

## Spektrale Maskierung bei Stimulation über Cochlea Implantate

Laback B.<sup>1</sup>, Mair L.<sup>2</sup>, Deutsch W. A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Schallforschung, Österreichische Akademie der Wissenschaften

<sup>2</sup>CI-Implantationszentrum Salzburg, LKA Salzburg

### Abstract

Die Frequenzselektivität bei 4 Trägern mehrkanaliger Cochlea-Implantate (CIs) und bei 2 normalhörenden Versuchspersonen (NHs) wurde mittels psychoakustischer Tuningkurven (PTCs) gemessen. Die PTC-Flanken der CIs weisen bei durchschnittlicher Verflachung gegenüber denen der NHs um den Faktor 3 tendenziell symmetrische Form auf der linearen Frequenzachse auf. Für 8 synthetisierte deutsche Vokale wurden Verwechslungsmatrizen ermittelt. Die interne spektrale Repräsentation der Vokale wurde mittels einer Simulation „Neuronaler Excitation Patterns“, basierend auf den individuellen CI-Prozessor-Parametern und PTC-Flanken, mit jener der Normalhörenden verglichen. Bei einem CI-Träger mit 46 % Vokalverständlichkeit sind die spektralen Kontraste im „Neuronalen Excitation Pattern“ im Vergleich zum konventionellen Excitation Pattern der Normalhörenden gut abgebildet, hingegen ist die Anzahl der Verstärkungsbereiche reduziert.

### Einleitung

Die hohe Frequenzselektivität des normalen Gehörs basiert sowohl auf aktiven cochleären Verstärkungsprozessen als auch auf dem Effekt der „lateral suppression“, dessen Entstehung an der Stelle der Umsetzung mechanischer Bewegungen in neuronale Aktivität vermutet wird. Da bei Stimulation des Hörnervens durch tonotopisch angeordnete, zeitlich nicht-überlappende Elektroden die cochleäre Verarbeitung umgangen wird, hängt die Trennung der Frequenzkanäle und damit die Frequenzselektivität vom Grad der Interaktion der Neuronenpopulationen ab. Bisherige Untersuchungen zur spektralen Maskierung bei mehrkanaliger intracochleärer Stimulation zeigten das Vorhandensein frequenzselektiver Maskierung bei der Messung von Forward-Masking Patterns mit stärkerer Maskierung in Richtung höherer Frequenzen (Lim et al., 1989). In der vorliegenden Studie wurde der Zusammenhang zwischen der spektralen Maskierung und der Diskrimination synthetisierter Vokale untersucht, die sich ausschließlich spektral voneinander unterscheiden. Die interne spektrale Repräsentation dieser Vokale im auditorischen System eines CI-Trägers im Vergleich zu Normalhörenden wurde mittels einer Simulation „Neuronaler Excitation Patterns“ untersucht. Die postlingual ertaubten CI-Testpersonen waren Träger des *Nucleus 24M*-Systems (*SPEAK*-Strategie, bipolare Stimulation) mit postlingualer Ertaubung.

### Experiment 1: Psychoakustische Tuningkurven (PTCs)

**Testsignal:** Sinuston bei 1 bzw. 4 kHz; Tondauer (stationärer Teil): 200 ms; bei den über Lautsprecher getesteten CI-Patienten wurde der Testton frequenzmoduliert, um Effekte stehender Wellen zu vermeiden.

**Variabler Maskierer:** Schmalbandrauschen; Bandbreite: 100 Hz; 7 verschiedene Mittenfrequenzen (siehe Abb. 1); Tondauer (stationärer Teil): 1800 ms.

**Fixer Breitbandmaskierer:** Breitbandrauschen mit spektraler Lücke von 150 Hz, zentriert um den Testton; dieses Signal wurde simultan mit dem Schmalbandmaskierer dargeboten, um Detektion von Kombinationstönen oder Testton-Detektion abseits der Testtonfrequenz („Off-Frequency Listening“) zu verhindern.

**Methode:** Adaption des Bekesy-Tracking-Verfahrens: Ermittlung der Schwelle für den Pegel eines pulsierenden Maskierers, an der der in der zeitlichen Mitte des Maskierers zentrierte Testton gerade verdeckt wird. Die Steuerung der adaptiven Prozedur (mit visueller Darstellung der Maskiererintervalle) erfolgte mittels Macro-Routinen im *S Tools*-System. Die Schrittweite der adaptiven Prozedur betrug am Anfang 6 dB, nach 2 Wendepunkten 4 dB, und ab dem 3. Wendepunkt 2 dB. Ab dem 11. Wendepunkt wurde die Prozedur gestoppt, sobald die Standardabweichung der letzten 8 Wendepunkte 6 dB nicht überschritt. Die Bestimmung der Signalpegel entsprach dem von

Moore and Glasberg (1986) vorgeschlagenen Verfahren: nach der Bestimmung der absolute Hörschwelle des Testtons wird jener Pegel des Breitbandmaskierers ermittelt ( $NN_0$ ), bei dem ein Testton mit 5 dB HL gerade verdeckt wird. Die PTC-Punkte werden bei einem Testtonpegel von 15 dB HL und bei simultaner Darbietung des Breitbandrauschens mit Pegel  $NN_0$  ermittelt. Die simultane Präsentation von Testton und Maskierer führt beim NH zur Messung simultaner PTCs, hingegen beim CI zur Messung nicht-simultaner PTCs aufgrund der zeitlich versetzten Elektrodenstimulation.

