

4

Gestörtes Hören

Die apparative Versorgung der Schwerhörigkeit: Cochlea-Implantate und Hirnstammimplantate – Aktuelle Entwicklungen der letzten 10 Jahre

J. Müller

Inhaltsverzeichnis

- 1 Einleitung ... 61
- 2 Vorbemerkung: Grundprinzip eines Cochlea-Implantats ... 61
- 3 Entwicklungen der präoperativen Diagnostik und Indikationsstellung ... 62
 - 3.1 Präoperative Diagnostik ... 62
 - 3.2 Erweiterung der Implantationskriterien: Cochlea-Implantat bei Restgehör ... 62
 - 3.3 Cochlea-Implantation bei Kindern ... 63
 - 3.3.1 Implantationsalter ... 63
 - 3.3.2 Chirurgische Aspekte der CI-Operation bei Kindern ... 63
- 4 Chirurgische Technik ... 64
 - 4.1 Operationsrisiken ... 64
 - 4.2 Alternative Operationstechniken ... 65
 - 4.3 Cochlea-Implantation in Lokalanästhesie ... 65
- 5 Entwicklungen der Elektrodenträger ... 65
 - 5.1 Tiefe Elektrodeninsertion ... 65
 - 5.2 Perimodioläre Elektrodenträger ... 65
- 6 Cochlea-Implantat und Meningitis ... 66
- 7 Moderne Sprachkodierungsstrategien ... 67
- 8 Anpassung des Sprachprozessors ... 67
- 9 Bilaterale Cochlea-Implantat-Versorgung ... 68
- 10 Hirnstammimplantate (ABIs – Auditory Brainstem Implants) ... 69

Literatur (Hinweis: erscheint nur in der Online-Ausgabe)

Zusammenfassung

Die faszinierenden Möglichkeiten, die eine Cochlea-Implantat-Versorgung für taub geborene oder ertaubte Kinder und Erwachsene bietet, haben in den letzten zwei Jahrzehnten ein interdisziplinäres Forschungsfeld entstehen lassen, das sich rasant entwickelt hat.

Die Fortschritte auf dem Gebiet der Cochlea-Implantate in den letzten 10 Jahren sind durch weitreichende Verbesserungen der Hörleistung und des Sprachverständnisses der CI-Träger geprägt. Diese Verbesserungen werden auf die Weiterentwicklung der Sprachkodierungsstrategien zurückgeführt.

Die zunehmende Versorgung von (immer jüngeren) Kindern und die Möglichkeit, mit Cochlea-Implantaten binaurales Hören zu ermöglichen, sind Folge dieser Entwicklung und Ausdruck des erreichten, hohen Niveaus. Trotz aller Fortschritte stellen die modernen Cochlea-Implantate aber noch kein normales Sprachverständnis her, leider auch nicht für Starpatienten. Gerade das Verstehen von Sprache im Störschall bleibt schwierig [13]. Bis Mitte der 90er-Jahre konzentrierten sich die Forschungsaktivitäten auf die einohrige Versorgung. Nachhaltige Verbesserungen sind durch die seit 1996 zunehmend vorgenommene bilaterale Versorgung zu erreichen.

Schlüsselwörter

Cochlea-Implantat · Indikationen · Cochlea-Implantat bei Kindern · chirurgische Technik · Sprachverständnis · Elektrodenträger · tiefe Elektrodeninsertion · binaurales Hören · bilaterale Cochlea-Implantat-Versorgung

Institutsangaben

Schwerpunkt Cochlea Implantate und Hörprothetik (Leiter: Priv.-Doz. Dr. med. J. Müller), Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke der Universität Würzburg (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. h.c. J. Helms)

Korrespondenzadresse

Priv.-Doz. Dr. med. Joachim Müller · Schwerpunkt Cochlea Implantate und Hörprothetik, Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke der Universität Würzburg · Josef-Schneider-Straße 11 · 97080 Würzburg · E-mail: joachim.m@mail.uni-wuerzburg.de

Bibliografie

Laryngo-Rhino-Otol 2005; 84 Supplement 1: 60–69 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York · ISSN 0935-8943 · DOI 10.1055/s-2005-861152

1 Einleitung

Einer der größten Fortschritte der modernen Medizin ist die Möglichkeit, ein taubes Ohr, also ein Sinnesorgan, durch eine implantierbare elektronische Prothese zu ersetzen [1]. Das Cochlea-Implantat (CI) stellt damit die wohl wichtigste Entwicklung zur Verbesserung der Kommunikation taub geborener Kinder sowie ertaubter Kinder, Jugendlicher und Erwachsener in den letzten 200 Jahren dar, wenn man als Bezugspunkt die Gründung der Gehörlosenschulen in Paris (1750) und in Leipzig (1778) wählt.

Die Cochlea-Implantat-Versorgung eröffnet heute taub geborenen oder resthörigen Kindern große Chancen für eine annähernd normale, auf Hören basierende Lautsprachentwicklung.

Anfang der 70er-Jahre erlaubten die Cochlea-Implantate in der Regel eine akustische Ankopplung an die Umwelt. Mit den technischen Möglichkeiten der damaligen Zeit waren sie für viele Betroffene eine enorme Kommunikationshilfe. Zunehmendes Wissen zu hörphysiologischen Vorgängen und zur Funktion der Cochlea-Implantate sowie ihre technische Weiterentwicklung verhelfen heute vielen Patienten zu einem früher nicht für möglich gehaltenen offenen Sprachverständnis [2,3].

Als ein wesentlicher Meilenstein, der zu einer erheblichen Verbesserung des Sprachverständnisses bei Cochlea-Implant-Patienten geführt hat, darf die 1991 von Wilson [4] publizierte CIS-Strategie (**CIS** = **C**ontinuous **I**nterleaved **S**ampling) gelten [2]. Im klinischen Einsatz hat die Implementierung dieser Sprachkodierungsstrategie mit schnellen Stimulationsraten viele Patienten zu einem hohen Sprachverständnis befähigt [2,5–12]. Mittlerweile haben alle Cochlea-Implantat-Hersteller eine mehr oder weniger modifizierte und unterschiedlich schnelle „CIS-Strategie“ in ihren Implantaten realisiert [12].

Die faszinierenden Möglichkeiten, die die Cochlea-Implant-Versorgung für ertaubte Erwachsene und taub geborene Kinder bietet, hat unter dem Einfluss innovativer Ohrchirurgen in den letzten zwei Jahrzehnten ein interdisziplinäres Forschungsfeld entstehen lassen, in dem u. a. spezialisierte Ohrchirurgen, Ingenieure, Physiker, Techniker, Audiologen, Elektrophysiologen, Logopäden, Psychologen, Pädagogen und nicht zuletzt die CI-Träger selbst zu einer rasanten Entwicklung beigetragen haben. In dieser Übersicht soll dem Wunsch des Präsidenten, Herrn Prof. Dr. Beileites folgend besonders auf die Entwicklungen der letzten Jahre eingegangen werden.

Die Fortschritte auf dem Gebiet der Cochlea-Implantate in den letzten 10 Jahren sind durch weitreichende Verbesserungen der Hörleistung und des Sprachverständnisses der CI-Träger geprägt. Die zunehmende Versorgung von Kindern und die Möglichkeit, mit Cochlea Implantaten binaurales Hören zu ermöglichen, sind Folge dieser Entwicklung und Ausdruck des erreichten, hohen Niveaus.

Die Verbesserungen im Sprachverständnis werden auf die Weiterentwicklung der Sprachcodierungsstrategien zurückgeführt [12,13]. Trotz aller Fortschritte stellen die modernen Cochlea-Implantate aber noch kein normales Sprachverständnis her, leider auch nicht für Starpatienten. Gerade das Verstehen von Spra-

che im Störschall bleibt schwierig [13]. Bis Mitte der 90er-Jahre konzentrierten sich die Forschungsaktivitäten auf die einohrige Versorgung [14]. Nachhaltige Verbesserungen sind durch die seit 1996 zunehmend vorgenommene bilaterale Versorgung zu erreichen [12–24].

2 Vorbemerkung: Grundprinzip eines Cochlea-Implantats

Zur Rekapitulation für diejenigen, die nicht so mit der Materie vertraut sind, wird das Grundprinzip eines modernen Cochlea-Implantat-Systems vorangestellt erläutert.

In den meisten Fällen ist eine Taubheit durch eine cochleäre Störung, z. B. einen Verlust oder eine Degeneration sensorischer Haarzellen bedingt. Das bedeutet, dass die Umwandlung der mechanischen Schallwellen in eine elektrische Erregung des Hörnerven nicht mehr stattfinden kann.

Das Cochlea-Implantat (CI) stimuliert den Hörnerv direkt elektrisch und ersetzt so die ausgefallene, natürliche Reizübertragung von den Sinneszellen des Innenohres auf den Hörnerv. Die funktionslose Cochlea dient damit nur noch als Platzhalter, der gewährleisten soll, dass die Elektrode in möglichst optimaler Position zum Hörnerv gehalten wird [2,10]. Das CI-System übernimmt demnach die Funktion von Mittel- und Innenohr: Der Schall wird über ein Mikrofon aufgenommen, im externen Sprachprozessor aufbereitet und über einen Sender drahtlos an den implantierten Empfänger übertragen. Im Sprachprozessor wird das Schallsignal, z. B. Sprache oder Musik, als eine Folge elektrischer Impulse kodiert und an die Stimulationselektroden in der Schnecke weitergeleitet (Abb. 1).

Die Elektrode wird durch das Mastoid und den Recessus facialis am Nervus facialis vorbei in der funktionslosen Cochlea platziert. Der Elektrodenträger weist mehrere Elektrodenkontakte auf, die in der Cochlea an unterschiedlichen Orten positioniert werden. Dadurch wird eine tonotope Erregung des Hörnervs erreicht. Schnelle Reizfolgen über mehrere Kanäle ermöglichen es, neben dem Tonotopieprinzip auch das Zeitprinzip effektiv zu nutzen, welches für eine natürlich klingende und verständliche Wahrnehmung der in kodierter Form dargebotenen Sprachsignale wichtig ist. Die schnellen Sprachkodierungsstrategien, wie z. B. die schon erwähnte CIS-Strategie (**CIS** = **C**ontinuous **I**nterleaved **S**ampling) gehen auf B. S. Wilson [4] zurück. Bedeutsam für die Effektivität des implantierten Systems ist auch die Reizrate, die wenigstens 1500 Hz pro Kanal betragen sollte. Entscheidend scheint dabei auch zu sein, dass alle Pulse neu aus dem Sprachsignal berechnet werden, damit jeder dieser Pulse neue Informationen überträgt. Die mehrfache Wiederholung eines identischen Pulses führt im Vergleich zu jeweils neu berechneten Pulsen zu einem Informationsverlust [2].

Die Sprachverständlichkeit hängt weiter davon ab, in welcher Weise der Hörnerv entlang der Achse der knöchernen Schnecke (Modiolus) gereizt wird. Da Patienten auch mit den in der Cochleaspitze platzierten Elektroden verwertbare und nützliche Hörempfindungen wahrnehmen, scheint es plausibel anzunehmen, dass eine möglichst vollständige Nutzung der gesamten Länge

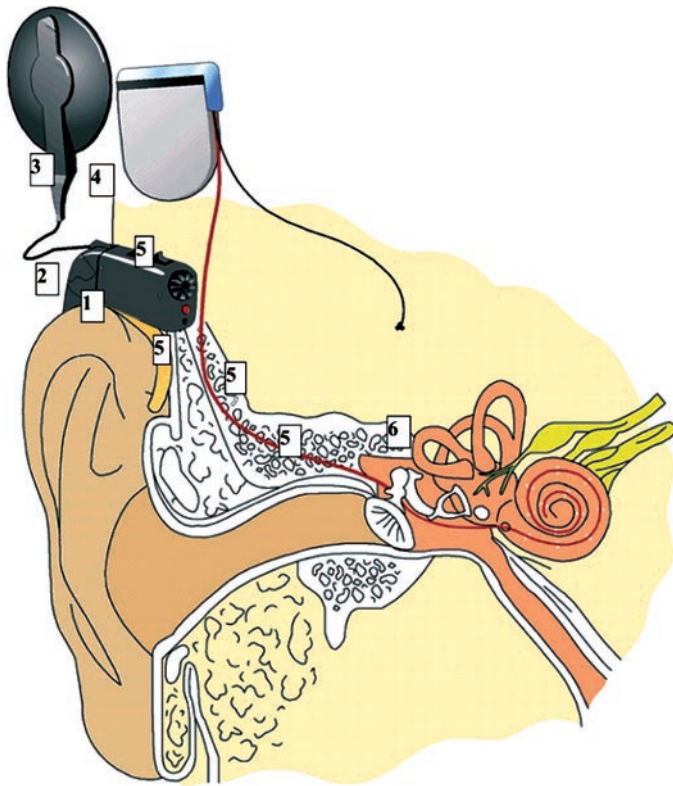


Abb. 1 Funktionsweise eines Cochlear-Implant-Systems: Der Schall wird über ein Mikrofon (1) aufgenommen, im externen Sprachprozessor (2) aufbereitet und über einen Sender (3) drahtlos an den implantierten Empfänger (4) übertragen. Von dort wird das elektrische Signal, das beispielsweise Sprache oder Musik als definierte Folge elektrischer Impulse kodiert, an eine Elektrode (5) weitergeleitet. Diese wird durch das Mastoid, den Recessus facialis, am Nervus facialis vorbei durch das Mittelohr in der funktionslosen Cochlea (6) platziert. Der Elektroden-träger stimuliert hier den Hörnerv und nach Dekodierung der fortgeleiteten Nerven-erregung im Gehirn kann das ursprüngliche Signal wieder als Sprache oder Musik erkannt werden (Schemazeichnung aus einer Produktinformation).

der Cochlea anzustreben ist [10,25]. Ausführliche Untersuchungen ergaben, dass mit vier bis acht Reizelektroden, möglichst breit entlang der Cochlea verteilt, gute und stabile Sprachergebnisse zu erzielen sind [2,26,27].

