

FOCUS ON

FineHearing™ Technologie

Einen Schritt näher am natürlichen Hören

I AKUSTISCHE WAHRNEHMUNG BEIM NORMALEN HÖREN

Unser Hörsinn erlaubt uns, Lautstärke, Frequenzhöhe und Klangfarbe eines akustischen Signals wahrzunehmen; ebenso können wir es räumlich orten. Was wir als Lautstärke wahrnehmen, ist die Amplitude. Die Tonhöhe entspricht der Frequenz einer Schallwelle, die Klangfarbe gibt deren Komplexität wieder.

Der Mathematiker David Hilbert hat nachgewiesen, dass ein Bandpass-Signal in zwei Bestandteile zerlegt werden kann: die langsam variierende Einhüllende (d.h. Amplitudenmodulation) und eine hochfrequente Trägerschwingung mit konstanter Amplitude, die auch als Feinstruktur des Signals bezeichnet wird (Abb. 1) (Hilbert, 1912). Um zu ermitteln, welche Bedeutung Einhüllende und Feinstruktur für die akustische Wahrnehmung haben, zerlegten Smith et al. (2002) Schallsignale in diese beiden Komponenten. Anschliessend vereinten sie die Feinstruktur eines Schallsignals mit der Einhüllenden eines zweiten und umgekehrt, um so genannte „Hörtrugbilder“ herzustellen. Diese Trugbilder wurden Normalhörenden präsentiert. Die Ergebnisse zeigten, dass im Hinblick auf die heute in Cochlea-Implantaten verfügbare Anzahl unabhängiger Informationskanäle die Einhüllende der Hauptinformationsträger für (nicht tonale) Sprachelemente ist. Die Feinstruktur ist der Hauptinformationsträger für Musik und für die Schallortung durch interauralen Laufzeitunterschied (Phasenverschiebung).

Ein akustisches Signal kann in zwei Bestandteile zerlegt werden, die Einhüllende und die Feinstruktur. Für die Wahrnehmung sprachlicher Äußerungen ist die Einhüllende am wichtigsten. Die Feinstruktur hingegen ist entscheidend für die Musikwahrnehmung sowie für die Schallortung durch interauralen Laufzeitunterschied (Phasenverschiebung).

In Folge wurde auch festgestellt, dass im Falle nicht übereinstimmender Informationen beider Größen die Feinstruktur festlegt, aus welcher Richtung der Klang wahrgenommen wird (Schallortung), wohingegen die Einhüllende dafür verantwortlich ist, was gehört wird.

Einhüllende x Feinstruktur = Schallsignal

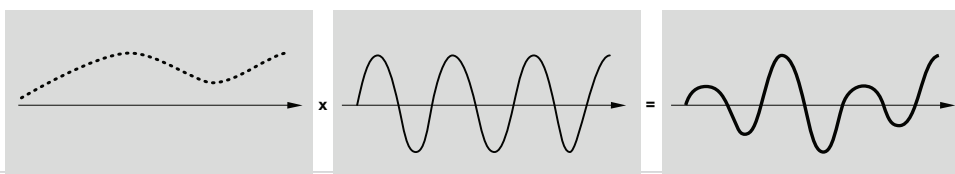


Abb. 1: Eine Schallwelle kann in ihre Einhüllende und in ihre Feinstruktur zerlegt werden. Die Einhüllende ist der Hauptinformationsträger für (nicht tonale) Sprachelemente sowie Schallortung durch interauralen Laufzeitunterschied (Phasenverschiebung). Die Feinstruktur ist die Hauptinformationsquelle für Musik und Schallortung durch interauralen Laufzeitunterschied (Phasenverschiebung).

2 SCHALLVERARBEITUNG BEIM NORMALEN HÖREN

Die Cochlea kodiert ein eintreffendes Schallsignal örtlich (tonotopisch) und zeitlich (Phase Locking). Niederfrequente Schallsignale werden örtlich und zeitlich verarbeitet, wohingegen hochfrequente Schallsignale nur örtlich verarbeitet werden.

Nachdem die Schallwellen über das Außen- und das Mittelohr die Cochlea erreicht haben, breiten sie sich von der basalen Region der Basilarmembran in Richtung Apex aus. Dabei lösen die hohen Töne eine maximale Schwingung an der Basis der Cochlea aus. Mit abnehmender Frequenz verschiebt sich der Punkt der maximalen Schwingung in Richtung Apex. Durch dieses Prinzip werden die Frequenzen in der Cochlea abgebildet; jede Stelle auf der Basilarmembran entspricht einer bestimmten Tonhöhe (Abb. 2). Dies ist einer der beiden grundlegenden Mechanismen der Frequenzverarbeitung in der Cochlea und wird auch als tonotopisches Prinzip bezeichnet.

Die Umsetzung der mechanischen Schwingungen der Basilarmembran in die elektrische Stimulation des Hörnervs erfolgt durch die inneren Haarzellen. Damit haben die inneren Haarzellen die Funktion von Schallrezeptoren. Eine erhöhte Schallintensität führt auch zu einer erhöhten Reizantwort der inneren Haarzellen.

