

Neurostimulatoren für das taube Ohr

Mit Cochlear-Implantaten können Taube wieder hören

Patienten, die aufgrund einer Innenohrschädigung ertaubt oder hochgradig schwerhörig geworden sind, können heute vielfach mit einem Cochlear-Implantat (CI) wieder Sprache hören und verstehen. Diese Neurostimulatoren werden in die Hörschnecke eingepflanzt, wo sie den Hörnerv durch ein bis zwei Dutzend Platinelektroden aktivieren. Da sich auf diese Weise nur ein begrenzter Anteil der akustischen Signale übertragen lässt, müssen digitale Sprachprozessoren zur Informationsauslese eingesetzt werden. Zudem müssen die elektrischen Reizparameter an die lokalen neuralen Eigenschaften angepasst werden, damit die akustischen Schallwellen in adäquate elektroneurale Erregungsmuster übersetzt werden. Bis heute wurden weltweit über 25 000 Cochlear-Implantate eingesetzt, in zunehmendem Mass bei Kleinkindern.

Erste Versuche, verschiedene Lösungswege

Das erste wissenschaftliche Experiment, mit elektrischer Reizung Hörempfindungen auszulösen, wurde um 1800 von Alessandro Volta durchgeführt. In einem heroischen Selbstversuch führte er Metallelektroden in seine beiden mit Salzlösung gefüllten Ohrkanäle, welche mit 40 hintereinandergeschalteten galvanischen Zellen verbunden waren. Dies entsprach einer Gesamtspannung von etwa 50 Volt. Die Empfindungen beim Einschalten des Stroms beschrieb er als einen Schlag im Kopf und ein nachfolgendes Geräusch ähnlich dem einer kochenden Suppe. Die Physiologen erkannten damals die Bioelektrizität als Grundlage jeder Aktivität im Nervensystem. Somit schien es prinzipiell möglich, auch Sinnesempfindungen, wie das Hören, durch elektrische Anregung des Hörnervs auszulösen. Die Stimulationsversuche im letzten Jahrhundert sowie in den dreissiger Jahren dieses Jahrhunderts gelangten jedoch wegen mangelhafter Ausrüstung und unzureichender Kenntnisse nicht über das Stadium isolierter Laborphänomene hinaus. Eine ausführliche Literaturübersicht findet sich in [1].

Die ersten Versuche mit implantierten Elektroden wurden 1957 in Frankreich bei zwei ertaubten Patienten durchgeführt. Die Reizelektrode wurde im ersten

Fall direkt mit dem Hörnerv in Kontakt gebracht, im zweiten Fall von aussen in das runde Fenster eingehakt. Beide Patienten vermochten über einen entsprechenden, nahe an die implantierte Empfängerspule gebrachten Sender die angebotenen Sinussignale als knirschende, raue Geräusche unbestimmter Tonhöhe wahrzunehmen. Diese Geräuschempfindungen ermöglichten zwar kein Sprachverständnis, bedeuteten jedoch für die Patienten eine gewisse Hilfe, weil es das Erkennen des Sprach-

rhythmus beim Lippenablesen unterstützte.

Die weitere Forschung fand danach vor allem in den USA statt, wo erste systematische Studien mit verschiedenen Typen von Elektroden durchgeführt wurden, welche über einen Hautstecker kontaktiert werden konnten. Die mit geringen Stromstärken (elektrische Ladungen von etwa $0,015 \mu\text{C}/\text{Puls}$) hervorgerufenen Empfindungen waren rein auditiv

Adresse des Autors

PD Dr. sc. techn. *Norbert Dillier*, Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie Universitätsspital, 8091 Zürich

und abhängig von Frequenz und Kurvenform der Reize. Bei schwellennahen Reizen konnten unterschiedliche Fasergruppen getrennt gereizt werden, während sich die Reize bei höheren Intensitäten gegenseitig beeinflussten, so dass beispielsweise bei simultaner Stimulation in zwei Elektrodenkanälen eine Art Verschmelzung der beiden Einzeltöne zu einem verschiedenartigen dritten Ton auftrat. Den grössten Einfluss auf die Tonhöhenempfindung bzw. auf die Klangqualität hatte die Wahl der Elektrode (der Ort der Reizung), die Repetitionsrate des Stimulus und die Stromdichte. Kleinere Einflüsse rührten von der Reizform, der Dauer und Reihenfolge der Darbietungen auf den einzelnen Kanälen her. Sprache wurde zwar wahrgenommen, jedoch nicht verstanden.