3 Entwicklungen der präoperativen Diagnostik und Indikationsstellung

Das CI-System kodiert die Informationen der ankommenden Schallsignale entsprechend der zugrunde liegenden Sprachkodierungsstrategie und wandelt sie in bioelektrische Pulse um, die den Hörnerv elektrisch stimulieren. Ein CI ist daher für Patienten angebracht, deren Cochlea nicht mehr ausreichend funktioniert. Der Hörnerv selbst muss jedoch nicht nur anatomisch intakt, sondern auch elektrisch erregbar sein, da sonst die kodierte Information nicht weitergeleitet wird.

3.1 Präoperative Diagnostik

Die radiologische Diagnostik vor der Implantation sollte ein hochauflösendes Felsenbein-Computertomogramm (CT) und, insbesondere bei Kindern, eine Kernspintomographie (MRT) um-

fassen. Die Informationen aus beiden bildgebenden Verfahren ergänzen sich [28,29].

Mit der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRI) kann die elektrisch evozierte Hörempfindung dargestellt werden [30]. Hierbei macht man sich die unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften von oxygeniertem und desoxygeniertem Blut zunutze (BOLD-Effekt). Bei der elektrischen Stimulation kommt es zu einer Steigerung der kortikalen Stoffwechselrate, das aktivierte Areal reagiert mit einem erhöhten regionalen Blutfluss. Dies bewirkt eine Verschiebung des Verhältnisses von oxygeniertem zu desoxygeniertem Hämoglobin. Aufnahmen zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten (Ruhezustand und stimulierter Zustand) können durch statistische Testverfahren miteinander verglichen werden und so die Unterschiede (entsprechend den stimulierten Arealen) räumlich zugeordnet werden. Die klinische Anwendung dieser hilfreichen Untersuchung beschränkt sich derzeit wegen der langen Rechenzeiten auf Einzelfälle [30].

Ein Promontorialtest vor einer Cochlea-Implantat-Versorgung ist nicht immer üblich und in seiner prognostischen Aussage zweifelhaft. Unbestreitbar hat er aber für Patienten und Eltern einen sehr hohen demonstrativen Wert. Wenn er mit einer Ohrkanal-elektrode anstelle einer Promontorialnadel durchgeführt wird, ist er zudem nicht invasiv und stellt so keine allzu große Belastung für die Patienten dar. Er ist, insbesondere wenn er mit der Lautheitsskalierung in Analogie zum Würzburger Hörfeld kombiniert wird, rasch und unkompliziert durchzuführen [31].

3.2 Erweiterung der Implantationskriterien: Cochlea-Implantat nicht mehr nur bei vollständiger Taubheit sondern auch bei Restgehör

Entsprechend den erfreulichen Ergebnissen, die die Cochlea-Implant-Versorgung ermöglicht, ist ein Cochlea-Implantat heute nicht mehr nur bei vollständiger Taubheit indiziert. Als Implantationskriterium gilt ein „nicht mehr genügendes Sprachverständnis“ mit korrekt und optimal angepassten Hörgeräten. Ein „nicht mehr genügendes Sprachverständnis“ definiert sich über das mit modernen Cochlea-Implantat-Systemen erzielbare Sprachverständnis [3,32].

Neben vielen prognostischen Faktoren, die das Ergebnis der Cochlea-Implantation beeinflussen können, gelten die Dauer der Taubheit und ein eventuell vorhandenes Restgehör [33] als wichtige Parameter. Resthörige Patienten können nach der Implantation oft mit fremden Personen telefonieren und erreichen im Durchschnitt ein höheres postoperatives Ergebnis (80% im Freiburger Einsilbertest); sie profitieren also überdurchschnittlich von einem Cochlea-Implantat. Gerade bei Sprachverständnistests im Störschall, die der Alltagssituation näherkommen, zeigen sich nachhaltige Verbesserungen für die Patienten gegenüber der früheren Hörgeräteversorgung [6,33,35–38]. Patienten sollten folglich frühzeitig von den Möglichkeiten, die moderne Cochlea-Implantate bieten, Kenntnis erhalten und versorgt werden, bevor sie vollständig ertaubt sind.

Ausgehend von den erzielbaren, guten Hörergebnissen wird die Indikation zur Cochlea-Implantation bei Erwachsenen z.Zt. dann gesehen, wenn der Betroffene mit optimierten Hörgeräten

30–40% der Worte im Freiburger Einsilber Test bei 70 dB SPL nicht versteht [2, 33–37].

Aus diesen Kriterien abgeleitet, hat es sich im klinischen Alltag bewährt, eine Cochlea-Implant-Versorgung zu prüfen, wenn ein Patient trotz optimaler Hörgeräteversorgung nicht mehr mit fremden Personen telefonieren kann. Zur individuellen Beurteilung einer optimalen Hörgeräteversorgung gehört auch ein angemessener Erprobungszeitraum und ggf. ein Hörtraining.

3.3 Cochlea-Implantation bei Kindern

Nachdem sich die Cochlea-Implantation bei Erwachsenen bewährte und sich die chirurgischen Verfahren als sicher erwiesen hatten, wurden folgerichtig (zunächst ältere) Kinder versorgt. Obligatorisch vor der Implantation bei Kindern war und ist auch heute noch ein adäquater Hörgerätetrageversuch.

Aus dem Wissen um die biologisch wichtigen, aber zeitlich begrenzten Zeitfenster der Hör-/Sprachentwicklung, ergab sich die Notwendigkeit zur Implantation immer jüngerer Kinder.

3.3.1 Implantationsalter

Aus physiologischer Sicht erscheint eine möglichst frühe Versorgung erstrebenswert [39, 40]: Insbesondere während der zweiten Lallphase ab dem 6. Lebensmonat komme es bis etwa zum Ende des zweiten Lebensjahres zu einer explosionsartigen Zunahme der Synapsen im linken Schläfenlappen, was gewährleistet, das jedes Kind seine Muttersprache erlerne. Bis diese Sprachkompetenz entwickelt sei, bedarf es selbstverständlich entsprechender (*u. U. lang dauernder*) Lernprozesse. Zwingende Voraussetzungen für diese Lernprozesse sind aber Hörerfahrungen vom ersten Lebenstag an [41].

Zahlreiche Publikationen untersuchten mittlerweile die Ergebnisse nach Cochlea-Implantation bei Kindern [2, 39, 44, 46–76]. Die gewählten Altersgrenzen der jeweils gebildeten Gruppen entstanden zwar wohl eher zufällig aufgrund der Anzahl der im Laufe der Zeit in den verschiedenen Altersstufen implantierten Patienten und den daraus resultierenden auswertbaren Daten. Unabhängig von den gewählten Altersgrenzen konnten alle Arbeiten die Vorteile einer frühen Implantation sowohl im Hinblick auf das postoperative Hörvermögen als auch auf die Hör-/Sprachentwicklung der untersuchten Kinder belegen [44, 46, 48, 49, 52, 56, 61, 62]. Die Hör-/Sprachleistung der Kinder war jeweils besser, je früher sie implantiert wurden [48]. Früh, d. h. vor dem 2. Lebensjahr implantierte Kinder erreichten nicht nur höhere Werte in den Tests zur Hör-/Sprachentwicklung, sie entwickeln diese Fähigkeiten auch schneller im Vergleich zu Kindern, die später implantiert wurden [48, 76]. Erfreulicherweise profitierten aber alle Kinder unabhängig vom Implantationsalter von der CI-Versorgung im Vergleich zur Hörgeräteversorgung. Um aber optimale Ergebnisse zu erzielen, ist eine Implantation vor dem 2. oder, besser noch, vor dem 1. Lebensjahr anzustreben. Auch wenn eine Implantation vor dem 4. Lebensjahr irreversiblen Veränderungen und Defiziten der Hörbahnreifung vorzubeugen scheint, so erreichen die in dieser Altersgruppe implantierten Kinder in ihrer Hörsprachentwicklung nicht das Niveau der früher d. h. jünger implantierten Kinder [76, 77].

Das Ziel einer CI-Versorgung muss es also sein, ein Kind möglichst früh zu implantieren und zu (re-)habilitieren. Ein wichtiger Schritt für die Identifikation einer Schwerhörigkeit oder Taubheit und damit für eine frühe hörprothetische Versorgung sehr junger Kinder ist mit der Einführung des Neugeborenen-Hörscreenings vollzogen.

So kann und muss den Eltern in den ersten zwei Lebensjahren ein adäquates Therapieangebot unterbreitet werden. Die ersten beiden Jahre entscheiden über die persönliche, berufliche und soziale Entwicklung des Kindes in den folgenden sieben bis acht Dekaden. Versäumnisse in dieser Zeit sind später nicht mehr auszugleichen [78].

Während in den USA bei der Versorgung sehr junger Kinder lange Zeit Zurückhaltung geübt wurde [79, 80] war man in Europa, und hier vor allem in Deutschland, eher bereit, die Vorteile einer frühen Cochlea-Implant-Versorgung auch jüngeren Kindern zur Verfügung zu stellen [10, 43, 44].

Es blieb bislang großen Zentren, vorwiegend in Deutschland und Europa, vorbehalten, Kindern zwischen dem vierten und zwölften Lebensmonat die Chancen einer frühen Cochlea-Implantat-Versorgung zu eröffnen, wenn, und dies sei ausdrücklich betont, die Diagnose gesichert war oder eine Meningitis zur Ertaubung führte. Im Vergleich zur Gesamtzahl der implantierten Kinder ist der Prozentsatz der so früh versorgten Kindern aus vielfältigen Gründen noch nicht so hoch, wie dies idealerweise zu wünschen wäre. Nach Officiers erhielten bislang nur 4,1% aller in Deutschland implantierten Kinder ihr CI vor dem 18. Lebensmonat [81].

Eigene Beobachtungen an 48 Kindern (15%), die jünger als 18 Monate waren, als sie ein CI erhielten (davon 21 Kinder, die vor dem 1. Lebensjahr in Würzburg versorgt wurden), lassen die Anstrengungen, die von allen an der Versorgung beteiligten Spezialisten notwendig sind, um den Kindern eine frühe Versorgung zu ermöglichen, gerechtfertigt und erstrebenswert erscheinen. Diese Kinder werden in ihrer Entwicklung, insbesondere wenn sie bilateral versorgt wurden, an normalhörenden Kindern gemessen [82, 24, 17]. Langzeitbeobachtungen an größeren Kollektiven dieser erst in jüngster Zeit zwischen dem 6. und 12. Lebensmonat implantierten Kinder stehen aus. Untersuchungen zur Sprachproduktion sehr jung implantierter Kinder weisen auf die erwarteten, sich früh einstellenden positiven Effekte hin [76].

Mit diesen Beobachtungen stellt sich natürlich die Frage nach dem günstigsten Zeitpunkt bzw. dem günstigsten Zeitfenster einer Cochlea-Implantat-Versorgung bei Kindern.

Solche Überlegungen sollen nicht einen Wettlauf unter den Chirurgen zur Frage: „wer hat das jüngste Kind implantiert?“ einläuten. Ansinnen ist es vielmehr, aus biologischen Überlegungen heraus abzuschätzen, wann der Eingriff sinnvoller Weise möglichst risikoarm durchgeführt werden kann.

3.3.2 Chirurgische Aspekte der CI-Operation bei Kindern

Bei der Indikationsstellung ist der individuelle Entwicklungsstand des Kindes zu bedenken: Zum Operationszeitpunkt sollte das Kind seine Kopfhaltung kontrollieren können, z. B. damit sich das Kind möglichst wenig den Kopf anstößt. So wird das Ri-

siko, die externen und internen Komponenten des CI's zu beschädigen möglichst gering gehalten.

Aus operationstechnischer Sicht erscheint es zudem vorteilhaft, dass mit zunehmender Kopfkontrolle ein definierter Zug des M. sternocleido-mastoideus an der Mastoidspitze einhergeht. Dieser trägt wiederum zur Entwicklung des Warzenfortsatzes bei. Erst der Zug des M. sternocleido-mastoideus an der Mastoidspitze fördere das Wachstum des Warzenfortsatzes [83]. So findet der geübte Operateur auch im kleinen, kindlichen Mastoid ausreichend Platz für einen Zugangsweg zur Cochlea, bei dem die delikaten anatomischen Strukturen, insbesondere der Nervus facialis, identifiziert und geschont werden können (Abb. 2 u. 3).

