

- Eine weitere Methode zur Verhinderung eines Gleichstromanteils ist die Erzeugung eines Kurzschlusses zwischen allen Stimulationselektroden nach jedem Puls (implementiert in aktuellen Implantaten der Firma COCHLEAR, [68]).

Je nach Hersteller werden entweder eine oder mehrere Stromquellen zur präzisen Generierung der Reizmuster eingesetzt. Die bei Implantatmodellen der Firma Cochlea eingesetzte Stromquelle steuert über einen Multiplexer Pulsmuster an 22 Elektroden. Das Advanced-Bionics-HiRes-90k/HiRes-Ultra-Implantat und die aktuellen MED-EL Implantate verwenden multiple Stromquellen und kommen ohne Multiplexer aus. Neben der sequenziellen Ansteuerung der Elektroden ist bei diesen Systemen auch eine parallele Stimulation (virtuelle Kanäle, engl.: Virtual Channels) möglich.

Laufzeit

Die Laufzeit der externen Prozessoren wird bestimmt durch den Energiebedarf des Implantats. Einen großen Anteil am Stromverbrauch kommt der transkutanen Energie- und Informationsübertragung zu. Aktuelle Prozessoren können mit 2 Zink-Luft-Batterien (675) bis zu 60 Stunden Betriebsdauer erreichen. Die meisten Hersteller bieten als Zusatzausstattung Akkumulatormodule an, deren Laufzeit je nach Bauform bis zu 18 Stunden betragen kann.

Signalverarbeitung und Stimulationsstrategien

Die Ursprünge der Signalverarbeitungstechnik für Cochlea-Implantat-Systeme können auf das Quelle/Filter-Modell der Sprachproduktion und die Vocoder-Technik zurückgeführt werden [85]. Sprachschalle werden hierbei vereinfacht – entweder als periodische Signale (stimmhafte Sprachanteile) oder Rauschen (stimmlose Phoneme) – nachgebildet, wobei der Sprechtrakt durch seine Resonanzeigenschaften das Frequenzspektrum filtert. In dieser Modellanschauung fungiert das Quellsignal als Träger, während der Vokaltrakt als Modulator angesehen werden kann [46].

Auf Quelle/Filter-Modell basierende Reizstrategien

Zur Ansteuerung der ersten Mehrkanalelektrode (Nucleus Mini 22) wurde dem Quelle/Filter-Modell folgend eine Extraktion der Sprachgrundfrequenz (F0) sowie der zweiten Resonanzfrequenz der spektralen Hüllkurve (2. Formant, F2) vorgenommen (F0F2-Strategie). Spätere Erweiterungen fügten zusätzlich die Information des ersten Formanten (F0F1F2) und später eines weiteren, höherfrequenten spektralen Peaks zur besseren Übertragung von geräuschhaften Konsonanten ein (Multi-Peak Speech Coding Strategy, MPEAK). Mit der in Zunahme weiterer spektraler Detailinformationen wurden stetige Verbesserungen der Sprachübertragung ermöglicht [114].

Übertragung der zeitlichen Feinstruktur

Ende der 1980er- und mit Beginn der 1990er-Jahre kam es zu einem Paradigmenwechsel, da gezeigt werden konnte, dass die Übertragung zeitlicher Feinstruktur mit einer vergleichsweise geringen Anzahl spektraler Kanäle möglich ist und eine hohe Sprachverständlichkeit erreicht werden kann. Parallel zu dieser Entwicklung wurde eine genauere Abtastung der spektralen Hüllkurve vorangetrieben.

