

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, und Ohrenheilkunde der
Universität zu Köln

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. J. P. Klußmann

Darstellbarkeit des runden Fensters während Cochlea-Implantat-Operationen

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Tanja Winter
aus Heidelberg

promoviert am 09.12.2021

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Professor Dr. med. J.-C. Lüers

2. Gutachter: Privatdozent Dr. med. M. Dübbers

Erklärung:

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten: Herrn Prof. Dr. Jan-Christoffer Lüers sowie Herrn Dr. Konrad Stürmer.

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 24/2011) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 19.02.2021

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Daten wurden mithilfe eines gemeinsam mit Herrn Prof. Dr. Jan-Christoffer Lüers erstellten und von den CI-Operateuren der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie am Universitätsklinikum Köln ausgefüllten Fragebogens sowie aus den jeweiligen Patientenakten erhoben.

Die statistischen Auswertungen wurden durch Herrn Prof. Dr. Jan-Christoffer Lüers geprüft.

Die Publikation „Round window accessibility during cochlear implantation“ wurde in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Konrad Stürmer verfasst.

Danke an meine Eltern, Claudia und Moritz. Ihr habt mir immer vermittelt, im Leben zielstrebig zu sein, Vorsätze zu haben und diese zu erreichen, doch seid mir zu keinem Zeitpunkt mit Druck oder überhöhten Erwartungen begegnet. Ohne eure Werte, eure Erziehung und eure Unterstützung in allen Lebensbereichen wäre ich nicht wo und wer ich jetzt bin.

Danke an meine beiden Schwestern, Jasmin und Christina. Zwar sind wir in örtlicher Hinsicht etwas voneinander entfernt, aber ich weiß, dass ihr immer da seid. Ihr seid wie Schwestern und beste Freundinnen zugleich. Und ihr seid aus meinem Leben nicht wegzudenken.

Außerdem gilt mein besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Jan-Christoffer Lüers für die Überlassung dieser Dissertationsfragestellung und die hervorragende Betreuung. Sie standen mir bei Fragen jeglicher Art neben dem zeitintensiven Klinikalltag stets mit Ihrem kompetenten Rat zur Seite. Ihre Ideen, Ihr Fachwissen und Ihre Erfahrung stellten eine große Hilfe für mich dar. Zudem gaben Sie mir die Möglichkeit, selbst bei Cochlea-Implantat-Operationen zuzusehen und mich so noch mehr in die Thematik einzufinden.

Vielen Dank an Herrn Dr. Konrad Stürmer für die gute Zusammenarbeit und Kommunikation beim Verfassen der gemeinsamen Publikation.

Auch möchte ich Frau Beate Lejeune aus dem Sekretariat des Cochlear-Implant-Zentrum Köln (CIK) danken; für ihre außerordentliche Hilfsbereitschaft und Freundlichkeit, die sie mir bei meinen Recherchen im CIK entgegenbrachte.

Und nicht zuletzt gebührt ein besonderer Dank meinen Freunden; ob Caro, Konstantin und Patrizia aus Köln, Charlie, Fabia, Jessie, Nicola, Pia, Philipp und Wiebke aus Bologna oder Anabel, Chiara, Karo, Luisa und Sophie aus dem Taunus. Danke dafür, dass es euch gibt und ihr mein Leben schöner macht.

Für Mama und Papa

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
1.1	Geschichte.....	7
1.2	Aufbau und Funktionsprinzip des CI.....	10
1.3	Hersteller, Elektroden und Zubehör.....	16
1.4	Indikationen und Voraussetzungen zur Implantation.....	17
1.5	Bilaterale Cochlea-Implantat-Versorgung.....	19
1.6	Anatomie der Rundfensternische und der Rundfenstermembran.....	20
1.7	Zugangswege und Operationstechniken.....	21
1.7.1	Rundfensterzugang.....	22
1.7.2	Erweiterter Rundfensterzugang.....	22
1.7.3	Konventionelle knöcherner Cochleostomie.....	23
1.7.4	Vor- und Nachteile der verschiedenen Techniken.....	23
1.7.5	Konzept der „ <i>soft surgery</i> “.....	25
1.8	Risiken.....	26
1.9	Hörerfolge.....	27
1.10	Grenzen des CI und Entwicklungspotenzial für die Zukunft.....	28
1.11	Publikation „ <i>Round window accessibility during cochlear implantation</i> “.....	29
2	Publikation	31
3	Diskussion	40
3.1	Vergleich erhobener Daten mit der Publikation „ <i>Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion</i> “.....	40
3.2	Relevanz chirurgischer Schritte während Cochlea-Implantat-Operationen.....	43
3.3	Langzeit-Hörergebnisse.....	45
3.4	Häufigkeit Implantation Erwachsene vs. Kinder.....	47
3.5	Rolle der präoperativen Bildgebung bei Cochlea-Implantat-Operationen.....	49
3.6	Schlussfolgerung.....	50
4	Zusammenfassung	52
5	Abkürzungsverzeichnis	53
6	Abbildungsverzeichnis	54
7	Literaturverzeichnis	55
8	Lebenslauf	75

1 Einleitung

Das Cochlea-Implantat (CI) stellt eine der großen Innovationen der modernen Medizin (1, 2) und bis heute die Therapie der Wahl bei schwerem bis hochgradigem sensorineuralem Hörverlust dar (3-7).

Es ermöglicht Betroffenen neben der Wahrnehmung verlorener Sinneseindrücke vor allem eine Integration in die Welt des Hörens und damit eine aktive Teilhabe am täglichen Leben (8, 9).

Die bis dato auf dem Gebiet erreichten Fortschritte sind das Ergebnis einer engen Zusammenarbeit zwischen Chirurgen, Audiologen und Ingenieuren (10-12).

1.1 Geschichte

Alessandro Volta, italienischer Physiker (13) und Erfinder der elektrischen Batterie lieferte um 1800 den ersten Bericht zu einer elektrischen Stimulation des menschlichen Gehörs. Er verband die beiden Pole einer Batterie mit elektrischen Sonden und brachte jeweils eine hiervon in seinen linken beziehungsweise rechten Gehörgang ein. Sobald er über einen Schalter den Fluss von Strom freigab, verspürte er „einen kurzen Schock im Kopf, gefolgt von einem Geräusch ähnlich einem Knistern, Ruckeln oder Sprudeln, als wäre ein dickflüssiges Material am Kochen“.

1855 berichtete Duchenne de Boulogne in Frankreich von ähnlichen Empfindungen. (1) Über 100 Jahre später, im Jahr 1957 nahmen dann André Djournon, Professor für Medizinische Physik und Charles Eyriès, Otologe aus Paris (11), die erste direkte elektrische Stimulation des auditiven Systems vor (14). Im Rahmen einer Operation zur Wiederherstellung der Funktion des Gesichtsnervs bei einem beidseitig von einem Cholesteatom betroffenen Patienten waren sie eher zufällig auf ein kurzes Segment des Hörnervs gestoßen (13). Daraufhin brachte Eyriès in einer weiteren Operation eine von Djournon entwickelte Elektrode mit diesem Segment in Kontakt und platzierte eine Induktionsspule in den Musculus temporalis (1, 15). Postoperativ konnte der Patient elektrische Stimuli verschiedener Intensitäten wahrnehmen (15), das Gerät versagte jedoch schon wenige Wochen nach der Implantation (1). Obwohl die Cochlea, also die

menschliche Gehörschnecke, in den Protokollen zunächst nicht erwähnt wurde, so ist die Arbeit von Djourno und Eyriès doch als die weltweit erste Implantation einer Elektrode zum Hören anzusehen (13). Außerdem schlossen sie im späteren Abschlussbericht richtigerweise auf die „zweifellos bestehende Möglichkeit, Mechanismen für elektrisches Hören zu konstruieren, wenn man die Cochlea selbst unter analogen Bedingungen stimulieren würde“ (16).

Zwar verloren Djourno und Eyriès bald das Interesse an weiteren Experimenten (13), doch ihre Arbeit hatte weitreichende Auswirkungen. Die Ergebnisse wurden in der französischen medizinischen Fachzeitschrift „*La Presse Médicale*“ veröffentlicht und bald wurde auch außerhalb Frankreichs, beispielsweise in der „*Los Angeles Times*“, hiervon berichtet (1).

So kam es, dass 1958 ein Patient bei einem Besuch in der Klinik des Otologen Dr. William F. House in Los Angeles eine Kopie dieses Zeitungsbeitrags mitbrachte (17). House sah in den Neuigkeiten großes Potenzial (18) und begann, angeregt von der Idee einer Hörprothese für taube Patienten (1), umfangreiche Literaturrecherche zu der Thematik zu betreiben (18). Gemeinsam mit dem Neurochirurgen John Doyle entwickelte er eine Elektrode, welche 1961 erfolgreich bei zwei Patienten implantiert wurde. Erstmals nahmen die Patienten neben einer Veränderung der Lautstärke bei Variierung der Stimulationsstärke auch eine Veränderung der Tonhöhe bei Variierung der Stimulationsrate wahr (11), die Ergebnisse waren also vielversprechend. Durch unzureichende Biokompatibilität der Elektroden kam es jedoch zu Komplikationen, welche die Entfernung der Elektroden notwendig machten, und aus Sorge vor weiteren Abstoßungsreaktionen ließ House seine Arbeit für einige Jahre ruhen. (1) John Doyle nahm, unterstützt durch seinen Bruder, den Elektroingenieur Jim Doyle (13), noch einige weitere Implantationen vor, scheiterte allerdings 1968 an fehlenden finanziellen Mitteln. Etwa zum gleichen Zeitpunkt hatte wiederum House, inspiriert durch damalige Entwicklungen auf dem Gebiet von Herzschrittmachern und ventrikuloperitonealen Shunts, sein Interesse wiedergewonnen. (1) Zehn Jahre nach der ersten Implantation gelang ihm dann schließlich die Entwicklung eines einkanaligen CI, des sogenannten *3M/House* Gerätes, welches 1972 erstmalig implantiert und bis 1985 verwendet wurde (11). House setzte damit einen wichtigen Meilenstein in der Geschichte des CI und wird heute oftmals auch als „Vater“ oder „Pionier“ des CI bezeichnet (1).

In Kalifornien gab es noch weitere Entwicklungen; an der *Stanford University* gelang 1964 dem HNO-Arzt Blair Simmons und dem Ingenieur Robert White (13) die Implantation einer sechskanaligen und damit der ersten mehrkanaligen Elektrode (19). Simmons war es auch, der erstmalig in einer wissenschaftlichen Publikation den Begriff „Cochlea-Implantat“ für das künstliche Innenohr verwendete.

Nach den ersten experimentellen Erfolgen wurde der klinische Gebrauch der Implantate an einer Patientenkohorte durch Robin Michelson, Robert Schindler und Michael Merzenich an der *University of California, San Francisco (UCSF)* getestet.

Die Beziehung der CI-Innovatoren zueinander war damals zwar einerseits kompetitiv, andererseits aber auch gemeinschaftlich: House, Simmons und Michelson trafen sich regelmäßig, auch privat, und pflegten einen regen Austausch, (13) was House als „informelle West Coast Implantat-Gruppe“ bezeichnete (17). Manche Autoren gehen sogar so weit, das CI als eine „kalifornische Angelegenheit“ zu bezeichnen (13).

In der Zwischenzeit forschte in Melbourne, Australien, der HNO-Professor Graeme Clark mit seinem Team (11) hauptsächlich an Katzen (13) zur Pathophysiologie der Taubheit und der Tolerabilität von implantiertem Material. Die Ergebnisse dieser Arbeiten fruchteten 1984 in der Markteinführung des ersten mehrkanaligen CI und der Gründung der Firma *Cochlear*.

Auf dem europäischen Kontinent machte Kurt Burian, ebenfalls HNO-Professor, in der österreichischen Stadt Wien erste Fortschritte und seine Schülerin Ingeborg Hochmair sowie ihr Ehemann Erwin führten seine Arbeiten in Innsbruck fort. Hieraus entstand 1982 das erste Implantat der Firma *MED-EL*. (11)

Ende der 1980er war das CI in den Vereinigten Staaten, Europa und Australien zur vorherrschenden Behandlungsmethode für Ertaubungen bei intaktem Hörnerv geworden (13), was eine große Kontroverse zu seiner Anwendung in der Gemeinschaft der Gehörlosen auslöste (20). Es bildeten sich einige Gruppen wie die „*World Federation of the Deaf*“, die für den Erhalt der Gehörlosenkultur kämpften und die Implantation von Hörelektroden geradezu als Ethnozid wahrnahmen. Ihre Argumentation bezog sich hauptsächlich auf den Erwerb der Gebärdensprache, welche den Gehörlosen Zugang zu einer sich gegenseitig unterstützenden ethnischen Gruppe (1) und einem emotional erfüllenden, eigenständigen Leben biete. Auch wurde behauptet, das CI funktioniere

nicht – andererseits aber funktioniere es so gut, dass es die Gehörlosenkultur gefährde. (21) Heutzutage bestehen keine Zweifel an der Sicherheit und Effektivität des CI und die meisten Eltern entscheiden sich, mit einigen wenigen Ausnahmen, dazu, ihr Kind bei gesicherter Indikation implantieren zu lassen (1).

2017 waren weltweit ca. 500.000 Patienten implantiert. Bezogen auf die Zahl möglicher Kandidaten stellt dies einen verhältnismäßig geringen Anteil dar (22); in Deutschland geht man davon aus, dass nur 50.000 von 1 Million potenziellen Kandidaten zu diesem Zeitpunkt implantiert waren (23). Insbesondere während der letzten Jahre ist jedoch ein rascher Anstieg zu verzeichnen (4, 24-26).

1.2 Aufbau und Funktionsprinzip des CI

CI sind hochfunktionelle technische Geräte, welche Patienten mit sensorineuraler Schwerhörigkeit wieder die Wahrnehmung von Höreindrücken ermöglichen (27). Eine solche Schwerhörigkeit ist meist bedingt durch die Schädigung sensorischer Haarzellen, aufgrund welcher die Umwandlung mechanischer Schallwellen in elektrische Erregung nicht mehr möglich ist (28). Das CI ersetzt die ausgefallene Reizübertragung, indem es den Hörnerv direkt elektrisch stimuliert (28, 29).

Auch wenn sich die Geräte der verschiedenen Hersteller in gewissen Merkmalen voneinander unterscheiden, funktionieren sie alle nach demselben Prinzip (27).

Zunächst lassen sie sich in eine externe und eine interne Komponente unterteilen (30, 31).

Erstere besteht aus einem Mikrofon und einem Sprachprozessor mit Akkus oder Batterien als Energiequelle (30, 32). Sie wird vom Patienten hinter dem Ohr getragen und kann zum Schlafen, Schwimmen etc. abgenommen werden (27). Das Mikrofon nimmt die akustischen Informationen auf und gibt sie über ein kurzes Kabel an den Sprachprozessor weiter, durch den sie nach dessen Sprachkodierungsstrategie in elektrische Signale umgewandelt werden (30). Die magnetisch auf der Haut haftende (11) Sendespule sendet dann transkutan (1) ein Hochfrequenzsignal an die Empfängerspule der internen Komponente, welche retroaurikulär in einem passend gefrästen Knochenbett liegt. Von diesem Knochenbett aus läuft ein Elektrodenträger

durch einen chirurgisch angelegten Zugang bis in die Scala tympani der Cochlea (Abbildungen 1, 2 und 3). (30)

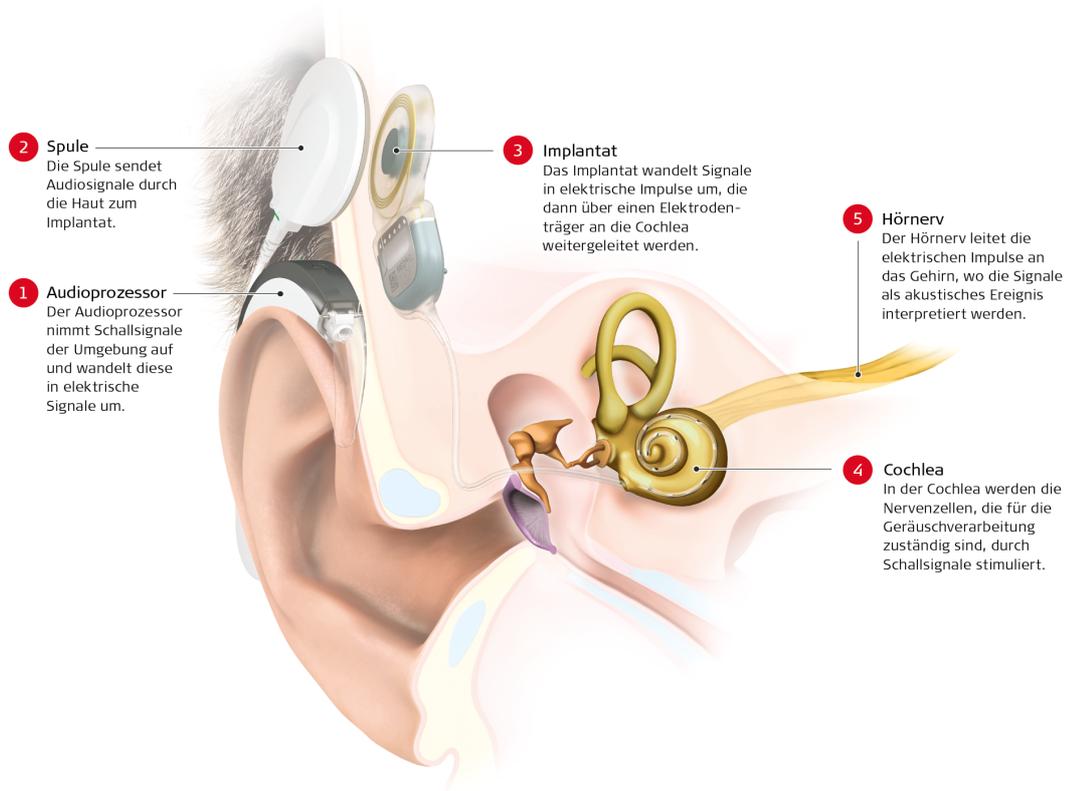


Abbildung 1: Aufbau eines Cochlea-Implantats (33)



Abbildung 2: Externe und interne Komponente eines Cochlea-Implantats (33)

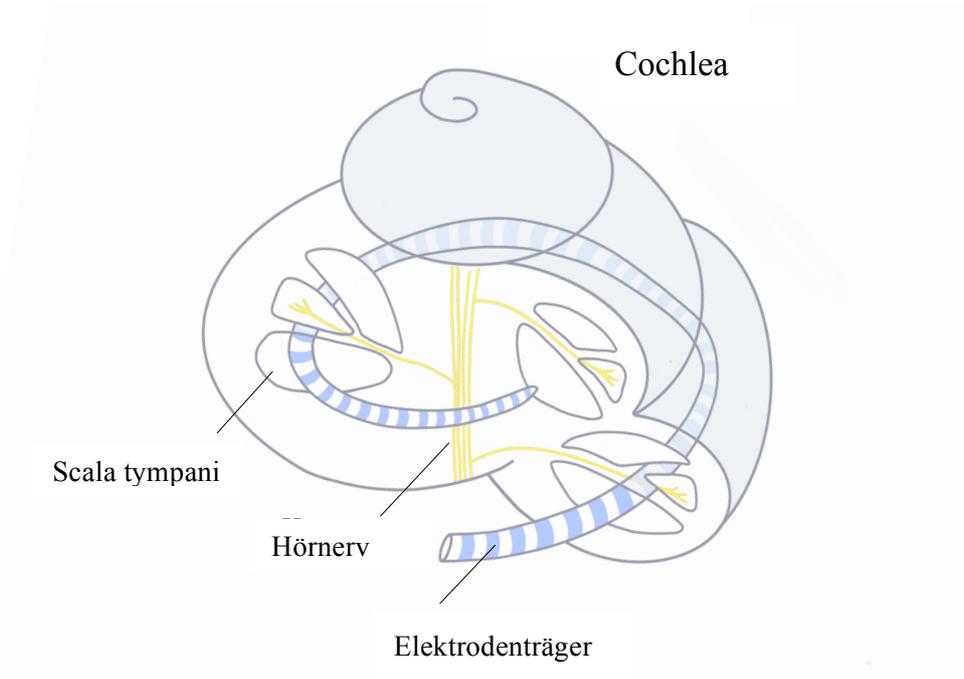


Abbildung 3: Lage des Elektrodenträgers in der Scala tympani der Cochlea (34)

Entlang dieses Elektrodenträgers sind zwischen zwölf und 24 Elektrodenkontakte angeordnet, wobei sich die Systeme sowohl hinsichtlich des Abstandes der Kontakte voneinander als auch hinsichtlich der Länge des für die Stimulation genutzten Abschnitts unterscheiden. Die Elektrodenkontakte reizen durch Abgabe elektrischer Signale den Hörnerv. Schließlich wird das Signal im Gehirn dekodiert und vom Patienten als Sprache oder Musik erkannt. (28)

Wie beschrieben, erfolgt die Umwandlung akustischer Signale in eine logische Sequenz elektrischer Signale durch einen Algorithmus im Sprachprozessor, die sogenannte Sprachkodierungsstrategie (23). Hierbei wird das Signal komprimiert, gleichgerichtet, tiefpassgefiltert und schließlich auf die zugehörigen Elektroden geschaltet.

Die meisten heute eingesetzten Sprachkodierungsstrategien sind Derivate der „*continuous interleaved sampling (CIS)*“-Strategie, (30) welche Anfang der 1990er Jahre durch B.S. Wilson beschrieben wurde (35). Sie zeichnet sich durch besonders hohe Stimulationsraten aus (35, 36) und hat zu einer deutlichen Verbesserung des Sprachverständnisses für eine große Zahl von Patienten geführt (37, 38).