Für die Planung des Eingriffes selbst bedarf es der interdisziplinären Zusammenarbeit zwischen allen an der Versorgung des Kindes beteiligten Spezialisten, wie z.B. Anästhesisten und Kinderärzten, damit vor, während und nach der Operation in Narkose eine optimale Betreuung gewährleistet wird. Schon das Legen eines i. v. Zuganges beispielsweise kann sich manchmal bei kleinen Kindern als anspruchsvoll erweisen. An diesem Beispiel wird deutlich, wie wichtig es ist, bei der Versorgung kleiner Kinder scheinbar selbstverständlich erscheinende Details bewusst und interdisziplinär zu berücksichtigen. Zu bedenken sind neben der speziellen anatomischen Situation bei Kindern u.a. die kleinen

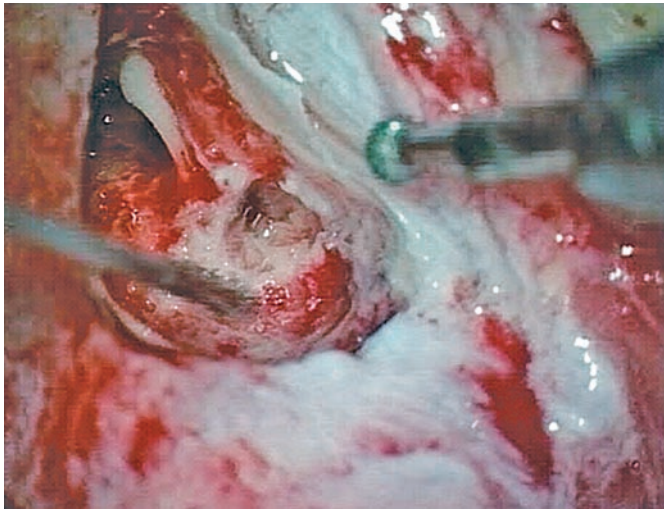


Abb. 2 Intraoperativer Situs bei der Cochlea-Implantat-Operation eines 8 Monate alten Säuglings (eigene Aufnahme): Eröffnung des Recessus facialis, N. facialis knöchern bedeckt, blutbildendes Knochenmark um den Fazialiskanal. 1,2-mm-Sauger links im Bild.

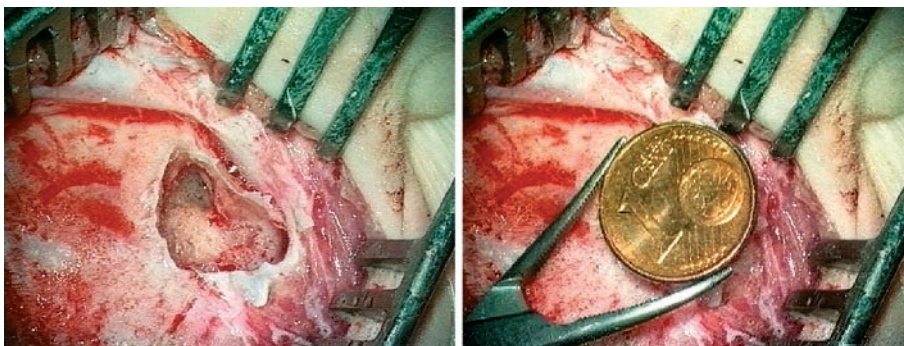


Abb. 3 Dimensionen eines kindlichen Mastoids eines 6 Monate alten Säuglings bei der Cochlea-Implantation im Vergleich zu einer sterilisierten 1-Eurocent-Münze.

Atemwege und das relativ geringe Blutvolumen der (Klein-)Kinder. So errechnet sich für einen durchschnittlich großen, 6 Monate alten und 8 kg schweren Säugling ein Blutvolumen von nur rund 640 ml (80 ml Blut/kg Körpergewicht).

4 Chirurgische Technik

Die chirurgische Technik der Cochlea-Implantation gilt als sicher und komplikationsarm [2, 70, 84–86].

Den Eingriff schonend auszuführen und die Elektrode möglichst atraumatisch einzuführen gilt als selbstverständlich und richtig [32]. Lehnhardt prägte für seine Operationstechnik den Begriff der „soft surgery“ [86].

Zwar seien mit diesem Operationsprinzip keine Nachteile verbunden, aber ein Nachteil liege nach Probst in der möglicherweise falschen Annahme, es könnten mit der „soft surgery“ Hörreste sicher erhalten bleiben, und diese Hörreste könnten anschließend auch genutzt werden [32].

4.1 Operationsrisiken

In der Literatur werden bis zu 2,1% Fazialispareesen, davon 0,6% bleibende Lähmungen, angegeben [84,87]. Erfreulicherweise hat sich dieses Risiko am Würzburger Krankengut bei bislang über 750 seit 1994 versorgten Patienten (Alter bei Implantation: 4 Monate bis 86 Jahre) bislang nicht verwirklicht.

Grundlage einer sicheren Cochlea-Implantation sind bewährte Operationstechniken, die auf den Prinzipien und etablierten Regeln der Mittelohrchirurgie basieren [85]. Die Operationstechnik selbst unterliegt in den einzelnen Kliniken nur geringfügigen Variationen [2].

Bereits bei der Erstimplantation sollte bedacht werden, dass es sich bei den Cochlea-Implantaten um technische Geräte handelt, die eine begrenzte Lebensdauer haben und trotz ihrer hohen Qualität irgendwann ausgetauscht werden müssen [88]. In Würzburg wird es als Konsequenz aus Beobachtungen bei (seltenen) Revisionseingriffen als sinnvoll angesehen, bereits bei der Erstoperation das Mastoid ausreichend weit aufzubohren und den N. facialis darzustellen. Ein weit eröffneter Recessus facialis erlaubt den notwendigen Einblick in die Pauke und auf das Promontorium mit der Cochleostomiestelle.

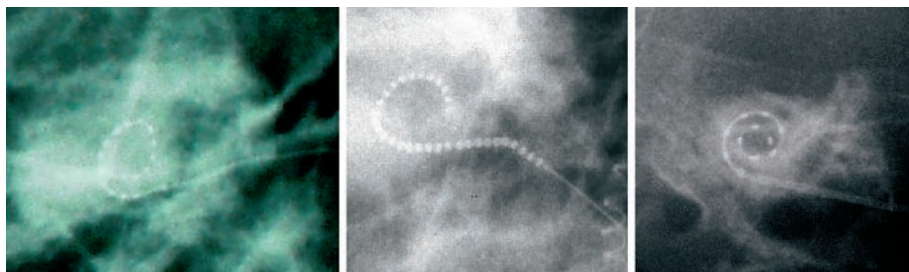


Abb. 4 Beispiele für vollständige Elektrodeninsertionen mit verschiedenen CI-Systemen (von links nach rechts: Clarion-Implantat, Nucleus-Implantat, Med-El-Implantat). Das rechte Bild zeigt eine tiefe Elektrodeninsertion.

4.2 Alternative Operationstechniken

Detaildiskussionen der Operationstechnik werden durch u.a. Beiträge zum Für und Wider einer Rasur, zur Hautinzision oder zur Cochlea-Implantation ohne Mastoidektomie bereichert [89–94].

Die zur Verfügung stehenden operativen Techniken können den individuellen Gegebenheiten angepasst werden, ihre Auswahl und Anwendung steht im Ermessen des Operateurs. Die einzelnen Techniken sollten nicht zu dogmatisch vertreten werden, sie sind für das Gesamtergebnis wohl nicht ganz so bedeutsam, wie es dies die Breite der Diskussion manchmal erscheinen lässt [2].

4.3 Cochlea-Implantation in Lokalanästhesie

Die guten Ergebnisse der Cochlea Implantatversorgung lassen es gerechtfertigt erscheinen, den Eingriff bei Patienten mit kardio-pulmonalen Risikofaktoren auch in Lokalanästhesie durchzuführen [95].

5 Entwicklungen der Elektrodenträger

Ein weiteres Teilgebiet, das zunehmend beforscht wurde, betrifft die Elektrodenträger der Cochlea-Implantat-Systeme. Neben Fragen des Insertionstraumas sind Form und mögliche Einführtiefe Gegenstand wissenschaftlicher Diskussionen, die andauern und in Teilaspekten noch nicht vollständig geklärt sind [96–110].

Die Elektrode ist ein wichtiger Teil des Cochlea-Implantat-Systems: Sie stellt die Stimulationspulse bereit und reizt den Hörnerv. Dabei ist bislang letztlich nicht geklärt, welche neuronalen Strukturen in der Cochlea stimuliert werden.

Die Elektrodenträger beherbergen derzeit je nach Auslegung des Systems 8 bis 24 Einzelelektroden. Ihre Anordnung auf dem Elektrodenträger unterscheidet sich bei den verschiedenen CI-Systemen sowohl hinsichtlich der Länge des für die Stimulation genutzten Elektrodenabschnittes als auch hinsichtlich des Abstandes zwischen den einzelnen Elektroden. Es gilt dabei einen sinnvollen Kompromiss zu finden zwischen den erwünschten Stimulationseffekten und unerwünschten Störartefakten, z. B. durch interferierende elektrische Felder eng nebeneinander liegender Stimulationselektroden. Unter den derzeitigen technischen Möglichkeiten scheint es nicht möglich, die Anzahl der Elektroden beliebig zu erhöhen. Auch Systeme mit z. B. 24 Elektroden nutzen nur etwa 8 bis 10 Elektroden pro Stimulationszyklus.

Unter den heutigen technischen Möglichkeiten scheinen sich acht bis zwölf Elektroden als Optimum zu bestätigen [2, 26, 27, 113]. Ein gutes Sprachverstehen im Rauschen benötigt im Vergleich zur Situation in Ruhe mehr Kanäle, aber auch unter Störschallbedingungen werden 12 Stimulationskanäle für mehr als ausreichend angesehen. Die Nutzung von z. B. 16 Kanälen verbessert die Hörleistung nicht [26, 27].

5.1 Tiefe Elektrodeninsertion

Wohl gelenkt von der Vorstellung, dass die Körper der Spiralganglienzellen nur über 16–18 mm entlang der basalen Windung in der Cochlea verteilt sind, wurde früher im Allgemeinen eine Insertionstiefe der Elektrode von 16–20 mm als ausreichend angesehen. Zwar konnte Helms schon 1994 zeigen, dass die Elektroden routinemäßig rund 30 mm, bis in die zweite Schneckenwindung, eingeführt werden können (Abb. 4, 5), doch blieb die Frage nach den Vorteilen dieses Verfahrens, für das Gstöttner später den Begriff „tiefe Elektrodeninsertion“ prägte [101], lange Zeit unbearbeitet. Die mit einer „tiefen Insertion“ versorgten Patienten erfreuten sich an einem hohen Sprachverständnis [7].

Damit stellt sich die Frage, welche Vorteile für die Vielzahl der Patienten, die den Konzepten einer tiefen Insertion folgend versorgt wurden, aus der Elektrostimulation der zweiten Cochleawindung erwachsen. Nach ersten Studien [25, 112, 114] trägt eine tiefe Insertion, d. h. mit einer mehr als 30 mm eingeführten Elektrode, und die damit verbundene elektrische Stimulation der apikalen Cochlea substanziell zum Sprachverständnis nach Cochlea-Implant-Versorgung sowohl in Ruhe als auch im Rauschen bei. Mit weniger weit in die Cochlea eingeführten CI-Systemen ergaben sich beim Vergleich einer 22 mm Insertion mit einer 25-mm-Insertion keine Unterschiede im Sprachverständnis [111], was aber möglicherweise daran liegen mag, dass der aktive Bereich der Elektrode, der für die Stimulation genutzt wird, in beiden Patientenkollektiven gleich lang war, nämlich rund 17 mm. Bestätigt wird die Annahme, dass die tiefe Elektrodeninsertion vorteilhaft sei, auch durch Simulationen von Dorman et al. [114].

