

Heutiger Entwicklungsstand bei Cochlea-Implantaten

Norbert Dillier

Labor für Experimentelle Audiologie, Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie, Universitätsspital, CH-8091 Zürich

Einführung

Patienten, welche aufgrund einer Innenohr-Schädigung ertaubt oder hochgradig schwerhörig geworden sind, sind heute vielfach in der Lage, mit einem Cochlear Implant (CI) wieder Sprache zu hören und zu verstehen. Auch frühertaubte oder taub geborene Kleinkinder können mit Hilfe der elektrischen Hörnervstimulation nicht nur eine direkte Verbindung zur akustischen Umwelt aufnehmen, sondern auch eine dem Alter entsprechende Sprache entwickeln.

Ein CI-System besteht aus Implantat, Sprachprozessor und Mikrofon-Sendeeinheit. Die Stimulationselektroden zur elektrischen Reizung des Hörnerven werden in einer Operation in die Hörschnecke eingelegt. Durch den hinter dem Ohr getragenen digitalen Sprachprozessor werden Schallwellen in elektrische Impulse umgewandelt und über eine Sendespule durch die Haut zum Implantat und zu den Hörnervfasern übertragen. Der Hörnerv leitet dieses Reizmuster in ähnlicher Art und Weise wie beim natürlichen Hören zum Gehirn weiter, wo es als Hör- und Klangempfindung wahrgenommen wird. Je nach Alter und Vorgeschichte ist nach der Operation eine mehrwöchige bis mehrmonatige Hörtrainings- und Rehabilitationsphase zum Erlernen und Unterscheiden der künstlichen Hörsignale angezeigt.

Das Cochlear Implant als erster und bislang einziger in der Praxis funktionierender Ersatz für ein Sinnesorgan ist ein erfolgreiches Beispiel für die gegenseitige Befruchtung von Biologie, Medizin und Technik. Weltweit wurden bereits über 35'000 Patienten mit diesen Implantaten versorgt.

Die aktuelle Forschung und Entwicklung zielt auf die verbesserte Programmierung und Anpassung der Sprachprozessoren. Dazu werden auch elektrophysiologische Messungen der Hörnervantworten bei verschiedenen Reizsignalen durchgeführt. Mit neuartigen Elektrodenanordnungen sowie zunehmend höheren Reizraten wird ein natürlicheres Klangbild sowie eine differenziertere Wahrnehmungsleistung angestrebt.

Komponenten des Cochlear Implants

Cochlear Implants bestehen aus Komponenten, welche ausserhalb des Körpers getragen werden und dem eigentlichen Implantat. Ueber ein hinter dem Ohr befestigtes Mikrophon mit Richtcharakteristik werden Schallsignale aufgenommen und über ein Kabel dem Sprachprozessor zugeleitet, welcher die Schallreize in geeignete elektrische Stimulationsmuster umwandelt und wiederum über ein Kabel als Hochfrequenzsignale einer Sendespule zuführt. Die Information gelangt drahtlos über induktive Kopplung zum Implantat mit seiner Empfangsspule sowie der Decodierungs- und Stimulatorelektronik. Die in der Cochlea plazierte Elektrode vermittelt das nunmehr elektrische Signal zum Hörnerv und lösen einen Höreindruck aus. Für telemetrische Messungen dienen beide Spulen als Sender und Empfänger.

Der Sprachprozessor enthält die digitale Reizcodierungselektronik mit zwei bis acht gespeicherten Programmen und eine oder mehrere (aufladbare) Batterien. Derzeit sind Systeme von vier kommerziellen Anbietern verfügbar (Tabelle 1). Bereits sind Sprachprozessoren soweit miniaturisiert worden, dass sie als Hinter-dem-Ohr-Einheit getragen werden können. HdO-Sprachprozessoren haben nahezu die gleiche Leistungsfähigkeit wie die in Hemd- oder Blusentasche oder bei Kleinkindern in Brustbeutel oder Rucksäckchen getragenen grösseren Taschengerät-Sprachprozessoren.

Tabelle 1: Technische Daten der kommerziell verfügbaren Implantate: CI22M und CI24M (Nucleus, Cochlear), Clarion (Advanced Bionics), Combi 40+ (MedEl), Digisonic (MXM).

	Nucleus, Cochlear (Australien)	Advanced Bionics (USA)	MedEl (Oesterreich)	Digisonic (Frankreich)
Bezeichnung	CI24R	Clarion-S	Combi 40+	Digisonic
Abmessung (mm)	27x18x6.4	31x25x6	33.4x23.4x4	28Øx6.8
Gewicht (Gramm)	9.5	8	9	15
Material Gehäuse	Silikon/Titan	Keramik	Keramik	Keramik
Max. Pulsrate (pps)	14'500	6'500	18'000	7'800
Stimulationskanäle	22	8	12	15
Stimulationsmodus	Bipolar Monopolar Common ground	Bipolar Monopolar	Monopolar	Common ground
Sprachprozessoren	SPrint ESPrint (HdO)	Clarion Platinum PSP und BTE	CIS PRO+ TEMPO+ (HdO)	Digisonic DX10
Anzahl Programme	8	3	3	2
Strategien	SPEAK CIS ACE	SAS CIS PPS	CIS NofM	FFT
Information	www.cochlear.com	www.cochlearimplant.com	www.medel.com	www.mxmlab.com/digisonic

Funktionsweise des Cochlear Implants

Die Aufgabe eines Cochlear Implants ist es, im Falle einer Innenohr-Taubheit den Hörnerven direkt elektrisch zu stimulieren und dadurch Hörempfindungen zu erzeugen. Die Information, welche im akustischen Schallsignal enthalten ist, muss durch geeignete Umwandlung für jeden Patienten individuell in die adäquaten elektroneuralen Erregungsmuster übersetzt werden.

Die heutigen CI-Systeme sind Meilensteine auf dem Weg einer fortschreitenden technologischen Entwicklung und Verbesserung. Sie stellen aber ohne Ausnahme im Vergleich mit dem zu ersetzenden biologischen System technische Kompromisslösungen dar, welche immer nur Teilfunktionen des peripheren Gehörs ersetzen können (Patrick u. Evans 1995).

