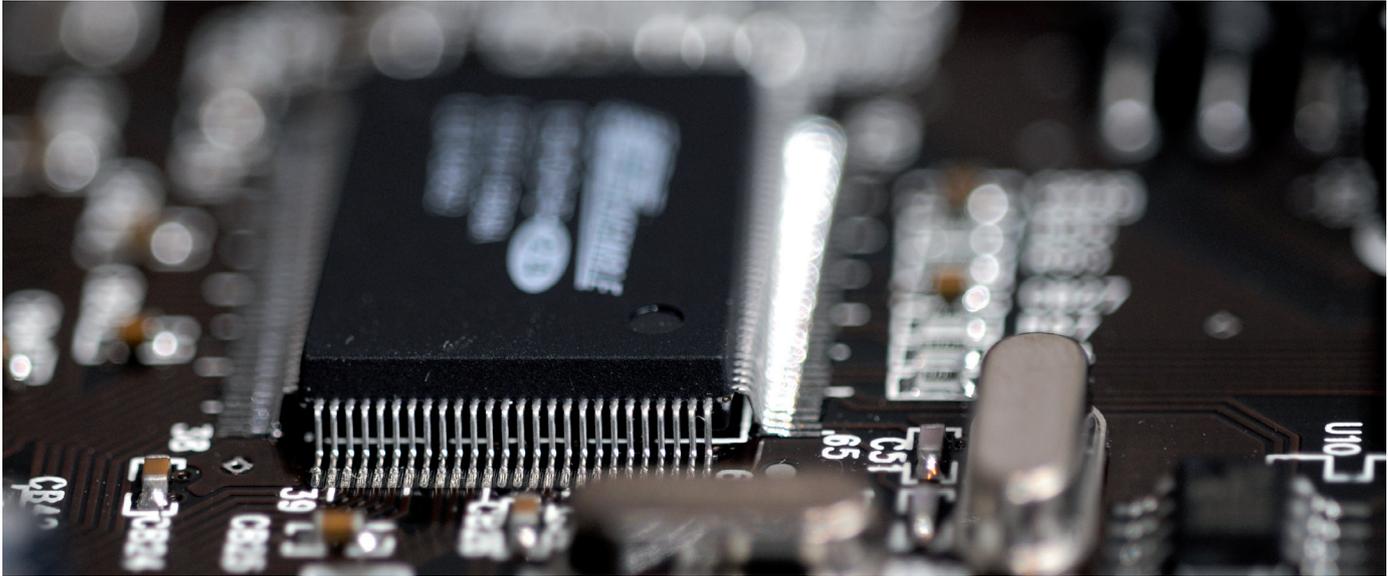


# Technischer Leitfaden Cochlea Implantat

Universitäts-HNO-Klinik Magdeburg



# 1 Prinzip der elektrischen Stimulation des Hörnerven

Die häufigste Ursache einer hochgradigen Innenohrschwerhörigkeit oder Gehörlosigkeit ist eine Schädigung derjenigen Sinneszellen, die akustische Schwingungen in elektrische Impulse umwandeln. Diese als Haarzellen bezeichneten Zellen befinden sich im Innenohr. Am oberen Ende einer Haarzelle befinden sich Stereozilien, welche bei einem intakten Gehör durch den Schall, der über das Mittelohr zum Innenohr geleitet wird, bewegt werden. Bei dieser Bewegung werden in den Nervenfasern, die mit den Haarzellen verbunden sind, elektrische Impulse (Aktionspotentiale) ausgelöst. Wie Abbildung 1 zeigt, unterbricht somit eine Schädigung der Haarzellen den Informationstransport zum Gehirn an einer genau bekannten Stelle. An dieser Stelle werden moderne Innenohrprothesen (Cochlea Implantate, CI) angekoppelt, welche die verbliebenen intakten Nervenfasern mittels elektrischer Impulse reizen. Die Unterbrechung der akustischen Informationsübertragung an einer so eng begrenzten Stelle, die zudem durch den flüssigkeitge-

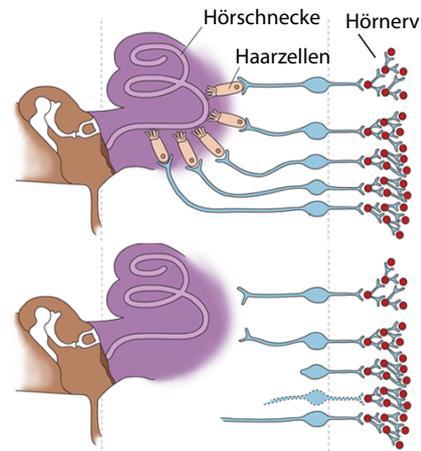


Abb. 1: Schematische Darstellung der Unterbrechung der akustischen Informationsübertragung durch eine Schädigung der Haarzellen. Bei einem intakten Innenohr (oben) wandeln die Haarzellen die Schwingungen der Basilarmembran in elektrische Impulse um, die über den Hörnerven zum Gehirn geleitet werden. Bei geschädigten oder fehlenden Haarzellen (unten) ist die Informationsweiterleitung an dieser Stelle unterbrochen (nach Wilson und Dorman, 2008).

füllten Hohlraum der Hörschnecke von außen durch eine relativ einfache Operation zugänglich ist, hat zweifellos dazu beigetragen, dass sich die Technologie der Innenohrprothesen in den letzten zwei Jahrzehnten so schnell und erfolgreich entwickelt hat.

Die Haarzellen sind im Innenohr entlang einer schneckenförmig gekrümmten Membran, der Basilmembran, angeordnet. Durch komplexe mechanische Prozesse erfolgt bereits entlang dieser Membran eine Zerlegung des Schalls in seine Frequenzbestandteile. Dabei werden die hohen Frequenzen am Eingang der Hörschnecke abgebildet, tiefe Frequenzen an der Spitze. Moderne Hörprothesen versuchen diese als Tonotopie bezeichnete Frequenzerlegung im Innenohr nachzubilden, indem sie den Hörnerv entlang der Hörschnecke mit bis zu 22 einzelnen Elektroden, die mehr oder weniger tief in die flüssigkeitsgefüllte Hörschnecke eingeführt werden, stimulieren (Abbildung 2). Mit solchen Mehrkanal-Elektrodensystemen ist es möglich, relativ schmale Bereiche der Hörschnecke elektrisch zu reizen und dadurch Höreindrücke unterschiedlicher Tonhöhe auszulösen.

Abbildung 3 verdeutlicht die prinzipielle Arbeitsweise eines Cochlea Implantats: Das von einem Mikrofon gewandelte Schallsignal wird verstärkt, in seinem Dynamikbereich komprimiert und digitalisiert. Kernstück eines jeden CI-Systems ist die von einem Signalprozessor realisierte Signalkodierung, deren Algorithmus die beim gehörlosen Patienten nicht mehr vorhandene Zeit- und Ortskodierung des Schallsignals im Innenohr nachbilden soll und die für die Wahrnehmung von Sprache optimiert ist.

Im Laufe der Entwicklung von CIs sind mehrere konkurrierende Kodierungsstrategien entstanden. Dabei verwenden moderne mehrkanalige CIs eine pulsatile Stimulation. Sie berechnen das Stimulationsmuster aus der Wellenform, der Einhüllenden oder aus bestimmten spektralen Anteilen des Schallsignals. Allen Systemen gemeinsam ist die nachfolgende drahtlose Übertragung der Information mittels Send- und Empfangsspule durch die Kopfhaut des Patienten zum implantierten Empfänger und Stimulator, der die Infor-

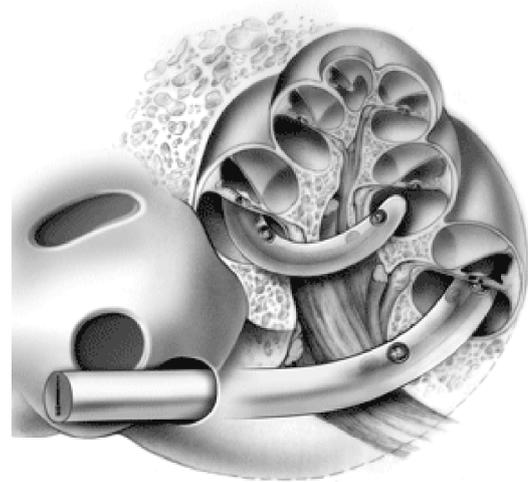


Abb. 2: Lage eines dünnen Multi-Elektroden-Arrays in der Hörschnecke (Prinzip). Hohe Frequenzen werden am Eingang der Schnecke abgebildet, tiefe an der Schneckenspitze (nach Wilson und Dorman, 2008).

mation dekodiert und die elektrischen Impulse für den in das Innenohr eingeführten Elektrodenträger bereitstellt.

Die prinzipielle Arbeitsweise eines Signalverarbeitungsalgorithmus soll am Beispiel der „Continuous Interleaved Sampling“ (CIS)-Strategie erläutert werden. Abbildung 4 zeigt das Blockschaltbild eines CIS-Prozessors. Das digitalisierte Eingangssignal wird einer Frequenzanalyse unterzogen, wobei ein begrenzter Eingangsfrequenzbereich durch Bandpässe auf die durch die Elektrodenanzahl festgelegte Kanalzahl aufgeteilt wird. Die aus der Hüllkurve ermittelte Amplitudeninformation wird in den für jeden Patienten spezifischen Dynamikbereich für elektrische Stimulation transformiert.

Diese Informationen werden kodiert an die Empfänger-elektronik des Implantates übertragen. Dort wird das Signal dekodiert und es werden Rechteckimpulse mit einer Stimulationsrate von etwa 250 - 3500 Impulsen pro Sekunde je Elektrode erzeugt. Diese elektrischen Impulse stimulieren die noch intakten Nervenzellen.

