

Technischer Leitfaden Cochlea Implantat

Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde Magdeburg
Abteilung für Experimentelle Audiologie



MEDIZINISCHE FAKULTÄT

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 (Hörschnecke, siehe oberes Teilbild von Abbildung 1). Am oberen Ende einer Haarzelle befinden sich kleine Härchen (Stereozilien), diese werden bei intaktem Gehör durch den Schall, der über die Gehörknöchelchen des Mittelohrs zum Innenohr geleitet wird, bewegt. Durch die Bewegung werden in den Nervenfasern, die mit den Haarzellen verbunden sind, elektrische Impulse (Aktionspotentiale) ausgelöst.

Wie das untere Teilbild von Abbildung 1 zeigt, unterbricht 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 flüssigkeitsgefüllten 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 drei Jahrzehnten so schnell und erfolgreich entwickelt hat.

Die Haarzellen sind im Innenohr entlang einer schneckenförmig gekrümmten Membran, der Basilarmembran, angeordnet. Durch komplexe mechanische Prozesse erfolgt bereits entlang dieser Membran eine Zerlegung des Schalls in seine

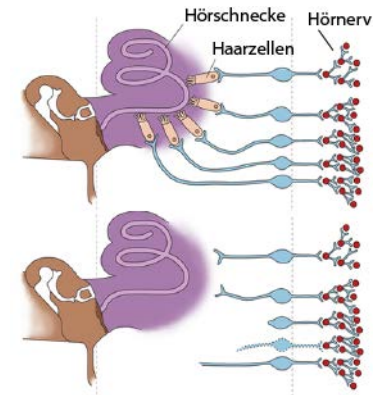


Abb. 1: Schematische Darstellung der Unterbrechung der akustischen Informationsübertragung durch eine Schädigung der Haarzellen. Bei einem intakten Innenohr (oben) wandeln die Haarzellen die Schwingungen der Basilarmembran in elektrische Impulse um, die über den Hörnerven zum Gehirn geleitet werden.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

Frequenzbestandteile mittels einer Frequenzortstransformation. 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.

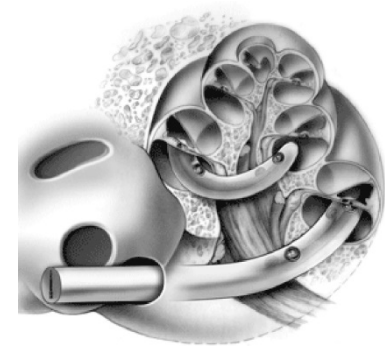


Abb. 2: Lage eines Multielektroden-Arrays in der Hörschnecke (Prinzip). Hohe Frequenzen werden am Eingang der Schnecke abgebildet, tiefe an der Schneckenspitze (nach Wilson und Dorman, 2008).

Abbildung 3 verdeutlicht die prinzipielle Arbeitsweise eines Cochlea Implantats: Das von einem Mikrophon 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.

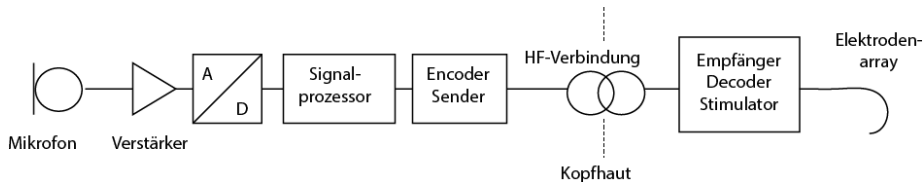


Abb. 3: Prinzipieller Aufbau eines Cochlea-Implantat-Systems

Im Laufe der Entwicklung von CI's sind mehrere konkurrierende Kodierungsstrategien entstanden. Dabei verwenden moderne mehrkanalige CI's 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 Sende- und Empfangsspule durch die Kopfhaut des Patienten zum implantierten Empfänger und Stimulator, der die Information dekodiert und die elektrischen Impulse für den in das Innenohr eingeführten Elektrodenträger bereitstellt.