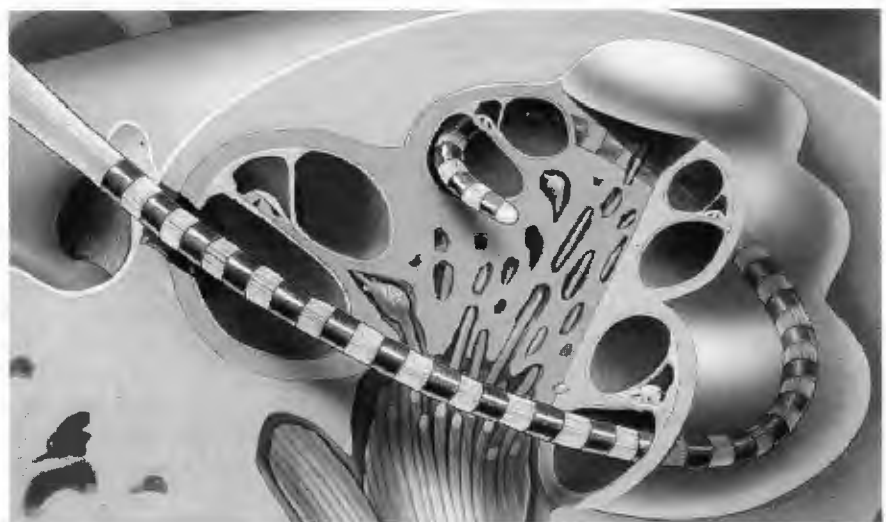


Bild 1 Elektroden in der Hörschnecke eingelegt

Neben dem runden Fenster (am linken Bildrand) wird eine Öffnung gebohrt, durch welche die Elektroden eingeführt werden.

Als Ergebnis vieler Experimente und im Bestreben, den für viele Patienten kosmetisch und hygienisch problematischen Hautstecker zu ersetzen, entwickelten der Ohrchirurg W. House zusammen mit dem Ingenieur J. Urban Anfang der siebziger Jahre einen aus einem Amplitudenmodulator mit 16 kHz Trägerfrequenz bestehenden tragbaren Stimulator, welcher über eine Sendespule eine implantierte Empfängerspule anregen konnte. Dieses als House-Implantat bezeichnete Gerät wurde später durch die Firma 3M bezüglich Elektronik und Zuverlässigkeit verbessert [2] und erhielt unter dem Namen 3M/House als erstes Cochlear-Implantat die Zulassungserlaubnis der amerikanischen Food and Drug Administration (FDA). Bis zur Einstellung der Produktion durch 3M im Jahre 1988 und zum Verkauf der Rechte an die Firma Cochlea Pty. Ltd. wurden etwa 1000 Patienten mit diesem Implantat versorgt.

In San Francisco unternahmen Michelson und Mitarbeiter Versuche mit einer bipolaren Elektrodenkonfiguration, welche zu langjährigen Forschungsarbeiten für die Entwicklung von Mehrkanalsystemen und -elektroden führten.

Für die Entwicklung der Cochlear-Implantate von vagen Konzepten und Ideen zu effizienten und zuverlässigen Hörprothesen war vor allem die Arbeit von Clark und Mitarbeitern an der Universität Melbourne (Australien) von entscheidender Bedeutung [3]. Ausgehend von tierexperimentellen Studien zur Ermittlung von günstigen Reizparametern für elektrisch evozierte neurale Antworten und zur Abklärung von Langzeitfolgen und allfälligen histologischen Schädigungen durch implantierte Elektroden wurde ein System zur mehrkanaligen Anregung von Hörnervfasergруппen durch vollständig implantierbare Stimulatoren entwickelt und experimentell evaluiert. In der Folge wurde das Prototyp-Implantat von einer Firma mit Erfahrungen in der Herzschrittmacher-Technologie überarbeitet und über mehrere Stufen zum heutigen Produkt weiterentwickelt [4]. Bild 1 zeigt schematisch den aus 22 Platinringen bestehenden Elektrodensträger, welcher in die Hörschnecke eingelegt wird.

In Europa suchten in den siebziger Jahren ebenfalls verschiedene Chirurgen nach verbesserten Zugangswegen und entwickelten unterschiedliche Ansätze für implantierbare Hörprothesen. Im deutschen Sprachraum sind vor allem Banfai und Burian zu nennen, die mit ähnlichen Zielsetzungen unterschiedliche Wege gingen. Die Arbeiten von Burian waren geprägt durch die Zusammenarbeit mit dem Ehepaar Hochmair, welche als

Elektroingenieure an der Technischen Universität Wien die Voraussetzungen für eine zuverlässige Hochfrequenzübertragung ohne Hautstecker sowie reproduzierbar herzustellende Mehrfachelektroden schaffen konnten [5]. Mit acht halbkugelförmigen Elektroden konnten bis zu vier parallele bipolare Stimulationskanäle ausgenutzt werden, die über zwei Empfangsspulenpaare angeregt wurden. Die Lage der Stimulationselektrode war bei diesem System offenbar nicht entscheidend, konnten doch sogar bei extracochlearer Platzierung einer Kugelelektrode am runden Fenster vergleichbare Ergebnisse erzielt werden. Das System wurde zwischenzeitlich als 3M/Vienna-Implantat verkauft und ist heute als MedEl-Implantat mit einem hinter dem Ohr getragenen (HdO-)Sprachprozessor erhältlich [6]. Die neueste Variante benutzt ähnlich wie das amerikanische Clarion-System eine pulsatile CIS-Strategie (CIS=Continuous Interleaved Sampling), nach der die verschiedenen Frequenzbänder in ständigem Wechsel abgetastet werden.

