äußeren Haarzellen sind vielmehr efferent innerviert und dienen als cochleärer Verstärker: Mit ihrem Zytoskelett aus Prestin, das aktive Bewegungen erlaubt, können sie Schwingungen der Basilarmembran verstärken und somit eine Auslenkung der inneren Haarzellen ermöglichen.

Physiologie

Die Schallwellen, die das Hörorgan über das Außenohr erreichen, werden von Ohrmuschel und äußerem Gehörgang auf das Trommelfell gebündelt. Dieses wird von den Schalldruckschwankungen in Schwingungen versetzt. Die Ein- und Auswärtsbewegungen des Steigbügels führen über die Membran des ovalen Fensters zu wellenförmigen Volumenverschiebungen der Perilymphe, wodurch schließlich auch die Membran des runden Fensters ausgelenkt wird (Abb. 1). [7]

In der Cochlea findet die Umsetzung von mechanischer Schallenergie in Nervenimpulse statt (mechanoelektrische Transduktion). Durch die Bewegungen der Fußplatte des Steigbügels werden die Schallwellen auf die Flüssigkeiten und Membranen der Cochlea übertragen, wodurch eine sog. Wanderwelle entsteht. Diese nimmt in ihrem Verlauf vom ovalen Fenster zum Helikotrema an Geschwindigkeit und Länge kontinuierlich ab,

während ihre Amplitude bis zu einem Maximum anwächst. An dieser Stelle ist die Verschiebung zwischen Tektorial- und Basilarmembran am größten; bei einer Bewegung der Basilarmembran nach oben [6] werden die Stereozilien der äußeren Haarzellen abgeschert, die K^+ -Kanäle (s.o.) öffnen sich, die äußere Haarzelle depolarisiert und verkürzt sich. Bei der folgenden Bewegung zur Gegenseite schließen sich die Kanäle, die Zelle hyperpolarisiert und verlängert sich. Die so entstehenden oszillierenden Längenänderungen der äußeren Haarzellen (cochleärer Verstärker) versetzen die Endolymphe in Schwingungen, wodurch nun die Stereozilien der inneren Haarzellen ebenfalls abscheren; auch die innere Haarzelle depolarisiert, was letztlich zur Auslösung eines Aktionspotenziales an der dort befindlichen afferenten Nervenfasern des Ganglion spirale führt.

Dort, wo die Wanderwelle ihre maximale Amplitude erreicht, stimmen Anregungsfrequenz (durch die Schallwelle) und Eigenfrequenz der Basilarmembran überein, d.h. jede Frequenz bzw. Wellenlänge wird einem bestimmten Ort der Basilarmembran zugeordnet: kurze Wellen hoher Töne nahe dem ovalen Fenster, lange Wellen tiefer Töne näher am Helikotrema. Entsprechend werden auch nur die an dieser Stelle gelegenen Fasern des N. cochlearis erregt. Zusätzlich wird jede Nervenfasern nur durch eine bestimmte Schallfrequenz maximal erregt. Diese Frequenzanalyse erfolgt passiv; man spricht von Tonotopie. [6-11]

Im Hörzentrum wird analysiert, welche Fasern maximal erregt wurden, wodurch auf die Frequenz und damit auf die Tonhöhe geschlossen werden kann (Ortsanalyse). Zugleich wird das zeitliche Muster der Aktionspotenziale ausgewertet, die – synchron der Wanderwelle – nur ausgelöst werden, wenn die Basilarmembran nach oben schwingt. Aus diesen „phasengekoppelten Entladungen“ [6, S. 667] kann das Gehirn ebenfalls Schallfrequenz und Tonhöhe ableiten (Periodizitätsanalyse). [6]

Diese beiden Prinzipien macht man sich bei der Verwendung von CIs zunutze. Da entlang der Basilarmembran mehrere Elektrodenkontakte positioniert sind, kann eine gewisse tonotope Erregung des Hörnervs erfolgen. Außerdem erfolgt die Reizübertragung entsprechend der Periodizität in Mustern, die den Folgen von Aktionspotenzialen nachempfunden sind, wie sie im gesunden Ohr durch bestimmte Schallreize ausgelöst werden. [6, 10, 12]

1.2 Schwerhörigkeit und Taubheit

Schwerhörigkeit und Taubheit stellen das häufigste sensorische Defizit dar; sie lassen sich nach verschiedenen Aspekten einteilen. So unterscheidet man zwischen [9]

- hereditär und nicht-hereditär
- isoliertem Auftreten und dem im Rahmen eines Syndromes
- dem Zeitpunkt des Auftretens nach zwischen prä-, peri- und postlingual
- und der Qualität nach zwischen konduktiv, sensorineural und gemischt.

1.2.1 Schalleitungsschwerhörigkeit

Hier findet die Weiterleitung des Schalls vom Außen- über das Mittelohr nicht oder nur eingeschränkt statt. Die Knochenleitung bleibt hiervon unbeeinflusst, da das intakte Innenohr direkt über den Schädelknochen angeregt wird. Je nach Ursache können deren chirurgische Beseitigung oder konventionelle Hörgeräte weiterhelfen. [9]

1.2.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit

Kann das durch eine Schallwelle verursachte Signal zwar bis zur Hörschnecke vordringen, den Hörnerv aber nicht mehr adäquat stimulieren, spricht man von einer Schallempfindungsschwerhörigkeit, deren Ursache im Innenohr liegt. Dieser sog. sensorineurale Hörverlust lässt sich anhand des Recruitments (Lautheitsausgleich) noch weiter differenzieren. Hierbei handelt es sich um einen abnormal schnellen Anstieg der Lautheitsempfindung, sodass laute Geräusche schneller als quälend laut empfunden werden. Ist kein Recruitment vorhanden, liegt die Schädigung retrocochleär, also in den angeschlossenen Nervenbahnen und -kernen, wie bei einem Akustikusneurinom. Man spricht dann von neuraler Schwerhörigkeit. Ist das Recruitment dagegen positiv, handelt es sich um eine sensorische Schwerhörigkeit und die Hörstörung findet sich in der Cochlea. Beispielsweise können die sensorischen Haarzellen durch Lärm oder Medikamente irreversibel geschädigt sein, oder in seltenen Fällen ist die Endolymphe infolge einer Überdosierung von Schleifendiuretika in ihrer ionalen Zusammensetzung gestört. [6, 9, 13, 14]

1.2.3 Erworbene Taubheit

Taubheit kann prä-, peri- oder postnatal erworben sein, beispielsweise als Folge einer Infektion. Konsum von Alkohol oder Nikotin während der Schwangerschaft kann beim

Fetus zu Taubheit führen, ebenso pränataler Jodmangel. Auch die Einnahme ototoxischer Medikamente oder Substanzen kann das Gehör schädigen – während einer Schwangerschaft auch das des Fetus. Perinatal kann eine Schädigung durch Hypoxie oder Geburtstraumata erfolgen. Vaskuläre Schäden, akustische oder mechanische Traumata können postnatal zu einem irreversiblen Hörverlust führen. Der idiopathische Hörsturz stellt eine Form der postnatalen cochleären Schwerhörigkeit dar, die oftmals nicht reversibel ist. Säuglinge und Frühgeborene, die in ihrer Entwicklung gefährdet sind, werden heute besser versorgt als früher; sie überleben dabei jedoch oft mit einem erhöhten Risiko, einen Hörverlust zu erleiden. [14-16]

1.2.4 Hereditäre Taubheit

Mehr als die Hälfte aller Hörverluste ist erblich bedingt, wobei 30% im Rahmen eines Syndromes (z.B. Waardenburg- oder Alport-Syndrom) und 70% isoliert auftreten. Das bekannteste und häufigste Beispiel hierfür ist die autosomal-rezessiv vererbte Connexin-26-Mutation, die bei bis fast der Hälfte aller kongenital Ertaubten nachgewiesen werden kann. [16-18]

1.2.5 Veränderung der Inzidenzen

Mit der Entwicklung neuer Impfstoffe und Antibiotika hat sich die Zahl der Meningitisbedingten Ertaubungen deutlich verringert. Andererseits hat sich mit Besserung der sozialen, bildungserzieherischen und wirtschaftlichen Bedingungen für Gehörlose auch die Häufigkeit von Eheschließungen Gehörloser untereinander erhöht, und damit auch die Zahl der Nachkommen mit erblich bedingter Taubheit [18]. Während die Zahl der nicht-hereditären Hörverluste zurückgegangen ist, hat zugleich die der erblichen zugenommen [17].

1.2.6 Erkennung der Ursache der Taubheit

Aus mehreren Gründen ist es wichtig, bei Feststellung eines Hörverlustes dessen Ursache herauszufinden. So lassen sich im Rahmen verschiedener Syndrome weitere, eventuell behandlungsbedürftige Defizite ausschließen oder erkennen und behandeln. Andererseits kann durch das Auftreten verschiedener Symptome die Aufmerksamkeit auf ein Syndrom gelenkt werden und somit auch zur Erkennung von Taubheit führen. Ist die genaue Ätiologie bekannt, kann über eine spezifische Auswahl an Labor-, bildgebender und

konsiliarischer Diagnostik ein besserer bzw. überhaupt erst ein Behandlungsplan erstellt und das Ertragen der Krankheit mitunter erleichtert werden. [15-24]

1.3 Konsequenzen einer Ertaubung während der Entwicklung von Hören und Sprache

Bei adäquater auditorischer Stimulation bilden sich zwischen den Neuronen der einzelnen Kerngebiete des Hörsystems Synapsen aus. Bei akustischer Deprivation oder Störung dieses Reifungsprozesses sind die synaptischen Verbindungen unvollständig, und auch die Ganglienzellen sind in ihrer Morphologie und Anzahl verändert. Mit natürlicher oder künstlicher akustischer Reizung können diese Auswirkungen während der ersten Lebensjahre allerdings reversibel sein. [8-11, 25]

1.3.1 Prälinguale Ertaubung

Ohne akustische Höreindrücke entwickeln sich Hörbahn und -system nur unvollständig, Synapsen werden fehlerhaft oder gar nicht ausgebildet. Die nicht genutzten zentralen Anteile werden teilweise durch andere Sinnessysteme belegt. Der auf das Hören gestützte Spracherwerb, der schon pränatal beginnt, ist somit nicht möglich. Die Sprache, die Gehörlose später erlernen, basiert dann auf Nachahmung von Bewegungen, ohne die Möglichkeit, das Gesprochene mit dem Gehörten selbst zu vergleichen. [10, 26-31]

1.3.2 Perilinguale Ertaubung

Findet die Ertaubung während der Bahnung des Hör-Sprachsystems statt, erfolgt diese nur unvollständig, und die Chancen auf einen nahezu normalen Spracherwerb werden, ebenso wie bei der prälingualen Taubheit, mit zunehmendem Lebensalter immer ungünstiger. Die Synapsen werden je nach Zeitpunkt der Ertaubung nicht korrekt bzw. unvollständig ausgebildet. [10, 26-31]

1.3.3 Postlinguale Ertaubung

Bis zum siebten Lebensjahr hat sich im Normalfall ein funktionstüchtiges zentrales Hörsystem einschließlich der kortikalen Assoziationsfelder ausgebildet, und der Spracherwerb ist erreicht. Findet die Ertaubung anschließend statt, können die zwischen den

beteiligten Neuronen dauerhaft ausgebildeten Synapsen auch noch nach Jahrzehnten reaktiviert werden. [10, 26-31]

1.4 Cochlea-Implantat

Die ersten Experimente, das Hörsystem elektrisch zu stimulieren, führte Alessandro Volta durch. In einem Selbstversuch leitete er 1790 Gleichstrom durch seine Ohren, wobei er, neben einem „Schlag im Kopf“, „unangenehme [auditive] Empfindungen“ [32] wahrnahm. Guillaume Duchenne stimulierte das Ohr 1855 erstmals mit Wechselstrom, wobei er ein Geräusch wie von knisterndem Pergamentpapier vernahm. Des Weiteren berichtete er über lautere Höreindrücke bei höherer angelegter Stromstärke. 1930 beobachteten Wever und Bray, dass man beim Vernehmen von Sprache mit einer in den Hörnerv einer Katze eingebrachten Elektrode Ableitungen erhielt, deren amplifizierte Wellenform in Frequenz und Amplitude mit der des Gesprochenen übereinstimmte; sie beschrieben elektrische Potenziale der Cochlea [33], auch bekannt als Mikrofonpotentiale. Ernsthaftige Überlegungen und Versuche dahingehend, sensorineurale Taubheit mittels elektrischer Stimulation des Hörsystems zu behandeln, fanden statt, als André Djourno und Charles Eyriès 1957 erstmals den Hörnerv direkt reizten. [32-34]

1.4.1 Aufbau und Funktionsweise

Als technische Prothese kann das CI die ausgefallene Funktion des Innenohres ersetzen. [34] Es wandelt die akustischen Schallinformationen der Umwelt in elektrische Impulse um und stimuliert so, unter Umgehung der degenerierten Haarzellen im Corti-Organ, den intakten Hörnerv direkt. Über die normale Hörbahn werden diese Signale im Gehirn dann interpretiert.

Der genaue Aufbau eines CIs variiert je nach Hersteller. Hier soll das verwendete CI COMBI 40+ (C40+) der Firma MED-EL [10, 12, 35] beschrieben werden, das sowohl für Kinder als auch für Erwachsene geeignet ist (Abb. 4).

Die 12-kanalige Hörprothese besteht aus mehreren Komponenten. Der externe TEMPO+ HdO-Sprachprozessor beinhaltet ein Mikrofon, einen Prozessor, eine Sendespule und einen Magneten. Das COMBI 40+ Implantat umfasst eine Empfangsspule mit Magnet sowie eine Referenz- oder Gegenelektrode, die unter dem M. temporalis eingelegt wird.

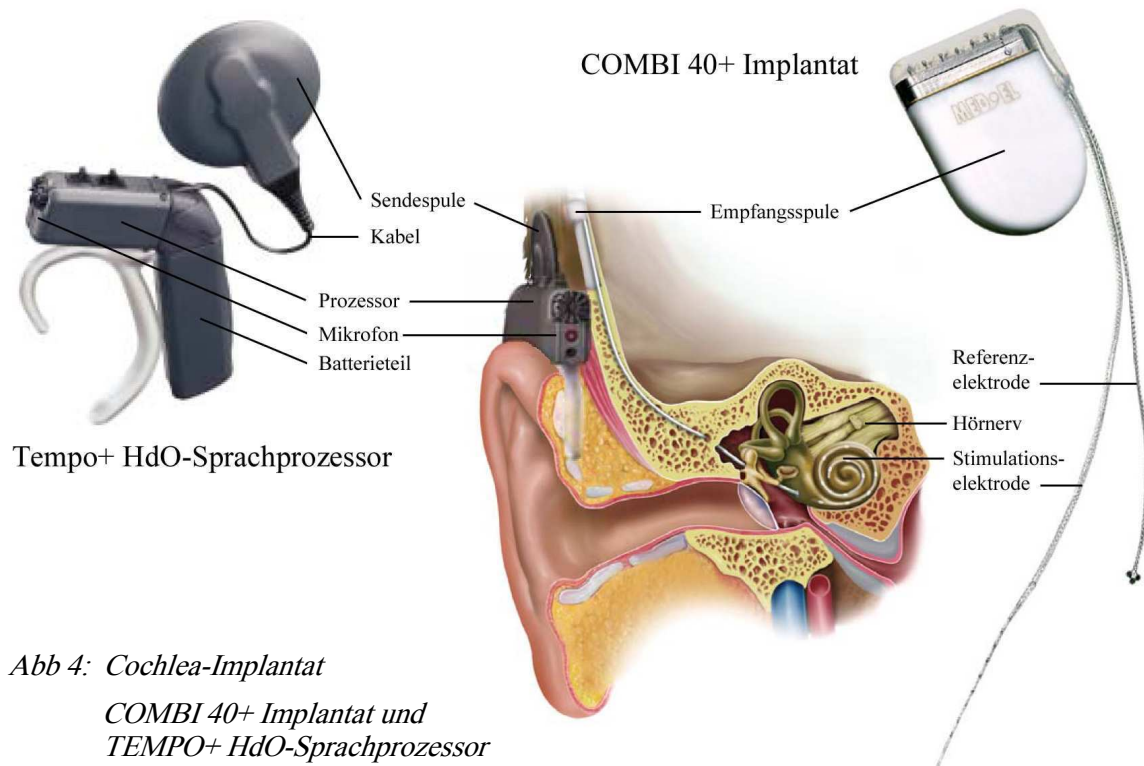


Abb 4: Cochlea-Implantat

*COMBI 40+ Implantat und
TEMPO+ HdO-Sprachprozessor*

*Querschnitt durch das Felsenbein mit implantiertem COMBI 40+
und getragenen TEMPO+ HdO-Sprachprozessor (nach [12, 35])*

Die verwendete Standardstimulationselektrode ist 31,3 mm lang und besteht aus einem Silikonkörper mit eingearbeiteten Platinkontakten. In der Regel wird sie in die basale und mittlere Windung der Scala tympani eingeführt, wo sie an der lateralen Wand anliegen soll. Da sie sehr weich ist und sich zur Spitze hin verjüngt, kann sie bei minimaler Traumatisierung meist vollständig eingesetzt werden.

