CME-Beitrag

Verantwortlich für diese Rubrik: H. Riechelmann, Ulm; W. Stoll, Münster

Wie funktioniert der Sprachprozessor von Cochlea-Implantaten?

O. Adunka[1], J. Kiefer[2]

[1] Department of Otolaryngology, University of North Carolina at Chapel Hill, Chapel Hill, North Carolina, USA, Chair: Harold C. Pillsbury, M. D.

[2] Klinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, Deutschland, Direktor: Prof. Dr. Wolfgang Arnold

Zusammenfassung. Cochlea-Implantate sind die Standardtherapie der sensorischen Taubheit und hochgradigen Schwerhörigkeit. In diesem Übersichtsartikel werden Aufbau und Funktionsweise von Cochlea-Implantaten dargestellt. Cochlea-Implantate ersetzen die Funktion des Innenohres, indem sie die akustischen Signale der Umwelt dem Hörnerven durch direkte elektrische Stimulation zugänglich machen. Sprachprozessoren übersetzen dabei das akustische Signal des Mikrofons in eine für die Elektrostimulation des Hörnervens taugliche Form. Hierzu muss das Signal zunächst in mehreren Schritten analysiert, bearbeitet und in eine für die elektrische Stimulation des Hörnervens passende Form gebracht werden. Der Sprachprozessor sendet dann die Steuerbefehle für das Implantat über eine hochfrequente Funkverbindung, die eine transkutane Informations- und Energieübertragung ermöglicht. Das Implantat übernimmt die Ausführung der elektrischen Stimulation, indem es die vom Sprachprozessor kommenden Anweisungen in elektrische Impulse an den einzelnen Elektrodenkontakten umsetzt.

Schlüsselwörter: Cochlea-Implantat · Sprachprozessor · Sprachkodierungsstrategie · CIS · ACE · CA · SAS · MPEAK · SPEAK · amplitude mapping · automatic gain control

How Does a Cochlear Implant Speech Processor Work? Cochlear implants have become a standard treatment modality for sensorineural hearing loss. In this review article, assembly and function of a cochlear implant are described. Cochlear implants replace the normal inner ear by transforming acoustic sound signals into electric stimuli and deliver these to the auditory nerve. Speech processors translate the acoustic signal of the microphone into one that fits electrostimulation of the auditory system. In multiple steps, the signal has to be analyzed and processed to fit the demands of electrical stimulation. The speech processor then sends commands and the energy for stimulation to the implanted parts via a transcutaneous high frequency radio link. The implant refers the information as electrical stimuli to each electrode contact.

Key words: Cochlear Implant · speech processor · speech coding strategies · CIS · ACE · CA · SAS · MPEAK · SPEAK · amplitude mapping · automatic gain control

 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York ·
DOI 10.1055/s-2005-870454 · ISSN 0935-8943

Einleitung und Prinzip

- Indikationsbereich
  Derzeit werden Patienten mit bis zu 40 % Einsilberdiskrimination implantiert.

Im Verlauf der letzten 20 Jahre haben sich Cochlea-Implantate von Einkanalgeräten, welche die Wahrnehmung von Geräuschen ermöglichten, zu komplexen technischen Geräten entwickelt, die bei den meisten Patienten die verbale Kommunikationsfähigkeit wiederherstellen können. Weltweit wurden somit bisher über 70 000 hochgradig schwerhörige oder taube Patienten mit einem Cochlea Implantat (CI) versorgt.

Wurden anfänglich nur vollständig taube Patienten versorgt, so ermöglichten die stetigen Weiterentwicklungen auf diesem Gebiet immer bessere Ergebnisse der Sprachverständlichkeit und hierdurch eine zunehmende Erweiterung der **Indikationskriterien**. Heute werden auch Patienten mit einem Diskriminationsverlust von 70 %, teilweise auch bis hinab zu 60 %, mit einem Cochlea-Implantat versorgt und so erfolgreich rehabilitiert [1,2].

- Aufgaben des Sprachprozessors
  - Umwandlung und
  - Weiterleitung des akustischen Signals, sodass dieses bei der elektrischen Stimulation perzeptiert werden kann.

Die elektrische Stimulation des Hörnervens wird angewandt, wenn die mechano-elektrische Transduktion des akustischen Signals durch die Haarzellen im Innenohr ausgefallen ist und somit eine Schallverstärkung durch konventionelle Hörgeräte keinen ausreichend differenzierten Höreindruck mehr erzielt. Die Signalumwandlung des normal hörenden Ohres wird bei einem Cochlea-Implantat durch die spezielle Aufbereitung des Signals im Sprachprozessor ersetzt (Abb. **1**). **Aufgabe des Sprachprozessors** ist es daher, ein akustisches Signal so zu modifizieren, dass die darin enthaltenen Informationen bei der **elektrischen Stimulation** perzeptiert und vom zentralen Nervensystem verarbeitet werden können.

- Bei der Elektrostimulation können nicht alle Informationen des ursprünglichen Signals übertragen werden.

- Informationsübertragung
  - Sprachkodierung
  - Elektrostimulation

  Bei beiden Prozessen findet ein Informationsverlust statt.