Die prinzipielle Arbeitsweise eines Signalverarbeitungsalgorithmus zeigt Abbildung 4. Das digitalisierte Eingangssignal wird einer Frequenzanalyse unterzogen, wobei ein begrenzter Eingangsfrequenzbereich durch Bandfilter 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 Empfängerelektronik des Implantates übertragen. Dort wird das Signal dekodiert und es werden Rechteckimpulse mit einer Stimulationsrate von 200 - 10000 Impulsen pro Sekunde je Elektrode erzeugt. Diese elektrischen Impulse stimulieren die noch intakten Nervenzellen.

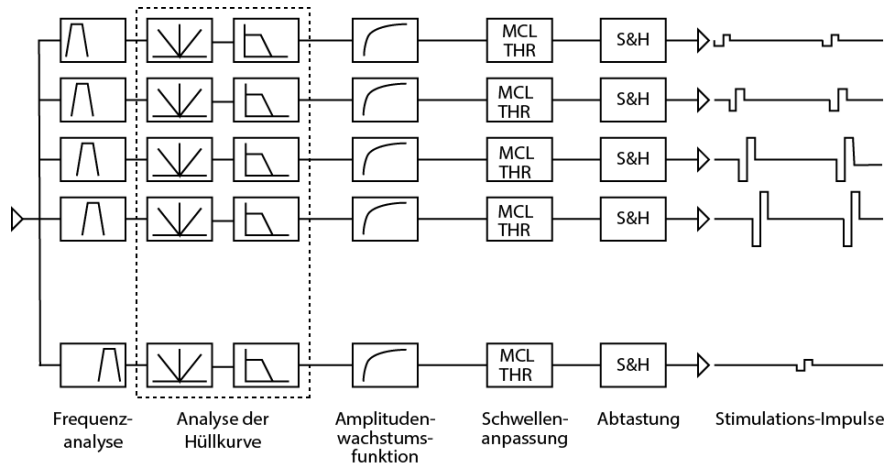


Abb. 4: Blockschaltbild der Signalverarbeitung in einem CI-Signalprozessor

Implantat

Die bei einer CI-Versorgung hinter dem Ohr vollständig unter der Haut befindliche Komponente des CI-Systems, das eigentliche Implantat, besteht aus einem hermetisch verschlossenen Elektronikteil, einer Empfangsspule, einem Magneten und einem Elektrodenträger. Beispiele zweier Hersteller sind in den Abbildungen 5 und 6 gezeigt. Abbildung 7 zeigt das Röntgenbild eines bilateral versorgten Patienten. Deutlich sind die runde Spule mit dem mittig liegenden Magneten und das anschließende Elektronikteil auf beiden Seiten des Kopfes zu sehen.



Abb. 5: Implantat der Firma MED-EL
(Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).

Zwischen den internen und externen Komponenten des CI-Systems besteht keine

elektrisch leitende Verbindung. Sowohl der Datenaustausch mit dem außen am Kopf getragenen Signalprozessor (Abbildungen 8 und 9) als auch die Energieversorgung des Implantats 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 Kopfhaut und ihrer Zentrierung über der Empfangsspule. CI-Träger müssen sich dieses Magneten immer bewusst sein, um unangenehme Konsequenzen oder Beschädigungen zu vermeiden. Ganz besonders wichtig ist dabei, dass CI-Träger nicht in die Reichweite extrem starker Magnetfelder gelangen, wie sie im Umfeld von Kernspintomografen (Magnetresonanztomografen, MRT) herrschen. Müssen sich CI-Träger einer MRT-Untersuchung unterziehen, so muss der behandelnde Arzt mit Nachdruck auf das CI hingewiesen werden. 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 Gefährdung des CI's mit sich bringen kann. Unter bestimmten Sicherheitsvorkehrungen (z.B. straffe Bandage des Kopfes) sind mit allen modernen Implantaten MRT-Untersuchungen möglich. Einige Implantate erlauben eine MRT Feldstärke von 3 Tesla ohne Entfernung des Magneten. Es besteht auch die Möglichkeit einer vorübergehenden Entfernung des Magneten. Dafür ist eine kleine ambulante Operation notwendig.



Abb. 6: Implantat der Firma Cochlear
(Quelle: Cochlear Ltd.).

Die technologisch anspruchsvollste Komponente des Implantates ist der Elektrodenträger. Je nach Hersteller und Implantattyp müssen hier 12 bis 22 einzelne Elektroden auf einer effektiven Länge von bis zu 27 mm in einem flexiblen Silikonträger mit einem Durchmesser von weniger als einem Millimeter angeordnet

werden.