Das Mikrofon, das außen am Gehörgang sitzt, nimmt Sprache und Geräusche aus der Umgebung auf und sendet sie an den Sprachprozessor. Dieser analysiert und filtert die ankommenden Schallwellen in einem Frequenzbereich von 200 bis 10000 Hz und verschlüsselt die für die Spracherkennung notwendigen Elemente mit der von Wilson entwickelten „Continuous-Interleaved-Sampling“ (CIS) -Sprachkodierungsstrategie [36] in ein elektrisches Pulsmuster (maximal 18180 Pulse pro Sekunde). Individuell an die Empfindlichkeit des jeweiligen Hörnervs angepasst, wird dieses nun über ein Kabel an die Sendespule weitergeleitet, welche hinter dem Ohr („HdO“) liegt. Sie wird per Magnetkraft von dem dort implantierten Stimulator gehalten, der chirurgisch in die Felsenbeinschuppe eingebracht wird und transkutan Energie und Information in Form

von Radiowellen empfängt. Das Implantat entschlüsselt die Signale und bereitet sie derart auf, dass sie als elektrische Reize über die Stimulationselektrode die noch intakten Spiralganglienzellen und Axone des Hörnervs direkt aktivieren. Hierbei kann entlang der Basilarmembran durch die 24 Elektrodenkontakte, die paarweise auf einer Länge von 27,4 mm angeordnet sind, eine gewisse tonotope Erregung des Hörnervs eingehalten und die dargebotene Information im Hörzentrum dann als Sprache, Geräusch oder Klang interpretiert werden. [10, 12, 37-39]

1.4.2 Versorgung mit einem Cochlea-Implantat

Mit der Verbesserung des Prozessors, der Entwicklung neuer Sprachkodierungsstrategien und der Einführung mehrkanaliger Systeme nimmt die Qualität des Hörens immer weiter zu. Aufgrund dieser Tatsache, sowie der immer sichereren OP-Techniken (auch für Kinder) und der Verbesserung des Tragekomforts der zunehmend kleineren, versteckt tragbaren Sprachprozessoren steigt auch die Akzeptanz bei den Patienten. [26, 32, 33, 40]

1.4.2.1 Voraussetzungen

Aus der beschriebenen Funktionsweise ergeben sich verschiedene Voraussetzungen für die Versorgung mit einem CI. So sind ein anatomisch intakter, elektrisch erregbarer Hörnerv und eine chirurgisch zugängliche Cochlea grundlegend, wobei heutzutage mit Spezialelektroden teilweise auch die Implantation in eine verknöcherte Cochlea erfolgen kann. Die Diagnose „Taubheit“ muss gesichert und die Indikation, basierend auf adäquater Diagnostik, exakt gestellt sein. Die Gesamtsituation des Patienten, und damit auch seine medizinischen, psychosozialen und pädagogischen Bedingungen, müssen im Vorfeld abgeschätzt werden um die anschließend notwendige Rehabilitation sicherzustellen. So sind bei kleinen Kindern, insbesondere mit Mehrfachbehinderung, Kooperation und realistische Erwartungen seitens der Eltern von sehr großer Bedeutung. [26, 40]

1.4.2.2 Indikationsstellung

Die Indikation für ein CI ist bei Erwachsenen oder Kindern gegeben, die an einer angeborenen oder erworbenen vollständigen Ertaubung beidseits leiden, deren Ursache in der Cochlea liegt. Ebenso ist es bei hochgradig schwerhörigen Patienten indiziert, die definitionsgemäß also noch über ein sog. Restgehör verfügen, damit jedoch bei optimaler

Versorgung kein ausreichendes Sprachverständnis mehr erlangen (30-40% beim Freiburger Einsilber-Test). Unter optimaler Versorgung versteht man die korrekte Anpassung von Hörgeräten mit Hörtraining innerhalb eines Erprobungszeitraumes von etwa einem halben Jahr.

Mit den zunehmenden und positiven Erfahrungen bei der Implantation bei Erwachsenen, der niedrigen Rate an Komplikationen und technischen Ausfällen, sowie gut dokumentierter Sicherheit wurde die Indikationsstellung auf immer jüngere Patienten ausgeweitet. So werden heute auch Kinder mit einem CI versorgt, die das erste Lebensjahr noch nicht vollendet haben. Mit ein Grund ist die begrenzte Zeitspanne, in der die Hör- und Sprachentwicklung stattfindet. Je früher dem Kind Hörerfahrungen ermöglicht werden, desto besser und vollständiger können sich das Hörvermögen und alle damit verbundenen Fähigkeiten ausbilden. Diese sensible Phase kann mitunter über die persönliche, berufliche oder soziale Entwicklung eines Kindes entscheiden und somit Auswirkungen auf den Rest seines Lebens haben. So können rechtzeitig versorgte und früh geförderte Kinder heute Regelschulen besuchen. Da Versäumnisse in der physiologischen Reifung der Hörbahn später nicht mehr auszugleichen sind, ist eine frühe Identifikation der Taubheit von großer Bedeutung. [5, 10, 26, 31, 40-42]

1.4.2.3 Einfluss eines Cochlea-Implantats auf den Erwerb von Hörvermögen und Sprache bei Ertaubung

Prälinguale Ertaubung

Wenn noch keine Entwicklung von Hörsystem und Sprache stattgefunden hat, und die Implantation erst nach dem siebten bis zehnten Lebensjahr erfolgt, ist es für ein Nachholen dieses Prozesses meist zu spät. Die Patienten können dann zwar hören, den Inhalt allerdings nicht analysieren und verstehen.

Wird dagegen schon frühzeitig nach Eintritt der prälingualen Ertaubung implantiert, kann der fehlenden bzw. fehlerhaften Entwicklung entgegengesteuert werden. Dank der Plastizität des Hörsystems kann die Hör- und Sprachentwicklung durch die künstliche Informationsübermittlung sowie ein konsequentes Hör-Sprachtraining und pädagogische Betreuung nahezu normal ablaufen.

Perilinguale Ertaubung

Ertaubt der Patient in der Phase der Sprachentwicklung und wird er zügig mit einem CI versorgt, gelten die Chancen auf einen nahezu normalen Spracherwerb bis zum Ende des dritten Lebensjahres noch als optimal. Bis zum Ende des sechsten Lebensjahres sind sie bei intensiver Förderung und adäquater Hörgeräteversorgung noch als günstig einzustufen, jedoch kann der Spracherwerb hier teilweise schon unvollständig sein. Bei verzögerter, später Implantation ist eine normale Sprachentwicklung eher die Ausnahme. Das individuelle Ergebnis hängt von verschiedenen Faktoren ab, wie der Versorgung mit Hörgeräten bei evtl. vorhandenen Hörresten, einer Sprachfrüherziehung sowie dem familiären und pädagogischen Hintergrund.

Postlinguale Ertaubung

Ertaubt der Patient nach vollständiger Ausbildung von Hören und Sprache, sind, trotz fortschreitender Degeneration von Nervenzellen, selbst nach jahrzehntelanger Taubheit noch genügend funktionstüchtige Ganglienzellen für die Stimulation durch ein CI vorhanden. Die dauerhaft ausgebildeten Synapsen können reaktiviert werden. Künstliche Höreindrücke werden dann mit den früher erlangten und abgespeicherten Hörerinnerungen verglichen, über einen Lernprozess in Übereinstimmung gebracht und mit der Zeit immer besser verstanden.

[6, 8-11, 26-31]

1.5 Schnittbildgebende Verfahren

1.5.1 Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein spezielles Röntgenverfahren, mit dem überlagerungsfreie Darstellungen einzelner Schichten des menschlichen Körpers angefertigt werden können. Sie wurde 1972, basierend auf den Vorarbeiten von Allan Cormack, von Godfrey Hounsfield entwickelt und seither kontinuierlich verbessert.

Ein CT-Gerät besteht aus einem Rechner und der Gantry (engl. Gerüst), einem System aus Röntgenröhre und gegenüberliegenden Detektoren. In der Gantry-Öffnung befindet sich ein Tisch für das zu untersuchende Objekt. Bei der Untersuchung entsendet die Röntgenröhre einen schmalen Strahl (80-150 kV), der das Objekt senkrecht durchdringt. Ein Teil der Strahlung wird hierbei absorbiert (abhängig von der Dichte des Objekts) und der abgeschwächte Strahl genau gegenüber von dem Detektorsystem registriert. Um ein

einzelnes Schichtbild zu erstellen, rotiert die Abtasteinheit um das Objekt und erfasst diese Abschwächung in verschiedenen Winkeln. Aus den registrierten Schwächungswerten berechnet ein Computer ein zweidimensionales Bild. Der Tisch wird in Längsrichtung bewegt um weitere Schichten zu erfassen, aus welchen sich dann dreidimensionale Bilder rekonstruieren lassen. Die Darstellung erfolgt in sog. Voxeln („volumetric pixel“), also dem dreidimensionalen Äquivalent zu einem Pixel. Jedem Voxel wird ein bestimmter Dichtewert zugeordnet.

Die aus der Schwächung der Röntgenstrahlung berechnete Dichte wird in Hounsfield-Einheiten (HE) angegeben. Luft besitzt einen Dichtewert von -1000 HE und Wasser den von 0 HE, die gesamte Skala umfasst -1000 HE bis ca. 4000 HE. Jeder Dichtewert wird in einer bestimmten Graustufe dargestellt, wodurch verschiedene Strukturen unterschieden werden können.

Dank kontinuierlicher Weiterentwicklung werden die Aufnahmen heute im sog. Spiral-CT-Modus erstellt. Dabei rotieren Röhre und Abtasteinheit gleichmäßig um den Tisch, während dieser sich kontinuierlich in der Längsebene bewegt. Aus den Daten werden isotrope Voxel, also gleichseitige Würfel berechnet, aus welchen planare Schichtbilder in allen Raumebenen ohne großen Detailverlust rekonstruiert werden können. Mit Mehrschicht-CT können zur Zeit bis zu 320 Axialebenen gleichzeitig erfasst werden. Eine detaillierte Diagnostik (z.B. des Felsenbeines) ermöglicht die sog. hochauflösende CT (high resolution CT, HRCT) mit Schichtdicken von 0,5 mm.

Die kurze Untersuchungsdauer und die hochauflösende Darstellung von Knochen zählen zu den Vorteilen der CT. Größter Nachteil der Methode ist die hohe Strahlungsbelastung, selbst bei Untersuchungen im Niedrigdosis-Modus. Diese kann an der Linse im Auge, einem der strahlenempfindlichsten Organe im Körper, eine Katarakt verursachen.

[43-55]

1.5.2 Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) gehört ebenfalls zu den computergestützten Schnittbildverfahren. Sie beruht auf dem Prinzip der magnetischen Kernresonanz, das 1946 von Felix Bloch und Edward Purcell beschrieben wurde. 1974 gelang es Paul Lauterbur und Peter Mansfield, erste magnetresonanztomographische Bilder zu erstellen.

Der Aufbau eines MR-Tomographen ähnelt dem eines Computertomographen; er besteht aus einem Magneten und verschiedenen Gradienten, Sende- und Empfangsspulen, einer beweglichen Patientenliege und einer Rechneinheit.

Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl an Neutronen und Protonen (Nukleonen) sind um die eigene Achse rotierende Ladungsträger. Sie besitzen einen sog. Kernspin und ein magnetisches Moment, weshalb sie in einem starken Magnetfeld eine messbare Magnetisierung in Feldrichtung erzeugen. Das für die Bildgebung bedeutendste Atom im menschlichen Körper ist Wasserstoff (^1H), da er am häufigsten vorkommt, das stärkste magnetische Moment besitzt und sich sein Gehalt in verschiedenen Geweben unterscheidet.

Zunächst wird der Körper in ein starkes statisches homogenes Magnetfeld gebracht (das des Tomographen). Ein kleiner aber ausreichender Anteil der Dipolmomente der Kerne richtet sich an dessen Feldlinien aus, um den Zustand der niedrigsten Energie anzunehmen – es entsteht Longitudinalmagnetisierung. Durch Einstrahlung eines Hochfrequenz-Impulses senkrecht zum statischen Magnetfeld mit der richtigen Resonanzfrequenz, welche wiederum von der Magnetfeldstärke abhängig ist, werden die Kerne aus ihrer Lage ausgelenkt. Sie führen, ähnlich einem Kreisel, eine Präzessionsbewegung aus, wobei Transversalmagnetisierung entsteht; die Longitudinalmagnetisierung des Systems nimmt ab. Die Quermagnetisierung induziert als rotierendes magnetisches Moment bis zu ihrer vollständigen Abnahme eine Spannung in den Messspulen. Wird der HF-Impuls abgeschaltet, kehren die Atome in einer charakteristischen Zeit in ihre Ausgangslage zurück: Die Longitudinalmagnetisierung nimmt erneut zu, während die Transversalmagnetisierung und die Spannung in den Messspulen abnehmen.

Durch Überlagerung des Magnetfeldes mit den von den Gradientenspulen erzeugten Schichtselektions-, Frequenzkodier- und Phasenkodiergradienten kann mithilfe der sog. Fourier-Transformation genau ermittelt werden, aus welcher Schnittebene, Spalte und von welchem Punkt das gemessene Signal stammt. Aus der unterschiedlichen Protonendichte, der chemischen Bindung der Protonen an ihre Umgebung (T_1 , Spin-Gitter-Relaxationszeit) und der Beeinflussung der Protonen untereinander (T_2 , Spin-Spin-Relaxationszeit) ergeben sich spezifische Signale aus den einzelnen Körpergeweben. T_1 beschreibt, wie schnell sich die Protonen im untersuchten Gewebe nach Abschalten des HF-Impulses wieder entlang des externen Magnetfeldes ausrichten (longitudinale Relaxationszeit: Zeit, nach der wieder $1-1/e \approx 63\%$ der Longitudinal-

magnetisierung erreicht sind). T_2 misst die Zeit, nach der nur noch $1/e \approx 37\%$ der Transversalmagnetisierung vorhanden sind (transversale Relaxationszeit). Je kleiner die Relaxationszeiten sind, desto schneller ist der Ausgangszustand erreicht. Die Signalstärke der Voxel wird, wie bei der CT, in Graustufen kodiert. Jedoch gibt es keine Normwerte, sondern nur relative Signalunterschiede. Je nach verwendeter Sequenz können Gewebe mit kürzerer Relaxationszeit beispielsweise ein stärkeres Signal als solche mit längerer Relaxationszeit erzeugen: Man unterscheidet Hyperintensität (Signalreichtum) und Hypointensität (Signalarmut) verschiedener Gewebe. Das heißt, dass Gewebe mit hohem Wasserstoffanteil signalreicher dargestellt werden als Luft oder Knochenkompakta (die als kalkhaltige Struktur kaum bewegliche und damit messbare Protonen enthält).

Wesentliche Vorteile der MRT sind die fehlende ionisierende Strahlung und die nichtinvasive Darstellung von Gewebe, sofern kein Kontrastmittel bei der Untersuchung erforderlich ist. Die Bilder überzeugen durch gute Weichteilkontraste und lassen sich in beliebigen Schnittebenen anfertigen.

Zu den Nachteilen zählt neben den hohen Kosten die lange Untersuchungszeit in einem beengten Raum. Das starke Magnetfeld stellt eine Quelle für Komplikationen dar: Selbst kleine metallische Gegenstände werden hier zu gefährlichen „Geschossen“. Implantate oder ferromagnetische Fremdkörper können sich im Körper erhitzen oder verlagern und so Verletzungen verursachen; außerdem können elektrische Geräte in ihrer Funktion gestört und beschädigt werden. Die meisten Implantate stellen jedoch keine absolute Kontraindikation dar (wie auch die hier verwendeten CIs), es kann allerdings zu Bildartefakten kommen. Beim Schalten der Gradientenspulen entstehen je nach gewählter Sequenz laute Geräusche, welche das Tragen von Gehörschutz erforderlich machen.

[45-47, 56-63]

1.6 Intracochleäre Elektrodenlage und elektro-akustische Stimulation

Die genaue Lokalisation der Elektrode innerhalb der Cochlea ist Gegenstand zahlreicher Studien. Es wird diskutiert

- in welche Scala die Elektrode inseriert werden soll [2, 64-70],
- ob ein eventuell vorhandenes Restgehör trotz Insertion einer Elektrode in die Cochlea erhalten bleiben kann [1, 65, 66, 68, 71-76],
- wie die Elektrode eingeführt werden soll, um ein Insertionstrauma möglichst zu reduzieren [66, 74, 76, 77],

- wie tief die Elektrode eingeführt werden soll [67, 74] und
- ob das bei den Patienten erzielte Sprachverständnis in Zusammenhang mit der Lage der Elektrode steht [2, 64, 65, 67, 70, 78].

In jedem Fall ist eine Darstellung der intracochleären Position prinzipiell erst postoperativ möglich. [76]

Ein bestehendes Hörvermögen im Tieftonbereich soll bei einer speziellen Versorgung mit einem CI erhalten bleiben [72], sodass später die elektrische Stimulation für höhere Frequenzen (basal) durch eine akustische Stimulation im Tieftonbereich (apikal) ergänzt werden kann. Man nennt dieses Verfahren elektro-akustische Stimulation (EAS) [66, 72, 75, 79]. In diesen Fällen ist es das Ziel, die Scala media, in der das Corti-Organ enthalten ist, v.a. in der basalen und mittleren Windung zu schonen und ein eventuell vorhandenes Restgehör zu erhalten [65, 66]. Hierzu soll die Scala tympani in „soft-surgery-Technik“ [1] eröffnet und die Elektrode dort eingeführt werden [1, 65, 66, 72]. Sie ist zur Scala media durch die – im Vergleich zur Reißner-Membran – wesentlich stabilere Basilarmembran abgegrenzt [80], die somit einen größeren Schutz darstellt [65, 66, 70]. Wird die Elektrode dagegen in die Scala vestibuli eingeführt, ist es weitaus wahrscheinlicher, dass die Reißner-Membran und das darunter liegende Corti-Organ verletzt werden [68], und so ein eventuell erhaltenes Restgehör zerstört [66, 73, 74, 76].

Neben einem Insertionstrauma kann ein vorhandenes Restgehör auch durch ein akustisches Trauma aufgrund des Bohrens während der OP geschädigt werden [73, 76, 81]. Zudem können durch die Elektrode, unabhängig von ihrer genauen Lage, Kaskaden aktiviert werden, die innerhalb der Cochlea zu Entzündung und Zelldegeneration führen [73, 74, 76]. Des Weiteren können Fibrosierungsvorgänge in der operierten Cochlea zum Verlust weiterer Haarzellen führen [64, 73].