Die Kette der **Informationsübertragung** lässt sich in 2 Stufen aufgliedern, wobei jeweils ein Informationsverlust stattfindet (Abb. **2**): In der ersten Stufe muss zunächst das akustische Eingangssignal im Sprachprozessor analysiert und bearbeitet werden. Da aufgrund von neurophysiologischen und bautechnischen Einschränkungen nicht die komplette Information des ursprünglichen Signals übertragen werden kann, werden nur für die Sprachperzeption wichtige Informationen ausgewählt.

In der zweiten Stufe muss das Signal in eine für den Hörnerven zugängliche Form gebracht werden. Auch hier bestehen elektro- und neurophysiologische Einschränkungen, die eine Einschränkung der Informationsübertragung zur Folge haben. Bei der Signalverarbeitung im CI-Sprachprozessor nimmt daher die Informationsverarbeitung (die Sprachkodierung) eine zentrale Rolle ein (Abb. **2**).

- Bauteile des Sprachprozessors
  - Mikrofon und Signalvorverarbeitung
  - Filterbank
  - Hüllkurvenextraktion
  - Informationsverarbeitung
  - Amplituden-Mapping
  - Kodiergerät

Grundsätzlich besteht jeder **Sprachprozessor** aus dem Mikrofon mit einer Signalvorverarbeitung, einer Filterbank, der Hüllkurvenextraktion, dem Informationsverarbeitungsteil, dem Amplituden-Mapping sowie einer Elektronik für die transkutane Informations- und Energieübertragung zu den implantierten Bauteilen – dem eigentlichen Cochlea-Implantat (Abb. **3** u. **4**, Tab. **1**).

Eingangs sei zunächst auf die Besonderheiten der direkten elektrischen Stimulation des Hörnervens hingewiesen, da diese wesentlich für das Verständnis der Implantatfunktionen sind.

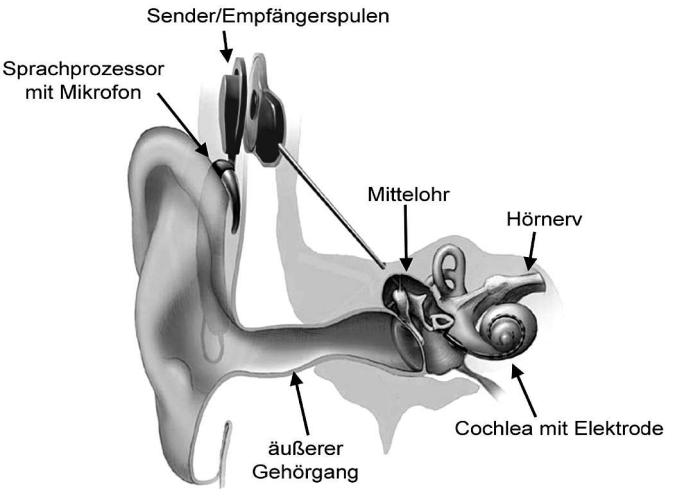

Abb. **1** Schematische Darstellung eines Cochlea-Implantat-Systems. Der Schall wird vom Mikrofon aufgefangen und vom Sprachprozessor weiterverarbeitet. Danach werden die Sprachinformationen und die zur Stimulation notwendige Energie über einen transkutanen Radiofrequenz-Link (RF) zu den implantierten Teilen übertragen. Hierüber erfolgt dann das Ansprechen der einzelnen Elektrodenkontakte und somit die Elektrostimulation des Hörnerven.

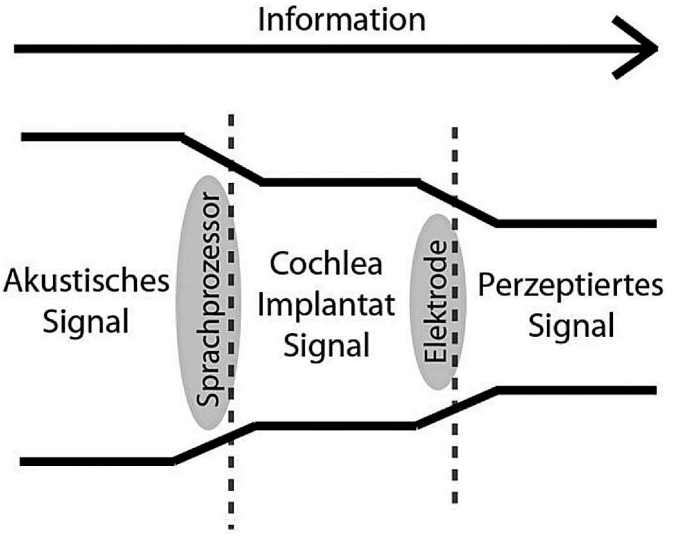

Abb. **2** Schematische Darstellung des Informationsverlustes entlang der Informationsaufbereitung durch den Sprachprozessor. Da für eine funktionierende Elektrostimulation mit ihrem geringen Dynamikbereich nur bestimmte Informationen des ursprünglichen Schallsignals übertragen werden dürfen, erfolgen im Sprachprozessor eine Kompression des Signals und eine Selektion relevanter Informationen. Außerdem findet bei der Elektrostimulation des Hörnervens ein Informationsverlust statt.

