



# Technische Entwicklungen bei Cochleaimplantaten

## Stand der Technik

**Cochleaimplantate (CI) sind das Paradebeispiel für den Ersatz eines menschlichen Sinnesorgans, zumindest teilweise. In nur gut 30 Jahren gelang im Zuge einer beispielhaften Zusammenarbeit zwischen Ärzten, Ingenieuren, Audiologen und Therapeuten die Entwicklung von einer Hilfe zum Lippenablesen hin zu einer Hightech-Prothese für offenes Sprachverstehen. Damit einhergehend wurden die Indikationskriterien für CI-Systeme immer weiter Richtung Resthörigkeit verschoben – von der Implantation bei beidseits komplett ertaubten Menschen hin zur Implantation bei Patienten mit erheblichem Restgehör.**

### Hintergrund

Waren in den 1980er- bis Anfang der 1990er-Jahre nur vollständig ertaubte Patienten für eine Cochleaimplantation vorgesehen [1, 2], so änderte sich dies Mitte der 1990er-Jahre, insbesondere in Europa, mit dem Aufkommen leistungsfähiger CI-Systeme [3, 4].

» Vorhandenes Restgehör blieb manchmal bei der Cochleaimplantation zumindest teilweise erhalten

Erste erfolgreiche Versuche, vorhandenes Restgehör bei der Cochleaimplantation zumindest teilweise zu erhalten [32], führten zur Entwicklung spezieller, atraumatischer Elektrodenträger

mit den dazugehörigen Operationstechniken. Dadurch wurden die Indikationskriterien gerade in den letzten Jahren noch einmal erheblich ausgeweitet. Patienten am oberen Ende des Indikationsbereichs können heute mit ihrem CI bei einer Kombination von elektrischer und akustischer Stimulation (EAS) ein Einsilberverschöner von über 80 % in ruhigen Umgebungen erwarten.

Ein weiterer Meilenstein bei der Entwicklung der CI-Systeme ergibt sich durch die Verschmelzung der Signalverarbeitung von Hörgeräten und CI-Systemen. Waren die 2 Domänen einst völlig voneinander getrennt, hat nicht zuletzt der Erfolg der elektrisch-akustischen Stimulation die CI-Hersteller dazu bewogen, enger mit Hörgeräteherstellern zusammenzuarbeiten und Richtmikrofon- und Störgeräuschunterdrückungsalgorithmen in die Systeme zu integrieren. Die Übernahme zweier CI-Hersteller durch Holding-Gesellschaften, die wiederum Hörgerätehersteller in ihrem Portfolio haben, tut hier ein Übriges.

Momentan gibt es 4 CI-Hersteller auf dem Markt, die ein CE-gekennzeichnetes Produkt zur elektrischen Stimulation des Innenohrs vorweisen können.

In alphabetischer Reihenfolge sind dies die Firmen: Advanced Bionics (Valencia/CA, USA), seit 2010 der schweizerischen Sonova-Gruppe (Hauptsitz in Stäfa, Schweiz) zugehörig, Cochlear (Macquarie Park/NSW, Australien), MED-EL (Innsbruck, Österreich) und Oticon (Smørum, Dänemark), ehemals Fa. Neurelec (Vallauris, Frankreich). Weitere Entwicklungen werden in China, Korea und Indien vorangetrieben,

von denen mittlerweile das chinesische „Venus-System“ der Fa. Nurotron (Hangzhou, China) eine gewisse Marktreife erlangt hat.

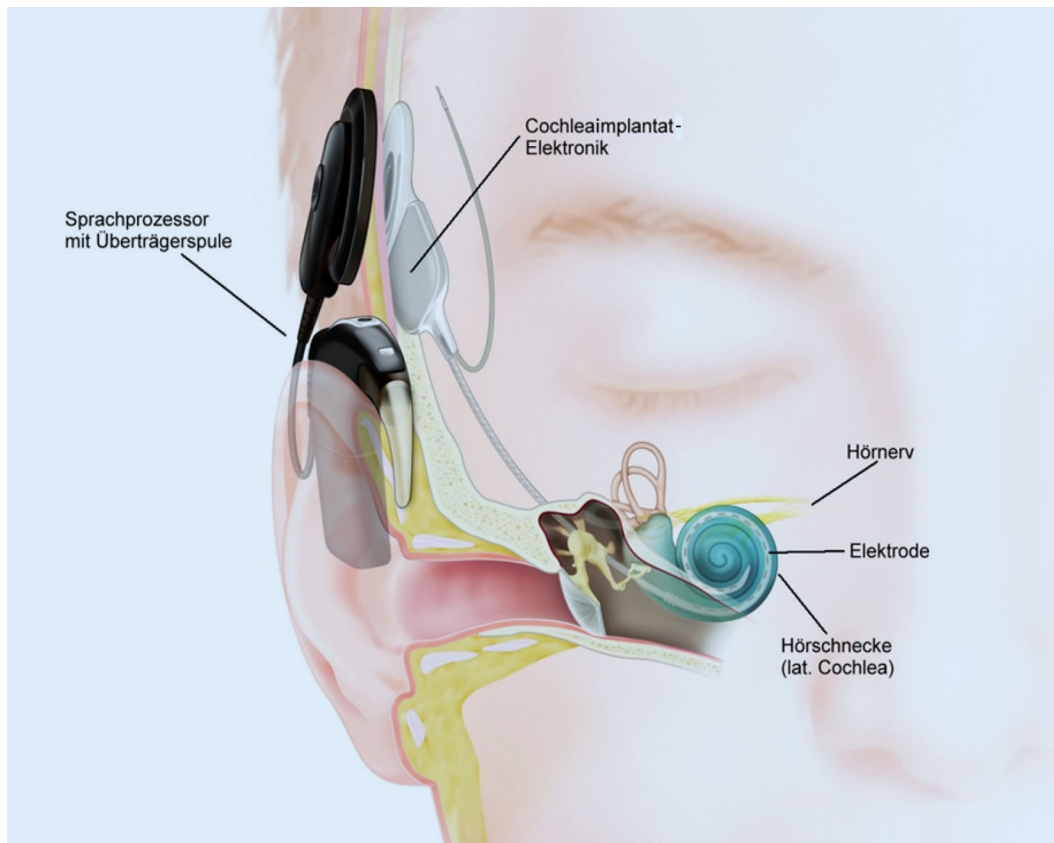
### Aufbau eines CI-Systems

Der grundsätzliche Aufbau der am Markt befindlichen Systeme ist sehr ähnlich, dennoch haben die Hersteller zunehmend spezielle Stärken entwickelt, die jedem Produkt eine gewisse Einzigartigkeit verleihen.

» Alle heutigen Systeme lassen sich in interne und externe Komponenten unterteilen

Alle heutigen Systeme lassen sich in interne und externe Komponenten unterteilen (Abb. 1). Implantiert wird der sog. „Empfänger/Stimulator“, das eigentliche Implantat, welches retroaurikulär unter die Haut in ein entsprechend geformtes Knochenbett eingesetzt wird. Im Gehäuse befinden sich eine Empfängerspule sowie die Elektronik zum Umsetzen der übermittelten Steuerbefehle. Vom Knochenbett aus wird über einen durch den Chirurgen angelegten Zugang ein Elektrodenträger in die Cochlea eingeführt (Abb. 1).

Extern befindet sich der Sprachprozessor, der die vom Mikrofon aufgenommene Information entsprechend der Sprachkodierungsstrategie verarbeitet und in der Folge Steuerbefehle über ein Hochfrequenzsignal an die Spule bzw. die interne Elektronik des Implantats weitergibt. Der Sprachprozessor beherbergt in Form von Batterien oder



**Abb. 1** ◀ Komponenten eines Cochleaimplantatsystems. (Mit freundl. Genehmigung von Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG)

eines Akkus auch die Energieversorgung für das Implantat und liefert den zur Stimulation benötigten Strom.

Heute im Einsatz befindliche CI-Systeme besitzen Elektroden-träger mit 12–22 Elektrodenkontakten, welche möglichst in der Scala tympani platziert werden. Die Stimulation der intracochleären Kontakte mit einem elektrischen Strom ruft Empfindungen hervor, die mit der ortsabhängigen Tonhöhenwahrnehmung Normalhörender verglichen werden können. Über die Frequenz-Orts-Kodierung (Tonotopie) können so Tonhöhen von minimal 100 bis über 10.000 Hz wahrgenommen werden, u. a. abhängig von der Einführtiefe der Elektroden.

Den einzelnen intracochleären Elektrodenkontakten sind bei der Mehrzahl der modernen Sprachverarbeitungsstrategien feste Frequenzbänder im für das Sprachverstehen relevanten Bereich zugeordnet. Daher werden in der Begriffswelt der CI-Systeme diese Frequenzbereiche, man spricht auch von Kanälen, oft mit der Zahl der intracochleären Kontakte gleichgesetzt. Die Implantate be-

sitzen eine oder mehrere Stromquellen, die die intracochleären Kontakte über direkte Zuleitungen mit Strom versorgen können. Bei Systemen mit mehreren Stromquellen können komplexere Stimulationsmuster appliziert werden, als dies bei Implantaten mit nur einer Stromquelle möglich ist. Bei nur einer Stromquelle ist ausschließlich eine sequenzielle Stimulation der intracochleären Elektroden machbar.

Das erste zugelassene System mit mehreren Stromquellen war das Clarion-Implantat der Fa. Advanced Bionics, welches Mitte der 1990er-Jahre auf den Markt kam. Auch die Nachfolgesysteme, das CII und das HiRes90K, besitzen für jeden der 16 Elektrodenkontakte eine eigene Stromquelle. Es folgte die Fa. MED-EL mit dem PULSAR-Implantat im Jahr 2004, das ebenfalls für alle 12 Kanäle eine eigene Stromquelle vorsah und damit die parallele Stimulation mehrerer Elektrodenkontakte ermöglichte.

Auch die Folgesysteme bis zum heutigen SYNCHRONY-Implantat haben diese Möglichkeit beibehalten. Ebenso hat die Fa. Oticon Medical mit Erschei-

nen des neuen Implantat Neuro Zti mit 20 Elektrodenkontakten die Möglichkeit der parallelen Stimulation mit sogar 24 unabhängigen Stromquellen implementiert. Es ist davon auszugehen, dass auch die Fa. Cochlear sich diesem Trend mit Erscheinen der nächsten Implantatgeneration anschließen wird. Die momentane Implantatgeneration der Fa. Cochlear (500er-Serie) arbeitet mit nur einer Stromquelle, die sequenziell auf die 22 intracochleären Elektrodenkontakte geschaltet wird.

### » Heutige mehrkanalige Systeme besitzen intracochleäre Kontakte und Referenzelektroden

Heutige mehrkanalige Systeme besitzen, zusätzlich zu den intracochleären Kontakten, ein oder 2 Referenzelektroden unterschiedlicher Ausformung, am Gehäuse des Stimulators integriert oder in dessen Nähe mit separater Zuleitung (wie z. B. die Ballelektrode in [Abb. 2](#)). Bei mehrkanaligen Systemen lassen sich die Kontakte auf verschiedene Weise mitein-

ander verschalten, wie in den folgenden Abschnitten näher erläutert.