Um die Elektrode möglichst atraumatisch einzuführen, werden verschiedene Insertionstechniken erprobt; die Anwendung „mechatronischer Assistenzsysteme“ [76] wird erforscht. [72, 74, 76, 77]

Bei einer tiefen Insertion liegen möglicherweise gar keine Elektrodenkontakte in der basalen Windung, wodurch dort keine Stimulation stattfinden kann. Zugleich steigt das Risiko, apikale Strukturen zu verletzen [74] und damit ein Restgehör im Tieftonbereich zu zerstören. [67]

Verschiedene Studien haben ergeben, dass das Sprachverständnis bei einer Elektrodenlage in der Scala tympani besser ausfällt als bei einer (auch nur partiellen [2, 67]) Lage in

der Scala vestibuli [67, 78]. Je größer der Anteil der Elektrode, der sich in der Scala vestibuli befindet, desto schlechter das Sprachverständnis [67]. In die Scala vestibuli zu inserieren ist jedoch in den Fällen sinnvoll, in welchen eine Insertion in die Scala tympani nicht möglich ist. [68, 70, 71]

Die Evaluation der intracochleären Elektrodenlage und die Beurteilung der damit erreichten Hörergebnisse sind von großer Bedeutung um die hörerhaltende Implantation von CIs weiter zu verbessern und eine Reihe wissenschaftlicher und klinischer Fragestellungen zu beantworten.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Für die retrospektive Studie wurde im radiologischen Bildarchiv des Universitätsklinikums Würzburg eine Recherche mit den Parametern „CI“ bzw. „Cochlea Implantat“ und „CT“ in einem Zeitraum vom 01.01.2003 bis 18.07.2008 durchgeführt. Es sollten Patienten identifiziert werden, die mit einem CI versorgt worden waren, präoperativ ein MRT mit 3D-CISS-Sequenz und postoperativ ein CT erhalten hatten.

2.2 Geräte

2.2.1 Cochlea-Implantat

Alle Patienten waren mit dem Cochlea-Implantat COMBI 40+ (C40+) der Firma MED-EL [12] versorgt worden (siehe 1.4.1).

2.2.2 Computertomograph

Für die Untersuchungen wurde das 4-zeilige Computertomographie-Gerät „Somatom Volume Zoom“ der Firma Siemens verwendet. [55]

2.2.3 Magnetresonanztomograph

Die MRT-Untersuchungen wurden an einem 1,5-T Magnetresonanztomographen der Firma Siemens („Magnetom Symphony“) durchgeführt. Für die Fusion der Datensätze wurde die 3D-CISS-Sequenz (3 Dimensional Imaging Sequence in Constructive Interference in Steady State) verwendet. [82]

2.3 Bildfusion von MRT und CT

2.3.1 Software

Zur Analyse der Lage der Elektrode wurden die vorhandenen MRT- und CT-Bilder mit der Software „3D-Slicer“ fusioniert, einem frei erhältlichen Programm zur interaktiven Bilddarstellung und –bearbeitung von 3D-Volumendatensätzen im Schichtbildformat (Abb. 5). Dieses wurde 1998 als Projekt der Diplomarbeit von David T. Gering [83] in Zusammenarbeit des „MIT Artificial Intelligence Lab“ in Cambridge (MA, USA) und des „Surgical Planning Laboratory“ des an die Harvard Medical School angegliederten

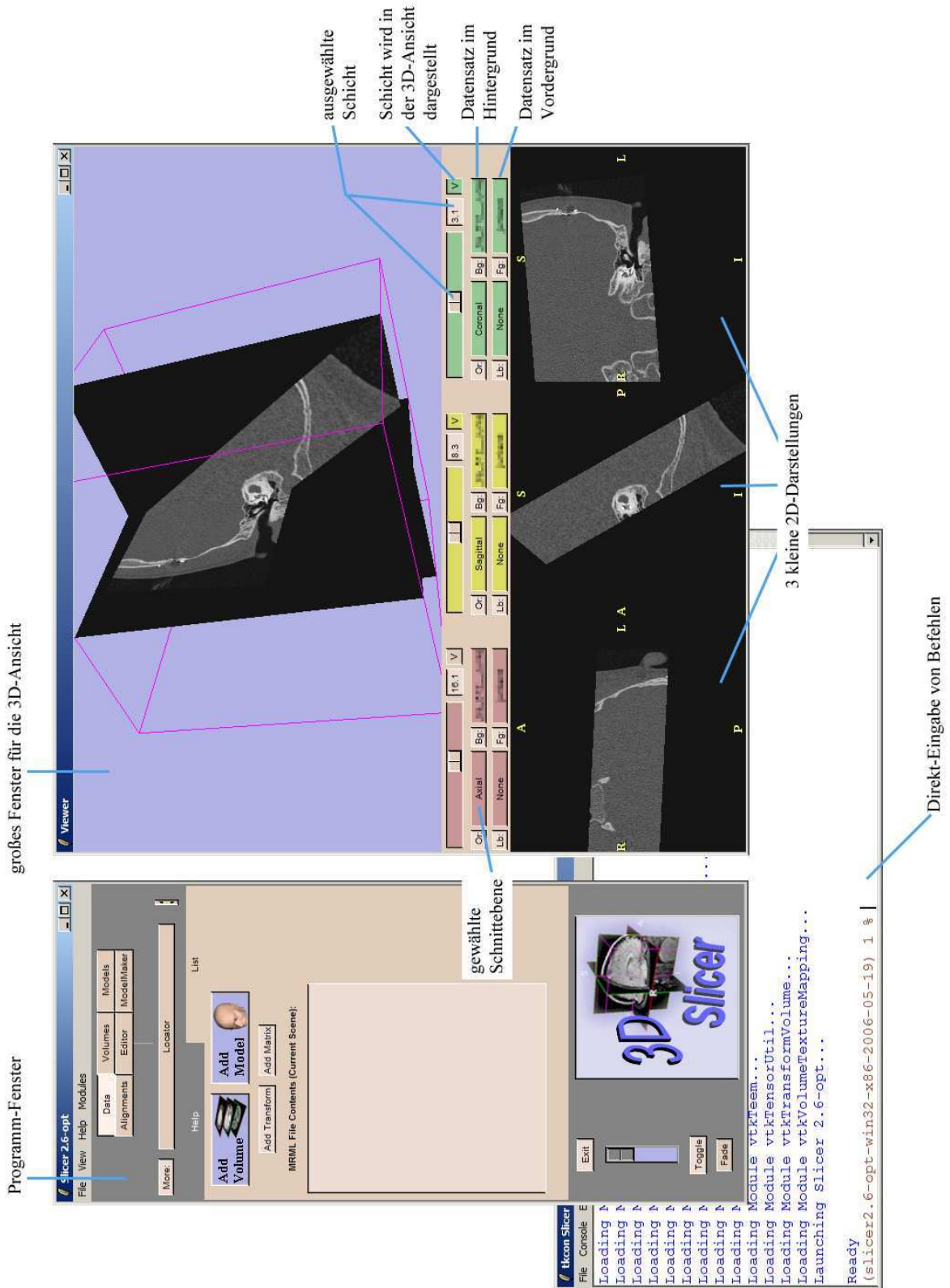


Abb. 5: Der 3D-Slicer mit geladenem MRT* und CT eines Patienten. Im großen Fenster des Viewers sind der sagittale und coronare Schnitt des CTs dargestellt.
 * Das MRT liegt in der Hintergrundebene und wird nicht angezeigt. (eigene Darstellung)

„Brigham and Women’s Hospital“ in Boston (MA, USA) entwickelt. In Rücksprache mit den Anwendern über Internetportale und Email-Verteiler wird das Programm ständig weiterentwickelt und verbessert. Der 3D-Slicer kann für verschiedene Betriebssysteme zu wissenschaftlichen Zwecken als sog. Open-Source Software kostenfrei heruntergeladen werden (<http://www.slicer.org>). Der Quellencode ist frei verfügbar und erlaubt erfahrenen Benutzern somit, das Programm selbstständig zu verändern. Das Programm ermöglicht die Visualisierung, Registrierung, halbautomatische Segmentierung und Quantifizierung von dreidimensionalen Schichtbilddatensätzen. Die Erstellung von 3D-Modellen, die Darstellung von Schnittbildern in beliebigen Ebenen und die Herausarbeitung verschiedener Strukturen ermöglichen eine „pseudodreidimensionale“ Veranschaulichung. Mit der Fusion von Datensätzen lassen sich die Vorteile verschiedener Darstellungsverfahren kombinieren – so können beispielsweise MR-tomographische Weichteilaufnahmen der Hirnstrukturen in einer gemeinsamen Projektion mit den knöchernen Schädelstrukturen der CT dargestellt werden.

Das Programm basiert auf dem Visualization Toolkit [84], einem Open-Source Software System für dreidimensionale Computergraphiken, Bildbearbeitung und -darstellung. Das Skript des 3D-Slicers ist in der Programmiersprache C++ und der Open-Source Skriptsprache Tcl/Tk geschrieben und umfasst mehr als 550.000 Zeilen. Werden Datensätze bearbeitet, z.B. fusioniert, lässt sich die entstandene Szenerie in einem MRML-Dokument (Multimedia Retrieval Markup Language) speichern und somit jederzeit wieder aufrufen und bearbeiten. Eine formatbeschreibende XML-Datei (Extensible Markup Language) speichert hierbei nicht die veränderten Bilddateien selbst, sondern die Informationen darüber, wo sie gespeichert sind und wie mit ihnen vorgegangen werden soll. [85-88]

Es wurde mit der Version 2.6 gearbeitet. Die Einarbeitung erfolgte anhand eines Tutorials [89].

2.3.2 Fusion der Datensätze

2.3.2.1 Automatische Registrierung

Bei der Fusion von radiologischen Bildern gilt die Verwendung von Festpunkten (engl. fiducial points) als Goldstandard. [90] Diese werden entweder extern am Patienten fixiert (Befestigung auf der Hautoberfläche oder Implantation in einen Knochen) oder nachträglich virtuell in bestimmte anatomische Strukturen der Aufnahme gelegt. [91]

Mithilfe dieser Festpunkte können dann im Idealfall eine automatische Registrierung und Fusion am Computer erfolgen. Da externe Festpunkte jedoch nicht standardmäßig eingesetzt werden und nur bereits vorhandene MRT- und CT-Datensätze verwendet wurden, war ein Vorgehen nach dieser Methode nicht möglich. Das nachträgliche Erstellen verschiedener Festpunkte in den vorhandenen MRT- und CT-Aufnahmen mit dem 3D-Slicer (z.B. in den beiden lateralen Bogengängen und im Sehnervenkreuz) mit anschließender automatischer Fusion wurde in Vorversuchen getestet.

2.3.2.2 Manuelle Registrierung

Das im Folgenden beschriebene Vorgehen hat sich als reproduzierbar herausgestellt:

- 1) Zu Beginn wird für die zu fusionierenden MRT- und CT-Datensätze eines Patienten eine Einheitsmatrix erstellt.
- 2) Im Viewer wird das MRT in den Hintergrund gelegt und der CT-Datensatz in die Vordergrundebene. Es werden ausschließlich die Schnittebenen axial, sagittal und coronar verwendet, da dies die standardisierte Art der Darstellung ist.
- 3) Im „Alignments“-Modul können die Datensätze als „Active Matrix“ ausgewählt und entlang der drei Raumachsen „LR“ (left-right), „PA“ (posterior-anterior) oder „IS“ (inferior-superior) verschoben oder rotiert werden. Bei jedem Schritt erfolgt in den drei kleinen Feldern des Viewers zunächst eine orientierende Ausrichtung über Drehen und Verschieben mit der Maus. Anschließend findet über die direkte Eingabe von Grad- oder Millimeterbeträgen die exakte Abstimmung statt.
- 4) MRT und CT des Schädels wurden nicht in exakt gleicher Orientierung aufgenommen. Daher werden beide Datensätze zunächst unabhängig voneinander so ausgerichtet, dass die beiden Cochleae in der axialen und coronaren Ebene parallel zu den Raumebenen angeordnet sind (Abb. 6).

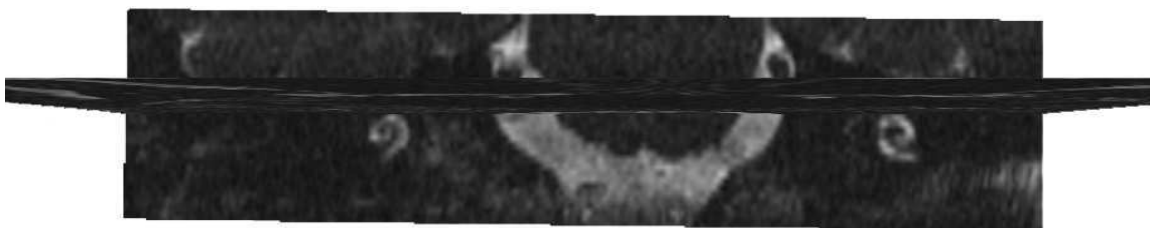


Abb. 6: Einblendung der axialen Ebene zur Orientierung in der coronaren Ebene. Ansicht von anterior.

- 5) Danach wird jeder Bilddatensatz so eingestellt, dass innerer Gehörgang und Cochlea im axialen und sagittalen Schnitt in einer Ebene liegen (Abb. 7 und 8).

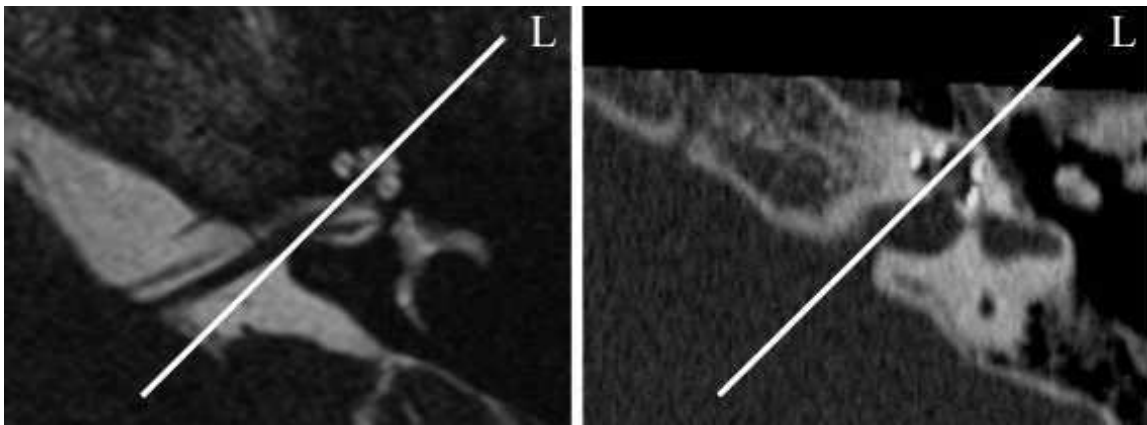


Abb. 7: Cochlea und innerer Gehörgang liegen in einer Ebene. MRT und CT. Axialer Schnitt.

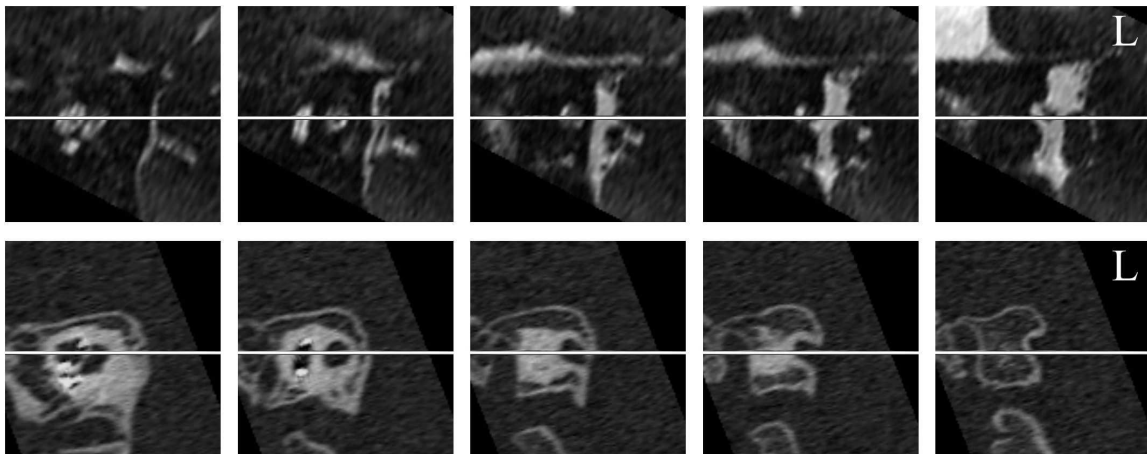


Abb. 8: Cochlea und innerer Gehörgang liegen in einer Ebene. MRT und CT.
5 sagittale Schnitte von lateral nach medial bei eingblendeter axialer Ebene (weiß).

- 6) Die beiden kongruent ausgerichteten Modalitäten werden genau übereinander geschoben und sind somit fusioniert. Dazu werden die beiden Cochleae in allen drei Schnittebenen exakt zur Deckung gebracht. Zur Kontrolle ist die ständige Überblendung zwischen Vorder- und Hintergrund notwendig.
- 7) Die beste Darstellungsqualität eines Datensatzes ergibt sich bei 100% Deckungskraft, also 0% Transparenz. Um sowohl die Elektrode des CTs als auch die Cochlea des MRTs in möglichst guter Bildqualität darzustellen, wird das im Vordergrund liegende CT so gefenstert, dass sich nur noch die Elektrode darstellt (Schwellenwerte ca. 3860-4095 HE). Durch Kolorierung des CTs stellt sich die

Elektrode farblich dar, und ihre Projektion innerhalb der MRT-Darstellung der Cochlea kann in den einzelnen Schichten bestimmt werden (Abb. 9).