In der Schweiz wurden erste Studien zur direkten elektrischen Hörnervstimulation im Jahre 1974 in Zürich begonnen [7]. 1977 konnte das erste experimentelle Mehrkanalimplantat einem nach Hirnhautentzündung ertaubten Patienten eingesetzt werden [8,9]. Die beiden bipolaren Elektroden wurden durch separate Öffnungen der Schneckenwand im Zentrum der Hörschnecke platziert und über einen Biocarbon-Hautstecker angesteuert. Der Patient berichtete über unterschiedliche Tonhöhen und Qualitätsempfindungen je nach stimulierter Elektrode. Im batteriebetriebenen Sprachprozessor konnten durch drei Kippschalter insgesamt acht verschiedene Codierungsstrategien ausgewählt werden. Die Reizung erfolgte pulsatil mit Raten bis zu 3000 Pulse/s.

Den Durchbruch der Cochlear-Implantate vom experimentellen Stadium zur klinisch anerkannten Methode der Gehörrehabilitation bei vollständiger Taubheit bewirkte – zumindest in Europa – vor allem das unermüdliche Wirken von Lehnhardt und Mitarbeitern in Hannover ab Mitte der achtziger Jahre [10].

Anregungen für eine verbesserte Signalcodierung und -transformation können aus dem Studium der Sprachproduktion und -wahrnehmung sowie aus der Analyse von technischen Systemen für die Übertragung, Analyse und Synthese von Sprache gewonnen werden. Physiologische und technologische Rahmenbedingungen schränken die Menge der möglichen Codierungsoptionen in der

Praxis ein und erfordern für die Verarbeitung der akustischen Signale eine Informationsauslese und Redundanzreduktion (Filterung, Merkmalsextraktion). Einschränkungen ergeben sich durch die limitierte Anzahl von Kanälen (Frequenzauflösung), die begrenzte Selektivität der elektrischen Stimulation und die maximale Kapazität des Übertragungskanals. Der Sprachprozessor führt deshalb eine Verarbeitung des Eingangssignals durch, welche die wichtigsten Sprachmerkmale zu extrahieren und als Stimulationssignal so zu codieren sucht, dass das Sprachverständnis des CI-Trägers optimiert wird.

Physiologische und technologische Rahmenbedingungen

Der Hörnerv kann mit unterschiedlichen elektrischen Reizen angeregt werden. Für die Wahl der Reizart und der Stimationsparameter sind sowohl elektrochemische Prozesse der Elektroden-Gewebe-Grenzschichten als auch physiologische und kommunikationstechnische Randbedingungen massgebend. Als Material kommt für dauerhaft implantierte Elektroden praktisch nur Platin oder aus mechanischen Gründen eine Legierung aus Platin und Iridium in Frage. Die für einen effektiven Reiz wirksame elektrische Grösse ist der Strom, der während einer gewissen Zeit in das Nervengewebe hinein- oder herausfliesst. Zur Vermeidung irreversibler elektrochemischer Prozesse am Elektroden-Gewebe-Übergang (Erosion von Platin, Gasbildung) ist dafür zu sorgen, dass die Ladung, die in das Gewebe hineingebracht wurde, auch wieder herausgeführt wird. Das elektrische Stimulationssignal muss also gleichstromfrei übertragen werden. Auf einen positiven Strompuls folgt unmittelbar ein negativer Puls gleicher Ladung.

Als Reizformen kommen sinusoidale (analoge) oder pulsatile Signale zur Anwendung. Bei der analogen Stimulation wird meist ein gefiltertes und komprimiertes Signal kapazitiv auf die Elektroden gelegt. Der Vorteil bei diesem Verfahren ist die relativ einfache Verarbeitung, da die Signale ähnlich wie bei einem konventionellen Hörgerät nach Mikrofon, Verstärker und Filter dem Implantat direkt zugeführt werden können. Dieses Verfahren eignet sich recht gut für eine einkanalige Prothese. Sobald allerdings mehrere unabhängige Kanäle vorhanden sind, ergeben sich Lautheitssumationen durch Stromüberlagerungen. Biphasische Pulse erlauben eine zeitlich besser kontrollierbare Reizung als analoge Sinussignale. Die Ladung pro Puls, welche für die empfundene Lautheit in