Die elektrische Stimulation des Hörnervens

Neurone des Hörnervens können, wie alle anderen Nervenzellen auch, direkt elektrisch stimuliert werden. Sie antworten synchron sowohl auf analoge, elektrische Stimuli als auch auf pulsförmige Reize.

- Stimulationsmodi
  - monopolar: großes elektrisches Feld – geringer Stromverbrauch
  - bipolar: spezifischeres elektrisches Feld – größerer Stromverbrauch

Die elektrische Stimulation des Hörnervens erfordert ein elektrisches Feld mit einer Spannungsdifferenz zwischen einer aktiven oder positiven Elektrode und einer Masse- oder Referenzelektrode. Die relative Ausrichtung und Entfernung der beiden Elektroden zueinander kann einen deutlichen Einfluss auf die zur Stimulation notwendige Spannung haben. In Bezug auf die **elektrische Stimulation** bei Cochlea-Implantaten

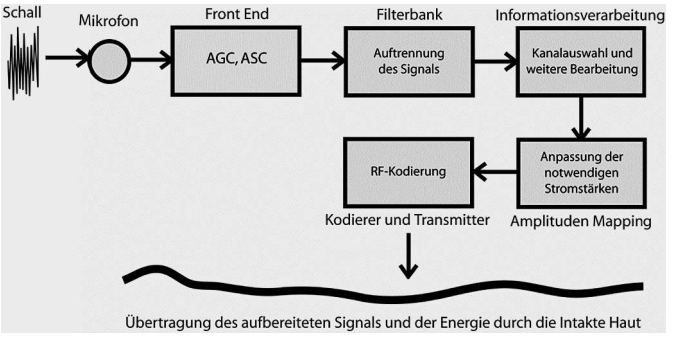

Abb. **3** Schematische Darstellung eines Sprachprozessors mit seinen Bauteilen. Das Signal muss zunächst durch die AGC modifiziert und anschließend durch die Filterbank aufgetrennt werden. Danach erfolgt die Modifikation des Signals gemäß der gewählten Sprachkodierungsstrategie. Es erfolgen die Lautheitsanpassung und die Kodierung zur transkutanen Übertragung.

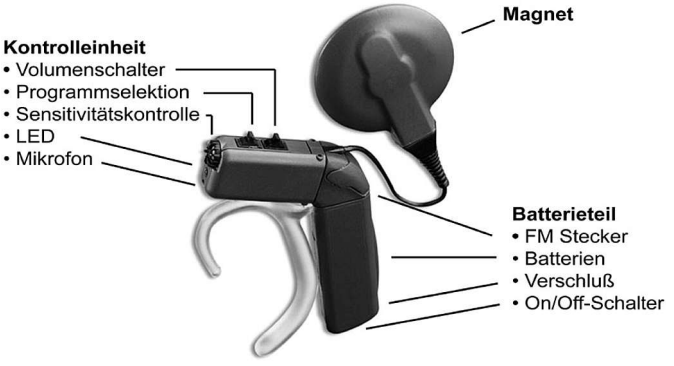

Abb. **4** Beispiel eines Cochlea-Implantat-Sprachprozessors, Firma MED-EL, TEMPO+ HdO Prozessor mit Spule zur transkutanen Übertragung.

unterscheidet man zwischen der monopolaren und der bipolaren Stimulation. Bei der monopolaren Stimulation befindet sich nur der aktive Pol in der Cochlea, der Gegenpol befindet sich außerhalb der Cochlea. Sie liegt als Referenzelektrode unter dem Musculus temporalis oder ist am Gehäuse des Implantats angebracht. Wenn beide Elektroden – die Aktive- und die Referenzelektrode – innerhalb der Cochlea sind, dann bezeichnet man dies als bipolare elektrische Stimulation.

- Analoge Stimulation
  - einfache Signalverarbeitung
  - einkanalige Geräte
  - Problem der Lautheitssummationen bei mehrkanaligen Geräten
- Digitale Stimulation mit biphasischen Impulsen
  - kontrollierte Stimulation
  - genauere Signalmodifikation
  - weniger Kanalinterferenzen

Das elektrische Feld breitet sich bei der monopolaren Stimulation durch die große Distanz der beiden Pole nahezu kugelförmig aus, während bei der bipolaren Stimulation das Feld zwischen den beiden eng beieinander liegenden Elektroden entsteht. Bei der monopolaren Stimulation werden daher mehr Neurone in das elektrische Feld einbezogen als bei der bipolaren, in der nur kleinere Neuronenbezirke durch das elektrische Feld erregt werden. Da daher bei der bipolaren Stimulation eine geringere Anzahl an Neuronen gereizt wird, ist diese bei kleineren Amplituden ortsspezifischer als die monopolare Stimulation. Um einen gleich lauten Reiz zu erzeugen, benötigt man beim bipolaren Stimulationsmodus wesentlich mehr Strom als bei der monopolaren Stimulation. Generell ist die Unterscheidbarkeit der elektrischen Stimulationsorte, bedingt durch die Ausbreitung der elektrischen Felder innerhalb der Cochlea, jedoch bei allen Stimulationsformen geringer als die Unterscheidbarkeit akustischer Tonhöhenunterschiede.