Der Hörnerv kann mit unterschiedlichen elektrischen Reizformen angeregt werden. Die für einen effektiven Reiz wirksame elektrische Grösse ist der Strom, welcher während einer gewissen Zeit in das Nervengewebe hinein- oder herausfliesst. Zur Vermeidung von schädlichen elektrochemischen Reaktionen am Elektroden-Gewebe-Uebergang muss das elektrische Stimulationssignal gleichstromfrei angekoppelt werden.

Als Reizformen kommen sinusoidale (analoge) oder pulsatile Signale zur Anwendung. Bei der analogen Stimulation wird das Signal ähnlich wie bei einem konventionellen Hörgerät gefiltert und komprimiert und dadurch an den eingeschränkten elektrischen Dynamikbereich angepasst. Sobald allerdings mehrere nahe beieinander liegende Reizorte vorhanden sind, ergeben sich Lautheitssummationen durch Stromüberlagerungen. Biphasische Pulse erlauben demgegenüber eine zeitlich besser kontrollierbare Reizung als analoge Sinussignale. Bei der Stimulierung von mehreren Kanälen können Interferenzen vermindert werden, indem die Kanäle zeitlich versetzt ("interleaved") aktiviert werden. Nachteilig wirkt sich unter Umständen bei der sequentiellen Stimulation die verminderte Zeitauflösung aus, da pro Reizpuls immer nur die Information eines Frequenzbandes übertragen wird, die anderen also inaktiv bleiben.

Voraussetzung für die elektrische Stimulation ist eine genügende Anzahl elektrisch erregbarer Nervenzellen. Durch die Lage der Stimulations- und Referenzelektroden kann der aktivierte Bereich beeinflusst werden. Die bipolare Elektrodenansteuerung zielt darauf ab, einen möglichst geringen Anteil von Nervenfasern und damit ein schmales Frequenzband zu aktivieren. Bei weiter auseinanderliegenden Elektroden werden bei gleicher Reizstärke mehr Neuronen aktiviert als bei nahe beisammenliegenden. Die monopolare Reizkonfiguration stellt diesbezüglich einen Grenzfall dar, indem vor allem die Hörnervfasern in der Nähe der aktiven intracochleären Elektrode aktiviert werden, während die im Muskelgewebe plazierte Referenzelektrode keine Empfindungen auslöst.

Für die Sprachprozessor-Einstellung muss für jede Elektrodenkonfiguration die Wahrnehmungsschwelle (Threshold, T-level) sowie die Reizstärke für eine angenehme, erträgliche Lautheitsempfindung (Comfort, C-level, manchmal auch MCL, most comfortable level genannt, bzw. durch UCL, upper comfortable level, ersetzt) bestimmt werden. Der Bereich zwischen diesen Werten (dynamic range, dynamischer Bereich) liegt in den meisten Fällen unterhalb von 6 dB (Ladung/Phase auf 1 nanoCoulomb bezogen) und ist damit wesentlich kleiner als die bis zu 120 dB Dynamik bei der akustischen Stimulation.

Die Hörempfindungen bei elektrischer Stimulation werden durch die Reizrate und den Ort der Stimulation bestimmt. Die Reizrate eines periodischen Stimulationssignals kann bis zu einer Frequenz von etwa 300 Pulsen pro Sekunde der Grundfrequenz der menschlichen Stimme (Pitch) zugeordnet werden. Die Stimulation an verschiedenen Reizorten innerhalb der

Cochlea ruft Empfindungen hervor, die mit der ortsabhängigen Tonhöhenempfindung Normalhörender verglichen werden kann. Die Reizelektroden können somit wie die Tasten eines Klaviers unterschiedliche Klangspektren wiedergeben. Die wahrgenommenen charakteristischen Frequenzen hängen von der Eindringtiefe des Elektrodenträgers ab. Mit den über 17 mm verteilten 22 Elektroden des Nucleus-Implantats beispielsweise kann bei einer Eindringtiefe von ca. 20 mm der Frequenzbereich zwischen etwa 700 und 11'000 Hz angesprochen werden.

In jüngster Zeit sind von mehreren Implantatherstellern neue Arten von Elektrodenformen vorgestellt worden, welche einerseits tiefer in die Hörschnecke einzudringen erlauben und andererseits gezielter das elektrische Stromfeld in Richtung auf die Hörnervfasern im Zentrum der Schnecke ausrichten sollen. Dadurch wird eine bessere Trennschärfe der einzelnen Elektrodenkanäle sowie eine Reduktion der Stromstärke angestrebt. Ein Beispiel einer vorgeformten Elektrode, welche zur Einführung in die Cochlea mit einem sogenannten Stilett (einem dünnen Draht) gerade gehalten wird, ist in Abb. 1 dargestellt. Inwiefern die angestrebten Ziele mit diesen neuen Elektroden erreicht werden können, ist Gegenstand laufender Studien.

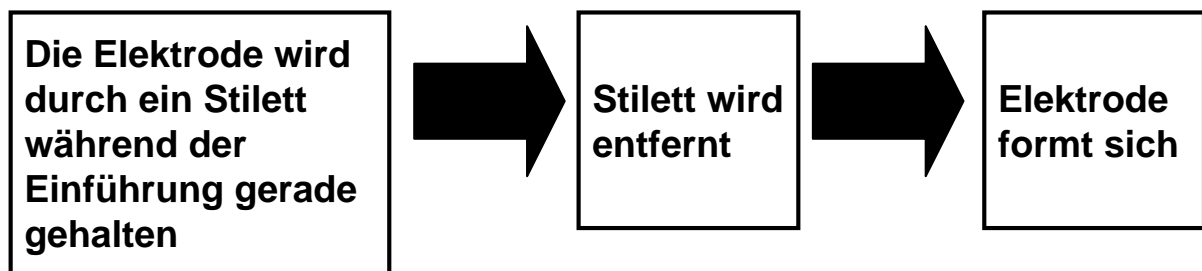


Abb. 1 Beispiel einer vorgeformten Elektrode (Nucleus 24 Contour), welche sich bei der Implantation nach Entfernen eines dünnen Drahtes (Stilett) eng an die innere Schneckenwand (Modiolus) anschmiegt.