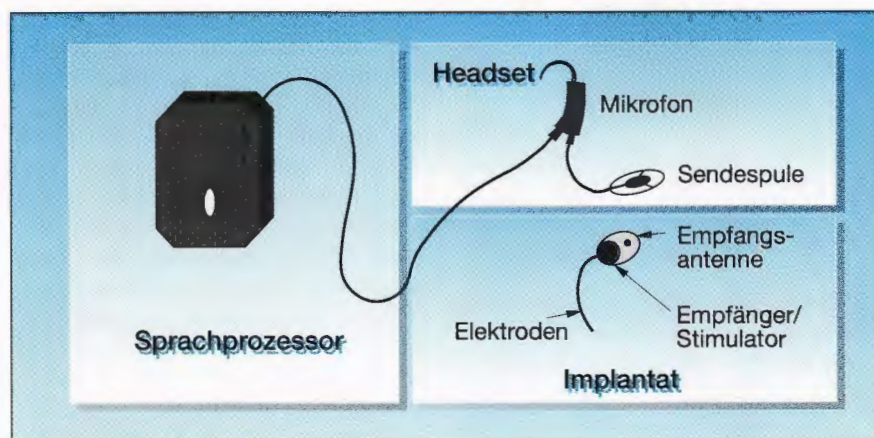


Bild 2 Komponenten eines Cochlear-Implantat-Systems

erster Linie massgebend ist, kann jederzeit genau definiert werden. Insbesondere bei der Stimulierung von mehreren Kanälen können Interferenzen vermindert werden, indem immer nur ein Kanal gleichzeitig aktiviert wird. 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. Die Lautheitsempfindung hängt vermutlich von der Anzahl gleichzeitig aktivierter Zellen ab. Durch die Lage der Stimulations- und Referenzelektroden kann der aktivierte Bereich beeinflusst werden. Bei weit auseinander liegenden Elektroden werden bei gleicher Reizstärke mehr Neuronen aktiviert als bei nahe beisammen liegenden. Dadurch reduzieren sich die Hörschwellen mit zunehmender Distanz der Elektrodenpaare.

In der Praxis muss für jede Elektrodenkonfiguration die Wahrnehmungsschwelle (Threshold, T-Level) sowie die Reizstärke für eine angenehme, erträgliche Lautheitsempfindung (Comfort-, C-Level) bestimmt werden. Der Bereich zwischen diesen Werten (Dynamic Range) liegt im Schnitt bei etwa 6 dB (d.h. einem Faktor 2 der Stromstärken) und ist damit wesentlich kleiner als die 120 dB SPL (Sound Pressure Level, Schalldruckpegel) bei der akustischen Stimulation.

Die elektrische Stimulation mit pulsatilen Signalen löst meistens zwei unterschiedliche Arten von Empfindungen aus. Die periodische Reizung einer Elektrode wird als Tonhöhenempfindung wahrgenommen und kann die Grundfrequenz der menschlichen Stimme codieren. Die Rattendiskrimination ist allerdings nur bis etwa 300 Pulse/s mit der von Normal-

hörenden vergleichbar. Bei höheren Raten fällt die Unterscheidung zunehmend schwerer. Die Stimulation an verschiedenen Orten innerhalb der Cochlea ruft Empfindungen hervor, die mit der ortsabhängigen Frequenzempfindung bei Normalhörenden verglichen werden kann. Durch Reizung verschiedener Elektroden können somit die Obertöne der menschlichen Stimme codiert werden. Die wahrgenommene charakteristische Frequenz hängt dabei von der Eindringtiefe des Elektrodenträgers ab. Mit den über 17 mm verteilten 22 Elektroden des Nucleus-Implantats beispielsweise kann bei einer Eindringtiefe von etwa 20 mm der Frequenzbereich zwischen 700 und 11 000 Hz angesprochen werden.

Stand der Cochlear-Implantat-Technologie

Die Zahl der CI-Träger dürfte derzeit weltweit bereits 25 000 übersteigen. Die meisten bisher entwickelten Systeme bestehen aus den folgenden Komponenten (Bild 2):

- einem Stimulator (Sprachprozessor) von der Grösse eines Taschenhörgeräts und neuerdings auch in der Form eines HdO-Hörgerätes, welcher die Reizcodierungselektronik und eine oder mehrere Batterien enthält,
- einer über ein Kabel mit dem Sprachprozessor verbundenen Sendespule hinter dem Ohr, welche mittels Magnet über dem implantierten Empfänger positioniert wird,
- dem via Felsenbein (der harte Knochen hinter der Ohrmuschel) und Mittelohr chirurgisch in das Innenohr eingesetzten Implantat (Empfänger und Elektroden). Als Zugang zum Innenohr und zum Hörnerv hat sich das runde Fenster der Schnecke (Cochlea) oder eine separate Öffnung in der ersten Schneckenwindung als am besten geeignet erwiesen.

Die derzeit bekanntesten kommerziell erhältlichen Implantate sind alle für eine intracochleäre Platzierung ausgelegt. Die ursprünglichen Bedenken wegen allfälligen Schädigungen verbleibender Innenohrstrukturen konnten glücklicherweise durch die mittlerweile bereits mehrere Jahrzehnte währende praktische Erfahrung mit intracochleären Elektroden sowie die bereits mehrfach erprobte Möglichkeit eines Implantatersatzes ohne nachteilige Folgen zerstreut werden. Bei günstigen Voraussetzungen können viele CI-Träger mittlerweile sogar ohne Lippenablesen kommunizieren und Telefongespräche führen. Das Fehlen von nennenswerten Risiken bei korrekter Operationstechnik hat sich in bereits über 20 Jahren Benützungsdauer bestätigt.

Die optimale Anordnung der Reizelektroden auf dem Elektrodenträger und deren Ausrichtung innerhalb der Schneckenwindungen ist ein aktuelles und noch offenes Forschungsthema. Inwiefern Unterschiede mit den einzelnen Implantatmodellen auf Variationen der Elektrodengeometrie und -konfiguration zurückzuführen sind oder von Patientenvariablen oder der Art der Signalcodierung abhängen, wird die weitere wissenschaftliche Arbeit zeigen.

