



Bildung und Kultur

**Sokrates**  
Comenius



## **COMENIUS 2.1 AKTION**

### **Qualifikation von pädagogischen Fachkräften in der Hörgeschädigtenförderung (QESWHIC)**

**Studienbrief 5**

**Monika Lehnhardt**

**Implantierbare Geräte**

# Inhalt

---

<b>Einführung</b> .....	<b>3</b>
<b>Cochlea Implantate</b> .....	<b>4</b>
Die Geschichte des Cochlear Implants.....	4
Cochlear Implant Technologie .....	9
Verschiedene Geräte und ihre Hersteller.....	13
Fragen zur Sicherheit .....	18
Biokompatibilität der Materialien.....	18
Zuverlässigkeit.....	18
Verträglichkeit mit Magnetresonanzaufnahmen .....	20
Sprachkodierungsstrategien .....	21
Neurale Antwort Telemetrie (NRT).....	23
Binaural / Bimodal / Bilateral .....	24
Indikation zum CI (Häufigkeit der Taubheit, Erweiterung der Indikation, Kontraindikationen).....	27
Operation (operatives Vorgehen, Risiken und Komplikationen) .....	29
CI Operation bei kleinen Kindern.....	32
CI in speziellen Fällen (ossifizierte Cochlea, Fehlbildung der Cochlea) .....	32
Komplikationen .....	33
Re-Implantation .....	34
Programmierung und post-operative Nachsorge.....	35
Wartung und technischer Service.....	38
Resultate (Testmethoden, Sprachverstehen, gesprochene Sprache, Sprachverständlichkeit, Telefongebrauch und Musikgenuss, verbesserte schulische Ergebnisse, Integration in die Regelschule, erhöhte soziale Kompetenz, berufliche Qualifikation und Chancen im Beruf).....	39
Gesundheitsökonomie - Gesundheits-Technologie-Einschätzung (Kosten:Effektivität, Kosten:Nutzen) .....	42
Zukünftige Entwicklungen.....	43
<b>Auditorische Hirnstammprothesen</b> .....	<b>45</b>
<b>Implantierbare Hörgeräte</b> .....	<b>46</b>
<b>FM-Systeme</b> .....	<b>47</b>
<b>Schlussbemerkungen</b> .....	<b>48</b>
<b>Anhang</b> .....	<b>49</b>

## Einführung

---

*Blinde werden sehen können,  
Tauben werden hören können,  
Lahme werden springen und tanzen,  
die, die nicht sprechen können,  
werden aus Freude jubeln.*

*(Isaias: 35:5 – 6)*

Der Wunsch der Menschheit, Krankheiten heilen zu können, Behinderungen zu lindern und den Menschen Freude am Leben zu geben, spiegelt sich in diesen Bibelzeilen wider.

Jonathan Swift (1667 – 1745, Ire, Autor des Werkes „Gulliver’s Reisen“) beschreibt seine Verzweiflung über die drohende Taubheit:

*Taub, schwindlig, hilflos und alleingelassen,  
für alle meine Freunde zur Last geworden;  
nicht mehr höre ich meiner Kirche Glocken,  
bis eines Tags die Totenglocke schlägt;  
beim Donner nun ich mich nicht mehr bewege  
als beim Poltern eines Karrens.*

Als Ludwig van Beethoven sich der ständigen Verschlechterung seines Hörvermögens schmerzlich bewusst wurde, schrieb er im Heiligenstädter Testament (1802): *"Für mich gibt es keine Erholung in der zwischenmenschlichen Beziehung, keine Konversation, keinen Gedankenaustausch mit meinen Mitmenschen. Ich bin gezwungen, im Exil der Einsamkeit zu leben."*

Zu dieser Zeit gab es weder verfeinerte diagnostische Möglichkeiten noch geeignete technische Hilfsmittel. Beethoven musste unter seiner vollständigen Taubheit 8 Jahre lang leiden bis er im Jahre 1827 starb. Taub geborene Kinder wurden erst als taub diagnostiziert, wenn die Eltern merkten, dass sie auf Geräusche nicht reagierten, dass sie Geräusche nicht imitierten und dass sie nicht anfangen zu sprechen. Es gab keine geeignete Behandlung, und sie blieben taub ihr ganzes Leben lang. Ihre einzige Möglichkeit zu kommunizieren war die Gebärdensprache.

Erst mehr als 100 Jahre nach Beethovens Tod, mit dem Aufkommen von Audiometern in den 40er Jahren, begannen wir mehr über den Ursprung und den Grad der Schwerhörigkeit zu lernen. Über die letzten Dekaden hat sich die Technologie dramatisch verändert und wir sind jetzt in einer Situation, da wir einen möglichen Hörverlust bereits in den ersten Tagen oder sogar in den ersten Stunden nach der Geburt erkennen können. Leistungsfähige Hörgeräte, geeignet auch für kleine Kinder, stehen zur Verfügung, und mit dem Cochlear Implant ist der Wunsch, ein menschliches Sinnesorgan in seiner Funktion (wieder)herzustellen, Wirklichkeit geworden.

Intensive wissenschaftliche Forschung konzentriert sich auf die Erzielung ähnlich guter Resultate durch Applikation von elektrischer Stimulation bei Blinden, Querschnittsgelähmten und Menschen, die unter mangelnder Funktion der Blase und des Darms leiden, ebenso wie bei der Parkinsonschen Krankheit. Das Ziel ist die Wiederherstellung der Funktionstüchtigkeit der Nerven.

## Cochlea Implantate

---

### Die Geschichte des Cochlear Implants

Das Interesse an der biologischen Anwendung von Elektrizität zu medizinischen Zwecken ist Jahrhunderte alt.

Luigi Galvani (1737 – 1798) erkannte, dass zwei unterschiedliche Metalle - wenn in einem Wasserbad - in der Lage waren, Kontraktionen im Bein eines Frosches zu verursachen (1789).

Viele Autoren rechnen es Alessandro Volta (1745 – 1827) an, dass er als erster die Beobachtung gemacht hat, dass elektrischer Strom, auf Metallstäbe geleitet, die Empfindung von „*une recousse dans la tete*“ (einem Brummen im Kopf), gefolgt von einem Geräusch kochender, dicker Suppe verursachte.

Nichts Aufregendes wurde über mehr als ein Jahrhundert berichtet, bis Stevens im Jahre 1937 den Begriff „elektrophonisches Hören“ prägte. Diese Art von Hören tritt auf, wenn ein Wechselstrom in der hörbaren Frequenz von einer Elektrode auf die Haut übertragen wird. Die Elektrode und die Hautoberfläche reagieren wie zwei Platten eines Kondensatormikrophons und die daraus resultierenden auditorischen Vibrationen werden durch Luft und Knochenleitung an die Cochlea weitergegeben. Das Ergebnis ist eine auditorische Empfindung. Allerdings ist eine normale oder fast normale Cochlea die „*conditio sine qua non*“ (unbedingte Voraussetzung) für diese Hörempfindung und daher ist eine elektro-phonische Stimulation für Hörgeschädigte keine Hilfe.

Die erste Stimulation des Hörnerven durch direkte Applikation einer Elektrode bei einer gänzlich tauben Person wurde von Djourno und Eyries im Jahre 1957 erprobt. Der Patient bestätigte, Höreindrücke zu empfangen und einen Wechsel im Stimulus zu erkennen, wenn unterschiedliche Signalgeneratoren verwendet wurden. Nach einiger Zeit entwickelte er ein begrenztes Erkennen häufig verwendeter Wörter und er verbesserte seine Fähigkeit des Lippenlesens.

Die Sicherheit direkter neuraler Stimulation zur Wiederherstellung des Hörvermögens blieb ein großes Fragezeichen und die wissenschaftliche Diskussion war absolut kontrovers. Dennoch wurden unterschiedliche Versuche in allen Teilen der Welt und praktisch zur gleichen Zeit unternommen, um den möglichen Nutzen der Elektrostimulation im Innenohr zu beweisen.

Im Jahre 1960 bestätigte der Nobelpreisträger Georg von Békésy die Helmholtzsche Theorie der Tonotopie entlang der Basilarmembran. Aus seinen ersten Beobachtungen der Vibration entlang der Teilabschnitte der Cochlea wurde klar, dass die hohen Frequenzen auf den basalen Teilen und die niedrigen Frequenzen auf den apikalen Teilen der Cochlea repräsentiert sind.

1964 plazierte Simmons (Stanford University, US) eine Elektrode durch das Promontorium und das Vestibulum direkt auf dem modiolaren Segment des Hörnerven. Der Patient war fähig, die Dauer eines Signals und eine begrenzte Tonalität (Klangfarbe) zu unterscheiden.

House und Doyle (House Ear Institute, Los Angeles, US) beschrieben die Annäherung an den Hörnerven durch die Implantation einer Elektrode durch die Scala Tympani im Jahre 1961. An zwei Patienten wurde eine Reihe von extra- und intracochleären Stimulationsversuchen gemacht. Sie berichteten von „angenehmen und nützlichen“ Höreindrücken, konnten letztlich aber die „Hardware“ nicht ertragen und mussten explantiert werden.

Der deutsche Otologe Fritz Zöllner (Freiburg) und der Physiologe Wolf Dieter Keidel (Erlangen-Nürnberg) publizierten ihr Konzept der Eröffnung der Cochlea durch das Runde Fenster im Jahre 1963. Sie beschrieben die wünschenswerte Platzierung der Elektroden in der Scala Tympani bis zur mittleren Windung der Cochlea und sie dachten, dass 20 bis 100 Elektroden notwendig wären, um ausreichende Informationen zum Sprachverstehen zu übermitteln.

Während der 60er Jahre unterstützten andere Entwicklungen den Fortschritt auf dem Gebiet des Cochlear Implants, so z.B. bei den Herzschrittmachern (verbessertes Wissen um die Biokompatibilität verschiedener Materialien, die Isolation von Elektroden und die Wirkung von elektrischer Stimulation) sowie in der Raumfahrtindustrie (Design kleinerer Schaltkreise). Diese waren für die zunehmende Akzeptanz des Cochlear Implants in den 70er und 80er Jahren ausschlaggebend.

Ein weiterer Wissenschaftler aus den USA, Michelson, stellte seine Arbeit an Menschen in einem Treffen der American Otological Society 1971 vor. Vier Patienten wurde anfänglich mit Elektrostimulation unter Lokalanästhesie getestet. Nur zwei von ihnen konnten Wechsel in der Tonhöhe erkennen und wurden später mit Geräten dauerhaft implantiert. Michelson verwendete ein einkanaliges, bipolares Scala Tympani System. Der elektrische Stimulus, der an den Empfänger herangetragen wurde, war ein analoges Signal des akustischen Stimulus. Seiner Präsentation folgte eine Diskussion, ob die Patienten von einem elektro-phonischen Effekt des noch übrigen neuralen Gewebes profitierten und nicht von der direkten Stimulation des Hörnerven. Merzenich und andere haben diese Patienten über die Folgejahre beobachtet.

Graeme Clark in Melbourne, Australien, beschloss, die Physiologie des Hörens zu studieren, bevor er den Versuch unternahm, durch Elektrostimulation des Hörnerven eine sensori-neurale Taubheit zu behandeln. Anfang 1969 hatte er die meiste experimentelle Arbeit über die Normalfunktion des Hirnzentrums abgeschlossen. Zu dieser Zeit wurde unter den Wissenschaftlern rund um die Welt heftig diskutiert, ob der Zeit- oder der Ortskode der für das Hören wichtiger wäre. Wäre es der Zeitkode, könnte ein Implantat mit nur einer Elektrode verwendet werden. Mitte der 70er Jahre kam das Implantat mit nur einer Elektrode in Mode, und viele glaubten, das komplexere, mehr-kanalige System wäre nicht erforderlich.

Das entmutigte Graeme Clark jedoch nicht. Er war absolut davon überzeugt, dass nur dem mehr-kanaligen Gerät die Zukunft gehörte. Wie wir heute wissen, hatte er Recht und fast alle ein-kanaligen Systeme sind verschwunden (mit Ausnahme einiger weniger „All Hear“ Geräte von W. House).

Graeme Clark implantierte seine ersten drei vollständig tauben Patienten in den Jahren 1978 und 1979. Der Elektrodenträger bestand aus 20 einzelnen Platinplättchen-Elektroden, die um einen Silikon-Gummi-Zylinder gewickelt waren, wobei die Leitungsdrähte zu den Ringen im Zentrum des Zylinders lagen. Von den 20 Ringen waren 10 aktive Elektroden. Die Elektroden waren mit einem subkutanen (unter der Haut befindlichen) Empfänger/Stimulator verbunden.

C. Chouard begann seine Studien in den frühen 70er Jahren in Paris. 1975 berichtete er, 21 Patienten mit Multi-Kanal-Geräten versorgt zu haben (mit 5-7 monopolaren Elektroden verbunden mit einem perkutanen Teflonstecker). Die Elektroden wurden in die Cochlea durch die mittlere Schädelgrube und das Mastoid eingeführt. Infolge von Infektionen der Haut mussten die Teflonstecker bei allen Patienten nach 6-18 Monaten entfernt werden und die Drähte blieben subkutan erhalten.

Ein neues, transkutanes Gerät mit 8-12 monopolaren Elektroden wurde entwickelt und im August 1978 hatte Chouard 22 neue Patienten implantiert.

In Österreich, in Wien arbeiteten Ingeborg Hochmair-Desoyer, Erwin S. Hochmair und Kurt Burian zur gleichen Zeit ebenfalls an einem CI System. Burian implantierte fünf Patienten während der 70er Jahre. Ihre ersten beiden Prothesen waren Multi-Kanal-Systeme, die aus 8 bipolaren Elektroden bestanden. Die nächsten beiden Patienten verwendeten ein 5- und ein 4-Kanal-System. Diese Gruppe glaubte, dass 8-12 getrennte Stimulationspunkte notwendig wären, um Sprachverstehen zu erzielen. Offensichtlich waren die Schaltungstechnik und die Sprachkodierungsstrategien nicht optimal, und die Wiener Gruppe entschied sich, eine einfachere Lösung zu suchen. Ihr 4-Kanal-System bestand aus vier bipolaren Elektrodenpaaren. Die Elektroden waren in einem Silikonträger eingebettet. Obwohl ein ein-kanaliger Stimulator verwendet wurde, war es wichtig, mehrere Elektroden zu implantieren, da die unterschiedlichen Kanäle nicht immer die gleichen Resultate im Sprachverstehen brachten.

In England plazierten Ellis Douek und seine Kollegen eine extracochleäre Elektrode im Kontakt mit dem Promontorium, in der Nähe der Rundfenstermembran. Sie wollten das Risiko einer Implantation der Elektrode in die Scala Tympani nicht eingehen. Sie beobachteten, dass die durch extracochleäre und durch ein-kanalig intracochleäre Stimulation gebrachte Information ähnlich war. Das wurde später durch Fourcin und andere 1979 bestätigt.

In der Schweiz implantierten Ugo Fisch, Norbert Dillier und Spillmann ein zwei-kanaliges, bipolar-modiolares Gerät im Jahre 1977. Das „hard-wired“ System verursachte Probleme und die Gruppe entschied, ein transkutanes System zu entwickeln. Sie beobachteten ebenso, dass die extracochleäre Stimulation der intracochleären ähnlich war, wenn ein ein-kanaliges Gerät verwendet wurde.

In Deutschland verwendete P. Banfai anfänglich ein ein-kanaliges intracochleäres Gerät vom House Ear Institute für seine Implantationen. In einem Versuch, ein besseres System zu entwickeln, kam er auf ein intracochleäres, aber extrascaläres Multi-Kanal-Gerät. Er bohrte einzelne „fenestra“ - Fenster - für die acht Elektroden (ähnlich der Technik von Chouard, jedoch wurde jedes Fenster nur bis zur endostealen Schicht gebohrt und die Scala Tympani nicht eröffnet). Die perkutane Steckerverbindung verursachte später viele Probleme und keines der Geräte, das von der deutschen Firma Hortmann hergestellt wurde, ist heute noch funktionstüchtig.

In Belgien haben Marquet, E. Offeciers und Peeters ein weiteres intracochleäres multi-kanaliges Gerät hergestellt. Das Laura Implantat wird heute nicht mehr vertrieben. Cochlear Ltd. hat die Verantwortung für die Patienten übernommen und einen kleineren Sprachprozessor für die Laura Träger entwickelt.

Noch in den 80er Jahren wurden als wesentliche Einwände erhoben:

- das Innenohr habe ca. 20-30 k Hörnerven und es wäre daher fast aussichtslos, diese durch nur 20 Elektroden zu ersetzen, die Gruppen von Hörnerven stimulieren sollten
- ein Implantat im Innenohr würde just jene Hörnerven schädigen, die es zu stimulieren hoffte
- Sprache wäre zu komplex, um durch Elektrostimulation dem für das Hören zuständigen Teil im Gehirn präsentiert zu werden
- es gäbe zu wenige noch intakte Hörnervenfasern im Innenohr, nachdem die meisten durch Taubheit zugrunde gegangen waren, um wesentliche Sprachinformation zu transportieren
- wie stehe es um die biologische Sicherheit (Biokompatibilität der Materialien, atraumatisches chirurgisches Vorgehen, Vermeidung von infektiöser Labyrinthitis nach der Implantation)?
- was seien die Langzeiteffekte der Elektrostimulation?

- wie lange würde das Implantat halten und werde es möglich sein – im Falle eines Ausfalls – dieses zu ersetzen?
- was seien die Kriterien für die Auswahl der Patienten?

In den 80er Jahren wurde die intensive Forschung auf der ganzen Welt fortgesetzt. In Österreich verwendete die Gruppe I. & E. Hochmair und Burian immer noch die ein-kanalige Stimulation mit einem multi-kanalen, intracochleären Elektrodenträger. In England finden wir drei Gruppen, die Cochlear Implant als Konzept bewerten:

- The External Pattern Input (Douek, Fourcin, Moore)
- The Project Ear Foundation (Morrison and Evans)
- The University College Hospital London with J.G. Fraser, J.M. Graham and R.F. Gray

Keine dieser Entwicklungen resultierte in einem kommerziell erhältlichen Produkt.

In Frankreich implantierte Chouard nach wie vor ein multi-kanaliges Gerät mit 12 Elektroden, die er einzeln durch zwölf Fenestrationsen in die Scala Tympani einführte.

In der Schweiz waren U. Fisch, N. Dillier und T. Spillmann durch die Resultate der Rundfenster-Stimulation mit temporären Elektroden ermutigt. Sie entwickelten ein ein-kanaliges System, welches jedoch auch nicht kommerziell verfügbar wurde.

In Deutschland fuhr Banfai mit der Implantation seines Systems fort, alle Geräte waren in der Zwischenzeit ausgefallen.

In den USA publizierte das House Ear Institute-Los Angeles einen detaillierten Überblick über ihr ein-kanaliges Elektrodenprogramm. Seit der späten 70er Jahre hatte es sich nicht wesentlich verändert. Einige wenige Modifikationen und Verfeinerungen wurden angebracht und 3 M (Minnesota Manufacturing and Mining Company of St. Paul) begann, das Produkt zu kommerzialisieren. In der Zwischenzeit sind auch sie aus dem Geschäft ausgestiegen und Cochlear Pty. übernahm die Verantwortung für alle Patienten weltweit.

Das zweite CI Forschungszentrum in den USA – die Stanford University mit F.B. Simmons und R.L. White – wechselte von einer Platzierung am Modiolus zu einer in der Scala Tympani. Zwei neue Systeme wurden entwickelt, später aber ebenfalls nicht kommerzialisiert.

Das dritte CI Forschungszentrum – die University of California, San Francisco mit R. P. Michelson, M.M. Merzenich und R.A. Schindler – verwendete einen Träger mit acht bipolaren Elektroden und einem ein-kanaligen Stimulator und später einem vier-kanaligen Stimulator. Die Firma Storz engagierte sich, zog sich später aber ebenfalls aus dem Geschäft zurück. Die Entwicklungen aus dieser Universität sind heute unter dem Produktnamen Clarion, hergestellt von der Firma Advanced Bionics Corporation, bekannt.