Abb. 2: Jede Stelle auf der Basilarmembran entspricht einer bestimmten Frequenz. Dies nennt man das tonotopische Prinzip der Cochlea. Diese Zuordnung liefert grundlegende Informationen über die jeweilige Frequenz.

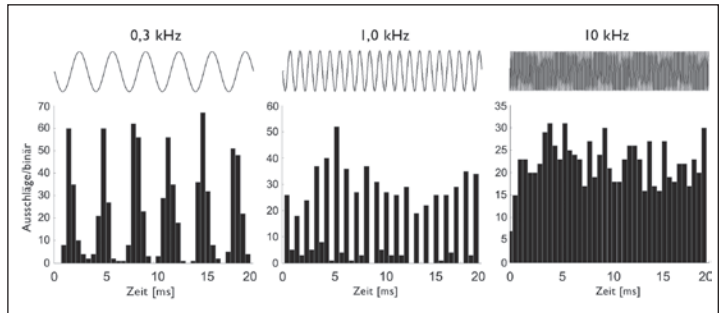
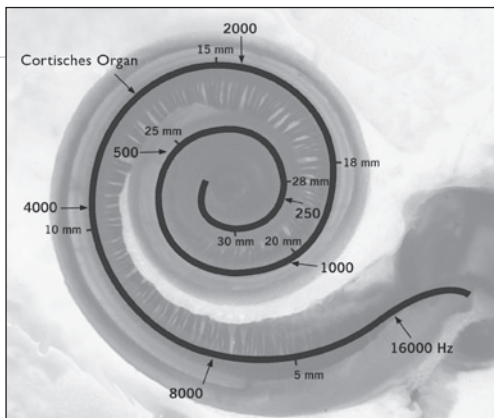


Abb. 3: Phase Locking kodiert die Reizantwort auf niedrige Frequenzen (z.B. 0,3 kHz, 1 kHz) in die Feinstruktur des Schallsignals. Dieser zeitliche Code liefert grundlegende Informationen über Frequenzen. Bei hohen Frequenzen (z.B. 10 kHz), wird die Reizantwort nicht mehr mittels Phase Locking kodiert, so dass hier der zeitliche Code keine Frequenzinformationen liefert.

Für die Signalübertragung in den Haarzellen sind die Stereozilien und ihre Ionenkanäle zuständig. Wenn sich die Stereozilien biegen, de- oder hyperpolarisieren die Haarzellen, entsprechend der Verschiebungsrichtung der Basilarmembran.

Die inneren Haarzellen erfassen Bewegungen entsprechend ihrem Sitz auf der Membran. In einer bestimmten Phase der Schallwelle setzen die inneren Haarzellen Neurotransmitter frei. Diese Synchronisation zwischen Schwingungen der Luft, der Basilarmembran und der neuronalen Aktivität in der stimulierten Region nennt man Phase Locking. Es ist der zweite grundlegende Mechanismus für Frequenzverarbeitung in der Cochlea. Dies bedeutet, dass das zeitliche Reaktionsmuster der Neuronen Informationen über Frequenzhöhen liefert und so die Feinstruktur des Schallsignals wiedergibt. (Abb. 3). Das Amplitudenmuster der Reizantwort entspricht der Einhüllenden des Schallsignals.

Ob die Frequenz eines Schallsignals mit dem tonotopischen Prinzip, mittels Phase Locking als zeitlichem Prinzip oder mit beiden kodiert wird, hängt von der Frequenz des Schallsignals ab. Niedrige Frequenzen werden sowohl zeitlich als auch örtlich kodiert (siehe schematische Darstellung in Abb. 4): Die Reizantwort wird an einer bestimmten Stelle der Cochlea hervorgerufen (da es sich um eine niedrige Frequenz handelt, im Apex); das zeitliche Reaktionsmuster liefert Informationen über Frequenz und Amplitude des Schallsignals. Auf diese Art und Weise kodiert die Reizantwort sowohl die Einhüllende als auch die Feinstruktur des Schallsignals.

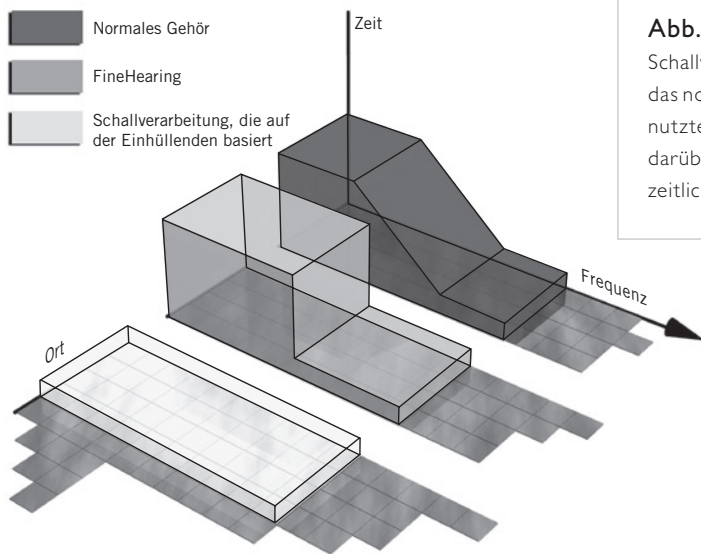


Abb. 4: Diese schematische Darstellung zeigt die Dimensionen von Schallverarbeitung. Je nach Frequenz eines akustischen Signals bedient sich das normale Gehör zeitlicher und örtlicher Kodierung. Cochlea-Implantate nutzen bis heute (hauptsächlich) örtliche Kodierung. FineHearing geht darüber hinaus, indem es in den niedrigen bis mittleren Frequenzen auch zeitliche Kodierung ermöglicht.