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 reine Merkmalsextraktion gemäss dem Schema eines sogenannten Formantvocoders, wie sie in den Sprachprozessoren der ersten Generation realisiert war, wurde zugunsten immer detaillierterer, zeitlich besser aufgelöster Spektralinformation aufgegeben. Die reine Breitband-Analog-Stimulation, wie sie etwa im 3M/Vienna-System für einkanale oder im Symbion/Inneraid-System für mehrkanalige Konfigurationen realisiert wurde, wurde von mehreren Forschungsgruppen durch pulsatile Reizung möglichst hoher Raten ersetzt. Besonders bei Elektrodenkonfigurationen mit geringem Abstand zwischen benachbarten Elektroden bietet die nichtsimultane Pulsreizung gegenüber simultaner Analogreizung gewichtige Vorteile.

Neurale Reizantwort-Telemetrie

Der Erfolg einer CI-Implantation hängt von vielen Faktoren ab, nicht zuletzt von der Anpassung des Sprachprozessors. Ein gut angepasster Sprachprozessor ermöglicht es dem Patienten,

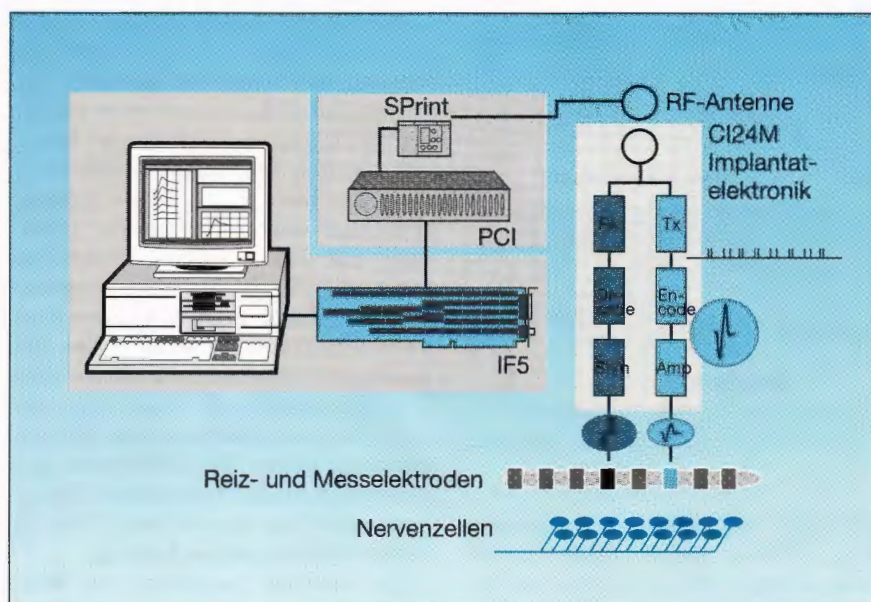


Bild 3 Apparatur zur Messung von neuronalen Antworten

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 zuverlässig (und reproduzierbar) erfolgen. Zur Verifizierung der subjektiven Angaben können objektive Messverfahren beigezogen werden.

Die neueste Generation von Implantaten erlaubt neben der mehrkanaligen Stimulation auch die Messung von Elektroden- und Implantatseigenschaften sowie die Ableitung neuraler Reizantworten (NRT, Neural Response Telemetry). Die Übermittlung der Messdaten erfolgt telemetrisch durch die intakte Haut.

Zur Messung wird ausser dem standardmässigen Programmierungssystem (PC mit Spezialinterface) und einem Sprachprozessor nur das NRT-Programm benötigt. Bild 3 zeigt den Aufbau der verschiedenen Komponenten des Messsystems. Über die Interface-Karte (IF5) und das programmierbare Computer-Interface (PCI) wird der Sprachprozessor (SPrint) angesteuert, welcher vom NRT-Programm ausgewählte Reizsignale induktiv über eine Sendespule (RF-Antenne) auf das Implantat (CI24M) überträgt. Im Implantat werden die empfangenen Signale decodiert und in Reizimpulse für einzelne Elektroden umgewandelt. Gleichzeitig wird ein programmierbarer

Messverstärker auf ein anderes Elektrodenpaar geschaltet. Die abgetasteten Signalwerte werden über die gleiche induktive Hochfrequenzkopplung in den Sprachprozessor und von dort in den PC übermittelt.

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. Ein Beispiel einer NRT-Messung über ein Implantat zeigt Bild 4: Links sind die Messkurven bei unterschiedlichen Reizstärken dargestellt. Die Gipfel der Kurven sind mit vertikalen Strichen markiert, deren Amplitude (gefüllte Kreise) und Latenz (offene Dreiecke) in der rechten Grafik dargestellt sind. Aufgrund des elektrischen Reizartefakts, welcher die neuronalen Antworten um Grössenordnungen übertrifft, sind die ersten 300 Mikrosekunden der gemittelten Reizantworten ausgeblendet. Trotzdem lassen sich die Zunahme des neuronalen Summenaktionspotentials mit steigender Reizstärke (SL, Stimulus-Level) sowie die gute Übereinstimmung mit der subjektiven Lautheitswahrnehmung (von sehr leise bis angenehm-laut) deutlich erkennen. Eine andere Untersuchungsmethode mit NRT zeigt Bild 5: Links sind die Nervenantworten bei unterschiedlichem Inter-Puls-Intervall (IPI) dargestellt. Zur Eliminierung des elektrischen Reizartefakts wird für jede Messkurve die Differenz zwischen Einzel- und Doppelpuls-Reizung gebildet (Subtraktionsverfahren). Diese Differenz ist bei kompletter Maskierung (500µs) am grössten