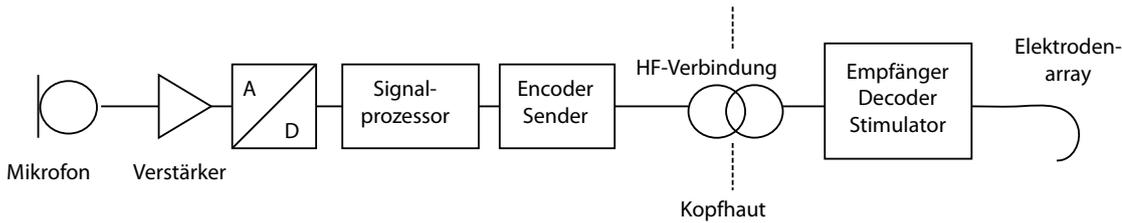


Abb. 3: Prinzipielle Aufbau eines Cochlea-Implantat-Systems

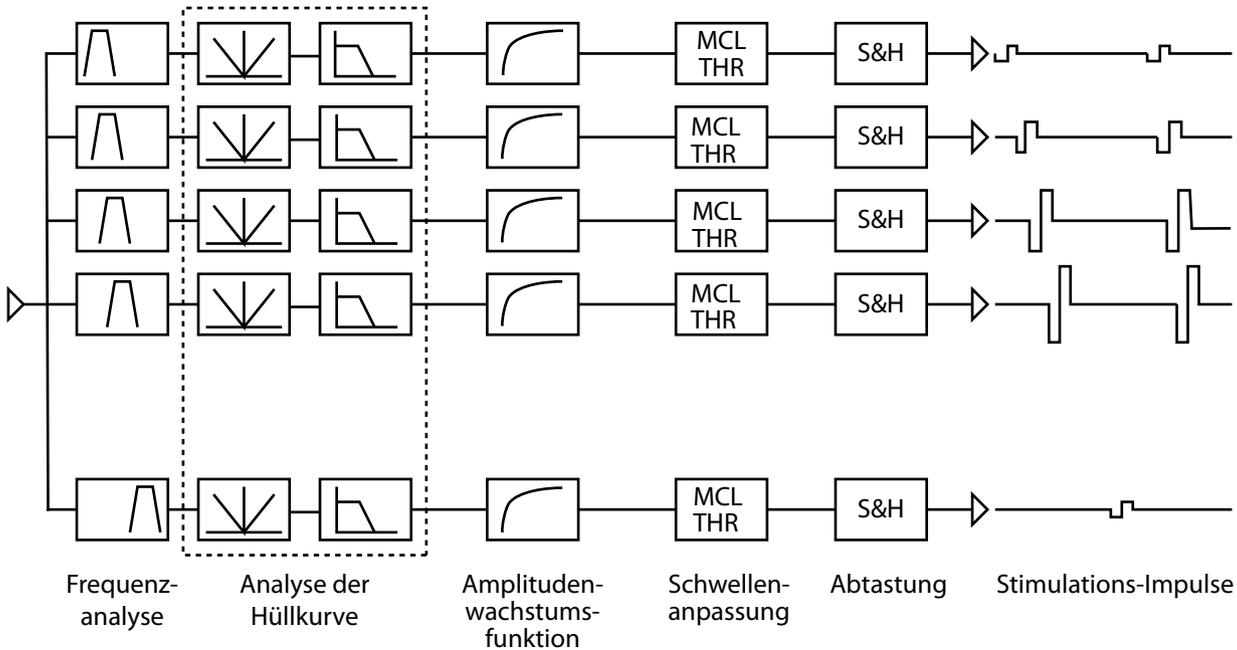


Abb. 4: Blockschaltbild der Signalverarbeitung in einem CI-Signalprozessor

## Implant

Die bei einer CI-Versorgung hinter dem Ohr vollständig unter der Haut befindliche Komponente des Systems, das eigentliche „Implant“, besteht bei allen Herstellern aus einem hermetisch verschlossenen Elektronikteil, einer Empfangsspule, einem Magneten und einem Elektrodenträger (Abbildungen 5 und 6). Zwischen diesen internen und den externen Komponenten des CI-Systems besteht keine elektrisch leitende Verbindung. Sowohl der Datenaustausch mit

dem außen am Körper getragenen Signalprozessor als auch die Energieversorgung des Implants erfolgen mit Hilfe von Hochfrequenzimpulsen zwischen Sende- und Empfangsspule. Die Tatsache, dass das Implant im Gegensatz zu zahlreichen anderen elektrischen Stimulatoren (z. B. Herzschrittmachern) selbst keine Batterie enthält, erhöht die Sicherheit für den CI-Träger und vermeidet Revisionseingriffe zum Wechseln der Batterie.

Der kleine Magnet im Zentrum der Empfangsspule dient der Fixierung der äußeren Sendespule an der Kopf-

haut und ihrer Zentrierung über der Empfangsspule. Der CI-Träger muss sich dieses Magneten immer bewusst sein, um unangenehme Konsequenzen oder Beschädigungen zu vermeiden. Ganz besonders wichtig ist dabei, dass der CI-Träger nicht in die Reichweite extrem starker Magnetfelder gelangt, wie sie im Umfeld von Kernspin-Tomografen (Magnetresonanztomografen, MRT) herrschen. Muss sich der CI-Träger einer MRT-Untersuchung unterziehen, so muss er den behandelnden Arzt mit Nachdruck auf das CI hinweisen. Das gilt nicht nur für Untersuchungen des Kopfes! Die extremen Feldstärken moderner MRT-Geräte haben eine Ausdehnung von mehreren Metern, so dass auch ein MRT des Knies oder des Fußes eine erhebliche Gefährdung für das CI mit sich bringt.

In jedem Falle muss der Radiologe vor einer MRT-Untersuchung die betreuende Klinik oder den jeweiligen CI-Hersteller kontaktieren. Von dort bekommt er alle notwendigen Informationen. Unter bestimmten Sicherheitsvorkehrungen (z.B. straffe Bandage des Kopfes) sind mit allen modernen Implantaten MRT-Untersuchungen bei den derzeit klinisch verwendeten Magnetfeldstärken möglich. Darüber hinaus erlauben die Implants bestimmter Hersteller eine vorübergehende Entfernung des Magneten. Dafür ist eine kleine ambulante Operation notwendig.

Die technologisch anspruchvollste Komponente des Implantates ist der Elektrodenträger. Je nach Hersteller und Implanttyp müssen hier 12 bis 22 einzelne Elektroden auf einer effektiven Länge von bis zu 26 mm in einem flexiblen Silikonträger mit einem Durchmesser von weniger als einem Millimeter angeordnet werden. Wie in Abbildung 8 zu erkennen ist, müssen diese Kontakte jeweils durch extrem dünne Platindrähte mit den Stromquellen im hermetisch verschlossenen Elektronikteil verbunden werden. Die Hersteller der CIs versuchen durch intensive technologische und klinische Forschung, diese Elektrodenträger optimal an die physiologischen Gegebenheiten der Hörschnecke anzupassen. So sollen es extrem flexible Elektrodenträger erlauben, bis in die oberen Windungen der Hörschnecke vorzudringen. Andere Hersteller versuchen durch einen vorgekrümmten Elektrodenträger, die Kontakte möglichst nahe am Hörnerv zu platzieren. Um flexibel auf verschiedene anatomische Gege-

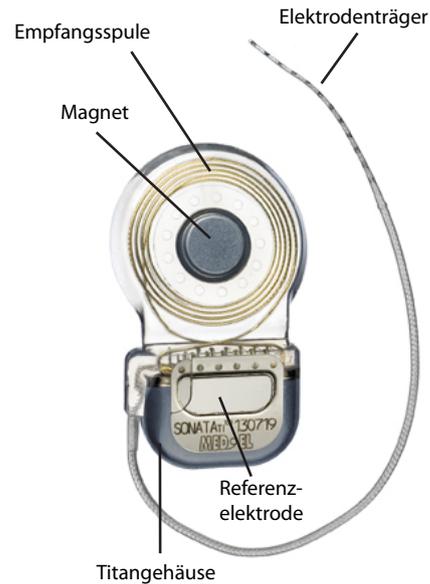


Abb. 5: Wichtige Komponenten des Cochlea Implantats SONATA CI100 der Firma MED-EL (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).

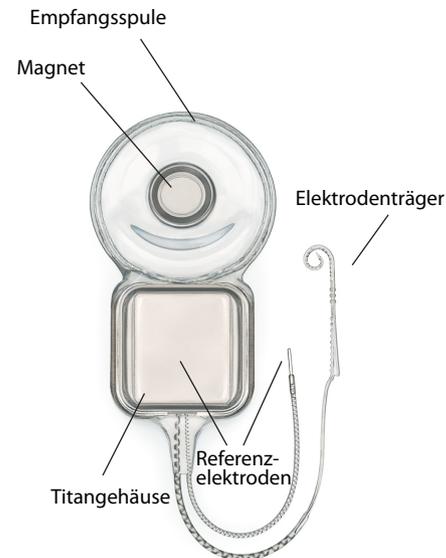


Abb. 6: Wichtige Komponenten des Cochlea Implantats CI500 der Firma Cochlear (Quelle: Cochlear Ltd.).

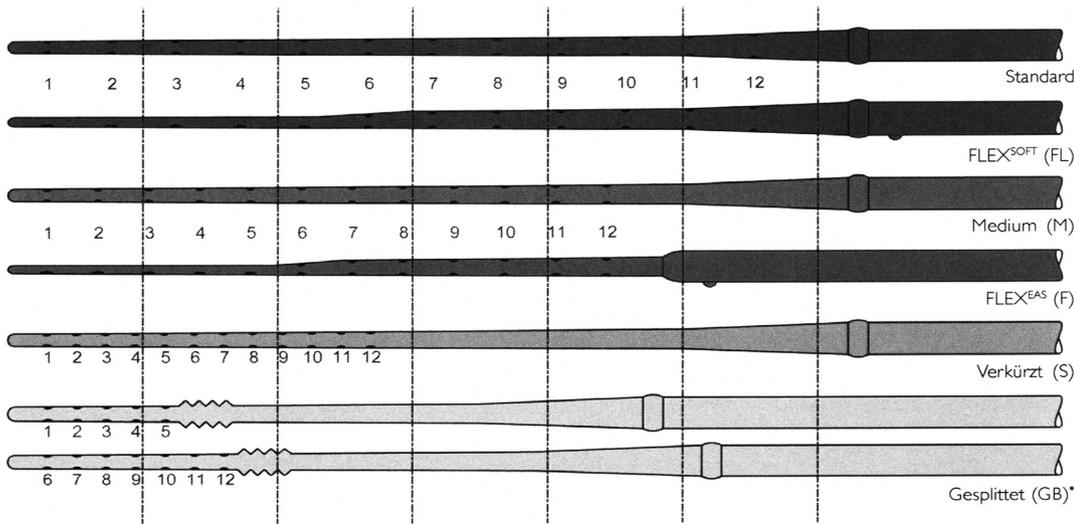


Abb. 7: Verschiedene Elektrodenraster für Cochlea-Implantate der Firma MED-EL (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).

benheiten oder auf Fehlbildungen der Hörschnecke reagieren zu können, bieten alle CI-Hersteller ein breites Spektrum von Elektrodenformen an (Abbildung 7).

Da für einen elektrischen Stromfluss durch das Nervengewebe und die leitende Flüssigkeit des Innenohres stets zwei Elektroden notwendig sind, verfügen alle Implantate neben den eigentlichen Stimulationselektroden im Elektrodenraster noch über so genannte Referenzelektroden, welche entweder als separate Elektrode ausgeführt oder am metallischen Implantatgehäuse angebracht sind. Implantate einiger Hersteller ermöglichen alternativ auch eine Stimulation über intrakochleäre Referenzen

Zusätzlich zu den Einrichtungen zur elektrischen Stimulation des Hörnerven verfügen moderne Implantate über hoch entwickelte Einrichtungen zur Übertragung von Messwerten zurück zu den externen Komponenten (Telemetrie). Diese Messwerte betreffen zum einen die Funktion aller elektronischen Schaltungskomponenten des Implants, zum anderen können über das Implant die Übergangswiderstände der Elektrodenkontakte sowie Reizantworten des Hörnerven selbst gemessen und über die Spule nach außen gesendet werden.

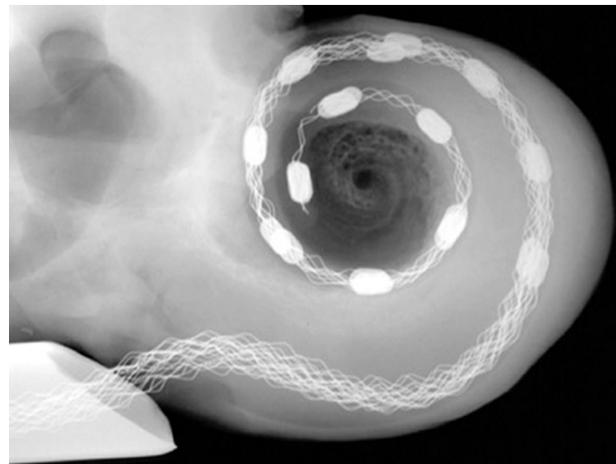


Abb. : 8 Hoch aufgelöste Röntgenaufnahme eines Elektrodenrasters mit 12 Elektroden in der Hörschnecke (rechts).

## Signalprozessor

Der außen am Körper getragene Signalprozessor besteht aus mehreren Komponenten, die durch Stecker verbunden sind (Abbildung 9). Dieser modulare Aufbau ermöglicht einerseits einen schnellen Austausch defekter Bauteile, andererseits ist er die Voraussetzung für eine flexible Anpassung des Systems an die persönlichen Wünsche des Patienten.