Abbildung 4: Junges Mädchen mit Cochlea-Implantat (39)

Um zu verstehen, nach welchem Prinzip anschließend diese elektrischen Signale durch die Elektrodenkontakte des CI abgegeben und im Gehirn entschlüsselt werden, lohnt sich eine genauere Betrachtung des physiologischen Hörvorgangs.

Nach dem Eintreffen von Schall durch den äußeren Gehörgang auf das Trommelfell wird dieser über die Gehörknöchelchenkette im Mittelohr mechanisch auf das ovale Fenster (Fenestra vestibuli) übertragen (40, 41). Hierbei wird er etwa um den Faktor 22 verstärkt, was notwendig ist, um den akustischen Widerstand, die sogenannte Impedanz, zwischen dem Medium des Mittelohrs (Luft) und dem des Innenohrs (Perilymphe) zu überwinden (40). Die Membran des ovalen Fensters wird durch den Schalldruck in Schwingungen versetzt, welche sich dann wellenförmig entlang der Scala vestibuli über die Schneckenspitze (Helicotrema) (41) in die Scala tympani ausbreiten (40), ähnlich einer Welle an einem horizontal aufgespannten Seil (Abbildung 5) (42). Georg von Békésy bezeichnete dieses Phänomen erstmals als „Wanderwelle“, 1961 erhielt er für seine Arbeit den Nobelpreis (43).

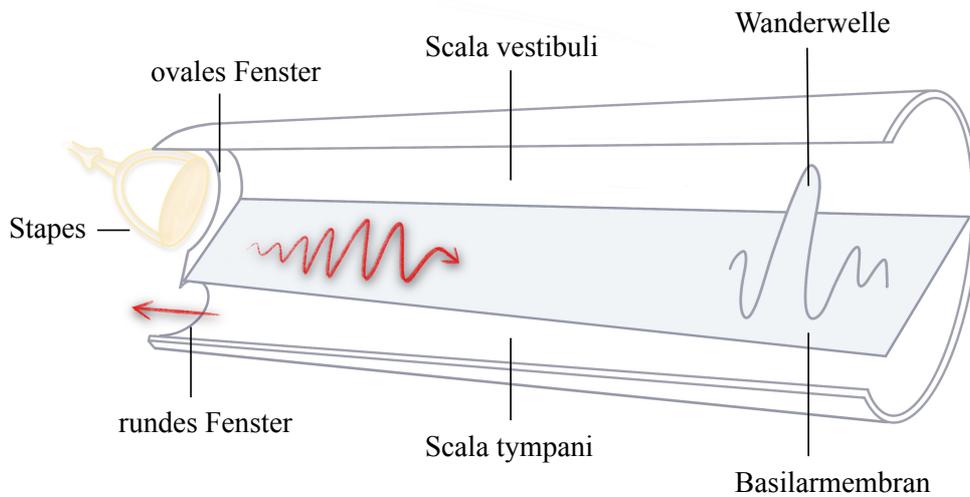


Abbildung 5: Entstehung der Wanderwelle in der Cochlea (34)

Zwischen der über das Helicotrema miteinander in Verbindung stehenden und mit Perilymphe gefüllten Scala vestibuli und Scala tympani befindet sich, abgetrennt durch die Reissner-Membran und die Basilarmembran, der mit Endolymphe gefüllte Ductus cochlearis. Er wird auch Scala media genannt und beherbergt wiederum das eigentliche Hörorgan (Corti-Organ) mit inneren und äußeren Haarzellen zur Sinneswahrnehmung (Abbildung 6). (41, 44)

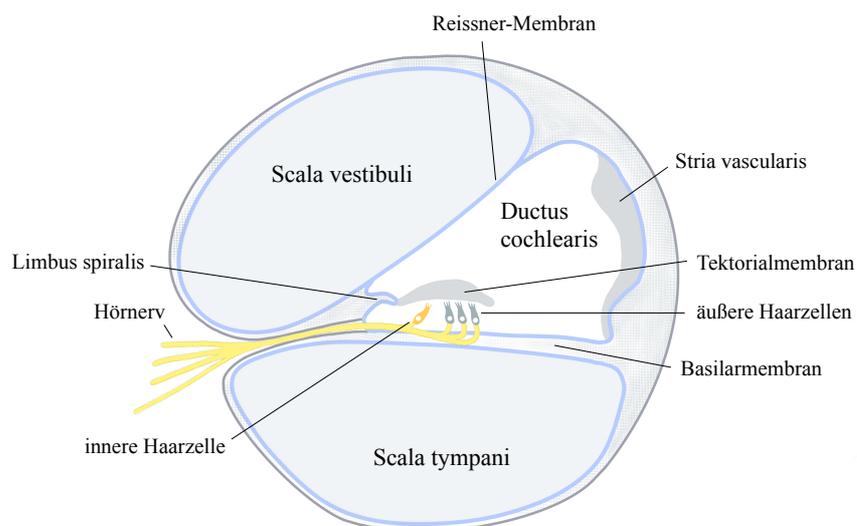


Abbildung 6: Querschnitt Cochleawindung mit Hörorgan (34)

Wenn sich nun die sogenannte Wanderwelle entlang der Scala tympani ausbreitet, kommt es zu einer Auslenkung der Basilarmembran und infolgedessen zu einer Abscherung der Haarzellen. Afferente Fasern des Hörnervs werden erregt und das stimulierende Signal an das Gehirn weitergeleitet. (41)

In Abhängigkeit von ihrer Schallfrequenz erreichen verschiedene Schwingungen jedoch an verschiedenen Stellen der Basilarmembran ihr Maximum (40), denn diese ist an der Basis der Cochlea deutlich steifer und damit weniger schwingungsfähig als an der Spitze (Apex) (45, 46). So generieren hohe Frequenzen die stärkste Amplitude in der basalen Region der Cochlea, niedrige an der apikalen (47) und werden entsprechend auch dort am stärksten wahrgenommen (Abbildung 7) (48). Man bezeichnet dies als „Ortsprinzip“ oder „Tonotopie“ der Cochlea (40).

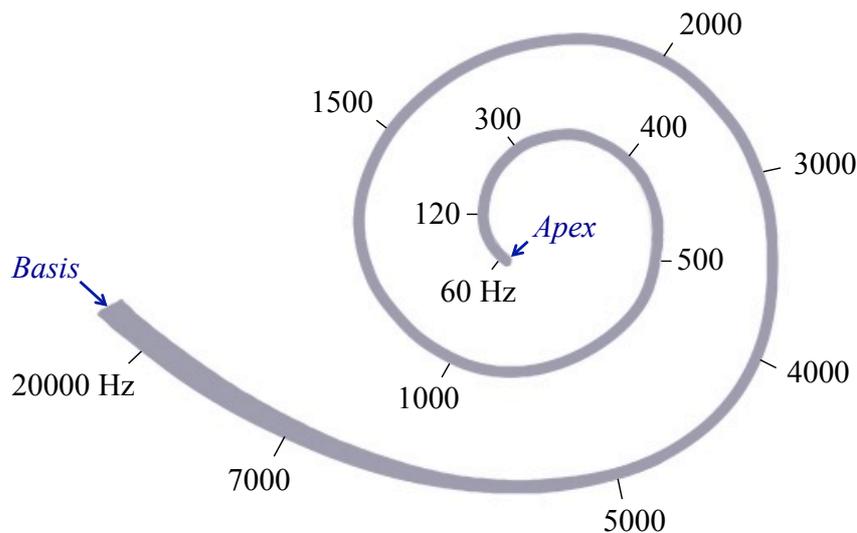


Abbildung 7: Schematische Darstellung der Frequenzwahrnehmung in der Cochlea (34)

Ein CI funktioniert, indem es diese im Innenohr physiologische Ortskodierung der Frequenzhöhen nachbildet. Es reizt selektiv Nervenabschnitte durch jeweils zugehörige Elektroden (49) und verschlüsselt so Tonhöhen von 100 bis über 10.000 Hz. Den einzelnen Kontakten des Elektrodenträgers in der Cochlea sind dabei feste Frequenzbänder zugeordnet und die Anzahl dieser Frequenzbereiche, auch genannt

Kanäle, entspricht der Zahl an Elektrodenkontakten. (30)

Das Design der CIs, aber auch die Möglichkeiten zur Sprachwahrnehmung und Kommunikation, sind im Laufe der Jahre immer weiter optimiert worden (11). Die Technologie hat sich vom Keramik- oder Titangehäuse hin zum Silikongehäuse, von nur acht hin zu maximal 24 Elektroden, von ein- zu mehrkanaligen Geräten (12) und von großen, am Körper getragenen hin zu kleinen, hinter dem Ohr tragbaren Sprachprozessoren entwickelt. Wichtige Meilensteine hierfür waren beispielsweise die Verkleinerung der elektrischen Bestandteile und die Entwicklung von Sprachkodierungsstrategien sowie von Sprachprozessoren mit größeren Prozessierungskapazitäten. (11) Außerdem wird immer mehr auf eine räumliche Trennung der Elektroden entlang der Cochlea (23) und nicht-simultane Stimulation geachtet, was sich positiv auf das Sprachverständnis auswirkt (1). Dennoch ist stets ein sinnvoller Kompromiss zwischen dieser räumlichen Trennung zur Vermeidung interferierender elektrischer Felder benachbarter Elektroden auf der einen und den erwünschten Stimulationseffekten auf der anderen Seite anzustreben (28).

1.3 Hersteller, Elektroden und Zubehör

In Europa können sich aktuell vier große CI-Hersteller auf dem Markt behaupten und ein CE-gekennzeichnetes Produkt anbieten. Dies sind: Advanced Bionics (USA), Cochlear (Australien), MED-EL (Österreich) und Oticon (Dänemark) (30).

Am Universitätsklinikum Köln werden regelmäßig Implantate der drei erstgenannten Hersteller eingesetzt. Alle Hersteller verfügen über ihre eigene Unternehmensgeschichte (1) und ihr eigenes Sortiment an Geräten, Elektroden und Zubehör (23).

Das aktuellste System der Firma Cochlear nennt sich „*Nucleus 7*“ (50), das von MED-EL „*Synchrony*“ (51) und das von Advanced Bionics „*Naida CI Q90*“ (52). Oticon Medical vertreibt aktuell das Implantat „*Neuro Zti*“ (53).

Die Elektrodenträger der verschiedenen Hersteller sind prinzipiell alle auf eine weiträumige Abdeckung der Cochlea ausgelegt, um so eine größtmögliche Anzahl an Spiralganglienzellen zu erreichen (23). Auf dem Markt ist hier ein breites Angebot zu

finden (54). Neben den speziellen Elektroden für den Erhalt des Restgehörs (55) sind beispielsweise doppelte oder zweigeteilte Elektrodenträger zum Einsatz bei anatomischen Fehlbildungen oder einer Verknöcherung der Cochlea verfügbar (23). Cochlear bietet mit dem „*Nucleus Contour*“-System und Advanced Bionics mit der „*HiFocus HelixTM*“-Elektrode vorgeformte, gekrümmte Elektrodenträger, die besonders nah an den Modiolus, welcher als knöchernen Achse der Cochlea sensorische Nervenzellen enthält (56), und damit an die zu erregenden Strukturen reichen sollen (57).

Außerdem sind die heute angebotenen Systeme mit einer großen Auswahl an Zubehör ausgestattet. Hierzu gehören die Möglichkeit einer Bluetooth-Verbindung sowie zusätzliche Mikrofone, die das Hören unter ungünstigen Bedingungen wie Lesungen oder im Klassenzimmer erleichtern (23). Cochlear hat Sportgurte zum Tragen der Steuereinheit direkt am Körper im Sortiment (58). Außerdem werden wasserfeste Sprachprozessoren (8, 23), beispielsweise der „*Neptune*“ von Advanced Bionics (59) oder der „*Nucleus 6*“-Soundprozessor von Cochlear (60), sowie wiederverwendbare Wasserschutzhüllen (60, 61) angeboten.

1.4 Indikationen und Voraussetzungen zur Implantation

Parallel zum technischen Fortschritt haben sich auch die Indikationen für das CI stetig erweitert; während zu Beginn nur beidseitig ertaubte und erwachsene Patienten im Fokus standen, werden heute auch Patienten mit einseitiger Taubheit, Hochtontaubheit, Restgehör sowie Kinder implantiert (4, 28, 30).

Generell wird bei Erwachsenen die Indikation für ein CI als gegeben angesehen, wenn die durchschnittliche Hörschwelle im Tonaudiogramm über allen Frequenzen bei > 75 dB *hearing level* (HL) liegt oder wenn der Betroffene trotz optimaler Versorgung mit Hörgeräten im Freiburger Sprachtest bei 65 dB *sound pressure level* (SPL) weniger als 45 % (23) beziehungsweise bei 70 dB SPL weniger als 30 % der Worte versteht (62, 63). Letzteres lässt sich vereinfacht daran erkennen, dass der Patient nicht in der Lage ist, mit einer fremden Person zu telefonieren (23, 28).

Bei Kindern wird eine Indikation angenommen, wenn in der objektiven Messung keine definierbaren Antworten auf einen Stimulus registriert werden können oder die

Hörschwelle über 80 dB HL liegt und nicht von einer normalen Sprachentwicklung mit alternativen Behandlungsmethoden wie einem Hörgerät auszugehen ist (23).

Die in der Vergangenheit vorgenommene Indikationserweiterung auf Patienten mit Hochtontaubheit war hauptsächlich motiviert durch die Realisierung des Konzepts der sogenannten elektro-akustischen Stimulation (EAS) (64). Diese Technik kommt für Patienten infrage, welche in niedrigen Frequenzen normal oder nur minimal schlechter hören, für hohe Frequenzen aber nahezu taub sind, deren Audiogramm also dem einer Skipiste ähnelt (65, 66). Sie können Konsonanten gut hören, Vokale aber nur wenig bis gar nicht wahrnehmen (65) und vor allem bei Lärm schlecht hören (67). Diese Patienten profitieren von Hörgeräten nur in begrenztem Maße, da eine Verstärkung nicht vorhandenen Gehörs in den höheren Frequenzen nicht möglich ist (65, 66, 68).

Bei noch erhaltener Funktion von Sinneszellen in der Cochlea hilft eine akustische Stimulation mit einem Hörgerät, während bei schwerem oder gänzlichem Hörverlust eine elektrische Stimulation des Hörnervs durch ein CI eingesetzt wird (69). Das Ziel der EAS ist eine kombinierte akustische Stimulation der niedrigen Frequenzen und eine elektrische Stimulation der hohen Frequenzen (64). Es kommt damit ein „Hybridsystem“ zum Einsatz, welches beide Komponenten in sich vereint (22, 70, 71).

Hierfür wird eine besonders kurze CI-Elektrode in die basale Region der Cochlea eingeführt, während die natürliche Funktion des apikalen Abschnitts erhalten bleibt (64). Wie bereits erwähnt, wurde mit Einführung der EAS auch die Entwicklung solcher spezieller atraumatischer, also möglichst Restgehör erhaltender, Elektrodenträger vorangetrieben (30). Da erste Untersuchungen zum Nutzen einer elektrischen und akustischen Kombination durch die Arbeitsgruppe Ilberg et al. mit Implantaten der Firma MED-EL durchgeführt wurden (69), hat man sich hier besonders früh mit der Thematik auseinandergesetzt und MED-EL bietet mit allein vier verschiedenen Elektrodenträgern zum Erhalt von Restgehör das größte Portfolio; die „*FLEXSOFT*“ mit einer Länge von 31,5 mm sowie die „*FLEX28*“, „*FLEX24*“ und „*FLEX20*“ mit jeweils 28, 24 und 20 mm Länge (30). Auch die Firma Cochlear entwickelte ab Ende der 1990er zunächst zusammen mit Bruce Gantz in Iowa, USA eine 6 mm lange Elektrode mit sechs Kontakten (72) sowie später zusammen mit Thomas Lenarz von der Medizinischen Hochschule Hannover die „Hybrid-L-Elektrode“ mit sogar 15 mm Länge und 22 Elektroden (73).

Audiologische Nachuntersuchungen haben ergeben, dass der im Rahmen der EAS eingesetzte synergistische Effekt den Patienten besonders bei starkem Hintergrundlärm und der Wahrnehmung von Musik Nutzen bringt (74-80). Dies ist insofern interessant, als dass diese Bereiche auch bei normalen CI-Trägern noch eine der größeren Schwierigkeiten darstellen (65). In ruhiger Umgebung kann oft sogar ein Einsilberverstehen von über 80 % erreicht werden (30). Außerdem konnten Lenarz et al. im Rahmen der Evaluation der oben erwähnten „Hybrid-L-Elektrode“ bei Kombination von CI und Hörgerät einen Zugewinn von 27,5 % im Freiburger Sprachtest und 0,65 dB im Oldenburger Satztest gegenüber alleinigem Hören mit dem CI zeigen (73).

Eine besonders wichtige Voraussetzung für den Einsatz eines CI ist das Vorhandensein eines intakten Hörnervs und einer intakten zentralen Hörbahn (23, 81). Außerdem ist zumindest die Anlage einer Hörschnecke mit Verbindung zum Hörnerv vonnöten (23). Auch die Möglichkeit einer anschließenden Hörrehabilitation sollte sichergestellt sein, welche unter anderem mit dem Vorhandensein gewisser kognitiver und sprachlicher Fähigkeiten zusammenhängt (23, 82).

1.5 Bilaterale Cochlea-Implantat-Versorgung

Wenngleich man ursprünglich vor allem beidseitig ertaubte Patienten als geeignete Kandidaten in Betracht zog (22), so wurden diese lange Zeit nur auf einer Seite implantiert (83).

Das binaurale, also beidseitige Hören hat jedoch viele Funktionen, welche mit nur einem Ohr nicht erfüllt werden können (28). Neben Richtungshören und der Lokalisation von Schallquellen gehört hierzu auch die Reduktion von Störgeräuschen (9, 22, 83). Auf Basis dieser Erkenntnis wurde viele Jahre die Notwendigkeit einer bilateralen Anpassung von Hörhilfen diskutiert (83). Anfängliche Untersuchungen zeigten die Fähigkeit des auditiven Systems, Informationen zweier verschiedener Quellen zu vereinen (84-87). 1996 konnte erstmals eine Arbeitsgruppe aus Würzburg ein signifikant besseres Sprachverständnis in Ruhe sowie in Lärm bei beidseitiger Versorgung Erwachsener bestätigen (83), worauf viele weitere Publikationen mit diesem Ergebnis folgten (83, 88-93). Folgerichtig wird seither der Trend bilateraler

Implantation fortgeführt (28, 70, 94) und auch standardmäßig bei Kindern eingesetzt (95).

1.6 Anatomie der Rundfensternische und der Rundfenstermembran

Für das erfolgreiche Einbringen einer CI-Elektrode in das Innenohr ist eine detaillierte anatomische und topographische Kenntnis des sogenannten runden Fensters und seiner Umgebung absolute Grundvoraussetzung (96-101).

Das runde Fenster stellt neben dem ovalen Fenster eine der beiden natürlichen Öffnungen vom Mittelohr zum Innenohr dar (96, 102). Es befindet sich am Ende der Scala tympani und dient zum Druckausgleich der vom Stapes auf die Perilymphe übertragenen Schwingungen. Da nur so eine Bewegung dieser sonst nicht komprimierbaren Flüssigkeit, eine Auslenkung der Basilarmembran und schließlich die Stimulation der Haarzellen möglich wird, ist das runde Fenster zum Hören unabdingbar. (96)

Die Rundfenstermembran liegt in einer kleinen Nische (103), auch genannt Fossula fenestrae rotundae, welche postero-inferior des Promontoriums im Mittelohr zu finden ist (96). Es handelt sich hierbei um eine knöchernen Tasche der Paukenhöhle, deren Ossifikation in der 16. Woche beginnt und mit der Geburt beendet ist. Die anteriore und superiore Wand bilden sich durch intramembranöse Ossifikation, während die posteriore und inferiore durch enchondrale Ossifikation entstehen. (102) Die Begrenzung nach superior bildet eine vom Promontorium überhängende Leiste (104, 105), auch Tegmen fossula fenestra rotunda oder superiorer knöcherner Überhang genannt (96). Die anteriore Wand wird durch die anteriore Säule (Postis anterior) gebildet, unterstützt durch das Sustentaculum promontorii. Die posteriore Wand wird gebildet durch die posteriore Säule (Postis posterior), (106) welche in das Subiculum übergeht. Das Subiculum trennt wiederum die Rundfensternische vom Sinus tympanicus. (96) Inferior befinden sich schließlich der Fustis und die Area concamerata (106, 107).

Das interindividuell ganz unterschiedliche Wachstum dieser Begrenzungen führt zu einer großen Variabilität in der Form der Rundfensternische (102). Meistens ist diese kegelförmig (108, 109), sie wurde aber auch schon als oval, rund, dreieckig, kommaförmig, viereckig oder birnenförmig beschrieben (110). Letztendlich trifft keine

dieser Beschreibungen für alle Fälle zu, was es auch schwer macht, das runde Fenster in dreidimensionaler Ansicht zu visualisieren.

Die Rundfenstermembran ist über einen bindegewebigen Ring am Knochen fixiert. (96) Sie besteht aus einem horizontalen Anteil, welcher postero-superior liegt sowie einem vertikalen Anteil, welcher antero-inferior liegt (108). Die Fläche des vertikalen Teils steht im Verhältnis von etwa 4:3 zu der des horizontalen Teils und ist somit etwas größer (111).

Wie die Form, so ist auch die Größe der Rundfensternische sehr unterschiedlich. Sie ist circa 0,48-2,76 mm breit (Mittelwert 1,66 mm) und 0,69-2,28 mm tief (Mittelwert 1,34 mm). Der transversale Durchmesser der Rundfenstermembran liegt bei 0,96-2,28 mm (Mittelwert 1,65 mm). (112) Die Rundfenstermembran ist leicht konvex in Richtung der ST vorgewölbt (113).