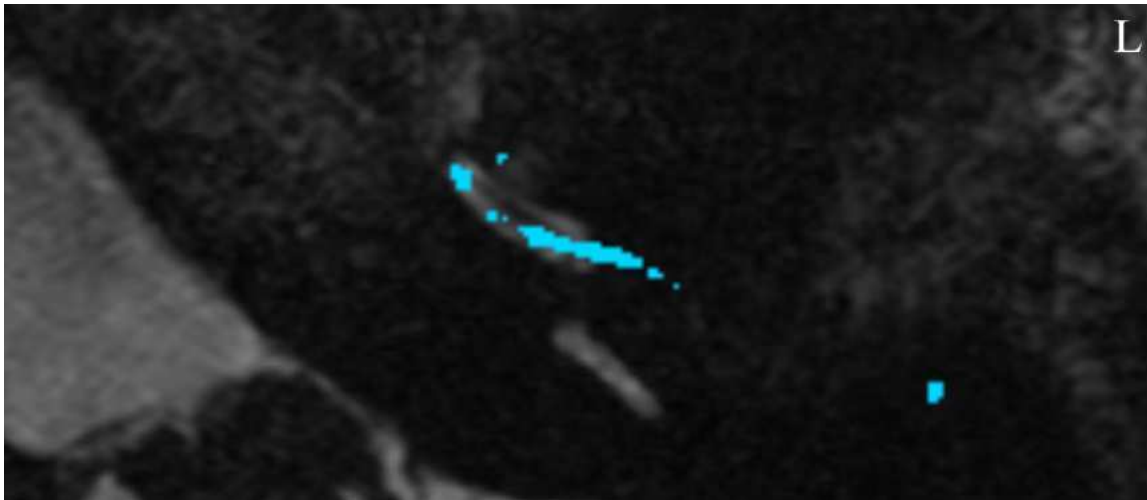


Abb. 9: Projektion der gefärbten Darstellung der Elektrode des CTs auf die Cochlea des MRTs

2.4 Auswertung der fusionierten Datensätze

2.4.1 Bewertung der Qualität der Fusion

Die Qualität der durchgeführten Fusion wurde einmalig durch einen Otologen beurteilt. Bewertet wurden verschiedene Strukturen (der gesamte Schädel, das Labyrinth und die Cochlea) nach folgendem Schema:

2 = sehr gut: Die in MRT und CT dargestellte Struktur ist artefaktfrei fusioniert.

1 = zufriedenstellend: Die Struktur ist im Wesentlichen fusioniert.

0 = schlecht: Weniger als die Hälfte der Struktur in MRT und CT deckt sich artefaktfrei.

2.4.2 Bewertung der intracochleären Lage der Elektrode

Die Auswertung der fusionierten Bilder erfolgte einfach verblindet durch drei erfahrene Bildbetrachter (zwei Otologen und ein Radiologe). Die erstellten Szenarien der fusionierten Innenohren wurden im 3D-Slicer vorgeführt, wobei der jeweilige Betrachter auf Wunsch selbst durch die einzelnen Schichten navigierte. Es galt die intracochleäre Position der Elektrode (Scala vestibuli oder Scala tympani) in vier Abschnitten zu beurteilen: am Ort der Insertion, in der basalen, mittleren und apikalen Windung. Zudem sollte die Sicherheit für die jeweilige Entscheidung angegeben werden: 2 = sehr sicher, 1 = sicher, 0 = unsicher („Entscheidungswert“). Entscheidungswerte für die Scala

vestibuli erhielten ein positives Vorzeichen, für die Scala tympani ein negatives. War nach Meinung des Betrachters keine Auswertung möglich, blieb das Feld leer.

2.4.3 Auswertung der verwendeten Werte

2.4.3.1 Scala und Sicherheit

Aus den Bewertungen der drei Betrachter wurde zur weiteren Auswertung jeweils ein Wert für die Lage der Elektrode in den einzelnen Abschnitten der Cochleae ermittelt. Dazu wurde folgendermaßen vorgegangen:

Für jeden Abschnitt einer Cochlea wurde aus den einzelnen Entscheidungswerten der drei Betrachter der Mittelwert auf Hundertstel genau berechnet („Sicherheitswert“). War dieser positiv, wurde die Scala vestibuli als Ergebnis angegeben, war er negativ, die Scala tympani. Um die Sicherheitswerte untereinander besser vergleichen zu können, wurde im Ergebnis neben der Scala nur der Betrag angegeben. Die Sicherheit konnte also maximal 2 (sehr sichere Entscheidung) und minimal 0 (unsichere Entscheidung) betragen.

Die Berechnung soll in folgendem Beispiel verdeutlicht werden (Tab. 1):

Cochlea C04	<u>Insertion</u>		<u>Basale Windung</u>		<u>Mittlere Windung</u>		<u>Apikale Windung</u>	
	Scala	Sicherheit	Scala	Sicherheit	Scala	Sicherheit	Scala	Sicherheit
Auswerter 1	V	+2	T	-1	T	-1	/	/
Auswerter 2	V	+2	T	-0	T	-0	T	-0
Auswerter 3	V	+2	V	+2	T	-1	T	-0
Sicherheitswert (Mittelwert)		+2,00		+0,33		-0,67		-0,00
Ergebnis der Auswertung	V	2,00	V	0,33	T	0,67	T	0,00

Tabelle 1: Befundung der Cochlea C04 durch die drei Auswerter in jedem der vier Abschnitte (Insertion, basale, mittlere und apikale Windung).

Zeile 2-4: Scala mit Angabe des Entscheidungswertes (positiv $\hat{=}$ Scala vestibuli, negativ $\hat{=}$ Scala tympani). Für Auswerter 1 war die Beurteilung der Elektrodenlage in der apikalen Windung nicht möglich.

Zeile 5: Mittlere Sicherheitswerte für jeden Abschnitt mit Vorzeichen.

Zeile 6: Ergebnis der Auswertung: Scala und Sicherheit.

Bei Insertion und in der basalen Windung ist der Sicherheitswert positiv, das Ergebnis ist also die Scala vestibuli. In der mittleren und apikalen Windung ist der Sicherheitswert negativ, Ergebnis ist daher die Scala tympani.

2.4.3.2 Durchschnittliche Sicherheit je Abschnitt

Weiterhin wurde ermittelt, wie sicher die Elektrodenlage bei Insertion, in der basalen, mittleren und apikalen Windung durchschnittlich angegeben worden war. Hierzu wurde der Mittelwert aus allen Sicherheitswerten des jeweiligen Abschnitts gebildet.

Um unterscheiden zu können, ob für die eine Scala mit größerer Sicherheit entschieden worden war als für die andere, wurde die mittlere Sicherheit aller Entscheidungen für die Scala tympani und analog für die Scala vestibuli berechnet.

3 Ergebnisse

3.1. Patienten

Mit der in 2.1 beschriebenen Datenbankrecherche konnten 13 Patienten gefunden werden. Da vier dieser Patienten beidseits mit einem CI versorgt waren, konnte die Untersuchung an 17 Ohren durchgeführt werden. Sieben weibliche und sechs männliche Patienten im Alter von vier bis 78 Jahren (Durchschnittsalter 28,08 Jahre, $\sigma = 26,3$), die mit einem CI versorgt worden waren, dabei präoperativ ein T2-gewichtetes MRT mit 3D-CISS-Sequenz und postoperativ ein HRCT erhalten hatten, wurden identifiziert. Bei diesen Patienten wurde eine Fusion der MRT- und CT-Datensätze durchgeführt. In vier Fällen (C02, C05, C07, C16) lagen OP-Berichte zur erfolgten Implantation vor, die die Insertionsstelle dokumentierten.

3.2. Bildfusion

Von den 17 für eine mögliche Bildfusion identifizierten Ohren musste eines (C00) von der Studie ausgeschlossen werden, da aufgrund eines Bewegungsartefaktes im CT keine eindeutige Fusion der Cochlea möglich war (Abb. 10). In 16 von 17 Fällen konnten die Bilder fusioniert und die Qualität der Fusion bewertet werden.

Von diesen 16 Ohren musste bei der Interpretation der Elektrodenlage im Verlauf ein weiteres ausgeschlossen werden (C05), da die Cochlea in der MRT-Aufnahme nicht vollständig abgebildet war und so die Lage der Elektrode bei Insertion und in der apikalen Windung nicht beurteilt werden konnte (Abb. 10). Die anderen 15 Bilder wurden zur Bewertung der intracochleären Lage der Elektrode verwendet.

Somit war bei 16 der 17 vorliegenden Datensatz-Paare die Fusionsqualität bewertet, und bei 15 die Elektrodenlage innerhalb der Cochlea bestimmt worden.

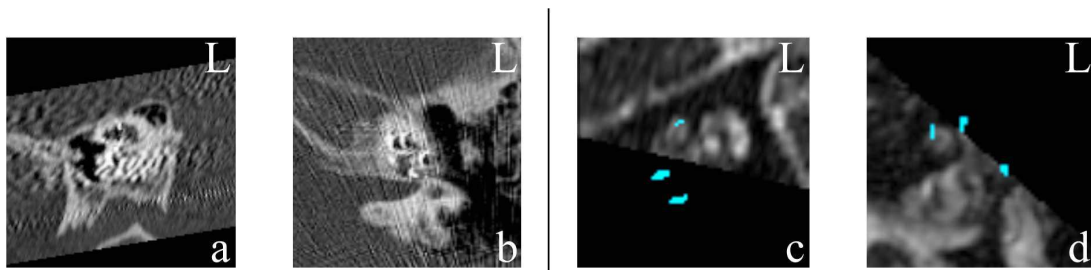


Abb. 10: C00 a + b: Wegen eines Bewegungsartefaktes im CT ist eine Fusion nicht sinnvoll.
C05 c + d: Aufgrund der unvollständigen Abbildung der Cochlea im MRT kann die Elektrodenlage nicht ausgewertet werden.

a, b, c: Ansicht von links; – d: Ansicht von inferior.

3.2.1 Qualität der Bildfusion

Die Ergebnisse der qualitativen Beurteilung zur Bildfusion sind in Tabelle 2 zusammengefasst:

	C01	C02	C03	C04	C05	C06	C07	C08	C09	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16
Schädel	0	2	0	0	0	2	2	2	2	2	2	1	0	0	2	2
Labyrinth	1	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2
Cochlea	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

Tabelle 2: Bewertung der Qualität der Bildfusion, bezogen auf den gesamten Schädel, das Labyrinth und die Cochlea. 2 = sehr gut, 1 = zufriedenstellend, 0 = schlecht.

Die Fusion des Gesamtschädels war in 6 von 16 Fällen (37,50 %) als „schlecht“ (Abb. 11) beurteilt worden, in einem Fall (6,25 %) als „zufriedenstellend“ (Abb. 12) und in 9 Fällen (56,25 %) als „sehr gut“ (Abb. 13).

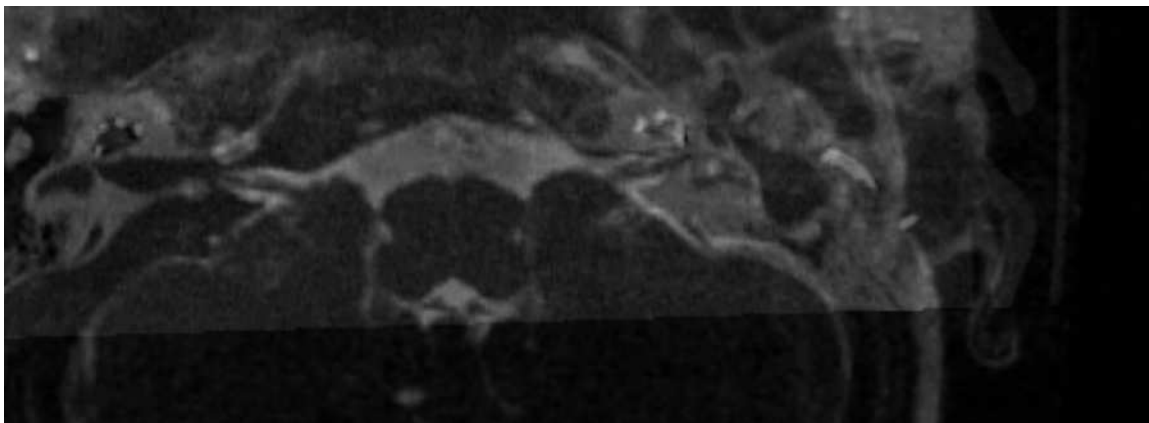


Abb. 11: „Schlechte“ Fusion des Gesamtschädels (C13). Ansicht von inferior.

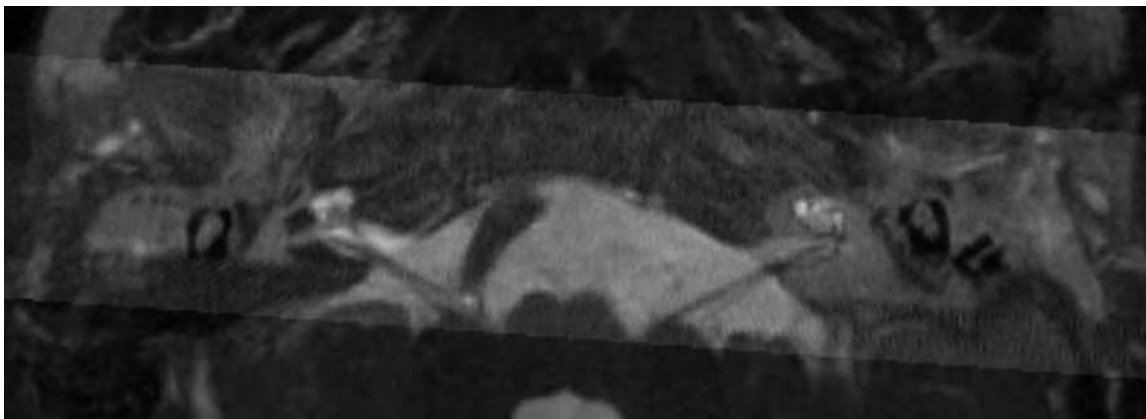


Abb. 12: „Zufriedenstellende“ Fusion des Gesamtschädels (C12). Ansicht von inferior.

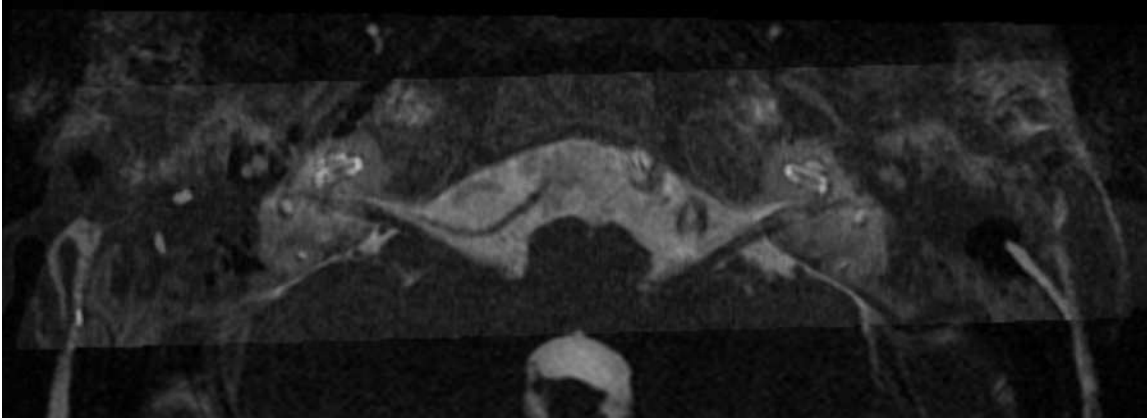


Abb. 13: Beispiel für eine „sehr gute“ Fusion des Gesamtschädels (C11). Ansicht von inferior.

Die Fusion des Labyrinthes wurde in 7 Fällen (43,75 %) als „zufriedenstellend“ und in 9 Fällen (56,25 %) als „sehr gut“ bewertet. Die Fusion des Labyrinthes fiel nie schlechter aus als die des Schädels desselben Datensatzes. In 10 Fällen (62,50 %) war das Urteil für die Qualität der Fusion des Labyrinthes gleich gut wie für die des Schädels, in 6 Fällen (37,50 %) um eine Stufe besser. Die Qualität der Bildfusion der einzelnen Cochleae war immer als „sehr gut“ bewertet worden (100 %). Bei den 9 Fällen, bei denen schon die Fusionsqualität des gesamten Schädels als „sehr gut“ eingestuft worden war, traf dies auch für Labyrinth und Cochlea zu.

3.2.2 Intracochleäre Position der Elektrode

Die intracochleäre Projektion der Elektrode konnte bei 15 Ohren bestimmt werden. Die detaillierte Einzelbewertung der drei Bildbetrachter findet sich im Anhang A. Die daraus errechneten Ergebnisse sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Es ist zudem die Elektrodenposition an der Insertionsstelle laut OP-Bericht angegeben.

3.2.3 Lage der Elektrode in den einzelnen Abschnitten der Cochlea

Tabelle 4 fasst zusammen, wie sicher über die Elektrodenlage in der Cochlea durchschnittlich entschieden wurde – in Abhängigkeit von Abschnitt und Scala.

Die Entscheidung, in welcher Scala sich die Elektrode befindet, war mit der größten Sicherheit für die basale Windung getroffen worden (1,47), gefolgt von den Entscheidungen für die mittlere Windung (1,40) und die Insertion (1,26). Am wenigsten sicher erfolgte die Beurteilung über die Lage der Elektrode in der apikalen Windung (0,82).