Mit steigender Frequenz verschwindet Phase Locking (Abb. 3), so dass hohe Frequenzen nur noch örtlich kodiert werden (Abb. 4). Das zeitliche Reaktionsmuster der Neuronen enthält keine Informationen mehr über die Frequenzhöhe; die Reizantwort bildet nur noch die Einhüllende, aber nicht mehr die Feinstruktur ab.

3 SCHALLVERARBEITUNG MIT COCHLEA-IMPLANTATEN

3.1 Schallverarbeitung, nur auf Basis der Einhüllenden

Wie bereits erwähnt, ist die Feinstruktur von entscheidender Bedeutung für die Wahrnehmung von Musik und für die Schallortung. Ungeachtet dessen beruhen alle in den vergangenen 15 bis 20 Jahren in Cochlea-Implantaten verwendeten auf CIS und n-aus-m basierten Kodierungsstrategien auf der Information der Einhüllenden (Wilson, 2000); die Feinstruktur wurde praktisch nicht berücksichtigt. Diese Strategien ermöglichen so in erster Linie örtliche Kodierung (wie schematisch in Abb. 4 dargestellt) indem sie über den gesamten Frequenzbereich hinweg Informationen der Einhüllenden liefern (Abb. 5). Im Gegensatz zum normalen Hören findet mit steigender Frequenz kein Übergang von örtlicher und zeitlicher zu ausschließlich örtlicher Kodierung statt (Abb. 4).

CIS und n-aus-m-basierte Kodierungsstrategien stellen nur Informationen der Einhüllenden zur Verfügung. Sie ermöglichen ein gutes Sprachverständnis, die Kodierung der für eine gute Musikwahrnehmung wichtigen Informationen der Feinstruktur fehlt jedoch.

Im Allgemeinen haben Nutzer dieser Kodierungsstrategien ein gutes bis sehr gutes Sprachverständnis in ruhiger Umgebung, ein mittelmäßiges Sprachverständnis bei Lärm, eine schlechte bis mittelmäßige Musikwahrnehmung (Zeng, 2004) und – bei bilateral Implantierten – eine mittelmäßige Schallortung (in der vorderen Horizontalebene) (Nopp et al, 2004). Vor allem die Übermittlung tonaler Sprachinformationen wie der prosodischen Kontur, aber auch die Wahrnehmung und Beurteilung von Musik ist bei CI-Nutzern im Vergleich zu Normalhörenden schwach (Wong und Wong, 2004; Fu et al., 2004; McDermott, 2004).

Die grundsätzlichen Leistungsmerkmale dieser Kodierungsstrategien stimmen mit den Ergebnissen von Smith et al. (2002) überein. Danach führt die Information der Einhüllenden zu einem mittelmäßigen bis sehr guten Sprachverständnis. Sie ist jedoch ungeeignet, dem Durchschnittsnutzer eine gute Musikwahrnehmung und eine bessere Schallortung zu ermöglichen. Kurz gesagt, fehlt in diesen Strategien die Information der Feinstruktur für besseres Sprachverständnis bei Lärm, Musikwahrnehmung und Schallortung.

3.2. Was wir aus EAS™ gelernt haben

Die Erfahrungen mit EAS deuten darauf hin, dass sich die Leistungen von Cochlea-Implantaten mit Feinstrukturkodierung in den niedrigen bis mittleren Frequenzen entscheidend verbessern.

Wie bereits erwähnt, ist die Feinstruktur eines Schallsignals wichtig für Musikwahrnehmung und Schallortung; phase-locking ist ein natürlicher Mechanismus, der für die Kodierung von Feinstruktur eine entscheidende Rolle spielt. MED-EL hat mit der Einführung der I¹⁰⁰ Elektronikplattform und der OPUS Sprachprozessoren ein völlig neues Konzept im Bereich von Kodierungsstrategien entwickelt. Damit will MED-EL die Grenzen der auf der Einhüllenden basierenden Kodierungsstrategien überwinden und eine angemessene Kodierung der Feinstruktur ermöglichen. Das Konzept wurde aufbauend auf Erfahrungen von MED-EL Nutzern mit Elektrisch Akustischer

Stimulation (EAS) erstellt. Für die Behandlung von Hörverlusten mit Hochtonsteilabfall kombiniert EAS die Technik von Cochlea-Implantat und Hörgerät im selben Ohr. Die Stimulation der mittleren bis hohen Frequenzbereiche übernimmt bei EAS ein Cochlea-Implantat. Die niedrigen Frequenzen werden mit einem Hörgerät verstärkt. Bei Menschen mit keinem oder nur geringem Hörverlust in den niedrigen Frequenzen ist diese Verstärkung unter Umständen nicht notwendig. Im Gegensatz zu „normalen“ Cochlea-Implantat-Trägern werden bei EAS-Nutzern die niedrigen Frequenzen akustisch stimuliert (Abb. 5) und damit Informationen sowohl der Einhüllenden als auch der Feinstruktur bereitgestellt.