Unabhängig vom konkreten Hersteller werden aktuelle Signalprozessoren als HdO-Geräte konzipiert (Abbildung 10), d.h. sie werden wie ein Hörgerät mit einem Ohrhaken hinter dem Ohr („H-d-O“) getragen. Durch die fortwährende Miniaturisierung der elektronischen Schaltungskomponenten ist das Batteriefach des Prozessors heute die größte Komponente. Die Stromversorgung des Signalprozessors und des Implantats wird in der Regel über zwei oder drei Zink-Luft-Batterien sichergestellt. Auch eine Versorgung über Lithium-Ionen-Akkus ist möglich.

Über ein flexibles Kabel ist eine Sendespule an den Signalprozessor angeschlossen. Auch diese Spule enthält einen Magneten, so dass Sende- und Empfangsspule passgenau übereinander an der Kopfhaut gehalten werden. Die Andruckkraft kann dabei durch eine Variation der Magnetstärke in der Sendespule optimal eingestellt werden.

Jeder Signalprozessor enthält ein oder mehrere Mikrofone, mit denen der Schall aufgenommen und über verschiedene Stufen der Signalvorverarbeitung an die eigentliche Signalkodierung weitergeleitet wird. Diese Kodierung erfolgt bei modernen CI-Systemen durch hochentwickelte Mikrochips, deren Funktion in späteren Abschnitten näher beschrieben wird.

Die Bedienung des Signalprozessors durch den Patienten, d.h. die Einstellung von Mikrofonempfindlichkeit und Lautstärke sowie die Auswahl des Programms, erfolgt bei den meisten Herstellern durch Schalter und Tasten am Gehäuse

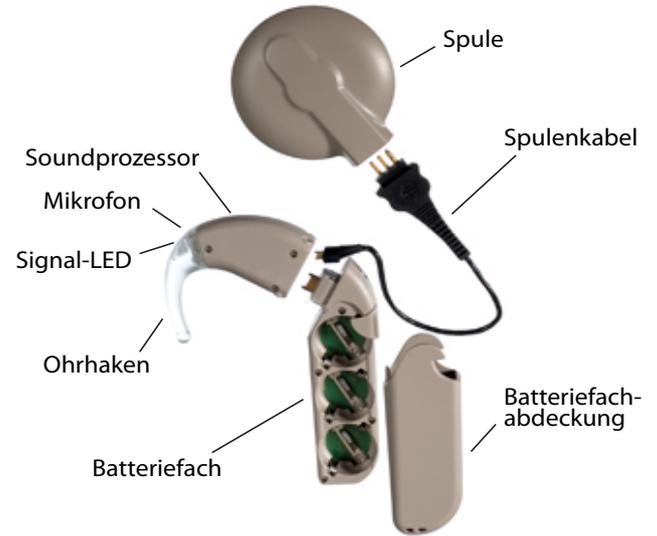


Abb. 9: Wesentliche Komponenten des Signalprozessors MED-EL OPUS2 (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 10: CP810 - Signalprozessor der Firma Cochlear (links) und OPUS-2 Signalprozessor der Firma MED-EL (rechts) (Quellen: Cochlear Ltd., MED-EL Deutschland GmbH).

des Prozessors. Leuchtdioden informieren den Patienten, aber auch Eltern und Therapeuten über den Status des Prozessors sowie über mögliche Fehlfunktionen.

Die bei Hörgeräten schon seit langem etablierte Technik einer Steuerung des HdO-Prozessors mittels Fernbedienung wird zunehmend auch bei CI-Systemen eingeführt (Abbildungen 11, 12). Die Verlagerung der Bedienelemente vom Gehäuse des Signalprozessors zu einer externen Bedieneinheit hat wesentlich zu einer Steigerung der Zuverlässigkeit der externen CI-Komponenten beigetragen. Außerdem erleichtern Fernbedienungen die Kontrolle des CI-Systems durch Eltern und Therapeuten.

Der modulare Aufbau aller Signalprozessoren eröffnet zahlreiche Möglichkeiten, den Einsatzbereich von CI-Systemen durch Zubehörkomponenten zu erweitern. Die wohl wichtigste Modifikation trennt das Batterieteil vom Soundprozessor („Bodyworn“, „Babyworn“). Dadurch verringert sich das Gewicht der hinter dem Ohr getragenen Komponente deutlich, was sowohl für Kleinkinder als auch für sportlich aktive Erwachsene eine wichtige Trageoption ist (Abbildung 13).

Neben der Möglichkeit der Ankopplung von Telefonen mittels einer Telespule ist die in Abbildung 14 gezeigte Ankopplung so genannter FM-Empfänger an den Signalprozessor eine wichtige Option. Sie ermöglichen es besonders Schülern, sich an Funkanlagen für Hörgeschädigten (Microportanlagen) anzukoppeln und so störende Umgebungsgereusche besser von der Stimme des Lehrers oder Dozenten zu trennen. Als Lifestyle-Zubehör werden schließlich solche Komponenten bezeichnet, die vor allem dem Anschluss des CI-Systems an alle modernen Audiogeräte dienen (MP3-Player, Fernsehgerät).

## Signalkodierungsstrategien

Die Aufgabe des Signalprozessors besteht darin, die durch den Haarzellschaden entstandene „Lücke“ in der akustischen Informationsverarbeitung zu schließen. Dazu muss er die vom Mikrofon aufgenommenen Schallsignale so in elektrische Impulse übersetzen, dass der CI-Träger in der Lage ist,



Abb. 11: Fernbedienung CR110 des Nucleus 5 Systems der Firma Cochlear (Quelle: Cochlear Ltd.).



Abb. 12: Fernbedienung des OPUS2-Signalprozessors der Firma MED-EL (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 13: "LiteWear"-Trageoptionen des CP810-Signalprozessors der Firma Cochlear (links) und Kinderbatterieteil für den OPUS2-Signalprozessor der Firma MED-EL (rechts) (Quellen: Cochlear Ltd., MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 14: FM-Empfänger für den OPUS2-Signalprozessor (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).

in der Abfolge dieser Impulse ein Wort oder einen Satz zu erkennen. Dafür muss das Schallsignal (oder zumindest seine für das Verstehen von Sprache wesentlichen Bestandteile) in geeigneter Weise verschlüsselt (kodiert) werden. Bei dieser Kodierung müssen sowohl die physikalischen Eigenschaften des akustischen Signals, also Frequenz („Tonhöhe“), Intensität („Lautstärke“) und Zeitverlauf (Dauer und Pausen) als auch die spezifischen Eigenschaften von Sprache (Stimmgrundfrequenz, Vokale, Konsonanten) analysiert werden.

Da von Beginn der Entwicklung von Cochlea Implantaten an das vorrangige Ziel darin bestand, gehörlosen Menschen eine möglichst gute Sprachwahrnehmung zu ermöglichen, konzentrierten sich die Entwickler zunächst darauf, mit einer Kodierungsstrategie die wesentlichen Sprachmerkmale zu verschlüsseln. Dieser historische Aspekt spiegelte sich über viele Jahre in der Wortwahl „Sprach“kodierungsstrategie und „Sprach“prozessor wieder.

Allen gegenwärtig verwendeten Signalkodierungsstrategien ist gemeinsam, dass sie die Multielektroden-Arrays dazu benutzen, die natürliche Frequenzzerteilung der gesunden Hörschnecke nachzubilden, indem sie den vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereich in einzelne Frequenzbänder aufteilen und jedem Frequenzband eine Elektrode zuordnen. Dabei übertragen die Elektroden an der Schneckenspitze die tiefen und die Elektroden am Eingang der Schnecke die hohen Frequenzen (Abbildung 15).

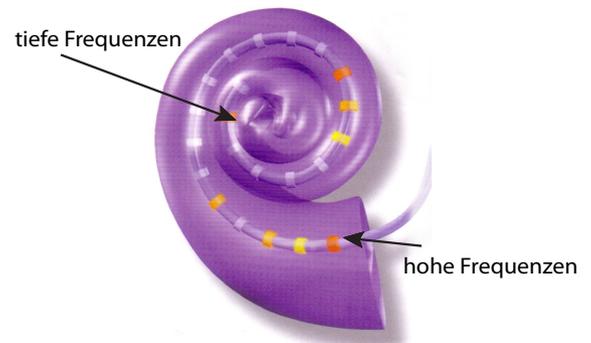


Abb. 15: Stimulation verschiedener Regionen der Hörschnecke durch ein Multielektroden-Array (Quelle: Cochlear Ltd.).

Neben dieser prinzipiellen Aufteilung des akustischen Signals in einzelne Frequenzbänder nutzen die von verschiedenen Herstellern eingesetzten Signalkodierungsstrategien zum Teil sehr unterschiedliche Methoden, um die wesentlichen Sprachmerkmale möglichst genau zu übertragen. Da wegen verschiedener technischer und physiologischer Begrenzungen in keinem Fall der komplette Informationsgehalt der Sprache verschlüsselt werden kann, betonen einige Kodierungsstrategien eher eine hohe Frequenztreue, während für andere eine möglichst unverfälschte Wiedergabe der Zeitstruktur von besonderer Bedeutung ist. Für jedes der beiden Konzepte soll hier ein repräsentatives Beispiel kurz erläutert werden:

**CIS (Continuous Interleaved Sampling)** Bei dieser Strategie wird aus den einzelnen Frequenzbändern des Mikrofonsignals der zeitliche Verlauf des Sprachsignals, die so genannte Hüllkurve, gewonnen. Diese Hüllkurve enthält die wichtigsten Sprachinformationen. Ihr Verlauf wird mit einem hohen zeitlichen Auflösungsvermögen in Stimulationsimpulse umgewandelt. Hier ist es von Vorteil, wenn das Implant eine möglichst hohe Stimulationsrate realisieren kann.

**ACE (Advanced Combination Encoders)** Bei der ACE-Strategie werden nicht alle Elektroden stimuliert. Vielmehr findet eine Merkmalsselektion abhängig vom Frequenzspektrum des analysierten Signals statt. Weil man davon ausgeht, dass in günstigen Hörsituationen die Sprache das lautere Signal ist, werden dabei immer nur die Frequenzbänder ausgewählt, in denen der Informationsgehalt des Signals am größten ist.

Um eine Wechselwirkung zwischen benachbarten Elektroden zu vermeiden, werden die Elektroden bei allen modernen Kodierungsstrategien sequentiell, das heißt nicht gleichzeitig, sondern schnell hintereinander stimuliert.

## Kombinierte elektrische und akustische Stimulation

Betrachtet man größere Patientengruppen, so erkennt man, dass Hörverluste in der Regel bei hohen Frequenzen zuerst auftreten. Damit haben viele schwerhörige Patienten bei tiefen Frequenzen noch Hörreste, die sie mit einem Hörgerät nutzen können. Für ein gutes Sprachverstehen reichen diese Hörreste jedoch in den meisten Fällen nicht mehr aus, so dass sich viele dieser Patienten für ein Cochlea Implantat entscheiden, obwohl das Restgehör noch zur Erkennung von Stimmgrundfrequenzen genutzt werden könnte.

1999 hatte Professor Ilberg in Frankfurt die wegweisende Idee, die elektrische Stimulation des Hörnerven durch ein CI mit der Nutzung der tieftonalen Hörreste zu kombinieren, das Gehör also gleichzeitig akustisch und elektrisch zu stimulieren (Abbildungen 16 und 17).

Die Anwendbarkeit dieses als EAS (Elektrisch-Akustische Stimulation) bezeichneten Verfahrens ist an mehrere technologische und medizinische Voraussetzungen gebunden: (1) Die intakten Strukturen in der Spitze der Hörschnecke, die für die Wahrnehmung tiefer Töne verantwortlich sind, dürfen durch die Implantation nicht beschädigt werden. Dazu sind extrem flexible Elektroden Träger nötig, die außerdem kürzer sein müssen als die Standardelektroden.

(2) Das Einführen der Elektrode in die Hörschnecke muss operativ mit einem besonders schonenden Verfahren erfolgen, um die Hörreste im Tieftonbereich zu erhalten.