Das vierte CI Forschungszentrum – die University of Utah mit D.K. Eddington, D.E. Brackman – blieb sehr forschungsbezogen und ist es heute noch. Das Produkt mit einem Stecker aus Carbon-Symbion's-Ineraid – ist heute auch nicht mehr auf dem Markt.

In Australien haben G.N. Clark und seine Gruppe die Forschung auf dem Gebiet der Sprachkodierungsstrategien und der Kodierung fortgesetzt. Weiters wurden histopathologische Studien zur Auswirkung auf Insertionstrauma, chronische elektrische Stimulation, sekundäre infektiöse Labyrinthitis und Elektroden Elektrolysis durchgeführt. Diese Gruppe initiierte Studien auf weltweiter Basis. Die australische Firma Nucleus (jetzt Cochlear Pty) begann mit der Grup-

pe in Melbourne sehr eng zusammenzuarbeiten, und 1982 war das erste Nucleus Gerät kommerziell verfügbar.

Im November 1984 sprach die FDA (Food and Drug Administration) die Zulassung für das ein-kanalige Gerät von 3 M für ertaubte Erwachsene aus und im Oktober 1985 erklärte die FDA das Nucleus Gerät, das erste mehr-kanalige Implantat für sicher und wirksam zur klinischen Anwendung in allen regulären Gesundheitsorganisationen.



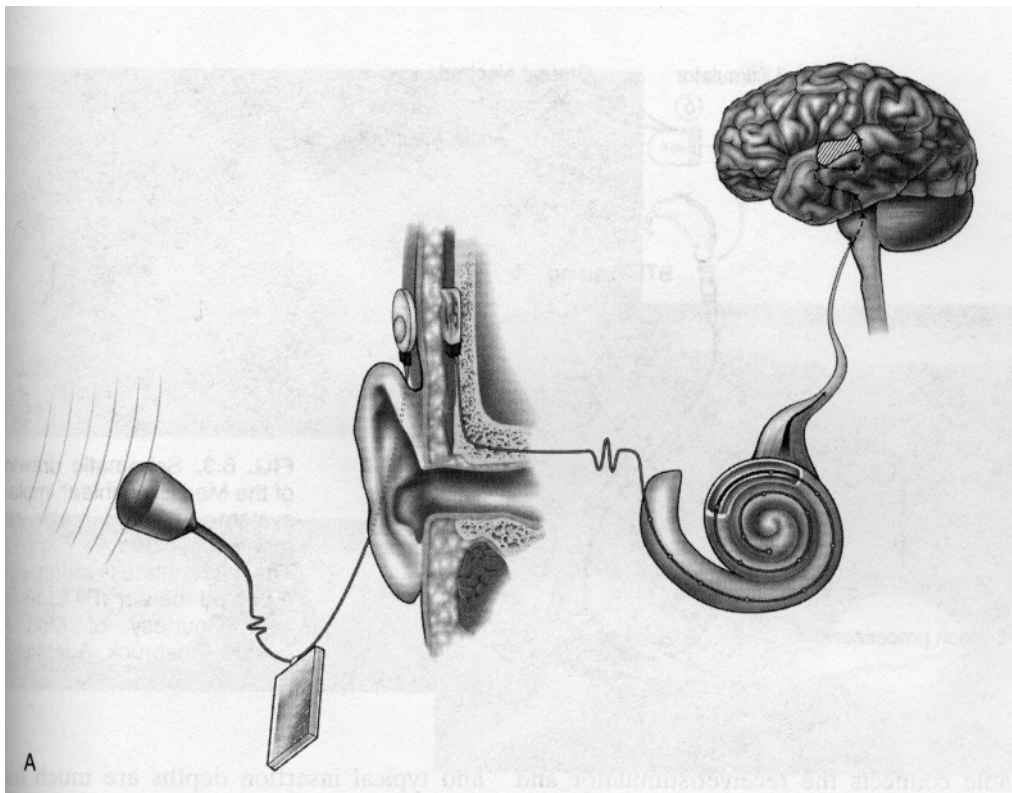
## Cochlear Implant Technologie

In der überwiegenden Mehrheit der Fälle ist Taubheit durch das Fehlen oder die Degeneration der Haarzellen in der Cochlea bedingt.

Im ertaubten Ohr fehlen die Haarzellen ganz oder sie sind zumindest rarifiziert und daher ist die Verbindung zwischen dem peripheren und dem zentralen auditorischen System beeinträchtigt. In einem normal hörenden Ohr wandeln die funktionierenden Haarzellen den akustischen Input in elektrische Stimulation um. In einem tauben Ohr übernimmt das Cochlear Implant die Funktion der Haarzellen, es überspringt die Haarzellen und stimuliert die überlebenden Neurone im Hörnerv direkt. Sogar in Fällen von langanhaltender Taubheit und in Fällen einer virulenten Ursache für die Taubheit, wie z.B. Meningitis, überleben zumindest einige Neurone immer noch.

Ein Cochlear Implant besteht aus den folgenden Komponenten: Mikrophon, Sprachprozessor, Überträgerspule und Kabeln als Außenteile und dem internen Implantat. Alle zur Zeit verfügbaren Cochlear Implant Systeme arbeiten prinzipiell in der gleichen Weise:

Abbildung 1: Komponenten des CI Systems (Niparko 2000, 110)



Ein Mikrophon nimmt den Schall auf (d.h. es fühlt Druckvariationen in einem Schallfeld) und sendet diesen zum Sprachprozessor. Der Sprachprozessor analysiert und digitalisiert den Schall in kodierte Signale. Diese kodierte Signale werden an den Überträger gesandt. Die Überträgerspule sendet den Code durch die intakte Haut zu dem internen Implantat. Das interne Implantat wandelt den Code in elektrische Signale um, und diese werden an die Elektroden gesandt, um

die erhaltenen Nervenfasern zu stimulieren. Deren Signale werden vom Gehirn als Laute empfunden und erzeugen eine Hörsensation.

Der Patient trägt ein Richtungsmikrophon über dem Ohr und die Überträgerspule wird auf der Haut, direkt über der darunterliegenden Empfängerspule platziert. Kodierte Sprachinformation und Energie zum Betreiben des Geräts werden über die intakte Haut durch Radiowellen übertragen. Die Sprachgeräusche, die von dem Richtungsmikrophon aufgenommen werden, werden von einem Sprachprozessor, entweder einem Taschensprachprozessor (in der Tasche oder am Gürtel getragen) oder einem Hinter-dem-Ohr-(HdO)-Prozessor verarbeitet. Der Empfänger-Stimulator wird in den Mastoidknochen gelegt, und der Elektrodenträger wird durch das Runde Fenster oder vorzugsweise durch eine Cochleostomie in die Scala Tympani eingeführt.

Der wesentliche Unterschied im Vergleich zu einem Hörgerät besteht darin, dass das Hörgerät den Schall verstärkt und sich dabei auf eine für die Schallübertragung ausreichende Anzahl überlebender Haarzellen in der Cochlea verlässt. Ein Hörgerät verstärkt den Schall (akustischen Input), der Schall wird dann durch chemische Synapsen an den Haarzellen in elektrische Signale umgewandelt.

1985 sagte William Luxford noch: *„Die unterschiedlichen einkanaligen und mehrkanaligen Systeme, die zur Zeit verfügbar sind, bringen einen ähnlichen Nutzen. Vollwertige Sprachunterscheidung ist noch nicht möglich. Das 'perfekte' Gerät, das offenes Sprachverstehen ermöglichen wird, ist noch viele Jahre entfernt“*.

In der Zwischenzeit hat sich die Situation erheblich verändert. Die ein-kanaligen Geräte sind verschwunden und die Überlegenheit der mehr-kanaligen ist bewiesen.

Ausgezeichnetes Sprachverstehen ist für viele CI Träger möglich und basiert auf deutlich verbesserten Sprachkodierungsstrategien, reicherer Erfahrung in der Programmierung und hervorragenden (Re)Habilitationsmethoden.

Luxford sagte auch: *„ Die Kooperation privater Herstellerfirmen mit den Forschern wird die Qualität und die Zuverlässigkeit der Implantssysteme verbessern“*. Damit hatte er absolut recht.

Cochlear Implants sind zur anerkannten Behandlung von tauben und hochgradig schwerhörigen Patienten geworden. Verbesserte elektronische Designs erfüllen klinische und Forschungsansprüche, technologische Entwicklungen haben die Geräte kleiner und zuverlässiger gemacht. Neue Sprachkodierungsstrategien haben eine Reihe von Verbesserungen im Nutzen für die Patienten gebracht.

Die Leistung (und auch die Zuverlässigkeit) eines CIs sind eng mit dem Engineering des Gerätes verbunden. Von den ungefähr 30 unterschiedlichen Geräten, die über einen Zeitraum von über 30 Jahren entwickelt wurden, sind heute nur noch wenige auf dem Markt. Die drei wesentlichen sind:

- **Nucleus 24** (mit einer Reihe von unterschiedlichen Implantatmodellen und auch unterschiedlichen Sprachprozessoren) von der Firma Cochlear Ltd., Australien
- **Clarion CI II** (mit einer Reihe von unterschiedlichen Implantatmodellen und auch unterschiedlichen Sprachprozessoren) von der Firma Advanced Bionics Corporation, USA
- **Combi 40+** (mit einer Reihe von unterschiedlichen Implantatmodellen und auch unterschiedlichen Sprachprozessoren) von der Firma Med-El, Österreich.

Das Digisonic Gerät, produziert von der Firma MXM in Frankreich, hat einen marginalen Marktanteil von nur 1% weltweit und das „All Hear“, produziert von W. House in den USA, ist kaum präsent.

Die Geräte unterscheiden sich voneinander im Material und Design des Elektrodenträgers und des Empfänger/Stimulator Gehäuses, in den Sprachkodierungsstrategien und in der Verfügbarkeit oder Nicht-Verfügbarkeit von Neuraler Antwort Telemetrie (NRT) (siehe nächstes Kapitel „Unterschiedliche Geräte und ihre Hersteller“). Nichtsdestoweniger haben diese Implantssysteme in ihrer Hardware einige Eigenschaften gemeinsam, die die grundsätzlichen Anforderungen an die Funktion widerspiegeln.

- Das **Mikrophon** für das Implantssystem ist typischerweise in dem Hinter-dem-Ohr Sprachprozessor oder in dem Taschensprachprozessor eingebaut. Ein separates „Verbindungs-“, oder „Ansteck-“, mikrophon ist auch möglich und ist mit dem Sprachprozessor mit einem dünnen Kabel verbunden. Ein gutes Mikrophon für ein Implantssystem hat einen breiten Frequenzbereich (wie für ein Hörgerät), kann aber die Antworten der Niedrig-Frequenz-Vibrationen, die durch Kopfbewegungen und Gehen hervorgerufen werden, minimieren. Ein Richtungsmikrophon hilft Sprache auch im Umweltlärm zu verstehen. Die Selektivität des Richtungsmusters kann wesentlich durch den Einsatz von mehreren Mikrophonen verbessert werden.
- Der **Sprachprozessor** wandelt den Input vom Mikrophon (oder Telefon, TV, FM System) in Muster der elektrischen Stimulation um. Der Output des Sprachprozessors sollte die wichtigsten Aspekte der Sprache repräsentieren, so dass der CI-Träger sie wahrnehmen und verstehen kann. Der Prozessor wird mit Batterien betrieben. Es ist wünschenswert, dass die Lebenszeit der Batterie dem Patienten erlaubt, das Gerät während der gesamten Wachzeit für mindestens einen Tag zu tragen. Fortschritte in der Technologie für Batterien, integrierte Schaltkreise und DSP-Chips sind vorwiegend durch den riesigen Markt für Mobiltelefone und tragbare Computer vorangetrieben worden.
- Die **Übertragungsverbindung** kann transkutan (in allen zur Zeit kommerziell verfügbaren Geräten) oder auch durch einen perkutanen Stecker erfolgen. Diese Stecker leiten die Stimuli direkt vom externen Sprachprozessor zu den implantierten Elektroden. Der größte Vorteil der transkutanen Verbindung ist, dass die Haut intakt bleibt und die implantierten Teile bedeckt. Das Risiko einer Infektion ist erheblich geringer. Der Vorteil einer perkutanen Verbindung ist die Transparenz des Signals, die für Forscher wichtig ist.
- Die **Neurale-Antwort-Telemetrie (NRT)** ist ein weiteres, relativ neues Merkmal, das der Einschätzung des Zustands des Hörnerven und der Anpassung des Sprachprozessors insbesondere bei sehr kleinen Kindern hilft (siehe separates Kapitel).
- Die **Elektroden** werden für die meisten Implantssysteme in der Scala Tympani platziert (nahe dem Ganglion spirale), einige nahe am Modiolus. Der Elektrodenträger muss biokompatibel sein, um für ein Leben lang im Kopf des Trägers zu verbleiben. Der Elektrodenträger muss auch mechanisch stabil sein und er muss eine atraumatische Insertion zulassen (Teil der „Soft surgery“). Flexible Elektrodenträger und eine schmale Querschnittsfläche erleichtern die Insertion. Dem gleichen Ziel dient die Verwendung von Hyaluronsäure (Healon).

Intracochleäre Elektroden können in einem monopolen Modus (jede intracochleäre Elektrode wird gegen eine entfernte Referenzelektrode stimuliert, normalerweise im Temporalis Muskel oder außerhalb des Empfänger/Stimulator Gehäuses) stimuliert

werden oder in einem bipolaren Modus (eine intracochleäre Elektrode wird gegen eine andere intracochleären Referenzelektrode stimuliert).  
Unterschiedliche Elektrodenpaare werden verwendet um unterschiedliche Stellen entlang des Elektrodenträgers zu stimulieren.

Abbildung 2: Implantatdesigns



Die räumliche Spezifität der Stimulation für eine ausgewählte Aktivierung der unterschiedlichen cochleären Neuronenpopulation hängt von vielen Faktoren ab (z.B. Vorhandensein oder Nicht-Vorhandensein neuraler Funktion peripher zu den Ganglionzellen, der Anzahl und Verteilung der überlebenden Ganglionzellen, der Distanz der Elektroden zu den Zielneuronen und der Moduskonfiguration der Elektroden).

Abbildung 3: Intracochleares Elektrodendesign



## Verschiedene Geräte und ihre Hersteller

Eine sehr einfache Klassifizierung der Cochlear Implant Systeme bezieht sich auf die Anzahl der Elektroden (nur eine oder mehr) und auf die Platzierung des internen Teils der Hardware. Wir unterscheiden zwischen:

- Einkanal: Extra- oder intra-cochleär
- Mehrkanal: Extra- oder intra-cochleär

Da alle drei zur Zeit auf dem Markt erhältlichen CI Systeme von wesentlicher Bedeutung Multi-Kanal- oder Geräte mit mehreren Elektroden sind und der Elektrodenträger aller intra-cochleär plaziert wird, brauchen wir noch weitere Merkmale, um sie voneinander zu unterscheiden. Wenn wir uns die interne Hardware (Elektrodenträger und Empfänger/Stimulator Gehäuse) ansehen, so finden wir die folgenden Parameter:

Tabelle 1: Parameter der unterschiedlichen Geräte

System	Cochlear Nucleus 24	Advanced Bionics Clarion 90k	Med-El Combi 40+
<b>Material des Implantgehäuses</b>	Titangehäuse in Silikonmantel Doppeltes hermetisches Siegel	Titan	Keramik
<b>Elektroden design</b>			
gerade	Nucleus 24 (M)	gerade	Standard
doppel	Nucleus 24 k		kurz
perimodiolar	Nucleus 24 Double Array (11+11+2)		Split-compressed (5+7 Paare)
ABI	Nucleus 24 Contour		
	Nucleus 24 ABI		ABI
<b>Volumen für das Knochenbett</b>	0,4qcm		2,9qcm
<b>Entfernbarer Magnet</b>	ja FDA Zulassung bis 1,5 Tesla	ja	nein FDA Zulassung bis 0,2 Tesla
<b># der intracochleaären Elektroden</b>	22	16	12 Kanäle 24 in Paaren
<b>Stimulationsorte</b>	22	8	12
<b># der extra-cochleären Elektroden</b>	2		1
<b>Längenmaß für die aktiven Elektroden</b>	15mm (Contour) 17mm (24k)	17mm	24mm (Standard) 12mm (Compressed)

System	Cochlear Nucleus 24	Advanced Bionics Clarion 90k	Med-El Combi 40+
<b>Abstand zwischen den Elektroden</b>	0,75mm (24k) 0,4mm apikal bis 0,8mm basal (Contour)	1,1mm	2,4mm(Standard) 1,1mm(Compressed)
<b>Insertionstiefe des Elektrodenträgers</b>	450-540 Grad (Advance)	Keine Angabe	31 mm gegen die laterale Wand
<b>Entladung (zur Verhinderung neuraler Schädigungen durch Ladungskumulation &gt; 2mA)</b>	Dynamische Entladung		Output verbunden mit 12 Widerständen
<b>Telemetrie</b>	Impedanz spezifikationskonform Neurale Antwort	Impedanz Neurale Antwort	Impedanz
<b>Cochleostomie</b>	1,5mm (Contour) 1,0mm (24k)	1,0mm (kein "Positioner")	1,0mm
<b>Stimulationsrate</b>	Max 14.400	90.000 (akutell 50.000)	Max. 18.000
<b>Implant speichert Programm</b>	nein	ja	nein
<b>Minimal invasive OP-Technik möglich</b>	ja	ja	nein (großer Zugang erforderlich)
<b>Erhaltung des Restgehörs</b>	Untersuchungen mit Advance/AOS Untersuchungen mit Gantz' Hybridmodell	Keine Angabe	Anspruch mit 'compressed electrode' (Frankfurter Studie)
<b>Integritätstest</b>	Crystal Integrity system für N22 und N24	Gebaut wird eine Art von Crystal system	Oscilloskope wird verwendet

Diese Parameter sagen uns nicht notwendigerweise, welches die Vorteile der unterschiedlichen Systeme sind und welches der Nutzen für die CI-Empfänger.

Offensichtlich ist das Material ein ausschlaggebender Faktor für die Zuverlässigkeit des Gerätes (Risiko der Beschädigung im Fall von Trauma) und auch für die Flexibilität des Empfänger/Stimulator-Gehäuses (insbesondere im Hinblick auf die Schädelformation bei sehr kleinen Kindern).

Ein kleines Volumen für das Knochenbett ist nicht nur für den Operateur wünschenswert (für ihn zur Zeitersparnis und für eine kürzere Anästhesie), sondern auch für das Kleinkind, das noch eine sehr dünne Schädeldecke hat.

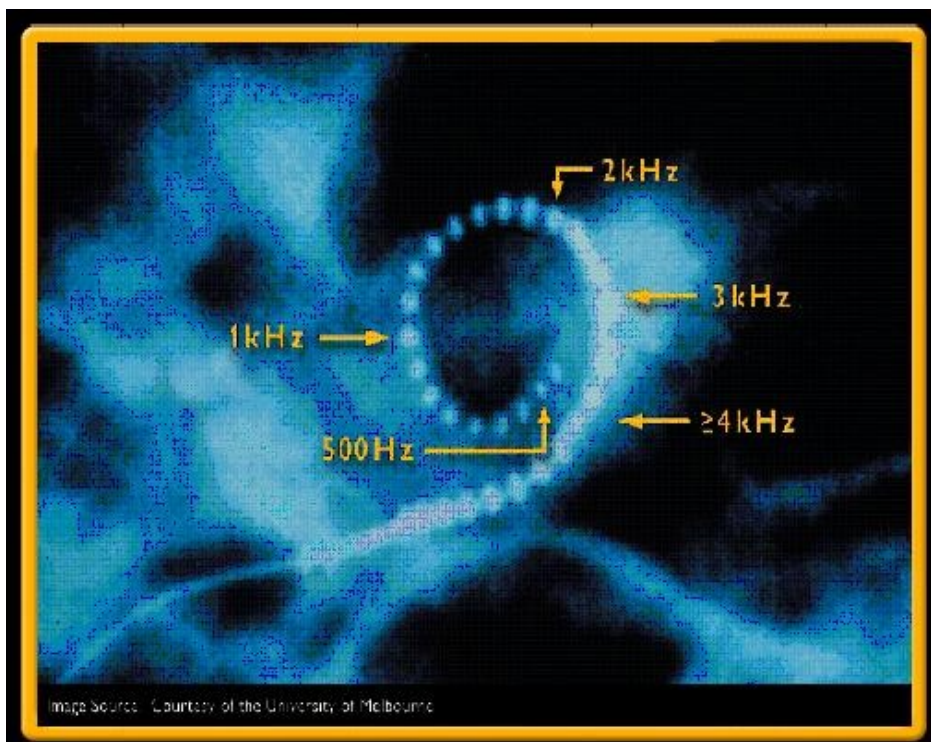
Im Hinblick darauf, dass die Bedeutung von Magnet-Resonanz-Tomographie für Diagnosezwecke zunimmt und so auch die Stärke (gemessen in Tesla), ist es wichtig, ein Gerät zu haben, das die Anwendung dieser Technik ohne Risiko erlaubt (das Nucleus Gerät ist von der FDA bis zu 1,5 Tesla zugelassen, das Med-El Gerät bis 0,2 Tesla).