1.7 Zugangswege und Operationstechniken

Als Zugang in die Region des Mittelohrs wird von der großen Mehrheit der Chirurgen die transmastoidale posteriore Tympanotomie über den Recessus facialis favorisiert (7, 114, 115) während alternative Zugangswege fast ausschließlich Gegenstand von Diskussionen in der Fachliteratur sind (96). Die posteriore Tympanotomie ist ein gut etablierter chirurgischer Zugangsweg zum Mittelohr unter Schonung des Trommelfells (116). Der Recessus facialis stellt hierfür eine wichtige chirurgische Landmarke dar und ist definiert als die Region zwischen dem Canalis nervi facialis und dem Anulus fibrocartilagineus des Trommelfells (112). Er ist dreieckig geformt und wird medial vom Nervus facialis (NF), lateral von der Chorda tympani (ChT) und superior von der Fossa incudis begrenzt (116, 117).

Was die Wahl des bestmöglichen Zugangs zur Elektrodeninsertion in die Cochlea angeht, besteht hingegen mehr Variabilität (118).

Bei seinen ersten erfolgreichen Cochlea-Implantat-Operationen nahm Dr. William F. House die sogenannte Rundfenstermembran als Eingang in die Scala tympani (119). In den dann folgenden Jahren wurde dieser Zugang aufgrund der Befürchtung, der

verwendete Insertionswinkel in Kombination mit den starren, geraden Elektroden könne Schaden an der Lamina spiralis ossea anrichten, weniger verwendet (120) und stattdessen Techniken der knöchernen Cochleostomie populärer (96). Als im Zuge der Indikationserweiterung auf den Erhalt von Restgehör neue Elektrodenträger entwickelt wurden, welche unter anderem kürzer, flexibler sowie dünner als vorherige waren, hat sich das allgemeine Interesse wiederum hin zur Rundfenstertechnik verschoben (120, 121).

Diese beiden Zugangswege stellen bis heute noch die beiden wichtigsten Wege zur Elektrodeninsertion in die Cochlea dar (64, 122).

1.7.1 Rundfensterzugang

Beim Zugang durch die Rundfenstermembran ist dessen klare Visualisierung durch Wegbohren der knöchernen Überhänge essenziell (7). Idealerweise wird hierbei der antero-inferiore knöcherne Überhang sowie die Crista fenestrae entfernt, da dies ein vergleichsweise einfaches und sicheres Vorgehen darstellt, während die Entfernung eines Überhangs von postero-superior eher das Risiko einer Verletzung der Lamina spiralis ossea birgt (123).

Außerdem sollte auf einen Insertionsvektor von postero-superior nach antero-inferior geachtet werden (96). Zur Öffnung der Rundfenstermembran sollte ein möglichst kleines Werkzeug verwendet werden, um das Ansaugen und damit den Verlust von Perilymphe zu minimieren (124).

1.7.2 Erweiterter Rundfensterzugang

Wenn die darstellbare Rundfensteröffnung nicht ausreichend groß ist, kann ein sogenannter erweiterter Rundfensterzugang nötig sein (125).

Hierbei wird die antero-inferiore Begrenzung der Rundfensternische weggebohrt, was eine Vergrößerung der Nische und somit einen erleichterten Zugang zum runden Fenster bewirkt (64, 118).

1.7.3 Konventionelle knöcherner Cochleostomie

In Fällen, in welchen das runde Fenster überhaupt nicht einsehbar ist, ist eine konventionelle knöcherner Cochleostomie indiziert (126). Hierfür sollte der knöcherner Anteil der Cochlea antero-inferior der vermuteten Rundfenstermembran in Richtung der basalen Windung aufgebohrt werden (64, 126, 127), um eine Verletzung der Basilarmembran und daraufhin eine Platzierung der Elektrode in der Scala vestibuli beziehungsweise zwischen den Scalae zu vermeiden (128, 129). Dies ist der Tatsache geschuldet, dass nach antero-inferior die Breite und Höhe der Scala tympani und damit der Abstand zu intracochleären Strukturen zunimmt (128, 130).

Für alle Techniken gilt gleichermaßen, dass der Operateur genauestens auf spürbare Widerstände achten sollte, um mechanische Traumata zu vermeiden (64).

1.7.4 Vor- und Nachteile der verschiedenen Techniken

Die Rundfenstermembran hat den Vorteil, eine sichere Landmarke zur Identifizierung der ST zu sein (96, 124, 129, 131). Diese stellt aktuell das präferierte Kompartiment zur Elektrodeninsertion in die Cochlea dar (66, 132-134), was vielseitige Gründe hat. Zunächst befindet sie sich besonders nah an erregbaren Strukturen wie den Spiralganglienzellen und Dendriten (133). Außerdem ist sie nach oben hin durch die Basilarmembran und Lamina spiralis ossea verstärkt (132), während die Scala vestibuli nur durch die weniger stabile Reissner-Membran von der Scala media getrennt ist (135). 2006 konnten Briggs et al. in einer Schläfenbeinstudie zeigen, dass der Insertionswinkel bei einem Rundfensterzugang entgegen oben erwähnter vorheriger Vermutungen mit dem einer Cochleostomie vergleichbar ist und Schäden an der Lamina spiralis ossea, der Basilarmembran oder dem Modiolus nicht zu befürchten sind (136). Im Gegenteil ergaben sogar einige Studien, dass es sich um den weniger traumatischen Zugang handelt (65, 129, 137). Da bei der Rundfenstertechnik kein Aufbohren der Cochlea vonnöten ist, wird der Verlust von Perilymphe und der Eintritt von Knochenstaub in die ST vergleichsweise gering gehalten (105). Auch bringt sie ein signifikant geringeres Risiko für postoperativen Funktionsverlust des Vestibularorgans sowie das Auftreten von Übelkeit mit sich (138). Schließlich konnten Paprocki et al. zeigen, dass bei einem

Rundfensterzugang die stimulierbare Lamina spiralis ossea durchschnittlich 2 mm länger ist als bei einer knöchernen Cochleostomie, was für manche Patienten einen auditiven Zugewinn bedeuten kann (127).

Anatomische Variationen in der Rundfensterregion können diesen Zugang jedoch erschweren (105, 110). Die Rundfenstermembran ist in der Rundfensternische hinter knöchernen Überhängen von superior, posterior und anterior gelegen, welche ihre intraoperative Sichtbarkeit häufig einschränken (96, 105). Außerdem variiert die Größe und Form der Rundfensternische, wie in den Ausführungen zur Anatomie beschrieben, stark (102). Bei angeborener Ohratresie ist die Rundfenstermembran oft signifikant kleiner als ohnehin schon (139) oder sogar vollständig obliteriert (102).

Für die knöchernen Cochleostomie konnten einige Studien zeigen, dass ein intracochleäres Trauma unwahrscheinlich ist, wenn sie in guter Technik und an der richtigen Stelle durchgeführt wird (129, 133, 140, 141).

Durch das Fehlen einer durchgängigen Nomenklatur und Schwierigkeiten bei der Identifizierung anatomischer Landmarken ist der Umfang an Variationen jedoch nur schwer zu überblicken (135). Ein großer Nachteil besteht darin, dass zur Elektrodenplatzierung ein direktes Aufbohren der knöchernen Cochlea erforderlich ist, was das Risiko eines akustischen Traumas (142) sowie einer postoperativen Entzündungsreaktion erhöht (143). Einige Studien deuten darauf hin, dass bei einer knöchernen Cochleostomie eine höhere Wahrscheinlichkeit einer Platzierung der Elektrode in der Scala vestibuli statt, wie gewünscht, in der Scala tympani besteht (120, 122).

Die Autoren Zhou et al. stellten hingegen fest, dass diese Wahrscheinlichkeit bei einem Rundfensterzugang größer sei (144). Da keine genaueren Informationen zur angewandten Technik beziehungsweise dem Vektor gegeben sind, ist dieses Ergebnis jedoch mit Vorsicht zu betrachten (96).

In der Literatur besteht letztlich kein klarer Konsens zur Überlegenheit der einen oder der anderen Methode (128). Bei genauerer Abwägung überwiegen jedoch die Vorteile

des Zugangs durch die Rundfenstermembran, welcher auch zunehmend favorisiert wird (23, 66). Dennoch wird oftmals die knöcherne Cochleostomie als gebräuchlicherer Zugang beziehungsweise als Standard bezeichnet (64, 129, 142, 145, 146).

1.7.5 Konzept der „*soft surgery*“

Mit dem erhöhten Fokus auf den Erhalt von Restgehör kam es zu Modifikationen der klassischen Cochleostomie (64).

1993 stellte Ernst Lehnhardt erstmals das Konzept der „*soft surgery*“ vor, bei der er nach Platzierung der Cochleostomie Hyaluronsäure verwendete, um die Elektrode gleitfähiger zu machen und die geschaffene Öffnung direkt wieder zu verschließen (147). Viele der heute angewandten Grundsätze zur Schonung des Restgehörs beruhen neben Ergebnissen aus klinischen Fallserien und Schläfenbeinstudien sowie ersten Erfahrungen bei Stapedektomien auf diesem Bericht (64).

Neben dem beschriebenen Einsatz von Hyaluronsäure gehört zu den Prinzipien der „*soft surgery*“ das Bohren einer kleinstmöglichen Cochleostomie-Öffnung zur Vermeidung des Verlustes von Perilymphe sowie der anschließende Wiederverschluss der Öffnung (120). Außerdem wird besonders darauf geachtet, den Eintritt von Blut und Knochenstaub in die Scala tympani zu vermeiden, da solches Fremdmaterial Entzündungsreaktionen hervorrufen kann (64, 148). Grundsätzlich wirkt sich die „*soft surgery*“-Technik wohl nicht nur positiv auf den Erhalt von Restgehör, sondern auch auf die vestibuläre Funktion des jeweils implantierten Ohrs aus (149).

Aktuell wird der otoprotektive Effekt zahlreicher Medikamente wie Dexamethason (150-153) und AM-111 (154, 155) zur Minimierung von Innenohrtraumata durch Elektrodeninsertion erforscht (1). Auch wird an einer Technik der Nervenstimulation durch Infrarotlicht gearbeitet (156, 157), was sich insofern positiv auswirken könnte, als dass zur Stimulation durch den Laser kein direkter Nervenkontakt erforderlich wäre. Hierfür müsste das Zielgewebe, also der Nerv, zunächst lichtempfindlich gemacht werden, was durch das Einbringen von Genen für lichtsensitive Ionenkanäle in die Zellen, auch bekannt als Optogenetik, versucht wird. (1)

Letztendlich hängt das Verursachen oder Nicht-Verursachen von Traumata aber nicht nur von der angewandten Technik, sondern auch vom Winkel, also der Anatomie der Cochlea ab (158). Beispielsweise zeigten Shapira et al. sowie Campbell et al., dass eine atraumatische Elektrodeninsertion umso wahrscheinlicher ist, je weiter posterior die Rundfenstermembran orientiert ist (55, 158).

Zur Evaluation von durch Elektrodeninsertion verursachten Schäden an Strukturen des Innenohrs haben Eshraghi et al. 2003 ein Klassifizierungssystem eingeführt, wobei Stufe 0 „kein makroskopisch sichtbarer Schaden“ und Stufe 4 „Anzeichen von Frakturen der Lamina ossea spiralis oder des Modiolus“ bedeutet (70). Durch Cochlea-Implantation entstandene Schäden sind unterteilbar in eine sofortige und eine verzögerte Komponente. Sofortiger Schaden entsteht entlang des Insertionspfades der Elektrode und durch Kontinuitätstrennung cochleärer Flüssigkeiten. Verzögerter Schaden beinhaltet eher Abwehrreaktionen des Wirtsorganismus wie Entzündungen, Fibrose und neue Knochenformation. (128) Letztlich führt ein signifikanter intracochleärer Schaden zum lokalisierten oder umfassenden Funktionsverlust des sogenannten Corti-Organs (141), welches eine Reihe innerer und drei Reihen äußerer Haarzellen beinhaltet und dessen primäre Funktion in der auditorischen Signaltransduktion besteht (159).

1.8 Risiken

Im Rahmen einer Cochlea-Implantat-Operation können verschiedene Komplikationen auftreten.

Intraoperativ gehört hierzu die Verletzung diverser Strukturen wie des NF, des Sinus sigmoideus, der A. carotis interna oder der Gehörknöchelchenkette. Auch der äußere Gehörgang, das Trommelfell und die Dura mater, also die harte Hirnhaut können betroffen sein. (23)

Die Schädigung des NF und eine resultierende Fazialisparese ist zwar selten, stellt jedoch eine der ernstesten Komplikationen dar (160-162).

Letztendlich lassen sich Komplikationen während der Operation durch eine gute chirurgische Technik (23) und die Befolgung von Prinzipien und etablierten Regeln der

Mittelohrchirurgie aber weitestgehend vermeiden (163). Zernotti et al. zufolge geht der übliche Zugang zum Mittelohr über den Recessus facialis im Vergleich zu anderen Zugangswegen außerdem mit der geringsten Komplikationsrate von nur ungefähr 1,1 % einher (164).

Postoperativ können Infektionen, Hautnekrose, chronische Mittelohrentzündungen, Meningitis sowie, meist eher langfristig, Implantatversagen auftreten (23, 165, 166). Letzteres wird häufiger bei Kindern beobachtet, da hier vergleichsweise oft äußere Kräfte auf das Implantat einwirken (23). Außerdem tritt es vermehrt im Zusammenhang mit einer fehlerhaften Elektrodenpositionierung in der Cochlea auf (167).

Prozentual gesehen kommt ein postoperatives Implantatversagen bei circa 2-4 % der Patienten vor, medizinische Komplikationen bei ungefähr 4 %. Glücklicherweise ist in solchen Fällen eine Reimplantation normalerweise problemlos möglich. (23)

1.9 Hörerfolge

Die erste unabhängige Studie zur Evaluation der Hörerfolge wurde 1976 im Auftrag des United States National Institute of Health (NIH) an der University of Pittsburgh durchgeführt (1). Unter der Leitung von Dr. Robert C. Bilger, Ph.D. wurden über fünf Tage Testungen bei allen 13 bis dahin in den Vereinigten Staaten implantierten Patienten vorgenommen (168). Der Abschlussbericht, auch „*Bilger Report*“ genannt, bestätigte ein signifikant besseres Abschneiden im Lippenablesen sowie der Sprachwahrnehmung mithilfe der Hörprothese als ohne. In der Folge dieser Studie waren auch viele andere zur damaligen Zeit noch sehr kritisch eingestellte Experten von dem Konzept des CI überzeugt und das NIH selbst steigerte seine Investitionen in die Förderung der CI-Forschung. (1) Richtigerweise wurde in dem Bericht bereits geschlussfolgert, dass mit einer mehrkanaligen Prothese ein noch weit besseres Hören möglich sein würde (168).

Während das CI also anfänglich vor allem eine Hilfe beim Lippenablesen darstellte, ist es heute zur Hightech-Prothese für offenes Sprachverstehen geworden (30, 32).

Der Hörerfolg für den Patienten variiert interindividuell stark (169). Die wichtigsten Faktoren scheinen vorhandenes Restgehör sowie das Alter bei der Implantation, und damit einhergehend die Dauer der Taubheit, zu sein (27, 170). Ein CI sollte also

besonders frühzeitig eingesetzt werden, um die sogenannte Deprivationsphase so kurz wie möglich zu halten (24, 27, 171). Nicht zuletzt ist der Hörerfolg aber auch abhängig von individuellen Ressourcen wie kognitiven Fähigkeiten, häuslichen Übungsmöglichkeiten und der psychischen und gesundheitlichen Verfassung (172).

Insgesamt zeigen sich bei einem großen Teil der Implantierten jedoch sehr gute Ergebnisse, die den Betroffenen den Besuch einer Regelschule beziehungsweise eine Integration in das Berufsleben ermöglichen (22). Bei rechtzeitiger Versorgung entwickeln Kinder mit angeborener Taubheit ein normales Sprachvermögen (22, 23) und die allermeisten Patienten können mithilfe ihres CI telefonieren (1, 22, 23, 27, 32, 173).

1.10 Grenzen des CI und Entwicklungspotenzial für die Zukunft

Trotz der immensen Fortschritte auf dem Gebiet des CI weist die Technologie auch heute noch ihre Grenzen und damit Entwicklungspotenzial für die Zukunft auf (1). Wie bereits angedeutet, gestaltet sich das Sprachverstehen im Störgeräusch sowie auch das Hören von Musik noch immer recht schwierig (1, 22, 174). Auch das Verstehen klangvollerer Sprachen wie Mandarin, bei denen die Bedeutung der Worte maßgeblich von ihrer Betonung abhängt (10), stellen noch eine große Herausforderung dar (1). Grund hierfür sind die heute verwendeten Elektrodensysteme, welche relativ wenige Reizkontakte besitzen und recht weit von den Spiralganglienzellen des Hörnervs positioniert sind, so dass eine limitierte Informationsübertragungskapazität besteht (22). Abhilfe könnte hier die oben erwähnte Technik der Lichtstimulation durch die Schaffung mehrerer voneinander unabhängiger Kanäle schaffen (1).

Eine Grenze stellt in gewisser Weise auch die Motivation und Mitarbeit des Patienten beim Sprachtraining mit dem CI dar, von welcher der Hörerfolg maßgeblich abhängig ist (175).

Dass ein CI keinen gleichwertigen Ersatz für das natürliche Gehör bieten kann, wird zudem bereits an der Zahl eingesetzter Stimulationselektroden gegenüber ungefähr 15000 Haarzellen in der menschlichen Cochlea deutlich (176).

Forschungsanstrengungen in der Zukunft werden sich sicherlich mit einer weiteren Verbesserung des Elektrodendesigns, Erhöhung der Anzahl an Kanälen und mit Operationstechniken der robotergesteuerten Elektrodeninsertion (177) beschäftigen (1). Außerdem ist mit der Entwicklung komplett implantierbarer Geräte mit optimierter Batterielaufzeit zu rechnen (1, 12, 178-181). Neben den offensichtlichen ästhetischen Vorzügen entfielen hierdurch die zur transkutanen Befestigung der Sendespule notwendige Magnethalterung, welche bei Durchführung einer Magnetresonanztomographie (MRT) zu Artefakten oder gar Dislokationen des Implantats führen kann. Behindert wird dieser Ansatz aktuell noch durch die Problematik eines implantierten Mikrofons, welches Schwingungsdämpfungen durch die Haut sowie Störungen durch Körpergeräusche erfährt. (176)

1.11 Publikation „*Round window accessibility during cochlear implantation*“

Die vorliegende Monographie basiert auf einer geteilten Erstautorenschaft an der nachfolgend eingefügten Publikation „*Round window accessibility during cochlear implantation*“, veröffentlicht in den *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, Volume 278, Issue 2, February 2021.

Kernstück der Publikation ist die sogenannte „*St Thomas' Hospital (STH)*“-Klassifikation, welche 2013 im Paper „*Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion*“ von Leong et al. beschrieben wurde (126). Es handelt sich um eine Einteilung des sichtbaren prozentualen Anteils der Rundfenstermembran nach einer optimalen posterioren Tympanotomie und bestmöglicher Beseitigung der knöchernen Überhänge. Typ I wurde definiert als 100 % Sichtbarkeit, Typ IIA als mehr als 50 %, Typ IIB als weniger als 50 % und Typ III als 0 %.

Für jeden dieser Typen von Einsehbarkeit der Rundfenstermembran wurden außerdem Empfehlungen bezüglich des jeweils besten chirurgischen Zugangswegs aufgestellt. Vor allem für weniger erfahrene Chirurgen kann dieser Algorithmus eine nützliche Hilfestellung bei der Wahl des passenden Zugangswegs in die Cochlea darstellen.

Leong et al. werteten 128 Fälle von Cochlea-Implantationen an einem tertiären Überweisungskrankenhaus hinsichtlich der Sichtbarkeit der Rundfenstermembran aus. Sie berichteten, dass bei 89 % der erwachsenen und 78 % der pädiatrischen Fälle mehr als 50 % der Rundfenstermembran exponiert waren (Typen I und IIA). Fälle mit weniger als 50 % sichtbarer Rundfenstermembran (Typen IIB und III) waren doppelt so häufig bei Kindern wie bei Erwachsenen. Es wurde geschlussfolgert, dass bei Kindern ein Einbringen des Elektrodenträgers durch die Rundfenstermembran anspruchsvoller sei. (126)

Wir, also die Autoren der Publikation, hielten eine solche Einteilung der Sichtbarkeit der Rundfenstermembran generell für sehr sinnvoll, da hierdurch weltweit intraoperative Bedingungen bei Cochlea-Implantationen beschrieben und verglichen werden können.

Ziel dieser der Publikation zugrundeliegenden Studie war es, Daten zu Cochlea-Implantat-Fällen an der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie des Universitätsklinikums Köln zu sammeln und sie mit den oben aufgeführten Ergebnissen zu vergleichen. Außerdem sollten relevante chirurgische Schritte zur optimalen Darstellung der Rundfenstermembran bei Cochlea-Implantat-Operationen beschrieben und analysiert werden.

2 Publikation

Im Folgenden findet sich die Originalarbeit „*Round window accessibility during cochlear implantation*“, auf welche sich diese Monographie bezieht. Sie wurde in den *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, Volume 278, Issue 2, February 2021* veröffentlicht und in enger Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Konrad Stürmer verfasst.