(3) Hörgerät und Signalprozessor müssen zusammen in einem HdO-Gehäuse untergebracht und von den selben Batterien versorgt werden (Abbildungen 18 und 19).

(4) Eine spezielle Strategie zur Einstellung von Hörgerät und CI muss eine optimale Aufteilung der akustisch und elektrisch zu stimulierenden Frequenzbereiche vornehmen.

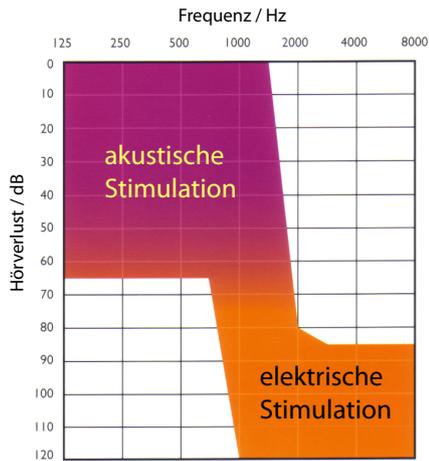


Abb. 16: Indikationsbereich für eine kombinierte elektrisch-akustische Stimulation (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).

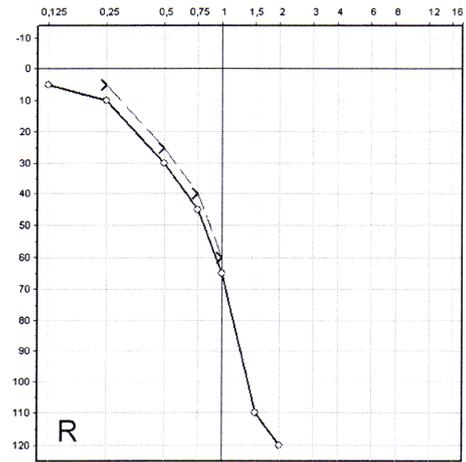


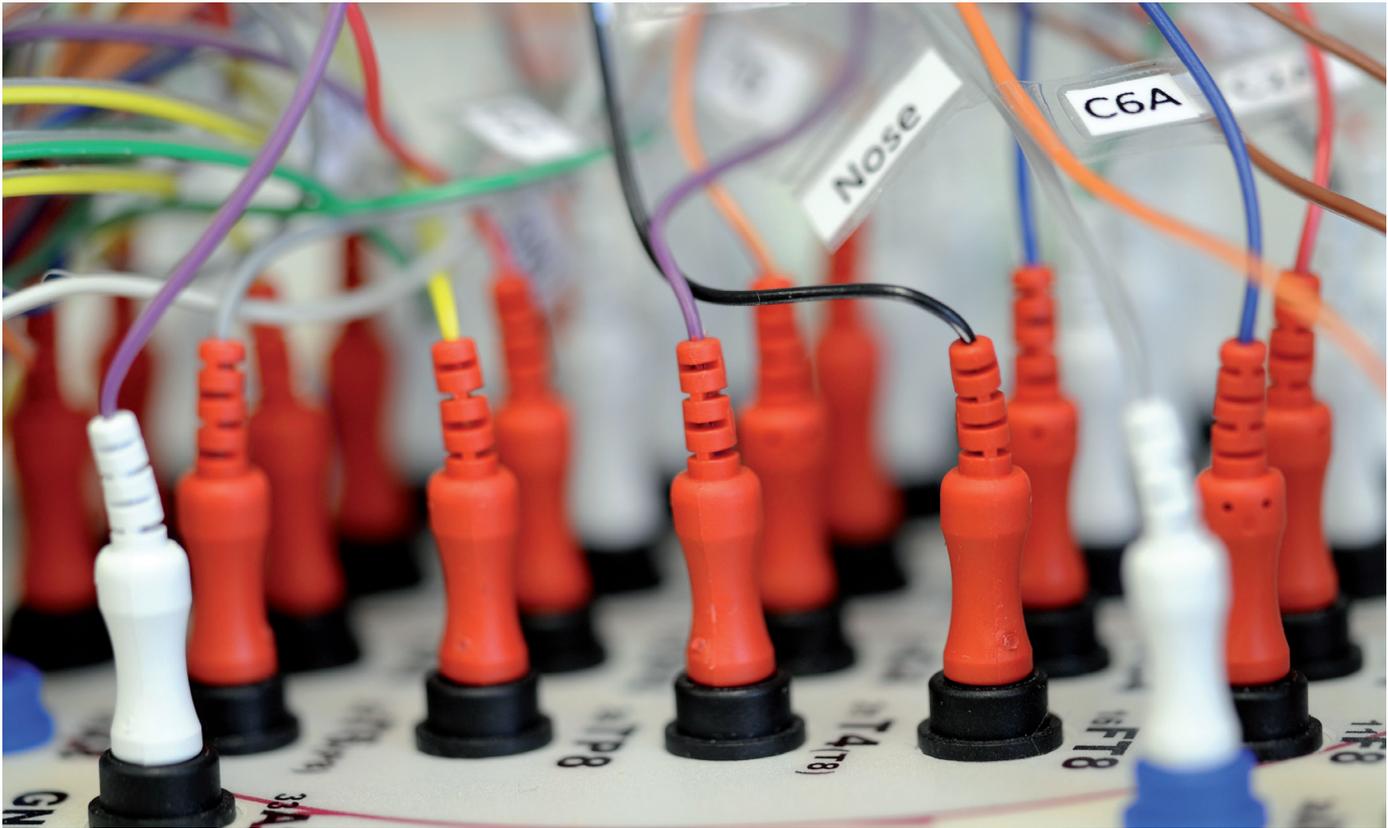
Abb. 17: Tonschwellenaudiogramm eines Kandidaten für eine EAS-Versorgung.



Abb. 18: DUETT2-Signalprozessor der Firma MED-EL für die kombinierte elektrisch-akustische Stimulation (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 19: Hybrid-Soundprozessor der Firma Cochlear für die kombinierte elektrisch-akustische Stimulation (Quelle: Cochlear Ltd.).



## 2 Präoperative Diagnostik

Die Entscheidung, ob ein Hörgeschädigter mit einem Cochlea Implantat versorgt werden kann, hängt von vielen Faktoren ab und ist immer das Ergebnis eines langen und sorgfältig geführten Entscheidungsprozesses, in den Ärzte, Pädagogen, Radiologen, Phoniater, Therapeuten und Audiologen eingebunden sind. In diesem Abschnitt wird nur die sogenannte präoperative Diagnostik umrissen. Diese stützt sich auf zahlreiche, zum Teil sehr aufwändige audiologische Untersuchungsmethoden, die in einer so genannten

Leitlinie definiert werden<sup>1</sup>. Die präoperative Diagnostik beinhaltet: HNO-Status einschließlich Trommelfellmikroskopie, die Berücksichtigung psychischer Faktoren, Ton- und Sprachaudiometrie zum Ausschluss verwertbarer Hörreste, Hörgeräteüberprüfung und –optimierung, Objek-

<sup>1</sup> Zum Zeitpunkt der Erarbeitung dieser Informationsschrift befand sich die CI-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde in Überarbeitung. Alle hier gemachten Angaben sind deshalb vorläufig und müssen mit der endgültigen Leitlinie abgeglichen werden.

tive Hörprüfungen (Otoakustische Emissionen, Impedanzaudiometrie, Hirnstammaudiometrie, Elektrocochleografie sowie bei Erwachsenen ein Promontoriumstest), Vestibularisprüfung sowie Neuroradiologische Diagnostik (hochauflösende Computertomographie, Kernspintomographie).

## Subjektive Tests

Mit Hilfe zahlreicher Hörprüfungen wird das Ausmaß der Hörstörung untersucht und dokumentiert. Der einfachste und bei Erwachsenen und älteren Kindern am häufigsten durchgeführte Hörtest ist die Bestimmung der Hörschwelle mit Hilfe der Tonschwellenaudiometrie (Abbildung 21), die mit dem in Abbildung 20 gezeigten Indikationsbereich für eine CI-Versorgung verglichen wird. Die Kenntnis der Hörschwelle für reine Töne ist aber für die Entscheidung für eine CI-Versorgung nicht ausreichend, denn zwei Patienten mit gleicher Schwellenkurve können ganz unterschiedliche Fähigkeiten im Sprachverstehen aufweisen. Deshalb muss in jedem Falle ein Sprachtest mit und ohne Hörgerät durchgeführt werden. Erst wenn hier kein Erfolg nachzuweisen ist, kann die Aussage gemacht werden, dass „keine mit herkömmlichen Hörgeräten für eine sprachliche Kommunikation nutzbaren Hörreste“ vorliegen. Dies erst rechtfertigt audiologisch eine CI-Versorgung.

Da es für die Begründung einer Implantation nicht ausreicht, nur eine hochgradige Hörminderung nachzuweisen, wird bei erwachsenen Patienten die Funktionsfähigkeit des Hörnerven in einer weiteren Untersuchung geprüft. Beim Promontoriumstest wird hierfür eine dünne Nadelelektrode durch das Trommelfell eingeführt. Schwache elektrische Ströme, die über diese Elektroden in das Körpergewebe im Bereich der Hörschnecke fließen, führen, soweit sie den Hörnerven erreichen, zu Hörempfindungen. Anhand der Aussagen des Patienten wird festgestellt, welche Stromstärke für eine schwache Empfindung mindestens notwendig ist, welche Stromstärken als unangenehm empfunden werden und welcher Art die Empfindungen sind (Brummen, Rauschen, Pfeifen o.a.). Das Protokoll des Promontoriumstests (Abbildung 22) gibt dann eine erste grobe Abschätzung über den Bereich einer möglichen elektrischen Stimulation.

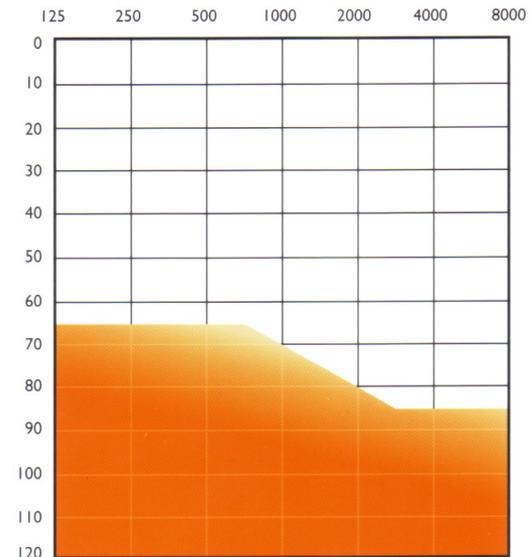


Abb. 20: Indikationsbereich für eine CI-Versorgung im Tonschwellenaudiogramm (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).

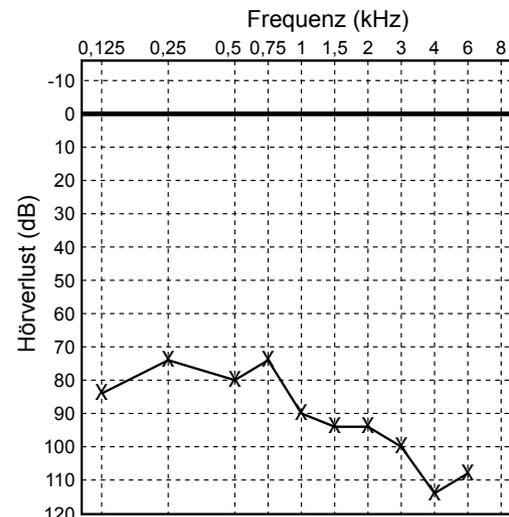


Abb. 21: Tonschwellenaudiogramm eines Kandidaten für eine CI-Versorgung

## Objektive Tests

Neben den „klassischen“ Hörtests, die immer die konzentrierte Mitarbeit des Patienten erfordern, gibt es auch Hörtests, welche die Hörschwelle ohne aktive Mitarbeit des Patienten zuverlässig abschätzen können. Diese Tests bedienen sich der *otoakustischen Emissionen (OAE)* und der *elektrische Reaktions-Audiometrie (ERA)*. Wegen ihrer Unabhängigkeit von einer Mitarbeit des Patienten werden diese Tests oft als „objektive Hörtests“ bezeichnet.