Bezüglich Sprachcodierung haben die Forschungsarbeiten der letzten zehn Jahre zu einer beträchtlichen qualitativen Verbesserung und ebenso zu einer Vereinheitlichung der zugrundeliegenden Konzepte und Strategien geführt. Die Merkmalsextraktion gemäss dem Schema eines Formantvocoders, wie sie in den Sprachprozessor der ersten Generation realisiert war und bei welchem nur die zwei oder drei Maximalwerte des Frequenzspektrums ermittelt und auf die Reizelektroden abgebildet wurden, wurde zugunsten immer detaillierterer zeitlich besser aufgelöster Spektralinformation aufgegeben. Bei der SPEAK-Strategie beispielsweise werden laufend aus 20 Frequenzbändern die sechs bis zehn grössten Werte bestimmt und mit einer Reizrate von etwa 250 Pulsen pro Sekunde (pps) auf die

Abb.2 Frequenzanalyse des Sprachsignals gemäss der Advanced Combination Encoder (ACE) Strategie des Nucleus-Sprachprozessors. Die obere Kurve stellt das gesprochene Wort "Fall" dar, welches mit einer Filterbank in maximal 22 Frequenzbänder aufgeteilt wird. Die zu einem Zeitpunkt energiereichsten Bandfilter werden zur Stimulation ausgewählt und einer Reizelektrode zugeordnet. Die unteren beiden Grafiken stellen die Frequenzspektren und die jeweils aktiven Elektroden zum Zeitpunkt 100 msec (links, Konsonant) und 240 msec (rechts, Vokal) dar.

entsprechenden Elektroden abgebildet (Skinner et al. 1994). Die moderneren ACE-Strategien (Advanced Combination Encoder) erlauben die Kombination von höheren Reizraten auf gleichzeitig mehr Kanälen bis zur derzeit maximalen Gesamtrate von 14'400 pps (also zum Beispiel 16 Kanäle mit je 900 pps, 12 Kanäle mit je 1200 pps oder 9 Kanäle mit je 1800 pps). Abb. 2 zeigt beispielhaft, wie ein gesprochenes Wort spektral in verschiedene Frequenzbänder zerlegt wird, von denen zu jedem Zeitpunkt diejenigen Bänder mit der grössten Signalenergie ausgewählt und den entsprechenden Elektroden zugeordnet werden. Das zeitlich und räumlich verteilte Reizmuster für ein Elektroden-Bündel ist in Abb. 3 dargestellt.

Die früher häufig verwendete Breitband-Analog-Stimulation, welche heute nur noch als SAS-Strategie (Simultaneous Analog Stimulation) im Clarion-System angeboten wird, wurde von mehreren Forschungsgruppen durch pulsatile Reizung möglichst hoher Raten (CIS, continuous interleaved sampling) ersetzt. Besonders bei Elektrodenkonfigurationen mit geringem Abstand zwischen benachbarten Elektroden bietet die nichtsimultane Pulsreizung gegenüber simultaner Analogreizung gewichtige Vorteile. Die hohen Reizraten können insbesondere die zeitliche Feinstruktur der Sprachsignale besser reproduzieren (Wilson et al. 1991).