Tab. **1** Vergleich kommerziell erhältlicher Implantatsysteme

	Clarion CII Bionic Ear	*Nucleus 24 Contour*	*MED-EL PULSARci100**
Sprachprozessorname	Auria	ESPrit 3G	TEMPO+
Elektrode	HiFocus	Contour	C40+
Stimulationsrate	83 000	14 400	18 180
Anzahl der Kanäle	16	22	12
Sprachverarbeitung	High Resolution	ACE, SPEAK, CIS	CIS+
Anzahl der Programme	3	2	9**
Batterien	wieder aufladbar/ eine AA-Einweg-Batterie	3 Einweg-Hörgeräte-Batterien	3 Einweg-Hörgeräte-Batterien***

* Das PULSARci100 Implantat kann wesentlich höhere Stimulationsraten von bis zu 50 700 Pulsen/s verarbeiten, wird jedoch derzeit noch mit dem Tempo+-Prozessor betrieben.
** Das MED-EL-System wird üblicherweise mit 3 Programmen und 3 verschiedenen Lautstärken (d. h. insgesamt 9 Einstellungen) betrieben.
*** Remote Battery Pack mit einer wiederaufladbaren Batterie erhältlich.

Zusätzlich kann eine analoge von einer pulsförmigen Stimulation unterschieden werden. 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 des Signals, welches ähnlich wie bei einem konventionellen Hörgerät nach Mikrofon, Verstärker und Filter direkt dem Implantat zugeführt werden kann. Diese Methode wurde vor allem bei den einkanaligen Geräten angewandt, da bei mehreren Kanälen Lautheitssummationen [3] auftreten, die große Anpassprobleme hervorrufen. Der Vorteil bei der Verwendung von **biphasischen, digital generierten Impulsen** ist, dass die elektrische Stimulation kontrollierter abläuft. Die Ladung, die ein Maß für die Lautheitsempfindung ist, kann zu jedem Zeitpunkt genau definiert appliziert werden. Auch Kanalinterferenzen können so durch entsprechende Sprachkodierungsstrategien vermieden werden.

Mikrofon und Signalvorverarbeitung

- Es werden sowohl Richt- als auch omnidirektionale Mikrofone verwendet.
- Dynamikbereich
  – normales Ohr: 120 dB
  – CI: 6 – 12 dB
  Das akustische Signal muss deshalb komprimiert werden.

Für Cochlea-Implantate werden sowohl **Richtmikrofone** als auch omnidirektionale Mikrofone verwendet.

Ein normal hörendes menschliches Ohr kann im Hauptfrequenzbereich Töne im **Dynamikbereich** zwischen 0 und 120 dB verarbeiten. Der Dynamikbereich für die Elektrostimulation liegt etwa zwischen 6 und 12 dB – es findet sich also ein wesentlich geringerer Intensitätsunterschied zwischen der Wahrnehmungs- und der Unbehaglichkeitsschwelle [4]. Das akustische Eingangssignal muss somit auf den Bereich des elektrischen Ausgangs komprimiert werden.

- AGC – automatic gain control komprimierender Verstärker, der die Lautstärkenvariationen angleicht

Zunächst hat die elektronische Signalverarbeitung eine eigene Dynamik von 60 – 80 dB. Um sicherzustellen, dass die Intensität des Eingangssignals innerhalb der Intensität des Dynamikbereiches des Implantats gehört werden kann, benötigt man die so genannte **AGC** – die Automatic Gain Control. Die AGC ist ein komprimierender Verstärker, der die Lautstärkenvariationen in einem bestimmten Rahmen hält. Somit reduziert die AGC laute Signale so, dass diese vom Implantat weiter bearbeitet werden können und somit in den Dynamikbereich des Implantats fallen. Ebenso werden leise Signale verstärkt.

Um unangenehme Lautstärkeschwankungen und Verzerrungen zu vermeiden, muss die Verstärkungsregelung und Ansprechzeit der AGC optimal angepasst werden. Die Ansprechzeit, mit der die AGC auf solche Intensitätsschwankungen reagiert, ist üblicherweise weniger als 2 ms.

Analog/Digitalwandlung (Sampling)

- Sampling
  Das analoge Signal wird in ein digitales umgewandelt.

Nachdem das Mikrofonsignal durch die Vorverstärkung auf den passenden Dynamikbereich gebracht wurde, erfolgt die weitere Signalverarbeitung bei heutigen Implantaten vollständig digital. Dazu wird das analoge Signal abgetastet und in digitale Werte umgewandelt (**Sampling**). Die Geschwindigkeit, mit der dies geschieht, bezeichnet man als Abtastrate. Je höher diese liegt, umso mehr Details des analogen Signals können aufgenommen werden.

Bandfilterung

- Filterbank
  Sie trennt das Sprachsignal für die mehrkanalige Stimulation auf.