Die Hersteller der CI's 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 Gegebenheiten oder auf Fehlbildungen der Hörschnecke reagieren zu können, bieten alle CI-Hersteller ein breites Spektrum von Elektrodenformen an.

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 in der Cochlea noch über so genannte Referenzelektroden, welche entweder als separate Elektrode ausgeführt oder am Implantatgehäuse angebracht sind.

Zusätzlich zu den Einrichtungen zur elektrischen Stimulation der Nervenfasern des Hörnervs 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 Implantats, zum anderen können über das Implant die Übergangswiderstände der Elektrodenkontakte sowie Reizantworten des Hörnervs selbst gemessen und über die Spule nach außen gesendet werden.

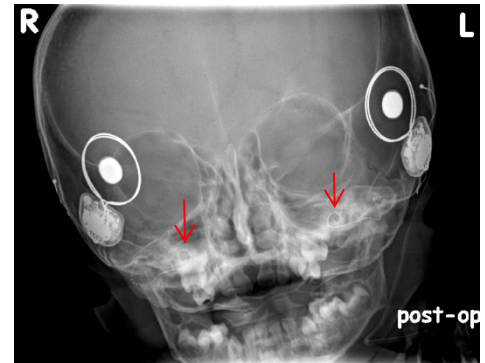


Abb. 7: Röntgenaufnahme eines bilateral versorgten Patienten. Die Pfeile zeigen auf die Elektrodenträger in der Cochlea.

Signalprozessor

Der außen am Körper getragene Signalprozessor besteht aus mehreren Komponenten, die durch Stecker verbunden sind (Abbildungen 8 und 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. Aktuelle Signalprozessoren werden i.A. als HdO-Geräte konzipiert, d.h. sie werden wie ein Hörgerät mit einem Ohrhaken hinter dem Ohr getragen oder als kompakte Geräte ausschließlich vom Magneten über dem Implantat gehalten.

Durch die fortwährende Miniaturisierung der elektronischen Schaltungskomponenten ist das Batteriefach des Prozessors (am unteren Ende des HdO Gerätes) 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 die 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 Signalverarbeitung an die eigentliche Signalkodierung weitergeleitet wird. Diese Kodierung erfolgt bei modernen CI-Systemen durch hochentwickelte Mikrochips.



Abb. 8: Signalprozessor der Firma MED-EL
(Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 9: Signalprozessor der Firma Cochlear
(Quelle: Cochlear Ltd.).

Die Bedienung des Signalprozessors durch den Patienten, d.h. die Einstellung von Lautstärke und Mikrofonempfindlichkeit sowie die Auswahl des Programms, erfolgt über eine Fernbedienung (Abbildungen 10 und 11) oder durch Schalter und Tasten am Gehäuse des Prozessors. Leuchtdioden informieren den Patienten, aber auch Eltern und Therapeuten, über den Status des Prozessors sowie über mögliche Fehlfunktionen.

Der modulare Aufbau aller Signalprozessoren eröffnet zahlreiche Möglichkeiten, den Einsatzbereich von CI-Systemen durch Zubehörkomponenten zu erweitern. Neben der Möglichkeit der Ankopplung von Telefonen mittels einer Telespule ist die Ankopplung so genannter FM-Empfänger an den Signalprozessor eine wichtige Option. Sie ermöglichen es besonders Schülern, sich an Funkanlagen für Hörgeschädigte (Microportanlagen) anzukoppeln und so störende Umgebungsgeräusche besser von der Stimme des Lehrers oder Dozenten zu trennen. Über weitere Zubehörkomponenten lassen sich an die CI-Systeme alle modernen Audiogeräte anschließen (MP3-Player, Fernsehgerät).



Abb. 10: Fernbedienung der Firma Cochlear
(Quelle: Cochlear Ltd.).



Abb. 11: Fernbedienung der Firma MED-EL.
(Quelle: MED-EL Deutschland GmbH)

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, in der Abfolge dieser Impulse ein Wort, einen Satz oder auch Musik zu erkennen. Das Schallsignal oder zumindest seine für das Verstehen von Sprache wesentlichen Bestandteile, muss also 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 des Schalls analysiert werden. Für Sprache sind das die Stimmgrundfrequenz, aber auch größere und komplexere Bestandteile des gesprochenen Wortes wie, Vokale oder Konsonanten.