und strebt gegen Null bei grossem Abstand zwischen Maskierungs- und Reizpuls. Rechts sind die Amplitudenwerte der neuronalen Antwort bei unterschiedlichem Interpuls-Intervall (schwarze Linie) sowie die prozentuale Erholung der Nervenantwort (graue Linie) dargestellt. Der Anstieg der Erholungsfunktion bzw. der Abfall der Amplitudenfunktion ist ein Mass für die Fähigkeit der Nervenfasern, auf kurz hintereinander folgende Reizpulse zu reagieren. Bei wachsendem Abstand zwischen den beiden Pulsen nimmt die Anzahl wieder erregbarer Nervenfasern kontinuierlich zu, was sich als Abnahme der maskierbaren Amplitude darstellt. Somit lassen sich durch kurze Messungen mit verschiedenen Elektroden die Erholungseigenschaften der benachbarten Nervenfasern bestimmen.

Die Nervenantworten können sich von Elektrode zu Elektrode und von Patient zu Patient in der Grösse und auch in der Form deutlich unterscheiden. Die Variationen in den Nervenantworten können möglicherweise Auskunft geben über den Zustand der aktiven Hörnervfasern. Diese Information kann dann dazu verwendet werden, die am besten geeignete Reizart für den entsprechenden Hörnervabschnitt auszuwählen. Dadurch kann die Anpassung für jede einzelne Elektrode optimiert werden. NRT-Messungen können ohne grösseren Aufwand auch bereits während der Operation durchgeführt werden. Sie bieten neben dem Nachweis der neuronalen Aktivität auch den Vorteil der kompletten Funktionsüberprüfung des Implantats.

Optimierung der Sprachcodierungsstrategien

Die aktuellsten Fragen in der Forschung und Entwicklung von Cochlea Implantaten sind die Suche nach geeigneten Codierungsstrategien zur Unterscheidung bedeutungstragender sprachlicher Merkmale und die Optimierung entsprechender Anpass- und Evaluationsverfahren. Das Grundproblem der Sprachcodierung ist die beschränkte Kanalkapazität für die Übertragung der für das Sprachverständnis notwendigen Informationseinheiten. Durch eine geeignete Transformation muss zudem sichergestellt werden, dass die akustischen Schallwellen in die adäquaten elektroneuralen Erregungsmuster übersetzt werden. Dabei müssen elektrophysiologische Maskierungseffekte und Interaktionen der einzelnen Reizelektroden soweit wie möglich vermieden werden. Die je nach Pathologie und Lage der Reizelektroden unterschiedliche elektroanatomische Reiz-

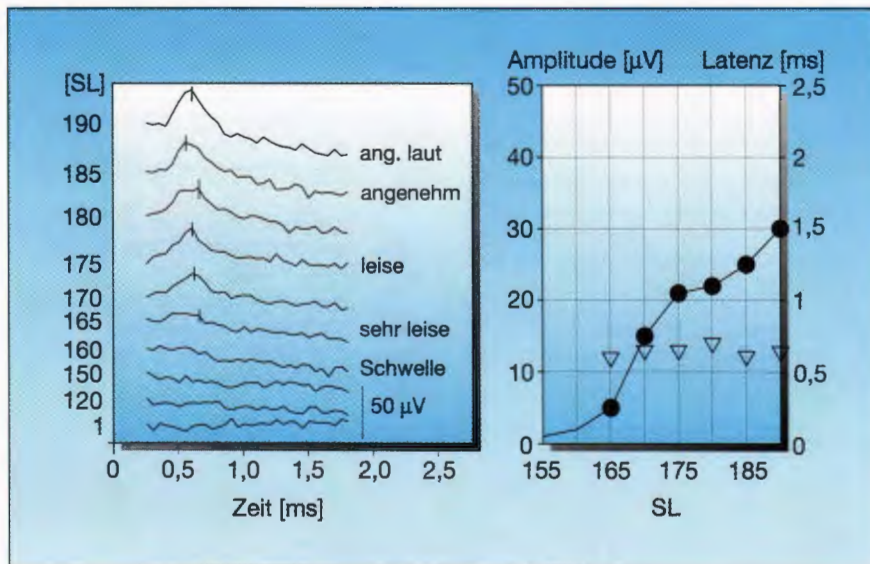


Bild 4 Beispiel neuraler Antworten, gemessen über die implantierten Elektroden
SL: Stimulus Level, Reizstromstärke in internen Einheiten