## Stimulationsmodi

### Monopolare Stimulation

Bei dieser Stimulationsart wird jeweils ein intracochleärer Elektrodenkontakt mit einem extracochleären Referenzkontakt derart verschaltet, dass zu einem definierten Zeitpunkt ein Stromfluss zwischen genau diesen beiden Elektroden erfolgt (■ Abb. 2). Bei CI-Systemen mit mehreren unabhängigen Stromquellen ist auch eine gleichzeitige Stimulation mehrerer intracochleärer Kontakte möglich, etwa die Anregung zweier benachbarter Kontakte mit dem Ziel, eine höhere Frequenzauflösung über die diskreten Stimulationsorte hinaus zu erzielen.

Auch bei dieser simultanen Stimulation mehrerer Elektroden kann ein monopolarer Stimulationsmodus mit externer Referenz verwendet werden, wenn eine gezielte Kanalinteraktion, wie etwa beim „current steering“, erwünscht ist (s. Abschnitt Sprachverarbeitungsstrategien) [5]. Als Stimulationsmuster wird i. d. R. ein biphasischer, ladungsausgeglichener Rechteckpuls verwandt, um das Auftreten von Gleichströmen zu vermeiden.

### » Die monopolare Stimulationsform ist heute der gängigste Stimulationsmodus

Eine Ausnahme bildet hier das Oticon Medical System mit einem anodischen Rechteckpuls und einem passiven, kathodischen Ladungsausgleich über einen Kondensator zur Vermeidung von Gleichströmen. Ein Auftreten von Gleichstrom würde die positiv und negativ geladenen Ionen der Innenohrflüssigkeit trennen (Elektrolyse). Die Wasserstoffionen ( $H^+$ ) sammeln sich dabei am negativen Elektrodenkontakt (kathodische Reduktion), während sich Hydroxidionen ( $OH^-$ ) an der positiven Elektrode (anodische Oxidation) sammeln. Dies führte zu einer Verschiebung der pH-Werte an den 2 Elektroden,

HNO 2017 · 65:276–289 DOI 10.1007/s00106-017-0339-7  
© Springer Medizin Verlag GmbH 2017

A. Büchner · L. Gärtner

## Technische Entwicklungen bei Cochleaimplantaten. Stand der Technik

### Zusammenfassung

Es ist gerade 20 Jahre her, da waren Cochleaimplantate (CI) ausschließlich bei nahezu oder komplett ertaubten Patienten indiziert. Während aus heutiger Sicht die Systeme damals klobig waren und nur eingeschränktes Sprachverstehen in halbwegs ruhigen Umgebungen boten, haben sich seitdem dank kontinuierlicher technischer Verbesserungen und folglich immer besser werdender Hörergebnisse mit diesen Systemen die Indikationskriterien stets in Richtung deutliche Resthörigkeit verschoben. Während die Weiterentwicklungen bei der Implantat- und Prozessorelektronik ein Schlüsselement für die Verbesserung des Hörvermögens darstellen, hat die Entwicklung der elektrisch-akustischen CI-Systeme – zusammen mit dem Einsatz atraumatischer Implantationskonzepte – ebenfalls zu enormen Hörverbesserungen in der entsprechenden

Patientengruppe mit tieftonalem Restgehör geführt. Speziell für diese Patientengruppe entwickelten Hersteller Prozessoren mit integrierten Hörerätekomponenten, die sowohl die elektrische als auch die akustische Stimulation bewerkstelligen können. Ein weiterer Meilenstein zur Verbesserung des Hörens in schwierigen Hörsituationen waren die Übernahme von Signalvorverarbeitung zur Störgeräuschunterdrückung und die Verwendung von Zubehör zur verbesserten Audioübertragung aus der Höreräteindustrie. Der Artikel gibt eine Übersicht über den aktuellen Stand der Technik in den genannten Bereichen.

### Schlüsselwörter

Hörhilfen · Implantate · Schwerhörigkeit · Elektrische Stimulation · Akustische Stimulation

## Technical advancements in cochlear implants. State of the art

### Abstract

Twenty years ago, cochlear implants (CI) were indicated only in cases of profound hearing loss or complete deafness. While from today's perspective the technology was clumsy and provided patients with only limited speech comprehension in quiet scenarios, successive advances in CI technology and the consequent substantial hearing improvements over time have since then resulted in continuous relaxation of indication criteria toward residual hearing. While achievements in implant and processor electronics have been one key factor for the ever-improving hearing performance, development of electro-acoustic CI systems—together with atraumatic implantation concepts—has led to enormous improvements in patients with

low-frequency residual hearing. Manufacturers have designed special processors with integrated hearing aid components for this patient group, which are capable of conveying acoustic and electric stimulation. A further milestone in improvement of hearing in challenging listening environments was the adoption of signal enhancement algorithms and assistive listening devices from the hearing aid industry. This article gives an overview of the current state of the art in the abovementioned areas of CI technology.

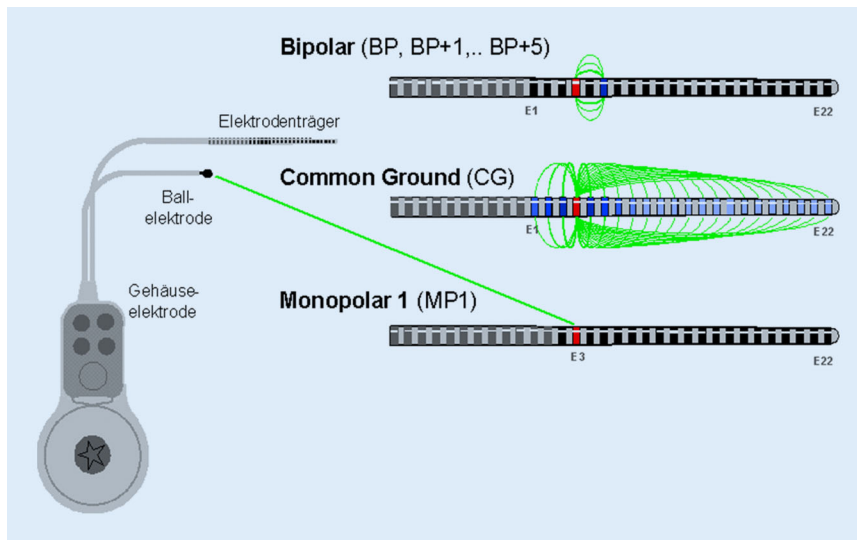
### Keywords

Hearing aids · Implants · Hearing loss · Electric stimulation · Acoustic stimulation

wobei sowohl die Säure als auch die Base schädlich für menschliches Gewebe ist. Das Oticon-Medical-Implantat kann aber grundsätzlich auch den biphasischen Rechteckpuls zur Stimulation anwenden und nutzt dies tatsächlich zur Messung des elektrisch evozierten Summenaktionspotenzials (s. Abschnitt Telemetrie). Eine weitere Besonderheit des Oticon-Medical-Systems ist die

Lautheitskodierung über die Pulsdauer anstelle der Veränderung der Amplitude des Stimulationsstroms.

Die monopolare Stimulationsform ist heute der gängigste Stimulationsmodus, da er den Vorteil eines sehr vorhersehbaren Schwellenprofils bietet und dies, im Gegensatz zur bipolaren Stimulation, bei niedrigen Stimulationsströmen.



**Abb. 2** ▲ Drei mögliche Stimulationsmodi am Beispiel eines idealisierten Cochleaimplantats (Typ Nucleus, Fa. Cochlear). E1 ist die basalste, E22 die apikalste Elektrode in der Cochlea. (Mit freundl. Genehmigung von Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG)

## Bipolare Stimulation

Die bipolare Stimulation ist quasi vollständig von der monopolaren Form oder von multipolaren Mischformen verdrängt worden.

Bei älteren Implantatsystemen ohne externe Referenzelektroden ist sie allerdings auch heute noch im klinischen Alltag relevant. In diesem Modus wird zu einem aktiven Elektrodenkontakt ein weiterer, intracochleärer Kontakt bestimmt, der als Referenz dient (Abb. 2). Besitzt das Implantat mehrere Stromquellen, so ist eine simultane Stimulation mehrerer Kanäle mit vertretbaren Kanalinteraktionen möglich, wobei sich die elektrischen Felder, die von den stimulierten Kontakten ausgehen, nicht überkreuzen sollten.

Als Beispiel sei hier die SAS („simultaneous analog stimulation“) der Fa. Advanced Bionics genannt, die aber ebenfalls nur noch bei älteren CI-Systemen anzutreffen ist. Grundsätzlich gilt in diesem Modus: Je weiter die Elektroden des zu stimulierenden Elektrodenpaares bei konstantem Strom auseinander liegen, desto lauter ist der Höreindruck beim Patienten, was mit der dann größeren Anzahl angesprochener Nervenzellen zusammenhängt.

## Common-Ground-Stimulation

Sie ist ebenfalls eine alte Stimulationsform, die nur noch bei älteren Nucleus-Implantaten (Fa. Cochlear) zur Anwendung kommt. Hierbei wird eine intracochleäre Elektrode gegen alle übrigen intracochleären Elektroden geschaltet, die zwecks Bildung einer gemeinsamen, großen Bezugselektrode in diesem Fall elektrisch miteinander kurzgeschlossen sind (Abb. 2). Diese Stimulationsform ist heute jedoch vom monopolaren Modus quasi verdrängt worden, da er günstigere Eigenschaften im Vergleich zur Common-Ground-Stimulation aufweist [6].

## Multipolare Stimulation

Bei Implantatsystemen mit mehreren Stromquellen ergibt sich grundsätzlich die Möglichkeit, mehrere Kontakte in der Cochlea mit beliebigen Strömen unterschiedlicher Polarität zu versehen, oftmals mit dem Ziel einer fokussierteren Stimulation nervaler Strukturen über eine Begrenzung der elektrischen Feldausbreitung in der Cochlea. Auch ist eine Kombination mit der monopolaren Stimulationsform denkbar, um die günstigen Eigenschaften des monopolaren Modus (niedriger Strombedarf, vorhersehbares Profil) zumindest teil-

weise auf den multipolaren Modus zu übertragen.

## Hörschwelle und angenehme Lautheit

In Abhängigkeit vom gewählten Stimulationsmodus sind unterschiedliche Wahrnehmungsschwellen beim Patienten zu erwarten, da je nach Elektrodenzuordnung unterschiedlich viele Nervenzellen durch die Stimulation der entsprechenden Elektrode und des damit verbundenen elektrischen Strömungsfelds aktiviert werden.