Abb. 1 zeigt PTCs von jeweils 2 CIs bei 1 und 4 kHz und die gemittelten PTCs von 2 NHs. Die für die weiter unten beschriebene Berechnung der Excitation Patterns benötigte Form der auditorischen Filter wurde durch Invertierung der PTCs approximiert. Im Vergleich mit den von Glasberg and Moore (1986) gemessenen Flanken der auditorischen Filter von NHs ergeben die invertierten PTCs der von uns gemessenen NHs steilere untere Flanken (Faktor 1.43) und flachere obere Flanken (Faktor 0.64). Moore (1995) führte Differenzen zwischen der Form der invertierten PTC und dem auditorischen Filter (z. B. mittels „Notched-Noise-Methode“ gemessen) auf die Verbreiterung des auditorischen Filters bei steigendem Maskierpegel im Falle der PTC-Messung zurück. Die PTCs der CIs bei 1 kHz weisen gegenüber den von uns gemessenen Referenzwerten der NHs eine mittlere Verbreiterung der beiden Flanken um die Faktoren 1.7 und 7.4 auf. Bei 4 kHz treten sehr große Unterschiede zwischen den beiden CI-Probanden auf: Testperson MO hat um den Faktor 6.2 und 7.3 verbreiterte Flanken, Testperson HA hat so steile Flanken, daß die meisten PTC-Punkte den maximalen Meßpegel überschritten. Die von Lim et al. (1989) für CIs dokumentierte stärkere Maskierung in Richtung höherer Frequenzen trat nicht auf.

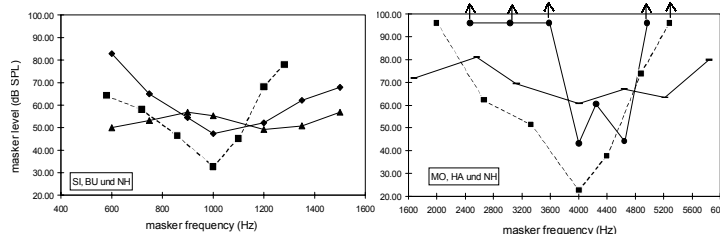


Abb. 1. PTCs bei 1 kHz (links) und 4 kHz (rechts) gemittelt für Normalhörende (strichliert) und für 4 CI-Träger (übrige).

### Experiment 2: Vokalidentifikation

**Stimuli:** 8 synthetisierte deutsche Vokale /A, AE, E, I, O, OE, U, UE/ mit 100 Hz Grundfrequenz. Die Synthetisierung erfolgte folgendermaßen: 1) Extraktion einer Schwingungsperiode im stationären Teil von Vokalaufnahmen ( $F_0=100$  Hz) sowie mehrmaliges Hintereinanderkopieren, 2) Fast-Fourier-Transformation (Fensterlänge: 5000) und Spitzenextraktion mittels quadratischer Interpolation. 3) Digitale Addition (in Sinusphase) von 40 Sinustönen in 100-Hz Intervallen von 100-4000 Hz mit Amplituden entsprechend den interpolierten Spektralampplituden, 4) Normalisierung aller Vokale auf einheitlichen RMS-A-Pegel.

Die Testpersonen gewöhnten sich an den Klang der Vokale mittels Anklicken der am Bildschirm dargestellten Vokalsymbole. Im Versuchsteil wurden alle Vokale 5x in zufälliger Reihenfolge dargeboten. Nach jeder Antwort (durch Drücken des entsprechenden Vokals am Bildschirm) wurde Feedback gegeben durch Anzeigen der richtigen Antworten. Es stand eine Wiederholfunktion zur Verfügung. 2 NHs absolvierten den Tests mit einer gemittelten Erkennungsrate von mehr als 99 %. Die beiden CIs BU und SI erreichten gemittelte Scores von 45.8 und 43.8 %. BU identifizierte /A/ mit 100 %, und /I/ und /UE/ mit 0 %. Von BU wurde /I/ am häufigsten als /E/ interpretiert. SI identifizierte /A/, /OE/ und /U/ mit 100 %, und /AE/,

/E/, /I/ und /UE/ mit weniger als 20 %. Von SI wurde am häufigsten /E/ als /OE/ und /I/ als /OE/ interpretiert.