Round window accessibility during cochlear implantation

Konrad Stuermer¹ · Tanja Winter¹ · Lisa Nachtsheim¹ · Jens Peter Klussmann¹ · Jan Christoffer Luers¹

Received: 8 December 2019 / Accepted: 26 May 2020
© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2020

Abstract

Objective To assess data regarding round window (RW) visibility and surgical approaches in cochlear implant cases, and to describe and analyze surgical steps relevant for the RW approach in cochlear implantation.

Study design Prospective clinical study.

Methods A questionnaire was completed by surgeons after each of altogether 110 cochlear implantations. Round window membrane (RWM) visibility was graded according to the St Thomas Hospital (STH) classification.

Results Performing different surgical steps during the preparation of the RW niche, the RWM could be fully exposed (STH Type I) in 87%. A RW approach could be used for electrode insertion in 89% of the adult and 78% of the pediatric cases. The distribution of RW types differed significantly between adults and children. Drilling of the superior bony lip was the surgical step most frequently needed in adult as well as pediatric cases to obtain optimal RW exposure.

Conclusion In children, optimized surgical exposure of the RW niche resulted in only 52% full RWM visibility; whereas in adults, this could be achieved in 87%. The facial nerve (FN) had to be exposed at the level of the posterior tympanotomy in more than 70% of pediatric cases with full RWM visibility; while in adult cases with 100% visibility, such specific exposure was necessary in only 33%. Thus, surgical preparation of the RW niche seems to be more demanding in children than in adults.

Keywords Cochlea implant · Round window · Round window visibility · Cochleostomy · Posterior tympanotomy

Introduction

Today, the round window is the preferred surgical approach to cochlear implantation as it provides a safe and atraumatic access route for electrode insertion, which also has the greatest potential for preserving residual hearing [1–4].

Nevertheless, anatomic variations in the RW area can render it challenging [5, 6]. The RWM is located in a small niche called fossula fenestrae rotunda and often hidden behind overhanging bony ridges from superior, posterior and anterior, which regularly limit the visibility of the RWM during surgery [1, 5]. The uneven growth of the round window niche (RWN)ʼs walls during the prenatal period results

in a big variation of its shape as well as its size [7]. In special cases, such as congenital aural atresia, the RWM tends to be significantly smaller than normal [8] and even full obliteration can occur [7].

In 2013, Leong et al. introduced a description of the intraoperative percentage of RWM visible, the so-called St Thomasʼ Hospital (STH) classification [9]. Type I was defined as 100% visibility, Type IIA as more than 50%, Type IIB as less than 50% and Type III as 0%.

Based hereupon, a practical management system was proposed, providing recommendations on the best surgical approach in each type of RWM visibility. Especially, for less experienced surgeons, this may represent a useful guidance in selecting the appropriate insertion route into the cochlea.

In their analysis of 128 cochlear implant cases, Leong et al. reported that 89% of adult and 78% of pediatric cases had more than 50% of the RWM exposed (Types I and IIA). Cases having less than 50% of the RWM exposed (Types IIB and III) were twice as common in children. It was concluded that RWM array insertion is more challenging in children [9].

Konrad Stuermer and Tanja Winter contributed equally to this work as first authors.

✉ Lisa Nachtsheim
lisa.nachtsheim@uk-koeln.de

¹ Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, Medical Faculty, University of Cologne, 50937 Cologne, Germany

We generally consider the classification of RWM visibility a useful concept to delineate and compare intraoperative conditions in cochlear implant surgery all over the world. The aim of this study was to assess intraoperative data regarding RW visibility and surgical approaches in cochlear implant cases at our institution and compare it with the above-mentioned results. We also aimed to describe and analyze surgical steps relevant in cochlear implantation for optimal exposure of the RWM.

Materials and methods

Study design

A questionnaire was created and completed by surgeons after 110 cochlear implantations performed at the Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery of the University Hospital Cologne, Germany between January 2018 and May 2019.

The first element of the questionnaire was the approach taken by the surgeon for final cochlear implantation (RW/enlarged RW/cochleostomy).

The first element of the questionnaire was the approach taken by the surgeon for final cochlear implantation (RW/enlarged RW/cochleostomy). The RW approach is understood as electrode insertion directly through the RWM, which is mostly possible in cases with favorable RW anatomy [10]. The enlarged RW approach means an extension of the RW antero-inferiorly by a few mm [9]. A cochleostomy, at last, implicates opening the osseous portion of the cochlea antero-inferiorly to the presumed RWM towards the basal turn [9, 11], ever since placement at this position has been shown to minimize intracochlear trauma [12].

The next element of the questionnaire was the visibility of the RWM as described by the STH classification.

It was followed by the surgical steps needed to achieve maximum RW exposure (see Fig. 1 for schematic explanation and Fig. 2 for intraoperative view): facial nerve (FN) transosseously exposed (yes/no), FN soft (yes/no), pyramidal eminence lowered (yes/no), stapedius muscle soft (yes/no), chorda tympani (not exposed/exposed and preserved/cut/not applicable), RWN exposure: superior bony lip drilled (yes/no), anterior bony lip drilled (yes/no), posterior bony lip drilled (yes/no), size of the posterior tympanotomy in cranio-caudal orientation in mm, size of the posterior tympanotomy in antero-posterior orientation in mm, thickness of upper posterior auditory canal wall in mm (measured at the outward-facing ridge at medium height of the auditory canal with help of a sterile ruler), auditory canal wall lowered (yes/no).

As the last element of the questionnaire, we evaluated whether all electrode contacts could be placed intracochlearly during insertion (yes/no).

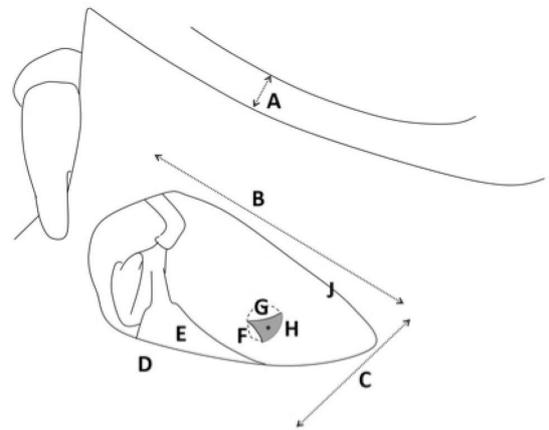


Fig. 1 Parameters of the surgical preparation to achieve maximum RW exposure: thickness of upper posterior auditory canal wall (A); posterior tympanotomy in cranio-caudal orientation (B) and antero-posterior orientation (C); exposition of facial nerve (D); lowering of the pyramidal eminence (E); drilling the anterior bony lip of the RW (F); drilling the superior bony lip of the RW (G); drilling the posterior bony lip of the RW (H); exposition of chorda tympani (J)

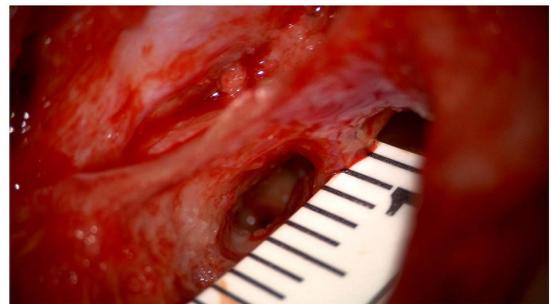


Fig. 2 Intraoperative measurement of the posterior tympanotomy using a sterile ruler

Information about the presence of anatomical malformation was drawn from the patient's health record.

For statistical analysis, IBM SPSS Statistics 26.0 was used. A Pearson Chi-Square Test of Independence with a significance level of $\alpha=0.05$ was conducted.

The study was approved by the local ethics committee.

Results

110 cases of cochlear implantation (104 patients) were included in the study; among them, 66 (60.0%) were women and 44 (40.0%) were men. 83 (75.5%) were adult and 27 (24.5%) pediatric ears (pediatric included

all patients < 18 years of age). Mean patient age was 41.9 years (min = 0 years, max = 85 years), the mean age of the adult cohort was 54.2 years (min = 19 years, max = 85 years) and the mean age of the pediatric cohort was 4.3 years (min = 0 years, max = 15 years). Side of the surgery was more or less balanced [52.7% (left side) vs. 47.3% (right side)]. In eight of the 27 pediatric cases, congenital ear deformities were present (in seven cases, cochlear and/or semicircular canal dysplasia; in one case, hypoplasia of the internal auditory canal).

The following electrodes were implanted; Cochlear® Slim Straight ($n = 48$ (43.6%)), Medel® Flex28 ($n = 44$ (40.0%)), AdvancedBionics® Mid-Scala ($n = 11$ (10.0%)), Cochlear® Contour Advance ($n = 6$ (5.5%)) and Medel® Compressed Electrode ($n = 1$ (0.9%)).

Table 1 shows the results of the questionnaire stratified in adults and children except for the values with measuring units, which are listed further below.

Visibility of the RWM

In the majority of the adult cases (87%), a 100% visibility of the RWM, which equals to Type I of the STH classification, was surgically achieved (Fig. 3). In 7%, more than 50% or less than 50% were visible (Types IIA and IIB); and in 6%, there was total obliteration of the RWN with no membrane visible even after optimized surgical exposure (Type III).

In the pediatric group 52% had an exposure of the RWM of Type I, 34% of Type IIA and IIB and 15% of Type III (Fig. 3).

Types IIB and III were found more often in children (19%) than in adults (6%). Still, more than 50% of the RWM (Types I and IIA) was exposed in the majority of both groups (94% in adults, 81% in children).

The difference between the two groups was statistically significant ($\chi^2 = 16.2035$, $df = 3$, p value = 0.001).

RWM visibility and insertion route

When summing up adult and pediatric data, all types except for Type III could be managed with a RW or enlarged RW approach. A pure RW approach could be used for insertion in 97% of Type I cases, while this was possible in 86% of Type IIA cases. In the only case of Type IIB, an enlarged RW approach was performed. 100% of Type III cases required a bony cochleostomy.

Cases with more than 50% RWM visibility (Types I plus IIA) were managed with a RW approach in 95% and an enlarged RW approach in 5%.

Surgical steps and full insertion of electrode contacts

To acquire the best possible visibility of the RWM, certain surgical steps were required. For example, a wide posterior tympanotomy is needed especially in cases with the RW located far posteriorly. To achieve this while preserving the posterior wall of the outer ear canal, the surgeon needs to remove bone on top and anterior of the FN. In the end, the mastoid portion of the FN might be transosseously visible or the nerve might be uncovered and, hence, 'soft'. Likewise, the posterior wall of the outer ear canal must be thinned out to obtain a high-angle look alongside the wall down into the RWN when the membrane is positioned far posteriorly. At last, removal of any 'bony lips' in the circumference of the RWM must be carefully removed to obtain optimal exposure of the membrane. Figure 4 shows the frequency of necessary surgical steps in adults and children for the cases in which 100% visibility (Type I) was achieved. For example, removal of the superior bony lip was necessary in almost all cases (99% in adults and 100% in children); while 'soft drilling' of the FN was rarely necessary (8% in adults and 7% in children).

The mean size of the posterior tympanotomy in cranio-caudal orientation was 4.3 mm (min = 2.0 mm, max = 7.0 mm), the mean size of the posterior tympanotomy in antero-posterior orientation was 3.2 mm (min = 2.0 mm, max = 6.0 mm) and the mean thickness of the upper posterior auditory canal wall was 1.2 mm (min = 0.5 mm, max = 2.5 mm).

Insertion of all electrode contacts into the cochlea was possible in 98% of all cases, that is adult and pediatric ears together. In the two cases in which not all electrode contacts could be placed intracochlearly, Medel® Flex28 electrodes were used.

Audiometry results

Pure-tone audiometry data generated three months after implantation with the CI switched on were available in 104 of the 110 cases. Figure 5 shows the mean aided hearing threshold of 103 of them. One patient did not have any perception of sound in all frequencies. He was suffering from a previously resected vestibular schwannoma and unfortunately, his cochlear nerve had not recovered.

In the remaining six patients, audiometric data were not assessable for reasons like lacking cooperation and absence from follow-up examination.

Discussion

The STH classification appears to be a reasonable method to grade the visibility of the RWM after optimized surgical exposure. For all cochlear implant cases in which the RWM

Table 1 Questionnaire results

	Adults		Children		Σ	
	<i>N</i>	%	<i>N</i>	%	<i>N</i>	%
Approach						
Round window	74	89	21	78	95	86
Enlarged round window	4	5	2	7	6	5
Cochleostomy	5	6	4	15	9	8
Visibility of the RWM						
100% (Type I)	72	87	14	52	86	78
> 50% (Type IIA)	6	7	8	30	14	13
< 50% (Type IIB)	0	0	1	4	1	1
Not visible (Type III)	5	6	4	15	9	8
FN transosseously exposed						
Yes	30	37	20	74	50	46
No	52	63	7	26	59	54
FN soft						
Yes	8	10	7	26	15	14
No	74	90	20	74	94	86
Pyramidal eminence lowered						
Yes	45	55	17	63	62	57
No	37	45	10	37	47	43
Stapedius muscle soft						
Yes	17	21	9	33	26	24
No	65	79	18	67	83	76
Chorda tympani						
Not exposed	40	49	14	52	54	50
Exposed and preserved	28	34	7	26	35	32
Cut	10	12	6	22	16	15
N/A	4	5	0	0	4	4
Superior bony lip drilled						
Yes	78	99	25	100	103	99
No	1	1	0	0	1	1
Anterior bony lip drilled						
Yes	20	26	9	38	29	28
No	58	74	15	63	73	72
Posterior bony lip drilled						
Yes	56	72	18	78	74	73
No	22	28	5	22	27	27
Auditory canal wall lowered						
Yes	6	9	18	75	24	26
No	63	91	6	25	69	74
All electrode contacts placed intracochlearly						
Yes	82	99	26	96	108	98
No	1	1	1	4	2	2

is chosen as the preferred entry portal, so-called “RWM-intentioned cases”, Leong et al. proposed a practical management system to assist decision-making on the surgical approach. It says that Type I and Type IIA cases should be handled with a pure RW approach (also called membranous cochleostomy), but some Type IIA cases may require an enlarged RW approach. This RW extension should also be

primarily performed in Type IIB cases and sometimes, a bony cochleostomy can be necessary. Type III cases should always be addressed with a bony cochleostomy.

Just like in the implant cases that served as a basis for the STH classification, our surgeons assessed RW visibility only after having dissected the RWN to a maximum achievable extent through an “optimal posterior

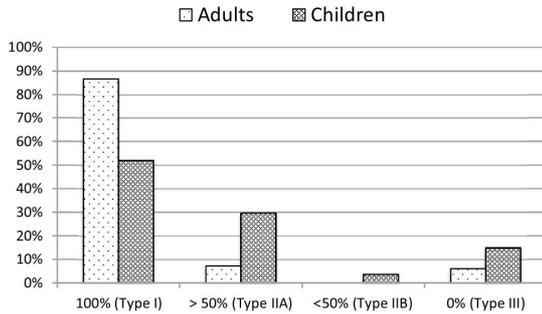
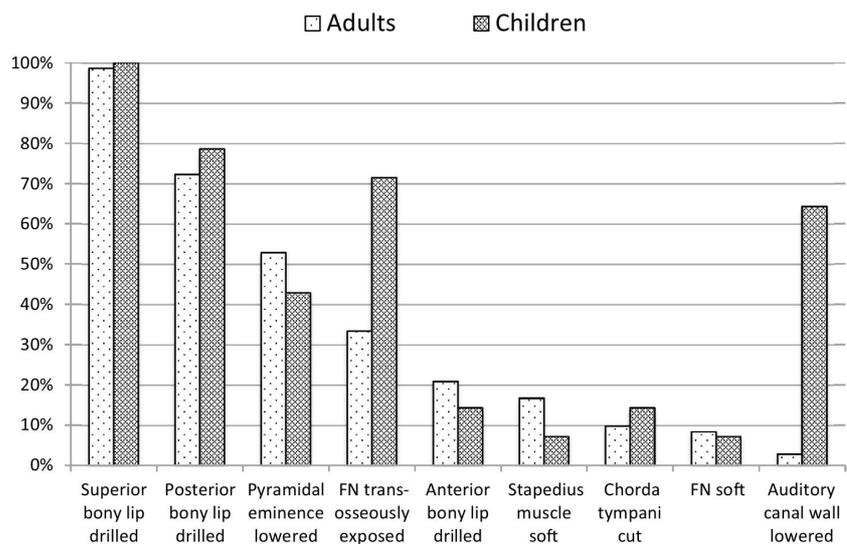


Fig. 3 Visibility of the RWM according to the STH classification in adults and in children

tympanotomy”—defined by Leong et al. as “an operating surgeon’s best surgical effort to achieve the widest posterior tympanotomy whilst preserving the integrity of the facial nerve, chorda tympani, posterior canal wall and bony annulus”. On the contrary, they have not used the classification as a guide to decide upon the appropriate approach, but taken this decision based on empirical values and aimed at performing a RW approach whenever possible.

When comparing results with those presented by Leong et al., our study showed a higher percentage of Type I cases after a maximized posterior tympanotomy (87% vs. 76% in adults and 52% vs. 46% in children). We believe that extremely careful preparation and exposure of all anatomical structures mentioned in Fig. 4 by experienced surgeons have contributed to the high rate of RWM visibility. Another reason might be the different age distribution and size of the

Fig. 4 Surgical steps required when 100% RWM exposure (STH Type I) was achieved



patient cohorts. The study by Leong et al. included 42.2% pediatric cases; while ours included 24.5%, which might contribute to a higher percentage of STH Types II and III among Leong et al.’s patients.

The insertion route chosen in each type of RWM visibility shows very similar results. 96% of Leong et al.’s and 97% of our Type I cases could be managed with a RW approach. In both studies, all Type III cases needed a bony cochleostomy [9].

Overall, electrode insertion through the RW, which likely leads to electrode placement into the ST [1, 3, 4, 13], as well as the insertion of all electrode contacts into the cochlea was possible in most of our adult as well as pediatric cases.

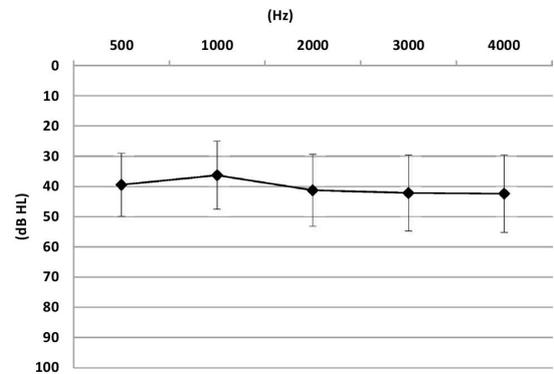


Fig. 5 Mean aided hearing threshold ± standard deviation (SD) with the CI switched on 3 months after implantation

Both of these factors are associated with a positive impact on auditory outcomes [4, 5, 14–16].

Our data also support the assumption that RW insertion is generally more challenging in children. Like in Leong et al., we found that RWM visibility and accessibility differed significantly between adults and children ($p < 0.05$). Both studies showed that full RWM exposure (Type I) is far less likely in children than in adults (46 vs. 76%, respectively, 52% vs. 87%). In 89% of adult and 78% of pediatric cases, more than 50% of the RWM could be exposed (Types I and IIA), a rate slightly higher in our study with 94% in adults and 81% in children. Also, they found less than 50% RWM exposure (Types IIB and III) in pediatric cases twice as often as in adult cases (22% vs. 11%) and the likelihood of having to perform an enlarged RW approach or bony cochleostomy, therefore, greater [9]. In our patients, RWM exposure of less than 50% was found even three times as often in children than in adults (19% vs. 6%).

What may contribute to this is the above-mentioned fact that the RWM tends to be significantly smaller in patients with congenital anomalies [7, 8, 17], even if such were found in only eight of our 27 pediatric cases (30%). Also, it has been detected that the angulation of the basal turn decreases with age [18]; the more obtuse angulation, hence, present in children may complicate RW insertion [19].

Leong et al. suggested that difficulties in pediatric RWM insertion should be considered when counseling parents of children undergoing cochlear implantation preoperatively. In our opinion, such need to talk about possible hazards additionally to those coming with standard cochlear implantation is only necessary when anatomical malformation is expected.

Finally, Leong et al. have raised the question whether “preoperative imaging could help to evaluate the accessibility of the RWM”. They reported that at their institution, magnetic resonance imaging (MRI) was the only imaging modality employed and declared it as not sufficient for such evaluation [9]. We also employ MRI as a standard preoperative procedure. In cases of further uncertainties, a computed tomography scan (CT) is performed, which can give more detailed information about the RWN. Postoperatively, all patients undergo X-ray imaging to confirm correct electrode array position.

To access the middle and subsequently the inner ear, a posterior tympanotomy via the facial recess is usually performed [1, 20].

However, its superior opening is limited by the FN medially and chorda tympani laterally [21, 22]. A complete facial recess dissection with skeletonization of FN and chorda tympani is, therefore, often needed to gain better access [23]. We had to expose (transosseously visualize) the FN in 37% of adults and 74% of children, while drilling it ‘soft’ was necessary in 10% of adults and 26% of children only. Similarly,

Mandour et al. described exposure of the FN in 47% of their patient group, not subdivided into adults and children [24]. The chorda tympani was cut in 10% of adults and 14% of children. This also goes well along with results described in literature. In a study by Wang et al., its integrity could not be preserved in 32 of 180 patients, which equals to approximately 18% [25]. In a study by Thom et al., it was sacrificed in four of eleven patients, a higher rate of approximately 36%. Again, the representativeness is questionable due to a cohort size of only eleven patients [26].