Das Verfahren zur Übertragung zeitlicher Feinstruktur (Continuous interleaved Sampling, CIS, ► Abb. 3.7; [133]) wurde von allen größeren Cochlea-Implantat-Herstellern implementiert. Hierbei werden die Schallsignale zunächst in einer Bandpass-Filterbank in verschiedene Frequenzbereiche gefiltert, wobei aktuelle Prozessoren zwischen 12 (MED-EL), 16 (Advanced Bionics) und 22 Kanäle (COCHLEAR) verwenden. Nach Extraktion der zeitlichen Hüllkurve wird diese mittels einer logarithmischen Funktion komprimiert, um den sehr großen akustischen Dynamikbereich auf den vergleichsweise kleinen Bereich der elektrischen Stimulation abzubilden. Die komprimierte Hüllkurve moduliert eine als Trägersignal fungierende Folge von biphasischen Pulsen, deren Rate im Bereich von einigen hundert bis zu einigen 1000 Pulsen pro Sekunde eingestellt werden kann. Zur Vermeidung der simultanen Überlagerung der von den Reizelektroden abgegebenen elektrischen Felder werden die Pulsmuster sequenziell übertragen, sodass sich zu keiner Zeit eine simultane Stimulation

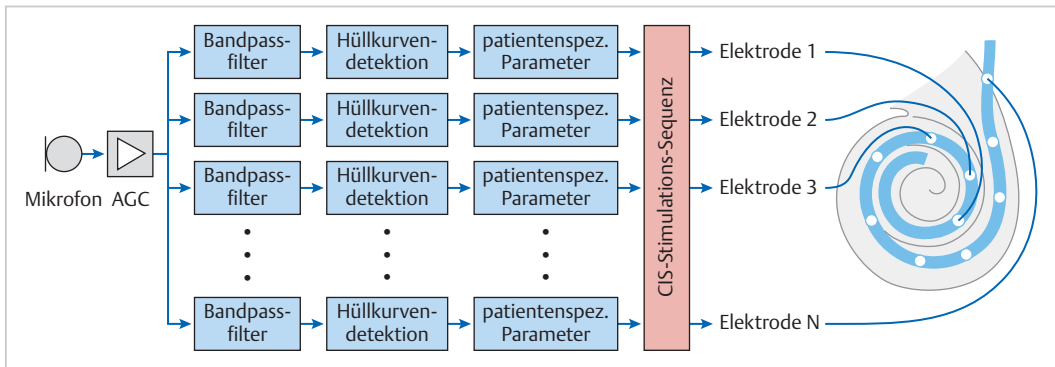


Abb. 3.7 Blockbild CIS-Strategie.

zwischen den Elektrodenbändern ergeben kann. Mit der CIS-Strategie werden simultane Kanalinteraktionen verhindert und gleichzeitig die zeitliche Hüllkurve für jedes Band übertragen, vorausgesetzt die Rate des Trägers ist ausreichend hoch. Typischerweise wird die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters zur Gewinnung der zeitlichen Hüllkurve auf 400 Hz oder darunter festgelegt, was aufgrund des Abtasttheorems eine Mindestrate von 800 Hz des Trägers für eine ausreichend genaue Abtastung der zeitlichen Hüllkurve erfordert.

Weiterentwicklung Quelle/Filter-Modelle: Spectral-Peak Coding Strategy (SPEAK) und Advanced Combination Encoder (ACE)

Die Firma COCHLEAR führte mit dem SPECTRA-Taschenprozessor im Jahr 1995 eine Reizstrategie mit feinerer Abtastung der spektralen Hüllkurve ein (Spectral-peak Coding Strategy, SPEAK, ► Abb. 3.8). Dieses Verfahren gehört zur Gruppe der erstmals von Wilson et al. [132] beschriebenen „N-aus-M“-Strategien. Die Vorverarbeitung ist in Bezug auf die verwendeten Bandpassfilter und die Hüllkurvenextraktion bei der N-aus-M-Strategie vergleichbar zur CIS-Strategie. Ein Unterschied besteht in der größeren Anzahl der Bandpassfilter bei der Implementation der Firma COCHLEAR ($M=20$), da diese typischerweise der Anzahl der intracochleären Elektroden entspricht. Weiterhin wird aus systemtechnischen Gründen bei der SPEAK-Strategie eine Blockverarbeitung mit Blocklängen typischerweise zwischen 2,5 und 4 ms verwendet, während die CIS-Strategie keine explizite Blockverarbeitung verwendet. Bei der N-aus-M-