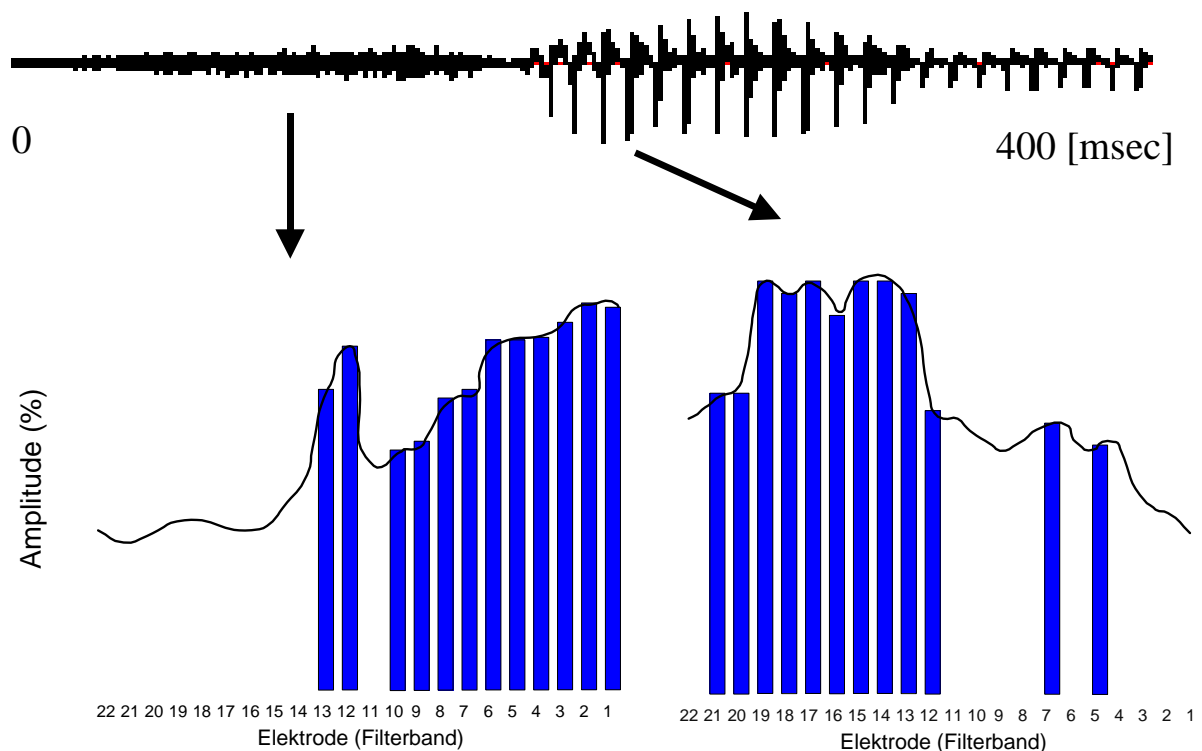


Abb.2 Frequenzanalyse des Sprachsignals gemäss der Advanced Combination Encoder (ACE) Strategie des Nucleus-Sprachprozessors. Die obere Kurve stellt das gesprochene Wort "Fall" dar, welches mit einer Filterbank in maximal 22 Frequenzbänder aufgeteilt wird. Die zu einem Zeitpunkt energiereichsten Bandfilter werden zur Stimulation ausgewählt und einer Reizelektrode zugeordnet. Die unteren beiden Grafiken stellen die Frequenzspektren und die jeweils aktiven Elektroden zum Zeitpunkt 100 msec (links, Konsonant) und 240 msec (rechts, Vokal) dar.

Wie gut die durch die Signalcodierung reduzierte und auf die implantierten Elektroden übertragene Sprachinformation im Einzelfall zur Diskrimination von Wörtern und Sätzen ausreicht, kann nur durch Evaluationsexperimente mit grösseren Patientengruppen ermittelt werden. Solche Experimente sind naturgemäss aufwendig und von vielen Variablen abhängig (Dillier et al. 1995; Brill et al. 1997).

Zusammenfassend lässt sich jedoch sagen, dass mit den modernen digitalen Strategien spontan ein besseres Konsonantenverständnis erzielt wurde als mit den von den Patienten früher benutzten Sprachprozessoren. Die besten Ergebnisse wurden mit Verfahren erzielt, welche höhere Reizraten und differenziertere Abbildungen spektraler Feinstrukturen enthielten

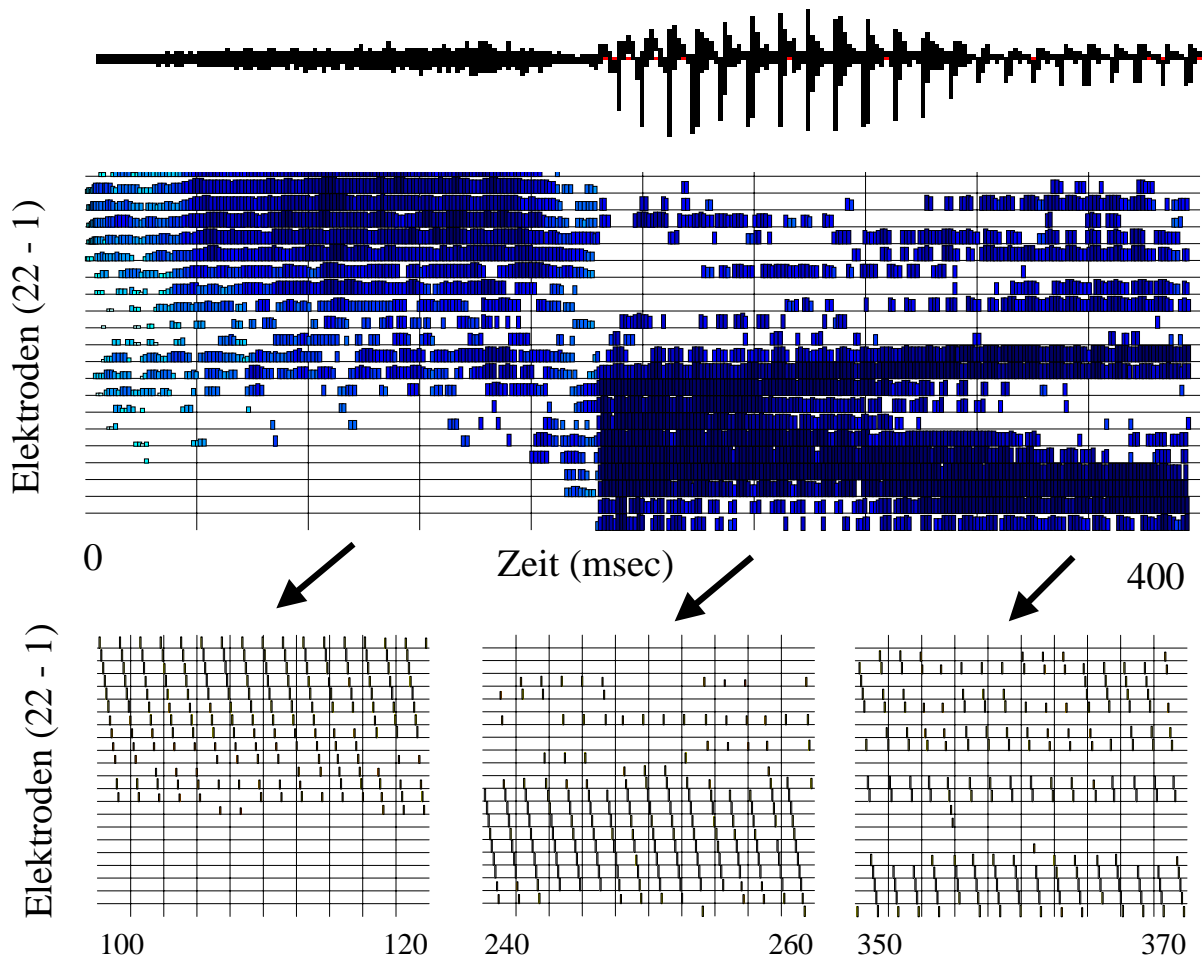


Abb. 3 Zeitlicher Verlauf der Reizsignale an den einzelnen Elektroden. Dargestellt ist eine Elektrogramm-Analyse des gesprochenen Wortes "Fall". Mit einer Wiederholrate von 900 Hertz werden jeweils maximal 12 Elektroden zeitlich versetzt aktiviert ("interleaved stimulation"). Die Auswahl der Kanäle erfolgt wie in Abb. 3 beschrieben gemäss der spektralen Energieverteilung. Horizontal ist die Zeit von 0 bis 400 Millisekunden dargestellt, vertikal die Elektrodenposition von 22 (apikal, tiefste Ortsfrequenz) bis 1 (basal, höchste Ortsfrequenz). Die Länge und Schwärzung der Striche ist proportional zur jeweiligen Reizamplitude. Die unteren drei Grafiken zeigen zeitlich gedehnte Ausschnitte von jeweils 20 msec Dauer: stimmloser Konsonant /f/ (100 - 120 msec), Vokal /a/ (240 - 260 msec), stimmhafter Konsonant /l/ (350 - 370 msec).