RW visibility itself is often restricted by an overhanging oblique ridge from the promontory called “superior bony lip” or “tegmen fossula fenestra rotunda” [1, 5, 27]. However, also bony overhangs from posterior and anterior may limit access to the niche [1, 5]. Roland et al. have shown that by drilling these overhangs, RWM visibility can be increased by a factor of 1.5–3; in specimens with an especially small RWN opening, even of 10–13 [5]. When viewing through the facial recess before the execution of any bone work, the RWM is reported to be visible to a maximum of only 30% [28]. Drilling may be necessary not only for better visibility, but also to allow insertion along the course of the ST and thereby protecting important structures such as the modiolus and basilar membrane [5]. Indeed, the superior bony overhang needed to be drilled in practically all our cases in which full RW visibility was obtained (99% in adults and 100% in children). Drilling the posterior overhang was the second most performed step (72% in adults and 79% in children); while, removal of the anterior overhang was of least importance (21% in adults and 14% in children). Removing the posterior overhang helps in achieving the optimal insertion angle for the electrode from postero-superior to antero-inferior; following the course of the cochlea’s basal turn [5].

Sometimes, the posterior auditory canal wall can be overhanging and obscuring the view on the RWM [21]. Adequate thinning to extend the facial recess is required in this case [29]. At the end of surgical exposure, the posterior wall of the auditory canal had a mean thickness of 1.2 mm in our study. Also, in children, the outer ear canal is laterally curved into a dorsal direction; while in adults, the bony canal shows a more straight course. When striving for a vertical drop-off of the posterior auditory canal wall down to the hypotympanum to enable a good view of the RW along the wall, its thinning out often results in a lowering of the lateral portion.

The size of the posterior tympanotomy should always represent a reasonable compromise between facilitating intraoperative visibility and optimal surgical conditions on one side and the ambition to keep surgical trauma as low as possible on the other side. We believe that the mean opening size of 4.3 mm in cranio-caudal orientation to 3.2 mm in anterior orientation in our cases lies within an acceptable range. Hasaballah et al. have reported a mean intraoperative

length of the facial recess posterior tympanotomy in anterior orientation of 3.1 mm [30]. Jeon et al. analyzed CT scans in candidates for cochlear implantation and measured a mean of 6.48 mm in cranio-caudal orientation [31]. Of course, it should be noted that the dimensions of the posterior tympanotomy do not necessarily correlate with the visibility of the round window, since other factors play a role here, such as the angle at which the individual landmarks are located.

When analyzing all surgical steps shown in Fig. 4, some were needed more often in children, others more often in adults. Hence, a conclusion saying that careful surgical preparation is generally more important in adults or in children cannot be drawn. And despite all acquisitions that come with such preparation of anatomical structures, one needs to remember that the view of the RWM obtained does not always directly correlate with the success of electrode insertion [21].

Conclusion

In children, even after an optimized surgical exposure, full (100%) visibility of the RWM could be achieved in only 52% of cases; whereas in adults, it could be achieved in 87%. The FN needed to be exposed in more than 70% of pediatric cases with full RWM visibility; while in adult cases with 100% visibility, such specific exposure was necessary in only 33%.

Cochlear implantation, thus, shows the tendency to be more difficult in children than in adults.

Author contributions All authors contributed substantially to the paper in conception, design and writing.

Funding There was no financial support, no funding.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest There was no conflict of interest during the preparation of this article.

Ethical standards The study was approved by the institutional review board (local ethics committee; No. 18-060). There were no animals involved in this study

Informed consent Informed consent was obtained from all patients

References

1. Luers JC, Huttenbrink KB, Beutner D (2018) Surgical anatomy of the round window—implications for cochlear implantation. *Clin Otolaryngol* 43(2):417–424
2. Skarzynski H, Lorens A, Zgoda M, Piotrowska A, Skarzynski PH, Szkielkowska A (2011) Atraumatic round window deep insertion of cochlear electrodes. *Acta Otolaryngol* 131(7):740–749
3. Kang BJ, Kim AH (2013) Comparison of cochlear implant performance after round window electrode insertion compared with traditional cochleostomy. *Otolaryngol Head Neck Surg* 148(5):822–826
4. Adunka O, Unkelbach MH, Mack M, Hambek M, Gstoettner W, Kiefer J (2004) Cochlear implantation via the round window membrane minimizes trauma to cochlear structures: a histologically controlled insertion study. *Acta Otolaryngol* 124(7):807–812
5. Roland PS, Wright CG, Isaacson B (2007) Cochlear implant electrode insertion: the round window revisited. *Laryngoscope* 117(8):1397–1402
6. Singla A, Sahni D, Gupta AK, Loukas M, Aggarwal A (2014) Surgical anatomy of round window and its implications for cochlear implantation. *Clin Anat* 27(3):331–336
7. Toth M, Alpar A, Patonay L, Olah I (2006) Development and surgical anatomy of the round window niche. *Ann Anat* 188(2):93–101
8. Saylisoy S, Incesulu A, Kaya E, Pinarbasli O, Adapinar B (2014) The round window diameter in congenital aural atresia and comparison with sensorineural hearing loss and control group. *J Comput Assist Tomogr* 38(3):461–463
9. Leong AC, Jiang D, Agger A, Fitzgerald-O'Connor A (2013) Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 270(4):1237–1242
10. Richard C, Fayad JN, Doherty J, Linthicum FH Jr (2012) Round window versus cochleostomy technique in cochlear implantation: histologic findings. *Otol Neurotol* 33(7):1181–1187
11. Paprocki A, Biskup B, Kozłowska K, Kuniszczak A, Bien D, Niemczyk K (2004) The topographical anatomy of the round window and related structures for the purpose of cochlear implant surgery. *Folia Morphol (Warsz)* 63(3):309–312
12. Adunka OF, Radeloff A, Gstoettner WK, Pillsbury HC, Buchman CA (2007) Scala tympani cochleostomy II: topography and histology. *Laryngoscope* 117(12):2195–2200
13. Bae SC, Shin YR, Chun YM (2019) Cochlear implant surgery through round window approach is always possible. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 128(6_suppl):38S–44S
14. O'Connell BP, Hunter JB, Haynes DS, Holder JT, Dedmon MM, Noble JH et al (2017) Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *Laryngoscope* 127(10):2352–2357
15. Finley CC, Holden TA, Holden LK, Whiting BR, Chole RA, Neely GJ et al (2008) Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol* 29(7):920–928
16. Wanna GB, Noble JH, Carlson ML, Gifford RH, Dietrich MS, Haynes DS et al (2014) Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *Laryngoscope* 124(Suppl 6):S1–S7
17. Okuno H, Sando I (1988) Anatomy of the round window. A histopathological study with a graphic reconstruction method. *Acta Otolaryngol* 106(1–2):55–63
18. Lloyd SK, Kasbekar AV, Kenway B, Prevost T, Hockman M, Beale T et al (2010) Developmental changes in cochlear orientation—implications for cochlear implantation. *Otol Neurotol* 31(6):902–907
19. Al-Muhaimeed HS, Abdelwahed HY (2015) Difficult cochleostomy in the normal cochlea. *Egypt J Otolaryngol* 31:149–155
20. Sharma R, Meher R, Passey J, Kumar J, Gupta A, Kharbanda S (2019) Comparative evaluation of round window niche accessibility pre-operatively on high-resolution computed tomography of the temporal bone with intra-operative findings. *J Laryngol Otol* 133(7):575–579

21. Hamamoto M, Murakami G, Kataura A (2000) Topographical relationships among the facial nerve, chorda tympani nerve and round window with special reference to the approach route for cochlear implant surgery. *Clin Anat* 13(4):251–256
22. Dalmia D, Behera SK (2017) Significance of round window niche drilling for cochlear implant surgery. *Indian J Otol.* 23(3):141–145
23. Briggs RJ, Tykocinski M, Xu J, Risi F, Svehla M, Cowan R et al (2006) Comparison of round window and cochleostomy approaches with a prototype hearing preservation electrode. *Audiol Neurootol* 11(Suppl 1):42–48
24. Mandour MF, Khalifa MA, Khalifa HMA, Amer MAR (2019) Iatrogenic facial nerve exposure in cochlear implant surgery: incidence and clinical significance in the absence of intra-operative nerve monitoring. *Cochlear Implants Int* 20(5):250–254
25. Wang LE, Xia J, Shen XX, Wang ZX, Wang W, Zhang DX (2015) Retaining chorda tympani nerve integrity during cochlear implant surgery. *Chin Med J (Engl)* 128(15):2115–2118
26. Thom JJ, Carlson ML, Olson MD, Neff BA, Beatty CW, Facer GW et al (2013) The prevalence and clinical course of facial nerve paresis following cochlear implant surgery. *Laryngoscope* 123(4):1000–1004
27. Luers JC, Huttenbrink KB (2016) Surgical anatomy and pathology of the middle ear. *J Anat* 228(2):338–353
28. Takahashi H, Sando I (1990) Computer-aided 3-D temporal bone anatomy for cochlear implant surgery. *Laryngoscope* 100(4):417–421
29. Weinreich HM, Francis HW, Niparko JK, Chien WW (2014) Techniques in cochlear implantation. *Oper Tech Otolaryngol-Head Neck Surg* 25(4):312–320
30. Hasaballah MS, Hamdy TA (2014) Evaluation of facial nerve course, posterior tympanotomy width and visibility of round window in patients with cochlear implantation by performing oblique sagittal cut computed tomographic scan temporal bone. *Egypt J Otolaryngol* 30:317–321
31. Jeon EJ, Jun B, Song JN, Kim JE, Lee DH, Chang KH (2013) Surgical and radiologic anatomy of a cochleostomy produced via posterior tympanotomy for cochlear implantation based on three-dimensional reconstructed temporal bone CT images. *Surg Radiol Anat* 35(6):471–475

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

3 Diskussion

Der Rundfensterzugang ist ein sicherer Weg in die Cochlea im Rahmen von Cochlea-Implantat-Operationen (131). Die Darstellung der Rundfenstermembran sollte so klar und großzügig wie möglich erfolgen, um sicher die Scala tympani zu erreichen, Strukturen des Innenohrs wie die Basilarmembran zu schützen und einen optimalen Winkel zur Elektrodeninsertion zu schaffen (105).

Die *STH*-Klassifikation scheint eine sinnvolle Methode zur Einteilung der Sichtbarkeit der Rundfenstermembran nach optimaler chirurgischer Präparation darzustellen. Für alle Cochlea-Implantat-Fälle, welche primär über die Rundfenstermembran erfolgen sollen, schlugen Leong et al. einen Algorithmus als Hilfestellung bei der Wahl des jeweils besten Zugangsweges vor. Dieser besagt, dass Typ-I- und Typ-IIA-Fälle mit einem reinen Rundfensterzugang gehandhabt werden sollen, wobei manche Typ-IIA-Fälle einen erweiterten Rundfensterzugang erfordern können. Eine solche Erweiterung des runden Fensters sollte auch den primären Ansatz in Typ-IIB-Fällen darstellen, manchmal kann eine Cochleostomie erforderlich sein. Typ-III-Fälle sollten immer mit einer Cochleostomie angegangen werden. (126)

Wie in den Implantat-Fällen, die als Basis für die *STH*-Klassifikation dienten, stellten auch die Chirurgen am Universitätsklinikum Köln die Rundfenstersichtbarkeit erst nach maximal möglicher Darstellung der Rundfensternische durch eine optimale posteriore Tympanotomie fest. Allerdings nahmen sie bei der Wahl des Zugangsweges nicht den beschriebenen Algorithmus zur Hand, sondern beriefen sich vielmehr auf empirische Erfahrungswerte und strebten, wann immer möglich, einen Rundfensterzugang an.

3.1 Vergleich erhobener Daten mit der Publikation „*Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion*“

Beim Vergleich unserer Daten mit den von Leong et al. beschriebenen, zeigte sich in unserer Studie ein höherer prozentualer Anteil von Typ-I-Fällen nach optimaler posteriorer Tympanotomie (87 % versus (vs.) 76 % bei Erwachsenen und 52 % vs. 46 % bei Kindern). Wir glauben, dass eine extrem sorgfältige Präparation und die Darstellung relevanter anatomischer Strukturen, welche in Abbildung 4 der Publikation zu sehen

sind, durch sehr erfahrene Chirurgen zu dieser hohen Quote von Sichtbarkeit der Rundfenstermembran beigetragen hat. Ein weiterer Grund könnte die unterschiedliche Altersverteilung und Kohortengröße der Studien sein; die Daten von Leong et al. schlossen insgesamt 128 Operationen sowie 42,2 % pädiatrische Fälle ein, unsere hingegen 110 Operationen sowie 24,5 % pädiatrische Fälle, was zu einem höheren Anteil von *STH* Typen II und III unter Leong et al.'s Patienten beitragen könnte.

Die bei den jeweiligen Typen von Sichtbarkeit der Rundfenstermembran gewählten Zugangswege zeigten sehr ähnliche Ergebnisse. 96 % von Leong et al.'s und 97 % unserer Typ-I-Fälle konnten über einen Rundfensterzugang operiert werden. In beiden Studien war in allen Typ-III-Fällen eine knöchernen Cochleostomie notwendig.

Unsere Daten unterstützen auch die Annahme, dass sich der Rundfensterzugang bei Kindern generell anspruchsvoller gestaltet.

Wie auch Leong et al. stellten wir keinen signifikanten Unterschied in der Sichtbarkeit und Zugänglichkeit der Rundfenstermembran zwischen Erwachsenen und Kindern fest ($p < 0,05$). Sie stellten weiterhin fest, dass eine vollständige Exposition der Rundfenstermembran (Typ I) bei Kindern weit weniger wahrscheinlich ist als bei Erwachsenen (46 vs. 76 % bzw. 52 % vs. 87 % in unseren Fällen). Bei 89 % der Erwachsenen und 78 % der pädiatrischen Fälle konnten mehr als 50 % der Rundfenstermembran dargestellt werden (Typen I und IIA), eine Quote, die in unserer Studie mit 94 % bei Erwachsenen und 81 % bei Kindern etwas höher ausfiel. Außerdem beschrieben sie eine Exposition der Rundfenstermembran von unter 50 % (Typen IIB und III) doppelt so häufig bei Kindern wie bei Erwachsenen (22 % vs. 11 %) und damit einhergehend eine höhere Wahrscheinlichkeit, einen Rundfensterzugang oder eine knöchernen Cochleostomie durchführen zu müssen. (126) Bei unseren Patienten lag eine Exposition der Rundfenstermembran von unter 50 % sogar dreimal häufiger bei Kindern als bei Erwachsenen vor (19 % vs. 6 %).

Was hierzu beitragen könnte, ist die oben erwähnte Tatsache, dass die Rundfenstermembran bei Patienten mit anatomischen Fehlbildungen des Ohres dazu neigt, deutlich kleiner zu sein (139, 182-186), auch wenn solche Fehlbildungen nur bei acht von 27 (30 %) unserer pädiatrischen Fälle vorlagen.

Klinische Daten legen nahe, dass ein solche Obliteration oft von signifikantem Hörverlust begleitet ist (187), was plausibel erscheint, wenn man die Funktion der

Rundfenstermembran als eine Art Ventil zum Druckausgleich im Innenohr bedenkt (96).

Außerdem konnten Lloyd et al. in einer Studie zeigen, dass der Winkel der basalen Cochleawindung mit dem Alter abnimmt (188); der folglich stumpfere bei Kindern zu findende Winkel könnte den Zugang über das runde Fenster verkomplizieren (189).

Leong et al. schlugen vor, Schwierigkeiten des Rundfensterzugangs bei Kindern in das präoperative Aufklärungsgespräch mit deren Eltern miteinzubeziehen (126). Am Universitätsklinikum Köln wird die Aufklärung von zusätzlich zu den standardmäßig bei Cochlea-Implantat-Operationen auftretenden Risiken hingegen nur für nötig gehalten, wenn anatomische Fehlbildungen erwartet werden.

Auch andere Autoren haben sich in der Vergangenheit auf die *STH*-Klassifikation bezogen; Jang et al. analysierten die Beziehung zwischen der Darstellbarkeit der Rundfenstermembran und postoperativen Hörergebnissen in 46 Cochlea-Implantat-Fällen an ihrer Institution. Sie verwendeten jedoch ein abweichendes Klassifizierungssystem und beurteilten die Sichtbarkeit der Rundfenstermembran vor jeglichem Bohren knöcherner Überhänge, mit dem Argument, dass dies bezüglich des Effekts eines Rundfensterzugangs auf den Hörerhalt klinisch bedeutsamer sein könne. Außerdem unterschieden sie nicht zwischen Erwachsenen und Kindern und schlossen Patienten mit cochleären Fehlbildungen aus, (190) was einen Vergleich absoluter oder relativer Zahlen sinnlos macht.

Gleiches gilt für Studien von Panda et al. (191) und Sharma et al. (7), die ebenfalls die Einteilung der Rundfenstersichtbarkeit vor dem Bohren knöcherner Überhänge vornahmen. Panda et al. schrieben, dass diese Klassifizierungsmethode Chirurgen auf das erforderliche Ausmaß an Bohrarbeiten vorbereiten und bei der Entscheidung über die Wahl eines Zugangsweges unterstützen soll (191). Wir können diese Argumentation zwar nachvollziehen, halten sie jedoch nicht für gänzlich überzeugend, da die Chirurgen am Universitätsklinikum Köln – wie obenstehend erwähnt – in erster Linie immer einen Rundfensterzugang anstreben und nur von anderen Zugangswegen Gebrauch machen, wenn der nach dem Bohren erlangte Grad der Rundfenstersichtbarkeit für einen reinen Rundfensterzugang nicht ausreicht.

Perez et al. nutzten die *STH*-Klassifikation, um die Sichtbarkeit des runden Fensters in zehn Schläfenbeinen erwachsener Leichen zu beurteilen und beobachten in n = 6 Fällen (60 %) Typ I, in n = 1 (10 %) Typ IIA und in n = 3 Fällen (30 %) Typ IIB (192). Diese 60 % von Typ-I-Fällen scheinen im Vergleich zu unseren 87 % Typ-I-Fällen bei Erwachsenen recht wenig, die Stichprobengröße von nur zehn Schläfenbeinen macht es jedoch schwer, diese Daten als repräsentativ einzustufen.

3.2 Relevanz chirurgischer Schritte während Cochlea-Implantat-Operationen

Um für die Positionierung eines Elektrodenträgers in der Cochlea einen Zugang zum Mittel- und anschließend zum Innenohr zu schaffen, wird üblicherweise eine posteriore Tympanotomie über den Recessus facialis durchgeführt (7, 96, 114, 115).

Da dessen obere Öffnung jedoch medial durch den NF und lateral durch die ChT begrenzt wird (116, 193), ist oft eine komplette Dissektion des Recessus facialis mit Darstellung von NF und ChT nötig, um einen besseren Zugang zu erreichen (136). Unsere Chirurgen haben den NF bei 37 % der Erwachsenen und 74 % der Kinder dargestellt, während er nur bei 10 % der Erwachsenen und 26 % der Kinder weichgebohrt werden musste. Ähnlich haben Mandour et al. eine Darstellung des NF bei 47 % ihrer Patientengruppe beschrieben, welche nicht in Erwachsene und Kinder unterteilt war (194). Die ChT wurde bei 10 % der Erwachsenen und 14 % der Kinder durchtrennt. Auch dies passt gut zu den in der Literatur beschriebenen Ergebnissen; in einer Studie von Wang et al. konnte ihre Integrität bei 32 von 180 Patienten nicht gewahrt werden, was ungefähr 18 % entspricht (195). In einer Studie von Thom et al. wurde sie bei vier von elf Patienten aufgeopfert, eine höhere Quote von 36 %, allerdings ist auch hier die Repräsentativität mit einer nur aus elf Patienten bestehenden Kohorte zweifelhaft (196).

Die Sichtbarkeit des Rundfensters selbst ist oft durch die vom Promontorium superior überhängende Leiste namens Tegmen fossula fenestra rotunda eingeschränkt (96, 104, 105). Doch auch knöcherne Überhänge von posterior und anterior können den Zugang zur Nische begrenzen (96, 105). Roland et al. haben gezeigt, dass durch Wegbohren dieser Überhänge die Sichtbarkeit der Rundfenstermembran um das 1,5- bis 3-fache

erhöht werden kann, bei Individuen mit besonders kleiner Öffnung der Rundfensternische sogar um das 10- bis 13-fache (105). Beim Blick durch den Recessus facialis vor jeglicher knöcherner Präparation ist die Rundfenstermembran zu maximal 30 % sichtbar (197). Zusätzlich zu den knöchernen Überhängen kann der Blick auf die Rundfenstermembran auch durch eine Pseudomembran aus periostalen Schleimhautfalten verlegt sein (104, 109, 129). Eine solche liegt in circa 55 % der Fälle vor (187).

Das Bohren kann aber nicht nur für eine bessere Sichtbarkeit notwendig sein, sondern auch um eine Elektrodeninsertion entlang des Verlaufs der Scala tympani zu ermöglichen und dadurch wichtige Strukturen wie den Modiolus und die Basilarmembran zu schützen (105). Tatsächlich war ein Wegbohren des superioren knöchernen Überhangs in praktisch allen Fällen, in welchen eine vollständige Sichtbarkeit der Rundfenstermembran erreicht wurde, nötig (99 % der Erwachsenen und 100 % der Kinder). Wegbohren des posterioren Überhangs war der am zweithäufigsten durchgeführte Schritt (bei 72 % der Erwachsenen und 79 % der Kinder), während die Beseitigung des anterioren Überhangs am wenigsten Relevanz hatte (bei 21 % der Erwachsenen und 14 % der Kinder).

In manchen Fällen kann der obere Anteil der hinteren Gehörgangswand überhängen und den Blick auf die Rundfenstermembran verdecken (193). Eine adäquate Ausdünnung zur Erweiterung des Recessus facialis ist in diesem Fall vonnöten (118). So besaß in der vorliegenden Studie der obere Anteil der hinteren Gehörgangswand nach chirurgischer Präparation eine durchschnittliche Dicke von 1,2 mm.