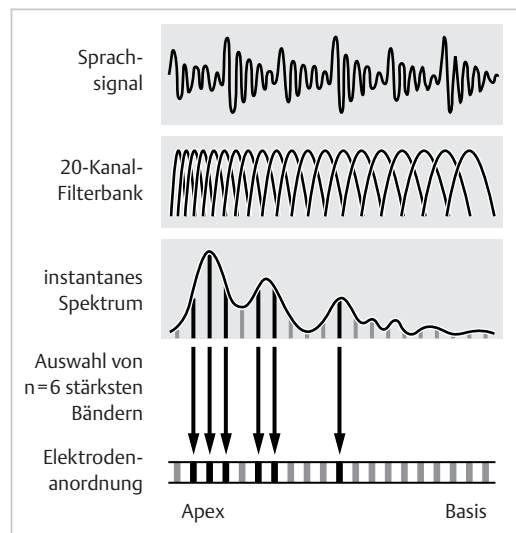


Abb. 3.8 Spectral-peak Coding Strategy (SPEAK). Filterbank (20 Kanäle) mit Extraktion von 6 Maxima und Zuordnung zu Elektrodenpositionen.

Strategie werden für jeden Block „N“ spektrale Bänder mit der stärksten Hüllkurve ausgewählt. Die Hüllkurven der ausgewählten Bänder erfahren alle die gleiche Amplitudenkompression und setzen den Stimulationspegel des biphasischen Puls-musters fest. Die Ausgabe der biphasischen Pulse erfolgt zur Vermeidung von simultanen Interferenzen verschachtelt, wobei die kanalspezifische Stimulationsrate durch die Blockrate festgelegt ist. Bei der SPEAK-Strategie beträgt die Reizrate kanal-unabhängig 250 Hz und es werden zwischen 6–10 spektrale Peaks übertragen, wobei die maximale Anzahl der Peaks durch die Höhe des erforderli-

chen Stimulationsstroms begrenzt wurde. Mit der ACE-Strategie (Advanced Combination Encoder) stellte COCHLEAR 1999 eine auf der Frequenz-Orts-Codierung basierende Strategie mit Stimulationsraten zwischen 250–3 500 Hz und einer Anzahl der übertragbaren spektralen Peaks mit $N=20$ vor. Um psychoakustische Maskierungseffekte zu berücksichtigen, wurde 2005 mit der MP3 000-Strategie eine N-aus-M-Strategie entwickelt, welche Verdeckungseffekte bei der Auswahl der Maxima berücksichtigt [93].

Analoge Strategien

Einen völlig anderen Ansatz der Informationsübertragung verfolgte die Firma Advanced Bionics mit den 1996 in den USA zugelassenen „Clarion“-Implantatsystemen. Da diese Implantate mit unabhängigen Stromquellen ausgestattet waren, konnten verschiedene Ansätze zur simultanen Stimulation über multiple Reizelektroden implementiert werden. Ausgehend von der früher bei einkanaligen Cochlea-Implantaten verwendeten komprimierten Analogstrategie (CA, Compressed analog) wurde zusätzlich zur CIS-Strategie, eine als SAS-Strategie (Simultaneous analog Stimulation) entwickelt, bei der das Eingangssignal in 7 Bandpasskanäle spektral zerlegt wird und nach Dynamikbereichskompression direkt an die Reizelektroden abgegeben wird. Bei diesen „analogen“ Verfahren werden keine biphasischen Pulsmuster eingesetzt, sondern annähernd instantan der Verlauf des Bandpassfilterausgangssignals übertragen. Zur genauen Abtastung der Feinstruktur der 7 parallel abgegebenen Bandpasssignale ist eine hohe Gesamtstimulationsrate von 91 000 Abtastwerten pro Sekunde erforderlich. Die SAS-Strategie ermöglicht zwar eine genaue Übertragung der zeitlichen Feinstruktur, der Einsatz dieses Verfahrens wurde aber durch die bei parallelen Stimulation auftretenden Elektrodeninteraktionen beeinträchtigt. Zur Reduktion der vom Eingangssignal abhängigen Überlagerung der elektrischen Felder ist die Verwendung einer bipolaren Elektrodenkonfiguration empfehlenswert. Allerdings machen die im Vergleich zur monopolaren Stimulation deutlich höheren Stimulationspegel das Auftreten von störenden Nebenwirkungen (Mitstimulation des Nervus facialis, Schmerz etc.) wahrscheinlicher.