Einen besonderen Stellenwert hat dabei die Registrierung von Hirnstammpotentialen erlangt. Dabei werden mittels Elektroden an der Kopfhaut die elektrischen Antworten der akustischen Reizverarbeitung an den ersten Stationen der Hörbahn (Hirnstamm) gemessen. Das aufgrund der geringen Amplitude der Signale sehr anspruchsvolle Messverfahren wurde in den letzten Jahrzehnten so weiterentwickelt, dass es eine zuverlässige Abschätzung der Hörschwelle zulässt.

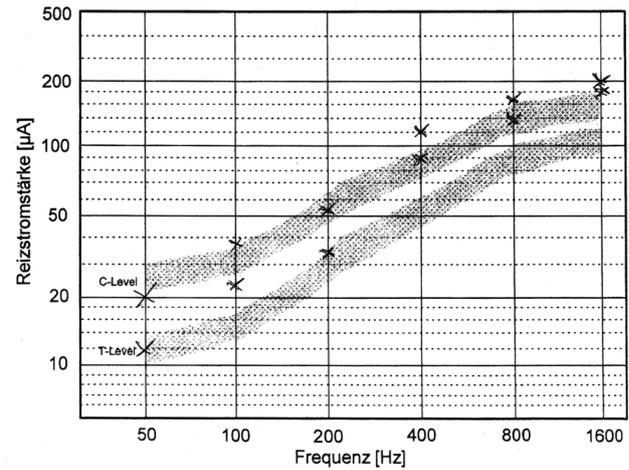


Abb. 22: Messprotokoll eines Promontoriumstests: Für verschiedene Reizfrequenzen zwischen 50 und 1600 Hz werden die Reizstromstärken für eine gerade noch wahrnehmbare und eine unangenehme Empfindung aufgezeichnet.

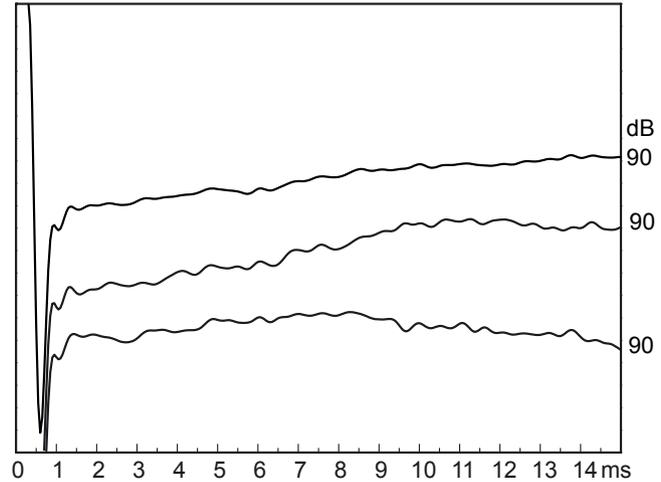
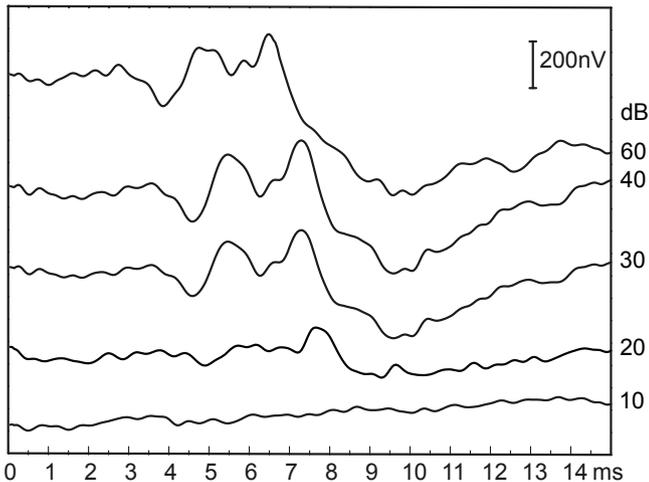


Abb. 23: Hirnstammpotentialen für verschiedene Reizpegel (in dB), registriert in der Universitäts-HNO-Klinik Magdeburg an einem normalhörenden (links) und an einem gehörlosen einjährigen Kind (rechts).

Da Hirnstammpotentialen bereits bei Neugeborenen gemessen werden können, hat sich das als BERA (Brainstem Evoked Response Audiometrie) bezeichnete Verfahren als Standardmethode der objektiven Hörprüfung bei kleinen Kindern etabliert. Für die präoperative CI-Diagnostik dient die BERA zum Nachweis einer hochgradigen Schwerhörigkeit (Abbildung 23). Bei sehr kleinen Kindern ist das Ausbleiben von Hirnstammpotentialen selbst bei hohen Reizpegeln (100 dB nHL) das wichtigste Indiz für eine Gehörlosigkeit

Neben der Registrierung von Hirnstammpotentialen und von Reizantworten aus der Großhirnrinde (Hirnrindeneventuale - CERA) fordert die Leitlinie zur CI-Versorgung auch die Ableitung von Reizantworten unmittelbar aus der Hörschnecke. Bei diesem als Elektrocochleografie (ECochG) bezeichneten Verfahren werden mittels einer durch das Trommelfell geführten Nadel (Bei Erwachsenen in einem Arbeitsgang mit dem oben erwähnten Promontoriumstest, bei Kindern in Narkose) Reizantworten der Haarzellen und des Hörnerven abgeleitet. Abbildung 24 zeigt exemplarisch eine ECochG-Registrierung an einem CI-Kandidaten.

## Neuroradiologische Diagnostik

Mit Hilfe des Computertomogramms (CT) und des Kernspintomogramms (MRT) kann überprüft werden, ob die anatomischen Voraussetzungen für eine Implantation gegeben sind, d.h. Abweichungen vom normalen Aufbau vorliegen. Entscheidend ist dabei, ob die Hohlräume der Hörschnecke normal angelegt und flüssigkeitsgefüllt sind (Abbildung 25). Ein Kernspintomogramm (MRT) dient der Darstellung des Hörnerven.

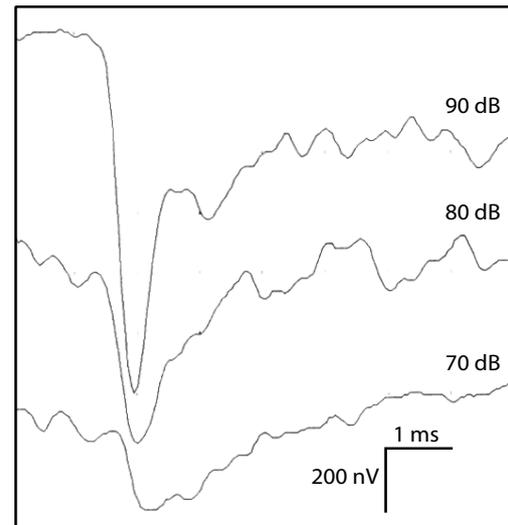


Abb. 24: Eine Elektrocochleografie für drei Reizpegel (90, 80 und 70 dB) zeigt die Abhängigkeit der Größe des Summenaktionspotentials vom Reizpegel.

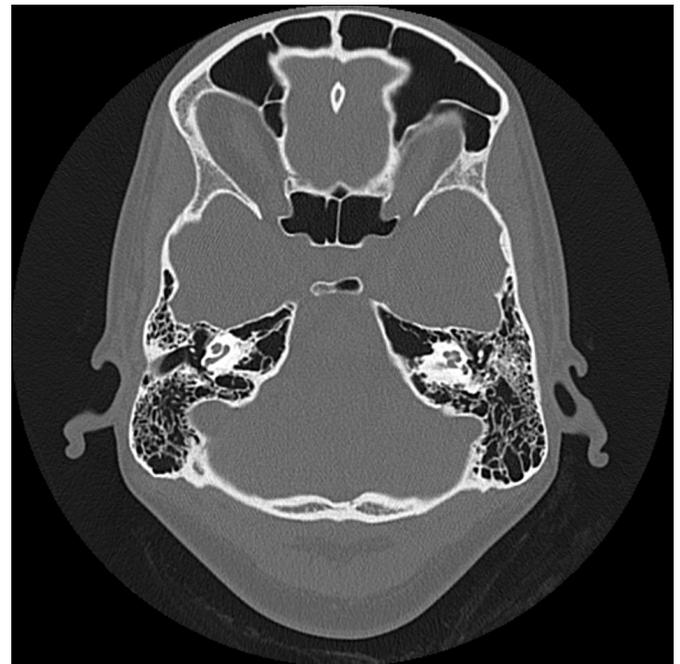
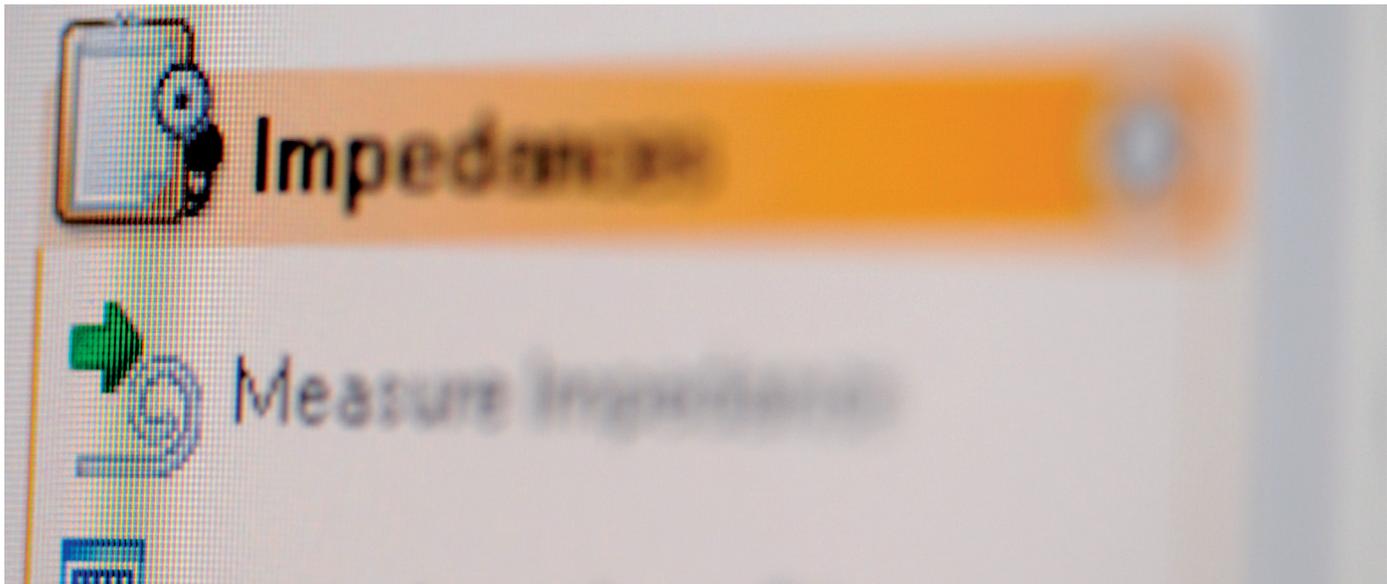


Abb. 25: Computertomogramm (CT) des Schädels zur Abschätzung der anatomischen Voraussetzungen für eine Implantation.