Die Bandfilterung ist der zentrale Schritt in der Signalverarbeitung, um das Signal entsprechend der Tonotopie der Cochlea abhängig von seiner Frequenz – oder seinem Frequenzgehalt – ortsspezifisch in der Cochlea darzubieten. Bei der Bandfilterung wird das **Sprachsignal** analysiert und in verschiedene Frequenzbänder für die mehrkanalige Stimulation aufgetrennt. Heute werden entweder digitale Filter oder eine numerische Signalanalyse verwendet. Im Weiteren werden diese Frequenzbänder überlicherweise als Kanäle bezeichnet.

Hüllkurvenextraktion

- Hüllkurvenextraktion (Envelope Extraction)
  Bandfilterung und Hüllkurvenextraktion (Bestimmung der Einhüllenden) durch die Hilbert-Transformation

Die Stärke der Stimulation an einem bestimmten Ort in der Cochlea (d. h. an einem bestimmten Elektrodenkontakt an der Mehrkanalelektrode) wird von der Signalenergie in einem bestimmten Kanal abgeleitet. Abhängig von der Bandfilterung werden verschiedene Methoden zur Energiebestimmung verwendet. Dieser Vorgang wird auch als Hüllkurvenextraktion – Bestimmung der Einhüllenden (engl. envelope) – bezeichnet. Eine besonders exakte Methode zur Bestimmung der Einhüllenden in einem Frequenzband stellt die in der CIS+-Technologie verwendete **Hilbert-Transformation** dar, bei der Bandfilterung und Hüllkurvenextraktion in einem Schritt durchgeführt werden.

Analoge Sprachkodierungsstrategien benötigen jedoch keine Hüllkurvenextraktion, da hierbei fast die gesamte Information an den Hörnerven weitergegeben wird.

Informationsverarbeitung

- Signalkodierung
  Algorithmen, die das Stimulationsmuster für die Elektroden festlegen

- Sprachkodierungsstrategie
  – A/D-Wandlung
  – Filterung
  – Auswahl der Information
  – Umkodierung in Stimulationsmuster

- Analoge einkanalige Stimulation
  Frequenzinhalt des Eingangssignals wird unverändert als elektrisches Signal dargeboten – Verwendung in Einkanalsystemen

In diesem Arbeitsschritt werden die für die Sprachperzeption notwendigen Informationen ausgewählt und weiter verarbeitet. Diese Information wird nach bestimmten Algorithmen in Stimulationsmuster für die Elektroden umkodiert. Dabei werden die Stimulationsparameter (Stromamplitude, Dauer, Zeitregime usw.) für die einzelnen Elektroden festgelegt. Die Gesamtheit dieser Schritte von der A/D-Wandlung über die Filterung zur Auswahl der Information bis zur Umkodierung in Elektrodenstimulationsmuster bezeichnet man als **Sprachkodierungsstrategie**. Diese haben im Verlauf der letzten 2 Jahrzehnte eine erhebliche Weiterentwicklung erfahren. Zum besseren Verständnis sei hier kurz die historische Entwicklung skizziert.

A) Analoge einkanalige Sprachkodierungsstrategien

Wie bereits erwähnt, wurden analoge Sprachkodierungsstrategien vor allem bei Einkanalsystemen angewandt. Der Frequenzinhalt des Eingangssignals wird dabei in der Dynamik komprimiert, ansonsten jedoch unverändert als elektrisches Ausgangssignal an die Elektroden weitergegeben. Der Schalldruckpegel bestimmt proportional die Stromintensität. Dem ZNS steht als Information lediglich die Analyse des zeitlichen Ablaufs

des Signals zur Verfügung. Hörnervenfasern können jedoch Frequenzen oberhalb von 400 bis max. 1000 Hz nach elektrischer Stimulation nicht mehr synchron mit Aktionspotenzialen beantworten, höhere Frequenzen konnten daher nicht ausreichend übertragen werden.

B) Analoge mehrkanalige Stimulation

- Analoge mehrkanalige Stimulation
  Frequenzinhalt des Eingangssignales wird als analoges Signal auf mehrere Elektroden aufgeteilt.

Um mehr Information übertragen zu können, musste auf das tonotope Prinzip der Informationsübertragung in der Cochlea zurückgegriffen werden. In der normalen Cochlea findet eine Frequenzaufteilung statt. Durch die Eigenschaften der Basilarmembran und der äußeren Haarzellen werden hohe Frequenzen nahe der Schneckenbasis abgebildet, tiefe dagegen in der Schneckenspitze. Es lag nun nahe, durch die Einführung mehrerer Elektroden in die Hörschnecke dieses Prinzip zu nutzen. Je nach Stimulationsort werden unterschiedliche Tonhöhenempfindungen übertragen. Weiterentwicklung auf dem Gebiet der analogen Sprachkodierungsstrategien nutzen diese mehrkanalige Stimulation, so z. B. die Compressed Analogue (CA) oder als Simultaneous Analoge Stimulation (SAS) von der Firma Advanced Bionics. Diese Strategien implementieren auch das Ortsprinzip, werden jedoch durch Kanalinterferenzen limitiert [3].