EAS-Nutzer verfügen über ein besseres Sprachverständnis bei Hintergrundgeräuschen und eine bessere Musikerkenntnis (Kiefer et al., 2005). Damit zeigen sie gerade unter jenen Umständen, unter denen Standard-Cochlea-Implantat Nutzer größte Probleme haben, bessere Ergebnisse. Diese stimmen mit Smith et al. (2002) überein, die die Notwendigkeit der Feinstruktur für die Klangwahrnehmung weiter ausführen. Sie weisen auch darauf hin, dass das Leistungsvermögen von Cochlea-Implantaten durch eine verbesserte Schallkodierung in den niedrigen Frequenzen erhöht werden könnte.

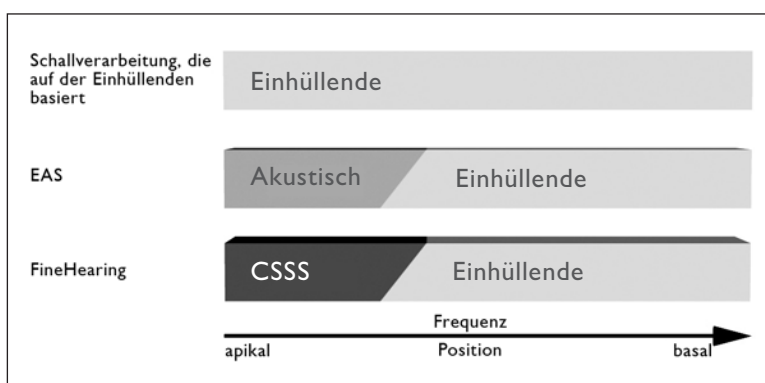


Abb. 5: Cochlea-Implantate nutzen heute Schallverarbeitungsstrategien, die auf der Einhüllenden basieren und akustische Signale damit nur örtlich kodieren. EAS und FineHearing gehen über die Verarbeitung auf Basis der Einhüllenden hinaus, indem sie in den niedrigen bis mittleren Frequenzen zusätzlich zeitlich kodieren.

3.3. FineHearing™ – Schallverarbeitung auf Basis von Einhüllender und Feinstruktur

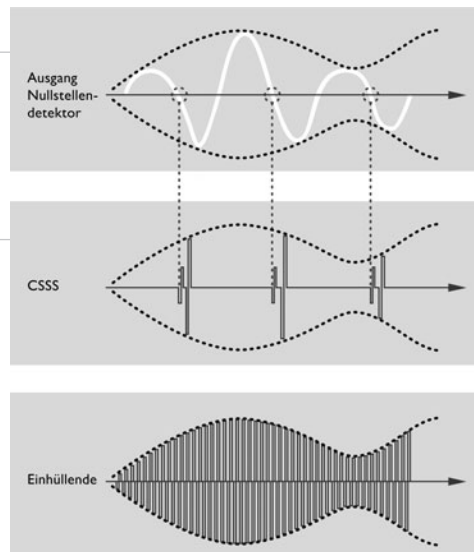
Die FineHearing Technologie von MED-EL wurde entwickelt, um den normalen Hörvorgang besser abzubilden als dies Kodierungsstrategien vermögen, die ausschließlich auf der Einhüllenden basieren. Ähnlich der Frequenzverarbeitung beim normalen Hören kodiert die Fine Structure Processing (FSP)-Strategie Frequenzen sowohl zeitlich (durch CSSS) als auch örtlich (durch virtuelle Kanäle).

Die FineHearing Technologie basiert auf grundlegenden Ergebnissen, die mit EAS-Nutzern gewonnen wurden: Das Sprachverständnis bei Hintergrundgeräuschen und die Musikwahrnehmung können sich verbessern, wenn die Kodierung der Feinstruktur in den niedrigen Frequenzbereichen stärker berücksichtigt wird. Die FineHearing Technologie zielt darauf ab, sowohl die zeitliche als auch die tonotopische Schallkodierung von Cochlea-Implantaten zu verbessern, wobei die Gewichtung auf der zeitlichen Kodierung in den niedrigen bis mittleren Frequenzen liegt. Auf diese Art und Weise bildet die FineHearing Technologie den normalen Hörvorgang besser ab, da es beim normalen Hören einen Übergang von zeitlicher und örtlicher Kodierung zu ausschließlich örtlicher Kodierung gibt (Abb. 4).

Im Gegensatz zu Kodierungsstrategien, die auf Basis der Einhüllenden eine konstante Stimulationsrate aufweisen, bedient sich FineHearing zur Entschlüsselung der zeitlichen Struktur eines Schallsignals des richtigen „Stimulationstimmings“, d.h. einer zeitlichen Steuerung der Stimulationsimpulse.