## » Entscheidend für die wahrgenommene Lautstärke ist die über den Kontakt fließende Ladung

Entscheidend für die wahrgenommene Lautstärke ist die Ladung, die über den Kontakt fließt. Die Ladung  $Q$  berechnet sich aus Stromstärke  $I$  über der Zeit  $t$  ( $Q = I \cdot t$ ). Die Lautheit kann also durch die 2 Parameter  $I$  und  $t$  bestimmt werden, wobei  $t$  klein gehalten werden sollte, um eine möglichst schnelle Stimulationsfolge zu ermöglichen.

Typische Werte für  $t$  sind bei heutigen Systemen 10–100  $\mu s$ . Typische Werte für  $I$  sind einige  $\mu A$  bis zu 1 mA. Für jeden Kanal wird die Hörschwelle und die angenehme Lautheit bestimmt, d. h. die Ladung, bei der der Patient gerade einen minimalen Höreindruck wahrnimmt („threshold level“, abgekürzt: *T-Level*), bis hin zu der Ladung, bei der der Patient einen angenehm lauten Höreindruck wahrnimmt („most comfortable level“, abgekürzt: *M-Level*, oder „comfort level“, abgekürzt: *C-Level*). Diese 2 Werte werden für jeden Kanal im Sprachprozessor gespeichert und zur Berechnung des entsprechenden Stimulationsstroms im laufenden Hörbetrieb verwendet. Weitere Ausführungen zur Anpassung der Systeme finden sich in [7].

## Sprachverarbeitungsstrategien

Die Sprachverarbeitungsstrategie dient der Aufbereitung von Frequenz-, Zeit-



und Lautstärkeinformationen des akustischen Eingangssignals und der Erzeugung eines adäquaten elektrischen Signals, das durch die Stimulation einzelner Elektroden auf den Hörnerv übertragen wird und dem Patienten durch Ausnutzung der vorhandenen Übertragungsmöglichkeiten den bestmöglichen Höreindruck vermittelt. Die entscheidenden 3 Faktoren sind die Lautstärke über die abgegebene Ladung, die Pulsrate, also die zeitliche Abfolge des Signals, und die Tonhöhe, entsprechend der Position des intracochleären Kontakts.

Nachdem in den 1980er-Jahren erste simple Stimulationsstrategien nach dem Prinzip entwickelt wurden, dem geschädigten auditorischen System möglichst wenig Information zu übermitteln, um es nicht zu überfordern [8, 9], zielen heutige Signalverarbeitungsstrategien auf eine Maximierung des Informationsdurchsatzes ab. Da die Elektrode-Nerv-Schnittstelle jedoch nur eine begrenzte Bandbreite besitzt und bei heutigen Systemen den Flaschenhals bei der Informationsübertragung darstellt, basieren neue Signalverarbeitungsstrategien zunehmend auch auf psychoakustischen und informationstechnischen Erkenntnissen mit dem Ziel, die beim Normalhörenden auftretenden Reizmuster so gut wie möglich zu imitieren [10] und redundante Signalanteile auszulassen.

Die meisten heutigen Strategien sind Derivate der Continuous-Interleaved-Sampling(CIS)-Strategie, eine Strategie, die nach dem Vocoder-Ansatz [11] funktioniert und in den späten 1980er-Jahren entwickelt wurde [9]. Daher wird die CIS-Strategie im Folgenden beispielhaft beschrieben.

## CIS-Strategie

Das über das Mikrofon aufgenommene Eingangssignal wird auf einen Dynamikbereich von 30–80 dB komprimiert (abhängig von der Implementierung), digitalisiert und auf  $n$  (Anzahl je nach Implantat unterschiedlich) Bandpässe gegeben, die im Frequenzbereich der menschlichen Sprache (etwa 100–8000 Hz) liegen. Nachdem das Signal gleichgerichtet und tiefpassgefiltert wurde, wird der Energiegehalt der einzelnen Frequenz-

bereiche bestimmt und in den elektrischen Hörbereich des Patienten transformiert, die ermittelten Werte werden zum Implantat gesendet. Dort wird schließlich die Information in Form von biphasischen Rechteckimpulsen, die in ihrer Amplitude proportional zum Energiegehalt im zugehörigen Kanal sind, auf die korrespondierenden Elektroden geschaltet (■ Abb. 3).

## Andere Ansätze

Auf der Basis des CIS-Konzepts entstanden weitere Strategien. Die einfachste Weiterentwicklung war eine Erhöhung der Stimulationsrate, um das Originalsignal besser zu repräsentieren (CIS von Fa. MED-EL oder HiRes von Fa. Advanced Bionics). Man ging davon aus, dass durch hochratige Stimulationsstrategien ein stochastischer Prozess der Nervenfasererregung – bedingt durch die minimal unterschiedlichen Refraktärzeiten einzelner Fasern – in Gang gesetzt wird, der eine darüber hinausgehende zeitliche Auflösung des Signals ermöglicht [12–15]. Dieser Effekt scheint jedoch begrenzt, sodass eine Erhöhung der Stimulationsrate nicht pauschal – oder nur bis zu individuell vom jeweiligen Patienten abhängigen Maximalwerten – sinnvoll scheint [14, 15].

Neben den hochratigen CIS-Derivaten sind auch Varianten der Art „ $n$  aus  $m$ “ wie Spectral PEAK (SPEAK, Fa. Cochlear), Advanced Combination Encoder (ACE, Fa. Cochlear) oder Main Peak Interleaved Sampling (MPIS, Fa. Oticon Medical) zu nennen. Diese Strategien wählen aus der Gesamtzahl ( $m$ ) der Bandpassfilter die Kanäle ( $n$ ) mit den größten Amplituden zur Stimulation aus, alle übrigen Kanäle werden nicht stimuliert. Neuere „ $n$  aus  $m$ “ Varianten, etwa MP3000 (Fa. Cochlear), benutzen aufwendigere Auswahlmechanismen. So wird bei MP3000 ein psychoakustisches Maskierungsmodell zur Auswahl der zu stimulierenden Elektroden vor dem Hintergrund verwendet, nur diejenigen Signalkomponenten zu übertragen, die vom menschlichen auditorischen System üblicherweise wahrgenommen werden [10, 16]. Eine Unterauswahl der zu stimulierenden Elektroden in

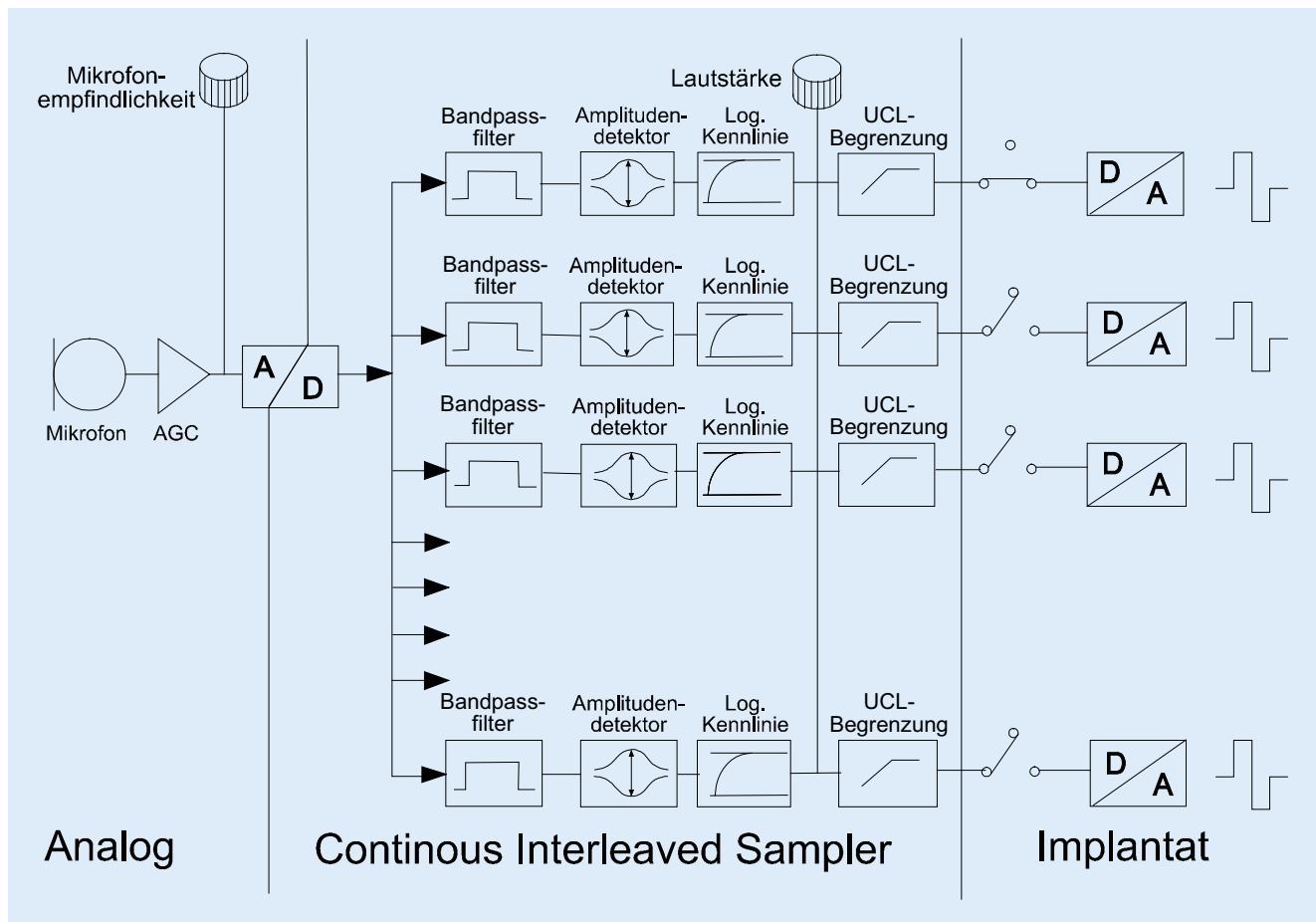
Abhängigkeit vom Eingangssignal kann Kanalinteraktionen minimieren und bietet die Möglichkeit, die Stimulationsrate auf den ausgewählten Kanälen zu erhöhen, was insbesondere bei älteren Implantatsystemen von Bedeutung sein kann.

Varianten zur Erhöhung der Frequenzauflösung über die begrenzte Zahl der Elektrodenkontakte hinaus sind die Strategien HiRes Fidelity 120 oder HiRes Optima (beide Fa. Advanced Bionics), die zur Repräsentierung eines Kanals immer 2 benachbarte Elektrodenkontakte zusammenfassen. Diese gleichzeitige Stimulation soll durch gezielt herbeigeführte, intracochleäre Feldüberlagerungen beim Patienten einen Tonhöhereindruck hervorrufen, der zwischen den durch Einzelstimulation hervorgerufenen Tonhöhen der 2 benachbarten Kontakte liegt [5, 17–19].