Die Anzahl der Elektroden und die Anzahl der Stimulationsorte bieten ein unterschiedliches Niveau an Flexibilität in der Programmierung.

Die Fragen „Welches ist die ideale Platzierung des Elektrodenträgers“? „Sollte es so tief wie möglich in der Scala Tympani sein“? „Sollte es so nahe wie möglich am Modiolus sein“? können nur beantwortet werden, wenn wir uns die Anatomie näher ansehen.

Die Zellen des Ganglion Spirale sind innerhalb der Cochlea tonotopisch angeordnet, wobei die größte Dichte in den ersten 1,75 Windungen ist - dem Areal, das den Sprachfrequenzen entspricht (250 Hz bis 4 kHz). Da wir diese Zellen des Ganglion Spirale stimulieren wollen, wollen wir auch eine optimale Insertionstiefe (ca. 25 mm oder 540 Grad gemessen von der Cochleostomie), wir wollen nahe am Modiolus sein und wir wollen das Maximum an Stimulationsorten in diesem Areal anbieten.

Abbildung 4: Nucleus CI24M in situ-22 Kanäle platziert im Sprachfrequenzbereich



Operateure stellen auch die kritische Frage, ob der intracochleäre Raum ganz ausgefüllt werden soll (wie dies bei der Clarion HiFocus Elektrode mit Positionierer passiert ist), und einige haben eine Reihe von Risikofaktoren aufgedeckt (z.B. grössere Cochleostomie, ständiger Druck auf die empfindlichen Strukturen innerhalb der Cochlea und die mögliche Zerstörung des Restgehörs). Wie sich herausgestellt hat, war der größte Nachteil des „Positioniers“ der so genannte „dead space“ (tote Raum) zwischen dem Positionierer und dem Elektrodenträger an der Cochleostomie, welcher möglicherweise den Weg für Bakterien gebahnt hat, die in einer Meningitis

resultierten. Advanced Bionics hat die HiFocus Elektrode mit dem Positionierer vom Markt zurückgezogen. Die externe Hardware (der Sprachprozessor – Taschen- oder Hinter-dem-Ohr) unterscheidet sich auch in Form, Gewicht und Batterieverbrauch.

Tabelle 2: Die Taschenprozessoren

System	Cochlear Nucleus 24 Sprint	Advanced Bionics Platinum Series	Med-El CIS Pro +
<b>Programme</b>	4	3	3
<b>Microphon</b>	Richtungs-	Alle Richtungen	Alle Richtungen
<b>Zubehör</b>	Ansteckmikrofon Telefonadapter Telespule TV/HiFi-Kabel Persönliches Audio- kabel FM-Kabel	Ansteckmikrofon Telefonspule	
<b>Beispiele eines typischen Batterieverbrauchs</b>	Speak: 12 Std 1 x AA 27 Std 2 x AA ACE: 10 Std 2 x AA	SAS: 11 Std Spezielle Lithium-Ionen- Batterie (aufladbar) keine AA	CIS: einen Tag 2xAA

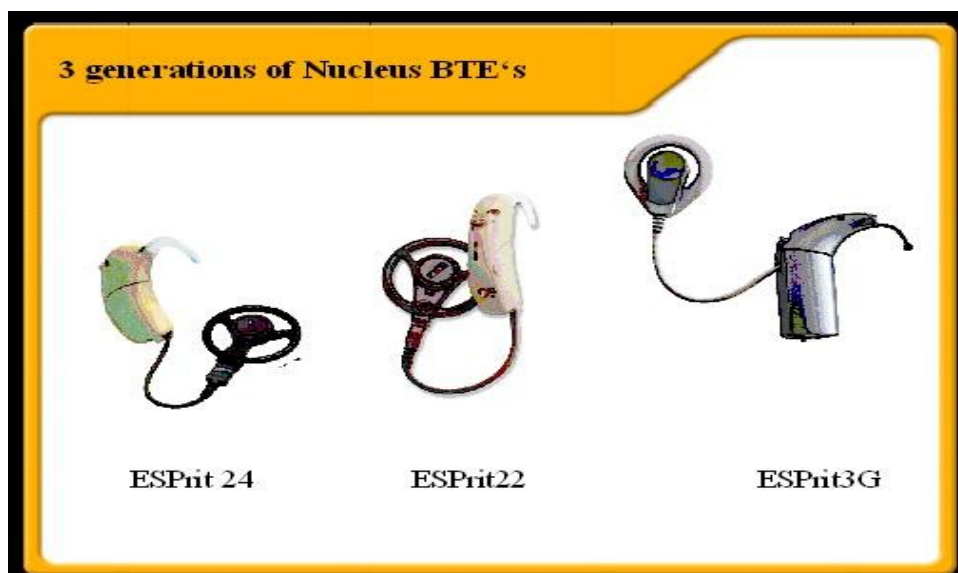
Tabelle 3: Die HdO-Prozessoren

System	Cochlear ESPrIt 3G	Advanced Bionics Platinum BTE	Med-El Tempo +
<b>Gewicht</b>	12 gr. (Sprachprozessor + 3Zinkbatterien) 22 gr. (Sprachprozessor + 3 Zinkbatterien + Kabel, Sule und Magnet)		12 gr (mit Batterien)
<b>Strategien</b>	SPEAK, CIS und ACE	HiRes-S, HiRes-P (CIS, MPS mit SCLIN)	CIS, CIS+
<b>Batterietypen</b>	3 x Hochleistungs Zink-Luft	Spezielle Aufladbare (2 Größen)	3 x Zink-Luft (für HdO)
<b>Lebensdauer der Batterie</b>	50 Std (SPEAK); 14 Std Minimum (ACE and CIS); Einige ESPrit 3G Träger berichten über 65 Std.	9 Std (dünne Batterie) *	3-5 Tage*



System	Cochlear ESPrIt 3G	Advanced Bionics Platinum BTE	Med-El Tempo +
Zubehör	Titan Ohrhaken Weicher Schutz für Ohrhaken HdO Mikrofonsperre 59" Ansteckmikrofon mit Klammer adaptierbare Kabel persönliches Audiokabel Monitor-Kopfhörer TV/HiFi-Kabel Mikrolink Adapter Erste eingebaute Tele-spule Flüstereinstellung Mikorfoneinstellung FM MLx Mikrolink Empfänger 48 Farbkombinationen	Auswechselbare Ohrhaken "Firefly" direkte Verbindung T-Mikrofon Batteriepaket für Kleinkinder - 25 Std Langzeitbatterie (Hochleistungs Cel Plus) für 1 Tag Auswechselbare Spule und Spulenabdeckung	Spulenkabel Fernmikrofon Audiomix cable Audio ext euromix cable connenvans mix cable audioBiMix cable

Abbildung 5: Geschichte des Nucleus HdO-Prozessors



Die Software (die Sprachkodierungsstrategien) werden in einem separaten Kapitel behandelt.

## Fragen zur Sicherheit

### Biokompatibilität der Materialien

Die biologische Sicherheit ist ein wichtiger Aspekt für die Cochlear Implantation. Wir müssen eine Fremdkörperreaktion auf die interne Hardware des CI Systems (das Empfänger/ Stimulator Gehäuse) vermeiden und wir wollen die Hörnervenfasern, die wir über einen sehr langen Zeitraum stimulieren wollen, nicht schädigen.

Viele Versuche und Tests zur Biokompatibilität der Materialien, mit besonderem Augenmerk auf Knochen-, Gelenk- und Herzklappenersatz, wurden durchgeführt. Deren Biokompatibilität schwankt jedoch mit der Platzierung des Implantats und dem es umgebenden Gewebe.

Eine weitere Komplikation ist die Tatsache, dass die Gewebereaktion auf die einzelnen Materialien unterschiedlich ist und dass auch die Materialien selbst unterschiedlich sein können. Daher ist es von außerordentlicher Bedeutung, die Materialien zu testen, die für die Herstellung des CI verwendet werden. Das ist auch eine Anforderung der FDA für die Zulassung als sicheres und effektives Gerät.

Silikon-Elastomere medizinischer Qualität sind über viele Jahre mit minimal entzündlichen Reaktionen implantiert worden. Daher kann angenommen werden, dass sie als Material für das Empfänger/Stimulator Gehäuse sicher sind. Platin ist aus elektrochemischer Sicht als Material für die Elektroden zufriedenstellend. Dieses Material wird in vielen Neuro-Prothesen verwendet. Keramik, das Material aus dem Herzschrittmacher hergestellt werden, hat sich als sicher erwiesen, auch nach vielen Jahren, in denen es im menschlichen Körper verblieben ist.

Das Material, das für den Elektrodenträger verwendet wird, sollte auch mechanische Eigenschaften haben, die die „soft surgery“ („sanfte Chirurgie“) ermöglichen. Der Träger muss leicht zu formen und zu sterilisieren sein und sollte für die Körperflüssigkeit undurchlässig sein. Ausgedehnte Tierversuche mussten vor der Einreichung an die Food and Drug Administration abgeschlossen sein.

Mit zunehmender Erfahrung – einige der CI Träger haben ihr Gerät fast 20 Jahre – haben wir Vertrauen gewonnen und sind sicher, dass die Materialien, die für die gegenwärtig zur Verfügung stehenden CI Systeme verwendet werden, allen Anforderungen an die Biokompatibilität gerecht werden.

### Zuverlässigkeit

Die Frage der Zuverlässigkeit von Cochlear Implants ist für Kandidaten, Eltern und Mediziner sehr wichtig, besonders zum Zeitpunkt, wenn sie sich für ein bestimmtes Implantat entscheiden. Kandidaten und vor allem Eltern stellen häufig die Frage: „Wie hoch ist das Risiko, dass mein Implantat ausfällt?“ „Wie hoch ist die Wahrscheinlichkeit, dass eine Re-Implantation notwendig wird?“ „Wie viele Male könnte eine Re-Implantation notwendig werden“?

Zuverlässigkeit wird definiert als „...die Wahrscheinlichkeit eines Gerätes seinem Verwendungszweck über den Zeitraum hinweg gerecht zu werden, für den es zum Zeitpunkt des Einsatzes und unter den gegebenen Umständen vorgesehen ist“ (Zitat der „Electronics Industries Association“ – Verband der elektronischen Industrie – USA). Eine ähnliche Definition der Zuver-

lässigkeit ist „... die Wahrscheinlichkeit, dass ein Gerät ohne Ausfall für die vorgesehene Zeit unter den vorgegebenen Anwendungsbedingungen überlebt“. Es ist wichtig zu verstehen, dass die Zuverlässigkeit mit Wahrscheinlichkeit in Relation steht und daher ein gewisses Maß an Vertrauen und statistische Auswertung einbezieht. Das andere wichtige Kriterium ist die Zeit. Wir haben noch keine CI-Träger mit lebenslanger Erfahrung, und daher sind die Vorhersagen auf die Geschichte und auf Annahmen gegründet.

Die meisten Methoden, mit denen die Zuverlässigkeit üblicherweise gemessen wird, basieren auf statistischen Annahmen und reflektieren daher möglicherweise nicht die tatsächliche Leistung über die Zeit. Der so genannte „Kumulative Erfahrungsbericht“ („Cumulative Experience Report = CER), auch bekannt unter „kumulative Überlebensrate“, ist eine effektive Art, historische Daten zu präsentieren und wird auch in der Herzschrittmacher-Industrie akzeptiert.

Im allgemeinen kann ein Ausfall des Gerätes definiert werden als „... die Unfähigkeit, die vorgesehene Funktion auszuüben“. Wir müssen zwischen „weichen“ („soft“) und „harten“ („hard“) Ausfällen unterscheiden.

Ein „weicher“ Ausfall ist durch eine Abweichung von der Spezifikation ohne Totalverlust der Funktion gekennzeichnet. Ein „weicher“ Ausfall kann durch entsprechende Programmierung behoben werden.

Ein „harter“ Ausfall beinhaltet den totalen Verlust der Funktion und erfordert eine Revisions-Operation zur Entfernung und zum Ersatz des Implantates. Die Gründe für „harte“ Ausfälle können mannigfaltig sein, sie können z.B. am Design, der Produktion und dem Anwender liegen. Design heißt ein dem Produkt inhärentes Charakteristikum. Ein produktions-verursachter Ausfall ist meist zufällig und hängt von Variationen in den verwendeten Komponenten oder den angewandten Prozessen ab. Ein Anwenderverursachter Ausfall kann ein Schlag auf den Kopf nahe dem Implantat sein.

Erfahrung über einen bestimmten Zeitraum muss vorliegen, um die Leistung des Gerätes messen zu können. Mit anderen Worten, eine ausreichende Anzahl von Implantaten muss über einen ausreichend langen Zeitraum implantiert sein, bevor eine Schlussfolgerung gezogen werden kann.

Aus der Anzahl der Ausfälle und der Anzahl der CI-Träger kann die Ausfallquote leicht berechnet werden. Dieser Ansatz trägt jedoch dem Faktor Zeit nicht Rechnung. Wer würde behaupten, dass eine Ausfallquote von 1% in einer Population über ein Jahr besser ist als eine Ausfallquote von 15% in einer Population über 50 Jahre nach der Operation? Folglich kann eine Prozentzahl alleine kein vernünftiges Maß zur Messung der Leistung sein. Die durchschnittliche Ausfallquote kann berechnet werden, indem man die totale Anzahl der ausgefallenen Geräte durch die kumulative Lebensdauer der Geräte dividiert. „Durchschnittliche Zeit bis zum Ausfall“ („Mean time to failure“) ist die Inversion (der reziproke Wert) zur durchschnittlichen Fehlerquote. Der einzige limitierende Faktor in diesem Ansatz ist die statistische Annahme einer konstanten Fehlerquote.

Um die zukünftige Zuverlässigkeit voraussagen zu können, müsste man statistische Annahmen zur zukünftigen Leistung des Gerätes machen und – noch ausschlaggebender – den Einfluss von Verbesserungen im Design und Herstellungsprozess berücksichtigen.

Für die Hersteller von CI Systemen sollte es allgemeiner Standard sein, über alle Ausfälle und deren Gründe zu berichten und folglich auch korrektive Maßnahmen zu ergreifen und Veränderungen im Design und im Herstellungsprozess durchzuführen. Für das Nucleus Gerät z.B. war der häufigste Grund für Ausfälle eine Schwachstelle an der Aus-

trittsstelle der Antenne vom Gehäuse. Die Hinzufügung von zwei S-förmigen Schlaufen, die die Spannung verringerten, hat das Problem gelöst. Eine Testbatterie steht zur Verfügung, so dass die CI Hersteller zuversichtlich sein können, neue Implantate einzuführen, die eine hohe kumulative Überlebensrate haben werden.

- Test zum heftigen Aufprall: Eine Test-Spannvorrichtung wurde entworfen, um den direkten Aufprall auf einen harten Gegenstand, an der Stelle wo das Implantat liegt, zu simulieren. Das Implantat wird an die Stelle des Aufpralls mit einem Metallpendel gebracht und dieses Pendel wird dann aus zunehmender Höhe geschwungen. Ein Vergleich der Minimummenge an Energie, die einen Ausfall zur Folge hat, lässt die Bewertung neuer Designs zu sowie auch einen Vergleich mit den bestehenden Implantaten, die bereits eine ausgedehnte, langfristige und realistische Leistung über die Zeit erbracht haben.
- Ermüdungstest des dynamischen Winkels für den Elektroden Träger: Da die flexiblen Elektroden Träger im Nucleus Gerät aus dem Titangehäuse an einer bestimmten Stelle austreten, besteht ein mögliches Risiko, dass die Bewegung der umgebenden Muskeln den einen oder anderen winzigen Elektroden Draht ermüden und schließlich zum Bruch führen könnte. Die Test-Einstellvorrichtung wird dazu verwendet, den Elektroden Träger durch Millionen von Biegevorgängen zu zwingen und sie in diesem Test einer größeren mechanischen Belastung auszusetzen, als dies in der Realität der Fall ist.

Wir haben gelernt, dass alle CI-Träger sich an einer ganzen Reihe von Aktivitäten erfreuen: z.B. Flugreisen, Sport im Freien. All dies kann eine erhebliche Belastung für das Implantat bedeuten. Daher müssen wir diese Situationen simulieren und sicherstellen, dass die CI-Träger in ihren Aktivitäten nicht beschränkt sind und dass auch extreme Temperaturen, Schockeinwirkung und heftige Vibrationen keine hohen Risiken darstellen.

## **Verträglichkeit mit Magnetresonanzaufnahmen**

Die Magnetresonanzaufnahme ist eine bildgebende Technik, die ein sehr starkes magnetisches Feld und Radiofrequenz nutzt, um weiches Gewebe durch die Entdeckung von Wasserstoffatomen zu visualisieren. Da die Menge an Wasserstoff mit der Art und sogar mit dem gesundheitlichen Zustand des Gewebes im Körper variiert, kann ein sehr genaues Bild geschaffen werden. Diese Methode wird auch vor der CI Operation angewandt, wenn ein Verdacht auf eine Obliteration der Schnecke oder auf das Fehlen des Hörnerven vorliegt.

Magnetresonanzaufnahmen können zur Früherkennung und Frühbehandlung von Krankheiten dienen und in vielen Fällen die Notwendigkeit risikoreicherer Interventionen, wie z.B. chirurgische Eingriffe zur Erkennung des Problems oder Biopsie vermeiden.

Moderne Magnetresonanzenmaschinen arbeiten üblicherweise mit 1,5 bis 4,0 Tesla. Magnetresonanz als bildgebendes Verfahren wird immer populärer und im Hinblick auf kleine Kinder, die heute das CI erhalten, und auf die verlängerte Lebenserwartung steigt die Wahrscheinlichkeit, dass eines Tages ein MRI vorgenommen werden muss. Daher liegt es in der Verantwortung der CI Hersteller, die Bedeutung von MRI zu erkennen und mit der MRI Technologie Schritt zu halten. Andernfalls könnte dem CI-Träger die Möglichkeit genommen werden, eines Tages von MRI zu profitieren.

Das CI kann mit dem magnetischen Feld und dem Radio-Frequenz-Feld, das vom MRI Scanner generiert wird, in eine Wechselwirkung geraten, wodurch folgende Effekte möglich sind:

- Krafteinwirkung auf das Implantat
- Drehkraft auf das Implantat
- Unerwünschte Stimuli
- Funktionsverlust des Implantates
- Erhitzung
- Artefakte in der Darstellung

Ein entfernbare Magnet erlaubt die Magnetresonanzdarstellung mit höheren Tesla und ist von der FDA bis 1,5 Tesla zugelassen. Die Prozedur zur Entfernung des Magneten ist einfach und kann unter Lokalanästhesie erfolgen.

## Sprachkodierungsstrategien

Cochlear Implants ermöglichen hochgradig schwerhörigen und tauben Menschen eine teilweise Wiederherstellung von Höreindrücken und eine limitierte Spracherkennung.

Es gibt technologische und elektrophysiologische Einschränkungen, die durch die anatomischen und physiologischen Bedingungen im menschlichen Hörsystem verursacht sind. Die elektrische Stimulation mithilfe von Elektroden in der Cochlea erlaubt nur eine sehr beschränkte Annäherung an das normale Erregungsmuster der Hörnervenfasern im Hörnerven.