Audiologische Indikationen bei Erwachsenen und Kindern

Für die Versorgung mit einem Cochlear Implant sind Patienten geeignet, die eine beidseitige überwiegend sensorische Taubheit bis hin zur an Taubheit grenzenden Schwerhörigkeit haben.

Dieser Indikationsbereich ist jedoch nicht an starre Grenzen der Tonschwellenaudiometrie gebunden, sondern vielmehr an die tatsächliche Sprachperzeption. Patienten, die trotz

optimaler Versorgung mit konventionellen Hörgeräten kein Sprachverstehen haben, sind Kandidaten für ein Cochlear Implant. Ausnahme sind ältere Kinder, Jugendliche und Erwachsene, die taub geboren sind.

Erwachsene müssen in der präoperativen Evaluation ton- und sprachaudiometrisch untersucht werden. Hinzu kommen die Impedanzaudiometrie sowie die Hirnstammaudiometrie und Elektrocochleographie. Das Resultat einer solchen Untersuchung kann eine Neuversorgung mit optimierten Hörgeräten sein. Liegt das Einsilbverstehen im Freiburger Sprachtest unter 40 % - bei Freifeldmessung mit Hörgeräten -, so ist heute die Indikation zum Cochlear Implant gegeben (Fraysse et al. 1998). Im übrigen dürfen Patienten mit kurzer Ertaubungsdauer ein besseres Sprachverstehen nach Implantation erwarten als Langzeitertaubte.

Bei Kindern haben wir aus audiometrischer Sicht mit sehr ähnlichen Bedingungen zu rechnen. Die Indikation wird dann als gegeben angesehen, wenn im Vorschulalter mit Hörgeräten eine ausreichende Sprachperzeption ausbleibt und somit eine adäquate Sprachproduktion nicht zu erwarten ist. In Abhängigkeit vom Alter des Kindes sind objektive audiometrische Testverfahren einzusetzen, ergänzt durch Spiel- und verhaltensaudiometrisch erfasste Tonschwellen. Entscheidend für den Erfolg einer CI-Versorgung beim Kleinkind ist die frühe Erkennung des Hörschadens. Die rechtzeitige Versorgung mit Hörgeräten und optimale hör- und sprachgerichtete sonderpädagogische Förderung sollten 6 Monate nach Diagnosestellung eine Entscheidung für oder gegen ein Cochlear Implant erbringen (Dillier u. Laszig 2001)

Intra- und postoperative objektive Messungen

Die modernen Cochlear Implants enthalten alle eine Möglichkeit zur Ueberprüfung der Funktionsfähigkeit des Implantats sowie zur Messung der Elektrodenimpedanzen. Die Uebermittlung der gemessenen Werte erfolgt telemetrisch über die Sende/Empfangsspule und wird in einem Testgerät oder Messprogramm ausgewertet.

Die elektrische Impedanzmessung ermöglicht die Identifikation von kurzgeschlossenen oder unterbrochenen Elektrodenzuleitungen innerhalb weniger Sekunden. Für die Messung werden Testreize mit geringer Stromstärke verwendet, welche normalerweise von den Patienten nicht wahrgenommen werden können. Aus dem Verhältnis der gemessenen Spannung über den Reizelektroden und der aufgeprägten Stromamplitude wird ein Mass für die Elektrodenimpedanz ermittelt (Swanson et al. 1995; Zierhofer et al. 1997; Schulman 1995).

Die intra- oder post-operativen objektiven audiologischen Verfahren verwenden zur Stimulation die implantierten intracochleären sowie allenfalls extracochleäre Referenz-Elektroden (bei monopolarer Stimulation). Intraoperativ stehen einerseits die Ableitung der elektrisch evozierten Reizantworten über Hautelektroden bzw. über das Implantat selbst, andererseits die visuelle Registrierung des Stapediusreflexes zur Verfügung (Shallop 1993).

Die intraoperative Beobachtung des Stapediusreflexes unter operationsmikroskopischer Sicht

ist wenig aufwendig, wenig störanfällig und erfolgt während der Stimulation des Hörnerven über das Implantat. Insofern dient die Stapediusreflexmessung auch der Funktionsprüfung des Hörnerven und damit letztendlich auch der des Implantates. Die Stapediusreflexschwelle liegt etwa im Uebergang zwischen mittlerem und oberem Drittel des späteren Dynamikbereichs (Battmer et al. 1990) und liefert Richtgrößen zur Vermeidung von Ueberstimulation bei der ersten Anpassung. Mit den Telemetrieoptionen der heutigen Implantate hat sich die Bedeutung der Stapediusreflexbeobachtung zur Sicherstellung der Implantatsfunktion relativiert.

Neben den elektrisch evozierten Stapediusreflexen sind die elektrisch evozierten Hirnstammpotentiale und die telemetrisch übermittelten elektrisch evozierten Aktionspotentiale (neurale Reizantwort-Telemetrie, NRT) weitere objektive audiologische Messverfahren. Nach intracochleärer Stimulation über das Implantat werden Hirnstammpotentiale über Fernelektroden wie bei der BERA am Kopf abgeleitet oder Aktionspotentiale des Ganglion spirale über intracochleäre Elektroden und Telemetrie gesendet und registriert.