## » Ein fließender Übergang der Tonhöhenwahrnehmung kann erreicht werden

Ein solcher „virtueller Kanal“ lässt sich durch eine veränderte Verteilung des Stimulationsstroms auf die 2 benachbarten Kontakte verschieben, sodass theoretisch ein fließender Übergang in Bezug auf die Tonhöhenwahrnehmung zwischen den einzelnen Elektrodenkontakten erreicht werden kann. Diese Methode wird als „current steering“ bezeichnet.

Um die Frequenzauflösung im tieffrequenten Bereich unterhalb von 1000 Hz zu erhöhen, entwickelte die Fa. MED-EL in den letzten Jahren verschiedene Versionen einer sog. Feinstrukturstrategie, „fine structure processing“ (FSP). FSP analysiert in den tieffrequenten Kanälen das akustische Originalsignal auf Nulldurchgänge und synchronisiert die Stimulation der zugehörigen intracochleären Elektrode mit diesem Ereignis. Dies hat zur Folge, dass die Stimulationsrate auf den entsprechenden Elektroden der dominanten Frequenz im zugehörigen Bandpassfilter entspricht, was theoretisch eine verbesserte Wahrnehmung – etwa einer Stimmgrundfrequenz – über die Periodizität („rate pitch“) verspricht.



**Abb. 3** ▲ Funktionsschaltbild einer CIS-Strategie. Aufnahme des analogen akustischen Signals über das Mikrofon, Digitalisierung. Durchlaufen von  $n$  Bandpassfiltern mit Detektion des Energiegehalts in jedem Filter und Ermittlung des Stimulationsstroms für den individuellen Patienten anhand des gespeicherten elektrischen Dynamikbereichs. Sequenzielle Schaltung der festgelegten Ströme auf die intracochleären Elektroden. A/D Analog-Digital-Wandler; D/A Digital-Analog-Wandler; AGC „automatic gain control“, automatische Verstärkungsregelung; UCL „uncomfortable listening level“, Unbehaglichkeitsschwelle

Die neueste Variante dieser Feinstrukturstrategie heißt FS4, wobei die 4 für 4 Feinstrukturkanäle steht, die bei der Strategie zur Anwendung kommen. Bei dem 12-kanaligen MED-EL-System bedeutet dies, dass die 8 basalen Kanäle weiterhin mit einer CIS-Verarbeitung mit einer festen Stimulationsrate angesteuert werden, aber die 4 apikalen Kanäle besitzen eine Feinstrukturverarbeitung mit signalabhängiger Stimulationsrate.

## Telemetrie

Alle 4 CI-Hersteller bieten in ihren Systemen eine bidirektionale Datenübertragung zwischen dem Sprachprozessor und dem Implantat an. Diese ermöglicht nicht nur die Übertragung der kodierten akustischen Signale zum Implantat, sondern auch eine Rückübertragung

verschiedener Informationen vom Implantat zum Prozessor. Dies beinhaltet Elektrodenimpedanzen, die Übermittlung von neuronalen Antworten auf den elektrischen Reiz (elektrisch evoziertes Summenaktionspotenzial, „evoked compound action potential“, ECAP) und die Kontrolle über eine bestehende Verbindung zwischen Implantat und Prozessor.

## » Die bidirektionale Datenübertragung zwischen dem Sprachprozessor und dem Implantat ist möglich

Die ECAP-Messung wird heutzutage als wesentliche Unterstützung bei der Anpassung des Hörprogramms an den jeweiligen Patienten verwendet. Bei der

Fa. Cochlear sorgt ein vollautomatischer Programmablauf dafür, dass auf beliebig vielen Elektroden der erforderliche Strom zur Auslösung des Summenaktionspotenzials, die sog. ECAP-Schwelle, bestimmt wird. Das daraus resultierende Profil über alle Elektroden entspricht im Wesentlichen dem C- oder T-Level-Profil, wenn auch die absoluten Schwellwerte keinen Bezug zu den C- und T-Werten aufweisen [20, 21]. Das System nennt sich AutoNRT („automatic neural response telemetry“).

Ein halbautomatisches Verfahren zur Bestimmung der ECAP-Schwelle wird von der Fa. Advanced Bionics unter dem Namen NRI („neural response imaging“) und von der Fa. MED-EL unter der Bezeichnung ART („auditory nerve response telemetry“) eingesetzt.

Darüber hinaus arbeitet MED-EL derzeit an einer höher aufgelösten Potenzialmessung mit gleitendem Mittelwert namens FineGrain. Diese soll bei gleicher Messdauer eine quasi-kontinuierliche Aufzeichnung der Aktionspotenziale über den gesamten elektrischen Dynamikbereich des Patienten ermöglichen, statt die Messung nur auf diskrete, abgestufte Stromstärken zu beschränken.

Die Fa. Oticon Medical bietet ebenfalls ein ECAP-Messmodul in ihrer Anpassungssoftware an, allerdings ist der Programmablauf noch nicht derart automatisiert wie bei den anderen Herstellern. Das Neuroimplantat besitzt aber als Besonderheit einen integrierten digitalen Signalprozessor (DSP), der arithmetische Operationen bereits im Implantat erledigen kann, statt die Rohdaten nach jeder Einzelmessung erst an den externen Prozessor übertragen zu müssen. Es ist daher anzunehmen, dass Potenzialmessungen mit diesem System in Zukunft besonders schnell durchführbar sein werden.

## Signalvorverarbeitung

Eine Strategie, die man in den letzten Jahren verstärkt verfolgt hat, ist die Adaptation und Anwendung von Signalvorverarbeitungsalgorithmen aus der Hörgeräteindustrie in CI-Prozessoren.

### » Es gibt deutliche Fortschritte bei der Störgeräuschunterdrückung

Seit der Einführung volldigitaler Hörgeräte vor knapp 20 Jahren hat es auf diesem Gebiet deutliche Fortschritte bei der Störgeräuschunterdrückung, der adaptiven Richtmikrofone und der drahtlosen Anbindung von Zubehör gegeben. Auch die automatische Programmwahl, basierend auf der akustischen Umgebung, ist mittlerweile ein Feature, das eine hohe Zuverlässigkeit erreicht hat und häufig die Hörergebnisse bei Hörgeräteträgern verbessert, indem eine für die Hörsituation geeignete Signalvorverarbeitung ausgewählt wird [22].

Nachdem die Fa. Cochlear bereits mit dem Freedom-Sprachprozessor [23] erste taugliche Vorverarbeitungsalgo-

rithmen zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands eingeführt hatte [24], brachte die Fa. Advanced Bionics in 2009 ebenfalls eine wirkungsvolle Störgeräuschunterdrückung heraus [25]. Bei der Fa. MED-EL sind entsprechende Vorverarbeitungsalgorithmen seit dem Erscheinen des SONNET-Prozessors im Jahr 2014 verfügbar, entsprechende Untersuchungen dieser Funktionen laufen derzeit.

### » Automatische Umgebungs-klassifizierung führt zur Auswahl der passenden Vorverarbeitung

Die Fa. Cochlear bietet mittlerweile in der neusten Sprachprozessorgeneration (CP900) ein umfassendes Störgeräuschmanagement (SmartSound iQ) an, inkl. einer automatischen Umgebungs-klassifizierung und einer damit einhergehenden Auswahl an passender Vorverarbeitung. Zu den bereits aus dem CP800-Prozessor bekannten sog. Smart-Sound-Algorithmen gehören: „automatic sensitivity control“ (ASC, eine einkanalige langsame Lautstärkeanpassung), „adaptive dynamic range optimization“ (ADRO, eine in jedem Kanal unabhängig wirkende Verstärkungsanpassung zur optimalen Übertragung der Sprachmodulation) und „whisper“ (eine Anhebung leiser Signale mittels einer linearen Kompression 1:1 bei Signalen unter 52 dB SPL und einer 2:1-Kompression für Signale mit darüberliegenden Pegeln).

Ferner bietet der Prozessor ein adaptives Richtmikrofon namens Adaptive Beam und eine stark vorwärts gerichtete statische Alternative, genannt Fixed Zoom. Darüber hinaus gibt es seit der Einführung der aktuellen CP900-Serie eine Windgeräuschunterdrückung (WNR) und eine Hintergrundgeräuschunterdrückung namens SNR-NR, die in jedem einzelnen Kanal eine Absenkung der Verstärkung bei geringer oder fehlender Sprachmodulation anwendet.

Eine zusätzliche, entscheidende neue Funktion trägt den Namen SCAN. Auf der Basis des Eingangssignals ist SCAN in der Lage, die akustische Umgebung in 6 Kategorien einzuordnen: Sprache in Ruhe, Sprache im Geräusch, Lärm/

Geräusch, Wind, Musik und Ruhe. Basierend auf der Kategorisierung der SCAN-Funktion werden nun Vorverarbeitungsalgorithmen ausgewählt, die in der entsprechenden Umgebung Vorteile bringen sollten [26].

Auch die Fa. Advanced Bionics bietet mittlerweile in der neuesten Generation des Naida-CI-Prozessors (Q90) ein automatisches Soundmanagement (Auto-Sound OS) an. Bereits aus dem Harmony-Prozessor sind der große Eingangsdynamikbereich von bis zu 80 dB, eine 2-stufige AGC („automatic gain control“) mit einem langsamen und einem schnellen Regelkreis [27] sowie der Geräuschunterdrückungsalgorithmus ClearVoice [25] bekannt. ClearVoice analysiert ständig alle Bandpassfilter im Prozessor auf vorhandene Sprachmodulation. Wird keine Sprachmodulation erkannt, sondern ein konstanter Ausgangspegel, so geht der Algorithmus davon aus, dass es sich um ein Störgeräusch handelt und senkt die Verstärkung um 6, 12 oder 18 dB ab, je nachdem, wie stark ClearVoice bei der Programmierung des Prozessors eingestellt wurde.

Der neue Naida CI Q90 wurde um weitere Algorithmen aus dem Phonak-Portfolio erweitert. Zu nennen wäre hier v. a. der adaptive Beamformer (Ultra-Zoom), der eine enorme Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands, auch unter ungünstigen Testbedingungen mit Störgeräusch, in der vorderen Hemisphäre erzielt [28]. Ein Algorithmus zur Unterdrückung impulsartiger Geräusche (Hammerschläge, zufallende Türen, klirrende Gläser) namens SoundRelax und eine Echoreduktion (EchoBlock) in halligen Umgebungen ist ebenfalls aus der Phonak-Hörgerätewelt übernommen worden.