Ohr	Insertion			Basale Windung		Mittlere Windung		Apikale Windung	
	OP-Bericht	Scala	Sicherheit	Scala	Sicherheit	Scala	Sicherheit	Scala	Sicherheit
C01		V	0,67	T	0,67	T	1,67	T	1,00
C02	V	V	0,33	V	1,00	V	0,33	V	0,00
C03		V	0,67	V	0,67	V	0,00	V	0,00
C04		V	2,00	V	0,33	T	0,67	T	0,00
C06		T	2,00	T	2,00	T	1,67	T	1,00
C07	V	V	1,33	T	2,00	T	2,00	T	1,67
C08		V	0,00	T	1,33	T	1,33	T	1,00
C09		T	2,00	V	2,00	V	2,00	V	1,67
C10		V	1,00	T	2,00	T	1,67	V	1,00
C11		V	1,67	V	1,67	T	1,33	T	1,00
C12		V	1,00	V	2,00	V	2,00	V	0,00
C13		V	2,00	V	1,33	V	1,67	V	0,67
C14		T	0,50	T	1,33	T	1,00	V	0,67
C15		V	1,67	T	1,67	T	1,67	T	1,33
C16	T	T	2,00	T	2,00	T	2,00	T	1,33

Ø-Sicherheit	1,26	1,47	1,40	0,82
--------------	------	------	------	------

Tabelle 3: Intracochleäre Elektrodenlage und Sicherheitswert in den einzelnen Abschnitten der 15 Cochleae. Die Sicherheit beträgt min. 0,00 (unsicher) und max. 2,00 (sehr sicher). „V“ und eine violette Hinterlegung bezeichnen die Lage in der Scala vestibuli, „T“ und eine blaue Hinterlegung die Elektrodenlage in der Scala tympani. Spalte 2 gibt die Insertionsstelle laut OP-Bericht an.

Abschnitt der Cochlea	Durchschnittliche Sicherheit					
	alle Cochleae		Lage in Scala tympani		Lage in Scala vestibuli	
Insertion	15	1,26	4	1,63	11	1,12
Basale Windung	15	1,47	8	1,63	7	1,29
Mittlere Windung	15	1,40	10	1,50	5	1,20
Apikale Windung	15	0,82	8	1,04	7	0,57
	Anzahl Ohren		Anzahl Ohren		Anzahl Ohren	

Tabelle 4: Durchschnittliche Sicherheit für die Beurteilung der Elektrodenlage: in allen Cochleae, bei Lage in der Scala tympani und bei Lage in der Scala vestibuli. Die Sicherheit beträgt minimal 0,00 (unsicher) und maximal 2,00 (sehr sicher).

War die Entscheidung für die Scala vestibuli gefallen, erfolgte dies mit einer vergleichbaren Verteilung: mit der größten Sicherheit in der basalen Windung (1,29), vor der mittleren Windung (1,20) und der Insertionsstelle (1,12), und am wenigsten sicher in der apikalen Windung (0,57).

War die Scala tympani bestimmt worden, sowar diese Entscheidung am sichersten bei Insertion und in der basalen Windung getroffen worden (1,63), etwas weniger sicher in

der mittleren Windung (1,50) und ebenfalls am wenigsten sicher in der apikalen Windung (1,04).

In jedem einzelnen Abschnitt wurde eine Entscheidung für die Scala tympani mit einer größeren Sicherheit gefällt als für die Scala vestibuli.

In den Abbildungen 14a bis 14d sind die Auswertungsergebnisse von Tabelle 3 und 4 für die Lage der Elektrode in den einzelnen Abschnitten der Cochlea grafisch dargestellt.

Lage der Elektrode bei Insertion

Bei 4 der 15 Ohren (26,67 %) projiziert sich die Insertion der Elektrode in die Scala tympani. Diese Entscheidungen sind im Durchschnitt mit einer Sicherheit von 1,63 bei einer Standardabweichung von $\sigma = 0,75$ gefällt worden. Bei den anderen 11 Ohren (73,33 %) stellt sich eine Insertion in die Scala vestibuli dar (Beispiele: Abb. 18). Die durchschnittliche Sicherheit hierfür beträgt 1,12, die Standardabweichung $\sigma = 0,67$ (Abb. 14a).

Die Entscheidung über die Lage der Elektrode bei Insertion ist im Durchschnitt mit einer Sicherheit von 1,26 gefällt worden, bei einer Standardabweichung von $\sigma = 0,70$.

Bei 3 der 15 fusionierten Ohren war im OP-Bericht explizit die Insertionsstelle angegeben: bei C02 und C07 Scala vestibuli, bei C16 Scala tympani. Dies deckt sich mit den in dieser Studie ausgewerteten Insertionsstellen (Abb. 18).

Lage der Elektrode in der basalen Windung

In der basalen Windung wird die Elektrode bei 8 Ohren (53,33 %) in der Scala tympani identifiziert. Die durchschnittliche Sicherheit beträgt für diese Entscheidungen 1,63, die Standardabweichung $\sigma = 0,49$. Bei 7 Ohren (46,67 %) projiziert sich die Elektrode in die Scala vestibuli, mit einer durchschnittlichen Entscheidungssicherheit von 1,29 und einer Standardabweichung von $\sigma = 0,65$ (Abb. 14b; Beispiele im Anhang B).

Mit der größten Sicherheit von 1,47 wird die Lage der Elektrode in der basalen Windung angegeben. Die Standardabweichung beträgt $\sigma = 0,57$.

Lage der Elektrode in der mittleren Windung

In der mittleren Windung bildet sich die Elektrode bei 10 Fällen in der Scala tympani (66,67 %) ab. Die durchschnittliche Sicherheit beträgt 1,50 und die Standardabweichung

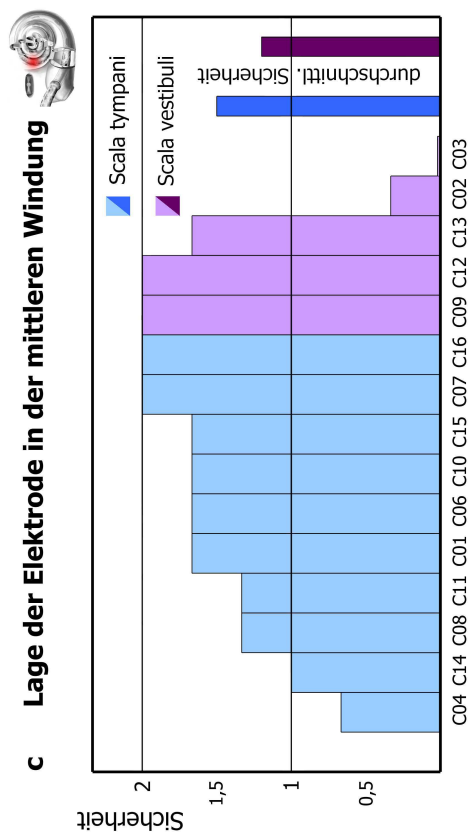
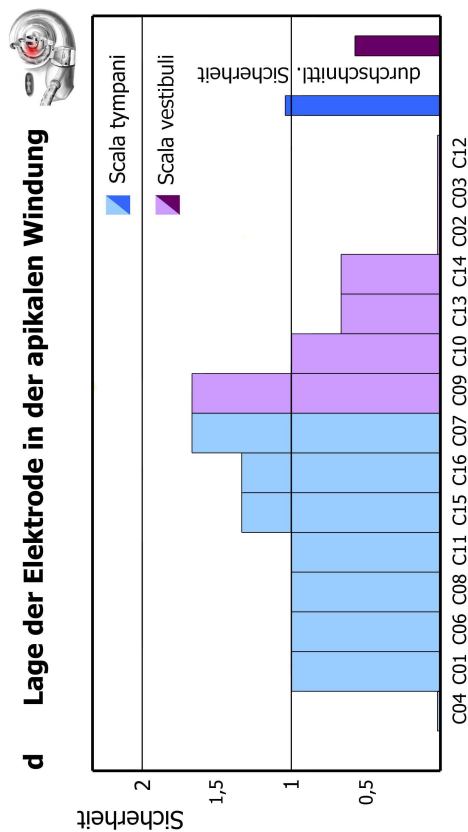
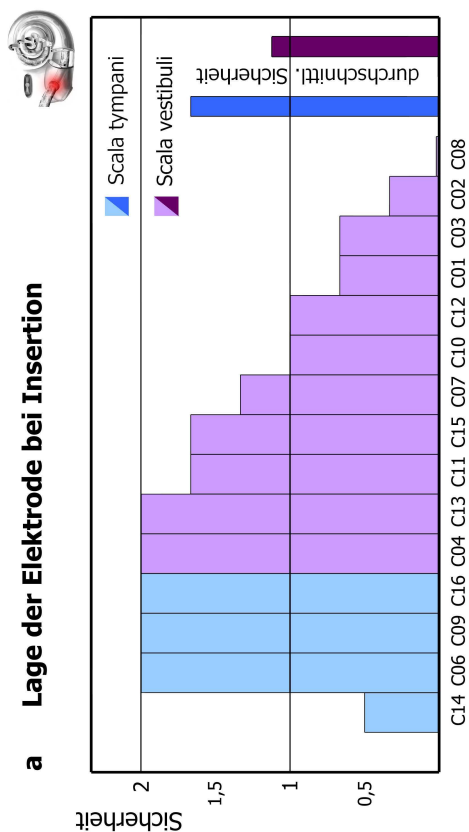
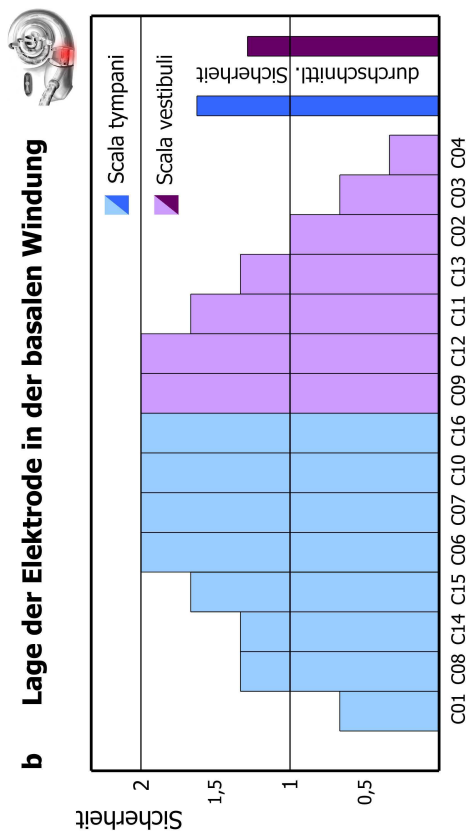


Abb. 14: Lage der Elektrode bei Insertion (a), in der basalen (b), mittleren (c) und apikalen Windung (d). Jede Säule veranschaulicht eine Cochlea. Cochleae, in denen die Elektrode in der Scala tympani liegt, werden in blau dargestellt; liegt die Elektrode in der Scala vestibuli, in violett. Die Höhe einer Säule entspricht der Sicherheit, mit der diese Entscheidung gefällt worden war. Die dunkelblaue Säule entspricht der durchschnittlichen Sicherheit für die Beurteilung einer Lage in der Scala tympani (also auch der durchschnittlichen Höhe aller blauen Säulen eines Diagramms), die dunkelviolette Säule analog für die Scala vestibuli.

$\sigma = 0,42$. In 5 Fällen (33,33 %) wird die Elektrode als in der Scala vestibuli liegend gewertet. Die durchschnittliche Sicherheit hierfür beträgt 1,20 bei einer Standardabweichung von $\sigma = 0,96$ (Abb. 14c; Beispiele im Anhang B).

Für diese Entscheidungen beträgt die durchschnittliche Sicherheit 1,40 mit einer Standardabweichung von $\sigma = 0,63$.

Lage der Elektrode in der apikalen Windung

Bei 8 Ohren (53,33 %) projiziert sich die Position der Elektrode in der apikalen Windung in die Scala tympani. Diese Entscheidung ist im Durchschnitt mit einer Sicherheit von 1,04 bei einer Standardabweichung von $\sigma = 0,49$ gefällt worden. Bei 7 Ohren (46,67 %) zeigt sich die Elektrode mit einer durchschnittlichen Sicherheit von 0,57 in der Scala vestibuli. Die Standardabweichung beträgt $\sigma = 0,63$ (Abb. 14d; Beispiele im Anhang B).

Im Durchschnitt liegt die Sicherheit für eine Entscheidung bezüglich der Lage der Elektrode in der apikalen Windung bei 0,82 und die Standardabweichung bei $\sigma = 0,59$.

3.2.4. Lage der Elektrode in ihrem Verlauf innerhalb der Cochlea

Bei 6 Cochleae stellt sich die Elektrode während ihres gesamten Verlaufs als in einer Scala liegend dar: in 2 Fällen in der Scala tympani und in 4 Fällen in der Scala vestibuli.

In 9 Fällen jedoch projiziert sich die Elektrode in einem Scala-wechselnden Verlauf auf die Cochlea. Der Verlauf wird in 8 Fällen als einmal die Scala wechselnd bewertet:

Nach Insertion in die Scala tympani wechselt die Elektrode bei 2 Ohren im Verlauf in die Scala vestibuli. Einmal findet der Wechsel nach Insertion und einmal nach der mittleren Windung statt. Bei 6 Ohren projiziert sich die Elektrode bei der Insertion in die Scala vestibuli und im Verlauf in die Scala tympani. Dieser Wechsel erfolgt in 4 Fällen nach Insertion und in 2 Fällen zwischen basaler und mittlerer Windung. Wenn ein Wechsel stattfand, geschah dies in 5 Fällen direkt nach Insertion, in 2 Fällen erst zwischen basaler und mittlerer Windung und in einem Fall zwischen mittlerer und apikaler Windung.

In einem Fall projiziert sich die Elektrode bei Insertion in die Scala vestibuli, in der basalen und mittleren Windung in die Scala tympani, und in der apikalen Windung wiederum in die Scala vestibuli.

4 Diskussion

Bereits Ende des 18. Jahrhunderts begann mit den Experimenten Alessandro Voltas [32] die Entwicklung des CIs. Mit dieser elektronischen Prothese ist es möglich, ein taubes Ohr – und damit ein Sinnesorgan – zu ersetzen [92]. Durch zunehmendes Wissen über hörphysiologische Vorgänge und der daran orientierten ständigen Weiterentwicklung des CIs und der Operationstechnik, wird der Indikationsbereich für die Implantation eines CI stetig erweitert [5, 10, 42]. So werden heute bereits Säuglinge mit CIs versorgt, und eine bilaterale Implantation ermöglicht binaurales Hören [5, 72]. Oberstes Ziel ist es dabei, den Patienten zum individuell bestmöglichen Sprachverständnis zu befähigen, da dies die Voraussetzung zum eigenen Sprechen, zur Kommunikation mit anderen Menschen und schließlich für soziale Integration darstellt.

Ein Aspekt bei der Entwicklung der Operationstechnik ist der Erhalt eines vorhandenen Restgehörs im Tieftonbereich, indem das Corti-Organ bei Insertion der CI-Elektrode verschont bleibt. Hierzu soll die Elektrode in die Scala tympani eingeführt werden [1, 65, 66, 68-72]. Des weiteren wird der Einfluss der Elektrodenlage auf das Sprachverständnis diskutiert: Während einige Studien belegen, dass postoperativ ein besseres Sprachverständnis bei einer Elektrodenlage in der Scala tympani erreicht wird [2, 67, 78], ergibt sich in anderen Studien jedoch kein Unterschied [64, 71], obwohl bei einer Insertion in die Scala vestibuli die Reißner-Membran und das darunterliegende Corti-Organ regelhaft zerstört werden [66, 73, 74, 76].

Eine Erklärung für schlechteres Sprachverständnis bei Elektrodenlage in der Scala vestibuli (neben der Verletzung des Corti-Organ) kann sein, dass sich die Elektrode dort in etwa gleich weit von den Ganglienzellen zweier übereinanderliegender Windungen entfernt befindet. So besteht die Gefahr, dass die Ganglienzellen beider Windungen stimuliert werden, was zu akustischen Missinterpretationen führen kann [67]. Der Erhalt eines Restgehörs scheint bei einer Elektrodenlage in der Scala vestibuli kaum möglich, dennoch berichtet ein Autor [71], dass das Restgehör durch Insertion in die Scala vestibuli nicht in allen Fällen zerstört wird, und ebenso wenig bei einer Insertion in die Scala tympani immer erhalten werden kann. Diese widersprüchlichen Ergebnisse lassen sich durch die niedrigen Teilnehmerzahlen all dieser Studien erklären. Um signifikante

Aussagen über das Sprachverständnis in Abhängigkeit von der intracochleären Lage der Elektrode zu erhalten, wären knapp 3000 teilnehmende Patienten notwendig [64].

Eine weitere Voraussetzung ist die Kenntnis der exakten intracochleären Elektrodenlage. Der Diagnostik mit MRT sind nach der Versorgung mit einem CI Grenzen gesetzt. Aufnahmen bis 1,5 Tesla sind möglich, allerdings verursacht das CI gerade auf der implantierten Seite starke Artefakte, die eine Evaluation der genauen Elektrodenlage verhindern [63, 93]. Eine Kontrolle nur für Studienzwecke mit hochauflösendem CT [2] ist angesichts der Strahlenbelastung – vor allem bei Kindern – nicht zu rechtfertigen [45], zumal das Ergebnis keinen Einfluss auf den bereits operierten Patienten hat. Nur mit histologischem Nachweis lässt sich also die intracochleäre Lage der Elektrode exakt bestimmen [74], was beim Lebenden wiederum nicht möglich ist.

In der vorliegenden Arbeit wurde geprüft, ob die Kombination komplementärer Informationen aus MRT und CT mithilfe des 3D-Slicers dazu geeignet ist, die tatsächliche Position der Elektrode festzustellen, ohne den Patienten der Belastung einer zusätzlichen HRCT auszusetzen.

Zum Zeitpunkt der Recherche war am Universitätsklinikum Würzburg bereits bei 1350 Patienten ein CI implantiert worden. Daher war erwartet worden, in der radiologischen Datenbank wesentlich mehr Patienten identifizieren zu können, die mit einem CI versorgt worden waren, sowie präoperativ ein MRT und postoperativ ein CT erhalten hatten. Einer der limitierenden Faktoren war das postoperativ durchgeführte CT, welches nur selten indiziert war. Die in dieser Studie verwendeten MRTs und CTs waren nicht nach einem standardisierten Protokoll durchgeführt worden und sind daher bzgl. Auflösung, Schichtdicke, Aufnahmeebene und -ausschnitt nicht einheitlich. Zum Teil waren die MRT-Datensätze viele Jahre vor der CT aufgenommen worden. Zudem war überraschend, dass nur in etwa einem Viertel der Fälle die Insertionsstelle im OP-Bericht explizit dokumentiert war. Im Gegensatz dazu wären bei einer prospektiv angelegten Studie sowohl das präoperative MRT als auch das postoperative CT standardisiert durchgeführt worden, und die Insertionsstelle wäre regelhaft dokumentiert worden. Dies ist für die Zukunft zu empfehlen.