5.2 Perimodioläre Elektrodenträger

Ein anderer Weg, der bestritten wird, um das Sprachverständnis zu verbessern, ist der Versuch, den Elektrodenträger näher am Modiolus zu platzieren. Dadurch sollen bestimmte Neuronenpopulationen spezifischer stimuliert werden, u.a. unter der Vorstellung, dass man sich näher am zu stimulierenden Gewebe befinde und so differenzierter reizen könne [115]. Um dieses Ziel zu erreichen, werden vorgeformte Elektrodenträger eingesetzt. Mit speziellen Instrumenten werden sie so in der Cochlea platziert,

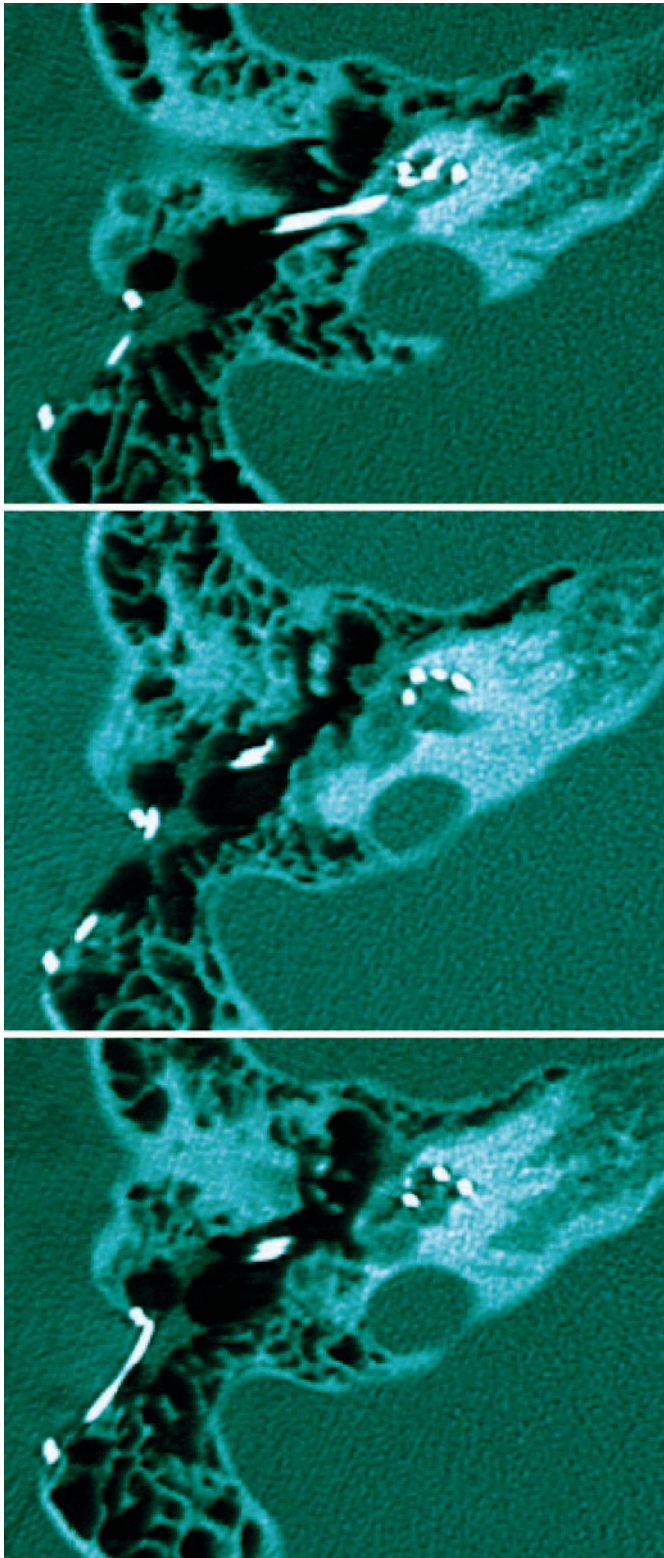


Abb. 5 CT-Sequenz vor Implantation der Gegenseite: tiefe Elektrodeninsertion. Elektrodenträger in der 2. Schneckenwindung platziert.

dass sie nach Entfernen der Einführhilfen ihre vorgegebene Form in der Cochlea einnehmen. Da für alle Patienten gleich geformte Elektroden verwendet werden, kann den individuellen Variationen der Anatomie der Cochlea noch nicht Rechnung getragen werden (Abb. 6). Postoperative Studien zeigen, dass die Elektrodenplatzierung nicht immer zufrieden stellend gelingt. Eine Ver-

lagerung des Elektrodenträgers aus der Scala tympani in die Scala vestibuli tritt häufiger auf, als bisher angenommen [102]. Perimodioläre Elektrodenträger sind damit möglicherweise traumatischer als bisher vermutet. Nachteilige Auswirkungen auf das Sprachverständnis der Patienten scheinen daraus aber bislang nicht zu resultieren [102,106].

Allerdings konnte eine zunächst erhoffte Verbesserung des Sprachverständnisses für die Patienten noch nicht nachgewiesen werden; obwohl die modiolusnahen Elektroden niedrigere Stimulationsschwellen ermöglichen [106].

6 Cochlea-Implantat und Meningitis

Mit zunehmender Verbreitung einer Behandlungsmethode, wachsender Patientenzahl und der damit einhergehenden Langzeiterfahrung steigt prinzipiell das Risiko, auch unerwünschte Nebeneffekte oder Komplikationen beobachten zu müssen. Durch die Ausweitung der Indikation und die zunehmende Versorgung junger Kinder rückte eine Patientengruppe in den Mittelpunkt der therapeutischen Bemühungen, die häufiger mit Mittelohrproblemen konfrontiert ist. Paukenergüsse und Mittelohrentzündungen kommen im Kindesalter häufig vor. Komplikationen wie eine Mastoiditis und eine otogene Meningitis können sich auch heute noch aus einer Mittelohrentzündung entwickeln und sind nach wie vor potenziell lebensbedrohlich. Auch Kinder ohne CI können eine Meningitis entwickeln; in Deutschland ist z. B. pro Jahr mit einer Pneumokokken-Meningitis bei etwa 250 Kindern zu rechnen.

Leider mussten in den letzten Jahren mehrere Meningitisfälle nach Cochlea-Implant-Versorgung, tragischerweise auch mit tödlichem Ausgang, beobachtet werden. Glücklicherweise hat sich dieses Risiko bei nur wenigen Patienten verwirklicht.

Zwar ist das Risiko, nach einer Cochlea-Implant-Versorgung an einer otogenen Meningitis zu erkranken, äußerst gering, doch es bleibt nicht aus, dass sich auch bei Kindern mit Cochlea-Implantaten eine Meningitis manifestieren kann. Dabei kann die Meningitis ursächlich mit Implantat assoziiert sein oder aber implantatunabhängig auftreten.

Bei der Analyse der Meningitis-Problematik [116–123] kristallisierte sich heraus, dass eine Innenohrfehlbildung sowie eine durch Meningitis hervorgerufene Ertaubung das Meningitisrisiko erhöhen [117]. Manche Cochlea-Implantat-Systeme sind häufiger mit Meningitisfällen behaftet als andere [116]. Als mögliche Ursache für ein implantatassoziiertes, erhöhtes Meningitisrisiko wurden perimodioläre Elektrodenträger identifiziert, die aus zwei Komponenten bestehen. Der zusätzliche Platzhalter sollte die Elektroden möglichst nahe an den Modiolus drücken. Für diese Elektroden ist das Meningitisrisiko höher einzuschätzen, als für andere Elektrodenträger. Dass perimodioläre Elektrodenträger intracochleäre Läsionen hervorrufen können, ist aus histologischen Untersuchungen und Felsenbeinmodellen bekannt [107–109].

Eine differenzierte Auseinandersetzung mit der Problematik der (otogenen) Meningitis nach Cochlea-Implantation findet sich bei

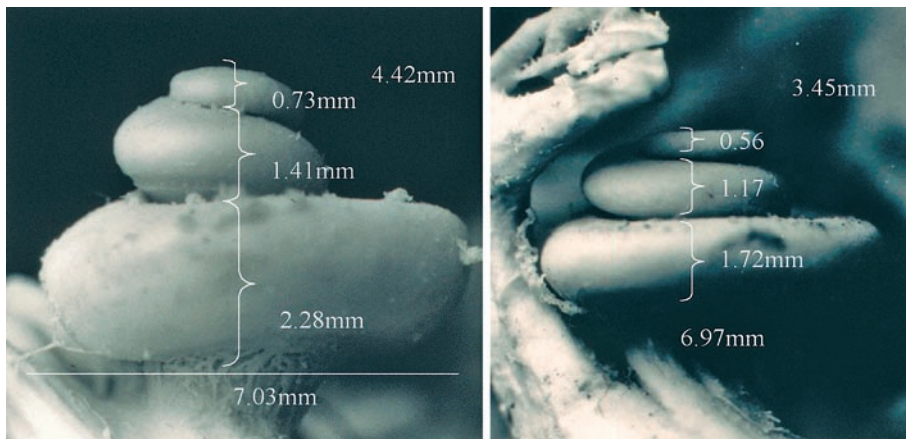


Abb. 6 Darstellung der unterschiedlichen Durchmesser und Steigungen der Schneckenwindungen als Beispiel für vielfältige interindividuelle Variationen der menschlichen Cochlea (mit freundlicher Genehmigung von Helge Rask-Andersen, Uppsala, Schweden).

Arnold et al.: Tritt nach der Implantation eine Mastoiditis oder gar eine Meningitis auf, so ist sie, wie alle entzündlichen Ohrerkrankungen, operativ zu behandeln [117].

Besondere Aufmerksamkeit muss der Vermeidung dieser lebensbedrohlichen Komplikation gewidmet werden. Es gilt daher schon vor, während und nach der Operation das Risiko einer otogenen Meningitis zu minimieren, um dieser gefürchteten Komplikation optimal vorzubeugen. Neben einer möglichst kleinen, auf den Durchmesser der Elektrode abgestimmten Cochleostomie wird eine zusätzliche Abdichtung der Elektrode an der Eintrittsstelle am Promontorium mit fusselfrei entnommenem Bindegewebe, ähnlich wie bei der Stapesplastik, empfohlen. Zusätzlich erweist sich eine Verdickung in der Elektrode, die das Cochleostoma „verkorkt“, als hilfreich [85].

Als weitere wichtige Präventivmaßnahme ist eine Meningitischutzimpfung in Absprache mit den Kinderärzten zu empfehlen. Sie gibt einen gewissen Schutz, aber keine 100%ige Garantie [78].

Besonderes Augenmerk ist auf eine konsequente, frühzeitige Therapie eines Paukenergusses, einer akuten Otitis media oder einer Mastoiditis zu richten. Bei unklaren Ohrschmerzen oder unklarem Fieber ist eine sofortige HNO-ärztliche, und bei Kindern auch pädiatrische, Untersuchung zu empfehlen.

7 Moderne Sprachkodierungsstrategien

Die Einführung der Sprachkodierungsstrategien mit schnellen Stimulationsraten hat zu einer erheblichen Verbesserung des Sprachverständnisses bei Cochlea-Implant-Patienten geführt [12, 13, 124] und sich mittlerweile seit Jahren im klinischen Alltag bewährt [7]. Anfängliche, aus Tierexperimenten abgeleitete Einwände gegen eine schnelle Stimulation hielten weiterer Überprüfung nicht stand [125, 126].

Demzufolge haben alle Cochlea-Implantat-Hersteller mittlerweile eine mehr oder weniger schnelle CIS-Strategie oder Modifikationen davon in ihren Systemen implementiert [12]. Bedeutsam für das Ergebnis ist dabei auch die technische Realisierung der CIS-Strategie, die allerdings von den verschiedenen Herstellern auf unterschiedliche Weise gelöst wurde. Je nach Hersteller

variieren die Reiz- und Aktualisierungsraten. Unterschiede im übertragenen Informationsgehalt ergeben sich aus der Tatsache, dass nicht in allen Systemen jeder Stimulationspuls neu berechnet wird [2].

Die erwähnten Unterschiede der verschiedenen Fabrikate [124] sind nicht immer leicht auszumachen. Das Marketing der Firmen lässt sie gelegentlich verzerrt erscheinen, und es ist selbst für den Fachmann oft nicht leicht, die relevanten Unterschiede zu erkennen. Die meisten Ärzte sind damit überfordert, und sicher ist es der Patient in fast allen Fällen auch. Eine „Wahl“ eines Implantatfabrikates durch den Patienten sei deshalb fragwürdig. Sie sollte dem Patienten nur auf ausdrücklichen eigenen Wunsch zugemutet werden. Patientenorientierte Marketingstrategien von CI-Firmen seien deshalb fragwürdig, Tendenzen dazu ließen sich nach Probst allerdings leider erkennen [32].

Wünschenswert wäre die Publikation der Sprachergebnisse unselektionierter Patientenkollektive mit bewährten Tests, wie z. B. mit dem Freiburger Einsilbertest, die ausreichend schwer sind, um das Patientengut zu differenzieren. Anhand der Verteilungsfunktion zu bestimmten Zeitintervallen nach der Implantation ließe sich leicht ablesen, welche Chancen ein Patient mit der jeweiligen Sprachkodierungsstrategie hat, um ein bestimmtes, wünschenswerterweise möglichst hohes, Sprachverständnis zu erreichen.

8 Anpassung des Sprachprozessors

Ein mit der Ausweitung der Implantationskriterien zu immer jüngeren Kindern einhergehender Aspekt der Cochlea-Implant-Versorgung ist die Einstellung des Sprachprozessors, die bei kongenital gehörlosen Kindern als besonders schwierig gilt und viel Erfahrung brauche [78].

Es ist kein Zufall, dass gerade hier nach objektiven Hilfen gesucht wird [32]. Neben der Stapediusreflex-Schwellenbestimmung werden Hoffnungen auf zusätzliche objektive Hilfsmittel von der intracochleären Messung von Nervenpotenzialen über die Cochlea-Implant-Elektroden geweckt. Die Compound-Action-Potenziale gelten als objektive Antwort der Neurone auf die Stimulationspulse, die von einzelnen Elektroden des Elektrodenträgers abgegeben wurden. Die intraoperativen Messungen sollten

aber nicht kritiklos akzeptiert werden [32]. Mit mathematischen Korrekturfaktoren wird versucht, von intraoperativen Messungen Informationen über die zu erwartende Stimulationsschwelle bei der Erstanpassung zu erhalten. Allerdings sind die über objektive Methoden entwickelten Prozessoranpassungen denen der per Verhaltensaudiometrie bestimmten noch nicht gleichwertig [127–130].