Die Signalverarbeitung der Cochlear Implants ist mit dem Problem einer erheblich beschränkten Kanalkapazität konfrontiert und mit der Notwendigkeit, eine Auswahl an Informationen kodieren zu müssen, die im Schallsignal, das das „hörende Ohr“ erreicht, enthalten ist.

Wir blicken nunmehr auf 20 Jahre Geschichte des multi-kanalen Cochlear Implants zurück und erzielen – ungeachtet all dieser Einschränkungen – laufend Leistungssteigerungen. Unterschiedliche Faktoren haben und werden zu besseren Resultaten im Sprachverstehen (in Ruhe und im Lärm), zur Sprachproduktion und Lebensqualität beitragen. Einer der wesentlichen Faktoren in diesem kontinuierlichen Prozess ist eindeutig die Entwicklung von neueren Sprachkodierungsstrategien.

Einfache Strategien, wie **FOF1F2** mit dem Standard Nucleus Gerät in den frühen 80er Jahren, noch mit einem ziemlich voluminösen Sprachprozessor (Wearable Speech processor) erbrachten ca. 30 % offenes Sprachverstehen. Multipeak mit dem Nucleus 22 bot bereits eine erhebliche Verbesserungen (durchschnittliche Resultate lagen bei 58 % offenem Sprachverstehen), und mit **SPEAK** (die Strategie wurde 1994 eingeführt und ist auch heute noch in der Serie der Nucleus 24 Implantate und mit den Sprachprozessoren Sprint und ESprit verfügbar) wurden weitere Fortschritte erzielt (die durchschnittliche Leistung liegt bei 77 % offenem Sprachverstehen). Im Jahre 1998 wurden dann Continuous Interleaved Sampling (CIS) und Advanced Combination Encoders (ACE) eingeführt und die Ergebnisse liegen mit diesen Kodierungsstrategien bei 85 % offenem Sprachverstehen (CUNY Test in Ruhe).

Bereits 1995 bestätigte das National Institute of Health in einem Consensus-Papier, dass „... eine Mehrheit der CI-Träger, die die neuesten Modelle an Sprachprozessoren haben, bei schwierigen Texten ohne visuelle Unterstützung über 80% offenem Sprachverstehen liegen wird“.

Alle Hersteller von multi-kanaligen CI Systemen bieten derzeit CIS oder CIS-ähnliche Strategien an, wobei Cochlear auch ACE offeriert.

Ungeachtet all des Fortschritts kann immer noch viel erreicht werden. Auch Patienten mit ausgezeichneten Resultaten hören immer noch nicht so gut wie Menschen mit normalem Gehör (besonders unter Lärmbedingungen), und das Leistungsspektrum der CI-Träger ist sehr breit. Wir scheinen immer noch nicht zu verstehen, warum einige Patienten eine so hervorragende Leistung erbringen und einige nicht, obwohl sie doch im Hinblick auf ihren Hörverlust, die Dauer und Ursache der Taubheit vergleichbar erscheinen.

Das **Vocoder System** hat eine lange Geschichte und geht bis auf die späten 30er Jahre zurück. Im Kanal-Vocoder wird die Information über die Reizung des Stimmtrakts (vocal tract) mit einem Stimmdetektor und mit einem Frequenzdetektor (oder der Grundfrequenz) analysiert. Der Stimmdetektor entscheidet, ob das entsprechende Sprachsignal stimmhaft oder stimmlos ist, der Frequenzdetektor bestimmt die Frequenz der Stimmritzenöffnung für die stimmhaften Laute. Die Information über die Stellung des Stimmtrakts wird mithilfe von Band- oder Band-Pass-Filtern und einem Envelop-Detektor (für die Umhüllende) extrahiert. Indem alle Outputs des Band-Pass-Filters addiert werden, wird ein synthetisches Sprachsignal gestaltet. Die Vocoder-Theorie und unterschiedliche Modelle haben eine wesentliche Rolle in den frühen Designs zumindest der multi-kanaligen CI Systeme gespielt.

Die frühen Verarbeitungsstrategien, die auf Vocoder Analogien beruhen, schlossen die „Interleaved Pulses“ und eine Reihe von „Feature Extraction“ Strategien ein. Ein ähnlicher Ansatz wie bei den Kanal-Vocodern wurde in den sog. IP Strategien angewandt und ein Ansatz ähnlich dem Formant-Vocoder wurde in den „Feature Extraction“ Strategien verwendet.

Die **Continuous Interleaved Sampling Strategie (CIS)** war ein direkter Abkömmling der IP Strategien. Das Ziel war, die „voicing“ Sprachinformation auf natürlichere Weise zu präsentieren und den Informationsgehalt, der durch das Implantat vermittelt wird, zu erhöhen. Die Stimuli werden in nicht-simultaner Weise über die Elektroden angeboten (wie bei SPEAK). Das hilft, eine Wechselwirkung (Interferenz) der Kanäle zu vermeiden. Die CIS Strategie – im Unterschied zu SPEAK – enthält keine ausgeprägte Darstellung der stimmhaften und stimmlosen Unterscheidungen der Grundfrequenz von stimmhaften Lauten. Diese Variationen sind in den Modulations-Kurven enthalten unter Verwendung von hohen „cut-off“ Frequenzen für die Niedrig-Pass-Filter in den Umhüllungsdetektoren.

CIS-Prozessoren verwenden höhere Stimulationsraten. Erste Bewertungen der CIS Strategie wurden mit dem perkutanen Ineraid Gerät vorgenommen, und 80 % offenes Verstehen in dem NU-6 Wörter Test erzielt.

Die **Compressed Analog Strategie (CA)** war eine der ersten Strategien, die bei multi-kanaligen Systemen zum Einsatz kam, zu einer Zeit, da auch FOF2 verwendet wurde. Diese Strategie wurde im Ineraid und im UCSF/Storz Implantat implementiert, wobei beide nicht mehr auf dem Markt erhältlich sind. Eine Modifikation – die Simultaneous Analog Stimulation (SAS) – wird zur Zeit im Clarion Implantat angeboten. Die CA und SAS Strategie verwendet analoge Kurven für die Stimuli anstelle von biphasischen Pulsen. Ebenso wie die CIS Strategie baut die CA Strategie nicht auf dem Vocoder Modell auf. Beide extrahieren keine Charakteristika aus dem Spracheingang.

Eine ungeheure Anzahl von Studien hat versucht, die unterschiedlichen Sprachkodierungsstrategien mit ihren Vorgängern und gegeneinander zu vergleichen. Passende Patientengruppen wurden ausgewählt und häufig widersprachen die Ergebnisse einander.

Die Optionen zwischen SPEAK, ACE und CIS sind dafür gedacht, den Patienten zu helfen, die für sie beste Strategie auszuwählen und somit bessere Resultate zu erzielen. In der Tat haben wir Patienten gesehen, die sich schließlich für eine Strategie entschieden haben, obwohl sie mit dieser nicht die besten Resultate erzielten. Sie zogen sie einfach vor.

Ein weiterer ganz wesentlicher Faktor für die Erzielung bester Ergebnisse für den CI-Träger ist der Prozess der Anpassung. Der Audiologe/Ingenieur muss alle Möglichkeiten kennen, die die Software anbietet, und er muss sich die Zeit nehmen, mit dem CI-Träger zu arbeiten. Dies wird noch in einem späteren Kapitel beschrieben.

Die Herausforderung für die Zukunft ist, die hohe Variabilität in den Resultaten zu reduzieren und vor allem den Patienten zu helfen, die immer noch am unteren Ende der Leistungsskala stehen.

## **Neurale Antwort Telemetrie (NRT)**

Menschen wollen immer gerne in die Zukunft schauen, und so wollen auch wir unsere Chance vergrößern, die Leistungsfähigkeit der einzelnen CI Träger voraussagen zu können.

Es gibt einige unterschiedliche Möglichkeiten, die neuralen Antworten eines CI-Verwenders zu messen. Antworten vom Hirnstamm, Antworten der mittleren Latenz und späte Potentiale wurden gemessen als Reaktion auf Elektrostimulation des auditorischen Systems. Es gab auch eine Reihe von Studien, die die evozierten Potentiale einsetzte, um die post-operative Leistungsfähigkeit vorauszusagen oder zu erklären. Die zugrundeliegende Annahme ist, dass der Status des Hörnerven zuverlässig mit elektrophysiologischen Methoden gemessen werden kann. Zumindest zu einem gewissen Grad sollte es möglich sein, das Erfolgspotential für den individuellen CI-Träger einzuschätzen.

Die direkteste Messmethode für die Aktivität des Hörnerven eines CI-Trägers ist das elektrisch evozierte Summen-Aktions-Potential (ECAP – electrically evoked compound action potential). Es ist die synchronisierte Antwort peripherer Hörnerven auf elektrische Impulse, die durch eine intracochleäre Elektrode gegeben werden. Die ECAP Kurve besteht typischerweise aus einer am Anfang sichtbaren negativen Spitze, gefolgt von einer positiven Spitze, die mit N1 und P1 benannt werden. Diese Spitzen haben extrem kurze Latenzen, die Amplituden dieser Antworten variieren mit der Intensität des Stimulus und sind von Testperson zu Testperson verschieden. In der Vergangenheit war es nur möglich, diese Antworten intraoperativ oder an Patienten mit einem Implant mit perkutaner Steckerverbindung zu messen.

Die Neurale Antwort Telemetrie ist eine schnelle und nicht-invasive Methode, das ECAP der peripheren auditorischen Nerven in-situ zu messen. Die NRT Software wurde an der Universität in Zürich, Schweiz, entwickelt in Zusammenarbeit mit der Firma Cochlear im Jahre 1995. Die ersten NRT Antworten wurden an einem Nucleus 24 Patienten 1996 gemessen. In der Zwischenzeit wurde die Methode an Tausenden von Erwachsenen, Kindern und Kleinkindern zum Einsatz gebracht, und die Erfolgsrate wird mit 95 % angegeben.

NRT gibt den Medizinern und Therapeuten wertvolle Informationen für die Programmierung der Schwellen- und maximalen Toleranz-Werte für die in den Sprachprozessoren zu speichernden „Maps“.

Einer der herausragenden Vorteile ist, dass kein Bedarf an zusätzlichen Geräten besteht und dass kleine Kinder nicht sediert werden müssen. Daher hat NRT einen wesentlichen Vorteil im Vergleich zu den anderen Messungen der evozierte Potentiale (z.B. elektrisch evozierten Hirnstamm Antworten = EABR = Electrically Evoked Auditory Brainstem Response).

Der klinisch wichtigste Wert ist der Schwellenwert (Threshold) – NRT (T-NRT) und die Amplituden-Ansteige-Funktion. Die ECAP Amplitude ist die Differenz zwischen der N1 und P1 Amplitude. Die Amplituden-Ansteige-Funktion kann mit der empfundenen Lautheits-Ansteige-Funktion korrelieren und das kann für eine verbesserte Berücksichtigung des Lautheitsanstiegs in der „Map“ im Sprachprozessor hilfreich sein. Die Ansteige-Funktion kann auch dazu dienen, Unterschiede im Überlebensmuster der Hörnervenfasern einzuschätzen.

Die T-NRT Schwellen sind nicht gleich der subjektiven T- oder C-Schwellen; typischerweise liegen sie zwischen den beiden. T-NRT ist für den CI-Träger meist hörbar. Es ist auch interessant zu vermerken, dass die Korrelation zwischen T-NRT und subjektiven (Verhaltens-) T- und C-Schwellen sich im Laufe der Zeit verbessert. Das Verhältnis zwischen objektivem T-NRT und subjektiven T- und C-Schwellen hat dazu geführt, Formeln zu entwickeln, die die T- und C-Schwellen voraussagen, indem man NRT – Werte zusammen mit ausgewählter Information aus den verhaltensaudiometrisch erhaltenen Messungen verbindet.

NRT kann auch intraoperativ eingesetzt werden in Verbindung mit der Impedanz-Telemetrie (zur Überprüfung der Integrität der implantierten Elektroden) und mit der Spezifikations-Telemetrie (zur Bestätigung, dass das Implantat der Spezifikation entsprechend funktioniert).

Wenn auch NRT Ergebnisse nicht bei allen CI-Trägern zu erzielen sind, so ist der Vorteil doch der, dass viel weniger Geräte benötigt werden als für EABR und dass es viel schneller ist. Diese intraoperativen NRT Schwellen können als Richtlinie für die Programmierung verwendet werden, ein wesentlicher Vorteil vor allem bei der Arbeit mit sehr kleinen Kindern, die nicht kooperativ sind. NRT Schwellen verändern sich über die Zeit, am meisten zwischen der intraoperativen und der ersten postoperativen Messung, später weniger. Advanced Bionics hat kürzlich NRT Software für ihr Clarion Gerät eingeführt.

Warum Telemetrie? Ein externes Gerät ist ebenso wenig erforderlich wie eine Intervention oder ein chirurgischer Eingriff.

## **Binaural / Bimodal / Bilateral**

Gott hat uns zwei Ohren gegeben und dafür gibt es gute Gründe.

Einige Leute, darunter leider auch Otologen, formulieren es sehr einfach: „*Wir hören mit zwei Ohren besser und da wir zwei Ohren haben, müssen wir hörgeschädigte Menschen mit zwei Hörgeräten und taube Menschen mit zwei Cochlear Implants versorgen*“. So einfach ist es aber nicht!

Das binaurale Hören ist die Voraussetzung für viele faszinierende Aspekte des Hörens. Im täglichen Leben ist das Richtungshören wichtig ebenso wie die Fähigkeit, unter ungünstigen Bedingungen (z.B. im Lärm = „Cocktail Party Effekt“) zu verstehen.

Eine grundlegende Charakteristik des binauralen Hörens ist, dass die von beiden Ohren empfangenen Signale entlang der Hörbahn und im auditorischen Cortex (Hirnrinde) zusammen verarbeitet werden. Auf diese Weise werden Ähnlichkeiten und Unterschiede erkannt und einge-



schätzt. Richtungshören z. B. wird durch die Wahrnehmung der interauralen Unterschiede (Unterschiede zwischen den beiden Ohren) bestimmt: Der Schall erreicht das Ohr, das näher ist, etwas früher und infolge des Kopfschatten-Effekts wird ein Unterschied in der Lautheit (im Pegel) wahrgenommen. Diese Unterschiede sind sehr gering: Wenn z. B. der Schall den Kopf genau von der Seite trifft, ist der maximale Unterschied in der Laufzeit 750 Mikrosekunden und der Unterschied in der Lautheit ca. 15 dB. Der letztere Wert hängt von der Tonhöhe ab: Der Kopf ist für lange Wellen nicht „sichtbar“, und das bedeutet, dass in den niedrigen Frequenzen die Lautheit weniger stark ausgeprägt ist. Eine normal hörende Person kann extrem kleine interaurale Unterschiede, wie 10 Mikrosekunden oder 1dB als einen „Richtungswechsel“ erkennen. Zusätzlich zu diesen Unterschieden werden feine Schallunterschiede, in Abhängigkeit von der Ablenkung an der Ohrmuschel, erkannt, so z. B. ob der Schall von vorne oder von hinten kommt. Im Falle einer Hörschädigung ist diese Fähigkeit der binauralen Verarbeitung dramatisch reduziert. Das führt typisch zu einem „Problem zu verstehen“. Hörbehinderte Menschen haben oft Schwierigkeiten, Sprache im Lärm zu verstehen, und das hat eine deutlich negative Auswirkung auf das tägliche Leben. Im Falle der monauralen Versorgung mit einem Hörgerät bei einer binaural hörgeschädigten Person oder im Fall einer monauralen Taubheit kann die betroffene Person leicht das Gefühl von „ich bin von einer Seite nicht ansprechbar, ich verpasse alles“ entwickeln.

Ein anderer Effekt, der in diesem Zusammenhang diskutiert werden muss, ist die Deprivation: Wenn Nervenstrukturen nicht oder nur sehr selten benutzt werden (wegen eines peripheren Hörschadens oder wenn nur **ein** Hörgerät bei symmetrischem Hörverlust getragen wird), so ist eine Verschlechterung des Hörvermögens das wahrscheinliche Resultat. Dennoch, die Tatsache, dass auch langfristig taube Patienten von einem CI mehr profitieren können, als wir erwarten, unterstützt die Annahme, dass dies ein umkehrbarer Prozess ist, der durch intensives Training unterstützt werden kann. Ob wir all diese Erkenntnisse auch auf taube Menschen übertragen können, bleibt fraglich. Spätertaubte Patienten, die vor dem Verlust ihres Hörvermögens normal hörend waren, sollten sich ihre binaurale Hörfähigkeit erhalten haben.

Für Kinder können wir annehmen, dass eine binaurale Stimulation während der Zeit der Reifung der Hörbahnen die Entwicklung der binauralen Interaktion unterstützen wird.

Die erste Publikation zum Thema „Psychophysical and speech perception studies: a case report on a binaural cochlear implant subject“ erschien schon 1993 (van Hoesel, Clark), und seit dieser Zeit wird die Diskussion, ob zwei Implantatsysteme erheblich mehr Nutzen bringen und somit die zusätzlichen Risikofaktoren und die erhöhten Kosten rechtfertigen, fortgeführt. Eine größere Anzahl von Patienten erhielt im Jahre 1998 zwei Implantate in Deutschland wie auch in Großbritannien. Bis heute gibt es starke Befürworter, insbesondere für Kinder, aber es gibt auch nach wie vor Skeptiker, die nicht glauben, dass die Geldgeber (Krankenkassen, Versicherungen, offizielle Institutionen) für das zweite Implantat zahlen sollten.

Die zusätzlichen Risiken – im Falle einer zweiten Operation – sind die erneute Anästhesie und die Möglichkeit, dass nicht alle Elektroden an der bestmöglichen Stelle platziert werden.

Da normalerweise das erste Ohr, das für das CI „geeignet ist“, das schlechtere Ohr ist, steht für das zweite CI nur noch das bessere Ohr mit Hörresten zur Verfügung, und eben diese Hörreste können während des operativen Vorgangs verloren gehen. Einige Mediziner befürworten auch, dass das bessere Ohr mit Resthörvermögen für zukünftige, alternative Technologien bewahrt werden soll.

Während frühe Studien mit Patienten, die zwei CI erhalten haben, nur einen geringen zusätzlichen Nutzen zeigen, so hat sich dies auf der Basis der Fortschritte in der Implanttechnologie über die Jahre verändert. Zwischenzeitlich wurde bewiesen, dass es einen bilateralen Nutzen im Hinblick auf den Kopfschatteneffekt gibt und der Patient in der Lage ist, das Ohr mit dem besseren Signal-Rausch-Verhältnis zu nutzen.

Bei normal hörenden Probanden gibt es nur einen geringfügigen binauralen Nutzen von dem zusätzlichen Effekt, das gleiche Signal in beiden Ohren zu haben. Der Vorteil des binauralen „unmasking“ ist größer, wenn der an beide Ohren herangebrachte Lärm sich unterscheidet. Dennoch hat nur eine geringe Anzahl von bilateralen CI-Trägern einen binauralen Vorteil gehabt. Das könnte daran liegen, dass das „binaurale unmasking“ vorwiegend von dem Zeitunterschied zwischen den beiden Ohren abhängt und bilaterale Implant-Träger normalerweise nur eine bescheidene Wahrnehmung von Zeitdifferenz haben.

Die Lokalisation von Schall ist ohne binaurales Hörvermögen sehr schwierig und Lärm sowie Widerhall machen die Aufgabe noch schwieriger. Normalhörende können Schall hervorragend lokalisieren. Schwellen für die horizontale Lokalisation können bei 1-2 Grad liegen. Die zwei Mechanismen zur Lokalisation von Schall in der horizontalen Ebene sind die interaurale Zeitverzögerung (der Zeitunterschied mit der das Signal das jeweilige Ohr erreicht) und der interaurale Unterschied im Pegel (der Unterschied im Pegel des Signals an den beiden Ohren). Das bedeutet, dass bilaterale CI-Träger ausreichende Schwellen zur Wahrnehmung für interaurale Zeitunterschiede oder interaurale Pegelunterschiede haben.