C) Mehrkanalige pulsförmige Stimulationsformen

Sind mehrere Elektroden in der Hörschnecke, so kann es bei gleichzeitiger elektrischer Stimulation mehrerer Elektroden zu Interaktionen zwischen den Kanälen kommen, z. B. Summation der Ströme, die schwierig zu kontrollieren sind. Es wurden daher pulsförmige Stimulationsformen entwickelt, bei denen zu einem Zeitpunkt jeweils nur eine Elektrode aktiv ist und bei der elektrisch genau definierte biphasische Pulse abgegeben werden.

Merkmalsselektion (Feature Extraction)

- Feature Extraction
  Extraktion von Sprachmerkmalen und Wiedergabe gemäß der Tonotopie der Cochlea

Gemeinsames Prinzip dieser Strategien sind die Selektion und Extraktion für die Sprache relevanter Informationen aus dem Eingangssignal und die Wiedergabe desselben an verschiedenen Orten der Schnecke. Zunächst wurde die Grundfrequenz (F0) zur Steuerung der Reizfolge herangezogen. Die Frequenz des zweiten Formanten (F2) diente zur Elektrodenselektion und der Schalldruck zur Bestimmung der Stimulationsladung. Diese Strategie wurde bereits in den 70er-Jahren entwickelt [5]. Es folgten mehrere Verbesserungen [6], die in der MPEAK-(Multipeak) Strategie [7] und schließlich in der SPEAK-(Spectral Peak) Strategie [8] endeten. Bei der Letztgenannten werden maximal 8 spektrale Maxima aus 20 analog gefilterterten Frequenzbändern selektiert und die entsprechenden Elektroden mit einer randomisiert-variablen Rate von 180–230 Hz stimuliert. Ziel dieser Strategien ist es, durch eine gezielte Auswahl relevanter Information aus dem Sprachsignal eine kontrastreichere und damit besser verständliche elektrische Stimulation zu erzielen. Probleme treten allerdings auf, wenn das Sprachsignal durch z. B. Nebengeräusche überlagert wird oder bei der Verarbeitung nichtsprachlicher Signale, z. B. Musik.

Continuous Interleaved Sampling (CIS)

- CIS
  Aufteilen des Eingangssignals und sequenzielle Ansteuerung der Kanäle anhand der Schallenergie (envelope) der einzelnen Bänder von basal nach apikal

Diese Strategie wurde erstmals 1991 von Wilson et al. beschrieben [9]. Das Eingangssignal wird zunächst in eine bestimmte Anzahl an Frequenzbändern (entsprechend der Anzahl der Stimulationselektroden) zerlegt. Die Schallenergie jedes einzelnen Frequenzbandes wird ermittelt, man erhält eine Einhüllende (envelope – siehe Abschnitt Hüllkurvenextraktion). Diese moduliert die Stromamplitude für die angesprochene Elektrode. Die einzelnen Kanäle werden dann sequenziell im Rahmen eines Stimulationszyklus von basal nach apikal angesprochen. Hierdurch können keine Kanalinterferenzen entstehen. Ein weiterer Vorteil von CIS liegt in der hohen Geschwindigkeit der Reizfolge, die eine gute Auflösung der zeitlichen Strukturen von Schall ermöglicht. Mittlerweile haben alle Hersteller von Cochlea-Implantaten eine mehr oder weniger modifizierte und unterschiedlich schnelle CIS-Strategie in ihre Produkte implementiert [10].

- ACE
  Flexible Zuordnung der Kanäle nach zuvor erfolgter Selektion. Sequenzielle Ansteuerung der flexibel ausgewählten Elektroden.

Advanced Combination Encoders (ACE)

Bei dieser Sprachkodierungsstrategie werden in einem Bewertungsverfahren 6 – 20 relevante Kanäle, deren Reizung im jeweiligen Durchlauf die höchstmögliche Information überträgt, ausgewählt. Diese werden dann nacheinander mit einer der jeweiligen Lautstärke entsprechenden Pulsstärke angesteuert. Die Kanalauswahl ist also flexibel. Dadurch kann eine effektive Ansteuerung einer hohen Kanalanzahl erreicht werden, weshalb sich dieses Verfahren auch durch eine gute Tonhöhenauflösung auszeichnet.

D) Neue Ansätze der Sprachkodierungsverfahren

- Virtuelle Elektrodenkanäle, Repräsentation der Signalfeinstruktur und simultane, mehrkanalige Stimulation gelten als neue Ansätze der Sprachkodierungsverfahren.

Virtuelle Elektrodenkanäle

Die Anzahl der Elektrodenkontakte in der Cochlea unterliegt gewissen physikalischen und technischen Grenzen. So darf z. B. die Elektrodenoberfläche nicht beliebig klein gewählt werden, da sonst schädigende hohe Stromdichten aufträten. Um diese Begrenzung zu umgehen, wird versucht, die Stromausbreitung gezielt zu steuern, indem die Spannung an 2 benachbarten Elektroden so verteilt wird, dass die Spannungsspitze zwischen beiden Elektroden liegt. Somit lassen sich Reizorte generieren, die zwischen den physikalische Elektroden liegen, und es gelingt eine feinere Abstufung der Tonhöhenwahrnehmung.