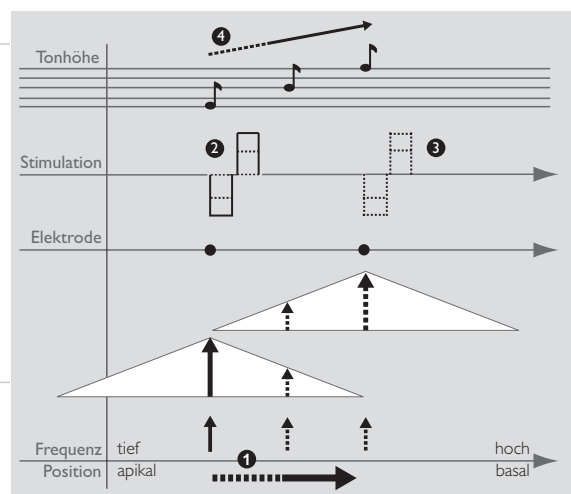
Um eine bessere zeitliche Kodierung durch verbessertes Phase Locking zu erreichen, werden – basierend auf den Erfahrungen mit EAS – in den niedrigen bis mittleren Frequenzen (Abb. 5) sog. „Channel-Specific Sampling Sequences“ (CSSS) (Zierhofer, 2001) eingesetzt. CSSS sind Abfolgen von Stimulationsimpulsen, die bei Nulldurchgängen bereits bandgefilterter Signale eines Kanals ausgelöst werden (Abb. 6). Dadurch stimmt die Wiederholungsrate der Impulsabfolgen für die ausgewählte Bandbreite mit der Feinstrukturfrequenz des Signals überein. Wenn die Feinstrukturfrequenz zum Beispiel niedriger ist, ereignen sich Nulldurchgänge seltener und es werden demgemäß weniger häufig Impulsabfolgen ausgelöst (Abb. 6). Genauso ereignen sich zu Zeiten höherer Feinstrukturfrequenz häufigere Nulldurchgänge, womit auch häufiger Impulsabfolgen ausgelöst werden (Abb. 6). Mittels dieser Impulsabfolgen können in den niedrigen bis mittleren Frequenzen, wo die Ergebnisse mit EAS auf eine zumindest teilweise Verbesserung durch Feinstrukturinformationen hinweisen, auch bessere Frequenzinformationen gewonnen werden.

Abb. 6: Zeitliche Kodierung wird beim FineHearing durch Channel-Specific Sampling Sequences (CSSS) geleistet. CSSS sind Abfolgen von Stimulationsimpulsen, die durch Nulldurchgänge im Bandpassfilterausgang eines Kanals ausgelöst werden.



Örtliche Kodierung wird erreicht: mit Hilfe sogenannter virtueller Kanäle. Hier werden Tonhöhenempfindungen erzeugt, die zwischen den Tonhöhenempfindungen liegen, die durch die Stimulation einzelner, isolierter Elektroden entstehen (Wilson et al., 1992). Die FineHearing Technologie nutzt dafür gleichmäßige Bandpassfilter, die eine gleichmäßige Verlagerung der Stimulation von einer Elektrode zur nächsten ermöglicht. Wenn sich die Eingangsfrequenz z.B. erhöht (Abb. 7, ①), wird die Stimulationsamplitude der mehr Richtung Apex gelegenen Elektrode sinken (Abb. 7, ②); die Stimulationsamplitude der näher an der Basis befindlichen Elektrode wird hingegen steigen (Abb. 7, ③) und so höhere Frequenzen erzeugen (Abb. 7, ④).

Abb. 7: Für die örtliche Kodierung werden in FineHearing virtuelle Kanäle eingesetzt. Die FineHearing Technologie nutzt glockenförmige Bandpassfilter (hier schematisch als Dreiecke dargestellt). Diese ermöglicht einen gleichmäßigen Übergang der Stimulation von einer Elektrode zur nächsten und damit auch die Wahrnehmung von Tonhöhen, die zwischen den Tonhöhen liegen, die durch Stimulation der Einzelelektroden erzeugt werden.



Aus früheren Studien (McDermott und McKay, 1994) geht hervor, dass selbst bei sequentieller Stimulation dieser Kanäle die wahrgenommene Tonhöhe zwischen den Frequenzen der einzelnen Elektroden liegt. Obwohl also virtuelle Kanäle ursprünglich mit paralleler Stimulation konzipiert wurden, können sie sowohl durch parallele (parallele virtuelle Kanäle) als auch durch sequentielle Stimulation (sequentielle virtuelle Kanäle) erzeugt werden.

MED-EL's „Fine Structure Processing“ (FSP) ist die erste Kodierungsstrategie unter Anwendung der FineHearing Technologie. CSSS kommt bei FSP typischerweise bei den zwei bis drei tieferen, d.h. mehr Richtung Apex gelegenen Kanälen zur Anwendung; abhängig von der Anordnung der Bandpassfilter ermöglicht CSSS Frequenzen von 300 bis 500 Hz (Abb. 8). Diese Kanäle sind für die zeitliche und örtliche Kodierung sowohl der Grundfrequenz als auch der tieferen Obertöne des Schallsignals verantwortlich. Bei einer männlichen Stimme würde Kanal 1 z.B. die Grundfrequenz, also die Tonhöhe kodieren, Kanal 2 den ersten Oberton und Kanal 3 den zweiten Oberton. Auf den anderen, d.h. verbleibenden Kanälen erfolgt die örtliche Kodierung mittels sequentieller virtueller Kanäle. Die höheren Obertöne eines Schallsignals werden auf diesen Kanälen somit vorwiegend örtlich kodiert. Ähnlich wie beim normalen Hören wird die Tonhöhe in diesem Frequenzbereich durch die Modulationen der Einhüllenden kodiert.