Eine Besonderheit der Hörsysteme der Firmen Advanced Bionics und Phonak ist die Möglichkeit, Audiosignale zwischen 2 bilateral getragenen Geräten drahtlos auszutauschen. Damit ist es einerseits möglich, Signale der Seite mit dem besseren Signal-Rausch-Verhältnis auch auf die Gegenseite zu senden (etwa im Auto), andererseits kann auch aus den Signalen beider Seiten ein binauraler Beamformer (StereoZoom) berechnet werden, der eine noch bessere Richtwirkung nach

vorn im Vergleich zu einem monauralen Beamformer aufweist. Diese Funktionalität ist auch bei einer Kombination eines Naida-CI-Prozessors einerseits und bestimmten Phonak-Hörgeräten andererseits – also bei bimodal versorgten Patienten – gegeben. Ebenfalls aus dem Hause Phonak stammt der in den Naida CI Q90 integrierte Klassifikator, der bis zu 7 unterschiedliche Hörsituationen erkennen kann [29]. Basierend darauf können dann entsprechende Störgeräuschalgorithmen oder der Beamformer aktiviert bzw. deaktiviert werden (auto UltraZoom).

### » Algorithmen zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands erhöhen den Hörkomfort

Die Fa. MED-EL hat mit der Einführung des SONNET-Prozessors ebenfalls typische Algorithmen zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstands und des Hörkomforts implementiert. Übernommen wurde vom Vorgängerprozessor Opus2

eine 2-stufige AGC zur automatischen Anpassung der Lautstärke an die Hörumgebung. Als neue Funktionen sind ein automatisches Richtmikrofon und eine Windgeräuschunterdrückung hinzugekommen. Diese Funktionen werden bei der Fa. MED-EL mittels des sog. Automatic Sound Management 2.0 gesteuert und automatisch – je nach Geräuschpegel oder Vorhandensein von Windgeräuschen – ein- und ausgeschaltet.

Auch die Fa. Oticon Medical hat in ihrem neuen Prozessor Neuro One Signalvorverarbeitungsalgorithmen implementiert.

Um auf die bestehende Signalverarbeitung aus dem Oticon-Hörgeräteportfolio zurückgreifen zu können, integrierte die Fa. Oticon Medical den Inium-Chip, der auch in den High-End-Oticon-Geräten für die Signalverarbeitung zum Einsatz kommt, in den Neuro-One-Prozessor. Dieser Chip ist nicht einfach der konventionellen CI-Signalverarbeitung vorgeschaltet, sondern kommuni-

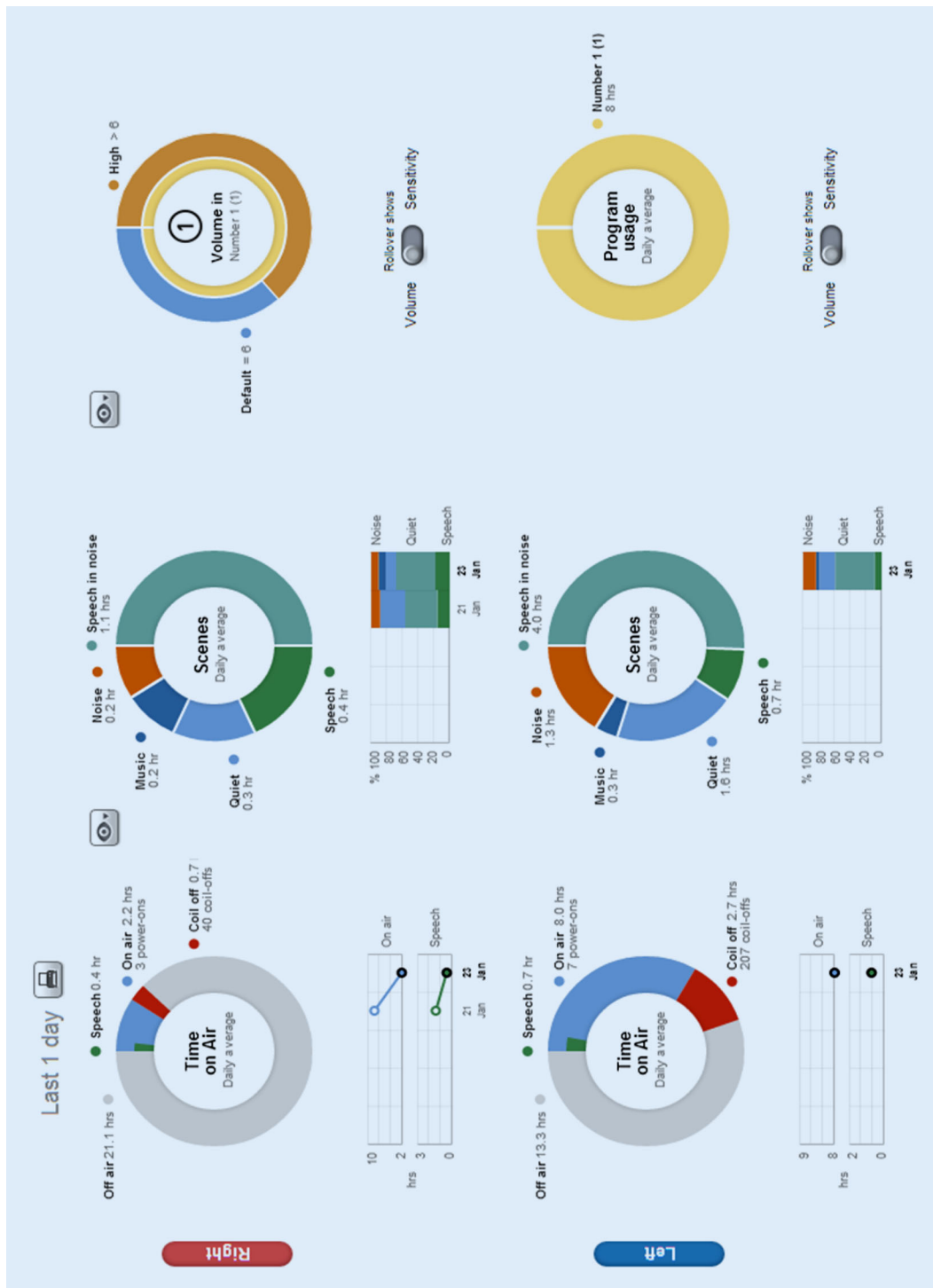
ziert mit der klassischen Back-End-Signalverarbeitungsstufe. Diese Integration nennt die Fa. Oticon „coordinated adaptive processing“ (CAP).

So kommt etwa im Neuro-One-Prozessor statt einer konventionellen, vorgeschalteten AGC ein 4-kanaliges, bilineares Kompressionssystem zum Einsatz, welches das Ausgangssignal im zugehörigen elektrischen Dynamikbereich für eine automatische Verschiebung des Kniefunkts verwendet – ein Ablauf, der ohne eine Rückkopplungsschleife nicht funktionieren würde. Dieses Kompressionssystem wird beim Neuro One „Voice Guard“ genannt. Eine statische Variante dieses Kompressionssystems, welche mit einem fixen Kniefunkt arbeitet, war bereits noch unter der Regie von Neurelec im Vorgängerprozessor unter dem Namen XDP erschienen [30].

Zu den Features des Inium-Chips gehört darüber hinaus – ähnlich wie bei den Firmen Cochlear und Advanced Bionics – ein Klassifikator, der unterschiedliche Hörsituationen erkennen und mit

Hier steht eine Anzeige.





**Abb. 4** ◀ Darstellung des Data-Logging-Bildschirms der Software Custom-Sound. Erläuterung s. Text. (Mit frendl. Genehmigung von Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG)

unterschiedlichen Algorithmen auf diese Situationen reagieren kann. Diese Hörsituationen sind durch die gute Integration des Chips in den Signalweg sowohl dem Front-End-Processing als auch im Back-End-Processing bekannt.

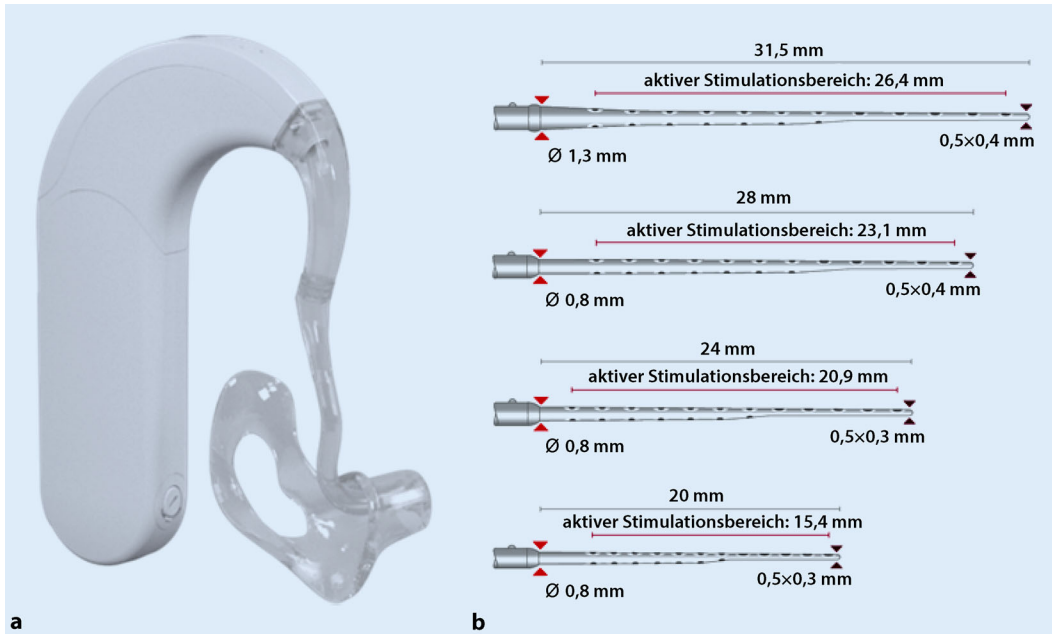
Derzeit im Neuro One verfügbare Algorithmen sind der automatische Beamformer (FreeFocus), der Voice-

Track-Störgeräuschunterdrückungsalgorithmus und eine Windgeräuschunterdrückung.

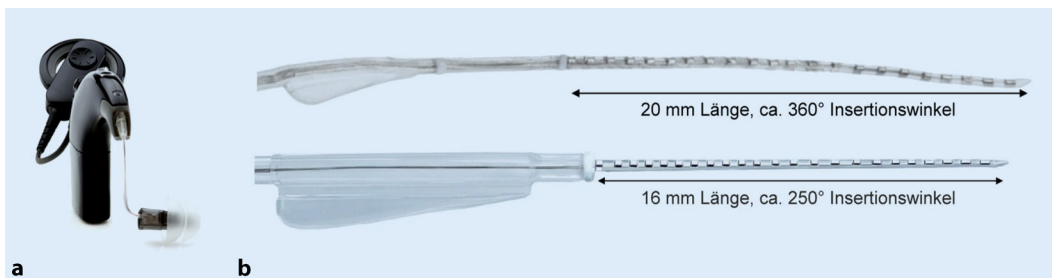
## Data-Logging

Ein ebenfalls aus der Hörgeräteindustrie übernommener Trend ist das automatische Protokollieren der Hörsituationen

in den Sprachprozessoren. So werden etwa die mittlere Tragedauer des Systems, die Art der akustischen Umgebung, in welcher der Patient sich aufhält, und die Programmwahl protokolliert. Diese Daten kann der Audiologe bei einem Nachsorgetermin auslesen und am Bildschirm darstellen lassen.