Studien an zahlreichen Zentren weltweit untersuchen nicht nur dieses Thema, sondern auch zunehmend die Frage, wie adäquate klinische Methoden zur Anpassung der bilateralen Implants gefunden werden können, um unsere Kenntnisse auf dem Gebiet der binauralen elektrischen Stimulation zu verbessern, den Nutzen zu erhöhen und die Kosten-Effizienz zu evaluieren.

Quentin Summerfield in England und John Niparko in den USA haben in ihren Kosten-Effizienz- und Kosten-Nutzen- („Cost-effectiveness“ und „Cost-utility“) Studien klar gezeigt, dass die bilaterale Cochlear Implantation weniger effektiv ist und einen kleineren Nutzengewinn bringt als die erste Cochlear Implantation. Besonders im derzeitigen Klima der ernsthaften Versuche, Kosten im Gesundheitswesen einzusparen, ist es eher unwahrscheinlich, dass die Kostenträger für zwei Cochlear Implants und für alle Patienten bezahlen werden.

Schließlich müssen wir auch noch bedenken, dass ein bilateraler Input in ein Implantat auch erreicht werden kann, indem der Output von zwei Mikrofonen in das einseitige Implantat geleitet wird.

Deshalb sind sicher noch mehr Studien erforderlich, um den Nutzen der bilateralen Cochlear Implantation im Vergleich zu „Beamforming“ (Richtungsstrahler) und zu zweifachem Mikrofon-Input mit einem CI im besseren Ohr zu vergleichen. Da auch mehr CI-Kandidaten über Restgehör verfügen, muss auch noch der Vergleich zwischen zwei Implantaten und einem Implantat auf der einen Seite und einem Hörgerät auf der anderen Seite gemacht werden.

## **Indikation zum CI (Häufigkeit der Taubheit, Erweiterung der Indikation, Kontraindikationen)**

Studien zeigen an, dass bis zu 0,22 % der Bevölkerung in der zivilisierten Welt hochgradig schwerhörig bis taub sind (diese Menschen können Laute erst über 70dB wahrnehmen). Alle diese Menschen können potentiell von einem Cochlear Implant Nutzen ziehen. Offensichtlich gibt es eine Reihe von Faktoren, die die realistische Anzahl an Kandidaten einengt, z. B. medizinische Auswahlkriterien, die Bereitwilligkeit des Kandidaten, sich einer Operation zu unterziehen, Motivation, Zugang zu Rehabilitation und – in vielen Fällen am wichtigsten – Zugang zu finanziellen Mitteln.

Forschungsergebnisse aus dem Jahre 1999 zeigen, dass in den USA rund 28 Millionen Menschen an einem bestimmten Grad von Hörverlust leiden. Von diesen haben 80 % einen irreversiblen Hörverlust. Die Häufigkeit nimmt mit dem Alter erheblich zu: In der jüngeren Population (den 18 bis 44 Jahre alten) leiden nur 4,6 % an einem Hörverlust, in der Gruppe zwischen 44 und 64 Jahren sind es 14 % und in der Altersgruppe über 65 Jahre sind es 54 %. Das "National Institute on Deafness and Other Disorders" hat 1989 festgestellt, dass Hörverlust die dritthäufigste chronische Behinderung in der älteren Generation ist.

In Australien hat eine Studie, die vom „Centre for Population Studies in Epidemiology“ durchgeführt wurde, die Häufigkeit von Hörverlust im Jahre 1998 untersucht. Die Resultate ergeben 22 % in der gesamten Bevölkerung. Die Häufigkeit des Hörverlustes steigt ab dem 51. Lebensjahr steil an und ist in der männlichen Bevölkerung stärker ausgeprägt als in der weiblichen.

Schätzungen des „Grünen Kreuz“ in Deutschland sagen, dass 11 Millionen Menschen an einem Hörverlust leiden und ein Hörgerät oder ein Cochlear Implant bräuchten. Das durchschnittliche Auftreten von Hörverlust bei Neugeborenen liegt bei 1 von 1.000. Eine höhere Rate wurde kürzlich aus Amerika berichtet, wo mindestens 70 % aller Neugeborenen routinemäßig einem Hörscreening unterzogen werden. In Deutschland glauben wir, dass jährlich 500 bis 800 Kinder taub geboren werden und grundsätzlich Kandidaten für ein Cochlear Implant wären.

Wenn wir uns die tatsächliche Anzahl an Cochlear Implants ansehen, die in den unterschiedlichen Ländern per Million Einwohner pro Jahr durchgeführt werden, so werden erhebliche Unterschiede deutlich. Diese gehen nicht auf eine unterschiedliche Häufigkeit der Taubheit zurück, sondern im Wesentlichen auf die Verfügbarkeit finanzieller Mittel. In der Türkei wird zur Zeit nur 1 CI auf eine Million Einwohner pro Jahr implantiert, in einigen der zentral- und osteuropäischen Länder 3 – 4, in England 8, in Deutschland und Österreich 10 und in der Schweiz und Belgien 17.

Analysten (z.B. die Citigroup Global Markets) sagen: *„Dieser Markt ist unreif. Kleinkinder und „frisch“ Ertaubte bemühen sich um ein Cochlear Implant, Langzeitertaubte tun dies nicht. Die Zielgruppe wird erst jetzt mit so genannten „Awareness Campaigns“ – Kampagnen zur Bewusstseinsmachung – angesprochen (die > 55 Jahre Altersgruppe macht 15 % der jährlichen Implantate aus, stellt aber mehr als 50 % des potentiellen Marktes dar).*

*Die Marktdurchdringung sowohl bei den jährlich auftretenden Fällen (der Anzahl der Leute, die einen hochgradigen Hörverlust oder Taubheit erleiden) als auch bei den bereits vorhandenen Fällen (der bestehenden Population mit hochgradigem Hörverlust) bleibt klein. Die Marktdurchdringung variiert stark in den einzelnen geographischen Gebieten, sowohl für Erwachsene als auch für Kinder. Unsere Durchdringungsanalyse ergibt, dass total, auf kumulierter Ba-*

*sis, weniger als 10 % des „ansprechbaren Marktes“ von Cochlear und der Konkurrenz erfasst worden sind“.*

Die Auswahlkriterien haben sich über die Jahre erheblich verändert, und das beruht auf Erfahrungen kontinuierlich verbesserter Technologie und daher überzeugenderer Resultate. Die amerikanische Food and Drug Administration hat das Multi-Kanal-CI für Kandidaten über 18 Jahre zum ersten Mal 1985 zugelassen. Die Kriterien waren: post-lingual ertaubt, ein hochgradiger, sensori-neuraler, beidseitiger Hörverlust und kein Nutzen von Hörgeräten.

Es dauerte weitere 5 Jahre bis die FDA das CI für Kinder über 2 Jahre billigte. Die Kriterien waren wieder ein hochgradiger, bilateraler, sensori-neuraler Hörverlust, kein oder ein nur sehr geringer Nutzen von Hörgeräten, der Kandidat und die Eltern sollten hoch motiviert sein und eine realistische Erwartungshaltung haben. Wieder 5 Jahre später, 1995, schloss die FDA prä- und peri-lingual taube Erwachsene ein, die einen beschränkten Nutzen vom Hörgerät hatten (dies war definiert mit 30 % oder weniger offenes Sprachverstehen eines Textes auf Band unter besten Hörgeräte-Bedingungen). Danach dauerte es nur drei Jahre, bis die FDA das Limit für offenes Sprachverstehen auf 40 % oder weniger erweiterte, und das Alter für Kinder wurde im gleichen Jahr auf 18 Monate reduziert. Die Kinder sollten 3-6 Monate lang mit einem Hörgerät versorgt werden und ihre Werte im MLNT- oder LNT-Test sollten unter 20 % liegen.

Weitere zwei Jahre später weitete die FDA die Zulassung auf offenes Sprachverstehen von 60 % oder weniger aus, und das Alter der Kinder wurde auf 12 Monate reduziert, ihre Leistungsfähigkeit wurde damit definiert, dass sie keinen ausreichenden Fortschritt in der Entwicklung Ihrer Hörfähigkeit machten und im MLNT- oder LNT-Test unter 30 % lagen. Dies in Abhängigkeit vom Alter.

Die wesentlichen Kriterien, die sich über die Zeit geändert haben sind:

- das Alter der Kandidaten (derzeit ist das jüngste Kind 4 Monate und der älteste Erwachsene 86 Jahre)
- medizinische Faktoren wie Mehrfachbehinderung sind keine Kontraindikation mehr, Epilepsie und andere Behinderungen oder Beeinträchtigungen, die früher eine „Qualifikation für ein CI“ ausschlossen, sind heute keine limitierenden Faktoren mehr
- anatomischen Überlegungen (z.B. Obliteration der Scala Tympani, Radikalhöhle – common cavity ) kann durch die Wahl des entsprechenden chirurgischen Vorgehens und des geeigneten Implantats Rechnung getragen werden
- der Grad an Restgehör und offenem Sprachverstehen.

Eine wesentliche Anforderung ist immer noch die Motivation des Patienten und/oder der Familie und der Zugang zu entsprechender (Re)Habilitation. Kontraindikationen, wie sie weltweit anerkannt sind, bestehen darin:

- das Resthören ist zu gut, und Hörgeräte erlauben eine adäquate Spracherkennung
- Taubheit über einen sehr langen Zeitraum kann möglicherweise den Hörnerv beeinträchtigt haben, so dass eine Weiterleitung von Signalen an das Gehirn nicht mehr gegeben ist
- die Cochlea ist nicht der Grund für den Hörverlust
- die Operation ist nicht aussichtsreich, da die Cochlea in einem sehr schlechten Zustand ist, der Hörnerv ist geschädigt oder nicht vorhanden, der Patient ist aus medizinischer Sicht für eine Operation nicht fit
- übertriebene Erwartungen und unzureichende Unterstützung seitens der Familie oder der Betreuer.

In Europa - abhängig vom Land und manchmal auch abhängig vom individuellen Klinik-Team - sind die Auswahlkriterien denen der durch die FDA angegebenen ähnlich oder auch abweichend. In Ländern, wo der Mangel an Finanzierungsmöglichkeiten viele Kandidaten davon abhält, Zugang zum CI zu haben, werden die Indikationen enger gestellt, und nur Kinder, die taub sind, können „sich qualifizieren“.

Es ist wichtig, sich daran zu erinnern, dass die Cochlear Implantation einen multidisziplinären Ansatz fordert und dass eine standardisierte Vorgehensweise wünschenswert ist.

Erwachsene CI-Kandidaten müssen sich einer eingehenden Untersuchung unterziehen, die den HNO-Status abklärt: Otoskopie, Tonaudiometrie, otoakustische Emissionen, Hirnstammantworten, Funktion des Gleichgewichtsorgans, Sprachaudiometrie (mit und ohne Hörgerät), Elektrococchleographie, Promontoriumstest, bildgebende Verfahren (Computertomographie und Magnetresonanztomographie). Pädagogische und psychologische Tests, technische Empfehlung und Auswahl des Implantmodells, kommen bei Kindern hinzu.

In der Mehrzahl der Kliniken in Europa ist die Grenze für offenes Sprachverstehen als Kriterium für oder gegen ein CI konservativer als die Zulassung durch die FDA. Zur Zeit gibt es auch eine leidenschaftliche Diskussion darüber, ob das bessere oder das schlechtere Ohr implantiert werden soll. Studien haben gezeigt, dass der Patient bessere Resultate erzielt, wenn das bessere Ohr implantiert wird. Ein ausschlaggebender Faktor für die Entscheidung ist die Dauer der Taubheit im jeweiligen Ohr. Zum Zweck der Erhaltung des Restgehörs entscheiden sich einige Operateure für die nur teilweise Einführung des Elektroenträgers in die Scala Tympani.

Prälingual taube Erwachsene werden normalerweise in Europa nicht als geeignete Kandidaten betrachtet (trotz der Zulassung durch die FDA). Ausnahmen werden gemacht, wenn der taube Erwachsene ein sehr intensives auditorisches Training erhalten hat, wenn er Sprechen gelernt und gesprochene Sprache erworben hat und somit von dem Implantat einen Nutzen haben wird.

Wir erwarten, dass die Auswahlkriterien weiterhin ausgedehnt werden, wenn neue Implant Designs, neue und verbesserte Sprachkodierungsstrategien, kosmetisch ansprechendere Alternativen und Hybridsysteme (Kombination eines CI und eines konventionellen Hörgeräts, elektroakustische Stimulation) eingeführt werden.

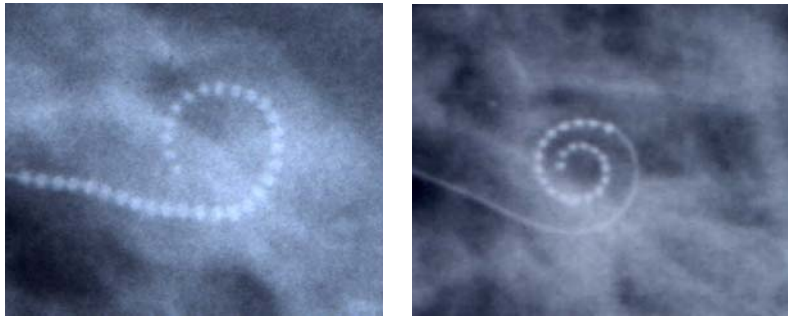
## **Operation (operatives Vorgehen, Risiken und Komplikationen)**

Techniken der Cochlear Implantation haben sich über die letzten 25 Jahre auch verändert und weiter entwickelt. Diese Veränderungen wurden notwendig infolge der unterschiedlichen Implant-Modelle, neuer Materialien (z.B. Nahtmaterial), dem Anspruch, das Restgehör zu erhalten und die Einbeziehung kleiner Kinder als geeignete Kandidaten.

Der Operateur muss sich zeitgerecht vor der Operation gut vorbereiten, um auf eine Vielfalt von Faktoren reagieren zu können (einschließlich anatomischer Varianten und der Obliteration der Schnecke). Der CI-Anfänger-Operateur sollte möglichst viel Erfahrung durch die Übung an Felsenbeinen im Labor sammeln.

Abbildung 6: Insertionstiefe - Zuwachs von Nucleus 24 gerade zu contour

**Insertion depth**  
**Increase from Nucleus 24 STRAIGHT to CONTOUR**



**Results:**

- **increased DR**
- **decreased T-and C-Levels**
- **reduction of channel interaction**
- **Note: Apically smaller spacing of electrodes in the Contour**

Eine umfassende Untersuchung des Patienten (wie im vorangegangenen Kapitel zu den Auswahlkriterien beschrieben) ist der Anfang. Dies schließt eine allgemein-medizinische Untersuchung ein ebenso wie eine otologische. Eine vollständige medizinische und otologische Dokumentation sollte erstellt werden, und im Falle einer vorangegangenen Meningitis muss dies mit dem Patienten im Detail besprochen werden. Krankheiten des Außen- oder Mittelohres müssen ebenso aufgedeckt werden wie Abnormitäten (z.B. Defekt des Trommelfells) und sie müssen vor der CI Operation behandelt werden. Eine Obliteration der Mastoidhöhle und ein plastischer Aufbau des äußeren Gehörgangs könnten angezeigt sein im Falle von chronischer eitriger Mittelohrentzündung oder bei Patienten mit einer unzureichenden Funktion der Eustachischen Röhre, verbunden mit einer nur schlecht belüfteten (pneumatisierten) Mastoidhöhle. Die radiologische Untersuchung ist ebenso ein wesentlicher Bestandteil der Untersuchung am Patienten. Hochauflösende Computertomographie hilft, den anatomischen Zustand für die OP abzuklären, und zeigt etwaige Abnormitäten der Schnecke, auf die der Operateur seinen OP Plan abstimmen muss.

Magnetresonanztomographie (MRI) ist eine sinnvolle Ergänzung, um zu sehen, ob die Cochlea patent, d. h. offen ist, ob in der Cochlea Flüssigkeit enthalten ist und auch, um das Vorhandensein oder das Fehlen des Hörnerven darzustellen.

Nadol (1997) hat über eine enge Korrelation zwischen dem Durchmesser der cochleären und vestibulären Nerven und der Gesamtzahl an Zellen im Ganglion Spirale berichtet und schlägt vor, moderne bildgebende Verfahren wie MRI einzusetzen, um das Überleben der Hörnervenfaser bei CI Kandidaten einzuschätzen.

Die CI Operation ist heute für einen erfahrenen Ohr-Operateur zu einem Routineeingriff geworden, und die unterschiedlichen Implantmodelle erfordern nur kleine Modifikationen in der Implant-Technik.

Für alle Implantssysteme ist der transmastoidale Zugang durch den Corda Facialis Winkel geeignet. Die Eröffnung der Cochlea wird entweder durch eine Cochleostomie oder durch das Runde Fenster vorgenommen und der Elektrodenträger wird in die Scala Tympani platziert. Für den Hautlappen zur Darstellung des Mastoids steht eine Auswahl zur Verfügung:

- A: C-Form anterior
- B: umgekehrte J-Form posterior
- C: inferior platzierte oder ausgedehnte endaural Inzision, sog. „Hannover Inzision“
- D: superior und anterior platzierter Lappen

Die Inzisionstechnik hat sich über die Jahre auch verändert, und der letzte Ansatz ist eine retroaurikuläre Inzision, die ein ausgezeichnetes kosmetisches Resultat ermöglicht (das Scheren der Haare ist nicht mehr nötig). Der Nachteil ist, dass das Mastoid nur teilweise dargestellt wird und es für den Operateur schwieriger ist, das Bett für das Implantgehäuse zu bohren.

Der nächste Schritt ist die Durchführung der Mastoidektomie und die Darstellung des Incus (Hammer). Die posteriore Tympanotomie mit der Eröffnung des Recessus Facialis und der Erhaltung der Chorda Tympani (des Geschmacksnerven) sind weitere Schritte in der Operation. Die Eröffnung sollte dann erweitert werden, um den Stapes (Steigbügel) und die Stapedius Sehne erkennen zu können, ebenso wie das Promontorium und das Runde Fenster. Bevor die Cochlea eröffnet wird (Cochleostomie), sollte das Bett für das Implantgehäuse gebohrt und fertig vorbereitet werden. Das Implantgehäuse sollte gut im Knochen „eingebettet“ sein und mit Dacron Nähten oder PDS fixiert werden. Die Cochleostomie ist anterior und etwas inferior von der Rundfensternische anzulegen und kann mit einem 1,5mm Diamantbohrer gemacht werden. Sobald die Cochleostomie beendet ist, wird der Elektrodenträger in die Scala Tympani eingeführt und möglichst nahe an den Modiolus gelegt. Die Verwendung von Hyaluronsäure (Healon) erleichtert die Einführung. Es ist sehr wichtig, die Cochleostomie mit fibrösem Gewebe zu verschließen, um Infektionen zu vermeiden, die mit dem Liquor vom Mittelohr in die Cochlea gelangen können. Das Ende des Elektrodenträgers wird dann als S-förmige Schlinge in das Mastoid gelegt, um eine Dislokation zu vermeiden und Platz für das Schädelwachstum zu gewähren, ohne dass ein Zug auf den intracochleär gelegenen Teil des Elektrodenträgers ausgeübt wird.

Intraoperatives Beobachten (Monitoring) des Gesichtsnerven kann hilfreich sein, besonders in Fällen einer missgebildeten Cochlea, die auch mit einem ungewöhnlichen Verlauf des Gesichtsnerven einhergehen kann, und in Fällen der Verknöcherung, die eine größere Eröffnung für die Implantation erfordert.

Wenn die intraoperativen Messungen beendet sind (Stapedius Reflex, Impedanz der Elektroden, NRT), wird die Wunde geschlossen und ein Kopfverband zum Schutz angelegt. Postoperativ sollte eine Röntgenaufnahme zur Lagebestimmung des Elektrodenträgers und des Elektrodengehäuses gemacht werden.

Im Hinblick auf sehr junge CI-Kandidaten und mehr und mehr Patienten mit Restgehör ist die „Soft Surgery“ („die sanfte OP-Technik“) noch bedeutungsvoller geworden als zu der Zeit, da Ernst Lehnhardt sie eingeführt hat (1993).