Die Größe der posterioren Tympanotomie sollte stets einen sinnvollen Kompromiss zwischen der Verbesserung intraoperativer Sicht und optimalen chirurgischen Bedingungen auf der einen Seite, sowie der Ambition, das Trauma so gering wie möglich zu halten auf der anderen Seite darstellen. Wir denken, dass die in unseren Fällen vorliegende mittlere Größe von 4,3 mm in kraniokaudaler Ausrichtung zu 3,2 mm in anteriorer Orientierung innerhalb einer akzeptablen Spanne liegt; Hasaballah et al. beschrieben eine mittlere intraoperative Länge der posterioren Tympanotomie in anteriorer Orientierung von 3,1 mm (198) und Jeon et al., die Computertomographie (CT)-Bilder von Kandidaten für CIs auswerteten, beschrieben durchschnittlich 6,48 mm in kraniokaudaler Ausrichtung (199).

Bei Analyse aller in Abbildung 4 der Publikation gezeigten Schritte waren einige häufiger bei Kindern nötig, andere jedoch bei Erwachsenen. Ein Fazit, welches besagen würde, dass die sorgfältige chirurgische Präparation anatomisch relevanter Strukturen grundsätzlich bei Kindern oder bei Erwachsenen entscheidender ist, kann folglich nicht gezogen werden. Zudem muss trotz aller Zugewinne, die mit einer solchen Präparation einhergehen, bedacht werden, dass die auf die Rundfenstermembran gewonnene Sicht nicht immer in direktem Zusammenhang mit dem Erfolg der Elektrodeninsertion steht (193).

3.3 Langzeit-Hörerergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde auch auf die Langzeit-Hörerergebnisse der Patienten Bezug genommen. Es wurden die sogenannten CI-Aufblähkurven drei Monate nach Implantation betrachtet und die jeweiligen Hörschwellen mit eingeschaltetem CI bei fünf verschiedenen Frequenzen (500/1000/2000/3000/4000 Hz) angegeben, welche für unser Patientenkollektiv im Mittel bei 39,5/36,4/41,4/42,4/42,5 dB lagen.

In der Literatur beschäftigten sich beispielsweise auch Amaral et al. mit der durchschnittlich erreichten Hörschwelle nach Implantation und unter Verwendung eines CI. Sie unterschieden zwischen auf der Seite mit besser erhaltenem Restgehör und auf der Seite mit schlechter erhaltenem Restgehör implantierten Patienten, und innerhalb dieser Gruppen nochmals zwischen Patienten mit fehlendem Gehör seit ≤ 10 Jahren und seit > 10 Jahren, die sogenannte Deprivationszeit. Für die Frequenzen 500 bis 4000 Hz und aus den jeweiligen Einzelwerten wurde ein Mittelwert gebildet, welcher in den vier beschriebenen Untergruppen bei 32,7/30,6/28,1/35,5 dB lag. Diese Hörschwellen fallen im Vergleich zu den von uns gemessenen recht niedrig aus, sie wurden allerdings nicht drei Monate, sondern erst ein bis zwei Jahre nach Implantation und nur bei Erwachsenen erhoben, (200) so dass ein direkter Vergleich nicht möglich ist. Auch Kim et al. geben mit 30,3 dB als Mittelwert für die Frequenzen 500 bis 4000 Hz eine niedrigere Hörschwelle bei ihren Patienten an, welche in diesem Fall jedoch sogar erst nach 24 bis 168 Monaten gemessen wurde (201).

Ghiselli et al. liefern hingegen auch audiologische Daten zum Zeitpunkt drei Monate nach Implantation. Mit durchschnittlich 43,0 dB für die Frequenzen 500 bis 2000 Hz liegt die Hörschwelle etwas höher als die unserer Patienten. (202) Auch wenn hier wieder nur Erwachsene einbezogen wurden, ist dieses Ergebnis aufgrund des übereinstimmenden Messzeitpunktes noch eher mit unserem vergleichbar. Selbiges gilt für eine Publikation von Lachowska et al., bei deren 66 bis 87 Jahre alten Patienten die Hörschwelle drei Monate postoperativ bei durchschnittlich 39,2 dB lag (203). Zuletzt seien Fischer et al. erwähnt, die eine Hörschwelle mit CI bei Kindern und Erwachsenen zwischen 7 und 85 Jahren von 40,8 dB angeben, jedoch nur bezogen auf die Frequenz 1000 Hz (204).

Letztlich stimmen in keiner der gefundenen Studien alle Bedingungen genau mit unseren überein, unsere Hörergebnisse ähneln den nach drei Monaten erhobenen jedoch sehr und können somit wohl als zufriedenstellend beurteilt werden.

Interessant ist auch die Frage, ob sich die Hörergebnisse zwischen den Patientengruppen mit verschiedenen operativen Zugangswegen unterscheiden.

Kang et al. haben 2013 erstmals Langzeit-Hörergebnisse bei Patienten mit Rundfensterzugang vs. knöcherner Cochleostomie verglichen und keine signifikanten Unterschiede in der postoperativen CI-Sprachwahrnehmung zwischen den beiden Gruppen festgestellt. Sie zogen hierfür die Sprachtests *Consonant-Nucleus-Consonant Word Test (CNC)*, *Hearing in Noise Test (HINT)* und *Northwestern University Children's Perception of Speech (NU-CHIPS)* drei bis 48 Monate nach Implantation bei 84 Patienten heran. (124)

Seither folgten noch einige weitere Publikationen zu dieser Thematik; Adunka et al. verglichen 2014 bei insgesamt 20 Patienten die Ergebnisse im *Consonant-Nucleus-Consonant (CNC) Word Test* und im *City University of New York (CUNY) Sentences Test* zum Zeitpunkt fünf, acht und 14 Monate nach Implantation (205). Ebenfalls zwölf Monate nach Implantation werteten Cheng et al. 2018 bei 40 Patienten, unterteilt in jene mit Rundfensterzugang und jene mit knöcherner Cochleostomie operierten, die Erkennung von Mandarin-Tönen, Vokalen, Konsonanten, Silben und Sätzen aus (206). 2015 betrachteten Sun et al., so wie auch wir, die durchschnittlichen Hörschwellen der CI-Aufblähkurve drei Monate nach Implantation für beide Gruppen, allerdings bei den

Frequenzen 250, 500 und 1000 Hz und nur bei 40 Patienten (207). 2015 erhoben außerdem Guimaraes et al. zu sehr unterschiedlichen Zeitpunkten Daten zur Hörschwelle bei insgesamt 19 Patienten (208). Die wohl aktuellste Veröffentlichung zum Thema stammt von Rajput et al., welche im Juli 2019 die Punktzahl von 31 Patienten in den Tests *Categories of Auditory Performance (CAP)* und *Speech Intelligibility Rating (SIR)* jeweils nach drei, sechs und zwölf Monaten evaluierten (209). Auch von diesen fünf Studien ergab keine einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden operativen Zugangswegen (205-209).

Unsere über den Rundfensterzugang operierten Fälle zeigten durchschnittliche Hörschwellen von 38,8/36,3/41,0/42,5/42,5 dB bei 500/1000/2000/3000/4000 Hz, während jene mit knöcherner Cochleostomie durchschnittlich ab 41,1/32,3/38,9/40,6/37,9 dB hörten. Bei reiner Betrachtung dieser Werte fällt auf, dass bei 500 Hz die Patienten mit Rundfensterzugang etwas besser hörten, bei den übrigen Frequenzen hingegen jene mit knöcherner Cochleostomie. In der statistischen Analyse mit SPSS Statistics Version 26 zeigte sich für alle fünf Frequenzen kein signifikanter Unterschied (p -Wert = 0,795/0,286/0,468/0,493/0,205).

Da in den aufgelisteten Studien zumindest teilweise unterschiedliche Testmethoden, Testzeitpunkte und Größen des Patientenkollektivs vorlagen, sind auch hier die Ergebnisse nur schwer direkt vergleichbar. Dennoch ist eindeutig festzustellen, dass in keinem der Fälle ein signifikanter Unterschied in der audiologischen Wahrnehmung zwischen den mit Rundfensterzugang und knöcherner Cochleostomie operierten Patientengruppen gefunden wurde.

3.4 Häufigkeit Implantation Erwachsene vs. Kinder

Bei Betrachtung unserer Cochlea-Implantat-Fälle fällt auf, dass sich diese zu 75,5 % aus Erwachsenen und nur zu 24,5 % aus Kindern zusammensetzen. Dies wirft die Frage nach der generellen Prävalenz von CIs bei minderjährigen im Vergleich zu volljährigen Patienten auf.

Zahnert et al. zufolge sind heutzutage 70 % der CI-Patienten Erwachsene mit für konventionelle Hörgeräte ungenügendem Restgehör und 30 % Kinder mit angeborener oder erworbener Schwerhörigkeit (176), was unseren Zahlen sehr nahe kommt. Nach

Schätzungen der Weltgesundheitsorganisation (WHO) setzen sich die aktuell weltweit rund 466 Millionen Schwerhörigen aber zu 93 % aus Erwachsenen und nur zu 7 % aus Kindern zusammen (210). Die Diskrepanz zwischen diesen beiden Werten impliziert bereits augenscheinlich, dass Erwachsene verhältnismäßig seltener, Kinder hingegen verhältnismäßig häufiger mit einem CI versorgt werden.

De Raeve et al. stellten eine Analyse zur Prävalenz von CIs in Belgien an und kamen zu dem Ergebnis, dass durchschnittlich 78 % der tauben Kinder ein CI erhalten, aber nur 6,6 % der potenziellen Kandidaten bei Erwachsenen (81).

Auch im Vereinigten Königreich stellte Raine 2013 fest, dass bis zum dritten Lebensjahr 74 % der Kinder, bis zum 17. sogar 94 % implantiert seien – von in Frage kommenden Erwachsenen hingegen nur 5 %. Dies sei hauptsächlich auf eine fehlende Aufklärung über die Eignungskriterien und mit einem CI einhergehenden Vorteile der Kandidaten, aber auch des Fachpersonals, zurückzuführen. (211) In einer späteren Veröffentlichung nennt er als weitere mögliche Gründe die individuelle Akzeptanz der mit dem Alter eintretenden Hörverschlechterung, Unterstützung durch einen Partner als gewisse Kompensation für den Hörverlust und einen schlechten Gesundheitszustand mit der Abneigung, sich einer Operation zu unterziehen (24).

Wie im Abschnitt „Indikationen und Voraussetzungen“ beschrieben, wurden ursprünglich jedoch nur Erwachsene implantiert, während die Indikation nach und nach auf immer jüngere Patienten erweitert wurde (212).

Erste Kinder wurden 1985 in Australien implantiert, 1986 dann in Deutschland durch Lehnhardt (176).

Insgesamt werden CIs aufgrund hoher Interventions- und Erhaltungskosten überwiegend in entwickelten Ländern eingesetzt (24), weniger zahlungsstarke Nationen fokussieren sich auf die Implantation bei Kindern (26). Doch selbst in einem Land wie Japan, dessen Gesundheitssystem die gesamte 127 Millionen starke Bevölkerung abdeckt, zeigte sich 2013 eine Inanspruchnahme von nur 1 % (25).

Es gibt daher, besonders in der Gruppe von Erwachsenen, noch viel Raum nach oben (25, 26).

3.5 Rolle der präoperativen Bildgebung bei Cochlea-Implantat-Operationen

Die präoperative Bildgebung gehört heutzutage zum Standardverfahren bei allen Kandidaten für den Einsatz eines CIs (213).

Dies gilt vor allem für prälingual, d.h. noch vor Beginn der Sprachentwicklung ertaubte Patienten (214), da bei diesen besonders häufig kongenitale anatomische Missbildungen des Os temporale, auch genannt vestibulochleäre Missbildungen, vorliegen (215). Doch auch bei postlingual ertaubten Patienten, bei denen zum Zeitpunkt der Ertaubung bereits eine normale Sprachentwicklung stattgefunden hat (214), kommt die Bildgebung trotz der deutlich niedrigeren Wahrscheinlichkeit solcher Fehlbildungen zum Einsatz (213).

Leong et al. haben in ihrem Beitrag die Frage aufgeworfen, ob präoperative Bildgebung speziell bei der Evaluation der Sichtbarkeit der Rundfenstermembran hilfreich sein kann. Sie berichteten, dass in ihrer Einrichtung als einzige Bildgebung die MRT eingesetzt werde und kamen zu dem Schluss, dass die hierdurch gewonnene Information für eine solche Evaluation nicht ausreichend sei. (126)

Auch am Universitätsklinikum Köln wird als präoperativer Standard eine MRT eingesetzt, auf welche nur im Falle weiterer Ungewissheiten eine CT folgt. Postoperativ wird bei allen Patienten ein Röntgenbild aufgenommen, um die korrekte Lage des Elektrodenträgers zu überprüfen. Auf diese Weise wird vorgegangen, da Leong et al.'s Ansicht (126) geteilt wird, dass der Routineeinsatz der CT eine nicht unbedingt notwendige Strahlenbelastung darstellt, welche insbesondere bei Kindern vermieden werden sollte und gleichzeitig keine zusätzlichen Informationen liefert, die unser chirurgisches Vorgehen beeinflussen würden.

Mit der Frage, inwieweit durch präoperative Bildgebung gewonnene Informationen Einfluss auf das anschließende operative Vorgehen haben, beschäftigten sich 2014 auch Schwartz et al. Sie untersuchten insgesamt 168 postlingual ertaubte Erwachsene, hiervon 109 mit unauffälliger und 59 mit auffälliger Anamnese beziehungsweise Untersuchungsergebnissen bezüglich anatomischer Fehlbildungen des Ohres oder seiner umgebenden Strukturen. Fest steht den Autoren zufolge, dass bei Patienten mit Fällen

von Meningitis, Traumata des Schläfenbeins, Vestibularis-Schwannom etc. in der Vorgeschichte die Bildgebung unerlässlich ist, um das vorliegende Ausmaß einer Ossifikation abzuschätzen. Diese seien jedoch durch Anamnese und körperliche Untersuchung schon leicht identifizierbar. Für Patienten, bei welchen diese negativ ausfällt, ergäben die Resultate der Bildgebung hingegen selten eine Änderung des operativen Ablaufs, während die Nachteile hoher Kosten und die Exposition gegenüber Strahlung sowie Kontrastmittel stets gegeben seien. Es wurde daher geschlussfolgert, dass der Einsatz präoperativer Bildgebung bei unauffälligen Voruntersuchungen gänzlich zu überdenken sei. (213) Auch Güneri et al. kamen zu der Erkenntnis, dass “Schwierigkeiten in der chirurgischen Darstellbarkeit des runden Fensters nicht zuverlässig durch die subjektive Evaluation präoperativer CT-Aufnahmen vorhergesagt werden können” (216).

Diese Ergebnisse unterstützen den von uns vertretenen Ansatz, die zusätzliche Durchführung einer CT wann immer möglich zu unterlassen. Andererseits vertreten durchaus auch einige Autoren noch die Ansicht, die radiologische Diagnostik vor der Implantation solle sowohl eine MRT als auch eine CT beinhalten (28, 217). So stellten Sharma et al. und Elzayat et al. in aktuellen Studien fest, dass die mittels einer axialen hochauflösenden CT bestimmte Ausmessungen der Rundfensternische helfen können, die Sichtbarkeit des runden Fensters präoperativ vorherzusagen (7, 117). Neben dem erwähnten Aspekt hoher Strahlenbelastung erfordert eine solche Untersuchung jedoch äußerst erfahrene Radiologen und hochpreisige Geräte, welche sicherlich nicht in jeder Einrichtung verfügbar sind.

Die postoperative Aufnahme eines Röntgenbildes zur Lagekontrolle der Elektrode in der Cochlea ist im Vergleich zur präoperativen Bildgebung deutlich einheitlicher als eine sinnvolle Maßnahme etabliert (218, 219).

3.6 Schlussfolgerung

Nach sorgfältiger chirurgischer Präparation anatomisch relevanter Strukturen war ein Zugang zur Cochlea über das runde Fenster, welcher mit hoher Wahrscheinlichkeit zu einer Platzierung der Elektrode in der Scala tympani führt (96, 124, 129, 131), sowie eine vollständige Elektrodeninsertion in der Mehrheit aller Fälle bei Erwachsenen und

Kindern möglich. Beiden dieser Faktoren wird ein positiver Effekt auf die mithilfe des CI erreichten Hörergebnisse zugeschrieben (105, 129, 141, 220-225).

Dennoch konnte bei Kindern auch nach bestmöglicher chirurgischer Darstellung eine vollständige, das heißt 100 %ige Sichtbarkeit der Rundfenstermembran in nur 52 % der Fälle erreicht werden, während dies bei Erwachsenen zu 87 % der Fall war. Der NF musste in über 70 % der pädiatrischen Fälle exponiert werden, bei den Erwachsenen war eine solche spezifische Darstellung nur zu 33 % nötig.

Außerdem wölbt sich der äußere Gehörgang bei Kindern lateral stärker nach dorsal als bei Erwachsenen. Wird nun ein senkrechter Abfall der hinteren Gehörgangswand bis ins Hypotympanum angestrebt, um einen guten Blick auf das runde Fenster zu ermöglichen, so resultiert die Ausdünnung der hinteren Gehörgangswand oft in einer Absenkung des lateralen Anteils.

Insgesamt kann daher geschlussfolgert werden, dass sich Cochlea-Implantat-Operationen bei Kindern tendenziell schwieriger gestalten als bei Erwachsenen.

4 Zusammenfassung

Das CI bietet taub geborenen oder ertaubten Patienten faszinierende Möglichkeiten des Hörens und ist Grundlage für ein rasant voranschreitendes interdisziplinäres Forschungsfeld (28).

Mit seiner Entwicklung ist auch jene der angewandten Operationstechniken vorangeschritten (226). Der erhöhte Fokus auf den Erhalt von Restgehör hat in den letzten Jahren der „*soft-surgery*“-Technik mit Elektrodeninsertion über das runde Fenster einen Bedeutungszugewinn gebracht (191).

Die von Leong et al. in ihrer Publikation „*Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion*“ vorgestellte *STH*-Klassifikation, bei der es sich um eine Einteilung der Rundfenstermembransichtbarkeit nach einer posterioren Tympanotomie und sorgfältiger Präparation der Rundfensternische handelt (126), bietet eine sinnvolle Möglichkeit zum internationalen Vergleich intraoperativer Gegebenheiten bei Cochlea-Implantat-Operationen. Auch der als Hilfestellung zur Entscheidung über den bestmöglichen Zugang in die Cochlea beschriebene Algorithmus ist besonders für Chirurgen mit weniger Erfahrung sehr nützlich.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Daten zu Cochlea-Implantat-Fällen am Universitätsklinikum Köln zu sammeln und sie mit von Leong et al. aufgeführten Ergebnissen zu vergleichen. Ein weiteres Ziel war die Analyse und Beschreibung relevanter chirurgischer Schritte während Cochlea-Implantat-Operationen.

Insgesamt konnte nach sorgfältiger Ausführung der beschriebenen chirurgischen Schritte eine Darstellung der Rundfenstermembran zu über 50 % und eine Elektrodeninsertion über den zunehmend favorisierten Rundfensterzugang (23, 66) in der Mehrheit der Fälle von Erwachsenen und Kindern am Universitätsklinikum Köln erreicht werden. Dennoch gestalten sich Cochlea-Implantat-Operationen bei Kindern tendenziell schwieriger.

5 Abkürzungsverzeichnis

ChT	Chorda tympani
CI	Cochlea-Implantat
CT	Computertomographie
EAS	elektro-akustische Stimulation
HL	<i>hearing level</i>
MRT	Magnetresonanztomographie
NF	Nervus facialis
SPL	<i>sound pressure level</i>
STH	<i>St Thomas' Hospital</i>
vs.	versus

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufbau eines Cochlea-Implantats	11
Abbildung 2: Externe und interne Komponente eines Cochlea-Implantats	11
Abbildung 3: Lage des Elektroenträgers in der Scala tympani der Cochlea	12
Abbildung 4: Junges Mädchen mit Cochlea-Implantat	13
Abbildung 5: Entstehung der Wanderwelle in der Cochlea	14
Abbildung 6: Querschnitt Cochleawindung mit Hörorgan	14
Abbildung 7: Schematische Darstellung der Frequenzwahrnehmung in der Cochlea	15

7 Literaturverzeichnis

1. Eshraghi AA, Nazarian R, Telischi FF, Rajguru SM, Truy E, Gupta C. The cochlear implant: historical aspects and future prospects. *Anat Rec (Hoboken)*. 2012;295(11):1967-80.
2. Wilson BS, Dorman MF. Interfacing sensors with the nervous system: lessons from the development and success of the cochlear implant. *IEEE Sensors Journal*. 2008;8(1):131-47.
3. Roland JT, Jr. A model for cochlear implant electrode insertion and force evaluation: results with a new electrode design and insertion technique. *Laryngoscope*. 2005;115(8):1325-39.
4. Lenarz T. Cochlear implants today. *HNO*. 2017;65(4):274-5.
5. Kumari A, Goyal S, Arumugam SV, Vasumathi V, Chauhan N, Kameswaran M. A Retrospective Study of Cochlear Re-Implantations - Experience from a Large Centre in India. *Turk Arch Otorhinolaryngol*. 2019;57(1):14-8.
6. Martins GdSQ, Brito Neto RV, Tsuji RK, Gebrim EMMS, Bento RF. Evaluation of intracochlear trauma caused by insertion of cochlear implant electrode arrays through different quadrants of the round window. *BioMed research international*. 2015;2015.
7. Sharma R, Meher R, Passey J, Kumar J, Gupta A, Kharbanda S. Comparative evaluation of round window niche accessibility pre-operatively on high-resolution computed tomography of the temporal bone with intra-operative findings. *The Journal of Laryngology & Otology*. 2019;133(7):575-9.
8. Briaire JJ, Indian Research G, Buchner A, Auletta G, Arroyo H, Zoilo C, et al. Survey of Cochlear Implant User Satisfaction with the Neptune Waterproof Sound Processor. *Audiol Res*. 2016;6(1):146.
9. Schaarschmidt M. Cochlea-Implantate: Wenn Hörgeräte nicht mehr helfen. *Deutsches Ärzteblatt*. 2013;110(14):36-9.
10. Eshraghi AA, Gupta C, Ozdamar O, Balkany TJ, Truy E, Nazarian R. Biomedical engineering principles of modern cochlear implants and recent surgical innovations. *Anat Rec (Hoboken)*. 2012;295(11):1957-66.