**Abb. 5** a MED-EL-SOHNET-Prozessor mit ange-setzter Otoplastik. (Mit freundl. Genehmigung von MED-EL Medizintechnische Geräte GmbH) b MED-EL-FLEX-Elektrodenportfolio für hörerhaltende Implan-tation; von oben nach unten: FLEXSOFT, FLEX28, FLEX24, FLEX20. (Mit freundl. Genehmigung von MED-EL Medizintechnische Geräte GmbH)



**Abb. 6** a Der CP900-Prozessor mit akustischer Komponente EAC200. b Oben atraumatische CI522-Slim-Straight-Elektrode. Durchmesser an der Spitze: 0,3 mm. Unten hörerhaltende Hybrid-L-Elektrode. Durchmesser an der Spitze: 0,35 x 0,25 mm. Flügel am basalen Ende (links) zur Fixierung der Elektrode in einer in den Knochen ge-frästen Kerbe. (Mit freundl. Genehmigung von Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG)

Die **Abb. 4** zeigt beispielhaft die zu-gehörige Datenaufbereitung der Software CustomSound der Fa. Cochlear. Detaillierte Daten zu Prozessornutzung, akustischer Umgebung und Programmbe-nutzung können hier eingesehen werden. Auffällig für den Audiologen ist in die-sem Beispiel die eindeutig zu kurze Nut-zungsdauer (Time on Air) des rechten Implantats, die dann mit dem Patienten zu besprechen wäre.

### » Detaillierte Daten zu Prozessornutzung können automatisch erhoben werden

Für die klinische Routine kann Data-Logging durchaus nützlich sein. So kann der Audiologe beispielsweise auf einen Blick erkennen, ob der Prozessor, insbe-

sondere bei Kindern, ganztägig getragen wird oder ob der Patient sich zu viel in stillen Umgebungen ohne stattfindende Konversation aufhält.

Data-Logging wird von den Firmen Advanced Bionics, Cochlear und MED-EL angeboten.

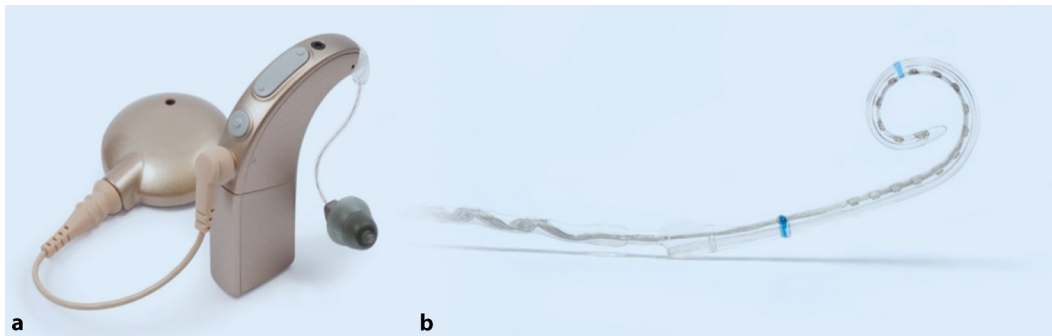
### Elektrisch-akustische Stimulation

Durch die Ausweitung der Indikations-kriterien in Richtung Resthörigkeit rückt die Erhaltung des verbleibenden akusti-schen Gehörs bei Cochleaimplantation mehr und mehr in den Vordergrund. Hierzu haben die Hersteller speziel-le Elektrodenträger entwickelt, die ein möglichst geringes Insertionstrauma hervorrufen.

Einhergehend mit schonenden Ope-rationstechniken ist man damit heute grundsätzlich in der Lage, ein vorhan-denes Restgehör in deutlich über 90 % der Fälle zu einem gewissen Grad zu erhalten [31].

### » Heute lässt sich vorhandenes Restgehör in über 90 % der Fälle zu einem gewissen Grad erhalten

Insbesondere mit den MED-EL-Coch-leaimplantaten sind hier sehr früh von der Arbeitsgruppe Ilberg et al. Untersuchun-gen zum möglichen Nutzen einer Kom-bination elektrischer und akustischer Stimulation im gleichen Ohr durchge-führt worden [32], wodurch sich die Firma schon früh mit der Entwicklung wenig traumatischer Elektrodenträger



**Abb. 7** ◀ **a** Naida-CI-Q90-Prozessor mit akustischer Komponente. **b** HiFocus-MidScala-Elektrode. Erläuterung s. Text. (Mit freundl. Genehmigung von Advanced Bionics GmbH)

und kombinierter Sprachprozessoren für akustische und elektrische Stimulation befasst hat. Mittlerweile bietet MED-EL nach „Duet“ (Erscheinungsjahr: 2005), dem ersten Prozessor mit elektrisch-akustischer Stimulation (EAS), bereits die dritte Generation an EAS-Systemen an, die fest in den aktuellen SONNET-Prozessor integriert ist. Hierzu beinhaltet der Prozessor eine Hörgerätekomponekte zur Übertragung tieffrequenter akustischer Signale im Frequenzbereich von 80 bis max. 2000 Hz. Dieser Bereich ist mit 6 Kanälen zur Anpassung an den individuellen Hörverlust des Patienten versehen. Weitere Eckdaten sind eine Verstärkung von bis zu 48 dB und ein maximaler Ausgangspegel (MPO) von 118 dB SPL. Der Schallgeber, oder auch Hörer, sitzt im Gehäuse; für die Übertragung des Schallsignals in den äußeren Gehörgang muss eine patientenspezifische Otoplastik angefertigt werden, die mit einem Schallschlauch an den Ohrhaken des Prozessors angekoppelt wird (▣ Abb. 5a).

### » Mit atraumatischen Elektroden ist ein Hörerhalt oft möglich

Die Fa. MED-EL besitzt ferner das zahlenmäßig größte Elektrodenportfolio aller Implantathersteller. Allein für die Versorgung von Patienten mit Restgehör stehen 4 verschiedene Elektrodenträger zur Verfügung, die FLEXSOFT mit einer Länge von 31,5 mm und die Elektroden FLEX28, FLEX24 und FLEX20 mit jeweils 28, 24 und 20 mm Länge (▣ Abb. 5b). Diese können, je nach Grad des Restgehörs und nach der Größe der individuellen Cochlea, für jeden

Patienten spezifisch ausgewählt werden. Weitere Details zu den Elektroden finden sich in [33].

Bei der Fa. Cochlear begann die Entwicklung von atraumatischen Elektroden ebenfalls schon in den späten 1990er-Jahren. In Zusammenarbeit mit Bruce Gantz, Iowa, USA, entstand zunächst ein 6 mm langes Elektrodenarray mit 6 Kontakten, welches dann später bei gleicher Kontaktzahl auf 10 mm verlängert wurde [34]. Etwas später entwickelte die Fa. Cochlear gemeinsam mit Thomas Lenarz, Hannover, die ebenfalls atraumatische L24-Elektrode [35], die mit 16 mm Länge deutlich länger als bisherige Varianten war, 22 Kontakte beherbergte und hervorragende Ergebnisse in Bezug auf die Hörerhaltung erzielt [31]. Die Elektrode war mit dem CI24-RE-Implantat in Deutschland bis Mitte 2016 verfügbar, eine Zulassung zusammen mit der 500er-CI-Serie steht aus.

Zusätzlich zu der Hybrid-L gibt es noch die Slim-Straight-Elektrode (Nucleus 522) mit einer Länge von 20 mm (▣ Abb. 6), die ebenfalls für eine atraumatische Insertion in die Cochlea entwickelt wurde, jedoch nicht an die Hörerhaltungsraten der Hybrid-L-Elektrode herankommt [31]. Seit Ende 2016 gibt es von der Fa. Cochlear eine weitere Elektrode, die Slim-Modiolar-Elektrode (CI532). Wie der Name schon andeutet, ist diese ebenfalls von geringem Durchmesser, aber aufgrund einer Vorformung ähnlich wie die Contour-Advance-Elektrode eine modiolusnahe Elektrode, wodurch die Distanz zwischen nervalen Strukturen und Elektrodenkontakten verringert werden soll. Verlässliche Daten zum Hörerhalt liegen bis dato noch nicht vor, die Fa. Cochlear vermarktet

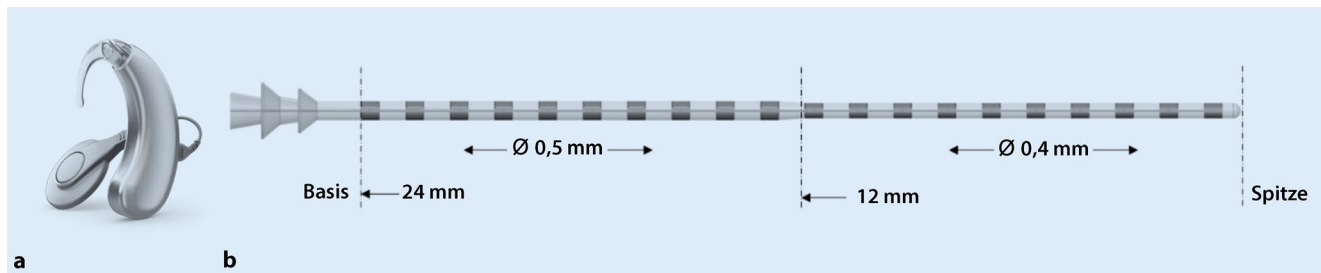
die Elektrode derzeit auch nicht als Elektrode zum Hörerhalt, sondern eher als Alternative zur Contour Advance.

Ein komplettes Hybridsystem, wie die Fa. Cochlear die Systeme für elektrisch-akustische Stimulation nennt, erschien zusammen mit dem Freedom-Hybrid-Prozessor 2008 in Europa. Da der aktuelle CP900-Prozessor bereits EAS-Funktionalität beinhaltet, benötigt man heute keine speziellen EAS-Prozessoren mit dem Cochlear-Hybrid-System mehr.

### » Der Frequenzbereich, der elektrisch präsentiert wird, ist abhängig vom Hörverlust

Hier wird einfach statt des konventionellen Ohrhakens ein RIC-Hörgeräthörer („receiver in the canal“; derzeit System der Fa. Oticon) mit wenigen Handgriffen angebracht, der dann für die Präsentation der akustischen Signale zuständig ist (▣ Abb. 6). Für den Hörer kann eine individuelle Otoplastik gefertigt werden, oder aber man positioniert den Hörer mittels eines der mitgelieferten, verschiedenen Silikonschirmchen im Gehörgang des Patienten. Die akustische Komponente des CP900-Systems liefert einen maximalen Ausgangspegel von 117,6 dB SPL, die maximale Verstärkung liegt bei 54,7 dB. Der Frequenzbereich reicht von 100 bis max. 2200 Hz (wie bei den anderen Systemen abhängig vom Hörverlust und der Übergangsfrequenz zwischen elektrischer und akustischer Stimulation) und wird in 9 Kanäle unterteilt.