Wir hofften, das restliche Hörvermögen erhalten zu können, während wir eine lange intracochleäre Elektrode in den proximalen Teil der Scala tympani einführen. Den alten direkten Zugang zur Scala Tympani durch das Runde Fenster hatte man verlassen, in der korrekten Annahme, dass die notwendige Entfernung von Knochen zu Ebnung der proximalen Areals für die Coch-

lea zu traumatisch sei. Lehnhardt eröffnete die Cochlea durch eine Cochleostomie, indem er durch das Promontorium anterior zum Runden Fenster in die Scala Tympani gelangte. Über die Jahre hat Lehnhardt diese Technik weiter verfeinert und auch die Kriterien publiziert, nach denen das operative Vorgehen erfolgen sollte.

Sein Grundprinzip ist es, so wenig wie möglich Schaden an den feinen Strukturen im Innenohr anzurichten. Die Cochlea wird so spät wie möglich eröffnet und so kurz wie möglich offengehalten. Intracochleäres Saugen sollte vermieden werden. Ein Benetzungsmittel wie Healon erleichtert die atraumatische Insertion des Elektrodenträgers. Bohren an der Gehörknöchelkette sollte ebenfalls vermieden werden.

In letzter Zeit haben wir einige Publikationen zur „Soft Surgery“ gesehen, alle mit dem Ziel das Restgehör zu erhalten. Sie erschienen sowohl in Europa als auch in Amerika.

Die Patienten werden üblicherweise am Tag der Operation (Routine in den USA) oder am darauf folgenden Tag entlassen und kommen nach 7 bis 14 Tagen zur postoperativen Kontrolle.

In den frühen Zeiten des CI blieben die Patienten eine Woche im Krankenhaus – hier sehen wir wieder die dramatischen Veränderungen im Gesundheitswesen. Die Aktivierung des CI Systems, das sogenannte „Tune-up“, sollte 4-6 Wochen nach der Operation erfolgen.

## **CI Operation bei kleinen Kindern**

Die Implantation bei sehr kleinen Kindern (bis zu 6 Monaten und jünger) kann sicher und ohne größeres Risiko von Komplikationen im Vergleich zu Erwachsenen durchgeführt werden.

Die Herausforderung an das Klinik-Team besteht mehr in der genauen Diagnose der Taubheit als in den Besonderheiten der Operation. Die beiden Faktoren, die berücksichtigt werden müssen, sind die Anatomie des Felsenbeins und der Einfluss des Schädelwachstums auf das implantierte Gerät. Die gute Nachricht ist, dass die Cochlea bereits voll entwickelt ist, wenn das Kind ein Jahr alt ist. Operateure lassen routinemässig etwa 2,5 cm des Elektrodenträgers (in einer S-förmigen Schlaufe) im Mastoid, um dem Schädelwachstum gerecht zu werden und ein Herausziehen des Elektrodenträgers zu vermeiden. Nach vielen Jahren, in denen Kleinkinder mit CI versorgt worden sind, wissen wir, dass es keine negativen Folgen durch das Schädelwachstum zu beklagen gibt. Bei sehr kleinen Kindern muss eventuell der Knochen vorsichtig bis zur Dura abgetragen werden, oder es kann eine mobile, dünne Knocheninsel auf der Dura im Zentrum des Bohrlochs zum Schutz belassen werden. Im übrigen ist die Prozedur der bei erwachsenen Patienten sehr ähnlich.

## **CI in speziellen Fällen (ossifizierte Cochlea, Fehlbildung der Cochlea)**

Labyrinthitis ossificans ist eine Folge von heftiger Entzündung des Innenohres und kann mit einer Vielfalt an pathologischen Zuständen (virale oder bakterielle Labyrinthitis, fortgeschrittene Otosklerosis, Trauma, autoimmune Innenohrerkrankungen etc.) in Zusammenhang stehen. Das zieht oft die Bildung von fibrösem Gewebe oder neuem Knochenwachstum innerhalb der mit Flüssigkeit gefüllten Hohlräume des Innenohres nach sich. Am häufigsten sehen



wir eine Verknöcherung in der basalen Windung der Scala Tympani. In den frühen Zeiten des CI – bis in die späten 90er Jahre – wurde dieser Zustand als Kontraindikation für die Implantation eines Multi-Kanal-CI angesehen. Offensichtlich war es nicht klar, ob die Einführung des Elektrodenträgers gelingen würde, und bei vielen Patienten wurde auch nur eine teilweise Einführung erreicht.

Eine andere Überlegung war das Überleben der neuronalen Elemente und die Frage, ob diese noch stimuliert werden könnten. Es war nicht bekannt, dass die Anzahl der überlebenden Zellen im Ganglion Spirale (SGC) ausreichen würde, um den Patienten offenes Sprachverstehen zu geben. Mit mehr Erfahrung wurde klar, dass eine totale Verknöcherung sehr selten ist und dass häufig nur die basale Windung betroffen ist.

Die Operateure können unterschiedliche chirurgische Vorgehensweisen wählen (z.B. die „drill-out“ Methode, eine teilweise Insertion oder zwei Einführungspunkte in die Cochlea). Spezielle Elektrodendesigns, wie z.B. das Modell mit zwei Elektrodenträgern „Double Array“, wurden zu diesem Zweck entwickelt.

Der Grad der Obliteration (nur Rundfensternische; inferior oder der gerade Teil der basalen Windung; der aufsteigende Teil und darüber hinaus;) wird entscheiden, welche OP-Technik anzuwenden ist. Manchmal wird die Scala vestibuli anstelle der Scala tympani gewählt und die Resultate sind offenbar vergleichbar.

Eine Fehlbildung der Cochlea war in den frühen Zeiten des CIs als Kontraindikation zur Implantation angesehen. Auch hier müssen wir zwischen den unterschiedlichen Fehlbildungen unterscheiden:

- Aplasie der Cochlea (die Cochlea ist überhaupt nicht entwickelt, dies ist in der Tat eine Kontraindikation)
- Missbildung als Kloake (Cochlea und Vestibulum sind ein Hohlraum)
- Hypoplasie der Cochlea (Unterentwicklung – eine kleine Cochlea-Knospe)
- Unvollständige Teilung (klassische Mondini Missbildung, Fehlen des inter-scalären Septums zwischen der mittleren und apikalen Windung, die Cochlea ist oft kleiner als normal).

Im Fall einer Missbildung als Kloake und im Fall einer Mondini Missbildung kann eine vollständige oder nahezu vollständige Einführung des Elektrodenträgers gelingen.

Eine Hypoplasie macht die Platzierung aller Elektroden unmöglich, und Publikationen sprechen von Patienten mit nur 10 Elektroden innerhalb der Cochlea. Diese Patienten werden wahrscheinlich häufiges Re-programmieren benötigen, da die Elektroden auch dislozieren können. In diesen Fällen ist ein Monitoring des Gesichtsnerven während der Operation empfehlenswert. Im Fall von intraoperativem CSF (Cerebral Spinal Fluid = Liquor) Austritt kann dieser durch Abstopfen mit weichem Gewebe oder einer Lumbal-Spinal-Drainage unter Kontrolle gehalten werden.

## **Komplikationen**

Wir müssen zwischen intraoperativen und postoperativen Komplikationen unterscheiden. N. Cohen et al. haben eine Klassifizierung der implant-bedingten Komplikationen als „größere“ (die eine zusätzliche chirurgische Massnahme erfordern oder die Aufnahme ins Krankenhaus)

und „kleinere“ (die mit einer minimalen Behandlung oder sogar ohne Behandlung vorbeigehen) vorgenommen.

Einige der intraoperativen Komplikationen haben wir bereits oben beschrieben und diese sind normalerweise von einem erfahrenen Oto-Chirurgen gut beherrschbar.

Eine Reihe von Studien hat belegt, dass die am häufigsten berichteten größeren und kleineren Komplikationen mit der Schnittführung und mit dem Design des post-auricularen Lappens zu tun haben.

Die Probleme reichen vom weniger dramatischen Aufplatzen der Wunde oder kleineren Infektionen bis hin zu einem erheblichen Gewebeverlust, der die Entfernung des Implants erforderlich macht. Abgesehen vom Zusammenbruch der Wunde sind Komplikationen selten.

Eine außerordentlich ernste Komplikation ist die Lähmung des Gesichtsnerven. Eine temporäre Lähmung des Gesichtsnerven wurde von einigen Patienten berichtet, eine permanente ist sehr selten. Eine postoperative Stimulation des Gesichtsnerven kann normalerweise durch Reprogrammierung gelöst werden.

Eine weiteres, normalerweise vorübergehendes Problem ist Tinnitus (Ohrensausen) oder eine Störung des Gleichgewichts.

Komplikationen bei Kindern sind selten. Das Auftreten von Otitis media (Mittelohrentzündung) ist nach der Implantation seltener. Die postoperative Meningitis wurde zu einem sehr ernstesten Problem als zahlreiche Fälle innerhalb einer verhältnismäßig kurzen Zeit gemeldet wurden. In der Zwischenzeit haben wir verstanden, dass Häufigkeit von Meningitis bei CI-Trägern der bei der Normalbevölkerung vergleichbar ist. Sehr kleine Kinder – auch in der Normalbevölkerung – haben ein höheres Risiko, an Meningitis zu erkranken. Die Häufigkeit nimmt zu, wenn der Patient (implantiert oder nicht) eine Missbildung des Innenohres hat. Der Empfehlung der lokalen Institutionen zur Impfung gegen Meningitis, insbesondere von kleinen Kindern, sollte Folge geleistet werden.

## **Re-Implantation**

Eine Re-Implantation kann angesagt sein, wenn das Gerät ausfällt, wenn das Gerät nach außen dringt oder wenn der Patient ein ein-kanaliges durch ein mehr-kanaliges Gerät ersetzt haben will. Sie ist technisch möglich, und die Resultate sind normalerweise ebenso gut oder sogar noch besser als mit dem ersten Gerät. Für den Operateur ist die Re-Implantation kein „Problem“. Für die Patienten und die Eltern jedoch ist es ein psychisches Trauma, und sie brauchen Unterstützung und Beratung. Die Ausnahme ist die Entscheidung für ein moderneres Gerät.

## Programmierung und post-operative Nachsorge

Wenn ein Implantat platziert wurde, kann der Empfänger normalerweise nicht einfach den Sprachprozessor anschalten und Laute hören. Es ist ein wenig wie, wenn man ein neues Fernsehgerät kauft – wenn man es nachhause nimmt, auspackt und anschaltet, ist alles was man sieht Schnee!

In der Regel wird die erste Programmierungs-Sitzung 4-6 Wochen nach der Operation geplant. Das gibt der Wunde ausreichend Zeit zu heilen und dem Körper, das Implantat anzunehmen. Die erste Programmierungs-Sitzung wird „tune-up“ genannt. Es ist der Vorgang, das Implantat des Patienten mit einem speziellen Gerät „einzustimmen“ („tune-in“), so dass er/sie die Laute mit einer entsprechenden Lautstärke durch das CI System hören kann. Der Prozess des Programmierens des Implantates wird auch „mapping“ (Erstellung eines „Musters“) genannt, da wir zahlreiche Messungen der Elektroden vornehmen und die erhaltenen Werte im Sprachprozessor speichern. Dieses Programm wird dann „MAP“ genannt.

Jede einzelne Elektrode muss eingestimmt („tuned“) oder programmiert werden, um der Hörfähigkeit des Patienten zu entsprechen. Der ganze Vorgang kann bis zu einigen Monaten dauern und auch eine große Herausforderung darstellen, insbesondere bei kleinen Kindern.

Es ist wichtig zu verstehen, dass es kein „optimales Programm“ für alle oder auch nur für die Mehrheit der Patienten gibt. Jeder Patient muss seinen/ihren Sprachprozessor individuell eingestimmt/programmiert bekommen, damit er/sie die bestmögliche Hörfähigkeit erzielt.

Nach dem ersten Jahr, wenn die „MAP“ stabil ist, können die Termine für Programmierungssitzungen reduziert werden. Wenn die „MAP“ nicht richtig erstellt wurde, wird der Patient nicht in der Lage sein, alle Sprachlaute richtig zu erkennen, und seine Leistung wird nicht zufriedenstellend sein.

Der Einsatz von ausreichend Zeit und eine gute Schulung in der Erstellung von „MAPs“, besonders bei Kleinkindern, wird ein gutes Resultat sicherstellen.

Üblicherweise erstellen Audiologen, Ingenieure oder Therapeuten die „MAP“. Mit Kleinkindern ist es sinnvoll, den Ingenieur am Computer arbeiten zu lassen und den Therapeuten das Kind beschäftigt zu halten und seine Aufmerksamkeit zu erregen. Die Mutter sollte unbedingt auch den Programmierungssitzungen beiwohnen, und sie sollte später stark in die (Re)Habilitation involviert sein.

Die Programmierung erfordert spezielle Computer Hardware, die eine Verbindung mit dem Implantat des Patienten erlaubt. Wir können ein Clinical Programming System (CPS) mit einem Deskcomputer verwenden. Wir können aber auch ein Portable Programming System (PPS) mit einem Laptop verwenden. Für beide benötigen wir ein Interface (eine Schnittstelle) und spezielle Software, die durch den CI Produzenten zur Verfügung gestellt wird.

Vor kurzer Zeit wurde eine neue Art der Programmierung eingeführt: Fern-Programmierung („Remote Programming“). Das bedeutet, dass zwei Zentren in Verbindung stehen und das erfahrene Team in der Stadt A das weniger erfahrene Team in der Stadt B beobachten und unterschiedliche Programmierungsoptionen empfehlen kann. In Abhängigkeit von der Kommunikationsverbindung ist dies auch über sehr lange Strecken möglich, von einem Land zum anderen, von einem Kontinent zum anderen.

Ein Ziel der Programmierung ist die Feststellung zweier Schwellenwerte (T-Level = threshold, d. h. das Niveau, auf dem der Patient Laute gerade erkennen kann; C-Level = Comfortable oder Most Comfortable Level, d. h. das Niveau, auf dem der Patient sagt: „es ist genug“). Diese Werte müssen für alle Kanäle ermittelt werden, die der Patient nutzen kann.

Der Abstand zwischen T- und C- Wert wird „die dynamische Breite“ genannt. Je breiter dieser Wert ist, desto besser die Chancen des Patienten, alle Sprachlaute zu erkennen und ein gutes Resultat im offenen Sprachverstehen zu erzielen. Innerhalb der dynamischen Breite kann der Patient zwischen leisen und lauten Tönen unterscheiden und er wird auch ein Empfinden für den ständigen Anstieg der Lautheit haben. Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, zu Beginn die T- und C-Werte für die apikalen Elektroden (Laute mit niedriger Frequenz) zu ermitteln und dann in Schritten von 4 zu den mehr basalen Elektroden überzugehen. Es ist auch empfehlenswert, mit dem T-Wert zu beginnen, um eine mögliche Überstimulation zu vermeiden. Die Festsetzung des T-Wertes ist auch leichter als die des C-Wertes. Patienten mit einer langandauernden Taubheit finden es schwierig, den Lautheitsanstieg zu erkennen und sind oft nicht in der Lage anzugeben, was für sie zu laut ist.

Während der Audiologe/Ingenieur an den T- und C-Werten arbeitet, sollte er schon die Fähigkeit des Patienten beobachten, die Tonhöhe zu erkennen und er sollte den Patienten auffordern, diese zu beschreiben.

Wenn alle T- und C-Werte ermittelt sind, versuchen wir, alle Kanäle für den Patienten ungefähr gleich laut klingen zu lassen. Wir präsentieren einen nach dem anderen und der Patient muss uns sagen, wenn ein Kanal lauter oder weniger laut klingt. Das kann dann korrigiert werden.

Um die T- und C-Werte zu ermitteln, verwenden wir Reizstromstärken (current levels). Wir können auch unterschiedliche Modi verwenden. Der Stimulationsmodus entscheidet, welche Elektrode gegen welche stimuliert wird.

Im monopolen Modus wird eine intracochleäre Elektrode gegen eine extracochleäre Elektrode stimuliert (entweder die Ball-Elektrode unter dem Temporalis-Muskel oder die Elektrode am Empfänger/Stimulator Gerät).

Im bipolaren Modus wird eine intracochleäre Elektrode gegen eine andere intracochleäre Elektrode stimuliert (die Referenzelektrode). In diesem bipolaren Modus kann man noch variieren, ob die benachbarte Elektrode als Referenzelektrode genommen wird oder ob noch eine Elektrode dazwischen ist (das nennt sich dann bipolar + 1), ob zwei Elektroden dazwischen sind (das nennt sich dann bipolar + 2) und so weiter.

Je größer die Distanz zwischen den stimulierten Elektroden desto lauter ist der Höreindruck für den Patienten. Der Grund dafür ist die größere Anzahl an Ganglionzellen, die in diesem Modus angesprochen werden.

Im Common-Ground Modus wird eine intracochleäre Elektrode gegen alle anderen intracochleären Elektroden stimuliert. Sie alle werden zu einer großen Referenzelektrode, indem sie zusammengeschaltet werden. Dieser Modus kommt heute allerdings nicht mehr häufig zum Einsatz.

Eine weitere Möglichkeit, die Lautheit zu erhöhen und zur gleichen Zeit die Intensität der Stimulation besteht darin, eine weitere Pulsbreite zu benutzen. Diese Methode kann sinnvoll sein, wenn einige Elektroden erheblich höhere Werte haben als andere.

Nachdem alle Werte ermittelt und eine Balance in der Lautheit erreicht wurde, muss der Patient die „MAP“ ausprobieren und angeben ob er/sie Sprache insgesamt als zu hoch oder zu tief empfindet. Wir müssen zwischen Klang (pitch) und Tonhöhe (place pitch) unterscheiden.

Schließlich haben wir die Möglichkeit, eine oder zwei Elektroden abzuschalten, wenn der Patient über unangenehme Hörempfindungen klagt (z.B. sehr hoch klingende Geräusche wie das Rascheln von Papier). In vielen Fällen wird sich der Patient an hoch klingende Geräusche gewöhnen und dann können diese Elektroden wieder angeschaltet werden.

Hohe Flexibilität in der Programmierung ist ein deutlicher Vorteil, vorausgesetzt der Audiologe/Ingenieur kennt alle Parameter und weiß sie auch einzusetzen.

Die Programmierung von sehr kleinen Kindern, die nicht in der Lage sind, eine Rückmeldung zu geben, oder die nicht kooperativ sind, ist definitiv erheblich schwieriger und erfordert besondere Fähigkeiten. Eine große Hilfe ist hier die Neurale Antwort Telemetrie (NRT), die wir schon in einem früheren Kapitel beschrieben haben. Der Audiologe/Ingenieur und der Therapeut wissen schon vor Beginn der Programmierungs-Sitzung wo die Schwellenwerte sind.

Sie sind daher in der Lage, eine Überstimulation zu vermeiden. Es ist empfehlenswert, die Kleinkinder schon vor der CI Operation zu „konditionieren“, so dass sie die Aufgaben schon kennen und wissen, wie sie nach der Operation bei der Anpassung reagieren sollen. Sie bekommen Höraufgaben und, indem sie Spielzeug an bestimmte Stellen legen müssen, geben sie an, wenn sie etwas hören oder – noch besser –, wenn sie ein Geräusch nicht mehr hören.

Diese Techniken werden im Auditory-Verbal Training auch mit Kindern eingesetzt, die schwerhörig sind und die kein CI erhalten haben oder erhalten werden.

Die Zielsetzung bei der Arbeit mit Kleinkindern ist die gleiche wie bei Erwachsenen:

Wir müssen sicherstellen, dass das Kind den Sprachprozessor während der gesamten Wachzeit gerne trägt und dass es das komplette Spektrum an Geräuschen und Tönen hören kann.

Es ist allerdings eine etwas größere Herausforderung, und wir brauchen eine freundliche und ruhige Umgebung für die Programmierungs-Sitzungen (z.B. ein eigenes Rehabilitationszentrum), eine optimale Ausstattung, ein kompetentes Team, attraktives Spielzeug (eine Vielfalt an Spielsachen, um die Aufmerksamkeit des Kindes zu erhalten), und wir müssen uns auf das Naturell und das Temperament feinfühlig einstellen.

Der Therapeut sollte die Verhaltens-Antworten des Kindes genau beobachten: Augenzwinkern, Zuwendung zur Mutter, Gesichtsausdruck, Suchverhalten, Weinen, Entfernen der Spule oder Ziehen am Ohr oder Lachen.