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. Allen gegenwärtig verwendeten Signalkodierungsstrategien ist gemeinsam, dass sie die Multielektroden-Arrays dazu benutzen, die natürliche Frequenzerlegung 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.

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.

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. Abbildung 12 zeigt den Indikationsbereich für eine kombinierte elektrisch-akustische Stimulation.

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 Elektrodenränder 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 werden (Abbildungen 13 und 14). Im Gegensatz zum klassischen Signalprozessor (Abbildungen 8 und 9) hat das HdO Gerät auch einen Ausgang mit einem Ohrpassstück zur akustischen Stimulation.
4. Eine spezielle Strategie zur Einstellung von Hörgerät und CI muss eine optimale Aufteilung der akustisch und elektrisch zu stimulierenden Frequenzbereiche vornehmen.

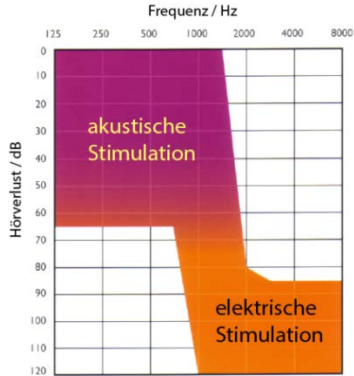


Abb. 12: Indikationsbereich für eine kombinierte elektrisch-akustische Stimulation (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH).



Abb. 13: EAS-Signalprozessor der Firma MED-EL für kombinierte elektrisch-akustische Stimulation. (Quelle: MED-EL Deutschland GmbH)



Abb. 14: EAS-Signalprozessor der Firma Cochlear für 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, Audiologen, Pädagogen und Therapeuten eingebunden sind. Die präoperative Diagnostik beinhaltet: HNO-Status einschließlich Trommelfellmikroskopie, die Berücksichtigung psychischer Faktoren, subjektive Tests, objektive Hörprüfungen, Vestibularisprüfung sowie neuroradiologische Diagnostik.

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. 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. Erst dieser Befund 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 Hörnervs in einer weiteren Untersuchung geprüft. Beim Promontoriumstest wird hierfür eine dünne Nadelelektrode durch das Trommelfell eingeführt. Schwache elektrische Ströme, die über diese Elektrode 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.

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 der Mitarbeit des Patienten werden diese Tests oft als objektive Hörtests bezeichnet.

Einen besonderen Stellenwert hat dabei die Registrierung von Hirnstammpotenzialen. Dabei werden mittels Elektroden an der Kopfhaut die elektrischen Antworten der neuronalen 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. Da Hirnstammpotenziale 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. Bei sehr kleinen Kindern ist das Ausbleiben von Hirnstammpotenzialen selbst bei hohen Reizpegeln das wichtigste Indiz für eine Gehörlosigkeit. Neben der Registrierung von Hirnstammpotenzialen und von Reizantworten aus der Großhirnrinde (Hirnrindenpotenziale - CERA) wird auch die Ableitung von Reizantworten unmittelbar aus der Hörschnecke durchgeführt. Bei diesem als Elektrocochleografie (*ECochG*) bezeichneten Verfahren werden mittels einer durch das Trommelfell geführten Nadel (bei Erwachsenen in einem Arbeitsgang mit dem oben beschriebenen Promontoriumstest, bei Kindern in Narkose) Reizantworten der Haarzellen und des Hörnerven abgeleitet.

Neuroradiologische Diagnostik

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

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 audiolologische 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 Implantat überprüft.

Ist dieser erste Datenaustausch erfolgreich, wird eine sehr wichtige Funktion aller modernen CI-Systeme genutzt: die Telemetrie. 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 beurteilt werden, ob wirklich alle Elektroden Kontakt mit leitfähigem Gewebe haben.

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 Normalhörenden wird diese Kontraktion durch hohe Schallpegel ausgelöst. Bei Gehörlosen kann sie durch eine genügend starke elektrische Stimulation über das Implantat hervorgerufen und durch den Operateur im OP-Mikroskop beobachtet werden. Der minimal notwendige Strom wird als Schwelle des elektrisch ausgelöste Stapediusreflex (Electrical stapedius reflex threshold, ESRT) bezeichnet.