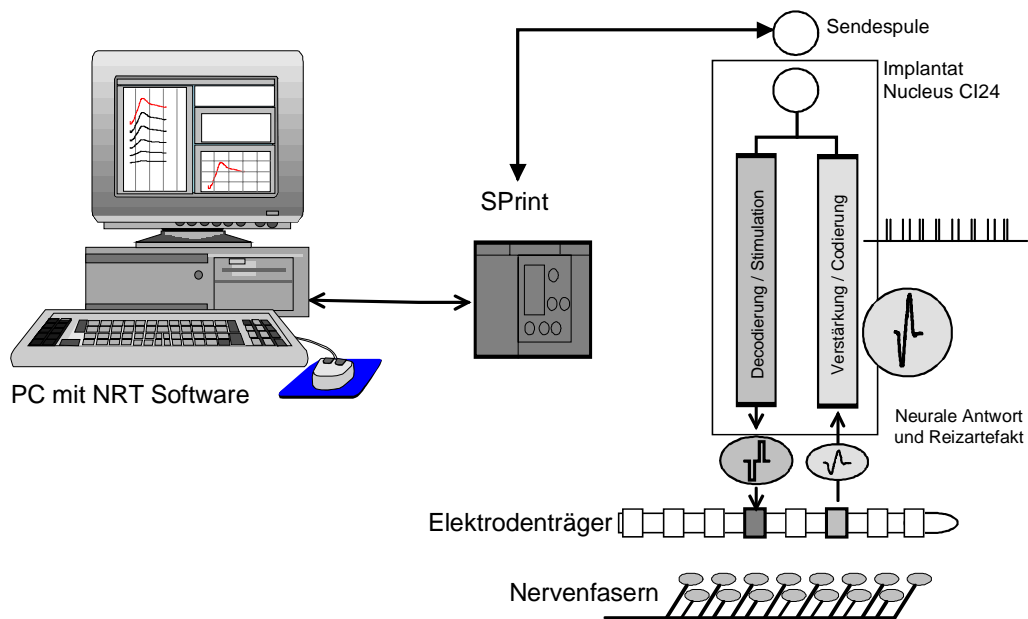


Abb. 4 NRT-Messaufbau. Ein Sprachprozessor (SPrint), welcher mit dem klinischen Anpasscomputer verbunden ist, sendet Reizpulse über die Sendespule zum Implantat (Nucleus CI24). Die neuralen Antworten werden durch die implantierten Elektroden abgeleitet, im Implant verstärkt und über die Sende/Empangsspulen zum Sprachprozessor und PC zurückgesendet.

Die neuste Generation von Implantaten erlaubt neben der mehrkanaligen Stimulation auch die Messung von Elektroden- und Implantatseigenschaften sowie die Ableitung neuraler Reizantworten (NRT). Die Uebermittlung der Messdaten erfolgt telemetrisch durch die intakte Haut (Abbas et al. 1999). Zur Messung werden ausser dem standardmässigen Programmierungssystem (PC mit Spezialinterface) und einem Sprachprozessor nur das NRT-Programm benötigt. Abb. 4 zeigt den Aufbau der verschiedenen Komponenten des

Messsystems. Ein vom NRT-Programm ausgewähltes Reizsignal (Stimulus) wird über die ausgewählte Elektrode ausgegeben. Die resultierende neurale Antwort wird von einer anderen Elektrode in der Nähe abgeleitet. Das Messergebnis wird verstärkt, codiert und über die Sendeeinheit an den Sprachprozessor zurückgeschickt.