-
11. Hainarosie M, Zainea V, Hainarosie R. The evolution of cochlear implant technology and its clinical relevance. *J Med Life*. 2014;7 Spec No. 2:1-4.
 12. Ramsden RT, Wheatley H. Developing surgical techniques in cochlear implantation. *Cochlear Implants Int*. 2000;1(2):67-81.
 13. Mudry A, Mills M. The early history of the cochlear implant: a retrospective. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*. 2013;139(5):446-53.
 14. Djourno A, Eyries C. [Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an indwelt coiling]. *Presse Med*. 1957;65(63):1417.
 15. Jaekel K, Richter B, Laszig R. [The history of cochlear implantation: from Volta to multichannel-intracochlear stimulation]. *Laryngorhinootologie*. 2002;81(9):649-58.
 16. Djourno A, Eyries C, Vallancien P. [Preliminary attempts of electrical excitation of the auditory nerve in man, by permanently inserted micro-apparatus]. *Bull Acad Natl Med*. 1957;141(21-23):481-3.
 17. House WF. The struggles of a medical innovator : cochlear implants and other ear surgeries : a memoir. Washington, DC: Better Hearing Institute; 2011.
 18. House WF. Goals of the cochlear implant. *Laryngoscope*. 1974;84(11):1883-7.
 19. Simmons FB. Electrical stimulation of the auditory nerve in man. *Arch Otolaryngol*. 1966;84(1):2-54.
 20. Blume SS. The artificial ear : cochlear implants and the culture of deafness. New Brunswick, N.J.: Rutgers University Press; 2010.
 21. Balkany T, Hodges AV, Goodman KW. Ethics of cochlear implantation in young children. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1996;114(6):748-55.
 22. Lenarz T. Cochleaimplantat heute. *HNO* 2017. 2017;65:274-5.
 23. Lenarz T. Cochlear implant - state of the art. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2017;16:Doc04.
 24. Raine C, Atkinson H, Strachan DR, Martin JM. Access to cochlear implants: Time to reflect. *Cochlear Implants Int*. 2016;17 Suppl 1:42-6.
 25. Oliver J. New expectations: pediatric cochlear implantation in Japan. *Cochlear Implants Int*. 2013;14 Suppl 1:S13-7.

-
26. De Raeve L, van Hardeveld R. Prevalence of Cochlear Implants in Europe: what do we know and what can we expect? *Journal of Hearing Science*. 2013;3(4).
 27. Peterson NR, Pisoni DB, Miyamoto RT. Cochlear implants and spoken language processing abilities: review and assessment of the literature. *Restor Neurol Neurosci*. 2010;28(2):237-50.
 28. Müller J. Die apparative Versorgung der Schwerhörigkeit: Cochlea-Implantate und Hirnstammimplantate - Aktuelle Entwicklungen der letzten 10 Jahre. *Laryngo-Rhino-Otol*. 2005;84:60-9.
 29. Clark G. Cochlear implants. *Speech processing in the auditory system*: Springer; 2004. 422-62.
 30. Büchner A, Gärtner L. Technische Entwicklungen bei Cochleaimplantaten: Stand der Technik. *HNO* 2017. 2017;65:276-89.
 31. Mantokoudis G, Koller R, Guignard J, Caversaccio M, Kompis M, Senn P. Influence of Telecommunication Modality, Internet Transmission Quality, and Accessories on Speech Perception in Cochlear Implant Users. *J Med Internet Res*. 2017;19(4):e135.
 32. Brand Y, Senn P, Kompis M, Dillier N, Allum JH. Cochlear implantation in children and adults in Switzerland. *Swiss Med Wkly*. 2014;144:w13909.
 33. Foto: MED-EL.
 34. selbst erstellte Abbildung.
 35. Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*. 1991;352(6332):236-8.
 36. Behr R, Muller J, Shehata-Dieler W, Schlake HP, Helms J, Roosen K, et al. The High Rate CIS Auditory Brainstem Implant for Restoration of Hearing in NF-2 Patients. *Skull Base*. 2007;17(2):91-107.
 37. Kiefer J, Muller J, Pfennigdorff T, Schon F, Helms J, von Ilberg C, et al. Speech understanding in quiet and in noise with the CIS speech coding strategy (MED-EL Combi-40) compared to the multipeak and spectral peak strategies (nucleus). *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 1996;58(3):127-35.

-
38. Somek B, Fajt S, Dembitz A, Ivković M, Ostojić J. Coding Strategies for Cochlear Implants. *Journal for Control, Measurement, Electronics, Computing and Communications*. 2006;47(1-2):69-74.
 39. Foto: Cochlear Ltd.
 40. Koitschev A, Koitschev C, Limberger A. *Kurzlehrbuch Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. 1. Auflage ed: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2014.
 41. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie Kopf, Hals und Neuroanatomie*. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage ed: Thieme Verlag; 2012.
 42. Schmidt RF, Lang F. *Physiologie des Menschen mit Patophysiologie*. 30., neu bearbeitete und aktualisierte Auflage ed: Springer Verlag; 2007.
 43. Weinzierl S. *Handbuch der Audiotechnik*. 1. Auflage ed: Springer Verlag; 2008.
 44. Lehnhardt E, Laszig R. *Praxis der Audiometrie*. 9., vollständig überarbeitete Auflage ed: Thieme Verlag; 2009.
 45. Naidu RC, Mountain DC. Measurements of the stiffness map challenge a basic tenet of cochlear theories. *Hear Res*. 1998;124(1-2):124-31.
 46. Emadi G, Richter CP, Dallos P. Stiffness of the gerbil basilar membrane: radial and longitudinal variations. *J Neurophysiol*. 2004;91(1):474-88.
 47. Fettiplace R. Hair Cell Transduction, Tuning, and Synaptic Transmission in the Mammalian Cochlea. *Compr Physiol*. 2017;7(4):1197-227.
 48. Dannhof BJ, Roth B, Bruns V. Length of hair cells as a measure of frequency representation in the mammalian inner ear? *Naturwissenschaften*. 1991;78(12):570-3.
 49. Gürkov R. *BASICS Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. 4. Auflage ed: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2016.
 50. Nucleus® 7 Soundprozessor. Erster für iPhone. Erster für Android™. <https://www.cochlear.com/de/startseite/unsere-produkte/cochlea-implantate/nucleus-7-soundprozessor> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).
 51. SYNCHRONY Cochlea-Implantat <https://www.medel.com/de/hearing-solutions/cochlear-implants/synchrony> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).
 52. Naída CI Q90 Soundprozessor

<https://advancedbionics.com/de/de/home/products/processors/naida-ci/naida-ci-q90.html> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).

53. Das Neuro System eröffnet neue Hör- und Verstehwelten
<https://www.oticonmedical.com/de/cochlear-implants/solutions/systems> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).

54. Dhanasingh A, Jolly C. An overview of cochlear implant electrode array designs. Hearing research. 2017;356:93-103.

55. Campbell AP, Dillon MT, Buchman CA, Adunka OF. Hearing Preservation Cochlear Implantation. Current Otorhinolaryngology Reports. 2013;1(2):69-79.

56. Kahle W, Frotscher M. Taschenatlas Anatomie Nervensystem und Sinnesorgane. 10. überarbeitete Auflage ed: Thieme Verlag; 2009.

57. Stover T, Lenarz T. Biomaterials in cochlear implants. GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg. 2009;8:Doc10.

58. Schwimm- und Sportzubehör. Zum Schwimmen und anderem Wassersport.
<https://www.cochlear.com/de/startseite/kundenservice/zubehoer/nucleus-cochlea-implantat/schwimm-und-sportzubehoer> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).

59. NeptuneTM. Der AB-Soundprozessor zum Schwimmen und für Kleinkinder.
<https://advancedbionics.com/de/de/home/products/processors/neptune.html> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).

60. Wassersport unbeschwert genießen. Mit dem Aqua+ öffnet sich eine völlig neue Welt von Betätigungen.
<https://www.cochlear.com/de/startseite/unsere-produkte/cochlea-implantate/nucleus-6/nucleus-6-soundprozessor/wassersport-unbeschwert-geniessen> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).

61. WaterWear
<https://www.medel.com/de/hearing-solutions/accessories/waterwear> (Zuletzt abgerufen am 17.09.2019).

62. Laszig R, Klenzner T. Cochlear implant in residual hearing. HNO. 1997;45(10):740-1.

63. Klenzner T, Stecker M, Marangos N, Laszig R. [Extended indications for cochlear implantation. The Freiburg results in patients with residual hearing]. HNO. 1999;47(2):95-100.

-
64. Friedland DR, Runge-Samuelson C. Soft cochlear implantation: rationale for the surgical approach. *Trends Amplif.* 2009;13(2):124-38.
 65. Skarzynski H, Lorens A, Zgoda M, Piotrowska A, Skarzynski PH, Szkielkowska A. Atraumatic round window deep insertion of cochlear electrodes. *Acta Otolaryngol.* 2011;131(7):740-9.
 66. Praetorius M, Staecker H, Plinkert PK. Chirurgische Technik der Kochleaimplantation. *HNO.* 2009;57:663-70.
 67. Smoorenburg GF. On the limited transfer of information with noise-induced hearing loss. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1990;469:38-46.
 68. Prentiss S, Sykes K, Staecker H. Partial deafness cochlear implantation at the University of Kansas: techniques and outcomes. *J Am Acad Audiol.* 2010;21(3):197-203.
 69. von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfenningdorff T, Hartmann R, Sturzebecher E, et al. Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 1999;61(6):334-40.
 70. Eshraghi AA, Yang NW, Balkany TJ. Comparative study of cochlear damage with three perimodiolar electrode designs. *Laryngoscope.* 2003;113(3):415-9.
 71. Gantz BJ, Turner C, Gfeller KE, Lowder MW. Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing. *Laryngoscope.* 2005;115(5):796-802.
 72. Gantz BJ, Turner CW. Combining acoustic and electrical hearing. *Laryngoscope.* 2003;113(10):1726-30.
 73. Lenarz T, Stover T, Buechner A, Paasche G, Briggs R, Risi F, et al. Temporal bone results and hearing preservation with a new straight electrode. *Audiol Neurootol.* 2006;11 Suppl 1:34-41.
 74. Gstoettner W, Kiefer J, Baumgartner WD, Pok S, Peters S, Adunka O. Hearing preservation in cochlear implantation for electric acoustic stimulation. *Acta Otolaryngol.* 2004;124(4):348-52.
 75. Baumgartner WD, Jappel A, Morera C, Gstottner W, Muller J, Kiefer J, et al. Outcomes in adults implanted with the FLEXsoft electrode. *Acta Otolaryngol.* 2007;127(6):579-86.

-
76. Gantz BJ, Hansen MR, Turner CW, Oleson JJ, Reiss LA, Parkinson AJ. Hybrid 10 clinical trial: preliminary results. *Audiol Neurootol.* 2009;14 Suppl 1:32-8.
 77. Lorens A, Polak M, Piotrowska A, Skarzynski H. Outcomes of treatment of partial deafness with cochlear implantation: a DUET study. *Laryngoscope.* 2008;118(2):288-94.
 78. Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Anderson I. Partial deafness cochlear implantation provides benefit to a new population of individuals with hearing loss. *Acta Otolaryngol.* 2006;126(9):934-40.
 79. Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Podskarbi-Fayette R. Results of partial deafness cochlear implantation using various electrode designs. *Audiol Neurootol.* 2009;14 Suppl 1:39-45.
 80. Turner CW, Gantz BJ, Vidal C, Behrens A, Henry BA. Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: benefits of residual acoustic hearing. *J Acoust Soc Am.* 2004;115(4):1729-35.
 81. De Raeve L. Cochlear implants in Belgium: Prevalence in paediatric and adult cochlear implantation. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2016;133 Suppl 1:S57-60.
 82. Haumann S, Hohmann V, Meis M, Herzke T, Lenarz T, Buchner A. Indication criteria for cochlear implants and hearing aids: impact of audiological and non-audiological findings. *Audiol Res.* 2012;2(1):e12.
 83. Muller J, Schon F, Helms J. Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. *Ear Hear.* 2002;23(3):198-206.
 84. Balkany T, Boggess W, Dinner B. Binaural cochlear implantation: comparison of 3M/House and Nucleus 22 devices with evidence of sensory integration. *Laryngoscope.* 1988;98(10):1040-3.
 85. Green JD, Jr., Mills DM, Bell BA, Luxford WM, Tonokawa LL. Binaural cochlear implants. *Am J Otol.* 1992;13(6):502-6.
 86. Pijl S. Single-channel versus bilateral multichannel cochlear implant results: a case report. *Ear Hear.* 1991;12(6):431-3.

-
87. van Hoesel RJ, Tong YC, Hollow RD, Clark GM. Psychophysical and speech perception studies: a case report on a binaural cochlear implant subject. *J Acoust Soc Am.* 1993;94(6):3178-89.
 88. Müller J. Erste Ergebnisse der Bilateralen Cochlear Implant Versorgung. *European Archives of Oto Rhino Laryngology.* 255:38.
 89. Au KK, Jin H, Hui Y, Wei L. [Speech discrimination with bilateral cochlear implants in noisy conditions]. *Zhonghua Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi.* 2001;36(6):433-5.
 90. Kong W, Yu L, Xu Y, Yue J, Xiong X, Zhu L, et al. [Benefit of bilateral cochlear implantation on congenital prelingually deafened Chinese-speaking children]. *Lin Chuang Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi.* 2003;17(10):577-9.
 91. Litovsky RY, Parkinson A, Arcaroli J, Peters R, Lake J, Johnstone P, et al. Bilateral cochlear implants in adults and children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130(5):648-55.
 92. Tyler RS, Gantz BJ, Rubinstein JT, Wilson BS, Parkinson AJ, Wolaver A, et al. Three-month results with bilateral cochlear implants. *Ear Hear.* 2002;23 Suppl 1:80S-9S.
 93. Kuhn-Inacker H, Shehata-Dieler W, Muller J, Helms J. Bilateral cochlear implants: a way to optimize auditory perception abilities in deaf children? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2004;68(10):1257-66.
 94. Peters BR, Wyss J, Manrique M. Worldwide trends in bilateral cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2010;120 Suppl 2:S17-44.
 95. Lammers MJ, van der Heijden GJ, Pourier VE, Grolman W. Bilateral cochlear implantation in children: a systematic review and best-evidence synthesis. *Laryngoscope.* 2014;124(7):1694-9.
 96. Luers JC, Huttenbrink KB, Beutner D. Surgical anatomy of the round window- Implications for cochlear implantation. *Clin Otolaryngol.* 2018;43(2):417-24.
 97. Stidham KR, Roberson JB, Jr. Cochlear hook anatomy: evaluation of the spatial relationship of the basal cochlear duct to middle ear landmarks. *Acta Otolaryngol.* 1999;119(7):773-7.
 98. Wysocki J, Skarzynski H. Distances between the cochlea and adjacent structures related to cochlear implant surgery. *Surgical and radiologic anatomy : SRA.* 1998;20(4):267-71.

-
99. Goravalingappa R. Cochlear implant electrode insertion: Jacobson's nerve, a useful anatomical landmark. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.* 2002;54(1):70-3.
 100. Li Z, Cai Z, Li J, Shen J, Tao B, Zhang G. 3D quantitative measurement for multi-spiral CT images of round window area related structure. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine.* 2017;10(2):3510-6.
 101. Ortiz HR, Soda MA, Cristerna SL, Biasotti FM. Morphological correlation of round window niche by tomography and dissection in the pre-operative evaluation of the patient susceptible for a cochlear implant. *Anales de Otorrinolaringología Mexicana.* 2012;57(3):133-48.
 102. Toth M, Alpar A, Patonay L, Olah I. Development and surgical anatomy of the round window niche. *Ann Anat.* 2006;188(2):93-101.
 103. Roland PS, Wright CG. Surgical aspects of cochlear implantation: mechanisms of insertional trauma. *Adv Otorhinolaryngol.* 2006;64:11-30.
 104. Luers JC, Huttenbrink KB. Surgical anatomy and pathology of the middle ear. *J Anat.* 2016;228(2):338-53.
 105. Roland PS, Wright CG, Isaacson B. Cochlear implant electrode insertion: the round window revisited. *Laryngoscope.* 2007;117(8):1397-402.
 106. Proctor B, Bollobas B, Niparko JK. Anatomy of the round window niche. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1986;95(5):444-6.
 107. Marchioni D, Alicandri-Ciufelli M, Pothier DD, Rubini A, Presutti L. The round window region and contiguous areas: endoscopic anatomy and surgical implications. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2015;272(5):1103-12.
 108. Nomura Y. Otological significance of the round window. *Adv Otorhinolaryngol.* 1984;33:1-162.
 109. Shakeel M, Spielmann PM, Jones SE, Hussain SS. Direct measurement of the round window niche dimensions using a 3-dimensional moulding technique--a human cadaveric temporal bone study. *Clin Otolaryngol.* 2015;40(6):657-61.
 110. Singla A, Sahni D, Gupta AK, Loukas M, Aggarwal A. Surgical anatomy of round window and its implications for cochlear implantation. *Clin Anat.* 2014;27(3):331-6.
 111. Okuno H, Sando I. Anatomy of the round window. A histopathological study with a graphic reconstruction method. *Acta Otolaryngol.* 1988;106(1-2):55-63.

-
112. Su WY, Marion MS, Hinojosa R, Matz GJ. Anatomical measurements of the cochlear aqueduct, round window membrane, round window niche, and facial recess. *Laryngoscope*. 1982;92(5):483-6.
113. Goycoolea MV, Lundman L. Round window membrane. Structure function and permeability: a review. *Microsc Res Tech*. 1997;36(3):201-11.
114. Jako GJ. The posterior route to the middle ear: posterior tympanotomy. *Laryngoscope*. 1967;77(3):306-16.
115. Zeitler DM, Balkany TJ. Alternative approaches to cochlear implantation. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. 2010;21(4):248-53.
116. Dalmia D, Behera SK. Significance of round window niche drilling for cochlear implant surgery. *Indian J Otol*. 2017;23(3):141-5.
117. Elzayat S, Mandour M, Lotfy R, Mahrous A. Predicting Round Window Visibility During Cochlear Implantation Using High Resolution CT Scan. *J Int Adv Otol*. 2018;14(1):15-7.
118. Weinreich HM, Francis HW, Niparko JK, Chien WW. Techniques in cochlear implantation. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*. 2014;25(4):312-20.
119. House WF, Urban J. Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1973;82(4):504-17.
120. Havenith S, Lammers MJ, Tange RA, Trabalzini F, della Volpe A, van der Heijden GJ, et al. Hearing preservation surgery: cochleostomy or round window approach? A systematic review. *Otol Neurotol*. 2013;34(4):667-74.
121. Jain S, Gaurkar S, Deshmukh PT, Khatri M, Kalambe S, Lakhotia P, et al. Applied anatomy of round window and adjacent structures of tympanum related to cochlear implantation. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2019;85(4):435-46.
122. Jiam NT, Limb CJ. The impact of round window vs cochleostomy surgical approaches on interscalar excursions in the cochlea: Preliminary results from a flat-panel computed tomography study. *World J Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2016;2(3):142-7.
123. Franz BK, Clark GM, Bloom DM. Surgical anatomy of the round window with special reference to cochlear implantation. *J Laryngol Otol*. 1987;101(2):97-102.

-
124. Kang BJ, Kim AH. Comparison of cochlear implant performance after round window electrode insertion compared with traditional cochleostomy. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013;148(5):822-6.
125. Chen J, Wu Y, Shi J, Jia H, Wang Z, Zhang Z, et al. Predictors of round window membrane visibility in pediatric cochlear implant surgery using temporal bone HRCT: A retrospective study. *International journal of pediatric otorhinolaryngology.* 2019;121:150-3.
126. Leong AC, Jiang D, Agger A, Fitzgerald-O'Connor A. Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2013;270(4):1237-42.
127. Paprocki A, Biskup B, Kozłowska K, Kuniszyk A, Bien D, Niemczyk K. The topographical anatomy of the round window and related structures for the purpose of cochlear implant surgery. *Folia Morphol (Warsz).* 2004;63(3):309-12.
128. Li PM, Wang H, Northrop C, Merchant SN, Nadol JB, Jr. Anatomy of the round window and hook region of the cochlea with implications for cochlear implantation and other endocochlear surgical procedures. *Otol Neurotol.* 2007;28(5):641-8.
129. Adunka O, Unkelbach MH, Mack M, Hambek M, Gstoettner W, Kiefer J. Cochlear implantation via the round window membrane minimizes trauma to cochlear structures: a histologically controlled insertion study. *Acta Otolaryngol.* 2004;124(7):807-12.
130. Avci E, Nauwelaers T, Lenarz T, Hamacher V, Kral A. Variations in microanatomy of the human cochlea. *J Comp Neurol.* 2014;522(14):3245-61.
131. Bae SC, Shin YR, Chun YM. Cochlear Implant Surgery Through Round Window Approach Is Always Possible. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2019;128 Suppl 6:38S-44S.
132. Adunka O, Kiefer J, Unkelbach MH, Radeloff A, Gstoettner W. Evaluating cochlear implant trauma to the scala vestibuli. *Clin Otolaryngol.* 2005;30(2):121-7.
133. Adunka OF, Radeloff A, Gstoettner WK, Pillsbury HC, Buchman CA. Scala tympani cochleostomy II: topography and histology. *Laryngoscope.* 2007;117(12):2195-200.