Repräsentation der Signalfeinstruktur

Innerhalb eines Bandpassfilters liegen feine Veränderungen der Frequenz und Phase, die von den bisherigen Kodierungsverfahren nicht übertragen werden. Neuere Verfahren berücksichtigen diese und können sie, zumindest teilweise, übertragen. Ermöglicht wird dies durch eine sehr schnelle Signalverarbeitung und hochfrequente Stimulation, bei der bis zu ca. 50 000 Pulse pro Sekunde appliziert werden können.

Simultane, mehrkanalige Stimulation

Hatte sich die simultane Aktivierung mehrerer Kanäle aufgrund der geschilderten möglichen Kanalinteraktionen bislang nicht breit durchsetzen können, so wird inzwischen versucht, diese Kanalinteraktion zu kontrollieren. Dies kann durch Rechenalgorithmen oder durch eine modiolusnahe Lage der Elektrode, die sehr gezielte Stimulationen kleiner Bereiche des Hörnervens ermöglicht, erreicht werden. Somit kann eventuell die Kapazität der Informationsübertragung auf den Hörnerven gesteigert werden.

Amplituden-Mapping

- Amplituden-Mapping
  Umwandlung der digitalen Informationen in Stromstärken für die einzelnen Kanäle

Die digitalen Informationen werden nun in entsprechende Stimulationsintensitäten für die einzelnen Kanäle anhand der eingestellten Parameter umgewandelt. Dabei muss eine Abbildung der akustischen Intensität (Ladung) so getroffen werden, dass zu einem bestimmten akustischen Pegel jene elektrische Stimulation gefunden wird, die den gleichen Lautheitseindruck hervorruft. Dieser Zusammenhang ist im so genannten Maplaw festgelegt. Von manchen Wissenschaftlern wird darüber hinaus das Maplaw auch als Modell für die beim normalen Hören zu findende instante Kompression der Basilarmembran gesehen. Anschließend werden an jeder einzelnen Elektrode die Ladung an der Wahrnehmungsschwelle und die Ladung an der Schwelle des maximal angenehmen Wertes gemessen (Medium Comfortable Level – MCL) und eingestellt. Diese Werte definieren für jede Elektrode den elektrischen Dynamikbereich und gemeinsam mit dem Maplaw den Lautheitsanstieg. Lautheit wird durch die bei der elektrischen Stimulation verwendete Ladung gesteuert, die entweder durch eine fixe Pulsbreite mit variabler Stromstärke oder durch Variationen in beiden Parametern – der Pulsbreite und der Stromstärke – beeinflusst werden. Moderne Implantate speichern diese Werte bereits im Implantat selbst, sodass sie nicht vom Sprachprozessor über die Funkstrecke übertragen werden müssen. Somit steht mehr Kapazität für die wesentliche Signalinformation zur Verfügung.

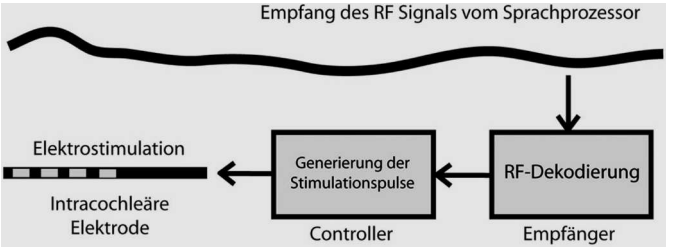

Abb. **5** Schematische Darstellung der implantierten Bauteile eines Cochlea-Implantats. Das Signal wird zusammen mit der Energie vom Sprachprozessor via Radiofrequenzsignal geschickt. Die Ausrichtung von Sprachprozessor und Empfänger wird durch einen zentralen Magneten bewerkstelligt. Das dekodierte Signal wird aufbereitet und zu den einzelnen Elektrodenkontakten geschickt.

Encoder und Transmitter

■ Transmitter
Heute wird ausschließlich die transkutane Energie- und Informationsübertragung verwendet.

Die Verbindung zwischen dem Sprachprozessor und dem implantierten Teil des CIs wird über eine Funkverbindung hergestellt. Auf diesem Weg werden gleichzeitig die Energie für das Implantat sowie die Steuerbefehle übertragen. Die Haut wird dabei intakt belassen. Die externe Sendespule wird mit einem Magneten über dem Implantat ausgerichtet, das gleichfalls einen Magneten und die Empfangsspule enthält. In den internen Komponenten (Implantat) wird das zuvor kodierte Signal dann dekodiert und zu den Elektrodenkontakten weitergeleitet (Abb. **5**).

Eine perkutane Verbindung mit Stecker wird heutzutage nur noch in Ausnahmefällen verwendet.