Die Fa. Advanced Bionics bietet mit ihrem Naida-CI-Q90-Prozessor ebenfalls die Möglichkeit der kombinierten elektrischen und akustischen Stimulation (▣ Abb. 7). Ähnlich wie beim Cochle-



**Abb. 8** ▲ **a** Neuro-One-Prozessor ohne akustische Verstärkungsmöglichkeit. Ein EAS-Prozessor soll 2017 folgen. **b** Oticon-Medical-EVO®-Elektrode für möglichst atraumatische Insertionen. Erläuterung s. Text. (Mit freundl. Genehmigung von Oticon GmbH)

ar-System kann der Prozessor durch Anbringen eines RIC-Hörers (System der Fa. Phonak) zu einem EAS-System umgebaut werden, wobei für die Positionierung des Hörers ebenfalls eine individuelle Otoplastik oder ein Silikonschirmchen verwendet werden kann. Der akustische Verarbeitungspfad im Prozessor arbeitet mit 5 Frequenzbändern und hat eine obere Grenzfrequenz von 1600 Hz. Der maximale Ausgangspegel (MPO) liegt bei 117 dB SPL und die maximale Verstärkung bei 53 dB. Die Fa. Advanced Bionics bietet derzeit nur eine hörerhaltende Elektrode an, die HiFocus Mid Scala (Abb. 7). Im Gegensatz zu den geraden Elektroden anderer Hersteller handelt es sich hier um eine vorgeformte Elektrode. Die Insertionslänge beträgt 18,5 mm, der aktive Stimulationsbereich liegt bei 15 mm, der Durchmesser an der Spitze im Bereich des ersten Kontakts beträgt 0,5 mm. Eine weitere atraumatische Elektrode ist aber bereits in Erprobung und soll im Laufe des Jahres 2017 zur Verfügung stehen.

Bei der Fa. Oticon Medical wird momentan ein neuer Prozessor für die EAS entwickelt. Es existiert zwar grundsätzlich ein bereits von der Fa. Neurelec entwickelter EAS-Prozessor namens Zebra, dieser Prozessor ist aber nicht mehr lieferbar. Es ist davon auszugehen, dass der neue EAS-Prozessor erhebliches Hörgeräte-Know-how und die Signalverarbeitungstechnologie der Fa. Oticon bereithalten wird.

Für eine hörerhaltende CI-Implantation bietet die Fa. Oticon Medical neben der Standardelektrode ebenfalls eine atraumatische Elektrode namens EVO an (Abb. 8). Die Elektrode besteht aus besonders weichem Silikon, ist 24 mm lang (aktiver Teil) und beherbergt 20 Elektro-

denkontakte. Sie hat an der Spitze einen Durchmesser von 0,4 mm, an der Basis beträgt er 0,5 mm. Erste Erfahrungen zeigen die grundsätzliche Eignung der Elektrode zum Erhalt von vorhandenem Restgehör [36].

### Anschlussmöglichkeiten und Zubehör

War vor 10 Jahren das Vorhandensein einer Anschlussbuchse am Prozessor oder eine integrierte Telefonspule noch das Nonplusultra, um sich mit externen Audioquellen zu verbinden, so erwarten Patienten heute eine drahtlose Verbindung zu ihrem Musikplayer oder Smartphone, drahtlose Zubehörmikrofone und das möglichst automatische Einbuchen der Systeme in öffentliche Übertragungsanlagen.

Während der letzte Punkt aufgrund von unterschiedlichen Standards bei der drahtlosen Tonübertragung bei Weitem noch nicht die Regel ist, haben doch enorme Fortschritte im Bereich der drahtlosen Übertragung stattgefunden. Gerade durch die enge Zusammenarbeit der CI-Hersteller mit Hörgeräteproduzenten konnten hier bestehende Technologien übernommen werden, was die Entwicklung der Systeme erheblich beschleunigt hat.

### » Als „connectivity“ werden Anschlussmöglichkeiten und Zubehör bezeichnet

Solche Anschlussmöglichkeiten und entsprechendes Zubehör werden als „connectivity“ bezeichnet. Besonders die Firmen Advanced Bionics und Cochlear haben hier aufgrund der Kooperati-

on mit den Firmen Phonak bzw. GN ReSound ein breites Zubehörportfolio. So bietet die Fa. Cochlear 3 drahtlose Systemkomponenten an, die sich direkt, also ohne ein weiteres Zubehörelement, drahtlos mit dem Sprachprozessor verbinden. Zunächst ist hier der stationäre Audiotransmitter zu nennen, der eine Reichweite von 7 m hat und im Wesentlichen für die Übertragung von Fernsehton beworben wird. Grundsätzlich lassen sich über den Audioeingang des Geräts beliebige analoge Tonquellen an koppeln, die Übertragung des Signals erfolgt in Stereo, was bei bilateraler Versorgung von Nutzen sein kann. Da das Gerät netzbetrieben ist, ist nur eine stationäre Verwendung sinnvoll. Des Weiteren bietet die Fa. Cochlear ein drahtloses, akkubetriebenes Minimikrofon (MiniMikrofon 2+) an, welches in geräuschvollen Umgebungen (typische Szenarien wären Restaurantbesuche oder Vorträge mit großem Auditorium) einem Zielsprecher gegeben wird, der in der entsprechenden Situation bevorzugt gehört werden soll. Das Gerät besitzt darüber hinaus eine 3,5-mm-Stereo-Klinkenbuchse, an die externe Audioquellen angeschlossen werden können, allerdings erfolgt die Signalübertragung nur in Mono. Die Reichweite dieses Systems beträgt über 20 m, die Akkulaufzeit liegt bei etwa 10 h. Als drittes drahtloses System bietet die Fa. Cochlear einen sog. Telefonclip an, der sich per Bluetooth mit einem Handy oder Smartphone verbindet und eine drahtlose Weiterleitung des Telefonsignals an den Sprachprozessor realisiert. Gleichzeitig verfügt der Clip über ein Mikrofon für die Aufnahme der Sprache des CI-Nutzers während eines Telefonats. Darüber hinaus besitzt der Clip einfache Steuerungselemente

wie etwa einen Knopf zur Annahme oder Beendigung eines Telefonats oder zum Abschalten des Prozessormikrofons beim Telefonieren in lauten Umgebungen.

Die Fa. Advanced Bionics kann bei den Naida-CI-Prozessoren aus dem Zubehörportfolio der Fa. Phonak schöpfen. Dreh- und Angelpunkt des drahtlosen Übertragungssystems der Firmen Phonak/Advanced Bionics ist der ComPilot, der die Signale von FM-Anlagen (Eurostecker), Bluetooth-Geräten, und anderen Audioquellen (3,5-mm-Klinke) in das von den Prozessoren unterstützte HiBAN-Protokoll („hearing instrument body area network“) übersetzt. Diese digital kodierte, induktive Übertragungstechnologie mit einer Sendefrequenz von 10,6 MHz findet ebenfalls bei der Kommunikation bzw. der Audioübertragung zwischen 2 bilateral getragenen Hörsystemen der Firma Advanced Bionics oder Phonak Verwendung (s. auch Kapitel Signalvorverarbeitung). Da die Reichweite dieses Übertragungsstandards auf 25 cm begrenzt ist, wird der ComPilot mittels einer Sendeschleife um den Hals getragen.

### » Sprachsignale beim Telefonieren können ohne Nebengeräusche direkt vom Prozessor empfangen werden

Ähnlich wie bei der Fa. Cochlear gibt es noch ein drahtloses Zusatzmikrofon (Phonak RemoteMic), das sich mittels Bluetooth an den ComPilot ankopelt und eine Reichweite von 20 m bei einer Akkulaufleistung von 8 h hat. Das RemoteMic besitzt einen Audioeingang, über den ein Stereosignal entgegengenommen und drahtlos an bilateral getragene Prozessoren übertragen werden kann.

Ein neues Zubehör der Fa. Phonak, das ohne den ComPilot auskommt, ist Phonak EasyCall. Dieses Modul wird mittels Klebestreifen am Smartphone befestigt und übersetzt die Bluetoothsignale des Telefons direkt in das HiBAN-Protokoll der Prozessoren der Fa. Advanced Bionics bzw. der Phonak-Hörgeräte, sodass

Sprachsignale des Gesprächspartners ohne Nebengeräusche direkt vom Prozessor empfangen werden können. Durch das Positionieren des Telefons an der Ohrmuschel beim Telefonieren ist eine ausreichende Nähe zu den Hörsystemen gegeben, sodass die Signalübertragung ohne den Umweg über den ComPilot realisiert werden kann. Das Gleiche gilt für das neue Phonak-DECT-Telefon, welches einen entsprechenden HiBAN-Sender fest in den Hörer verbaut hat und somit ebenfalls bei der üblichen Positionierung des Hörers an der Ohrmuschel ohne einen ComPilot funktioniert.

Die Fa. MED-EL hat mit Erscheinen ihres neuen SONNET-Sprachprozessors ebenfalls drahtloses Audiozubehör angekündigt, das im unlicenzierten Industrial-Scientific-Medical (ISM)-2,4-GHz-Band arbeiten soll, wo auch Bluetooth, WLAN-Systeme und auch das GN-ReSound/Cochlear-Audioübertragungssystem Daten übertragen. Genauere technische Details sind aber noch nicht bekannt. Ein entsprechendes Empfangsmodul ist in den Prozessor bereits integriert, jedoch bis dato noch nicht nutzbar (Stand: 1/2016).

Der derzeit verfügbare Prozessor Neuro One der Fa. Oticon Medical hält zur drahtlosen Ankopplung von Zubehör nur eine Telefonspule vor, mit der eine analoge, induktive Kopplung zwischen einem Zuhörgerät und dem Prozessor hergestellt werden kann. Hierzu empfiehlt die Fa. Oticon Medical den Hear-it Media Streamer der Fa. Phonic Ear, der Audiosignale über eine 3,5-mm-Klinkenbuchse oder eine Bluetoothverbindung entgegennehmen kann und diese dann induktiv über eine um den Hals getragene Sendeschleife an Hörsysteme mit analoger Telefonspule abgibt.

Eine digitale Audioübertragung wird erst die nächste Prozessorgeneration erhalten, die voraussichtlich noch in 2017 auf dem Markt erscheinen wird.

### Rückblick und Ausblick

Waren die ersten kommerziellen CI-Sprachprozessoren noch bis Ende der 1990er-Jahre Taschengeräte, die mit einem Gewicht um die 200 g die Handhabung erschwerten, so fand in den letzten

15 Jahren durch die zunehmende Miniaturisierung im IT-Bereich der Wandel zu „Hinter-dem-Ohr-Prozessoren“ statt. Ein reduzierter Stromverbrauch ließ zudem die Anzahl notwendiger Batterien bzw. die Akkugröße, und damit Größe und Gewicht schrumpfen. Heutzutage wiegen CI-Sprachprozessoren nur noch etwa 10 g. Dennoch sind sie im Vergleich zu modernen Hörgeräten erheblich größer.