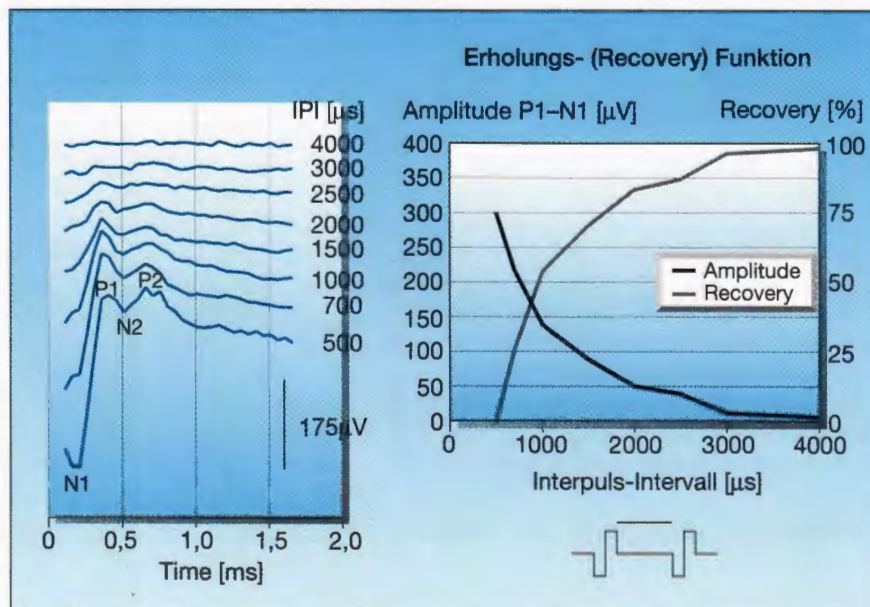


Bild 5 Messung von Erholungsfunktionen (Recovery Functions) des Hörnervs durch Variation des Interpuls-Intervalls zwischen einem Maskierungs- und einem Reizpuls

situation macht eine individualisierte Intensitäts- und Frequenzzuordnung erforderlich.

Bei der Suche nach verbesserten Codierungsstrategien für Cochlear-Implantate ist die Reduktion der übertragenen Sprachinformation auf die für die Verständlichkeit wesentlichen Merkmale ein Arbeitsziel, welches durch die begrenzte Kanalkapazität aller bisher bekannten Neurostimulationssysteme vorgegeben ist. Neben Strategien, welche vor allem spektrale Merkmale wie Formanten oder spektrale Peaks zur Sprachcodierung verwenden, wurden auch Strategien untersucht, welche mehr die zeitliche Feinstruktur der Sprachsignale in den Vordergrund stellen.

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 Patienten ermittelt werden. Solche Experimente sind naturgemäss aufwendig und von vielen Variablen abhängig [11].

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

Weitere Experimente sowie zusätzliche Verbesserungen sowohl der Anpassungsmethodik als auch der einzelnen Verarbeitungsschritte laufen in die Richtung von «Hybridstrategien», wobei einzelnen Elektroden unterschiedliche Funktionen der Sprachcodierung zukommen. Damit soll insbesondere das Erkennen von Konsonant-Vokal-Übergängen noch weiter verbessert werden.

Die technologische Entwicklung ist heute so weit fortgeschritten, dass auch bei Kleinkindern eine sichere, zuverlässige und effiziente Versorgung mit einem Cochlear-Implantat vorgenommen werden kann. Neben der Hörentwicklung ist gerade bei Kindern vor allem die Sprachentwicklung von grosser Bedeutung. Ein Kind mit CI wird zwar nicht normalhörend, sondern bleibt hörbehindert und schwerhörig. Jedoch kann der grösser werdende Wortschatz dazu befähigen, seine Wahrnehmungen besser zu differenzieren, die Wünsche und Bedürfnisse besser anzumelden und selbständiger zu werden.

Perspektiven

Die Experimente mit leistungsfähigeren digitalen Signalprozessoren haben gezeigt, dass die Sprachverständlichkeit durch Implantate mit verfeinerten Signalcodierungsstrategien und moderner Mikroelektronik noch verbessert werden kann. Die Umsetzung dieser Laborergebnisse in die Alltagssituation des CI-Trägers ist eine Aufgabe für die weitere Forschung, Entwicklung und audilogische Rehabilitation.

Künftige Sprachprozessoren sowie das Implantat selbst werden trotz gesteigerter Leistungsfähigkeit noch weiter miniaturisiert werden können. Eine weitere Steigerung der Anzahl Reizelektroden ist in nächster Zukunft wohl nicht zu erwarten, da die elektroanatomischen Verhältnisse im Innenohr physikalische Grenzen setzen. Falls die in Entwicklung stehenden enganliegenden Elektrodenträger die erhofften Verbesserungen punkto Kanaltrennung ermöglichen, wäre allenfalls eine Verdopplung oder Verdreifachung der maximalen Elektrodenzahl realisierbar. Zur Erzeugung von Aktivierungsmustern, welche auch bezüglich Feinstruktur dem natürlichen neuronalen Aktivitätsmuster entsprechen würden, bedürfte es allerdings einer noch grösseren Anzahl Elektroden, welche zudem in direktem Kontakt mit den erregbaren Neuronen stehen müssten.