9 Bilaterale Cochlea-Implantat-Versorgung

Die vielfältigen Hörsituationen des Alltags sind oft nur dadurch zu bewältigen, dass der Mensch dank der Ausstattung mit zwei Ohren über die Fähigkeit des binauralen Hörens verfügt [131]. Richtungshören, räumliches Hören und Signalquellentrennung sind nur mit zwei Ohren zu bewältigen. Beidohriges Hören ermöglicht besseres Sprachverstehen im Störschall und eine angemessene Hörqualität.

Erste Ergebnisse Anfang der 90er-Jahre in Australien mit einem bilateral implantierten Patienten waren nicht sehr ermutigend [132]. Zwar konnte schon damals mit beiden Implantaten eine Fusion des Höreindrucks erzielt werden, aber es ergaben sich keine relevanten Verbesserungen im Sprachverständnis, in manchen Tests verschlechterte sich das Sprachverständnis sogar mit zwei Implantaten [132]. Der Ansatz, das Hörvermögen durch binaurale Cochlea-Implant-Versorgung zu verbessern, wurde nach diesen Ergebnissen von der australischen Arbeitsgruppe zunächst nicht weiter verfolgt.

1996 gelang es der Würzburger Arbeitsgruppe unter Univ.-Prof. Dr. Dr. J. Helms dann weltweit erstmals bei einem bilateral versorgten Patienten bereits 4 Wochen nach der Erstanpassung eine signifikante Verbesserung des Sprachverständnisses in Ruhe und im Rauschen zu erreichen sowie die Fähigkeit zum Richtungshören wiederherzustellen [14].

Nachdem sich diese ersten Ergebnisse bei Erwachsenen bestätigten, werden seit 1998 folgerichtig Kinder beidohrig versorgt. Die schon früh überzeugenden Ergebnisse wurden in der Hoffnung, diese nachhaltigen Verbesserungen auch Kindern in größerer Zahl zuteil werden zu lassen, bereits 1999 als angemeldete Diskussionsbemerkung einer breiten wissenschaftlichen Öffentlichkeit dargelegt [19].

Tierexperimentelle Untersuchungen belegen den neuroprotektiven Effekt für den Hörnerven [136] und die Hörbahnreifung. Obwohl es bei der Versorgung der ersten Kinder letztendlich nicht klar war, ob und wie Kinder vom 2. Implantat profitieren, so schien es doch, nach den ermutigenden Ergebnissen bei Erwachsenen und in Analogie zur Hörgeräteversorgung, plausibel anzunehmen, dass binaurales Hören für die Kinder vorteilhaft ist. Bilateral implantierte Patienten profitieren von nachhaltigen Verbesserungen des Sprachverständnisses in Ruhe und im Rauschen (20% besseres Sprachverstehen in Ruhe im Freiburger Einsilbertest, 30% besseres Sprachverstehen im Rauschen [19–21,24,133,135]). Für Kinder bestätigten sich die von Erwachsenen bekannten Effekte und Verbesserungen im Sprachverständnis in Ruhe und im Rauschen ebenfalls [24].

Eine wesentliche Leistung des binauralen Hörens ist das räumliche Hören, das Richtungshören und die Quellentrennung. Es war äußerst spannend zu beobachten, ob binaural versorgte Kinder ein räumliches Hören und ein Richtungsgehör entwickeln können. Im Rahmen ihrer Dissertation verfolgte C. Edlmann die ersten 13 bilateral implantierten Kinder über einen Zeitraum von 3 Jahren. Es stellte sich heraus, dass sich die Fähigkeit zum Richtungshören bei Kindern unterschiedlich schnell entwickelte. Im Mittel dauerte es 1½ Jahre bis die Kinder ein Richtungsgehör entwickelten. Im Verlauf über 3 Jahre entwickelten sie nicht nur die Fähigkeit zum Richtungshören, sondern mit zunehmender Nutzung beider Ohren verringerte sich auch der Fehler der Richtungsurteile. Die Ergebnisse dürfen dahingehend interpretiert werden, dass die Kinder nicht nur lernen, eine Schallquelle im Raum zu lokalisieren, sie lernen auch, diese Schallquelle präziser zu lokalisieren.

Normalhörende nutzen zum Richtungshören interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen sowie Beugungsphänomene und Reflexionen des Schalls an der Ohrmuschel. Bilaterale CI-Träger profitieren, genau wie Normalhörende, von Zugriffsmöglichkeiten auf interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen [134]. Kopfschatteneffekt, Squelch-Effekt und binaurale Summationseffekte tragen bei bilateralen CI-Trägern, wie bei Normalhörenden, zum besseren Hörvermögen bei [133,135].

Rasches Handeln ist zweifelsohne geboten, wenn nach einer Meningitis die Obliteration beider Cochleae droht und die Gefahr besteht, bei einer späteren Operation die Elektrode nicht mehr in der Cochlea platzieren zu können. Hier ist eine beidseitige simultane Versorgung anzustreben, wenn keine schwerwiegenden medizinischen Gründe dem entgegenstehen.

Eine Verweigerung wesentlicher Verbesserungsmöglichkeiten der Hörsituation taub geborener Kinder aus Sparsamkeitsgründen seitens der Kassen ist aus medizinischer Sicht abzulehnen. Bei der geringen Anzahl der Cochlea-Implantationen, die in Deutschland vorgenommen werden, ist es ethisch nicht vertretbar, Betroffenen hier wesentliche Hörverbesserungen vorzuenthalten. Die Gesamtsumme, die für beidseitige Cochlea-Implantationen notwendig ist, ist relativ gering, insbesondere wenn sie in Relation z.B. zu den Selbstverwaltungskosten der Krankenkassen gesehen wird. Der zu erzielende volkswirtschaftliche Nutzen geht weit über die Kosten der Implantation hinaus, wenn Kindern der Weg zu einem besseren Hören und damit die Chancen zu einer besseren Berufsausbildung und zur Integration in den Arbeitsmarkt gebnet werden kann. Volkswirtschaftlich ist es sicher sinnvoller, berufstätige Patienten durch die bilaterale Implantation weiter arbeitsfähig (und damit als Steuerzahler und Einzahler in die Krankenkassen) zu erhalten, als sie zu Lasten der Sozialkassen zu berenten [10].

Am schwierigsten ist die Frage der bilateralen Cochlea-Implant-Versorgung wohl für ältere Patienten mit erhöhten OP- und Narkoserisiken zu beantworten. Man wird denjenigen, die eine beidseitige Versorgung zur Verbesserung ihrer Situation wünschen, diese wohl nicht absprechen können, wenn sie bereit sind, die Risiken zu tragen. Befürchtungen seitens der Kassen und des Medizinischen Dienstes der Krankenkassen, dass jetzt eine „Nachimplantationswelle“ zu Lasten der Krankenkassen entsteht,

scheinen unbegründet, wenn man bedenkt, dass nur rund 15% der in Würzburg versorgten Erwachsenen im Wissen um die erzielbaren Vorteile eine Versorgung der 2. Seite wünschten.

Budgetäre Zwänge durch vorgegebene Kontingente, die dazu führen würden, dass bei regulärer bilateraler Versorgung, unter gleichen Budgets, dann lediglich der Hälfte der künftigen Patienten eine CI-Versorgung zuteil werden könnte, führen für Laszig zu der Frage, ob die bilaterale CI-Versorgung ethisch vertretbar ist [78]. Leider stellt niemand die Frage, ob die vorgegebenen Budgets ethisch vertretbar sind. Die Frage, ob medizinisches Handeln ethisch vertretbar ist, stellt sich aber nicht nur dahingehend, ob man eine durch Budgetregelungen vorgegebene Anzahl Patienten unilateral versorgen soll, oder halb so viele Patienten bilateral, sondern auch dahingehend, ob es vertretbar ist, bei wissenschaftlich fundierten Nachweisen [1,2,14,20–22,133–135,137], z. B. Kindern die Entwicklung der zweiten Hörbahn und die Vorteile des binauralen Hörens, das für die Bewältigung vieler alltäglicher Höraufgaben notwendig ist [131], vorzuenthalten.

Gleichwohl stellt sich die Frage, ob es vertretbar ist, dass Patienten, die lange Jahre in die Sozialversicherungssysteme eingezahlt haben und mit einer bilateralen Implantation weiter berufsfähig bleiben (und damit als Steuerzahler und Einzahler in die Sozialversicherungskassen erhalten werden), die bilaterale Versorgung aus Kostengründen verwehrt wird. Bei der Kostenbetrachtung sind also gesamtwirtschaftliche und gesamtgesellschaftliche Ansatzpunkte gefragt, die aber leider daran krankt, dass die Kosten der Versorgung und die nachfolgende Entlastung unterschiedliche Kostenträger betrifft [8,77].

Nach anfangs sehr kontroversen Diskussionen zur bilateralen Cochlea-Implant-Versorgung ist die bilaterale CI-Versorgung in der Schweiz mittlerweile als Regelversorgung anerkannt. Auch auf der „2. Consensus-Conference on Cochlear-Implants“ in Valencia erging eine eindeutige Stellungnahme für die bilaterale Cochlea-Implant-Versorgung [138,139].

10 Hirnstammimplantate (ABIs – Auditory Brainstem Implants)

Die Weiterentwicklungen der Cochlea-Implantate und ihre weitreichende Akzeptanz beeinflussten auch die Entwicklung der Hirnstammimplantate. 1979 wurde das erste einkanalige Hirnstammimplantat am House Ear Institute über einen translabyrinthären Zugang eingesetzt. 1992 erhielten die ersten Patienten in Deutschland von Laszig ebenfalls über einen translabyrinthären Zugang ein Hirnstammimplantat [140,141,145].

Inzwischen wurden weltweit mehr als 200 Patienten mit Auditory Brainstem Implants (ABI) versorgt. Während, wie erwähnt, anfänglich der translabyrinthäre Zugang favorisiert wurde, werden ABIs mittlerweile auch über einen subokzipitalen Zugang eingesetzt [142,141].

Die kommerziell erhältlichen Hirnstamm-Implantate nutzen die Sprachprozessortechnologie der Cochlea-Implantate. Die klinischen Ergebnisse bleiben trotz ausgefeilter Sprachprozessortechnik hinter den Hörleistungen, die heute mit Cochlea-Implantaten erreicht werden können, zurück. Schon die Identifikation bekannter Geräusche oder das Erkennen von vorhandenen Warngeräuschen, wie z. B. Autohupen oder Türklingel sowie die Verbesserung des Lippenablesens, bedeutet für die Patienten im Vergleich zur völligen Taubheit eine deutliche Verbesserung der Lebenssituation [141]. Für einen durchschnittlichen Patienten verbessert ein Hirnstammimplantat die Fähigkeit zum Lippenablesen soweit, dass der Patient einem Gespräch gut folgen kann ohne nachzufragen. In Satztests erreichen die Patienten 60–80% Diskrimination. Einzelne Patienten erreichen ein freies Wortverständnis oder können sogar Telefonieren [142]. Auch wenn die Patienten häufig ein freies Sprachverständnis nicht erreichen, so bedeutet die Nutzung des CIs so viel Lebensqualität, dass sie ihr ABI täglich nutzen [140,142].

Auditory Brainstem Implants können bei Patienten mit Neurofibromatose Typ 2 mit bilateralen Akustikusneurinom im Rahmen der Tumorentfernung ohne größeres zusätzliches Risiko implantiert werden [142]. Nebenwirkungen bei Aktivierung der Elektroden durch sensorische Fehlstimulation sind selten und verschwinden, wenn die entsprechenden Elektroden deaktiviert werden.

Die gewachsene Erfahrung mit Auditory Brainstem Implants und die damit einhergehende sichere und die in großen Zentren fast schon zur Routine zählenden Applikation, hat dazu geführt, dass Auditory Brainstem Implants auch für die Versorgung von Kindern mit einer Aplasie des Hörnervens sowie für Patienten mit cochleärer Ossifikation oder traumatisch bedingter Hörnerventaubheit diskutiert werden [146].

Die postoperative Anpassung des Sprachprozessors eines Hirnstammimplantates ist erheblich komplexer als die Anpassung von Cochlea-Implantaten. Auch bei den Hirnstammimplantaten hat sich die Anwendung schnellerer Sprachkodierungsstrategien in Analogie zu den Cochlea-Implantaten durchgesetzt. Spezifische Sprachkodierungsstrategien für die Stimulation über den Nucleus cochlearis sind bislang nicht entwickelt worden. Verbesserungen werden von penetrierenden Elektroden erhofft. Auch wenn die ersten, vorläufigen Ergebnisse eher enttäuschen und bisher nicht das Niveau der weiterhin verwendeten, oberflächlichen Elektrodenträger erreichen, so verbessern die heutigen Hirnstammimplantate die Kommunikationsmöglichkeiten nachhaltig. Sie sind für die Patienten eine wertvolle Hilfe im täglichen Leben, die diese nicht mehr missen möchten. Wiederholt war es uns möglich für mehrere Patienten ein offenes Sprachverständnis zu erzielen, was das prinzipielle Entwicklungspotenzial der Methode aufzeigt. Wie Cochlea-Implantat-Träger auch, werden Patienten, die ein Hirnstammimplantat nutzen von den technologischen Weiterentwicklungen profitieren.