Abb. 8: FSP ist die erste Kodierungsstrategie unter Anwendung der FineHearing Technologie. CSSS wird typischerweise bei den zwei bis drei tieferen, d.h. mehr Richtung Apex gelegenen Kanälen eingesetzt. Diese Kanäle sind für die zeitliche und örtliche Kodierung sowohl der Grundfrequenz als auch der tieferen Obertöne des Schallsignals verantwortlich. Auf den anderen, d.h. verbleibenden Kanälen wird die örtliche Kodierung mittels sequentieller virtueller Kanäle erreicht. Die höheren Obertöne eines Schallsignals werden auf diesen Kanälen vorwiegend örtlich kodiert. Ähnlich wie beim normalen Hören, wird die Tonhöhe in diesem Frequenzbereich durch die Modulationen der Einhüllenden kodiert.

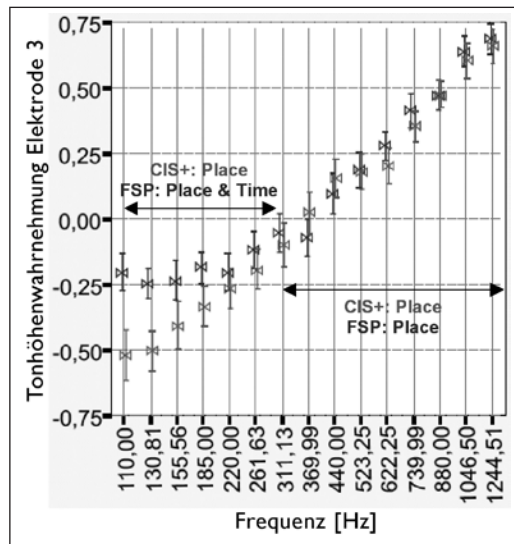
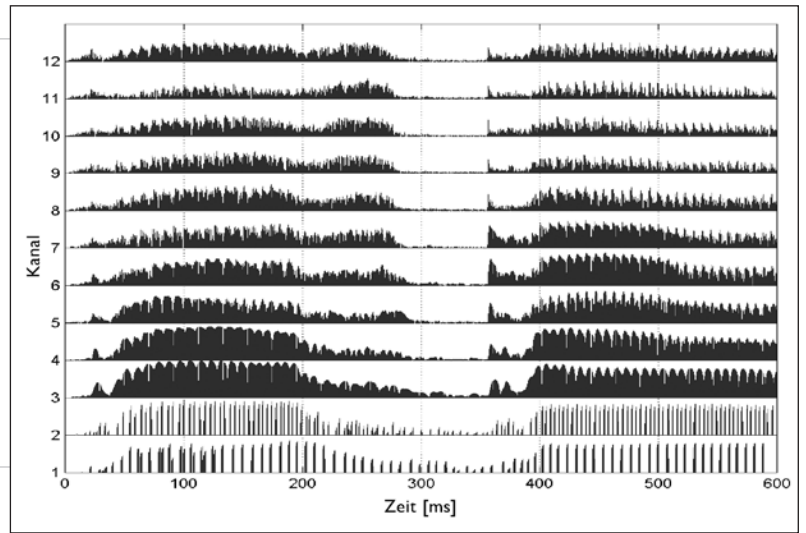


Abb. 9: Besonders für niedrige Frequenzen erlaubt FSP eine bessere Tonhöhenwahrnehmung. Bei fünf Probanden wurden Tonhöhenschätzungen (normalisiert) als Folge der Frequenzinformation durchgeführt. Dabei wurde die Tonhöhe relativ zu Signalen auf Elektrode 3 mit konstanter Amplitude (MCL) und konstanter Stimulationsrate (1515 Impulse pro Sekunde) geschätzt. Die hierfür verwendeten Signale waren Sinuswellen, welche den Probanden akustisch über den Sprachprozessor präsentiert wurden: Die Resultate sind für FSP (Schwarz) und für CIS+ (Grau) dargestellt. Für beide Strategien wurde derselbe Frequenzbereich zu Grunde gelegt (100-8500 Hz). (Mitterbacher et al.2005b).

„Fliegen“: Durchschnittswerte
Balken: Standardabweichung

3.4. Erste Ergebnisse

Die vorläufigen mit der FSP-Kodierungsstrategie erzielten Ergebnisse sind sehr positiv. Mitterbacher et al. (2005a) maßen Tonhöhenunterscheidung und Tonhöhenwahrnehmung bei Cochlea-Implantat-Nutzern

Die ersten Ergebnisse mit der FSP-Strategie zeigen eine bessere Tonhöhenwahrnehmung als mit der Standard CIS-Strategie, die auf der Einhüllenden basiert.

mit der FSP-Kodierungsstrategie und mit der CIS+ Strategie, die auf der Einhüllenden basiert. Die Tonhöhenunterscheidung wurde unter Verwendung synthetische Signale wie Sägezahn- und Dreieckswellen gemessen. Mit der FSP-Strategie wurde eine bessere Tonhöhenunterscheidung als mit der CIS+-Strategie erzielt, vor allem bei Probanden mit schwachen Leistungen. Im Durchschnitt waren die gerade noch wahrnehmbaren Unterschiede in der Tonhöhe bei diesen Personen mit FSP um zehn Prozentpunkte kleiner als mit CIS+.