### 3 Intraoperative Tests

Wenn die Voruntersuchungen positive Ergebnisse erbracht haben und sich der Patient nach eingehender Beratung mit dem CI-Team und seiner Familie für eine CI-Versorgung entschieden hat, wird die Operation durchgeführt. Auch hierbei nehmen audiologische Messverfahren einen wichtigen Platz zur Sicherung eines hohen Qualitätsniveaus ein.

Nachdem der Operateur den Elektrodenträger in der Hörschnecke platziert und den Elektronikteil mit der Empfangsspule fest im Knochen und unter der Kopfhaut verankert hat, werden vor dem Verschluss der Kopfhaut erste Tests des CI-Systems durchgeführt.

Dabei wird zunächst über eine steril verpackte Sendespule die Qualität der Kommunikation mit dem Implant überprüft. Ist dieser erste Datenaustausch erfolgreich, wird eine sehr wichtige Funktion aller modernen CI-Systeme genutzt: die Telemetrie („Fernmessung“).

Wie bereits oben erwähnt, können Implantate nicht nur Daten zur Stimulation des Hörnerven empfangen, sondern sie sind auch in der Lage, Messdaten aus der Hörschnecke nach außen zu senden. Für die Beurteilung der Lage des Elektrodenträgers in der Schnecke sind Messwerte der Übergangswiderstände zwischen jeder einzelnen Elektrode und dem umgebenden Gewebe von großem Interesse. So kann zum einen beurteilt werden, ob wirklich alle Elektroden Kontakt mit leitfähigem Gewebe haben, zum anderen können über diese Messung eventuelle Kurzschlüsse zwischen Elektroden oder Unterbrechungen des Stromflusses identifiziert werden (Abbildung 26).

Zwei weitere intraoperative Tests dienen der Überprüfung der Ankopplung der Elektroden an den Hörnerven: Der **Stapedius-Reflex-Test** nutzt die Kontraktion des Stapediusmuskels, eines kleinen Muskels im Mittelohr bei hohen Reiz-

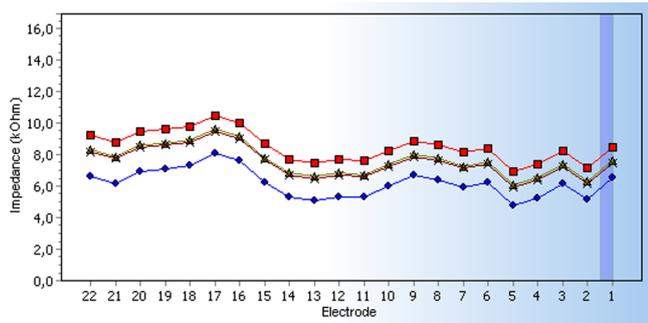


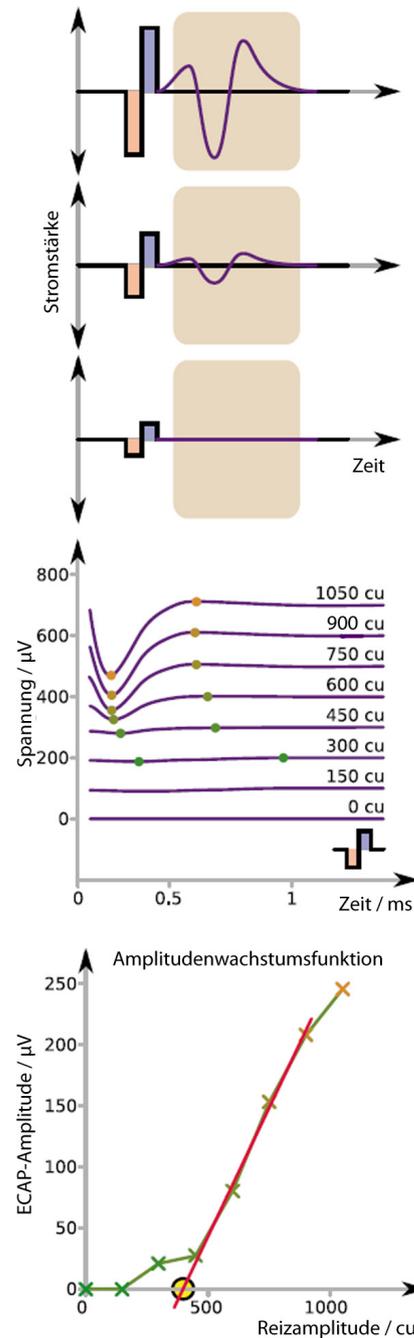
Abb. 26: Beispiel einer intraoperativen Impedanzmessung. Für jede der 22 Elektroden wird der Übergangswiderstand zwischen der aktiven Elektrode und den Referenzelektroden sowie einer intracochleären Referenz gemessen und nach außen gesendet.

pegeln. Bei Normalhörenden wird diese Kontraktion durch hohe Schallpegel ausgelöst. Bei Gehörlosen kann diese Kontraktion durch eine genügend starke elektrische Stimulation über das Implantat hervorgerufen und durch den Operateur im OP-Mikroskop beobachtet werden.

Moderne Implantate ermöglichen die Messung des **Summenaktionspotentials** des Hörnerven. Es handelt sich dabei um die gleiche elektrische Reizantwort wie bei der oben beschriebenen Elektrocochleografie (Abbildung 22), jedoch mit dem Unterschied, dass sie hier nicht durch eine akustische, sondern durch eine *elektrische* Stimulation ausgelöst wird.

Über eine einfache Funktionskontrolle der Implant-Nerv-Kopplung hinaus bieten sowohl der elektrisch ausgelöste Stapedius-Reflex (eSRT) als auch die elektrisch ausgelösten Summenaktionspotentiale (ECAP) die Möglichkeit, für ausgewählte Elektroden den Schwellenwert für deren Auslösung zu bestimmen (Abbildung 27). Diese Messwerte können bei der späteren Anpassung des Signalprozessors besonders bei kleinen Kindern als Information für die individuelle Empfindlichkeit des Hörnerven für eine elektrische Stimulation dienen.

Abb. 27: Prinzip der Bestimmung der Schwelle des elektrisch ausgelösten Summenaktionspotentials ECAP.



Zusätzlich zu den technischen Funktionskontrollen des Implants durch Telemetrie und Registrierung der eSRT und eSAP wird die korrekte Lage des Elektrodenträgers in der Hörschnecke immer durch eine spezielle Röntgenaufnahme des Schädels dokumentiert (Abbildungen 28 und 29). Auf diesen Bildern wäre zum Beispiel eine Verformung des dünnen Elektrodenträgers (Schleifenbildung) zu erkennen. Solche Informationen können bei der späteren Einstellung des Signalprozessors von großem Interesse sein.

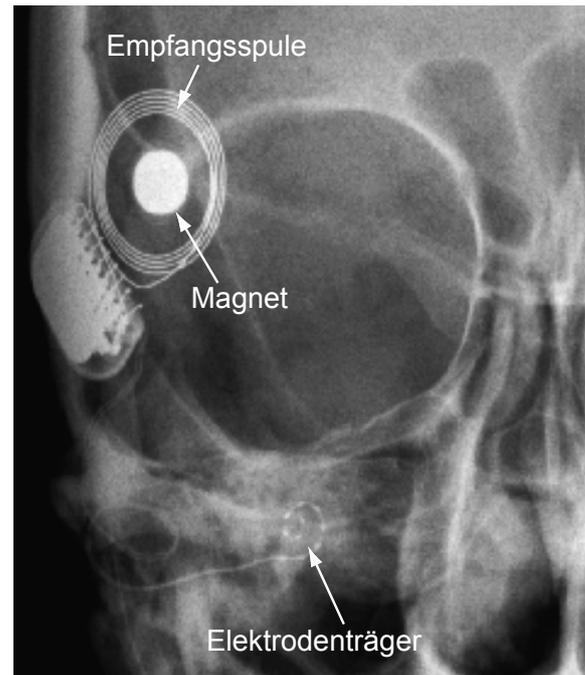


Abb. 28: Röntgenaufnahme des Schädels eines Patienten mit einem Cochlea Implantat. Deutlich sind der Elektronikteil, die Empfangsspule mit dem Magnet sowie der Elektrodenträger zu erkennen. Der Elektrodenträger folgt der Krümmung der Hörschnecke.

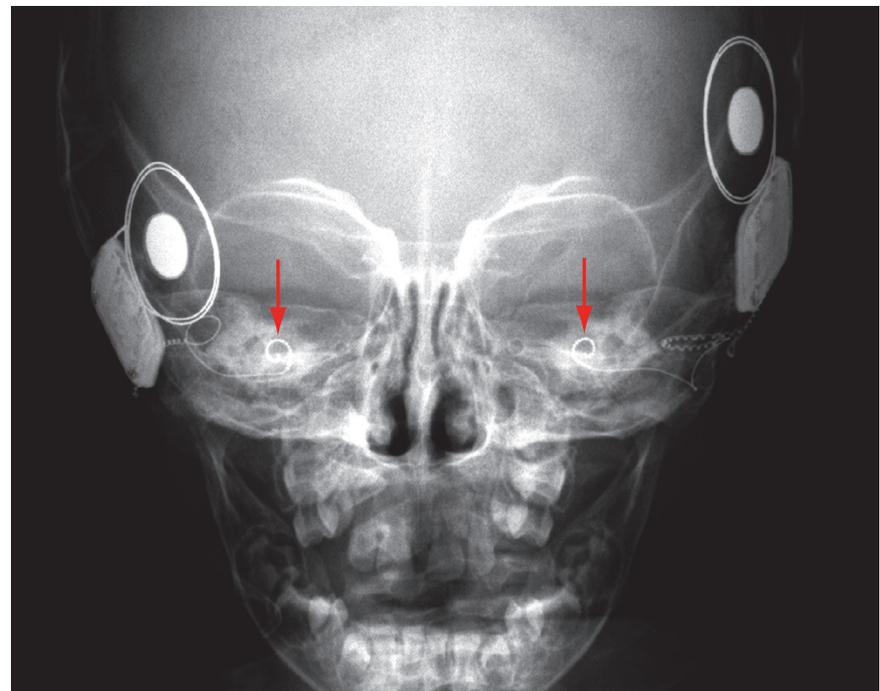


Abb. 29: Röntgenaufnahme des Schädels eines bilateral mit Cochlea Implantaten versorgten Kindes. Die Pfeile markieren die Lage der Elektrodenträger in beiden Hörschnecken.



## 4 Anpassung des Signalprozessors

Die Anpassung des Signalprozessors beginnt in der Regel 3 bis 6 Wochen nach der Operation und beinhaltet alle Maßnahmen, die für eine optimale Nutzung des CI erforderlich sind. Es ist die Aufgabe des Audiologen, alle Parameter der im Abschnitt 2 erläuterten Signalverarbeitung im Signalprozessor so einzustellen, dass die von den Elektroden in der Hörschnecke abgegebenen Stromimpulse für den Patienten den natürlichsten Höreindruck hervorrufen.

Dazu ist anzumerken, dass diese Einstellung nicht nur ein rein technischer Prozess ist wie zum Beispiel die Programmierung eines Videorecorders. Die in der Hörschnecke abgegebenen Stromimpulse unterscheiden sich sehr stark von den natürlichen Nervenimpulsen bei einem Normalhörenden. Erst durch einen mehr oder weniger langen Lern-

prozess kann das Gehirn diese Impulse als Töne, Geräusche oder Sprache interpretieren. Dieser Prozess kann bei einem Patienten, der noch vor kurzem relativ gut gehört hat, sehr schnell gehen, während ein Patient, der über viele Jahre sein Gehör langsam verloren hat, eine längere Trainingsphase benötigen kann.

Aus diesem Grund ist die Anpassung des Signalprozessors ein stetes Wechselspiel von Parameteränderungen durch den Audiologen und Training des Patienten mit seinem Therapeuten im CI-Zentrum sowie zu Hause mit seinen Angehörigen.