Literatur

- 1 Vischer M, Kompris M, Seifert E, Häusler R. Das Cochlea-Implantat – Entwicklung von Gehör und Sprache mit einem künstlichen Innenohr. *Therapeutische Umschau* 2004; 61: 53 – 60
- 2 Helms J, Müller J. Die Auswahl eines Cochlea-Implants und die Ergebnisse der Implantation. *Laryngo-Rhino-Otol* 1999; 78: 12 – 13
- 3 Aschendorff A, Marangos N, Laszig R. Ergebnisse in der Rehabilitation erwachsener Cochlear-Implant-Patienten. *Wien Med Wochenschr* 1997; 147: 252 – 254
- 4 Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabino-witz WM. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 1991; 352: 236 – 238
- 5 Gstoettner W, Adunka O, Hamzavi J, Baumgartner WD. Rehabilitation Horgeschiedigter mit Cochlear-Implantaten – eine Übersicht. *Wien Klin Wochenschr* 2000; 112: 464 – 472
- 6 Hamzavi J, Franz P, Baumgartner WD, Gstoettner W. Hearing performance in noise of cochlear implant patients versus severely-profoundly hearing-impaired patients with hearing aids. *Audiology* 2001; 40: 26 – 31
- 7 Helms J, Müller J, Schön F, Moser L, Arnold W, Janssen T, Ramsden R, von-Ilberg C, Kiefer J, Pfenningdorff T, Gstottner W, Baumgartner W, Ehrenberger K, Skarzynski H, Ribari O, Thumfart W, Stephan K, Mann W, Heinemann M, Zorowka P, Lippert KL, Zenner HP, Bohndord M, Huttenbrink K, Hochmair-Desoyer I et al. Evaluation of performance with the COMBI40 cochlear implant in adults: a multicentric clinical study. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1997; 59: 23 – 35
- 8 Adams JS, Hasenstab MS, Pippin GW, Sismanis A. Telephone use and understanding in patients with cochlear implants. *Ear Nose Throat J* 2004; 83: 96, 99 – 100, 102 – 103
- 9 Profant M, Kabatova Z, Simko S, Simkova L. Clinical results with Nucleus 22 and Combi 40 device in postlingually deaf patients. *Adv Otorhinolaryngol* 1997; 52: 291 – 293
- 10 Helms J, Müller J, Schön F, Brill S. Cochlea-Implantation: Ergebnisse und Kosten, eine Übersicht. *Laryngo-Rhino-Otol* 2003; 82: 821 – 825
- 11 Kiefer J, Müller J, Pfenningdorff T, Schön F, Helms J, von-Ilberg C, Baumgartner WD, Gstoettner W, Ehrenberger K, Arnold W, Stephan K, Thumfart W, Baur S. Speech understanding in quiet and in noise with the CIS speech-coding strategy (MED EL Combi-40) compared to the MPEAK and SPEAK strategies (Nucleus). *Adv Otorhinolaryngol* 1997; 52: 286 – 290
- 12 Wilson BS. The future of cochlear implants. *Br J Audiol* 1997; 31: 205 – 225
- 13 Wilson BS, Lawson DT, Müller JM, Tyler RS, Kiefer J. Cochlear implants: some likely next steps. *Annu Rev Biomed Eng* 2003; 5: 207 – 249
- 14 Müller J. Erste Ergebnisse der Bilateralen Cochlear Implant Versorgung. *European Archives of Oto Rhino Laryngology*; 255: 38
- 15 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: 433 – 435
- 16 Kong W, Yu L, Xu Y, Yue J, Xiong X, Zhu L, Duan J. Benefit of bilateral cochlear implantation on congenitally prelingually deafened Chinese-speaking children. *Lin Chuang Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi* 2003; 17: 577 – 579
- 17 Lesinski-Schiedat A et al. Bilateral Implantation in Young Children compared to Bimodally Fitted Children. Vortrag, 7th European Symposium Paediatric Cochlear Implantation, Geneva, Switzerland, May 2004
- 18 Litovsky RY, Parkinson A, Arcaroli J, Peters R, Lake J, Johnstone P, Yu G. Bilateral cochlear implants in adults and children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130: 648 – 655
- 19 Müller J. Angemeldete Diskussionsbemerkung. Dt. HNO-Kongress, Aachen 1999.
- 20 Müller J, Schön 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: 198 – 206
- 21 Müller J. Cochlear-Implant-Versorgung heute. *HNO* 2002; 50: 793 – 796
- 22 Tyler RS, Gantz BJ, Rubinstein JT, Wilson BS, Parkinson AJ, Wolaver A, Preece JP, Witt S, Lowder MW. Three-month results with bilateral cochlear implants. *Ear Hear* 2002; 23 (1 Suppl): 805 – 895
- 23 Winkler F, Schön F, Peklo L, Müller J, Feinen C, Helms J. Würzburger Fragebogen zur Hörqualität bei CI-Kindern (WH-CIK). *Laryngo-Rhino-Otol* 2002; 81: 211 – 216
- 24 Kühn-Inacker H, Shehata-Dieler W, Müller J, Helms J. Bilateral cochlear implants: a way to optimize auditory perception abilities in deaf children? *Int J Pediatric Otorhinolaryngology* 2004; 68: 1257 – 1266
- 25 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: 612 – 617
- 26 Brill SM, Gstoettner W, Helms J, von-Ilberg C, Baumgartner W, Müller J, Kiefer J. Optimization of channel number and stimulation rate for the fast continuous interleaved sampling strategy in the COMBI 40+. *Am J Otol* 1997; 18 (6 Suppl): S104 – 106
- 27 Garnham C, O'Driscoll M, Ramsden-And R, Saeed S. Speech understanding in noise with a Med-El COMBI 40+ cochlear implant using reduced channel sets. *Ear Hear* 2002; 23: 540 – 552
- 28 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 – 486
- 29 Greess H, Baum U, Romer W, Tomandl B, Bautz W. CT und MRT des Felsenbeins. *HNO* 2002; 50: 906 – 919
- 30 Hofmann E, Preibisch C, Knaus C, Müller J, Kremser C, Teissl C. Noninvasive direct stimulation of the cochlear nerve for functional MR imaging of the auditory cortex. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999; 20: 1970 – 1972
- 31 Müller J, Schön F. Lautheitsskalierung bei Cochlear-Implant-Patienten im Rahmen der präoperativen Austestung. *Laryngo-Rhino-Otol* 1994; 73: 128 – 131
- 32 Probst R. Cochlear Implants: Eine Erfolgsgeschichte und einige Fragen dazu. *HNO* 1998; 46: 4 – 6
- 33 van-Dijk JE, van-Olphen AF, Langereis MC, Mens LH, Brox JP, Smoorenburg GF. Predictors of cochlear implant performance. *Audiology* 1999; 38: 109 – 116
- 34 Laszig R, Klenzner T. Cochlear Implant bei Resthörigkeit. *HNO* 1997; 45: 740
- 35 Klenzner T, Stecker M, Marangos N, Laszig R. Zur Indikationserweiterung des „cochlear-implant“. *Freiburger Ergebnisse bei Patienten mit Resthörigkeit. HNO* 1999; 47: 95 – 100
- 36 Müller-Deile J, Rudert H, Brademann G, Frese K. Cochlear-Implant-Versorgung bei nicht tauben Patienten? *Laryngo-Rhino-Otol* 1998; 77: 136 – 143
- 37 Scholtz LU, Mueller J, Schoen F, Moser LM, Helms J. Fast stimulator cochlear implants in patients with residual hearing. *Adv Otorhinolaryngol* 2000; 57: 401 – 404
- 38 Hamzavi J, Pok SM, Gstoettner W, Baumgartner WD. Speech perception with a cochlear implant used in conjunction with a hearing aid in the opposite ear. *Int J Audiol* 2004; 43: 61 – 65
- 39 Kral A, Hartmann R, Tillein J, Heid S, Klinke R. Hearing after congenital deafness: central auditory plasticity and sensory deprivation. *Cereb Cortex* 2002; 12: 797 – 807
- 40 Kral A, Hartmann R, Tillein J, Heid S, Klinke R. Delayed maturation and sensitive periods in the auditory cortex. *Audiol Neurootol* 2002; 6: 346 – 362
- 41 Klinke R. Sprachanbahnung über elektronische Ohren – so früh wie möglich. *Dt Arztblatt Jg* 1998; 46: 3049 – 3052
- 42 Luxford WM, House WF, Hough JV, Tonokawa LL, Berliner KI, Martin E. Experiences with the Nucleus multichannel cochlear implant in three young children. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1988; 135: 14 – 16
- 43 Lenarz T, Hartrampf R, Battmer RD, Bertram B, Lesinski A. Die Cochlear-Implant-Versorgung bei Kleinkindern. *Laryngo-Rhino-Otol* 1996; 75: 719 – 726
- 44 Lenarz T, Lesinski-Schiedat A, von-der-Haar-Heise S, Illg A, Bertram B, Battmer RD. Cochlear implantation in children under the age of two: the MHH experience with the CLARION cochlear implant. *Medizinische Hochschule Hannover. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1999; 177: 44 – 49
- 45 Anderson I, Weichbold V, D'Haese PS, Szuchnik J, Quevedo MS, Martin J, Dieler WS, Phillips L. Cochlear implantation in children under the age of two – what do the outcomes show us? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004; 68: 425 – 431
- 46 Sainz M, Skarzynski H, Allum JH, Helms J, Rivas A, Martin J, Zorowka PG, Phillips L, Delauney J, Brockmeyer SJ, Kompis M, Korolewa I, Al-