Mitterbacher et al. (2005b) präsentieren Daten zur Tonhöhenkalibrierung, die mit FSP und mit der CIS+ Strategie gewonnen wurden. Im Gegensatz zur klinischen Version der CIS+-Strategie basierten in diesem Experiment sowohl CIS+ als auch FSP auf einem Analysefrequenzbereich von 100 - 8500 Hz. Bei der FSP Strategie wurde CSSS für Frequenzen bis zu 300 Hz eingesetzt. Die Ergebnisse sind in Abb. 9 dargestellt. Wie aus Abb. 9 hervorgeht, ermöglichte FSP unter 300 Hz zeitliche und örtliche Kodierung, wohingegen mit CIS+ nur örtliche Kodierung möglich war. Über 300 Hz ermöglichten beide Strategien nur örtliche Kodierung.

Bei reinen Tonsignalen (z.B. Sinuskurven) zeigten die Ergebnisse, dass im Frequenzbereich von über 300 Hz die erzielte Leistung nicht von der gewählten Strategie abhängt. Wie erwünscht, erzeugen sowohl CIS+ als auch FSP mit sinkender akustischer Frequenz auch eine sinkende Wahrnehmung von Tonhöhen (Abb. 9). Bei Frequenzen unter 200 Hz wird mit der CIS+-Strategie jedoch ein Sättigungseffekt erzielt. Mit der FSP-Strategie hingegen reduziert sich die Wahrnehmung von Tonhöhen mit der Verminderung der akustischen Frequenz noch weiter. Bei CIS+ ist der Sättigungseffekt wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass die örtliche Kodierung dadurch verhindert wird, dass die dem Apex am nächsten gelegene Elektrode keine noch „apikalere“ Nachbar Elektrode mehr hat, die noch tiefere Töne produziert – ein Problem, das der örtlichen Kodierung mittels virtueller Kanäle generell anhaftet. Im Gegensatz dazu gelingt es FSP, mittels zeitlicher Kodierung die Wahrnehmung eindeutig unterschiedlicher Tonhöhen zu erzeugen.

Für komplexe Töne (Breitbandsignale) führten FSP und CIS+ über den gesamten getesteten Frequenzbereich zu jeweils ähnlichen Ergebnissen. Dies deutet darauf hin, dass die zusätzliche zeitliche Information bei FSP in einem Vergleich mit CIS+ die örtliche Wahrnehmung nicht beeinträchtigt.

Zu ähnlichen Ergebnissen gelangten Schatzer et al. (2006). Mit der FSP-Strategie verzeichneten sie deutliche Verbesserungen in der Tonhöhenunterscheidung für niedrige Frequenzen, außerdem einen konstanten Anstieg der Tonhöhe über eine logarithmische Frequenzskala im Vergleich zu CIS+. Bei den Probanden mit der CIS+-Strategie wurde in niedrigen Frequenzbereichen ein Sättigungseffekt festgestellt.

Diese Ergebnisse zeigen, dass die FSP-Strategie eine bessere Tonhöhenwahrnehmung ermöglicht als eine herkömmliche Strategie vom Typ CIS, die auf der Einhüllenden basiert – zumindest gilt dies für Schmalbandsignale wie Sinuskurven (Mitterbacher et al., 2005b). Die Resultate weisen auch darauf hin, dass sowohl zeitliche (mittels CSSS) als auch örtliche (mittels virtueller Kanäle) Kodierung einander so ergänzen, dass beim Ausfall eines Codes, z.B. des örtlichen Codes für die niedrigen Frequenzen bei CIS+, Patienten aus dem anderen Code Informationen über Tonhöhen beziehen können. Wie bereits erwähnt, lassen diese Ergebnisse auch darauf schließen, dass die zusätzliche zeitliche Information durch FSP die örtliche Wahrnehmung nicht beeinträchtigt.