Für die Fusion der Datensätze wurde der 3D-Slicer verwendet, da es sich hierbei um ein frei erhältliches, von unabhängigen Autoren entwickeltes Programm handelt, dessen Bedienung leicht zu erlernen ist. Folgende Faktoren beeinflussten die Arbeit mit dem 3D-Slicer:

Beim Laden der CTs wurden die Header-Einstellungen nicht korrekt übernommen. Daher lagen die einzelnen axialen Schnitte im 3D-Slicer nicht exakt übereinander, sondern waren in ap-Richtung verzerrt (Abb. 15: Winkel α). Dies kann über den sog. „Slice Tilt“ (engl. slice: Schnitt; tilt: Verkippung) geändert werden. Da es keine definierte „Nullstellung“ gibt, wurde das CT in Orientierung an das entsprechende (korrekt dargestellte) MRT angepasst (Abb. 15: Winkel β).

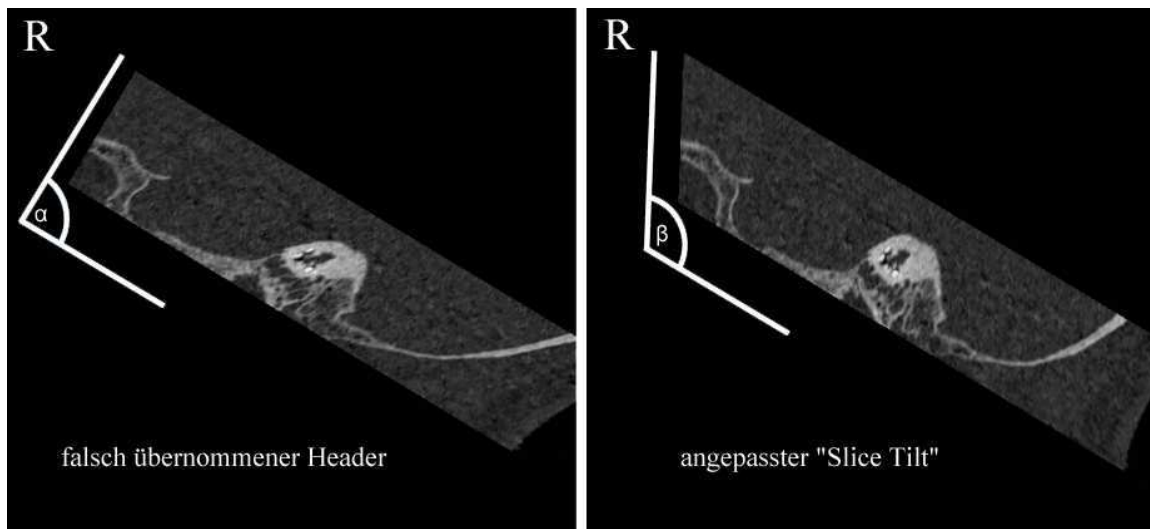


Abb. 15: (α): Verzerrte Darstellung des CTs durch falsch übernommene Header-Einstellungen.
(β): Slice Tilt subjektiv dem zugehörigem MRT angepasst. Sagittaler Schnitt.
Ansicht von links.

Dies ermöglichte zwar eine Fusion, stellte jedoch eine subjektive Korrektur dar und entsprach möglicherweise nicht dem korrekt dargestellten CT. Bei der Auswertung hätte sich die Elektrode vielleicht in eine andere Scala projiziert, wäre ein anderer „Slice Tilt“ als „der richtige“ bewertet worden. Der Vergleich mit dem MRT ist zwar eine gute Orientierungshilfe, ersetzt dennoch kein korrekt dargestelltes CT.

Zwischen der Akquisition des präoperativen MRTs und des postoperativen CTs war zum Teil viel Zeit vergangen. Durch das in dieser Zeit erfolgte Wachstum des Kopfes – gerade bei sehr jungen Patienten – war eine Bildfusion des gesamten Schädels nicht möglich (Abb. 16). Da die Cochlea jedoch bei Geburt bereits ausgewachsen ist und sich somit in ihrer Größe nicht mehr verändert [72], konnte zumindest die Cochlea fusioniert werden. Dazu wurden MRT und CT zunächst anhand des gesamten Schädels ausgerichtet, die Feinabstimmung erfolgte allerdings ausschließlich bezogen auf die zu analysierende Cochlea – folglich wurden bei bilateraler Implantation zwei Fusionen für einen Patienten durchgeführt. Dennoch lässt sich eine größere Fläche (z.B. der gesamte Schädel) exakter fusionieren, als eine kleinere (z.B. eine einzige Cochlea), da sich hier eine fehlerhafte Fusion von nur einem Grad oder Millimeter deutlicher zeigt, und dann eher korrigiert werden würde. Beim Durchmesser der Standardelektrode von 0,5 - 1,3 mm könnte dies bereits ein anderes Auswertungsergebnis bedeuten.

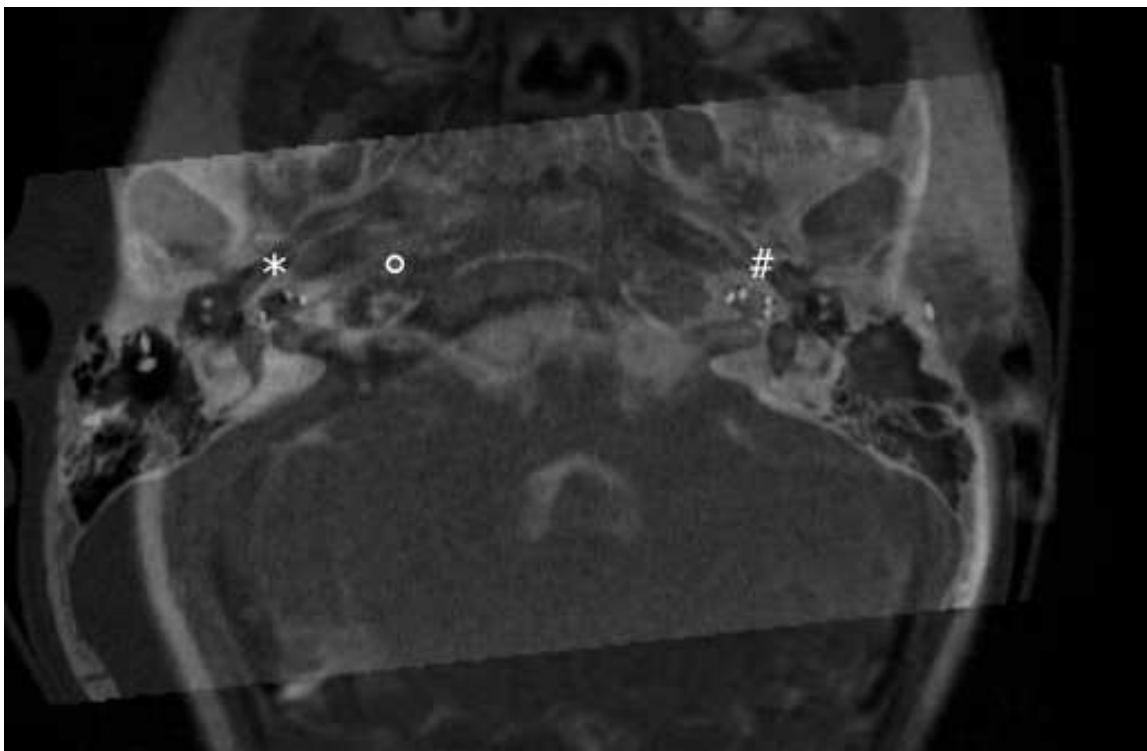


Abb. 16: Beispiel einer „schlechten“ Fusion des Gesamtschädels wegen Größenwachstum (C03). Schädel im CT () größer als im MRT (°). Liegen die linken Cochleae übereinander (#), ist eine Fusion rechts nicht möglich. Ansicht von inferior.*

Der einzige Grund, aus dem Ohren von der Studie ausgeschlossen wurden, war eine unzureichende Bildqualität (C00, C05). Bei Datensätzen, deren Bildqualität zwar ausreichend, aber nicht gut war, war die Fusion schwerer durchzuführen und ließ sich nicht

eindeutig zu einem Abschluss bringen. Dementsprechend gestaltete sich auch die Auswertung der Elektrodenlage schwieriger, wobei sich nach Fensterung des CTs v.a. eine schlechte Bildqualität des MRTs auszuwirken schien, da dann die Unterscheidung der einzelnen Scalen schwerer fiel (Abb. 17).

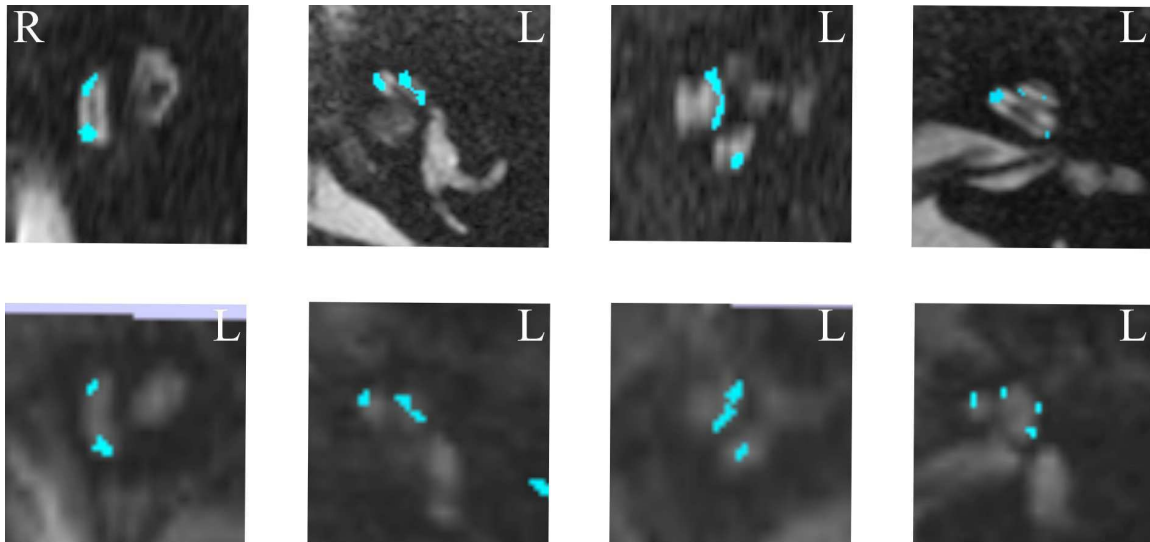


Abb. 17: Beispiele für die Bildauswertung bei MRT mit hoher und niedriger Bildqualität.

Jedoch ist Folgendes zu berücksichtigen: Die Standardelektrode des C40+ misst am basalen Ende einen Durchmesser von 1,3 mm, am apikalen Ende einen von 0,5 mm [12]. Um v.a. das apikale Ende der Elektrode im CT exakt erfassen zu können, wären Schichten im Bereich von 0,1 mm notwendig. Bei größerer Schichtdicke werden im 3D-Slicer zwar Zwischenstufen angezeigt, diese sind jedoch interpoliert und nicht realitätsgetreu. D.h. für eine exakte Fusion und Auswertung ist eine gute Bildqualität sowohl des MRT als auch des CT notwendig.

Da bei der MRT- und CT-Bildgebung routinemäßig keine Festpunkte eingesetzt werden, war keine automatische Registrierung damit möglich. Die Versuche mit virtuellen Festpunkten im Sehnervenkreuz und den beiden lateralen Bogengängen fanden zu Beginn der Arbeit statt und waren aus folgenden Gründen nicht erfolgreich: Erfolftes Schädelwachstum und falsch übernommene Header-Einstellungen führten in MRT und CT zu unterschiedlichen Distanzen zwischen den einzelnen Festpunkten und lieferten somit keine eindeutige Fusion. Zudem konnten die Festpunkte aufgrund der teilweise

schlechten Bildauflösung v.a. im MRT nicht immer exakt platziert werden. Somit war die manuelle Fusion der automatischen Registrierung in Qualität und Präzision weit überlegen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass der 3D-Slicer ein für die Fusion von MRT und CT geeignetes Programm ist. Doch selbst bei korrekter Übernahme der Header-Einstellungen hätten aufgrund des erfolgten Schädelwachstums und der teilweise schlechten Bildqualität keine eindeutige Fusion und Auswertung der Elektrodenlage gewährleistet werden können. Um optimale und eindeutige Resultate zu erzielen, muss das präoperative MRT dünn-schichtig und hochauflösend sein. Auch Abstriche in der Auflösung des CTs können zu falschen Ergebnissen führen, wobei hier abgewogen werden muss, mit welcher Aufnahmequalität sich insbesondere die Elektrode noch gut darstellen lässt. Denn je besser die Qualität des CTs ist, desto höher ist die Strahlenbelastung, die es gerade zu reduzieren gilt. Möglicherweise ergeben sich zukünftig Lösungen durch den Einsatz der Digitalen Volumen Tomographie (DVT). MRT und CT müssten vor allem bei Kindern in kurzem zeitlichen Abstand durchgeführt werden, um bei der Fusion Fehler zu minimieren, die durch das Wachstum des Schädels entstehen. Im Rahmen einer prospektiven Studie könnten zudem Festpunkte eingesetzt werden. Mit korrekten Header-Einstellungen wäre dann eine automatische Registrierung voraussichtlich praktikabel und könnte zu noch präziseren Ergebnissen führen.

Dennoch wurde die Fusion der Cochlea in allen Fällen als „sehr gut“ bewertet. Dies erklärt sich zum einen damit, dass die Feinabstimmung jeder Fusion anhand der Cochlea erfolgte. Selbst bei stattgefundenem Schädelwachstum und einer demzufolge „schlechten“ (C01, C03, C04, C05, C13, C14) oder „zufriedenstellenden“ (C12) Fusion des Gesamtschädels war die Fusion der bereits bei Geburt ausgewachsenen Cochlea somit „sehr gut“. Zudem waren nur Bilder ausgewertet worden, bei denen die Fusion so gut gelungen war, dass eine Beurteilung der intracochleären Lage der Elektrode möglich und sinnvoll erschien. Ein Datensatz (C00), bei dem die Fusion der Cochlea nicht möglich war, die somit auch nicht als „sehr gut“ bewertet worden wäre, wurde bereits vor der Beurteilung ausgeschlossen.

Neun Ohren sind in allen Kategorien als „sehr gut“ fusioniert eingestuft worden. Hierbei handelt es sich entweder um Kinder in der Wachstumsphase, bei denen nicht viel Zeit

zwischen den Aufnahmen von MRT und CT vergangen war (C07, 10, 11), oder um Erwachsene (C02, 06, 08, 09, 15, 16).

Bei jeder Form der Schnittbildgebung wird die Aussagequalität durch die rasche Betrachtung aufeinanderfolgender Bilder erhöht. Auch im 3D-Slicer besteht die Möglichkeit, durch den fusionierten Datensatz zu scrollen und so den Verlauf der Elektrode zu verfolgen. Dabei zeigte sich die Position der Elektrode oft klarer als auf einem einzelnen – subjektiv ausgewählten – Schnittbild.

In jedem der vier Abschnitte der Cochlea wurde die Entscheidung für eine Lage der Elektrode in der Scala tympani mit einer größeren Sicherheit getroffen als für eine Lage in der Scala vestibuli. Dies liegt vermutlich am insgesamt größeren Durchmesser der Scala tympani [94, 95], durch den sich die Lage der Elektrode eindeutiger bestimmen lässt. Ferner nahm die Sicherheit, mit der die Bewerter über die Lage der Elektrode entschieden, von basal nach apikal immer weiter ab. Ein Grund hierfür kann sein, dass sich beide Scalen in ihrem Verlauf von basal nach apikal verdünnen [94, 95], womit sich die genaue Bestimmung der Position der Elektrode immer schwieriger gestaltet. Außerdem ist die verwendete Stimulationselektrode 31,3 mm lang, während eine Cochlea bis zu 37 mm lang sein kann [96, 97]. Die Elektroden werden zudem nicht immer vollständig in die Cochlea eingeführt [67, 68, 70], was bedeutet, dass die Elektrode apikal bisweilen gar nicht vorhanden ist.

Dass die Elektrode in ihrem Verlauf innerhalb der Cochlea in eine andere Scala disloziert, ist möglich und wurde bereits beschrieben [2, 3, 64, 67, 98]. Ob dies jedoch tatsächlich bei neun der 15 untersuchten Ohren der Fall war, ist zweifelhaft. Infolge der bereits beschriebenen Faktoren ist es möglich, dass es bei der Bildfusion mit dem 3D-Slicer Ungenauigkeiten gegeben hat. Bereits eine fehlerhafte Fusion von weniger als einem Millimeter kann dazu führen, dass sich die Elektrode auf eine andere Scala projiziert. So kann es sein, dass ein „radiologischer“ Scalenwechsel gar nicht stattgefunden hat.