An der Schnittstelle zwischen einer bestimmten Elektrode und dem Hörnerv in der Hörschnecke ist die Zahl der Reizparameter, wie Abbildung 30 zeigt, relativ gering:

Impulse mit einer bestimmten **Stromstärke** und **Pulsbreite** werden mit einer bestimmten **Stimulationsrate** abgegeben. Damit sich das Gewebe nicht elektrisch auflädt, weisen dabei zwei aufeinander folgende Pulse gleicher Stärke immer eine entgegengesetzte Polarität auf.

Die Berechnung dieser wenigen Impulsparameter aus dem akustischen Signal unter Berücksichtigung der individuellen Gegebenheiten des Patienten ist jedoch ein ungleich komplexerer Prozess, der an dieser Stelle nicht einmal ansatzweise erläutert werden kann. Es werden deshalb stellvertretend für zahlreiche andere zwei Parameter herausgegriffen, die sich für eine anschauliche Erklärung besonders eignen.

Wie bereits weiter oben erläutert, wird das akustische Eingangssignal in einzelne Frequenzbänder zerlegt und jedem dieser Frequenzbänder eine Elektrode des CI zugeordnet. Innerhalb des von jedem Signalprozessor herstellerabhängig vorgegebenen maximalen Frequenzbereichs muss der Audiologe dann den Frequenzbereich auswählen, den der Patient in einer bestimmten Situation nutzen will. Dieser Frequenzbereich wird schließlich nach einer bestimmten Regel auf die effektive Elektrodenzahl aufgeteilt. Abbildung 31 zeigt eine solche Aufteilung der Frequenzbänder.

Ist die Zuordnung der Elektroden zu den Frequenzbändern erfolgt, muss für jede Elektrode der Stromstärkebereich ermittelt werden, innerhalb dessen eine Stimulation möglich ist. Dazu wird zunächst die kleinste Stromstärke bestimmt, bei welcher der Patient gerade noch eine Hörwahrnehmung hat.

Das Verfahren ist zwar im Prinzip der Bestimmung der Hörschwelle mit einem Audiometer sehr ähnlich, trotzdem bereitet es dem bis zu diesem Zeitpunkt gehörlosen Patienten oft große Schwierigkeiten, den für ihn völlig neuartigen (elektrischen) Reiz in seiner Stärke zu bewerten. Deshalb ist besonders die Einstellung dieses T-Wertes (von dem englischen Wort **threshold** für Schwelle) ein langwieriger Prozess, der sowohl vom Patienten als auch vom Audiologen große Konzentration erfordert.

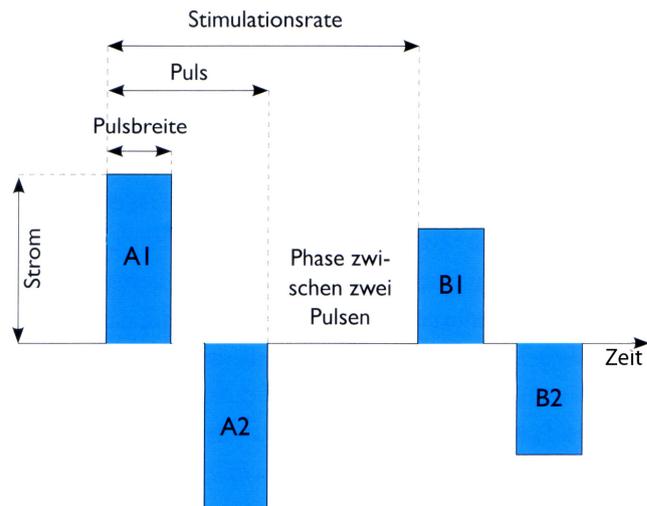


Abb. 30: Reizparameter des Cochlea Implantats an der Schnittstelle zwischen Hörnerv und Elektrode (Quelle: Cochlear Ltd.).

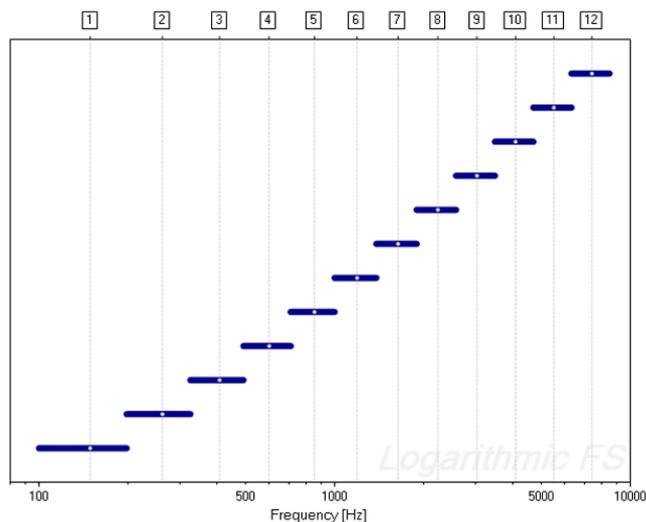


Abb. 31: Aufteilung des vom Signalprozessor übertragenen Frequenzbereiches (hier 100 Hz bis 8500 Hz) auf 12 Stimulationselektroden (Quelle MED-EL Maestro).

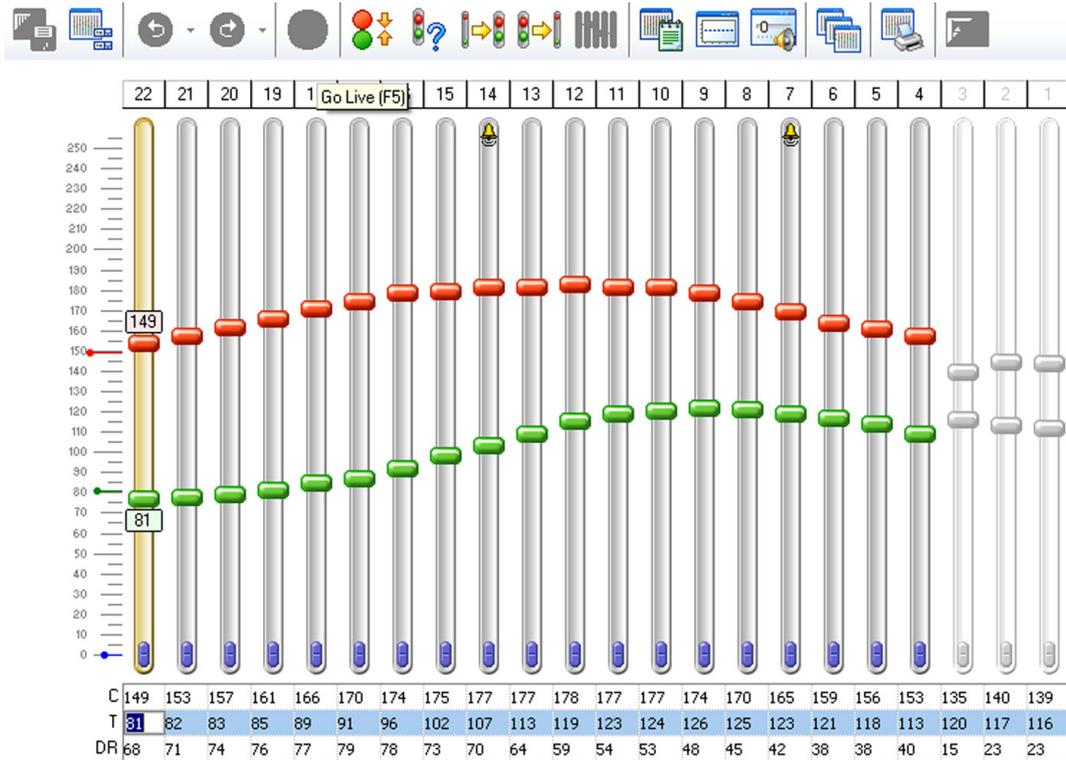


Abb. 32: Ausschnitt aus dem Bedienfeld zur Einstellung von T- und C-Wert für ein Cochlea Implantat (Freedom, Cochlear Ltd.). In Analogie zu einem Mischpult in einem Tonstudio werden die T- und C-Werte für jedes Frequenzband mit roten (C) und grünen (T) „Schieberegler“ eingestellt (Quelle: Nucleus Custom Sound).

Nach dem T-Wert wird für jede Elektrode die maximale Reizstärke bestimmt, die von dem Patienten gerade noch ohne Probleme über längere Zeit ertragen werden kann. Dieser Wert wird C-Wert genannt (vom englischen Wort **comfortable** für angenehm).

Der Stromstärkebereich zwischen T- und C-Wert wird als elektrischer Dynamikbereich bezeichnet (Abbildung 32). In der oft sehr geringen Breite dieses Dynamikbereiches liegt eine der wesentlichen Beschränkungen des CI-Systems, auf die sich jeder CI-Patient einstellen muss: Der große Dynamikbereich unserer alltäglichen akustischen Umgebung mit ihren lauten und leisen Geräuschen und ihrer lauten und leisen Sprache muss so „komprimiert“ werden, dass er mit dem sehr viel kleineren elektrischen Dynamikbereich über-

tragen werden kann. Diese Komprimierung so zu gestalten, dass unwesentliche Informationen weggelassen und alle wichtigen Informationen übertragen werden, ist die ständige Herausforderung für die Entwicklungsteams der CI-Hersteller und für die Audiologen an den Kliniken.

Das bisher zum Anpassprozess Gesagte bezog sich auf erwachsene Patienten. Bei einem großen Teil der mit einem Cochlea Implantat Versorgten handelt es sich jedoch um Kinder, von denen einige gerade das erste Lebensjahr vollendet haben. Hier steht der Audiologe bei der Anpassung vor großen Herausforderungen, kann er doch nicht auf die aktive Mitarbeit des Kindes bei der Ermittlung von T- und C-Wert rechnen. Neben einer langjährigen Erfahrung ist hier eine enge Kooperation mit den Therapeuten des CI-Teams

gefordert. Aufgrund der besonderen Herausforderungen bei der Anpassung und Rehabilitation von kleinen Kindern wird diese Arbeit in Sachsen-Anhalt von dem „Cochlea Implantat Rehabilitationszentrum“ in Halberstadt übernommen.

Neben den Frequenzbereichen der einzelnen Elektroden, den T- und C-Werten, der Pulsbreite und Pulsrate werden durch den Signalprozessor zahlreiche weitere Parameter verarbeitet: Zum Beispiel der Stimulationsmodus (monopolar oder bipolar), die Form der Lautstärkewachstumsfunktion, die Eingangsempfindlichkeit und der Ausgangspegel. Zusätzlich besteht bei vielen modernen Systemen die Möglichkeit, zwischen verschiedenen Signalverarbeitungsstrategien zu wählen (Abbildung 33).

Ähnlich wie alle modernen Hörgeräte verfügen auch Cochlea Implantate über Möglichkeiten einer Signalvorverarbeitung. Dabei handelt es sich um Verfahren zur Unterdrückung von Störsignalen oder zur Verbesserung der Richtcharakteristik der Mikrofone, die durch den Audiologen in Absprache mit dem Patienten aktiviert werden können (Abbildung 34).

Verschiedene Programme zur Signalvorverarbeitung oder unterschiedliche Frequenzbereiche für Alltagsumgebungen und zum Musikhören sind aber nur dann sinnvoll, wenn der Patient die Möglichkeit hat, diese ohne die Hilfe des Audiologen auszuwählen. Deshalb verfügen CIs über bis zu vier Programmspeicher, in denen der Audiologe verschiedene Konfigurationen der Anpassparameter ablegen kann. Der Patient kann mittels einer Fernbedienung oder mit Tasten am Signalprozessor zwischen den verschiedenen Programmen umschalten.