-
134. Zrunek M, Lischka M, Hochmair-Desoyer I, Burian K. Dimensions of the scala tympani in relation to the diameters of multichannel electrodes. *Arch Otorhinolaryngol.* 1980;229(3-4):159-65.
135. Adunka OF, Buchman CA. Scala tympani cochleostomy I: results of a survey. *Laryngoscope.* 2007;117(12):2187-94.
136. Briggs RJ, Tykocinski M, Xu J, Risi F, Svehla M, Cowan R, et al. Comparison of round window and cochleostomy approaches with a prototype hearing preservation electrode. *Audiol Neurootol.* 2006;11 Suppl 1:42-8.
137. Richard C, Fayad JN, Doherty J, Linthicum FH, Jr. Round window versus cochleostomy technique in cochlear implantation: histologic findings. *Otol Neurotol.* 2012;33(7):1181-7.
138. Todt I, Basta D, Ernst A. Does the surgical approach in cochlear implantation influence the occurrence of postoperative vertigo? *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2008;138(1):8-12.
139. Saylisoy S, Incesulu A, Kaya E, Pinarbasli O, Adapinar B. The round window diameter in congenital aural atresia and comparison with sensorineural hearing loss and control group. *J Comput Assist Tomogr.* 2014;38(3):461-3.
140. Briggs RJ, Tykocinski M, Stidham K, Roberson JB. Cochleostomy site: implications for electrode placement and hearing preservation. *Acta Otolaryngol.* 2005;125(8):870-6.
141. Briggs RJ, Tykocinski M, Saunders E, Hellier W, Dahm M, Pyman B, et al. Surgical implications of perimodiolar cochlear implant electrode design: avoiding intracochlear damage and scala vestibuli insertion. *Cochlear Implants Int.* 2001;2(2):135-49.
142. Pau HW, Just T, Bornitz M, Lasurashvili N, Zahnert T. Noise exposure of the inner ear during drilling a cochleostomy for cochlear implantation. *Laryngoscope.* 2007;117(3):535-40.
143. Nadol JB, Jr., Eddington DK. Histologic evaluation of the tissue seal and biologic response around cochlear implant electrodes in the human. *Otol Neurotol.* 2004;25(3):257-62.

-
144. Zhou L, Friedmann DR, Treaba C, Peng R, Roland JT, Jr. Does cochleostomy location influence electrode trajectory and intracochlear trauma? *Laryngoscope*. 2015;125(4):966-71.
145. Nordfalk KF, Rasmussen K, Bunne M, Jablonski GE. Deep round window insertion versus standard approach in cochlear implant surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2016;273(1):43-50.
146. Shin YJ, Deguine O, Laborde ML, Fraysse B. [Conservation of residual hearing after cochlear implantation]. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*. 1997;118(4):233-8.
147. Lehnhardt E. [Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique]. *HNO*. 1993;41(7):356-9.
148. Laszig R, Ridder GJ, Fradis M. Intracochlear insertion of electrodes using hyaluronic acid in cochlear implant surgery. *J Laryngol Otol*. 2002;116(5):371-2.
149. Klenzner T, Neumann M, Aschendorff A, Laszig R. [Caloric stimulation of the vestibular organ after cochlear implant surgery]. *Laryngorhinootologie*. 2004;83(10):659-64.
150. Vivero RJ, Joseph DE, Angeli S, He J, Chen S, Eshraghi AA, et al. Dexamethasone base conserves hearing from electrode trauma-induced hearing loss. *Laryngoscope*. 2008;118(11):2028-35.
151. Eshraghi AA, Adil E, He J, Graves R, Balkany TJ, Van De Water TR. Local dexamethasone therapy conserves hearing in an animal model of electrode insertion trauma-induced hearing loss. *Otol Neurotol*. 2007;28(6):842-9.
152. James DP, Eastwood H, Richardson RT, O'Leary SJ. Effects of round window dexamethasone on residual hearing in a Guinea pig model of cochlear implantation. *Audiol Neurootol*. 2008;13(2):86-96.
153. Eshraghi AA, Dinh CT, Bohorquez J, Angeli S, Abi-Hachem R, Van De Water TR. Local drug delivery to conserve hearing: mechanisms of action of eluted dexamethasone within the cochlea. *Cochlear Implants Int*. 2011;12 Suppl 1:S51-3.
154. Eshraghi AA, He J, Mou CH, Polak M, Zine A, Bonny C, et al. D-JNKI-1 treatment prevents the progression of hearing loss in a model of cochlear implantation trauma. *Otol Neurotol*. 2006;27(4):504-11.

-
155. Eshraghi AA, Aranake M, Salvi R, Ding D, Coleman JKM, Jr., Ocak E, et al. Preclinical and clinical otoprotective applications of cell-penetrating peptide D-JNKI-1 (AM-111). *Hear Res.* 2018;368:86-91.
156. Izzo AD, Richter CP, Jansen ED, Walsh JT, Jr. Laser stimulation of the auditory nerve. *Lasers Surg Med.* 2006;38(8):745-53.
157. Richter CP, Matic AI, Wells JD, Jansen ED, Walsh JT, Jr. Neural stimulation with optical radiation. *Laser Photon Rev.* 2011;5(1):68-80.
158. Shapira Y, Eshraghi AA, Balkany TJ. The perceived angle of the round window affects electrode insertion trauma in round window insertion - an anatomical study. *Acta Otolaryngol.* 2011;131(3):284-9.
159. White HJ, Peterson DC. Anatomy, Head and Neck, Ear Organ of Corti. *StatPearls.* Treasure Island (FL)2019.
160. House JR, 3rd, Luxford WM. Facial nerve injury in cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1993;109(6):1078-82.
161. Cohen NL, Hoffman RA. Complications of cochlear implant surgery in adults and children. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1991;100(9 Pt 1):708-11.
162. Jain S, Deshmukh PT, Lakhotia P, Kalambe S, Chandravanshi D, Khatri M. Anatomical Study of the Facial Recess with Implications in Round Window Visibility for Cochlear Implantation: Personal Observations and Review of the Literature. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2019;23(3):e281-e91.
163. Helms J. *OP-Manual.* Bibliothek der Univ. HNO-Klinik Würzburg. 2004.
164. Zernotti ME, Suárez A, Slavutsky V, Nicenboim L, Di Gregorio MF, Soto JA. Comparison of complications by technique used in cochlear implants. *Acta Otorrinolaringologica (English Edition).* 2012;63(5):327-31.
165. Masterson L, Kumar S, Kong JH, Briggs J, Donnelly N, Axon PR, et al. Cochlear implant failures: lessons learned from a UK centre. *J Laryngol Otol.* 2012;126(1):15-21.
166. Cote M, Ferron P, Bergeron F, Bussieres R. Cochlear reimplantation: causes of failure, outcomes, and audiologic performance. *Laryngoscope.* 2007;117(7):1225-35.
167. Jain R, Mukherji SK. Cochlear implant failure: imaging evaluation of the electrode course. *Clin Radiol.* 2003;58(4):288-93.

-
168. Bilger RC, Black FO. Auditory prostheses in perspective. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 1977;86(3 Pt 2 Suppl 38):3-10.
169. Pisoni DB, Cleary M, Geers AE, Tobey EA. Individual differences in effectiveness of cochlear implants in children who are prelingually deaf: New process measures of performance. *The Volta Review.* 1999;101(3):111.
170. van Dijk JE, van Olphen AF, Langereis MC, Mens LH, Brokx JP, Smoorenburg GF. Predictors of cochlear implant performance. *Audiology.* 1999;38(2):109-16.
171. Kral A, O'Donoghue GM. Profound deafness in childhood. *N Engl J Med.* 2010;363(15):1438-50.
172. Heinemann S. Der Weg zum neuen Hören: Aspekte der Beratung und Therapie von erwachsenen Cochlea-Implantat-Trägern. *Spektrum Patholinguistik* 7. 2014:13.
173. Helms J, Muller J, Schon F, Winkler F, Moser L, Shehata-Dieler W, et al. Comparison of the TEMPO+ ear-level speech processor and the cis pro+ body-worn processor in adult MED-EL cochlear implant users. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2001;63(1):31-40.
174. Wilson BS, Lawson DT, Muller JM, Tyler RS, Kiefer J. Cochlear implants: some likely next steps. *Annu Rev Biomed Eng.* 2003;5:207-49.
175. Ahmed Elkayal VS, Mourad MI, Elbanna MM, Mohamed Talaat MA. Evaluation of factors that influence cochlear implant performance. *Adv Arab Acad Audio-Vestibul J.* 2016;3(1):1-8.
176. Zahnert T, Murbe D. Cochlear Implants in Children and Adults. *Laryngorhinootologie.* 2017;96(6):396-419.
177. Bell B, Stieger C, Gerber N, Arnold A, Nauer C, Hamacher V, et al. A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation. *Acta Otolaryngol.* 2012;132(4):355-60.
178. Balica NC, Doros C, Poenaru M, Boia ER, Stefanescu HE. Totally Implantable Cochlear Implant – Something New? *Laryngo-Rhino-Otol.* 2018;97:154-5.
179. Briggs RJ, Eder HC, Seligman PM, Cowan RS, Plant KL, Dalton J, et al. Initial clinical experience with a totally implantable cochlear implant research device. *Otol Neurotol.* 2008;29(2):114-9.

-
180. Yip M, Jin R, Nakajima HH, Stankovic KM, Chandrakasan AP. A Fully-Implantable Cochlear Implant SoC with Piezoelectric Middle-Ear Sensor and Arbitrary Waveform Neural Stimulation. *IEEE J Solid-State Circuits*. 2015;50(1):214-29.
181. Cohen N. The totally implantable cochlear implant. *Ear Hear*. 2007;28 Suppl 2:100S-1S.
182. Clifford AR, Fagan PA, Doust BD. Isolated congenital round window absence. *J Laryngol Otol*. 1990;104(12):980-1.
183. Linder TE, Ma F, Huber A. Round window atresia and its effect on sound transmission. *Otol Neurotol*. 2003;24(2):259-63.
184. Okuno H, Sando I. Anomaly of the round window a histopathological study using a graphic reconstruction method. *Auris Nasus Larynx*. 1988;15(3):147-54.
185. Pappas DG, Jr., Pappas DG, Sr., Hedlin G. Round window atresia in association with congenital stapes fixation. *Laryngoscope*. 1998;108(8 Pt 1):1115-8.
186. Richards SH. Congenital absence of the round window treated by cochlear fenestration. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 1981;6(4):265-9.
187. Stewart TJ, Belal A. Surgical anatomy and pathology of the round window. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 1981;6(1):45-62.
188. Lloyd SK, Kasbekar AV, Kenway B, Prevost T, Hockman M, Beale T, et al. Developmental changes in cochlear orientation--implications for cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2010;31(6):902-7.
189. Al-Muhaimeed H.S., H.Y. A. Difficult cochleostomy in the normal cochlea . *Egypt J Otolaryngol*. 2015;31:149-55.
190. Jang JH, Choo O-S, Kim H, Yi Park H, Choung Y-H. Round window membrane visibility related to success of hearing preservation in cochlear implantation. *Acta oto-laryngologica*. 2019;139(7):618-24.
191. Panda N, Kameswaran M, Patro S, Saran S, Nayak G. Evaluation of Round Window Accessibility for Electrode Insertion: Validation Study from two Centers. *J Otolaryngol ENT Res*. 2017;8(5):00263.
192. Perez E, Viziano A, Al-Zaghal Z, Telischi FF, Sangaletti R, Jiang W, et al. Anatomical Correlates and Surgical Considerations for Localized Therapeutic Hypothermia Application in Cochlear Implantation Surgery. *Otology & neurotology*:

official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society and European Academy of Otolaryngology and Neurotology. 2019.

193. Hamamoto M, Murakami G, Kataura A. Topographical relationships among the facial nerve, chorda tympani nerve and round window with special reference to the approach route for cochlear implant surgery. *Clin Anat*. 2000;13(4):251-6.

194. Mandour MF, Khalifa MA, Khalifa HMA, Amer MAR. Iatrogenic facial nerve exposure in cochlear implant surgery: incidence and clinical significance in the absence of intra-operative nerve monitoring. *Cochlear Implants Int*. 2019;20(5):250-4.

195. Wang LE, Xia J, Shen XX, Wang ZX, Wang W, Zhang DX. Retaining Chorda Tympani Nerve Integrity During Cochlear Implant Surgery. *Chin Med J (Engl)*. 2015;128(15):2115-8.

196. Thom JJ, Carlson ML, Olson MD, Neff BA, Beatty CW, Facer GW, et al. The prevalence and clinical course of facial nerve palsy following cochlear implant surgery. *Laryngoscope*. 2013;123(4):1000-4.

197. Takahashi H, Sando I. Computer-aided 3-D temporal bone anatomy for cochlear implant surgery. *Laryngoscope*. 1990;100(4):417-21.

198. Hasaballah MS, Hamdy TA. Evaluation of facial nerve course, posterior tympanotomy width and visibility of round window in patients with cochlear implantation by performing oblique sagittal cut computed tomographic scan temporal bone. *Egypt J Otolaryngol*. 2014;30:317-21.

199. Jeon EJ, Jun B, Song JN, Kim JE, Lee DH, Chang KH. Surgical and radiologic anatomy of a cochleostomy produced via posterior tympanotomy for cochlear implantation based on three-dimensional reconstructed temporal bone CT images. *Surg Radiol Anat*. 2013;35(6):471-5.

200. Amaral MSAd, Damico TA, Goncalves AS, Reis ACMB, Isaac MdL, Massuda ET, et al. Is there a best side for cochlear implants in post-lingual patients? *Braz J Otorhinolaryngol*. 2018;84(5):560-5.

201. Kim H, Kang WS, Park HJ, Lee JY, Park JW, Kim Y, et al. Cochlear Implantation in Postlingually Deaf Adults is Time-sensitive Towards Positive Outcome: Prediction using Advanced Machine Learning Techniques. *Sci Rep*. 2018;8(1):18004.

-
202. Ghiselli S, Nedic S, Montino S, Astolfi L, Bovo R. Cochlear implantation in post-lingually deafened adults and elderly patients: analysis of audiometric and speech perception outcomes during the first year of use. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2016;36(6):513-9.
203. Lachowska M, Pastuszka A, Glinka P, Niemczyk K. Benefits of cochlear implantation in deafened adults. *Audiol Neurootol.* 2014;19 Suppl 1:40-4.
204. Fischer N, Pinggera L, Weichbold V, Dejaco D, Schmutzhard J, Widmann G. Radiologic and functional evaluation of electrode dislocation from the scala tympani to the scala vestibuli in patients with cochlear implants. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2015;36(2):372-7.
205. Adunka OF, Dillon MT, Adunka MC, King ER, Pillsbury HC, Buchman CA. Cochleostomy versus round window insertions: influence on functional outcomes in electric-acoustic stimulation of the auditory system. *Otol Neurotol.* 2014;35(4):613-8.
206. Cheng X, Wang B, Liu Y, Yuan Y, Shu Y, Chen B. Comparable Electrode Impedance and Speech Perception at 12 Months after Cochlear Implantation Using Round Window versus Cochleostomy: An Analysis of 40 Patients. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2018;80(5-6):248-58.
207. Sun CH, Hsu CJ, Chen PR, Wu HP. Residual hearing preservation after cochlear implantation via round window or cochleostomy approach. *Laryngoscope.* 2015;125(7):1715-9.
208. Guimaraes AC, Carvalho GM, Duarte AS, Bianchini WA, Sarasty AB, Gregorio MF, et al. Hearing preservation and cochlear implants according to inner ear approach: multicentric evaluation. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2015;81(2):190-6.
209. Rajput M, Nilakantan A. Functional Outcomes in Cochleostomy and Round Window Insertion Technique: Difference or No Difference? *Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery.* 2019.
210. WHO. Prevention of blindness and deafness. Estimates. <https://www.who.int/pbd/deafness/estimates/en/> (Zuletzt abgerufen am 07.09.2019).
211. Raine C. Cochlear implants in the United Kingdom: awareness and utilization. *Cochlear Implants Int.* 2013;14 Suppl 1:S32-7.
212. Cosetti M, Roland JT, Jr. Cochlear implantation in the very young child: issues unique to the under-1 population. *Trends Amplif.* 2010;14(1):46-57.

-
213. Schwartz SR, Chen BS. The role of preoperative imaging for cochlear implantation in postlingually deafened adults. *Otol Neurotol*. 2014;35(9):1536-40.
214. Shearer AE, Hildebrand MS, Smith RJH. Hereditary Hearing Loss and Deafness Overview. In: Adam MP, Ardinger HH, Pagon RA, Wallace SE, Bean LJH, Stephens K, et al. *GeneReviews*((R)). Seattle (WA)1993.
215. Heman-Ackah SE, Roland JT, Jr., Haynes DS, Waltzman SB. Pediatric cochlear implantation: candidacy evaluation, medical and surgical considerations, and expanding criteria. *Otolaryngol Clin North Am*. 2012;45(1):41-67.
216. Güneri EA, Olgun Y. Endoscope-assisted cochlear implantation. *Clinical and experimental otorhinolaryngology*. 2018;11(2):89.
217. Czerny C, Gstoettner W, Adunka O, Hamzavi J, Baumgartner WD. Präoperative Bildgebung vor dem Einsetzen eines multikanalikulären Cochlear-Implantates mittels Computer- und Magnetresonanztomographie der Innenohrregion. *Wien Klin Wochenschr*. 2000;112:481-6.
218. Marsot-Dupuch K, Meyer B. Cochlear implant assessment: imaging issues. *Eur J Radiol*. 2001;40(2):119-32.
219. Dirr F, Hempel JM, Krause E, Müller J, Berghaus A, Ertl-Wagner B, et al. Value of routine plain x-ray position checks after cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2013;34(9):1666-9.
220. O'Connell BP, Hunter JB, Haynes DS, Holder JT, Dedmon MM, Noble JH, et al. Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *Laryngoscope*. 2017;127(10):2352-7.
221. Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Müller J, Roland P. Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Otolaryngol*. 2003;123(5):612-7.
222. Helms J, Müller J, Schon F, Moser L, Arnold W, Janssen T, et al. Evaluation of performance with the COMBI40 cochlear implant in adults: a multicentric clinical study. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 1997;59(1):23-35.
223. Aschendorff A, Kromeier J, Klenzner T, Laszig R. Quality control after insertion of the nucleus contour and contour advance electrode in adults. *Ear Hear*. 2007;28 Suppl 2:75S-9S.

-
224. Finley CC, Holden TA, Holden LK, Whiting BR, Chole RA, Neely GJ, et al. Role of electrode placement as a contributor to variability in cochlear implant outcomes. *Otol Neurotol*. 2008;29(7):920-8.
225. Wanna GB, Noble JH, Carlson ML, Gifford RH, Dietrich MS, Haynes DS, et al. Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *Laryngoscope*. 2014;124 Suppl 6:S1-7.
226. Mangus B, Rivas A, Tsai BS, Haynes DS, Roland JT, Jr. Surgical techniques in cochlear implants. *Otolaryngol Clin North Am*. 2012;45(1):69-80.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten

NAME	Tanja Winter
STAATSANGEHÖRIGKEIT	deutsch, britisch
GEBURTSDATUM	05.05.1993
GESCHLECHT	weiblich

Akademische Laufbahn

DEZEMBER 2020	Ärztliche Prüfung und Approbation zur Ärztin
APRIL 2014 – DEZEMBER 2020	Studium der Humanmedizin, Universität zu Köln
FEBRUAR – JULI 2017	Auslandssemester Universität Bologna
OKTOBER 2012 – FEBR. 2014	Studium der Rechtswissenschaften, Albert-Ludwig-Universität Freiburg
2003 - 2011	Gymnasialzweig der Altkönigschule Kronberg verkürzter Bildungsgang Erwerb der allgemeinen Hochschulreife

Praktisches Jahr

JUNI – SEPTEMBER 2020	Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Klinikum Frankfurt Höchst
MÄRZ - JUNI 2020	Chirurgie, Kliniken des Main-Taunus-Kreises, Krankenhaus Bad Soden
JANUAR – MÄRZ 2020	Innere Medizin, SILDAH Spital Gümligen, Schweiz
NOVEMBER 2019- JAN. 2020	Innere Medizin, Krankenhaus Porz am Rhein

Famulaturen

JULI – AUGUST 2018	Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Universitätsklinikum Frankfurt
SEPTEMBER – OKTOBER 2017	Handchirurgie, Plastische Chirurgie, Ästhetische Chirurgie, Klinikum der Universität München (LMU)
AUGUST – SEPTEMBER 2017	Ambulante operative Gynäkologie, Krankenhaus Sachsenhausen
SEPTEMBER 2016	Allgemeinmedizin, Praxis für Allgemeinmedizin Dr. Iris Schröder, Stipendium der KV Hessen
JULI – AUGUST 2016	Kinderonkologie, Uniklinik Köln

Fachrelevante Arbeitserfahrung

NOVEMBER 2016 – MÄRZ 2019	Studentische Hilfskraft im Rahmen von Lymphologischen Liposculptur-Operationen, Privatklinik CG Lympha Köln
SEIT 2013	Assistenz bei betrieblich-medizinischen Gesundheitsscreenings der Heigel GmbH

Sprachkenntnisse

Deutsch – Muttersprache
Englisch – C1
Spanisch – C1, 1 Jahr Spracherfahrung in
Mexiko
Italienisch – C1, 6 Monate Spracherfahrung in
Italien
Französisch – B2
Latein – Latinum

Köln, den 19.02.2021