Andererseits ist es durchaus möglich, dass die Auswertungen korrekt sind. Untersuchungen haben ergeben, dass die verwendete Standardelektrode der Firma Med-El aufgrund ihrer Mechanik bei der Insertion in die Cochlea ein größeres Trauma verursacht

– mit der höheren Gefahr in eine andere Scala zu dislozieren – als moderne, wenig traumatisierende Elektroden (z.B. FLEXsoft®). [65, 68, 99]

Die Möglichkeiten sind derzeit begrenzt, um eindeutig zu klären, ob die durchgeführten Auswertungen korrekt sind. Allerdings stimmen die in den OP-Berichten dokumentierten Scalen bei Insertion mit den von den Betrachtern angegebenen Scalen überein. Es wurden dabei lediglich Angaben wie „Scala tympani“ oder „Scala vestibuli“ verwertet, nicht dagegen Aussagen wie „loco typico“. So war laut OP-Bericht bei C02 und C07 in die Scala vestibuli inseriert worden und bei C16 in die Scala tympani, vgl. Abb. 18.

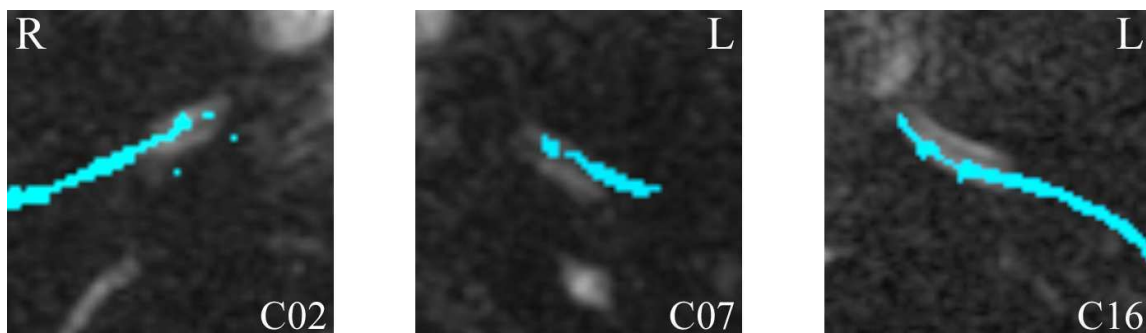


Abb. 18: Die Insertionsstellen in den OP-Berichten decken sich mit der Auswertung durch die Betrachter. C02 und C07: Insertion in Scala vestibuli. C16: Insertion in Scala tympani. Ansicht von inferior.

Um einen Einfluss der Elektrodenlage auf das postoperativ erreichte Sprachverständnis feststellen zu können, müssten zusätzlich Daten aus Hörverständnis-Tests ausgewertet werden. Wegen des inhomogenen Patientenkollektivs und der geringen Patientenzahl ist eine Untersuchung in diesem Fall nicht sinnvoll, ließe sich jedoch in einer prospektiven Studie verwirklichen. Hierbei sind nicht nur die Patienten mit postoperativ besonders gutem Hörverständnis von Interesse. Um Faktoren, die das Ergebnis negativ beeinflussen, herausfiltern zu können, sind auch die Patienten, die schlechtere Ergebnisse erzielten, für eine Analyse interessant.

Die retrospektiv durchgeführte Bildfusion wird von erheblichen Artefakten beeinflusst. Prospektiv und unter standardisierten Bedingungen wäre sie allerdings eine elegante und technisch realisierbare Methode, um einen möglichen Zusammenhang zwischen der Elektrodenlage und den Qualitätsmerkmalen der Cochleaimplantation, dem Erhalt von Restgehör sowie dem postoperativen Sprachverständnis zu klären.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden präoperative MRT- und postoperative CT-Datensätze, die komplementäre Informationen über die Strukturen der Cochlea liefern, mit dem frei erhältlichen Programm „3D-Slicer“ fusioniert. Nach 1350 erfolgten Implantationen am Universitätsklinikum Würzburg konnte bei 16 Ohren die Qualität der Fusion beurteilt und bei 15 Ohren die intracochleäre Lage der CI-Elektroden evaluiert werden.

Die manuelle Fusion der Datensätze wurde in einer reproduzierbaren Vorgehensweise umgesetzt und war der automatischen Registrierung überlegen. Bildfusion und -analyse ließen sich umso präziser und sicherer durchführen, je besser die Bildqualität und je kürzer der zeitliche Abstand zwischen der Akquisition von MRT und CT waren. Da die Cochlea bei Geburt bereits ausgewachsen ist, war die Fusion selbst bei den Kindern möglich, deren Schädel in der Zwischenzeit gewachsen war. Aufgrund der seltenen Indikation eines postoperativen CTs und mangelnder Standardisierung der Bildgebung konnte eine Analyse lediglich bei 15 der insgesamt 1350 Ohren mit CI durchgeführt werden. In diesen Fällen ließ sich die Fusion jedoch sehr gut durchführen. Entscheidend für die Beurteilung der Bilder ist die Bewertung von zusammenhängenden, aufeinander folgenden Darstellungen.

Die Sicherheit bei der Beurteilung der Elektrodenlage nimmt in den einzelnen Abschnitten der Cochlea von basal nach apikal ab. Unabhängig davon waren die Entscheidungen für die Elektrodenlage in der Scala tympani mit einer größeren Sicherheit gefällt worden als die für die Lage in der Scala vestibuli.

Die genaue Elektrodenlage konnte im Rahmen dieser Studie zwar nicht anhand histologischer Schnitte bewiesen werden, jedoch stimmen die in den fusionierten Bildern analysierten Insertionsstellen mit den in den OP-Berichten dokumentierten Angaben überein.

Die retrospektiv durchgeführte Bildfusion wird von erheblichen Artefakten beeinflusst. Prospektiv und unter standardisierten Bedingungen wäre sie allerdings eine elegante und technisch realisierbare Methode, um einen möglichen Zusammenhang zwischen der Elektrodenlage und den Qualitätsmerkmalen der Cochleaimplantation, dem Erhalt von Restgehör sowie dem postoperativen Sprachverständnis zu klären.

6 Literaturverzeichnis

1. Lehnhardt, E.,
Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique.
HNO, 1993. **41**(7): S. 356-9.
2. Aschendorff, A., et al., *Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults.*
Ear Hear, 2007. **28**(2 Suppl): S. 75S-79S.
3. Bartling, S.H., et al.,
Registration and fusion of CT and MRI of the temporal bone.
J Comput Assist Tomogr, 2005. **29**(3): S. 305-10.
4. Probst, R., *Cochlear Implants: Eine Erfolgsgeschichte und einige Fragen dazu.*
HNO, 1998. **46**(1): S. 4-6.
5. Müller, J., *Gestörtes Hören. Die apparative Versorgung der Schwerhörigkeit: Cochlea-Implantate und Hirnstammimplantate - Aktuelle Entwicklungen der letzten 10 Jahre.*
Laryngorhinootologie, 2005. **84** Suppl 1: S. 60-69.
6. Klinke, R., H.-C. Pape, and S. Silbernagl, *Physiologie.*
6. ed. 2009, Stuttgart: Thieme.
7. Trepel, M., *Neuroanatomie: Struktur und Funktion.*
2. ed. 1999, München, Jena: Urban und Fischer.
8. Benninghoff, A. and D. Drenckhahn, *Anatomie - Band 2.*
16. ed. 2003, München: Elsevier.
9. Thews, G., E. Mutschler, and P. Vaupel,
Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen.
5. ed. 1999, Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH.
10. *Cochlea-Implantat - Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen,*
ed. T. Lenarz. 1998, Heidelberg: Springer.
11. Euler, M.,
Biophysik des Gehörs. Teil I: Von der passiven zur aktiven Wahrnehmung.
Biologie in unserer Zeit, 1996. **26**(3): S. 163-172.
12. MED-EL, *COMBI 40+; Cochlear Implant System (Info-Broschüre),* Innsbruck.
13. Arnold, W. and U. Ganzer, *Checkliste Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde.*
4. ed. 2005, Stuttgart: Thieme.
14. Boenninghaus, H.-G. and T. Lenarz, *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde.*
13. ed. 2007, Heidelberg: Springer.
15. Roizen, N.J., *Nongenetic causes of hearing loss.*
Ment Retard Dev Disabil Res Rev., 2003. **9**(2): S. 120-7.
16. Bayazit, Y.A. and M. Yilmaz, *An overview of hereditary hearing loss.*
ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec, 2006. **68**(2): S. 57-63.

17. Hone, S.W. and R.J. Smith, *Genetics of hearing impairment*.
Semin Neonatol, 2001. **6**(6): S. 531-41.
18. Nance, W.E., *The genetics of deafness*.
Ment Retard Dev Disabil Res Rev, 2003. **9**(2): S. 109-19.
19. Doyle, K.J. and R.M. Ray, *The otolaryngologist's role in management of hearing loss in infancy and childhood*.
Ment Retard Dev Disabil Res Rev, 2003. **9**(2): S. 94-102.
20. Huang, Y.T., et al., *Streptococcus suis infection*.
J Microbiol Immunol Infect, 2005. **38**(5): S. 306-13.
21. Dodson, K.M., A. Sismanis, and W.E. Nance, *Superficial siderosis: a potentially important cause of genetic as well as non-genetic deafness*.
Am J Med Genet A, 2004. **130**(1): S. 22-5.
22. Spengos, K., et al.,
Superficial siderosis of the CNS. Case report and literature review.
Nervenarzt, 2004. **75**(5): S. 492-5.
23. Tiensoli, L.O., et al.,
Hearing screening in a public hospital in Belo Horizonte, Minas Gerais State, Brazil: hearing impairment and risk factors in neonates and infants.
Cad Saude Publica, 2007. **23**(6): S. 1431-41.
24. Vohr, B.R., et al., *Identification of neonatal hearing impairment: characteristics of infants in the neonatal intensive care unit and well-baby nursery*.
Ear Hear, 2000. **21**(5): S. 373-82.
25. Klinke, R. and S. Silbernagl, *Lehrbuch der Physiologie*.
3. ed. 2001, Stuttgart: Thieme.
26. Calcagnini Stillhard, E.,
Das Cochlea-Implantat: eine Herausforderung für die Hörgeschädigtenpädagogik.
1994, Luzern: Edition SZH/SPC.
27. Nikolopoulos, T.P., G.M. O'Donoghue, and S. Archbold,
Age at implantation: its importance in pediatric cochlear implantation.
Laryngoscope, 1999. **109**(4): S. 595-9.
28. Ruben, R.J., H. Umamo, and M. Silver, *Assessment of efficacy of intervention in hearing impaired children with speech and language deficits*.
Laryngoscope, 1984. **94**(1): S. 10-5.
29. Illg, A., et al., *Speech perception results for children implanted with the CLARION cochlear implant at the Medical University of Hannover*.
Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl, 1999. **177**: S 93-8.
30. Ruben, R.J. and R. Schwartz,
Necessity versus sufficiency: the role of input in language acquisition.
Int J Pediatr Otorhinolaryngol, 1999. **47**(2): S. 137-40.
31. Walch, C., et al., *91 dB Hörverlust - die Schwelle zum "Cochlear Implant"?*
HNO, 2000. **48**(11): S. 828-31.

32. Shah, S.B., J.H. Chung, and R.K. Jackler, *Lodestones, quackery, and science: electrical stimulation of the ear before cochlear implants.*
Am J Otol, 1997. **18**(5): S. 665-70.
33. Wever, E.G. and C.W. Bray,
Action Currents in the Auditory Nerve in Response to Acoustical Stimulation.
Proc Natl Acad Sci U S A, 1930. **16**(5): S. 344-50.
34. *Cochlear Protheses*, ed. C.W. Parkins and S.W. Anderson.
Vol. 405. 1983, New York: New York Academy of Sciences.
35. MED-EL, *Cochlea-Implantate verstehen (Info-Broschüre)*, Innsbruck.
36. Gstöttner, W.K., et al.,
Erste Erfahrungen mit dem Combi-40-Cochlearimplantat. Chirurgische Aspekte.
HNO, 1997. **45**(1): S. 17-21.
37. Lo, W.W., *Imaging of cochlear and auditory brain stem implantation.*
AJNR Am J Neuroradiol, 1998. **19**(6): S. 1147-54.
38. Witte, R.J., et al., *Pediatric and adult cochlear implantation.*
Radiographics, 2003. **23**(5): S. 1185-200.
39. Stjernholm, C., *Aspects of temporal bone anatomy and pathology in conjunction with cochlear implant surgery.*
Acta Radiol Suppl, 2003. **430**: S. 2-15.
40. Laszig, R., et al., *Aktuelle Entwicklung zum Kochleaimplantat.*
HNO, 2004. **52**(4): S. 357-62.
41. Deggouj, N., et al., *Today's indications for cochlear implantation.*
B-Ent, 2007. **3**(1): S. 9-14.
42. Helms, J. and J. Müller,
Die Auswahl eines Cochlea-Implantats und die Ergebnisse der Implantation.
Laryngorhinootologie, 1999. **78**(1): S. 12-13.
43. Kalender, W.A., *Grundlagen und Technik der Spiral-CT.*
Der Radiologe, 1999. **39**(9): S. 809-19.
44. Buzug, T.M., *Einführung in die Computertomographie.* 2004, Berlin: Springer.
45. Kramme, R., *Medizintechnik.* 2007, Heidelberg: Springer.
46. Thurn, P., et al., *Einführung in die radiologische Diagnostik.*
1998, Stuttgart: Thieme.
47. Dössel, O., *Bildgebende Verfahren in der Medizin: von der Technik zur medizinischen Anwendung.* 2000, Berlin: Springer.
48. Kalender, W.A., *Computertomographie.*
2. ed. 2006, Erlangen: Publicis Corporate Publishing.
49. *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik.*
3. ed, ed. H. Morneburg. 1995, München: Publicis MCD Verlag.
50. Goretzki, G., *Medizinische Strahlenkunde: physikalisch-technische Grundlagen.*
1987, München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg.
51. Grehn, F., *Augenheilkunde.* 30. ed. 2008, Berlin, Heidelberg: Springer.

52. Sachsenweger, M., *Duale Reihe: Augenheilkunde*. 2. ed. 2003, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
53. Sillers, M.J., F.A. Kuhn, and C.L. Vickery, *Radiation exposure in paranasal sinus imaging*. Otolaryngology - Head And Neck Surgery, 1995. **112**(2): S. 248-51.
54. Hopper, K.D., et al., *Radioprotection to the eye during CT scanning*. AJNR Am J Neuroradiol, 2001. **22**(6): S. 1194-8.
55. Siemens, *Siemens SOMATOM Volume Zoom - Datenheft*, Forchheim: Siemes AG (<http://www.siemes.de/med>).
56. Laubenberger, T. and J. Laubenberger, *Technik der medizinischen Radiologie*. 1999: Deutscher Ärzte-Verlag.
57. Hendrick, R.E., *The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Basic physics of MR imaging: an introduction*. Radiographics, 1994. **14**(4): S. 829-48.
58. Schild, H.H., *MRI made easy*. 1990, Berlin: Schering.
59. Schlungbaum, W., *Medizinsche Strahlenkunde*. 7. ed. 1993, Berlin: de Gruyter.
60. Teissl, C., et al., *Cochlear implants: in vitro investigation of electromagnetic interference at MR imaging--compatibility and safety aspects*. Radiology, 1998. **208**(3): S. 700-8.
61. Teissl, C., et al., *Magnetic resonance imaging and cochlear implants: compatibility and safety aspects*. J Magn Reson Imaging, 1999. **9**(1): S. 26-38.
62. Youssefzadeh, S., et al., *MR compatibility of Med EL cochlear implants: clinical testing at 1.0 T*. J Comput Assist Tomogr, 1998. **22**(3): S. 346-50.
63. Wackym, P.A., et al., *Effect of magnetic resonance imaging on internal magnet strength in Med-El Combi 40+ cochlear implants*. Laryngoscope, 2004. **114**(8): S. 1355-61.
64. Wanna, G.B., et al., *Assessment of Electrode Placement and Audiological Outcomes in Bilateral Cochlear Implantation*. Otol Neurotol, 2011. **32**(3): S. 428-32
65. Maurer, J., *Present state of cochlear implant treatment in adults and children*. HNO, 2009. **57**(7): S. 693-706.
66. Lane, J.I., et al., *Scalar localization of the electrode array after cochlear implantation: a cadaveric validation study comparing 64-slice multidetector computed tomography with microcomputed tomography*. Otol Neurotol, 2007. **28**(2): S. 191-4.
67. Finley, C.C., et al., *Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes*. Otol Neurotol, 2008. **29**(7): S. 920-8.
68. Adunka, O., et al., *Evaluating cochlear implant trauma to the scala vestibuli*. Clin Otolaryngol, 2005. **30**(2): S. 121-7.

69. Aschendorff, A., et al.,
Quality control after cochlear implant surgery by means of rotational tomography.
Otol Neurotol, 2005. **26**(1): S. 34-7.
70. Kiefer, J., et al., *Scala vestibuli insertion in cochlear implantation: a valuable alternative for cases with obstructed scala tympani.*
ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec, 2000. **62**(5): S. 251-6.
71. Lin, Y.S., *Clinical outcomes of scala vestibuli cochlear implantation in children with partial labyrinthine ossification.*
Acta Otolaryngol, 2009. **129**(3): S. 273-80.
72. Cohen, N.L., *Cochlear implant candidacy and surgical considerations.*
Audiology & Neurootology, 2004. **9**(4): S. 197-202.
73. Eshraghi, A.A., *Prevention of cochlear implant electrode damage.*
Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg, 2006. **14**(5): S. 323-8.
74. Adunka, O. and J. Kiefer,
Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma.
Otolaryngol Head Neck Surg, 2006. **135**(3): S. 374-82.
75. Turner, C.W., et al., *Impact of hair cell preservation in cochlear implantation: combined electric and acoustic hearing.*
Otol Neurotol, 2010. **31**(8): S. 1227-32.
76. Klenzner, T., *Aspects of inner ear trauma in CI treatment.*
HNO, 2011. **59**(6): S. 568-9.
77. Schurzig, D., et al.,
Force of cochlear implant electrode insertion performed by a robotic insertion tool: comparison of traditional versus Advance Off-Stylet techniques.
Otol Neurotol, 2010. **31**(8): S. 1207-10.
78. Skinner, M.W., et al., *In vivo estimates of the position of advanced bionics electrode arrays in the human cochlea.*
Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl, 2007. **197**: S. 2-24.
79. von Ilberg, C., et al., *Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss.*
ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec, 1999. **61**(6): S. 334-40.
80. Welsch, U., *Lehrbuch Histologie.* 2. ed. 2006, München: Elsevier GmbH.
81. Punke, C., et al.,
Acoustic-mechanical trauma during cochleostomy : Animal experimental studies.
HNO, 2011. **59**(6): S. 570-4
82. Siemens, *Siemens MAGNETOM Symphony - Datenheft,*
München: Siemes AG, Medical Solutions (<http://www.medical.siemens.com>).
83. Gering, D.T., *A system for Surgical Planning and Guidance using Image Fusion and Interventional MR - Masters thesis,* in *Department of Electrical Engineering and Computer Science.*
1999, Massachusetts Institute of Technology.
84. *The Visualization Toolkit.* [cited 22.10.2008];
available from: <http://www.vtk.org/>.