**Postoperative Nachsorge:** Die postoperative Nachsorge ist ein weiterer Schlüsselfaktor für die Erzielung bestmöglicher Resultate. Einmal im Jahr sollten sich Erwachsene und Kinder mit einem CI in der Klinik zur medizinischen Nachsorge vorstellen.

Die volle Funktionsfähigkeit des CI-Systems muss täglich geprüft werden; Erwachsene können dies selbst besorgen; für Kinder liegt die Verantwortung bei den Eltern oder den Lehrern in der Schule. Es bedarf nur weniger Minuten, um zu überprüfen, ob das Kind alle Laute hören kann (z.B. Six Sound Test von Daniel Ling).

Wenn ein Problem vermutet wird, muss der Sprachprozessor überprüft werden (das ist bei dem Taschenprozessor, der ein LCD – liquid crystal display- hat, einfach). Auch das Mikrophon muss überprüft werden.

Service Zentren mit geschultem Personal können helfen, wenn der CI-Träger oder die Eltern nicht in der Lage sind, das Problem zu lösen. In Deutschland z. B. gibt es viele KIND und andere Hörgeräteakustiker Zentren, die über die notwendige Ausrüstung und auch die Fähigkeiten verfügen, um ein sog. „trouble shooting“ (Fehlersuche) vorzunehmen. Es gibt auch schriftliche Information zum Thema „trouble shooting“ – von den Herstellerfirmen herausgegeben -, die in allen Kindergärten und Schulen mit Kindern mit CI vorhanden sein sollte. Familien sollten sich an geschultes Personal wenden, das im Umgang und in der Unterstützung von Kindern mit CI kompetent ist.

Einige CI-Träger (vermutlich vorwiegend ertaubte Erwachsene, möglicherweise auch Teenager) werden zusätzlich psychologische Unterstützung benötigen. Selbsthilfegruppen wurden gegründet und bieten Treffen und Aktivitäten zur gegenseitigen Unterstützung an.

In manchen Fällen ist professionelle, psychologische Unterstützung erforderlich, um dem CI-Träger zu helfen, seine Taubheit als Behinderung zu akzeptieren und weiter Fortschritte mit der Integration in die hörende Welt zu machen.

## **Wartung und technischer Service**

Cochlea Implantate sind verhältnismäßig teuer und stellen für den CI-Träger einen außerordentlich großen Wert dar. Wie auch für andere Produkte – ob es nun Hörgeräte, Computer oder Autos sind – ist die Wartung sehr wichtig; sie wird nicht nur die volle Funktionalität, sondern auch eine längere Lebensdauer sicherstellen. Alle externen Teile des CI Systems (Mikrophon, Sprachprozessor, Spulen, Signal-Test-Gerät und Kabel) bedürfen einer entsprechenden Wartung.

Wie schon oben erwähnt, müssen sie regelmäßig überprüft werden, und im Fall einer Fehlfunktion kann der CI-Träger entweder versuchen, das Problem selbst zu lösen, Hilfe in einem technischen Service Zentrum zu suchen oder sich in der Klinik vorzustellen. Das wird von der Geschicklichkeit des CI-Trägers ebenso wie von der vorhandenen Infrastruktur in einer bestimmten Stadt oder einem bestimmten Land abhängen.

Mit einer stetig zunehmenden Anzahl von CI-Trägern weltweit muss die Wartung von Leuten außerhalb der Implant Kliniken übernommen werden. Das macht auch Sinn im Hinblick auf all die Bemühungen, Kosten im Gesundheitswesen einzusparen. Das hochspezialisierte Personal in den Implant Kliniken (Universitätskliniken und spezialisierte Krankenhäuser) ist zu teuer, um relativ einfache Aufgaben auszuführen.

Es ist die Verantwortung der CI-Hersteller, ein Netzwerk von Service Zentren aufzubauen und Leute im „trouble shooting“ und der Reparatur zu schulen. Dieses Netzwerk sollte idealerweise ziemlich dicht sein, so dass die CI-Träger nicht lange Strecken zurücklegen müssen, um Hilfe zu bekommen. Es ist für die CI-Träger auch sinnvoll, eine Liste der Service Zentren im Ausland zu haben, da die Mobilität der Bevölkerung erheblich zugenommen hat.

Nichts Schlimmeres kann passieren, als dass ein CI System während des Urlaubs funktionsuntüchtig wird und niemand da ist zu helfen!

## **Resultate (Testmethoden, Sprachverstehen, gesprochene Sprache, Sprachverständlichkeit, Telefongebrauch und Musikgenuss, verbesserte schulische Ergebnisse, Integration in die Regelschule, erhöhte soziale Kompetenz, berufliche Qualifikation und Chancen im Beruf)**

Eine Cochlea Implantation ist eine erhebliche finanzielle Investition, aber auch eine Investition in Zeit und Mühe durch die Fachleute, den CI-Träger und die Familie. Es verwundert daher nicht, dass das Bedürfnis besteht, den Effekt zu messen, die Ergebnisse zu bewerten und die Kosten mit den Resultaten zu vergleichen. Wenn wir die Literatur durchsehen, gewinnen wir den Eindruck, dass in den frühen Zeiten des CIs das Hauptaugenmerk nur auf der Messung der auditorisch-rezeptiven Fähigkeiten, insbesondere dem Sprachverstehen, des CI-Trägers lag. Im Laufe der letzten Jahre hat sich der Focus geändert und der Ansatz, Ergebnisse zu bewerten ist sehr viel breiter geworden (z.B. schulische Ergebnisse, Integration in die Regelschule, Studien zur Kosten:Effektivität und zu Kosten-Nutzen). Das sind auch sehr interessante Themen, die in unterschiedlichen Konferenzen weltweit behandelt werden.

Der Kliniker hingegen wird sich weiterhin auf die Arbeit mit dem Patienten konzentrieren, um dessen auditorisch-rezeptiven Fähigkeiten zu entwickeln, diese dann regelmäßig zu messen und zu beobachten, ob der Erwachsene oder das Kind Fortschritte gemäß den Erwartungen macht.

Wenn der Fortschritt zu langsam ist, müssen wir kritische Fragen stellen, warum die Erwartungen nicht erfüllt werden und mögliche Gründe aufdecken.

Um auditorisch-rezeptive Fähigkeiten zu messen, benötigen wir Testmethoden, die dem Alter des -rägers angepasst sind (besonders für taub geborene Kinder bezieht sich dies auf das Entwicklungs- und nicht auf das chronologische Alter – siehe Boothroyd 1986).

Wir wollen die Fähigkeiten in der Entdeckung (detection), Unterscheidung (discrimination), Identifikation (identification), Erkennen (recognition) und Verstehen (comprehension) von Geräuschen und Sprache beurteilen. Diese werden oft als Primärnutzen bezeichnet. Eine riesige Anzahl von Testbatterien steht in verschiedenen Sprachen zur Verfügung und wir wollen nur einige englische und deutsche erwähnen.

Im Englischen/Amerikanischen sind die üblichsten CID, MAIS.

Im Deutschen werden der Freiburger -, Göttinger -, Hannover - und TAPS-Test verwendet.

Der Schwierigkeitsgrad der einzelnen Tests ist unterschiedlich. Daher ist es wichtig, immer zu erwähnen, welcher Test angewandt wurde, wenn wir Resultate aus offenem oder geschlossenem Sprachverstehen, Einsilbern oder Zahlen berichten.

Eine weitere Möglichkeit, den Patient zu testen, ist das sog. „Speech Tracking“ („Sprachverfolgung“), das von De Filippo und Scott 1978 eingeführt wurde. Der Therapeut liest dem Patienten aus einem Text zwei bis zehn Wörter vor, die dieser zu wiederholen hat. Wenn der Patient ein Wort nicht versteht, liefert der Therapeut mehr Information zum Inhalt dieses Wortes, so dass der Zuhörer „eine zweite Chance“ erhält, doch zu verstehen. Wenn alle Wörter richtig wiederholt wurden, wird die nächste Textpassage vorgelesen. Der Zugewinn zwischen Hören ohne Sprachprozessor (nur mit Lippenlesen) und mit dem Sprachprozessor wird in Wörtern pro Minute gemessen. Wir wollen auch die Anzahl der Wörter pro Minute messen, die der Zuhörer (der CI-Träger) korrekt wiederholen kann. „Speech Tracking“ kann auch mit normaler Konver-

sation verglichen werden, es ist weniger formal als andere Tests. Speech Tracking kann als sehr gutes Maß für die tatsächliche Leistungsfähigkeit im wirklichen Leben betrachtet werden.

Spracherkennungswerte von kleinen Kindern mit CI verglichen mit Kindern mit Hörgeräten lassen den Schluss zu, dass die Kinder mit einem hochgradigen Hörverlust von einem CI einen größeren Nutzen erzielen als die mit Hörgeräten. Wesentliche Verbesserungen sind bis zu 5 und 6 Jahren nach der Implantation zu beobachten. Neuere Studien haben bewiesen, dass die bedeutendsten Faktoren für den Erfolg im Spracherkennen für Kleinkinder nach der CI Operation das Alter bei der Implantation und der orale Kommunikationsmodus sind.

Ein beeindruckendes Ergebnis wird in einer Studie der Gruppe aus Nottingham gezeigt: Nur 23 % der Kinder im 2. postoperativen Jahr sind in der Lage, Konversation ohne Lippenlesen zu verstehen, während es im 6. postoperativen Jahr 82 % sind! Das beweist, dass auch die Erfahrung mit dem CI ein wesentlicher Faktor für den Erfolg ist.

Sicher ist ein zufriedenstellendes Sprachverstehen ohne Lippenlesen für taube Menschen sehr wesentlich. Dennoch sind die Sprachverständlichkeit und die Kommunikationsfähigkeit ebenso wichtig, wenn es um die Integration in die hörende Welt geht.

Die Sprache, die von tauben Menschen produziert wird, ist normalerweise für einen unerfahrenen Zuhörer nur schwer verständlich. CI-Träger haben den Vorteil des „Feedback“ (der Rückmeldung) und sind daher in einer viel besseren Lage, ihre eigene Sprache zu kontrollieren. Es gibt auch hier eine ganze Reihe von Tests, die Sprachverständlichkeit durch einen unerfahrenen Zuhörer testen zu lassen. Eine signifikante Korrelation wurde zwischen Spracherkennen und Sprachproduktion 48 Monate nach der CI Operation festgestellt. Die Resultate sind ungeachtet der Muttersprache des CI-Trägers sehr ähnlich.

Die Sprachverständlichkeit reicht aber immer noch nicht aus, um einem Kind die Integration in die Regelschule zu ermöglichen. Es muss auch ein adäquates Niveau in der gesprochenen Sprache erworben werden. Kinder lernen Sprache, indem sie vier Fähigkeiten entwickeln und kombinieren:

- Interaktion (Rollenübernahme = „turn taking“, Gegenseitigkeit und Interaktion mit dem Kommunikationspartner)
- Phonologie (Studium der Sprachlaute) und Lautproduktion
- Semantik (Bedeutung)
- Grammatik (Regeln)

Kinder entwickeln ihre Kommunikationsfähigkeiten im Laufe der Jahre. Zahlreiche Studien haben bewiesen, dass CI-Kandidaten, die ihr Implantat später als im 2. Lebensjahr erhalten, bereits eine Verzögerung in der Sprachentwicklung aufweisen (Struktur, Vokabular, schöpferischer Gebrauch der Sprache). Das Implantat soll dann eine weitere Verzögerung aufhalten.

Zusätzlich zum Alter bei der Implantation spielen auch der Kommunikationsmodus und der Erfahrungszeitraum mit dem CI eine große Rolle bei der Entwicklung der kommunikativen Fähigkeiten eines tauben Kindes. Kinder, die einen oralen Kommunikationsmodus verwenden, haben eine sehr viel bessere Erkennung der gesprochenen Sprache, der Sprachverständlichkeit und der expressiven Sprachfähigkeiten als Kinder, die im sogenannten „total communication“ Modus (Kombination von oral und Gebärden) erzogen werden. Kinder, die nach der CI Versorgung weiter eine Schule besuchen, in der die Gebärdensprache als Kommunikationsmittel verwendet wird, werden nicht wirklich vom CI profitieren, mit Ausnahme der Wahrnehmung von Umweltgeräuschen.



Der Gebrauch des Telefons und die Freude an Musik können auch als Kriterien zur Messung des Nutzens eines CIs angewandt werden.

Das Telefon ist Teil unseres täglichen Lebens und die Unfähigkeit, es zu nutzen, ist ein äußerst limitierender Faktor in der Kommunikation mit Freunden und in der vollen, beruflichen Funktionsfähigkeit. Mit der Verbreitung des Mobiltelefons ist diese Art der Kommunikation noch „populärer“ geworden. Der Gebrauch des Telefons ist aber nicht immer einfach, und das betrifft auch hörende Menschen. Die limitierte Frequenzbreite (300-3400 Hz), unterschiedliche Störgeräusche und die Tatsache, dass wir den Sprecher nicht sehen können, machen eine „flüssige“ Kommunikation am Telefon viel schwerer, als eine „von Angesicht zu Angesicht“ („face to face“). Taube Erwachsene und Kinder, die davon abhängen, den Sprecher zu sehen, um Lippen lesen zu können, hatten in der Vergangenheit wenig oder gar keine Chance, ein Standardtelefon zu nutzen. N. Cohen et al. berichteten 1989 schon, dass 23 % der erwachsenen Patienten eine ausgeprägte Fähigkeit im Telefongebrauch zeigten.

Mit laufend verbesserter Technologie ist die Prozentzahl heute definitiv viel höher. Wir haben auch viele CI-Träger das Mobiltelefon ohne ernsthafte Einschränkungen nutzen sehen.

Die Literatur ist sehr beschränkt, wenn es um prälingual taube Kinder geht, die keine Erfahrung im Telefongebrauch vor der Implantation sammeln konnten. Die Nottingham Gruppe hat eine Studie durchgeführt und kommt zum Schluss, dass diese Kinder nach der Implantation gute Fortschritte im Gebrauch des Telefons über die Jahre machten und dass sie auch nach 5 Jahren noch keinen Stillstand im Fortschritt erreicht hatten.

Das Cochlear Implant wurde in erster Linie zur Spracherkennung entwickelt und im Lauf der Zeit wurden sehr viele Ergebnisse zum Thema „Verbesserung der verbalen Kommunikation der CI-Träger“ gesammelt. Im Verhältnis dazu gibt es sehr wenige Studien, die untersuchen, wie die Patienten Musik empfinden und ob sie sich an ihr erfreuen.

Ito et al (1995), Tyler et al (2000), Gfeller et al (2000) und Mirza et al (2003) bestätigen, dass der Genuss von Musik nach dem CI zwar steigt, im ganzen aber doch enttäuschend ist. Dennoch sind auch einige hervorragende Ergebnisse dokumentiert, und wir haben Kinder mit CI gesehen, die ein Musikinstrument spielen. Die heute gängigen CIs haben mehrere Speicher und können unterschiedliche Programme abrufen, spezielle Programme für Sprache und für Musik sind heute möglich.

Cochlear Implants werden tauben Kindern gegeben in der Annahme, dass die kurzfristigen Erfolge in den auditorisch-rezeptiven Fähigkeiten mittelfristig in einer Kaskade von größerer sozialer Kompetenz und Lebensqualität münden werden. Diese mittelfristigen Ergebnisse umfassen:

- Größeres Engagement und Integration in der Grundschule führen zu besseren schulischen Ergebnissen. Die generell schwachen Lese- und Schreibfähigkeiten von nicht-implantierten, hörgeschädigten Kindern können mit deren Schwierigkeiten, die Grammatik der gesprochenen Sprache zu beherrschen, in Verbindung gebracht werden. Im Alter von 17 Jahren, wenn normal hörende Kinder ins Arbeitsleben treten oder an die Universität gehen, hat ein durchschnittliches, taubes Kind ein Lesealter von 9-12 Jahren. Das CI gepaart mit hörgerichteter Erziehung (Habilitation) verbessert die verbale Unabhängigkeit ebenso wie die in der Erziehung. Das dokumentiert sich in der Platzierung in den Klassen und in der Anzahl von Stunden, in denen zusätzliche erzieherische Unter-

stützung erforderlich ist. Kinder, die mehr als zwei Jahre Erfahrung mit dem CI hatten, waren doppelt so häufig in Regelschulen als im Alter vergleichbare Kinder mit einem erheblichen Hörverlust und ohne CI. Sie waren seltener in Klassen speziell für hörbehinderte Kinder und haben weniger Stunden zur speziellen erzieherischen Unterstützung benötigt.

- Erhöhte soziale Kompetenz und Stabilität, die einen erfolgreichen Übergang in die Mittelschule erlauben. Die Sprache bindet ihre Kinder an die Eltern und an die Gesellschaft und macht die kognitive, soziale und emotionale Entwicklung möglich. Es ist nicht die Taubheit per se, die das Risiko einer verzögerten sozialen Entwicklung für das Kind birgt. Es ist mehr der Mangel an einem gemeinsamen Kommunikationsmodus zwischen den Eltern und Kindern. Die Sprache macht die kulturelle Transmission von akzeptierten Verhaltensmustern möglich. Viele taub geborene und früh ertaube Kinder gehen jetzt an eine weiterführende, höhere Schule. Einige haben eine zweite und dritte Sprache erworben (so z. B. das erste, nur 1 ½ Jahre alte Mädchen, das von Ernst Lehnhardt in Hannover 1988 mit einem CI versorgt wurde – sie lebt heute in Dubai und spricht fließend Deutsch, Englisch und Arabisch).
- Bessere Ausbildungsqualifikation, die größere Möglichkeiten in der weiteren Erziehung und im Berufsleben eröffnet. Taube Erwachsene, die keine Regelschule besucht haben, haben weniger Chancen eine weiterführende Ausbildung zu erhalten und laufen das Risiko, später im Leben unter ihrer Qualifikation eingestellt oder arbeitslos zu werden. Der Anteil der hochgradig schwerhörigen und tauben Erwachsenen, die an der Arbeitswelt nicht teilnehmen können, ist erheblich höher als der der Normalbevölkerung. Viele CI-Träger haben von höherer Befriedigung im Beruf und von einem höheren Erfolgserlebnis als Resultat ihrer verbesserten Kommunikationsfähigkeit berichtet. Sie erfreuen sich besserer Bezahlung, höherer Verantwortung im Job, größerer Fortbildungsmöglichkeiten und eines besseren Verhältnisses zwischen ihnen als Angestellten und dem Arbeitgeber.

## **Gesundheitsökonomie - Gesundheits-Technologie-Einschätzung (Kosten:Effektivität, Kosten:Nutzen)**

Der Druck auf das Gesundheitswesen steigt stetig als Resultat einer immer älter werdenden Bevölkerung, laufenden Innovationen mit sehr teuren Behandlungsmöglichkeiten und steigenden Erwartungen seitens der Patienten. Die vorhandenen Mittel reichen nicht aus, alle diese Erwartungen zu erfüllen, und ein rationaler Ansatz, diese Mittel zuzuordnen, muss gefunden werden. In der Gesundheitsökonomie geht es um Ergebnisse – eingeschätzt durch eine Person oder durch die Gesellschaft – und gleichzeitig um die Kosten für eine bestimmte medizinische Behandlung. Eine ökonomische Analyse setzt den Nutzen (die positiven Ergebnisse) einer Intervention zu deren Kosten ins Verhältnis und vergleicht dies zu einer konkurrierenden Therapie. Das Ziel der Gesundheitsökonomie ist es nicht, die Kosten zu „kontrollieren“, sondern die Effizienz und Effektivität einer bestimmten Behandlung zu bewerten. Eine ökonomische Einschätzung verschiebt das Argument von Kosten-Einsparung zur Kosten-Effektivität.

Hoffentlich wird dieser Ansatz helfen, die im Gesundheitswesen zur Verfügung stehenden Mittel richtig einzusetzen. Er wird jedoch niemals klinische Beurteilung und ethische Überlegungen ersetzen.