Programmierbarkeit – Konfiguration

■ Konfiguration
Programmierbar vom PC
Schalter am Prozessor
– on/off
– Programmselektion
– Sensitivitätskontrolle

Sprachprozessoren haben einen On/Off-Schalter und eine Sensitivitätskontrolle. In der Regel findet sich auch ein Lautstärkenschalter und ein Schalter für die Selektion des Programms am Sprachprozessor (Abb. **4**). Alle erhältlichen Sprachprozessoren können mit einem PC verbunden und programmiert werden. Entsprechende Softwarelösungen sind für jeden kommerziell erhältlichen Implantattyp vorhanden.

Anschlussmöglichkeiten für externe Geräte, z. B. FM-Anlagen, Induktionsspulen, Audiogeräte u. a. sind bei allen gängigen Implantatsystemen realisiert worden.

Weitere Implantatfunktionen

Moderne Implantate können Messungen der Elektrodenwiderstände nach außen senden (Telemetrie). Darüber hinaus können auch Potenziale des Hörnervens nach elektrischer Stimulation gemessen und nach außen übertragen werden. Diese Funktionen erleichtern die Diagnostik und Anpassung des Sprachprozessors, z. B. bei kleinen Kindern.

Zusammenfassung

Die Fortschritte auf dem Gebiet der Cochlea-Implantation der letzten 10 Jahre sind durch deutliche Verbesserungen der Hörleistungen und des Sprachverstehens geprägt. Die zunehmende bilaterale Versorgung und die Ausweitung der Indikationskriterien sind Folge dieser Entwicklung und Ausdruck des hohen Niveaus. Die Verbesserungen

im Sprachverständnis der letzten Jahre werden vor allem auf die Weiterentwicklung der Sprachkodierungsstrategien zurückgeführt.

Der Zweck der Signalaufbereitung durch unterschiedliche Sprachkodierungsstrategien ist die Umwandlung des analogen, akustischen Signals mit einem hohen Dynamikbereich in ein elektrisches Signal mit einem sehr kleinen Dynamikbereich, das auf den Hörnerven übertragbar ist. Diese Transformation des Signals geht immer mit Informationsverlusten einher. Moderne Sprachkodierungsstrategien fokussieren deshalb auf die für das Sprachverstehen essenziellen Informationen und leiten diese und die für die Stimulation notwendige Energie über eine transkutane Verbindung an das Implantat weiter, das für die Stimulation der Hörnervenfasern verantwortlich ist.

■ Vor allem das Sprachverständnis in Alltagssituationen bleibt bei Cochlea-Implantaten trotz aller Fortschritte problematisch.

Trotz aller Fortschritte können die modernen Cochlea-Implantate kein normales **Sprachverständnis** wiederherstellen. Besonders das Sprachverständnis in Alltagssituationen – wie bei Hintergrundlärm – bleibt problematisch. Durch Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der Sprachkodierungsverfahren, einer simultanen elektrisch-akustischen Stimulation (EAS) [11] sowie der bilateralen Versorgung [12] mit Cochlea-Implantaten können Verbesserungen erreicht werden.

Literatur

[1] Gstoettner W, Kiefer J, Baumgartner WD et al. Hearing preservation in cochlear implantation for electric acoustic stimulation. Acta Otolaryngol 2004; 124: 348 – 352
[2] Kiefer J, Gstoettner W, Baumgartner W et al. Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation. Acta Otolaryngol 2004; 124: 272 – 280
[3] Shannon RV. A model of threshold for pulsatile electrical stimulation of cochlear implants. Hear Res 1989; 40: 197 – 204
[4] Patrick JF, Seligman PM, Money DK, Kuzma JA. Engineering. Edinburgh London Melbourne and New York: Churchill Livingstone, 1990: 99 – 124
[5] Clark GM, Tong YC, Black R et al. A multiple electrode cochlear implant. J Laryngol Otol 1977; 91: 935 – 945
[6] Dowell RC, Seligman PM, Blamey PJ, Clark GM. Speech perception using a two-formant 22-electrode cochlear prosthesis in quiet and in noise. Acta Otolaryngol 1987; 104: 439 – 446
[7] Pijl S. Audiologic results with the MSP/MPEAK and WSP/F0F1F2 processors and coding strategies for the nucleus cochlear implant. J Otolaryngol 1994; 23: 286 – 291
[8] Skinner MW, Clark GM, Whitford LA et al. Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the Nucleus 22 Channel Cochlear Implant System. Am J Otol 1994; 15 Suppl 2: 15 – 27
[9] Wilson BS, Finley CC, Lawson DT et al. Better speech recognition with cochlear implants. Nature 1991; 352: 236 – 238
[10] Wilson BS, Lawson DT, Muller JM, Tyler RS, Kiefer J. Cochlear implants: Some likely next steps. Annu Rev Biomed Eng 2003; 5: 207 – 249
[11] Von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J et al. Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 1999; 61: 334 – 340
[12] Mueller J, Schoen F, Helms J. Speech understanding in quiet and noise in bilateral users of the MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implant system. Ear Hear 2002; 23: 198 – 206

PD Dr. Oliver Adunka

Department of Otolaryngology
University of North Carolina at Chapel Hill (UNC-CH)
1115 Bioinformatics Building CB # 7070
NC 27599-7070 Chapel Hill
North Carolina
USA

E-Mail: oadunka@mac.com