### » Heutzutage wiegen CI-Sprachprozessoren nur noch etwa 10 g

Dem Wunsch der Patienten nach komplett implantierbaren und damit unsichtbaren CI-Systemen wird in der Forschung Rechnung getragen. Lösungen sind hier nicht einfach und werden wohl noch einige Zeit auf sich warten lassen. Auch eine andere Art der neuronalen Stimulation mittels einer Elektrode, die, statt intracochleär positioniert, direkt in den Hörnerv eingeführt wird und damit die Frequenzauflösung verbessern und den Strombedarf senken könnte, wird seit über 20 Jahren erforscht [37], ohne dass hier mit einer kommerziellen Verwertung in naher Zukunft zu rechnen wäre. Ein weiterer Ansatz zur Verbesserung der Frequenzauflösung könnte in der Optogenetik liegen: In die Membran von Nervenzellen könnten Proteine eingebaut werden, die wie zelluläre Lichtschalter funktionieren. Mittels Licht könnten Nervenzellen im Innenohr dann deutlich fokussierter angeregt werden, als dies bisher mit elektrischem Strom möglich ist [38]. Bis jedoch diese Methode im Menschen Anwendung finden kann, werden noch viele Jahre vergehen.

Dieser Übersichtsartikel ist eine Momentaufnahme (Stand: Anfang 2017) und wurde kurz vor der Fertigstellung bereits erneut aktualisiert.

Man darf gespannt darauf sein, welche Schritte die Hersteller als nächste gehen werden, um die Attraktivität und den Nutzen ihrer jeweiligen Systeme zu demonstrieren.



## Fazit für die Praxis

- Die Entwicklung atraumatischer Elektroden-träger und entsprechende Operationstechniken ermöglichen teilweise den Erhalt von vorhandenem Restgehör bei der Cochleaimplantation.
- Diese Fortentwicklung führte zur Erweiterung der Indikationskriterien für ein CI.
- Bei einer Kombination von elektrischer und akustischer Stimulation kann in günstigen Fällen ein Einsilberverstehen von über 80 % in ruhigen Umgebungen mit einem CI erzielt werden.
- Durch die Verschmelzung der Signalverarbeitung von Hörgeräten und CI-Systemen konnten Richtmikrofon- und Störgeräuschunterdrückungsalgorithmen in die Systeme integriert werden.
- Beim Zubehör gibt es mittlerweile drahtlose Zubehörmikrofone, eine drahtlose Verbindung zum Musikplayer oder Smartphone.
- In der Übertragungstechnologie für Kommunikation oder Fernsehen sind drahtlose Verbindungen mit dem Sprachprozessor möglich.

## Korrespondenzadresse



**Prof. Dr. A. Büchner, Dipl. Inform.**  
Hörzentrum der Medizinischen Hochschule Hannover  
Karl-Wiechert-Allee 3,  
30625 Hannover,  
Deutschland  
Buechner.Andreas@mh-hannover.de

## Einhaltung ethischer Richtlinien

**Interessenkonflikt.** A. Büchner und L. Gärtner geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Dieser Beitrag beinhaltet keine von den Autoren durchgeführten Studien an Menschen oder Tieren.

## Literatur

1. Cochlear Implants in Adults and Children. NIH Consensus Statement 1995 May 15–17; 13(2):1–30
2. Lenarz T (1998) Cochlea-Implantat: Ein praktischer Leitfaden für die Versorgung von Kindern und Erwachsenen. Springer, Berlin
3. Laszig R, Klenzner T (1997) Cochlear Implant bei Resthörigkeit. HNO 45:740–741
4. Ruh S, Battmer RD, Strauss-Schier A, Lenarz T (1997) Cochlear Implant bei resthörigen Patienten. Laryngorhinootologie 76:347–350
5. Firszt JB, Koch DB, Downing M, Litvak L (2007) Current steering creates additional pitch percepts in adult cochlear implant recipients. Otol Neurotol 28(5):629–636
6. von Wallenberg EL, Battmer RD, Doden I, Gnadeberg D, Häutle K, Lenarz T (1995) Place-pitch and speech perception measures with bipolar and monopolar electrical stimulation of the cochlea. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl 166:372–375
7. Hoppe U, Liebscher T, Hornung J (2016) CI-Prozessor-Einstellung. HNO. doi:10.1007/s00106-016-0226-7
8. Clark GM, Tong YC, Patrick JF (1990) History of the cochlear implant cochlear prostheses. Churchill Livingstone, Melbourne
9. Wilson B, Finley C, Lawson D, Wolford R, Eddington D, Rabinowitz W (1991) Better speech recognition with cochlear implants. Nature 352:236–238
10. Nogueira W, Büchner A, Lenarz T, Edler B (2005) A psychoacoustic “NofM”-type speech coding strategy for cochlear implants. EURASIP J Adv Signal Process 127(18):3044–3059
11. Dudley H (1939) The Vocoder. Bell Labs Record
12. Rubinstein J, Wilson B, Finley C, Abbas P (1999) Pseudospontaneous activity: stochastic independence of auditory nerve fibers with electrical stimulation. Hear Res 127(1–2):108–118
13. Rubinstein J, Hong R (2003) Signal coding in cochlear implants: exploiting stochastic effects of electrical stimulation. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl 191:14–19
14. Büchner A, Frohne-Büchner C, Gaertner L, Lesinski-Schiedat A, Battmer RD, Lenarz T (2006) Evaluation of advanced bionics high resolution mode. Int J Audiol 45(7):407–416
15. Büchner A, Frohne-Büchner C, Gaertner L, Stoeveit T, Battmer RD, Lenarz T (2009) The advanced bionics high resolution mode: stimulation rates up to 5000 pps. Acta Otolaryngol 27:1–10
16. Brandenburg K, Stoll G (1994) ISO-MPEG-1 audio: a generic standard for coding of high-quality digital audio. J Audio Eng Soc 42(10):780–792
17. Townshend B, Cotter N, Van Compernelle D, White RL (1987) Pitch perception by cochlear implant subjects. J Acoust Soc Am 82:106–115
18. Büchner A, Nogueira W, Edler B, Lenarz T (2006) Ergebnisse einer neuen Sprachverarbeitungsstrategie mit erweiterter Frequenzauflösung für das HiRes90K Cochlea-Implantat. ITG Fachbericht 192, April. VDE, Berlin. ISBN 978-3800729555
19. Brendel M, Frohne-Büchner C, Stoeveit T, Lenarz T, Büchner A (2009) Investigation of pitch discrimination and the effect of learning for virtual channels realized by current steering. Acta Otolaryngol 129(12):1425–1433
20. Gärtner L, Lenarz T, Joseph G, Büchner A (2010) Clinical use of a system for the automated recording and analysis of electrically evoked compound action potentials (ECAPs) in cochlear implant patients. Acta Otolaryngol 130:724–732
21. Müller-Deile J (2010) Anpassung von Cochlea-Implantat-Sprachprozessoren. Sprache Stimme Gehör 34(4):200–209
22. Übelacker E, Tchorz J (2015) Untersuchung des Nutzens einer Programmwahlautomatik für Hörgeräteträger. Hörakustik 2015(1):8–11
23. Patrick J, Busby P, Gibson P (2006) The development of the Nucleus Freedom Cochlear implant system. Trends Amplif 10(4):175–200
24. Brockmeyer A, Potts L (2011) Evaluation of different signal processing options in unilateral and bilateral cochlear freedom implant recipients using R-Space background noise. J Am Acad Audiol 22(2):65–80
25. Büchner A, Brendel M, Saalfeld H, Litvak L, Frohne-Büchner C, Lenarz T (2010) First results with a new signal enhancement algorithm for HiRes 120 Cochlear Implant users. Otol Neurotol 31(9):1386–1390
26. Mauger S, Warren C, Knight M, Goorevich M, Nel E (2014) Clinical evaluation of the Nucleus® 6 cochlear implant system: performance improvements with SmartSound iQ. Int J Audiol 53(8):564–576
27. Boyle P, Büchner A, Stone M, Lenarz T, Moore B (2009) Comparison of dual-time-constant and fast-acting automatic gain control (AGC) system in cochlear implants. Int J Audiol 48:211–221
28. Büchner A, Dyballa K, Hehrmann P, Fredelake S, Lenarz T (2014) Advanced beamformers for cochlear implant users: acute measurement of speech perception in challenging listening conditions. PLOS ONE 9(4):e95542
29. Latzel M (2015) AutoSense OS – ein neuartiges Konzept zur automatischen Adaption des Verhaltens von Hörgeräten in unterschiedlichen Alltagssituationen. Z Audiol 54(2):66–68
30. Bozorg-Grayeli A, Guevara N, Bebear J, Ardoint M, Saaï S, Hoen M, Gnansia D, Romanet P, Lavielle J (2015) Clinical evaluation of the xDP output compression strategy for cochlear implants. Eur Arch Otorhinolaryngol 273(9):2363–2371
31. Jurawitz M, Büchner A, Harpel T, Schüssler M, Majdani O, Lesinski-Schiedat A, Lenarz T (2014) Hearing preservation outcomes with different cochlear implant electrodes: Nucleus® Hybrid™-L24 and Nucleus Freedom™ CI422. Audiol Neurotol 19(5):293–309
32. von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfenningdorff T, Hartmann R, Stürzebecher E, Klinker R (1999) Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 61(6):334–340
33. Electrode Arrays, Fa. Medel. <http://s3.medel.com/pdf/21617.pdf> (zugegriffen am 22. Dez. 2015)
34. Gantz B, Turner C (2003) Combining acoustic and electrical hearing. Laryngoscope 113(10):1726–1730
35. Lenarz T, Stover T, Büchner A, Paasche G, Briggs R, Risi F, Pesch J, Battmer R (2006) Temporal bone results and hearing preservation with a new straight electrode. Audiol Neurotol 11(Suppl 1):34–41
36. Bento R, Danieli F, de Matos Magalhães A, Gnansia D, Hoen M (2015) Residual hearing preservation with the Evo® Cochlear Implant electrode array: preliminary results. Int Arch Otorhinolaryngol. doi:10.1055/s-0036-1572530
37. Middlebrooks J, Snyder R (2007) Auditory prosthesis with a penetrating nerve array. J Assoc Res Otolaryngol 8:258–279
38. Hernandez VH, Gehrt A, Reuter K, Jing Z, Jeschke M, Mendoza Schulz A, Hoch G, Bartels M, Vogt G, Garnham CW, Yawo H, Fukazawa Y, Augustine GJ, Bamberg E, Kügler S, Salditt T, de Hoz L, Strenzke N, Moser T (2014) Optogenetic stimulation of the auditory pathway. J Clin Invest 124(3):1114–1129