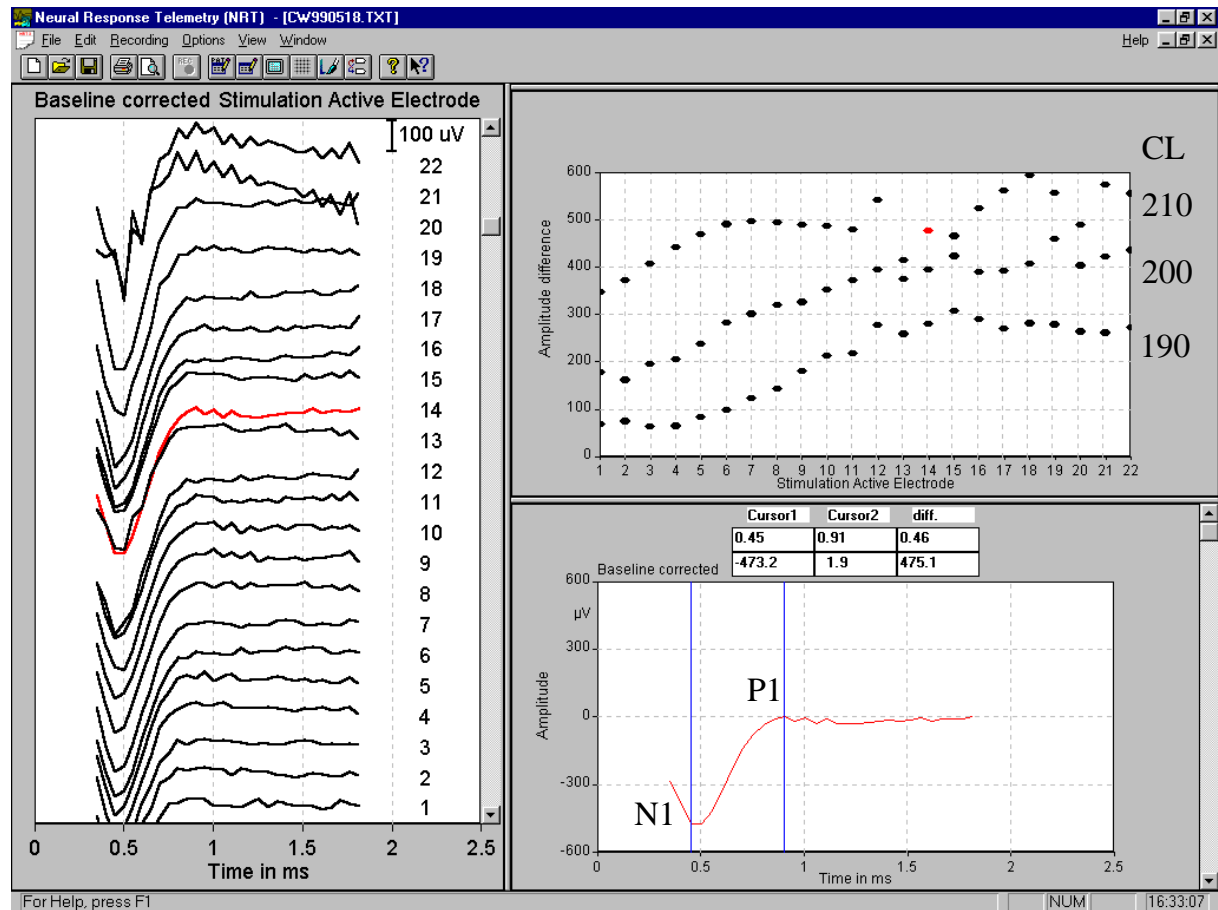


Abb. 5 Beispiel einer intraoperativen NRT-Messung. Links: Antwortkurven bei Stimulation an allen 22 intracochleären Elektroden (monopolare Reizung und Ableitung, 1.5 mm Abstand der Messelektrode von der aktiven Reizelektrode, Stromstärke jeweils 210 CL-Einheiten, Pulsbreite 25 μ s, Reizrate 80 Pulse pro Sekunde, 50 Mittelungen). Rechts unten: Einzelkurve mit negativer (N1) und positiver (P1) Welle. Rechts oben: Antwortamplituden (P1 - N1) bei 3 Stromstärken (210, 200, 190 CL) für alle 22 intracochleären Elektroden.

Die entsprechenden neuronalen Reizantworten (oder Nervenantworten) werden am Bildschirm dargestellt und können anschliessend ausgewertet werden. Die Form und Grösse der Antwort sind abhängig von den Reiz- und Messbedingungen. NRT-Messungen können ohne grösseren Aufwand intraoperativ durchgeführt werden. Sie bieten neben dem Nachweis der neuronalen Aktivität auch den Vorteil der kompletten Funktionsüberprüfung des Implantats. Ein Beispiel einer intraoperativen Serie von NRT-Messungen über alle 22 intracochleären Elektroden zeigt Abb. 5. Häufig lässt sich eine typische Antwortkurve des Summenaktionspotentials gewinnen mit einer negativen Welle (N1), welche von einer positiven Welle (P1) gefolgt wird (s. Abb. 5 rechts unten). Die Zunahme des neuronalen

Summenaktionspotentials mit steigender Reizstärke (SL, Stimulus-Level) korrespondiert mit der postoperativen subjektiven Lautheitswahrnehmung (von sehr leise bis angenehm laut). Aus den Amplitudendifferenzen der beiden Wellen für drei verschiedene Reizstärken (210, 200, 190) kann eine NRT-Schwelle extrapoliert werden (Abb. 5 rechts oben), welche meist etwa in der Mitte zwischen den späteren T- und C-Werten liegt.

Postoperative Basis- und Folgetherapie

Der Erfolg einer CI-Versorgung hängt von vielen Faktoren ab, nicht zuletzt von der Anpassung des Sprachprozessors. Ein gut angepasster Sprachprozessor ermöglicht es dem Patienten, die Klangeindrücke in ihrer Vielfalt wahrzunehmen und schneller voneinander unterscheiden zu lernen. Hauptziel einer Anpassung ist es, für jede aktive Elektrode die Hörschwellen und den Pegel der angenehmen Lautheit zu bestimmen. Bei Erwachsenen ist diese Anpassung relativ problemlos, da sie ihr Lautheitsempfinden in der Regel gut beschreiben und skalieren können. Die Arbeit mit Kindern erweist sich als schwieriger, da deren subjektive Angaben nicht immer so zuverlässig (und reproduzierbar) erfolgen. Zur Verifizierung der subjektiven Angaben können objektive Messverfahren beigezogen werden.

Die Anpassung des Sprachprozessors erfolgt nach abgeschlossener Wundheilung. Alle modernen Cochlear Implants werden heute mittels eines Computers über eine spezielle Software angepasst. Grundsätzlich müssen für alle Implantattypen die optimalen Stimulationsparameter bestimmt und im Prozessor gespeichert werden. Die Ermittlung der minimalen Stromstärken, die Höreindrücke auslösen (Hörschwelle, Threshold bzw. T-level) und der maximalen Stromstärken, die noch angenehm laut empfunden werden (Comfort level bzw. most comfortable level, abgekürzt C-level oder MCL) für alle verfügbaren Kanäle ist bei ertaubten Erwachsenen einfach und zuverlässig.

Die postoperative Basis- und Folgetherapie ertaubter Erwachsenen beinhaltet eine bis auf die Erstanpassung weitgehend ambulante Begleitung, Beratung über technische Fragen, Ersatz von defekten Teilen, Veränderung der Anpassungsdaten und Aktualisierung der individuellen Hard- und Software sowie die Dokumentation der Fortschritte mittels verschiedener Hör- und Sprachtests.

Die CI-Anpassung bei Kleinkindern bedarf einer engen Zusammenarbeit von Pädagogen und Audiologen und ähnelt in mancher Hinsicht der pädagogischen Verhaltensbeobachtung zur Hörprüfung oder zur Hörgeräteanpassung (Bertram 1998). Das "Hören" der Kleinkinder, insbesondere taubgeborener, ist zunächst nur an sehr diskreten Reaktionen der Augen oder der Mimik zu erkennen. Sie zu entdecken und richtig zu werten, ist das hauptsächliche Ziel der ersten Sitzungen zur Anpassung des Sprachprozessors. Erfahrene und eingespielte Teams sind in der Lage, auch mit Kindern unter 2 Jahren zu arbeiten und zuverlässige Anpasswerte zu erreichen (Lenarz et al. 1994).