Moderne Implantate ermöglichen die Messung des Summenaktionspotenzials des Hörnervs. Es handelt sich dabei um die gleiche elektrische Reizantwort wie bei der oben beschriebenen Elektrocochleografie, jedoch mit dem Unterschied, dass sie hier nicht durch eine akustische, sondern durch eine elektrische Stimulation ausgelöst wird. Sie werden als die elektrisch ausgelösten Summenaktionspotenziale (Electrically evoked compound action potentials, ECAP) bezeichnet.

Über eine einfache Funktionskontrolle der Implantat-Hörnerv-Kopplung hinaus bieten sowohl der ESRT als auch die ECAP die Möglichkeit, für ausgewählte Elektroden den Schwellenwert für deren Auslösung zu bestimmen. Diese Messwerte können bei der späteren Anpassung des Signalprozessors besonders bei kleinen Kindern als Information für die individuelle Empfindlichkeit des Hörnervs für eine elektrische Stimulation dienen.

Zusätzlich zu den technischen Funktionskontrollen des Implants durch Telemetrie und Registrierung der ESRT und ECAP kann die korrekte Lage des Elektrodenträgers in der Hörschnecke durch eine spezielle Röntgenaufnahme des Schädels dokumentiert werden (Abbildung 7).

4 Anpassung des Signalprozessors

Die Anpassung des Signalprozessors beginnt in der Regel vier 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 einen möglichst natürlichen Höreindruck hervorrufen. Dazu ist anzumerken, dass diese Einstellung nicht nur ein rein technischer Prozess ist. Die in der Hörschnecke abgegebenen Stromimpulse unterscheiden sich sehr stark von den natürlichen Nervenimpulsen bei einem Normalhörenden. Erst durch einen mehr oder weniger langen Lernprozess 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 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 Impulsparameter aus dem akustischen Signal unter Berücksichtigung der individuellen Gegebenheiten des Patienten ist jedoch ein komplexerer Prozess.

Wie bereits im Abschnitt 1 erläutert, wird das akustische Eingangssignal in einzelne Frequenzbänder (Abbildungen 15 und 16) zerlegt und jedem dieser Frequenzbänder eine Elektrode des CI's 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 nutzbaren Elektroden aufgeteilt. Ist die Zuordnung der Frequenzbänder zu den Elektroden erfolgt, muss für jede Elektrode die Ladungsmenge (Abbildungen 17 und 18) ermittelt werden, innerhalb dessen eine Stimulation möglich ist. Dazu wird zunächst die kleinste Ladungsmenge 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, die für ihn völlig neuartigen (elektrischen) Reize in seiner Stärke zu bewerten. Deshalb ist besonders die Einstellung dieses Wertes ein langwieriger Prozess, der sowohl vom Patienten als auch vom Audiologen große Konzentration erfordert.

Nach diesem unteren Schwellwert wird für jede Elektrode die maximale Ladungsmenge bestimmt, die von dem Patienten gerade noch ohne Probleme über längere Zeit ertragen werden kann. Der Bereich zwischen unterem und oberem Schwellwert wird als elektrischer Dynamikbereich bezeichnet. In der gegenüber dem Normalhörenden oft sehr geringen Breite dieses Bereiches 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 Schallen muss so komprimiert werden, dass er mit dem sehr viel kleineren elektrischen Dynamikbereich übertragen werden kann. Diese Komprimierung so zu gestalten, dass unwesentliche Informationen weggelassen und alle wichtigen Informationen (z.B. der Sprache) übertragen werden, ist die ständige Herausforderung für die Entwicklungsteams der CI-Hersteller und für die Audiologen an den Kliniken.

Der bis hier beschriebene Anpassprozess bezog sich auf erwachsene Patienten. Bei einem großen Teil der mit einem CI 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 der Schwellwerte 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 Schwellwerten, der Pulsbreite und der Pulsrate werden durch den Signalprozessor zahlreiche weitere Parameter verarbeitet. Zusätzlich besteht bei vielen modernen Systemen die Möglichkeit, zwischen verschiedenen Signalverarbeitungsstrategien zu wählen. Ähnlich wie alle modernen Hörgeräte verfügen auch die Prozessoren für 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.

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 die Prozessoren für Cochlea Implantate 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.

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!