Um eine solche Prothese mit Hunderten von Elektroden unterschiedlicher Sensitivität bei einem Patienten vernünft-

tig anzupassen, wäre die Entwicklung völlig neuer Fitting-Prozeduren unter Einbezug elektrophysiologischer Methoden nötig. Die modernen Telemetrieoptionen zur Ableitung neuraler Reizantworten werden dabei, wie auch in anderen zukünftigen Anpassprozeduren, eine wesentliche Rolle spielen. NRT-Messergebnisse können in vielen Fällen den Bereich der angenehmen Lautheit und die Hörschwelle abschätzen. Weitere Einsatzmöglichkeiten für NRT-Messungen sind die Bestimmung des Zustandes des Hörnervs. Diese Informationen über allfällige geeignete und ungeeignete Orte der Stimulation können bei der Selektion von Elektroden für die optimale Sprachcodierung verwendet werden. Andere Aspekte der Sprachcodierungsoptimierung sind beispielsweise die Auswahl und Variation der Reizrate.

Verdankung

Die Untersuchungen wurden durch den Schweizerischen Nationalfonds zur Förderung der wissenschaftlichen Forschung unterstützt. Unterstützung lieferte auch die Firma Cochlea AG, Basel.

Literatur

- [1] T. Lenarz: Cochlear-Implantat. Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag 1998, S. 1-153.
- [2] R.J. Fretz, R.P. Favel: Design and Function: A Physical and Electrical Description of the 3M House Cochlea Implant System. Ear Hear Suppl 6/3(1985), pp. 14-19.
- [3] G.M. Clark: A Hearing Prosthesis for Severe Perceptive Deafness - experimental studies. J Laryngol 1973, pp. 929-945.

[4] J.F. Patrick, G.M. Clark: The Nucleus 22-Channel Cochlea Implant System. Ear Hear 12/4 Suppl. (1991), pp. 35-95.

[5] I.J. Hochmair-Desoyer, E.S. Hochmair, K. Burian, R.E. Fischer: Four Years of Experience with Cochlea Prostheses. Med Progr Technol 8(1981), pp. 107-119.

[6] K. Burian, O. Klasek: A New Behind the Ear Wearable Speech Processor for the Vienna Cochlea Prosthesis. In: B. Frayse, O. Deguine (eds): Cochlea Implants: New Perspectives (Adv. ORL, vol 48). Basel: Karger 1993, pp. 258-260.

[7] L.J. Leifer, N. Dillier, U. Fisch: Design of a Portable System for Chronic Stimulation of the Auditory Nerve, a Hearing Aid for the Sensory Deaf. Rexton Audio Symp 3(1976), pp. 57-69.

[8] U. Fisch, T. Spillmann, N. Dillier: Neue Ergebnisse der operativen Behandlung der Gehörlosigkeit. UNI 1977.

[9] N. Dillier, T. Spillmann, U. Fisch, L.J. Leifer: Encoding and Decoding of Auditory Signals in Relation to Human Speech and its Application to Human Cochlea Implants. Audiology 1980, pp. 146 to 163.

[10] E. Lehnhardt, M.S. Hirshorn: Das Cochlea Implant. Eine Hilfe für beidseitig Taube. Berlin: Springer-Verlag 1987, S. 1-183.

[11] N. Dillier, R.D. Battmer, W.H. Döring, J. Müller-Deile: Multicentric Field Evaluation of a New Speech Coding Strategy for Cochlea Implants. Audiology 34(1995), pp. 145-159.

Neuro-stimulateurs pour l'oreille sourde

Des sourds retrouvent l'ouïe grâce à des implants cochléaires

Un implant cochléaire permet d'entendre et de comprendre à des patients devenus sourds ou fort malentendants suite à un endommagement de l'oreille intérieure. Ces neuro-stimulateurs implantés activant le nerf auditif par l'entremise d'une à deux douzaines d'électrodes en platine ne peuvent transmettre qu'un nombre limité des éléments d'information du signal acoustique. Afin d'optimiser la compréhension, le processeur numérique effectue une sélection de l'information et une adaptation des paramètres de la stimulation électrique aux caractéristiques locales du nerf. Des greffes d'implants cochléaires effectuées dans le monde entier sont évaluées à plus de 25 000, de plus en plus fréquentes chez des jeunes enfants. Bien que certains aspects de ce nouveau développement médico-technique demandent encore de précision, une certaine maturité de la technologie est atteinte, définie par un degré élevé de sûreté et de succès et un pourcentage très modeste de complications. La recherche et le développement actuels visent une amélioration continue de la compréhension de la langue et des méthodes d'adaptation du processeur plus simples et plus objectives.

Das SEV/SIA-Handbuch für Kommunikationssysteme



- bietet optimale Informationen und Entscheidungsgrundlagen für Bauherren, Architekten, Elektroplaner, Installateure und Systembetreiber
- ist herstellernerneutral verfasst und beschreibt den Stand der Technik vollumfänglich

Handbuch für Kommunikationssysteme	Fr. 360.-*
Spezialpaket für Elektroplaner/Installateure	Fr. 260.-*
Technischer Bericht Sprach- und Datenkommunikation	Fr. 225.-*
Kombination Handbuch für Kommunikationsverkabelung und -systeme	Fr. 580.-*

*20% Rabatt Mitglieder

Schweizerischer Elektrotechnischer Verein
Normen- und Drucksachenverkauf

Luppmenstrasse 1
8320 Fehraltorf

Fax 01/ 956 11 68
Tel. 01/ 956 11 65/66