Parallel zur Vervollständigung und wiederholten Kontrolle des Sprachprozessor-Programms werden Hörübungen und Hörtests zur Förderung und Verlaufsdokumentation der Sprachentwicklung durchgeführt Hörtest (Bertram 1998) (McCormick et al. 1994). Für die Verlaufskontrolle bei Kleinkindern vor dem Spracherwerb bietet sich der LiP-Test (Listening Progress) dar, welcher in einer Uebersichtstabelle die sprachlichen Teilleistungen auflistet

(Archbold et al. 1995). Der Test of Auditory Perception of Speech (TAPS, (Reid u. Lehnhardt 1994)) ist ebenfalls auf CI-Kinder abgestimmt und zwar schon ab dem dritten Lebensjahr. Als weitere Testbatterie zu erwähnen ist auch der EARS test (Evaluation of Auditory Responses, MedEl), der aus ursprünglich englischen Tests zusammengesetzt ist und in verschiedenen Europäischen Sprachversionen vorliegt. Eine Zusammenstellung von weiteren Tests für Sprachperzeption und -Produktion von CI-Kindern findet sich in (Dyar 1994).

Die technologische Entwicklung ist heute so weit fortgeschritten, dass auch bei Kleinkindern eine sichere, zuverlässige und erfolgreiche Versorgung mit einem Cochlear Implant vorgenommen werden kann (Lehnhardt et al. 1992). Neben der Hörentwicklung sind speziell bei Kindern vor allem die Fortschritte in der Sprachentwicklung hervorzuheben (Robbins et al. 1995; Waltzman et al. 1997).

Literatur

- Abbas PJ, Brown CJ, Shallop JK, Firszt JB, Hughes ML, Hong SH, Staller SJ. Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. *Ear Hear* 1999;20: 45-59
- Archbold S, Lutman ME, Marshall DH. Categories of Auditory Performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol [Suppl]* 1995;166: 312-314
- Battmer RD, Laszig R, Lehnhardt E. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear Hear* 1990;11: 370-374
- Bertram B. Rehabilitationskonzept bei Kindern. In: Lenarz T (ed) Cochlea-Implantat. Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1998: 108-121
- Brill SM, Gstoettner W, Helms J, von Ilberg C, Baumgartner W, Muller J, Kiefer J. Optimization of channel number and stimulation rate for the fast continuous interleaved sampling strategy in the COMBI 40+. *Am J Otol* 1997;18: S104-6
- Dillier N, Battmer RD, Döring WH, Müller-Deile J. Multicentric field evaluation of a new speech coding strategy for cochlear implants. *Audiology* 1995;34: 145-159
- Dillier N, Laszig R. Audiometrie und Cochlear Implant. In: Lehnhardt E, Laszig R (eds) *Praxis der Audiometrie*. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 2001: 293-309
- Dyar D. Monitoring progress: the role of a speech and language therapist. In: McCormick B, Archbold S, Sheppard S (eds) *Cochlear Implants for young children*. Whurr Publishers Ltd, London, 1994: 237-268
- Frayse B, Dillier N, Klenzner T, Laszig R, Manrique MJ, Perez CM, Morgon A, Müller-Deile J, Ramos AM. Cochlear Implants for Adults Obtaining Marginal Benefit from Acoustic Amplification. *Am J Otol* 1998;19: 591-597

- Lehnhardt E, Gnadeberg S, Battmer RD, von Wallenberg EL. Experience with the cochlear miniature speech processor in adults and children together with a comparison of unipolar and bipolar modes. *ORL* 1992;54: 308-313
- Lenarz T, Lehnhardt E, Bertram B. Cochlear Implant bei Kindern. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994: 1-158.
- McCormick B, Archbold S, Sheppard S. Cochlear Implants for Young Children. Whurr Publisher Ltd., London, 1994: 1-291.
- Patrick JF, Evans AR. Implant designs for future coding strategies. *Ann Otol Rhinol Laryngol [Suppl]* 1995;166: 137-138
- Reid J, Lehnhardt M. Speech perception test results for European children using the Nucleus Cochlear Implant. *Adv in Cochlear Implants, Proc 3rd Int Cochlear Implant Conf (Innsbruck AU)* 1994;522-527
- Robbins AM, Osberger MJ, Miyamoto RT, Kessler KS. Language development in young children with cochlear implants. *Adv Otorhinolaryngol* 1995;50: 160-166
- Schulman JH. Using impedance telemetry to diagnose cochlear electrode history, location, and functionality. *Ann Otol Rhinol Laryngol [Suppl]* 1995;166: 85-87
- Shallop JK. Objective electrophysiological measures from cochlear implant patients. [Review]. *Ear Hear* 1993;14: 58-63
- Skinner MW, Clark GM, Whitford LA, Seligman PM, Staller SJ, Shipp DB, Shallop JK, Everingham C, Menapace CM, Arndt PL, Antognelli T, Brimacombe JA, Pijl S, Daniels P, George CR, McDermott HJ, Beiter AL. Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the Nucleus 22 channel cochlear implant system. *Am J Otol Suppl* 1994;15: 15-27
- Swanson B, Seligman P, Carter P. Impedance measurement of the Nucleus 22-electrode array in patients. *Ann Otol Rhinol Laryngol [Suppl]* 1995;166: 141-144
- Waltzman S, Cohen NL, Gomolin R, Green J, Shapiro W, Brackett D, Zara C. Perception and production results in children implanted between 2 and 5 years of age. *Adv Otorhinolaryngol* 1997;52: 177-180
- Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 1991;352: 236-238
- Zierhofer CM, Hochmair IJ, Hochmair ES. The advanced Combi 40+ cochlear implant. *Am J Otol* 1997;18: S37-S38

Anschrift des Autors:
PD Dr. N. Dillier
ORL-Klinik Universitätsspital
CH-8091 Zürich
Tel: +41-1-255 5801
Fax: +41-1-255 4424
E-mail: dillier@orl.usz.ch