85. *3DSlicer*. [cited 09.09.2008]; available from: <http://slicer.spl.harvard.edu/>.
86. Rodt, T., et al., *3D visualization and simulation of frontoorbital advancement in metopic synostosis*.
Childs Nerv Syst, 2007. **23**(11): S. 1313-7.
87. *MIT Computer Science and Artificial Intelligence Laboratory*. [cited 09.09.2008]; available from: <http://www.csail.mit.edu/index.php>.
88. *Surgical Planning Laboratory*. [cited 09.09.2008]; available from: <http://www.spl.harvard.edu/>.
89. *Slicer: Workshops: User Training 101*. [cited 09.09.08]; available from: http://wiki.na-mic.org/Wiki/index.php/Slicer:Workshops:User_Training_101.
90. Hill, D.L., et al., *Medical image registration*.
Phys Med Biol, 2001. **46**(3): S. R1-45.
91. West, J.B., et al.,
Fiducial point placement and the accuracy of point-based, rigid body registration.
Neurosurgery, 2001. **48**(4): S. 810-7.
92. Vischer, M., et al., *Das Cochlea-Implantat - Entwicklung von Gehör und Sprache mit einem künstlichen Innenohr*.
Therapeutische Umschau, 2004. **61**(1): S. 53-60.
93. Baumgartner, W.D., et al., *Clinical application of magnetic resonance imaging in 30 cochlear implant patients*.
Otol Neurotol, 2001. **22**(6): S. 818-22.
94. Walby, A.P., *Scala tympani measurement*.
Ann Otol Rhinol Laryngol, 1985. **94**(4 Pt 1): S. 393-7.
95. Biedron, S., et al., *The Internal Dimensions of the Cochlear Scalae With Special Reference to Cochlear Electrode Insertion Trauma*.
Otol Neurotol. 2010. **31**(5): S. 731-7
96. Skinner, M.W., et al., *CT-derived estimation of cochlear morphology and electrode array position in relation to word recognition in Nucleus-22 recipients*.
J Assoc Res Otolaryngol, 2002. **3**(3): S. 332-50.
97. Lerch, R., G. Sessler, and D. Wolf,
Technische Akustik: Grundlagen und Anwendungen.
1 ed. 2009, Berlin, Heidelberg: Springer Verlag. S.191f.
98. Adunka, O., et al., *Development and evaluation of an improved cochlear implant electrode design for electric acoustic stimulation*.
Laryngoscope, 2004. **114**(7): S. 1237-41.
99. Baumgartner, W.D., et al.,
Outcomes in adults implanted with the FLEXsoft electrode.
Acta Otolaryngol, 2007. **127**(6): S. 579-86.

7 Anhang

A Bewertungsübersicht der intracochleären Elektrodenlage

Elektrode liegt in: T = Scala tympani / V = Scala vestibuli
 Sicherheit der Entscheidung: 2 = sehr sicher / 1 = sicher / 0 = unsicher

OHR	Insertion		basal		Mitte		apikal	
C01	V	1	T	1	T	2	T	1
C02	V	2	V	2	V	1	V	1
C03	V	0	V	0	V	0	-	-
C04	V	2	T	1	T	1	-	-
C05	-	-	T	1	T	1	-	-
C06	T	2	T	2	T	2	T	1
C07	V	2	T	2	T	2	T	1
C08	V	2	T	2	T	2	T	1
C09	T	2	V	2	V	2	V	1
C10	V	1	T	2	T	1	-	-
C11	V	2	V	1	T	1	T	1
C12	V	1	V	2	V	2	V	0
C13	V	2	V	1	V	2	V	0
C14	V	1	T	2	T	1	T	0
C15	V	2	T	2	T	2	T	1
C16	T	2	T	2	T	2	T	1

Tabelle 5: Auswertung der intracochleären Elektrodenlage durch Betrachter 1

OHR	Insertion		basal		Mitte		apikal	
C01	V	1	T	1	T	2	T	1
C02	V	1	V	2	V	1	V	0
C03	V	0	V	0	V	0	V	0
C04	V	2	T	0	T	0	T	0
C05	-	-	-	-	T	0	-	-
C06	T	2	T	2	T	2	T	2
C07	V	1	T	2	T	2	T	2
C08	V	0	V	0	V	0	V	0
C09	T	2	V	2	V	2	V	2
C10	V	1	T	2	T	2	-	-
C11	V	1	V	2	T	2	T	1
C12	V	2	V	2	V	2	V	0
C13	V	2	V	1	V	1	V	0
C14	-	-	T	0	T	0	T	0
C15	V	1	T	1	T	1	T	1
C16	T	2	T	2	T	2	T	1

Tabelle 6: Auswertung der intracochleären Elektrodenlage durch Betrachter 2

<i>OHR</i>	Insertion		basal		Mitte		apikal	
C01	V	0	T	0	T	1	-	-
C02	T	2	T	1	T	1	T	1
C03	V	2	V	2	V	0	-	-
C04	V	2	V	2	T	1	T	0
C05	-	-	-	-	T	1	-	-
C06	T	2	T	2	T	1	T	0
C07	V	1	T	2	T	2	T	2
C08	T	2	T	2	T	2	T	2
C09	T	2	V	2	V	2	V	2
C10	-	-	T	2	T	2	V	1
C11	V	2	V	2	T	1	T	1
C12	V	0	V	2	V	2	V	0
C13	V	2	V	2	V	2	V	2
C14	T	2	T	2	T	2	V	2
C15	V	2	T	2	T	2	T	2
C16	T	2	T	2	T	2	T	2

Tabelle 7: *Auswertung der intracochleären Elektrodenlage durch Betrachter 3*

B Exemplarische Fusionsergebnisse

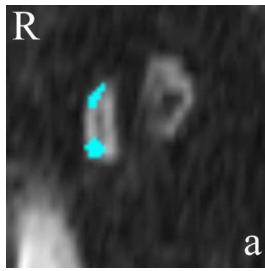


Abb. 19: C02 a: Mitte: Scala vestibuli
a: Ansicht von inferior.

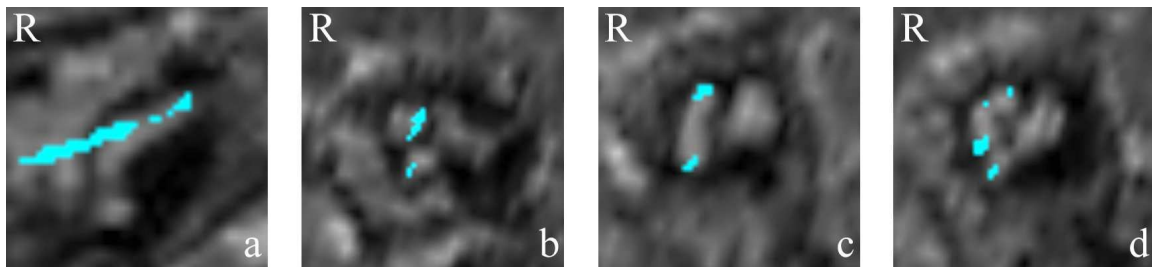


Abb. 20: C04 a: Mitte: Scala vestibuli
b: basal: Scala vestibuli; Mitte: Scala tympani
c: Mitte: Scala tympani
d: Mitte + apikal: Scala tympani
a: Ansicht von inferior; – b, c, d: Ansicht von links.

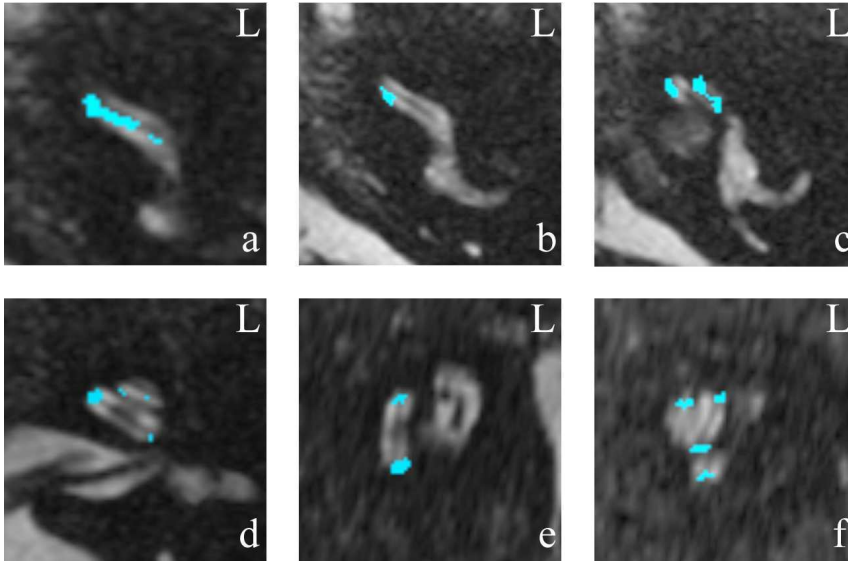


Abb. 21: C07 a, b: *basal: Scala tympani*
 c: *basal + Mitte: Scala tympani*
 d: *Mitte + apikal: Scala tympani*
 e: *Mitte: Scala tympani*
 f: *basal: Wechsel Scala vestibuli → Scala tympani*
Mitte + apikal: Scala tympani
 a, b, c, d: *Ansicht von inferior; – e, f: Ansicht von links.*

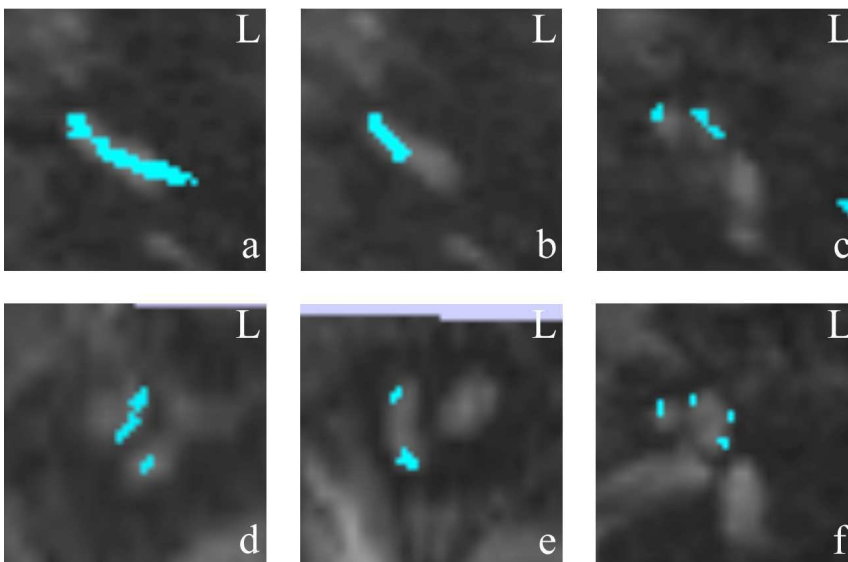


Abb. 22: C08 a: *Insertion: Scala vestibuli; basal: Scala tympani*
 b: *basal: Scala tympani*
 c, d: *basal + Mitte: Scala tympani*
 e: *Mitte: Scala tympani*
 f: *Mitte + apikal: Scala tympani*
 a, b, c, f: *Ansicht von inferior; – d, e: Ansicht von links.*

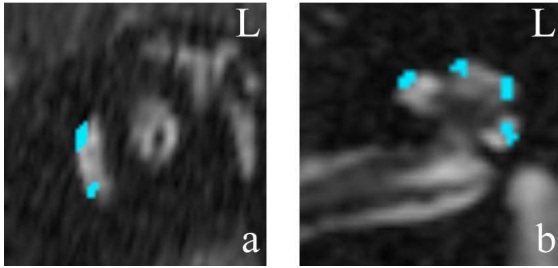


Abb. 23: **C09** a: *Mitte: Scala vestibuli*
 b: *Mitte + apikal: Scala vestibuli*
 a: *Ansicht von links; – b: Ansicht von inferior.*

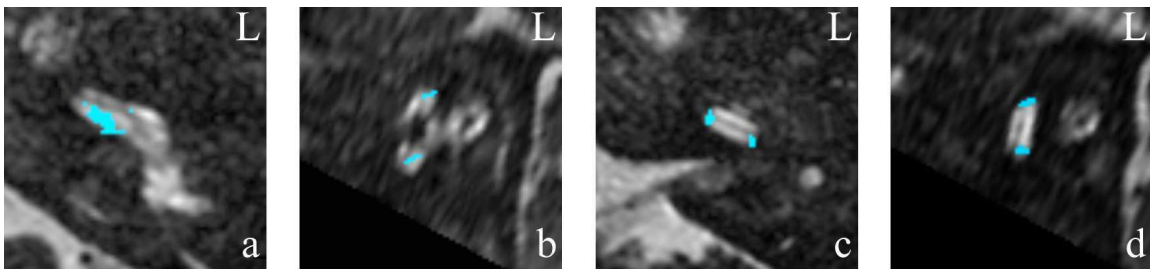


Abb. 24: **C10** a, b: *basal: Scala tympani*
 c, d: *Mitte: Scala tympani*
 b, d: *Ansicht von links; – a, c: Ansicht von inferior.*

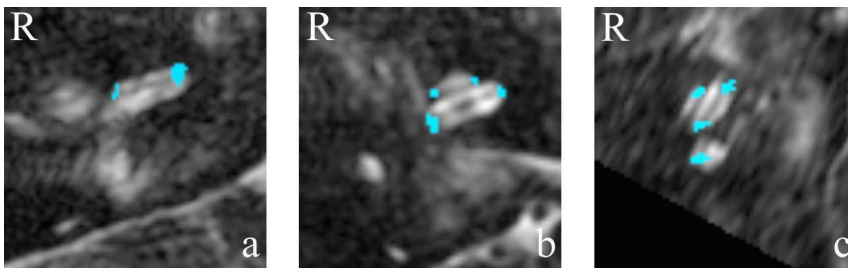


Abb. 25: **C11** a: *basal: Scala vestibuli*
 b: *Mitte + apikal: Scala tympani.*
 c: *basal: Scala vestibuli, Mitte + apikal: Scala tympani*
 c: *Ansicht von links; – a, b: Ansicht von inferior.*

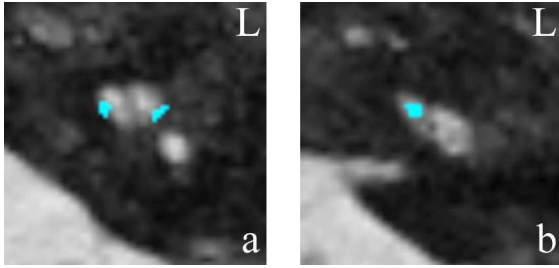


Abb. 26: **C12** a: basal + Mitte: Scala vestibuli
 b: Mitte: Scala vestibuli
 a, b: Ansicht von inferior.

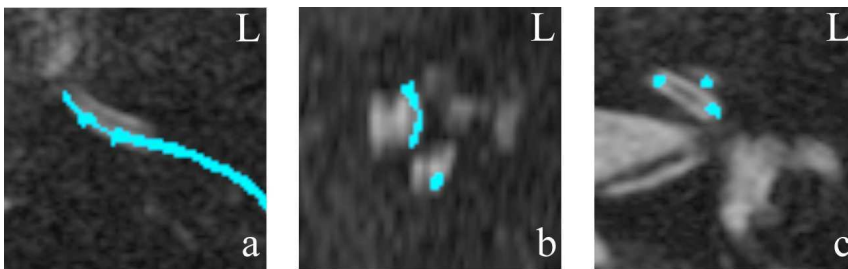


Abb. 27: **C16** a: Insertion + basal: Scala tympani.
 b: basal + Mitte: Scala tympani
 c: Mitte + apikal: Scala tympani
 b: Ansicht von links; – a, c: Ansicht von inferior.

Danksagung

Für die Überlassung des Themas und die Ermöglichung der Umsetzung dieser Arbeit möchte ich mich sehr herzlich bei meinem Doktorvater bedanken, Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Robert Mlynski, Oberarzt an der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen der Universität Würzburg. Seine konstruktive Kritik, insbesondere während der letzten Phase, hat sehr zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. László Solymosi, Leiter der Abteilung für Neuroradiologie der Universität Würzburg, danke ich für die Übernahme des Korreferats und die Bereitstellung der MRT- und CT-Datensätze.

Mein Dank gilt auch meinem Betreuer, Herrn Dr. med. Marc Unkelbach, Oberarzt an der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde des Klinikums Frankfurt Höchst. Er lehrte mich die Grundlagen der 3D-Bildfusion und kümmerte sich um die Organisation der Datensätze. Bei Fragen und Problemen stand er mir geduldig zur Seite, beantwortete Anrufe und Emails in kürzester Zeit, was mir die Weiterarbeit an dieser Dissertation auch im Ausland ermöglichte. In guter Erinnerung bleiben mir zahlreiche Treffen und Telefonate mit vielen Anregungen.

Meinen Eltern danke ich für die liebevolle Begleitung während des Studiums und der Arbeit an dieser Dissertation. Sie haben mich auf meinem Weg stets motiviert und in jeder Hinsicht unterstützt. Vielen Dank!