- begger K, Zwirner P, Van-De-Heyning P, D'Haese P. Assessment of auditory skills in 140 cochlear implant children using the EARS protocol. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 2003; 65: 91 – 96
- 47 Mack KF, Müller J, Helms J. Dimensions of the temporal bone in small children in relation to the cochlear implant – an analysis of CT scans. *Adv Otorhinolaryngol* 1997; 52: 57 – 59
- 48 Manrique M, Cervera-Paz FJ, Huarte A, Molina M. Advantages of cochlear implantation in prelingual deaf children before 2 years of age when compared with later implantation. *Laryngoscope* 2004; 114: 1462 – 1469
- 49 McConkey-Robbins A, Koch DB, Osberger MJ, Zimmerman-Phillips S, Kishon-Rabin L. Effect of age at cochlear implantation on auditory skill development in infants and toddlers. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130: 570 – 574
- 50 Miyamoto RT, Houston DM, Kirk KI, Perdeu AE, Svirsky MA. Language development in deaf infants following cochlear implantation. *Acta Otolaryngol* 2003; 123: 241 – 244
- 51 Yang HM, Lin CY, Chen YJ, Wu JL. The auditory performance in children using cochlear implants: effects of mental function. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004; 68: 1185 – 1188
- 52 Nikolopoulos TP, O'Donoghue GM, Archbold S. Age at implantation: its importance in pediatric cochlear implantation. *Laryngoscope* 1999; 109: 595 – 599
- 53 Nikolopoulos TP, Dyar D, Archbold S, O'Donoghue GM. Development of spoken language grammar following cochlear implantation in prelingually deaf children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130: 629 – 633
- 54 Nikolopoulos TP, Gibbin KP, Dyar D. Predicting speech perception outcomes following cochlear implantation using Nottingham children's implant profile (NCHIP). *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004; 68: 137 – 141
- 55 Niparko JK, Blankenhorn R. Cochlear implants in young children. *Ment Retard Dev Disabil Res Rev* 2003; 9: 267 – 275
- 56 Svirsky MA, Teoh SW, Neuburger H. Development of language and speech perception in congenitally, profoundly deaf children as a function of age at cochlear implantation. *Audiol Neurootol* 2004; 9: 224 – 233
- 57 Szagun G. Learning by ear: on the acquisition of case and gender marking by German-speaking children with normal hearing and with cochlear implants. *J Child Lang* 2004; 31: 1 – 30
- 58 Geers AE. Speech, language, and reading skills after early cochlear implantation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130: 634 – 638
- 59 Geers AE, Nicholas JG, Sedey AL. Language skills of children with early cochlear implantation. *Ear Hear* 2003; 24 (1 Suppl): 46S – 58S
- 60 Calmels MN, Saliba I, Wanna G, Cochard N, Fillaux J, Deguine O, Fraysse B. Speech perception and speech intelligibility in children after cochlear implantation. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004; 68: 347 – 351
- 61 Sharma A, Tobey E, Dorman M, Bharadwaj S, Martin K, Gilley P, Kunkel F. Central auditory maturation and babbling development in infants with cochlear implants. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130: 511 – 516
- 62 Sharma A, Dorman M, Spahr A, Todd NW. Early cochlear implantation in children allows normal development of central auditory pathways. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 2002; 189: 38 – 41
- 63 Sharma A, Dorman-And MF, Spahr AJ. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: implications for age of implantation. *Ear Hear* 2002; 23: 532 – 539
- 64 Sharma A, Tobey E, Dorman M, Bharadwaj S, Martin K, Gilley P, Kunkel F. Central auditory maturation and babbling development in infants with cochlear implants. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004; 130: 511 – 516
- 65 Dowell RC, Dawson PW, Dettman SJ, Shepherd RK, Whitford LA, Seligman PM, Clark GM. Multichannel cochlear implantation in children: a summary of current work at the University of Melbourne. *Am J Otol* 1991; 12 Suppl: 137 – 143
- 66 Eisenberg LS, House WF. Initial experience with the cochlear implant in children. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1982; 91: 67 – 73
- 67 Hehar SS, Nikolopoulos TP, Gibbin KP, O'Donoghue GM. Surgery and functional outcomes in deaf children receiving cochlear implants before age 2 years. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2002; 128: 11 – 14
- 68 Zwolan TA, Ashbaugh CM, Alarfaj A, Kileny PR, Arts HA, El-Kashlan HK, Telian SA. Pediatric cochlear implant patient performance as a function of age at implantation. *Otol Neurotol* 2004; 25: 112 – 120
- 69 Schauwers K, Gillis S, Daemers K, De-Beukelaer C, Govaerts PJ. Cochlear implantation between 5 and 20 months of age: the onset of babbling and the audiologic outcome. *Otol Neurotol* 2004; 25: 263 – 270
- 70 Clark G. Cochlear implants in children: safety as well as speech and language. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2003; 67 (Suppl 1): S7 – 20
- 71 O'Neill C, O'Donoghue GM, Archbold SM, Nikolopoulos TP, Sach T. Variations in gains in auditory performance from pediatric cochlear implantation. *Otol Neurotol* 2002; 23: 44 – 48
- 72 Johnson JJ, Gibbin KP, O'Donoghue GM. Surgical aspects of cochlear implantation in young children: a review of 115 cases. *Am J Otol* 1997; 18 (6 Suppl): S69 – 70
- 73 Osberger M-J. Cochlear implantation in children under the age of two years: candidacy considerations. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1997 Sep; 117 (3 Pt 1): 145 – 149
- 74 Lehnhardt E, Gnadeberg D, Battmer R-D, von Wallenberg E. Experience with the cochlear miniature speech processor in adults and children together with a comparison of unipolar and bipolar modes. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1992; 54 (6): 308 – 313
- 75 House W-F, Eisenberg L-S. The cochlear implant in preschool-aged children. *Acta Otolaryngol* 1983 May – Jun; 95 (5 – 6): 632 – 638
- 76 Govaerts P-J, De Beukelaer C, Daemers K, De Ceulaer G, Yperman M, Somers T, Schattman I, Offeciers F-E. Outcome of cochlear implantation at different ages from 0 to 6 years. *Otol Neurotol* 2002 Nov; 23 (6): 885 – 890
- 77 Schulze-Gattermann H, Illg A, Lesinski-Schiedat A, Schönermark M, Bertram B, Lenarz T. Kosten-Nutzen-Analyse der Cochlea-Implantation bei Kindern. *Laryngo-Rhino-Otol*. 2003 May; 82 (5): 322 – 329
- 78 Laszig R, Aschendorff A, Schipper J, Klenzner T. Aktuelle Entwicklung zum Kochleaimplantat. *HNO* 2004; Apr 52 (4): 357 – 362
- 79 NIH Consensus statement 1995. Cochlear Implants in Adults and Children. 15 – 17 May 1995; 13 (2): 1 – 30
- 80 Albegger K-W. NIH-Konsensuskonferenz über Cochlea Implantate bei Erwachsenen und Kindern, 15. bis 17. Mai 1995. *HNO* 1996 Mar; 44 (3): 118
- 81 Offeciers E. The impact of changing selection criteria on the outcome of CI. Instructional Session, 5th Congress of EUFOS. Rhodes, GR: 2004
- 82 Kühn-Inacker H et al. Assessing Auditory Development in very Young Children using the Little EARS Questionnaire. Vortrag, 7th European Symposium Paediatric Cochlear Implantation. Geneva, Switzerland: May 2004
- 83 Fröber R. Jena, pers. Mitteilung. 11. Thüringer Kurs „Mikrochirurgie des Felsenbeines“. Erfurt: März 2004
- 84 Fayad J-N, Wanna G-B, Micheletto J-N, Parisier S-C. Facial nerve paralysis following cochlear implant surgery. *Laryngoscope* 2003 Aug; 113 (8): 1344 – 1346
- 85 Helms J. OP-Manual. Bibliothek der Univ.-HNO-Klinik Würzburg, 2004
- 86 Lehnhardt E. Intracochleäre Platzierung der Cochlea-Implant-Elektroden in soft surgery technique. *HNO* 1993; 41: 356 – 359
- 87 Kempf H-G, Johann K, Weber B-P, Lenarz T. Complications of cochlear implant surgery in children. *Am J Otol* 1997 Nov; 18 (6 Suppl): S62 – 63
- 88 Buchman C-A, Higgins C-A, Cullen R, Pillsbury H-C. Revision cochlear implant surgery in adult patients with suspected device malfunction. *Otol Neurotol* 2004 Jul; 25 (4): 504 – 510; discussion 510
- 89 Baumgartner W, Kronenberg J, Hamzavi J, Franz P. Der Suprameatale Zugang – eine Alternative Op-Technik zur Cochlea Implantation. Vortrag Deutsch-Österreichischer HNO-Kongress 2002. HNO-Informationen 2. Demeter Verlag, April 2002: 88
- 90 Gibson W-P, Harrison H-C, Prowse C. A new incision for placement of cochlear implants. *J Laryngol Otol* 1995 Sep; 109 (9): 821 – 825
- 91 Kronenberg J, Migirov L, Baumgartner W-D. The suprameatal approach in cochlear implant surgery: our experience with 80 patients. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 2002 Nov – Dec; 64 (6): 403 – 405
- 92 Kronenberg J, Migirov L. The role of mastoidectomy in cochlear implant surgery. *Acta Otolaryngol* 2003 Jan; 123 (2): 219 – 222
- 93 James A-L, Papsin B-C. Device fixation and small incision access for pediatric cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004 Aug; 68 (8): 1017 – 1022
- 94 Laszig R, Laubert A. Resorbierbare Intrakutannaht als Wundverschluss beim Cochlear Implant. *Laryngo-Rhino-Otol* 1995 Aug; 74 (8): 518
- 95 Scheich M, Müller J, Helms J. Cochlea Implantation in Lokalanästhesie. Vortrag Dt. HNO-Kongress, Bad Reichenhall: 2004

- ⁹⁶ Clark G-M, Hallworth R-J, Zdanius K. A cochlear implant electrode. *J Laryngol Otol* 1975 Aug; 89 (8): 787–792
- ⁹⁷ Cords S-M, Reuter G, Issing P-R, Sommer A, Kuzma J, Lenarz T. A silastic positioner for a modiolus-hugging position of intracochlear electrodes: electrophysiologic effects. *Am J Otol* 2000 Mar; 21 (2): 212–217
- ⁹⁸ Brors D, Aletsee C, Schwager K, Mlynski R, Hansen S, Schafers M, Ryan A, Dazert S. Interaction of spiral ganglion neuron processes with alloplastic materials in vitro(1). *Hear Res* 2002 May; 167 (1–2): 110–121
- ⁹⁹ De Ceulaer G, Johnson S, Yperman M, Daemers K, Offeciers F-E, O'Donoghue G-M, Govaerts P-J. Long-term evaluation of the effect of intracochlear steroid deposition on electrode impedance in cochlear implant patients. *Otol Neurotol* 2003 Sep; 24 (5): 769–774
- ¹⁰⁰ Gstöttner W, Adunka O, Franz B. Perimodiolar electrodes in cochlear implants surgery. *Acta Otolaryngologica* 2001; 127: 216–219
- ¹⁰¹ Gstoettner W, Plenk H, Franz P, Hamzavi J, Baumgartner W, Czerny C, Ehrenberger K. Cochlear implant deep electrode insertion: extent of insertional trauma. *Acta Otolaryngol* 1997 Mar; 117 (2): 274–277
- ¹⁰² Husstedt H-W, Aschendorff A, Richter B, Laszig R, Schumacher M. Nondestructive three-dimensional analysis of electrode to modiolus proximity. *Otol-Neurotol* 2002 Jan; 23 (1): 49–52
- ¹⁰³ Czerny C, Gstoettner W, Adunka O, Hamzavi J, Baumgartner W-D. Postoperative Darstellung und Erfassung der Lage und Insertionstiefe von multikanalikulären Cochlear-Implantaten durch die hochauflösende Computertomographie und durch das Nativröntgen. *Wien Klin Wochenschr* 2000 Jun 2; 112 (11): 509–511
- ¹⁰⁴ Aschendorff A, Kubalek R, Hochmuth A, Bink A, Kurtz C, Lohnstein P, Klenzner T, Laszig R. Imaging procedures in cochlear implant patients – evaluation of different radiological techniques. *Acta Otolaryngol Suppl* 2004 May; (552): 46–49
- ¹⁰⁵ Johnsson L-G, House W-F Jr, Linthicum F-H. Otopathological findings in a patient with bilateral cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1982 Mar–Apr; 91 (2 Pt 3): 74–89
- ¹⁰⁶ Klenzner T, Franz D, Reinhard A, Aschendorff A, Laszig R. Funktionelle Ergebnisse mit der Nukleus® Contour™ Elektrode. Vortrag Deutsch-Österreichischer HNO-Kongress 2002. HNO-Informationen 2. Demeter Verlag, April 2002: 147
- ¹⁰⁷ Richter B, Aschendorff A, Lohnstein P, Husstedt H, Nagursky H, Laszig R. Clarion 1.2 standard electrode array with partial space-filling positioner: radiological and histological evaluation in human temporal bones. *J Laryngol Otol* 2002 Jul; 116 (7): 507–513
- ¹⁰⁸ Richter B, Aschendorff A, Lohnstein P, Husstedt H, Nagursky H, Laszig R. The Nucleus Contour electrode array: a radiological and histological study. *Laryngoscope* 2001 Mar; 111 (3): 508–514
- ¹⁰⁹ Richter B, Jaekel K, Aschendorff A, Marangos N, Laszig R. Cochlear structures after implantation of a perimodiolar electrode array. *Laryngoscope* 2001 May; 111 (5): 837–843
- ¹¹⁰ Paasche G, Gibson P, Averbek T, Becker H, Lenarz T, Stover T. Technical report: modification of a cochlear implant electrode for drug delivery to the inner ear. *Otol Neurotol* 2003 Mar; 24 (2): 222–227
- ¹¹¹ Adamczyk M, Bachor E, Bagus H, Fischer M. Cochlear Implantation – Zusammenhang zwischen Sprachentwicklung und Insertionstiefe der Elektrode bei Kindern. *Laryngo-Rhino-Otol* 2001 Mar; 80 (3): 123–126
- ¹¹² Hodges A-V, Villasuo E, Balkany T, Bird P-A, Butts S, Lee D, Gomez O. Hearing results with deep insertion of cochlear implant electrodes. *Am J Otol* 1999 Jan; 20 (1): 53–55
- ¹¹³ Dorman M-F, Loizou P-C, Rainey D. Speech intelligibility as a function of the number of channels of stimulation for signal processors using sine-wave and noise-band outputs. *J Acoust Soc Am* 1997 Oct; 102 (4): 2403–2411
- ¹¹⁴ Dorman M-F, Loizou P-C, Rainey D. Simulating the effect of cochlear-implant electrode insertion depth on speech understanding. *J Acoust-Soc Am* 1997 Nov; 102 (5 Pt 1): 2993–2996
- ¹¹⁵ Marrinan M-S, Roland J-T Jr, Reitzen S-D, Waltzman S-B, Cohen L-T, Cohen N-L. Degree of modiolus coiling, electrical thresholds, and speech perception after cochlear implantation. *Otol Neurotol* 2004 May; 25 (3): 290–294
- ¹¹⁶ www.fda.org
- ¹¹⁷ Arnold W, Bredberg G, Gstoettner W, Helms J, Hildmann H, Kiratzidis T, Müller J, Ramsden R-T, Roland P, Walterspiel J-N. Meningitis following cochlear implantation: pathomechanisms, clinical symptoms, conservative and surgical treatments. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 2002 Nov–Dec; 64 (6): 382–389
- ¹¹⁸ Callanan V, Poje C. Cochlear implantation and meningitis. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004 May; 68 (5): 545–550
- ¹¹⁹ Centers for Disease Control and Prevention – CDC. Advisory Committee on Immunization Practices. Pneumococcal vaccination for cochlear implant candidates and recipients: updated recommendations of the Advisory Committee on Immunization Practices. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep* 2003 Aug 8; 52 (31): 739–740
- ¹²⁰ Cohen N-L, Roland J-T Jr, Marrinan M. Meningitis in cochlear implant recipients: the North American experience. *Otol Neurotol* 2004 May; 25 (3): 275–281
- ¹²¹ Graveriau C, Roman S, Garrigues B, Trigilia J-M, Stein A. Pneumococcal meningitis in an immunocompetent adult with a cochlear implant. *J Infect* 2003 May; 46 (4): 248–249
- ¹²² Rose M, Hey C, Kujumdshiev S, Gall V, Schubert R, Zielen S. Immunogenicity of pneumococcal vaccination of patients with cochlear implants. *J Infect Dis* 2004 Aug 1; 190 (3): 551–557
- ¹²³ Reefhuis J, Honein M-A, Whitney C-G, Chamany S, Mann E-A, Bier-nath K-R, Broder K, Manning S, Avashia S, Victor M, Costa P, Devine O, Graham A, Boyle C. Risk of bacterial meningitis in children with cochlear implants. *N Engl J Med* 2003 Jul 31; 349 (5): 435–445
- ¹²⁴ Spahr A-J, Dorman M-F. Performance of subjects fit with the Advanced Bionics CI and Nucleus 3G cochlear implant devices. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004 May; 130 (5): 624–628
- ¹²⁵ Tykocinski M, Shepherd R-K, Clark G-M. Reduction in excitability of the auditory nerve following electrical stimulation at high stimulus rates. *Hear Res* 1995 Aug; 88 (1–2): 124–142
- ¹²⁶ Tykocinski M, Shepherd R-K, Clark G-M. Reduction in excitability of the auditory nerve following electrical stimulation at high stimulus rates. II. Comparison of fixed amplitude with amplitude modulated stimuli. *Hear Res* 1997 Oct; 112 (1–2): 147–157
- ¹²⁷ Dillier N, Lai W-K, Almqvist B, Frohne C, Müller-Deile J, Stecker M, von Wallenberg E. Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2002 May; 111 (5 Pt 1): 407–414
- ¹²⁸ Polak M, Hodges A-V, King J-E, Balkany T-J. Further prospective findings with compound action potentials from Nucleus 24 cochlear implants. *Hear Res* 2004 Feb; 188 (1–2): 104–116
- ¹²⁹ Seyle K, Brown C-J. Speech perception using maps based on neural response telemetry measures. *Ear Hear* 2002 Feb; 23 (1 Suppl): 72S–79S
- ¹³⁰ Thai-Van H, Chanal J-M, Coudert C, Veuillet E, Truy E, Collet L. Relationship between NRT measurements and behavioral levels in children with the Nucleus 24 cochlear implant may change over time: preliminary report. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2001 Apr 27; 58 (2): 153–162
- ¹³¹ Blauert J. Räumliches Hören. S. Hirzel Verlag, Stuttgart: 1974
- ¹³² van Hoesel RJM, Tong YC, Hollow RD, Clark GM. Psychophysical and speech perception studies: A case report on a binaural cochlear implant subject. *Journal of the Acoustical Society of America* 1992; 94: 3178–3189
- ¹³³ Schleich P, Nopp P, D'Haese P. Head shadow, squelch, and summation effects in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant. *Ear Hear* 2004 Jun; 25 (3): 197–204
- ¹³⁴ Schön F, Müller J, Helms J. Speech reception thresholds obtained in a symmetrical four-loudspeaker arrangement from bilateral users of MED-EL cochlear implants. *Otol Neurotol* 2002 Sep; 23 (5): 710–714
- ¹³⁵ Nopp P, Schleich P, D'Haese P. Sound localization in bilateral users of MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implants. *Ear Hear* 2004 Jun; 25 (3): 205–214
- ¹³⁶ Leake P-A, Hradek G-T, Snyder R-L. Chronic electrical stimulation by a cochlear implant promotes survival of spiral ganglion neurons after neonatal deafness. *J Comp Neurol* 1999 Oct 4; 412 (4): 543–562
- ¹³⁷ van Hoesel R-J. Exploring the benefits of bilateral cochlear implants. *Audiol Neurootol* 2004 Jul–Aug; 9 (4): 234–246
- ¹³⁸ Morera C et al. Consensus Statement, 2nd Consensus Conference on Auditory Implants. über www.hno.uni-wuerzburg.de Valencia: Feb 2004
- ¹³⁹ www.hno-wuerzburg.de
- ¹⁴⁰ Laszig R, Sollmann WP, Marangos N, Charachon R, Ramsden R. Nucleus 20-channel and 21-channel auditory brain stem implants: first European experiences. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995; 166 (Suppl): 28–30
- ¹⁴¹ Rosahl S, Lenarz T, Matthies C, Samii M, Sollmann W, Laszig R. Hirnstammimplantate zur Wiederherstellung des Hörvermögens: Entwicklung und Perspektiven. *Deutsches Ärzteblatt* 2004; 4: 101