Die Anwendung sowohl zeitlicher als auch örtlicher Kodierung sollte damit zu einer nachhaltigeren Frequenzverarbeitung bei Cochlea-Implantaten führen. Die Fachliteratur weist darauf hin, dass jede Art der Kodierung ihre spezifischen Stärken und Schwächen hat. Eine große Anzahl fachlicher Quellen bezeichnet die zeitliche Kodierung als sehr zuverlässig, wenn es auch gegenwärtig den Anschein hat, dass dies – abhängig von der Testperson – auf Frequenzen bis zu 300 und 1000 Hz zutrifft (Wilson et al., 1997; Zeng, 2002; Mitterbacher, 2005a; Mitterbacher, 2005b). Die örtliche Kodierung umfasst im Gegensatz dazu einen breiteren Frequenzbereich (im Grunde alle Bereiche der Cochlea, die durch die Elektrode abgedeckt sind). Die Zahl der wahrgenommenen „Zwischentöne“ (d.h. zwischen den einzelnen Elektroden) in einem bestimmten Bereich der Cochlea hängt dennoch stark von individuellen Parametern, z.B. noch vorhandenem funktionalem Nervengewebe, ab. Sie variiert stark von Proband zu Proband und kann sich bei einer Person sogar innerhalb der Cochlea selbst ändern (Donaldson und Kreft, 2005).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass nach den vorliegenden Ergebnissen die FineHearing Technologie mit der Kombination von zeitlicher und örtlicher Kodierung die Tonhöhenwahrnehmung mit Cochlea-Implantaten verbessert. Weiterhin ermöglicht diese Kombination dem Nutzer, das jeweils Beste aus jeder Art der Kodierung zu ziehen ohne dass diese einander negativ beeinträchtigen.

4. ZUSAMMENFASSUNG

Die neue FSP-Strategie ermöglicht eine bessere Tonhöhenwahrnehmung als die auf der Einhüllenden basierende Standard-CIS+-Strategie. FSP wird durch die MED-EL I¹⁰⁰ Elektronikplattform, die bei den PULSAR_C^{I100} und SONATA_T^{I100} Cochlea-Implantaten zur Anwendung kommt, und von den OPUS Sprachprozessoren unterstützt wird, implementiert. Damit versorgt sie Cochlea-Implantat-Nutzer mit zusätzlicher zeitlicher akustischer Information, die rein auf der Einhüllenden basierende Kodierungsstrategien zuvor nicht bereitstellen konnte.

4. QUELLENACHWEIS

Donaldson GS and Kreft HA. (2005). Place pitch discrimination of single versus dual electrode stimuli by cochlear implant users. *J Acoust Soc Am.* 118: 623-626.

Fu QJ, Chinchilla S, Galvin JJ. (2004). The role of spectral and temporal cues in voice gender discrimination by normal-hearing listeners and cochlear implant users. *J Assoc Res Otolaryngol.* 5: 253-60.

Hilbert D. (1912). *Grundzüge einer allgemeinen Theorie der linearen Integralgleichungen*, Leipzig: Teubner.

Kiefer J, Pok M, Adunka O, Stürzebecher E, Baumgartner W, Schmidt M, Tillein J, Ye Q, Gstoettner W (2005). Combined Electric and Acoustic Stimulation of the Auditory System: Results of a Clinical Study. *Audiol Neurotol* 2005;10:134-144.

McDermott HJ and McKay CM. (1994). Pitch ranking with nonsimultaneous dual-electrode electrical stimulation of the cochlea. *J Acoust Soc Am.* 96: 155-162.

McDermott HJ. (2004). Music perception with cochlear implants: a review. *Trends Amplif.* 8:49-82.

Mitterbacher A, Zierhofer C, Schatzer R, Kals M, Nopp P, Schleich P, Krebelder U, Nobbe A (2005b). Pitch, fine structure and CSSS - Results from patient tests. *British Cochlear Implant Group Academic Meeting*. Birmingham, UK.

Mitterbacher A, Zierhofer C, Schatzer R, Kals M. (2005a). Encoding fine time structure with channel specific sampling sequences. *Conference on Implantable Auditory Prosthesis*, Pacific Grove, CA.

Nopp P, Schleich P, D'Haese P. (2004) Sound localization in bilateral users of MED-EL COMBI 40/40+ cochlear implants. *Ear Hear.* 25: 205-214.

Schatzer R, Kals M, Zierhofer C. (2006). Encoding fine time structure with CSSS: concept and first results. *Wien Med Wochenschr.* 156 (Suppl 119): 93-94.

Smith ZM, Delgutte B, Oxenham AJ. (2002). Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature.* 416: 87-90.

Wilson B, Zerbi M, Finley C, Lawson D, van den Honert C. (1997). Relationships between temporal patterns of nerve activity and pitch judgments for cochlear implant patients. *Eighth Quarterly Progress Report*. NIH Contract N01-DC-5-2103, Neural Prosthesis Program, National Institutes of Health, Bethesda, MD.

Wilson BS, Lawson DT, Zerbi M, Finley CC. (1992). Virtual channels interleaved sampling (VCIS) processor. *First Quarterly Progress Report*, NIH Contract N01-DC-2-2401, Neural Prosthesis Program, National Institutes of Health, Bethesda, MD.

Wilson BS. (2000). Strategies for representing speech information with cochlear implants. In: Niparko JK, Kirk KI, Mellon NK, et al (Eds). *Cochlear Implants: Principles & Practices*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 5-46.

Wong AO and Wong LL. (2004). Tone perception of Cantonese-speaking prelingually hearing-impaired children with cochlear implants. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 130: 751-758.

Zeng FG. (2002) Temporal pitch in electric hearing. *Hear Res.* 174: 101-106.

Zeng FG. (2004). Trends in Cochlear Implants. *Trends Amplif*, 8(1): 1-34.

Zierhofer C. (2001). Electrical nerve stimulation based on channel-specific sequences. *World Patent WO 01/13991 A1*.