Viele Kosten-Nutzen-Studien wurden durchgeführt, um die Cochlear Implantation bei Erwachsenen zu beurteilen (vorwiegend in den USA, England und Australien). Eine Kosten-Nutzen-Analyse bewertet Ergebnisse in Form von zusätzlicher Lebenserwartung (in Jahren) und/oder Lebensqualität. Ein Cochlear Implant verlängert das Leben nicht, aber es verbessert die Lebensqualität vom Zeitpunkt der Implantation an bis zum Tode. Das geeignete Maß ist das so genannte „quality-adjusted life year“ (QUALY), das qualitativ angepasste, qualitativ höhere Lebensjahr. Lebensjahre werden in „QUALYs“ durch Anwendung eines Lebensqualitätsfaktors (health utility) umgewandelt. Dies ist eine Bewertung der Lebensqualität pro Jahr auf einer Skala von 0,00 (Tod) bis 1,00 (perfekte Gesundheit).

Medizinische Behandlungsmethoden mit einem Kosten-Nutzen von weniger als US-\$ 20.000 pro QUALY werden als kosten-effektiv angesehen. Alle Studien in den unterschiedlichen Ländern mit etwas unterschiedlichen Zahlen (ca. US-\$ 15.000 pro QUALY) kommen zu dem Schluss, dass die Verbesserung in der Lebensqualität für einen CI-Träger im Vergleich zu anderen medizinischen Behandlungsmethoden positiv ist.

Wir dürfen annehmen, dass die Kosten-Nutzen-Relation für Kinder sogar besser sein wird, da die Kinder den Nutzen für einen längeren Zeitraum genießen werden. Wir erwarten, dass sie in die Welt des Hörens integriert werden, dass sie passende Jobs finden, eine angemessene Bezahlung bekommen, Steuern zahlen und weniger auf Sozialhilfe angewiesen sein werden. Das sollte in einer Netto-Einsparung für die Gesellschaft resultieren.

## **Zukünftige Entwicklungen**

Cochlear Implants haben über zwei Jahrzehnte hinweg laufend bessere Ergebnisse gebracht und die Erwartungen der meisten Fachleute übertroffen.

Viele Faktoren – verbesserte Hardware (Implant Designs) und Software (neue Kodierungsstrategien und Stimulationsmodi) – haben zu diesen positiven Resultaten beigetragen. Cochlear Implants sind sicherer und effektiver geworden.

Nichtsdestotrotz, es bleibt noch viel zu tun.

Cochlear Implants der Zukunft werden viele Eigenschaften haben, an denen die Hersteller heute schon arbeiten und einige, die heute noch als „Traum“ gelten.

Es ist wünschenswert ein noch kleineres Implantat zu haben, das mit Magnetresonanztomographie (bis 2 Tesla) kompatibel ist, das noch zuverlässiger ist als die derzeitige 99 % kumulative Überlebensrate nach 10 Jahren, das eine „optimale“ Anzahl von Kontaktpunkten hat und das der auch weniger erfahrene Operateur zuverlässig und atraumatisch in die Cochlea, nahe am Modiolus platzieren kann.

Wir wünschen uns ein Elektrodendesign, das allen anatomischen Anforderungen genügt (auch einer obliterierten Cochlea) und das selbstverständlich für beide Ohren passt.

Möglicherweise werden wir mittelfristig ein neues Konzept sehen – die endosteale Elektrode, die Ernst Lehnhardt entworfen hat – da mit dieser das Restgehör zuverlässig erhalten werden soll und der geringst mögliche Schaden an den feinen Strukturen des Innenohres angerichtet wird.

Die Reduzierung der Größe ist auch ein Ziel für die Sprachprozessoren. Hoffentlich werden wir bald einen Sprachprozessor haben, der – ähnlich wie heute schon einige Hörgeräte – gänzlich im Ohrkanal verschwindet.

Am Ende wird das Cochlear Implant der Zukunft keinerlei externe Teile mehr haben. Es wird total implantierbar sein, die Batterien werden aufladbar sein und dies wird es für alle Kandidaten kosmetisch akzeptabel machen.

Wir werden elektrische und akustische Stimulation für Kandidaten mit einem erheblichen Restgehör kombinieren, indem wir unterschiedliche Möglichkeiten anbieten. So z. B. ein Hybrid-system (auf der einen Seite ein CI und auf der gleichen Seite ein Hörgerät), ein bimodales System (auf der einen Seite ein CI und auf der anderen Seite ein Hörgerät) und das kombinierte System (auf der einen Seite ein CI und sowohl auf der gleichen wie auch auf der anderen Seite ein Hörgerät).

Auch der Programmierungsprozess wird sich weiter ändern, wir werden objektive Techniken haben, die eine schnelle Einstellung des Gerätes ermöglichen, sogar bei Kleinkindern, und die Fern-Programmierung wird weitere Verbreitung finden.

Mit all diesen Verbesserungen wird die Indikation immer weiter gestellt werden und die Anzahl der CI-Träger wird sehr schnell wachsen. Das Bewusstsein, wie wichtig das Hören für die Entwicklung des Kindes als Persönlichkeit ist, steigt, neonatale Hör-Screening-Programme werden zunehmend eingeführt und der technologische Fortschritt ist atemberaubend. Kein Zweifel, die Zukunft ist vielversprechend für alle, die Zugang zum Hören wünschen!

## Auditorische Hirnstammprothesen

---

Das Hirnstammimplantat (Auditory Brainstem Implant = ABI) ist eine geeignete Behandlung für Patienten mit beidseitiger Neurofibromatosis N 2 (NF2), die entweder infolge eines vestibulären Schwannoms oder infolge der chirurgischen Entfernung derselben erblut sind.

NF2 wurde als erstes von Wishart (1822) beschrieben und unterscheidet sich wesentlich von Neurofibromatosis N1 (NF1). NF1 ist mit einem Fibrom, meist im peripheren Nervensystem, verbunden, während NF2 durch Tumore im Zentralnervensystem, insbesondere am 8. Hirnnerven, verbunden sind.

NF2 kommt ungefähr in 1 von 40.000 Lebendgeburten vor. Es ist eine genetisch bedingte Krankheit mit einem autosomal-dominanten Vererbungsmuster und einem 50 % Risiko zur Weitervererbung. NF2 – Tumoren, obgleich üblicherweise nicht bösartig, sind oft mit mehreren physischen Beeinträchtigungen verbunden.

Das ABI stimuliert die zentralen Hörbahnen in einer ähnlichen Weise wie es das Cochlear Implant für Patienten tut, die an einer Innenohrtaubheit leiden. Die ersten Versuche mit ABI wurden von House und Hitselberger 1988 durchgeführt, wobei sie eine ein-kanalige Prothese verwendeten mit einer perkutanen Signalübertragung.

Wie bei den Cochlear Implants wurde bald klar, dass die multi-kanaligen Geräte bessere Ergebnisse brachten und daher entwickelte Cochlear ein Multi-Kanal-ABI mit einer transkutanen Signalübertragung. Die ersten Implantationen fanden 1992 statt. Das ABI wird meist zur gleichen Zeit implantiert wie die Entfernung des Tumors. Es kann aber auch zu einem späteren Zeitpunkt in einem erneuten chirurgischen Eingriff geschehen. Die Operation ist außerordentlich schwierig und dauert viele Stunden. Das Elektrodenblättchen des ABI wird auf den Hirnstamm gesetzt, das Empfänger/Stimulator Gehäuse ist mit dem des Cochlear Implant identisch. Fast alle Patienten, die ein ABI bekommen, werden sich später mehrmaligen Magnetresonanz-Untersuchungen unterziehen müssen. Demzufolge muss das Empfänger/Stimulator Gehäuse einen entfernbaren Magneten haben.

Die Programmierung ist der des Cochlear Implants ähnlich, die Resultate sind jedoch weniger „spektakulär“. Der Hauptgrund dafür ist, dass das ABI Elektrodenblättchen auf den Hirnstamm aufgelegt wird, während die Tonotopie vertikal angeordnet ist. Dies würde demzufolge penetrierende Elektroden erfordern. Die Entwicklung auf diesem Gebiet ist bereits auf den Weg gebracht.

Trotz der bescheideneren Ergebnisse sind die Patienten mit dem ABI sehr zufrieden und die Mehrheit trägt das ABI täglich und gibt an, ohne dieses nicht auskommen zu wollen.

Alle berichten über eine Verbesserung der Lebensqualität, die auf einer erweiterten auditorischen Orientierung in ihrer Umgebung und auf eine Verbesserung ihrer Fähigkeit zum Lippenlesen beruht.

## Implantierbare Hörgeräte

---

Implantierbare Hörgeräte können einen funktionellen Hörverlust unterschiedlichen Grades kompensieren (theoretisch von leicht zu mittel). Das heißt, sie „positionieren sich“ zwischen den konventionellen Hörgeräten und den Cochlear Implants.

Die Selektionskriterien sind medizinisch (Missbildung, chronische Mittelohrentzündung), audiologisch (unzureichende Verbesserung im Sprachverstehen – besonders unter schwierigen Bedingungen – mit konventionellen Hörgeräten) und kosmetisch (der Wunsch, die „Prothese“ zu verstecken).

Diese implantierbaren Hörgeräte basieren auf unterschiedlichen Prinzipien, das Innenohr von Patienten mit einem sensori-neuralen Hörverlust zu stimulieren (siehe Modul 4). Viele Versuche, diese Geräte zu kommerzialisieren, sind gemacht worden, nur wenige bisher erfolgreich:

- Symphonix Vibrant Soundbridge, jetzt von Med-El vertrieben
- Otologics MET, entwickelt von J. Fredrickson
- Auric RetroX
- Soundtec Direct System
- Rion, in Japan entwickelt
- Implex, TICA, in Deutschland entwickelt
- St. Croix Envoy
- BAHA (Bone Anchored Hearing Aid – ein im Knochen verankertes Hörgerät – siehe Modul 4) durch Nobelpharma vertrieben.

Mit Ausnahme des BAHA werden diese Geräte durchweg bei Erwachsenen eingesetzt, manche sind für Kinder grundsätzlich ungeeignet. Sie erfordern ein chirurgisches Vorgehen, das einen Teil der Gehörknöchelchenkette zerstört.

Die mechanische Komplexität der biomechanischen Interaktionen im Mittelohr ist nach wie vor groß, vielleicht sogar noch nicht verstanden. Außerdem bestehen technische Probleme. Die zur Zeit erhältlichen Geräte lassen viele Fragen offen, und die Bezahlung durch Kostenträger ist, mit Ausnahme in der Schweiz, nicht gesichert.

Sorgfältig ausgesuchte Patienten für weitere Studien sind erforderlich, andernfalls läuft dieses Konzept das Risiko, in Misskredit zu geraten, bevor noch eine entsprechende Penetration in das passende Patientengut erreicht wird.

## FM-Systeme

FM-Systeme sind ein wichtiger Bestandteil der derzeitigen technischen Unterstützung für hörgeschädigte Kinder. Diese Systeme werden vorwiegend in Schulen und Kindergärten benutzt, um dem Kind den Empfang der Lehrstimme, frei von Hintergrundgeräuschen und Wiederhall, zu erleichtern. Die drahtlose Technik der Frequenzmodulation hat sich als sehr erfolgreich erwiesen, da es dem Kind völlige Bewegungsfreiheit erlaubt. Kinder mit einem CI sind grundsätzlich in der gleichen Situation wie Kinder mit einem Hörgerät und sie sollen von dem FM System in gleicher Weise profitieren, wenn sie erfolgreich in die Regelschule integriert werden sollen. Der bedeutendste limitierende Faktor ist die Interferenz zwischen dem Sprachprozessor und dem FM System, besonders wenn Frequenzen im Bereich von 37MHz übertragen werden.

Abbildung 7: Phonak MicroLink for ESPrIt 3G, Sprint und SPECTRA



Im FM System nimmt ein Mikrofon den Ton ungefähr 20cm vom Mund des Sprechers entfernt auf. Das Sprachsignal wird dann in ein frequenzmoduliertes (FM) Radiosignal im FM Überträger umgewandelt, der es zu dem FM Empfänger sendet. Der Empfänger übermittelt das übertragene Signal als elektrisches Analog des Sprachsignals auf den Sprachprozessor. Die dem Hörverlust adäquate, erforderliche Verarbeitung des Signals wird durch eine direkte Verbindung zum Sprachprozessor erreicht. Es ist wünschenswert, dass der FM Benutzer immer noch seine/ihre Sprache überwachen kann und eine akustische Anbindung an die Umgebung behält. Das ist mit allen derzeit verfügbaren Sprachprozessoren möglich. Unterschiedliche FM System sind in Verwendung und sie unterscheiden sich von Land zu Land. Die wichtigsten sind: Phonak, Phonic Ear, Connevans und Sennheiser. Sie unterscheiden sich in ihrer Empfindlichkeit auf Störgeräusche. Da Störgeräusche, auch durch internen Lärm, nicht ausgeschlossen werden können, sollten die FM Benutzer über die Tonqualität berichten dürfen und in der Sitzordnung bevorzugt werden. Infolge der großen Unterschiede in den FM Systemen für die individuellen Benutzer muss das FM System an dem Ort, der für die Benutzung vorgesehen ist, ausprobiert werden, bevor es gekauft wird. Eine sehr elegante Lösung hat Cochlear in seinem letzten Sprachprozessor-Modell, dem ESPrIt 3G verwirklicht. Die Verbindung zum Sprachprozessor erfolgt direkt durch den MicroLink Adapter und den Phonak MicroLink MLx Empfänger. Der Phonak MicroLink kann auch an den Taschenprozessor, Sprint, angebracht werden. Detaillierte Empfehlungen sind von den CI Herstellern erhältlich und sollten vor dem Kauf eines neuen FM Systems durchgesehen werden.

## Schlussbemerkungen

---

Das Cochlear Implant ist kein Wunder, es kann aber Wunder bewirken.

Das Cochlear Implant hat die Lebensqualität hochgradig schwerhöriger und tauber Menschen dramatisch verbessert.

Laufende Neuerungen in der Hard- und Software der Geräte ermöglichen immer bessere Ergebnisse, und dieser Trend wird sich fortsetzen.

Gleichzeitig müssen wir an allen anderen Faktoren arbeiten, die einen entscheidenden Einfluss darauf haben, ob das Endziel der erfolgreichen Integration in die Welt des Hörens erreicht wird.

Neonatale Hör-Screening-Programme (NHS) dürfen nicht auf Risiko-Babies beschränkt bleiben. NHS darf nicht nur auf regionaler Basis und als Pilotprojekt für die Mehrheit der europäischen Bevölkerung durchgeführt werden. Alle Neugeborenen-Stationen sollten in der Lage sein, das Hörscreening wenige Stunden oder wenige Tage nach der Geburt durchzuführen. Die für das NHS verfügbaren Methoden (OAE und AABR) sind einfach, die Geräte verhältnismäßig billig und die Schulung des Personals dauert nur wenige Stunden.

Frühe und fachgerechte audiologische Diagnose muss folgen, und die Kinder sollten dann binaural mit Hörgeräten, spätestens im Alter von 3 Monaten, versorgt werden.

Eine kritische Beurteilung, ob die Hörgeräte den erwarteten Nutzen bringen, kann vorgenommen werden, wenn das Kind nicht älter als 6-9 Monate ist. Wenn der gewünschte Erfolg nicht erzielt wird, müssen die Eltern in der Entscheidung für ein Cochlear Implant beraten werden. Zu diesem Zeitpunkt sollte das Kind nicht älter als 1-1 ½ Jahre sein.

Die Eltern sollten in der Lage sein, einen erfahrenen Operateur mit einem guten Team aufzusuchen und so auch die beste Anpassung des Sprachprozessors mit einer maßgeschneiderten Sprachkodierungsstrategie sicherzustellen. Die Eltern müssen die Verantwortung für die tägliche Überprüfung des Geräts übernehmen, sie sollen so viel wie möglich auditiven Input anbieten und mit den Therapeuten eng zusammenarbeiten.

Für mehrfachbehinderte Kinder kann die zusätzliche Unterstützung von Spezial-Therapeuten und eventuell auch Psychologen erforderlich sein.

Wenn wir alle wichtigen Faktoren berücksichtigen, wenn wir professionelle Unterstützung für den CI-Träger sicherstellen und wenn die CI-Träger ausreichend Motivation mitbringen und Unterstützung von der Familie erhalten, sollten wir das Endziel einer vollen Integration in die Welt des Hörens erreichen, und „Fehlschläge“ sollten eine seltene Ausnahme werden.



## Anhang

### Häufig verwendete Testverfahren zur Überprüfung von Sprachwahrnehmung, Sprachproduktion, Wortschatz und Grammatik.

Abkürzung	Testbezeichnung	Literatur
TAPS	Test of Auditory Perception of Speech	Cochlear AG, Basel, Switzerland. 1992
MAIS	Meaningful Auditory Integration Scale	Robbins et al 1991 American Journal of Otology 12, 1991
MUSS	Meaningful Use of Speech Scale	Robins and Osberger 1994. Indiana University School of Medicine, Indianapolis IN
BKB's	Bamford-Kowal-Bench	Speech- Hearing Tests and the Spoken Language of Hearing Impaired Children, London England Academic Press 1997
PPVT-R	Peabody Picture Vocabulary Test- Revised	Dunn and Dunn 1997. 3ed American Guidance Service, Circle Pines MN, USA
CNC words	Consonant Nucleus Consonant	Peterson, Lehiste. Revised CNC Lists for Auditory Tests. J Speech and Hearing Disorders 1962
PBK words	Phonetically Balanced Kindergarten words	Haskins, 1949. A Phonetically Balanced test of speech discrimination for children. Masters thesis, Northwestern University 1949
The Reynell	The Reynell Development Language Scales III	Edwards, Fletcher et al 1997. 3 <sup>rd</sup> Edition NFER-NELSON, London UK
The Mc Arthur	The McArthur Communicative Inventories	Paul H Brooks, Baltimore, MD USA
CELF	Clinical Evaluation of Language Fundamentals	The Psychological Corporation, San Antonio, USA
PLS-4	Preschool Language Scale-4	Zimmerman, Steiner and Pond 2002. The Psychological Corporation, San Antonio, USA
Goldman-Fristoe	Goldman-Fristoe: Test of Articulation 2	AGS Publishing, Circle Pines MN, USA
The Ling Sound Test	Ling, D, The Phonetic-Phonological Speech Evaluation Record	Alexander Graham Bell Association for the Deaf, USA
Symbolic Play Test	Lowe and Costello 1988	NFER-NELSON London UK
CAP	Categories of Auditory Performance	Archibold, Lutman and Marshall. 1994. International CI Speech and Hearing Symposium, Melbourne

Abkürzung	Testbezeichnung	Literatur
CID	Central Institute for the Deaf Phonetic Inventory	Moog, St Louis, Mo, CID
CUNY	City University of New York	Boothroyd et al. A Sentence Test of Speech Perception. City Uni of NY, Report No RC110, 1995
MAC battery	Minimal Auditory Capabilities	Owens et al. Ear Hear 1995
GASP	Glendonald Auditory Screening Procedure	Erber 1982. Auditory Training. Washington DC, AG Bell Association for the Deaf
WIPI	Word Intelligibility by Picture Identification	Ross and Lerman 1971
NUChiPS	NorthWestern University Children's Perception of Speech	NorthWestern University, USA
ESP	Early Speech Perception Test	Moog and Geers, Central Institute for the Deaf, 1990
GAEL-S	Grammatical Analysis of Elicited Language-Simple Sentence Level	
Mr Potato Head	Mr Potato Head Task	Robbins A 1993. Indiana University School , Indianapolis
Common Phrases Test	Common Phrases Test	Robbins, Renshaw and Osberger. Indiana University School , Indianapolis
LiP	Listening Progress	Nottingham CI program.
ChiP	Children's Implant Profile	Hellman, Chute et al 1989
SIR	Speech Intelligibility Rating Scale	Nottingham Paediatric CI Programme
CAP	Categories of Auditory Performance	Nottingham Paediatric CI Programme
PASS	Profile of Actual Speech Skills	Nottingham Paediatric CI Programme
HINT	Hearing In Noise Test	
MLNT	Multisyllabic Lexical Neighbourhood Test	Iler-Kirk and Osberger
LNT	Lexical Neighbourhood Test	Iler-Kirk and Osberger