- ¹⁴² Jackson KB, Mark G, Helms J, Mueller J, Behr R. An auditory brainstem implant system. *Am J Audiol* 2002; 11: 128–133
- ¹⁴³ Nevison B, Laszig R, Sollmann W-P, Lenarz T, Sterkers O, Ramsden R, Fraysse B, Manrique M, Rask-Andersen H, Garcia-Ibanez E, Colletti V, von Wallenberg E. Results from a European clinical investigation of the Nucleus multichannel auditory brainstem implant. *Ear Hear* 2002 Jun; 23 (3): 170–183
- ¹⁴⁴ Otto SR, Brackmann DE, Hitselberger WE, Shannon RV, Kuchta J. Multichannel auditory brainstem implant: update on performance in 61 patients. *J Neurosurg* 2002; 96: 1063–1071
- ¹⁴⁵ Laszig R. European auditory brain stem prosthesis. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1997; 106: 884–885
- ¹⁴⁶ Colletti V, Fiorino F, Sacchetto L, Miorelli V, Carner M. Hearing habilitation with auditory brainstem implantation in two children with cochlear nerve aplasia. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2001 Aug 20; 60 (2): 99–111
- ¹⁴⁷ de Balthasar C, Boex C, Cosendai G, Valentini G, Sigrist A, Pelizzone M. Channel interactions with high-rate biphasic electrical stimulation in cochlear implant subjects. *Hear Res* 2003 Aug; 182 (1–2): 77–87
- ¹⁴⁸ Bierer J-A, Middlebrooks J-C. Cortical responses to cochlear implant stimulation: channel interactions. *J Assoc Res Otolaryngol* 2004 Mar; 5 (1): 32–48
- ¹⁴⁹ Braunschweig T, Schelhorn-Neise P, Biedermann F, Weisser P. Untersuchungen zu Möglichkeiten einer physiologischen Anpassung von Cochlea-Implantaten. *Laryngo-Rhino-Otol* 2004 Jun; 83 (6): 387–390
- ¹⁵⁰ Chatelin V, Kim E-J, Driscoll C, Larky J, Polite C, Price L, Lalwani A-K. Cochlear implant outcomes in the elderly. *Otol Neurotol* 2004 May; 25 (3): 298–301
- ¹⁵¹ Cunningham C-D 3rd, Slattery W-H 3rd, Luxford W-M. Postoperative infection in cochlear implant patients. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2004 Jul; 131 (1): 109–14
- ¹⁵² Dahm M-C, Shepherd R-K, Clark G-M. The postnatal growth of the temporal bone and its implications for cochlear implantation in children. *Acta Otolaryngol Suppl* 1993; 505: 1–39
- ¹⁵³ Dettman S-J, D'Costa W-A, Dowell R-C, Winton E-J, Hill K-L, Williams S-S. Cochlear implants for children with significant residual hearing. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2004 May; 130 (5): 612–618
- ¹⁵⁴ Fraysse B, Dillier N, Klenzner T, Laszig R, Manrique M, Morera-Perez C, Morgon A-H, Müller-Deile J, Ramos-Macias A. Cochlear implants for adults obtaining marginal benefit from acoustic amplification: a European study. *Am J Otol* 1998 Sep; 19 (5): 591–597
- ¹⁵⁵ Frijns J-H, Klop W-M, Bonnet R-M, Briaire J-J. Optimizing the number of electrodes with high-rate stimulation of the clarion CII cochlear implant. *Acta Otolaryngol* 2003 Jan; 123 (2): 138–142
- ¹⁵⁶ Gomma N-A, Rubinstein J-T, Lowder M-W, Tyler R-S, Gantz B-J. Residual speech perception and cochlear implant performance in postlingually deafened adults. *Ear Hear* 2003 Dec; 24 (6): 539–544
- ¹⁵⁷ Graham J-M. Graham Fraser Memorial Lecture 2002. From frogs' legs to pieds-noirs and beyond: some aspects of cochlear implantation. *J Laryngol Otol* 2003 Sep; 117 (9): 675–85
- ¹⁵⁸ Herzog M, Schön F, Müller J, Knaus C, Scholtz L, Helms J. Langzeitergebnisse nach Cochlear-Implant-Versorgung älterer Patienten. *Laryngo-Rhino-Otol* 2003 Jul; 82 (7): 490–493
- ¹⁵⁹ House W-F, Berliner K-I, Eisenberg L-S. Experiences with the cochlear implant in preschool children. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1983 Nov-Dec; 92 (6 Pt 1): 587–592
- ¹⁶⁰ Ketten D-R, Skinner M-W, Wang G, Vannier M-W, Gates G-A, Neely J-G. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1998 Nov; 175: 1–16
- ¹⁶¹ Klinke R, Hartmann R. Basic neurophysiology of cochlear-implants. *Am J Otol* 1997 Nov; 18 (6 Suppl): S7–10
- ¹⁶² Klinke R, Hartmann R, Heid S, Tillein J, Kral A. Plastic changes in the auditory cortex of congenitally deaf cats following cochlear implantation. *Audiol Neurootol* 2001 Jul–Aug; 6 (4): 203–206
- ¹⁶³ Koelsch S, Wittfoth M, Wolf A, Müller J, Hahne A. Music perception in cochlear implant users: an event-related potential study. *Clin Neurophysiol* 2004 Apr; 115 (4): 966–972
- ¹⁶⁴ Kreft H-A, Donaldson G-S, Nelson D-A. Effects of pulse rate on threshold and dynamic range in Clarion cochlear-implant users. *J Acoust Soc Am* 2004 May; 115 (5 Pt 1): 1885–1888
- ¹⁶⁵ Kubo T, Yamamoto K, Iwaki T, Matsukawa M, Doi K, Tamura M. Significance of auditory evoked responses (EABR and P300) in cochlear implant subjects. *Acta Otolaryngol* 2001 Jan; 121 (2): 257–261
- ¹⁶⁶ Loizou P-C, Dorman M-F, Tu Z, Fitzke J. Recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of speak-type cochlear implant signal processors. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 2000 Dec; 185: 67–68
- ¹⁶⁷ Nadol J-B Jr, Shiao J-Y, Burgess B-J, Ketten D-R, Eddington D-K, Gantz B-J, Kos I, Montandon P, Coker N-J, Roland J-T Jr, Shallop J-K. Histopathology of cochlear implants in humans. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2001 Sep; 110 (9): 883–891
- ¹⁶⁸ Nadol J-B Jr, Eddington D-K. Histologic evaluation of the tissue seal and biologic response around cochlear implant electrodes in the human. *Otol Neurotol* 2004 May; 25 (3): 257–262
- ¹⁶⁹ Pasanisi E, Bacciu A, Vincenti V, Guida M, Barbot A, Berghenti M-T, Bacciu S. Speech recognition in elderly cochlear implant recipients. *Clin Otolaryngol* 2003 Apr; 28 (2): 154–157
- ¹⁷⁰ Rubinstein J-T, Hong R. Signal coding in cochlear implants: exploiting stochastic effects of electrical stimulation. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 2003 Sep; 191: 14–19
- ¹⁷¹ Ruh S, Battmer R-D, Strauss-Schier A, Lenarz T. Cochlear Implant bei resthörigen Patienten. *Laryngo-Rhino-Otol* 1997 Jun; 76 (6): 347–350
- ¹⁷² Skinner M-W. Optimizing cochlear implant speech performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 2003 Sep; 191: 4–13
- ¹⁷³ Tykocinski M, Cohen L-T, Pyman B-C, Roland T Jr, Treaba C, Palamara J, Dahm M-C, Shepherd R-K, Xu J, Cowan R-S, Cohen N-L, Clark G-M. Comparison of electrode position in the human cochlea using various perimodiolar electrode arrays. *Am J Otol* 2000 Mar; 21 (2): 205–211
- ¹⁷⁴ Vlahovic S, Sindija B. The influence of potentially limiting factors on paediatric outcomes following cochlear implantation. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004 Sep; 68 (9): 1167–1174
- ¹⁷⁵ www.fda.org
- ¹⁷⁶ www.cochlear.com
- ¹⁷⁷ www.medel.com
- ¹⁷⁸ www.cochlearimplants.com
- ¹⁷⁹ Wilson B-S, Finley C-C, Lawson D-T, Zerbi M. Temporal representations with cochlear implants. *Am J Otol* 1997 Nov; 18 (6 Suppl): S30–34
- ¹⁸⁰ Wilson BS. pers. Mitteilung. Wullstein Symposium, Würzburg; 2001
- ¹⁸¹ Witte R-J, Lane J-I, Driscoll C-L, Lundy L-B, Bernstein M-A, Kotsenas A-L, Kocharian A. Pediatric and adult cochlear implantation. *RadioGraphics* 2003 Sep–Oct; 23 (5): 1185–1200
- ¹⁸² Zeng F-G. Trends in cochlear implants. *Trends Amplif* 2004; 8 (1): 1–34