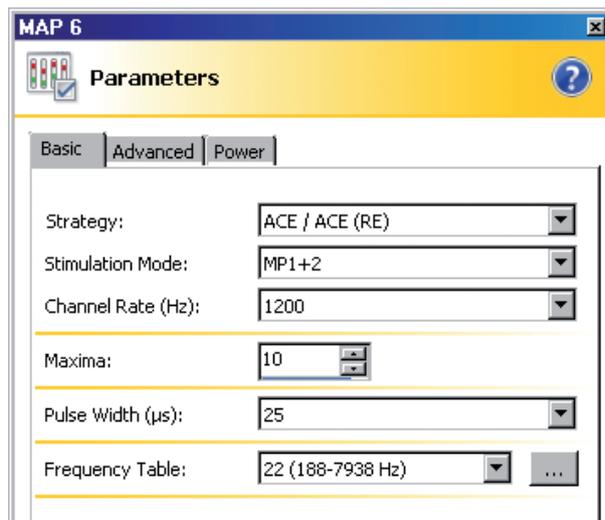


Abb. 33: Ausschnitt aus dem Bedienfeld zur Einstellung individueller Anpassparameter durch den Audiologen (Quelle: Nucleus Custom Sound).

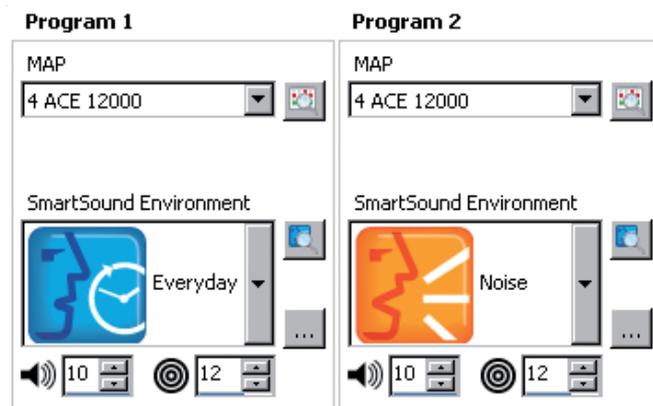


Abb. 34: Ausschnitt aus dem Bedienfeld zur Einstellung von unterschiedlichen Hörumgebungen (Quelle: Nucleus Custom Sound).



## 5 Dokumentation des Versorgungserfolges

Während des gesamten Zeitraums der Feinanpassung des Signalprozessors wird der Erfolg der CI-Versorgung durch eine Reihe standardisierter audiologischer Tests dokumentiert. Nur mit Hilfe dieser Tests sowie unter Einbeziehung aller Informationen des Patienten ist es möglich, Erfolge und Schwierigkeiten zu bewerten und daraus speziell zugeschnittene Maßnahmen der technischen Betreuung und der Rehabilitation abzuleiten.

Neben dem Tonschwellenaudiogramm umfassen diese Tests im Wesentlichen Sprachverständlichkeitstests in Ruhe und im Störgeräusch. Bei den Sprachtests in Ruhe wird bestimmt, wieviel Prozent der von einem Tonträger über Lautsprecher abgespielten einsilbigen Testwörter oder Sätze der Patient richtig wiederholen kann. Diese Sprachverständnistests in Ruhe spiegeln die alltägliche Nutzungssituation des CIs aber nur ungenügend wieder.



Abb. 35: Psychoakustischer Freifeldmessplatz zur Durchführung des Oldenburger Satztestes. Der Patient bestätigt die von ihm verstandenen Worte auf einem Touchscreen.

In seinem alltäglichen Umfeld muss der CI-Patient Sprache verstehen, die mehr oder weniger von Störgeräuschen überdeckt wird. Diese Situation simuliert der Audiologe dadurch, dass er die über Lautsprecher abgespielten Sätze mit einem Rauschen überlagert (Abbildung 35). Im Test wird der Pegel dieses Rauschens bei konstantem Sprachpegel automatisch so lange variiert, bis der Patient nur noch genau 50% der dargebotenen Wörter versteht (Abbildung 36). Als Ergebnis des Tests erhält man dann nicht ein prozentuales Wortverstehen, sondern ein Pegelverhältnis von Sprache und Rauschen oder von Nutz- und Störsignal in Dezibel (dB). Ein solcher Satztest im Störgeräusch ist zwar für den Patienten häufig recht frustrierend, da er auch bei größter Anstrengung immer nur 50% der Wörter versteht. Die Aussagekraft für den Audiologen und den HNO-Arzt ist jedoch sehr hoch.

## Dokumentation der Zuverlässigkeit

Ein wesentlicher Aspekt bei der Entwicklung und beim Einsatz von Cochlea Implantaten ist die Zuverlässigkeit aller Systemkomponenten. Besonders an die implantierten Systemkomponenten werden extrem hohe Anforderungen gestellt. Alle Hersteller müssen bei Neuentwicklungen einen genau beschriebenen Weg durch Zulassungsinstanzen beschreiten, die bei der Bewertung der Sicherheit die gleichen Maßstäbe ansetzen wie für andere aktive implantierbare Systeme (z. B. Herzschrittmacher). Sollte es trotzdem zu einem Ausfall kommen, so können in der Regel ausgefallene Systeme im Rahmen einer für den Patienten kostenlosen Operation ersetzt werden.

Alle Ausfälle von Cochlea Implantaten müssen in Deutschland dem Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) gemeldet werden. Darüber hinaus haben sich alle Hersteller 2005 verpflichtet, nach einheitlichen Kriterien berechnete Ausfalldaten für CI-Kandidaten, CI-Träger und Kliniken frei verfügbar im Internet oder in anderen frei zugänglichen Publikationen zu veröffentlichen (Abbildung 37). Zur Charakterisierung der Zuverlässigkeit bedient man sich der „kumulativen Überlebensrate“ (**Cumulative Survival Rate - CSR**) oder der „kumulativen Ausfallra-

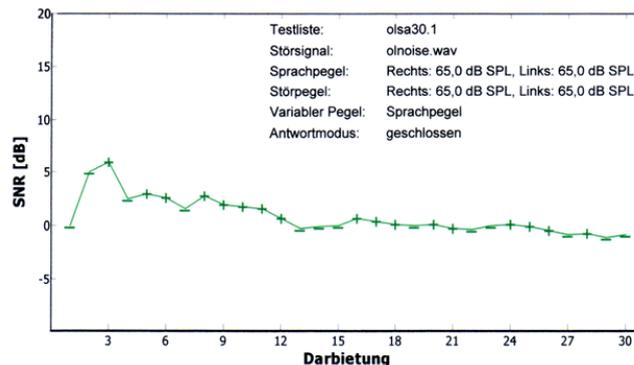


Abb. 36: Messbeispiel für den Oldenburger Satztest im Störgeräusch: Das Pegelverhältnis (SNR in dB) von Nutz- und Störsignal wird über 30 Darbietungen adaptiv so lange verändert, bis der Patient genau 50% der dargebotenen Wörter versteht. Dabei bezeichnen „+“ und „-“ richtige und falsche Antworten des Patienten.

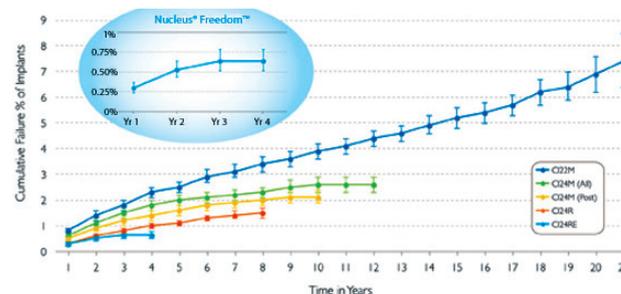


Abb. 37: Zuverlässigkeitsdaten für Implantate der Firma Cochlear. Die Kurven zeigen die CFR-Werte für verschiedene Implantate in Abhängigkeit von der Einsatzzeit (Quelle: Nucleus Reliability Report 2008).

te“ (**Cumulative Failure Rate - CFR**), wobei sich beide Werte zu 100% ergänzen und man somit CSR und CFR einfach ineinander umrechnen kann. Die CSR beschreibt den Prozentsatz der Implants, die nach einem bestimmten Zeitraum nach Implantation noch funktionieren. Die CFR nennt dagegen den Prozentsatz an Implantaten, die innerhalb einer bestimmten Zeitspanne nach Implantation ausgefallen sind.

## Fehlerdiagnose und Service

Trotz größter Anstrengungen zur Qualitätssicherung sind Fehler und Ausfälle bei CI-Systemen nicht vollständig zu vermeiden. Bedenkt man jedoch die im vorigen Abschnitt gezeigten extrem kleinen Ausfallraten bei den implantierten Systemkomponenten, so konzentrieren sich im Alltag auftretende Defekte in der Regel auf die leicht austauschbaren externen Komponenten. Hier kann es durch mechanischen Verschleiß an Kabeln, Schaltern und Verbindungselementen oder durch Feuchtigkeit (Schweiß) zu Ausfällen kommen.

Um den Patienten oder die Eltern eines CI-Kindes in solchen Fällen nicht unnötig zu beunruhigen, haben die Hersteller ein gut abgestimmtes System von „Erste-Hilfe-Broschüren“, Internet-Ratgebern und Telefon-Hotlines geschaffen, mit deren Hilfe die defekte Komponente in den meisten Fällen lokalisiert werden können (Abbildungen 38 und 39).

Erst wenn alle diese einfachen Tests nicht zum Erfolg führen, sollte der Patient einen Audiologen in seiner implantierenden Klinik kontaktieren<sup>1</sup>. Nur hier stehen alle Testeinrichtungen für eine umfassende Funktionskontrolle zur Verfügung. Insbesondere kann der Audiologe mittels der oben erwähnten Telemetrie schnell und unkompliziert auch die für den Patienten nicht zugänglichen Funktionen des Implantats testen.

<sup>1</sup> Kontaktadressen und Telefonnummern der Universitäts-HNO-Klinik Magdeburg finden Sie auf der Internetseite der Klinik: [www.med.uni-magdeburg.de](http://www.med.uni-magdeburg.de)



Abb. 38: Anleitungen zur Fehlersuche an einem CI-Signalprozessor durch den Patienten, die Eltern, Pädagogen oder Therapeuten (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 39: Interaktive Anleitung zur Fehlersuche an einem Freedom-Signalprozessor durch den Patienten auf der Internetseite der Firma Cochlear.

**Haftungsausschluss:** Die hier dargestellten Inhalte dienen ausschließlich der neutralen Information und allgemeinen Weiterbildung. Sie stellen keine Empfehlung oder Bewerbung der beschriebenen oder erwähnten diagnostischen Methoden, Behandlungen oder Produkte dar. Der Text erhebt weder einen Anspruch auf Vollständigkeit noch kann die Aktualität, Richtigkeit und Ausgewogenheit der dargebotenen Information garantiert werden. Der Text ersetzt keinesfalls die fachliche Beratung durch einen Arzt und er darf nicht als Grundlage zur eigenständigen Diagnose und Beginn, Änderung oder Beendigung einer Behandlung von Krankheiten verwendet werden. Konsultieren Sie bei gesundheitlichen Fragen oder Beschwerden immer den Arzt Ihres Vertrauens!

## **Die Autoren:**

Priv.-Doz. Dr. rer. nat. habil. Roland Mühler  
Leiter des Bereichs Audiologie und Audiologische Funktionsdiagnostik

Dipl.-Ing. (FH) Michael Ziese  
Forschungsingenieur

Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde  
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg  
Leipziger Straße 44  
39120 Magdeburg

Die Autoren danken den Firmen MED-EL-Deutschland GmbH und Cochlear Ltd. für die freundliche Überlassung der Produktfotos und Frau Dr. med. Dorothea Rostalski für die Durchsicht des Manuskripts und die Beratung bei der Auswahl der Röntgenbilder.

© 2010 Universitäts-HNO-Klinik Magdeburg

Satz, Layout und Umschlag: Roland Mühler mit Adobe InDesign CS4 in Myriad Pro  
Fotos (Seite 1 u. 11): Roland Mühler  
Druck: druckwerkstatth.