Die im Jahr 1999 vorgestellte PPS-Strategie (Paired pulsatile Sampler) sollte das Auftreten dieser störenden Effekte weiter reduzieren, indem räumlich weit

getrennte Elektrodenpaare paarweise angesteuert wurden. Die PPS-Strategie ermöglichte eine feine Abtastung der zeitlichen Hüllkurve durch Verwendung einer hohen Stimulationsrate und war somit der CIS-Strategie vergleichbar.

Strategien mit hohen Abtastraten und „virtuellen“ Kanälen

Der Hersteller Advanced Bionics führte 2002 mit der als HiResolution-Strategie bezeichneten Technik eine vergleichsweise hohe Hüllkurvenabtastrate ein. Diese beträgt über 5 000 Hz und wurde durch eine vergleichsweise hohe Stimulationsrate mit bis zu 83 000 Pulsen pro Sekunde ermöglicht.

Parallele Stimulation (virtuelle Kanäle)

Mit der Einführung des Harmony-HdO-CI-Prozessors Ende 2006 wurde eine als HiRes 120 bezeichnete Reizstrategie vorgestellt. Im Unterschied zu den bisher üblichen Codierungsverfahren steuert hierbei das akustische Eingangssignal den Ausgang der Filterbank nicht pauschal für jeden einzelnen Elektrodenkontakt. Bei der HiRes-120-Strategie werden benachbarte Elektroden parallel angesteuert, wobei die jeweils abgegebene Ladung so verteilt wird, dass theoretisch 8 unterschiedliche Verteilungen der Gesamtladung über die zwischen den beiden Elektrodenkontakten liegenden neuronalen Strukturen ermöglicht werden (virtuelle Kanäle). Hierdurch sollen im Idealfall verteilt über die insgesamt 16 Elektrodenkontakte insgesamt 120 verschiedene Tonhöhenempfindungen hervergerufen werden [94].

Strategien mit Steuerung der Reizrate

Der Hersteller MED-EL führte die von Zierhofer entwickelte Channel-specific Sampling Sequence (CSSS) unter der Bezeichnung Fine Structure Processing (FSP) als Reizstrategie ein [141]. Eine CSSS-Pulsfolge wird bei jedem positiven Nulldurchgang des Bandpassfilterausgangssignals erzeugt. Die Länge der CSSS-Pulsfolge wird durch die obere Grenzfrequenz des Bandpassfilters festgelegt, um Überlappungen bei aufeinanderfolgenden Nulldurchgängen zu vermeiden. Hierdurch wird die Repetitionsrate der CSSS-Pulsmuster eines oder mehrerer apikaler Elektrodenkanäle abhängig von der Frequenz des zugehörigen Bandpassfilterausgangssignalverlaufs und somit von dessen instanter Frequenz abgegeben. Es werden allerdings

keine Stimulationspulse mit normaler Pulsweite (etwa 20 μsec) abgegeben, sondern Pulspakete um einen ausreichenden Lautheitseindruck zu erzielen (► Abb. 3.9). Die Anzahl der FSP-Kanäle ist durch den erforderlichen Stimulationsstrom begrenzt; in der Regel können 1–3 Elektroden mit der FSP-Strategie angesteuert werden. Alle übrigen Elektrodenkanäle werden nach dem weiter oben beschriebenen CIS-Verfahren stimuliert. Mit dem FSP-Verfahren wurde der Bereich der Übertragung tiefer Frequenzen von 250 Hz (CIS) auf 70–100 Hz abgesenkt, um die Grundfrequenzinformation männlicher Sprecher übertragen zu können. Durch die über das CSSS-Verfahren bewerkstelligte Einbeziehung der Rateninformation wurde eine verbesserte Übertragung von Musik und Tonhöheninformation erwartet und bei der Mehrzahl der Probanden im Rahmen einer vergleichenden Studie auch demonstriert [91]. Die von Kleine Punte und Kollegen vorgestellten Ergebnisse einer Langzeitverlaufsbeobachtung zeigte im Vergleich zu einer mit der (HD)-CIS Strategie versorgten Kontrollgruppe nach 12 und 24 Monaten Hörfähigkeit eine signifikante Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch [73]. Die Autoren folgerten, dass die Übertragung der Rateninformation

durch das CSSS-Verfahren erst nach längerer Gewöhnungszeit einen günstigen Einfluss auf das Sprachverstehen im Störgeräusch bewirkt.

Die FSP-Strategie wurde später durch das FS 4-Verfahren ergänzt. Hierbei werden maximal 4 apikale Kanäle (obere Grenzfrequenz Bandpass < 950 Hz) mit dem CSSS-Verfahren angesteuert, wobei eine höhere Abtastrate (6000 pps) der Feinstrukturkanäle realisiert wurde, um eine gute Abbildung des auf unter 950 Hz begrenzten Filterausgangssignals zu gewährleisten. Bei Deaktivierung von 2 Kanälen wird die Anzahl der CSSS-Kanäle auf 3 begrenzt, um der resultierenden Verbreiterung der verbleibenden 10 Bandpassfilter entgegenzuwirken. Kommt es bei der Nulldurchgangsdetektion zu parallel auftretenden Ereignissen, wird der Kanal mit der stärkeren Amplitude selektiert. Aus diesem Grund kann keine kanalspezifische Stimulationsrate bestimmt werden, da diese von der Form des Eingangssignals abhängt [106].

Mit der FS 4-p-Strategie wurde ein sehr ähnliches Verfahren vorgestellt, welches zusätzlich bei einer temporären Koinzidenz benachbarter Nulldurchgänge durch Channel Steering die Verteilung des elektrischen Feldes steuert (► Abb. 3.10, adap-

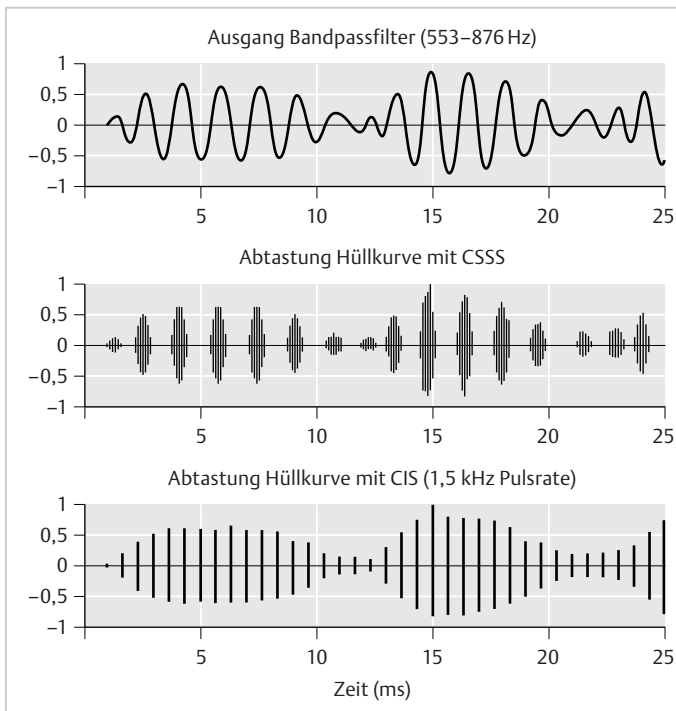


Abb. 3.9 CSSS (Channel specific Sampling Sequences, mitte) im Vergleich zu CIS (Continuous interleaved Sampling, unten, 1,5 kHz Pulsrate). Oben: Bandpassfilterausgangssignal. (Adaptiert nach Zierhofer 2003. Mit freundlicher Genehmigung Prof. Clemens Zierhofer, Abt. für Signalverarbeitung, Universität Innsbruck)