### Simulation „Neuronaler Excitation Patterns“

Die Auswirkung der individuellen Maskierung auf die interne spektrale Repräsentation der verschiedenen Vokale wurde durch die Simulation „Neuronaler Excitation Patterns“ untersucht, die die folgenden Schritte beinhaltet (Abb. 2): 1) 15-kanalige Filterbank mit Übergangsfrequenzen entsprechend der Prozessor-Einstellung des CI-Trägers, 2) Berechnung der RMS-Pegel der einzelnen Filter-Ausgänge (Filterbank-Frequenzantwort  $FA$ ), 3) Selektion der 6 RMS-Pegelstärksten Kanäle  $FA_p$  (entsprechend der Codierung im *Nucleus 24M*-Prozessor), 4) Berechnung eines Excitation Patterns (nach Glasberg and Moore, 1990) der selektierten Kanalausgänge  $FA_p$ . Die auditorischen Filter wurden aus der invertierten PTC-Form angenähert, wobei die Berechnung der Flankensteigung der oberen und unteren Flanke mittels linearer Regression („Kleinste Quadrate“-Methode) erfolgte. Diese Simulation setzt eine zur ERB-Skala proportionale Frequenzabhängigkeit der auditorischen Filterbreite voraus. Für den Vergleich mit den Normalhörenden wurden aus den Vokalspektren Vergleichs-Excitation Patterns mit den Filterflanken der NHs berechnet. Zur Quantifizierung der Charakteristik der Excitation Pattern wurden spektrale Verstärkungsbereiche mit einer Mindestbreite von 1 ERB und einer Mindesthöhe von 4 dB detektiert.

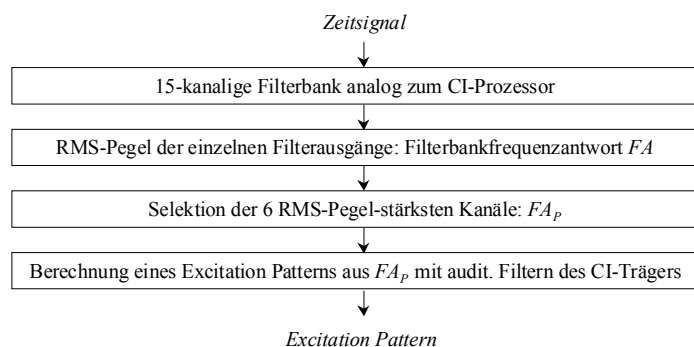


Abb. 2. Simulation eines „Neuronalen Excitation Patterns“ eines CI-Trägers basierend auf individuellen Prozessoreinstellungen und auditorischen Filterflanken.

### Zusammenhänge und Diskussion

Abb. 3 zeigt Excitation Patterns für den Vokal /A/ für NHs (links) und für Testperson BU (rechts), die diesen Vokal mit 100 % identifizierte. Die vertikalen Linien repräsentieren entweder das Amplitudenspektrum (im Falle der NHs) oder die 6 selektierten Kanalausgänge (im Falle der CIs). Auffällig ist, daß für BU Verstärkungsbereiche bis 1300 Hz in Hinblick auf deren Anzahl und Frequenzposition im Vergleich zu NHs relativ gut abgebildet sind, aber darüber hinaus fehlen. Die spektralen Kontraste sind hingegen deutlich reduziert. Abb. 4 zeigt die entsprechenden Excitation Patterns für den Vokal /UE/, der von BU mit 0 % identifiziert wurde. In diesem Fall (und auch im Falle der restlichen, nicht abgebildeten Vokale) sind weniger spektrale Details repräsentiert, hingegen sind die spektralen Kontraste gut erhalten. Zur Überprüfung dieser exemplarisch gezeigten Trends an den übrigen Vokalen zeigt Abb. 5 die Erkennungsraten der einzelnen Vokale als Funktion der a) Anzahl der detektierten Verstärkungsbereiche und b) mittleren dB-Höhe der Verstärkungsbereiche (spektrale Kontraste) für die CI-Testperson BU (Kreise) und die NHs (Dreiecke). Bei isolierter Betrachtung der Testperson BU ergibt sich kein Zusammenhang zwischen der Anzahl der spektralen Verstärkungsbereiche und der Vokal-Erkennung, hingegen zeigen Vokale mit größerer dB-Höhe schlechtere Identifikation. Dieses zweite Ergebnis widerspricht der gängigen Annahme eines positiven Zusammenhangs zwischen der Größe der spektralen Kontraste und der Sprachdiskrimination. Die bei NHs größere Anzahl der Verstärkungsbereiche und zugleich kleineren Kontraste in den Excitation Patterns deuten darauf hin, daß die interne Repräsentation kleinerer Verstärkungsbereiche für die Identifikation von Vokalen perceptiv relevant ist, hingegen die Höhe der Verstärkungsbereiche keine Bedeutung hat. Das Ergebnis, daß geringere Kontraste zu

besserer Identifikation führen, ist möglicherweise darauf zurückzuführen, daß bei BU wenige, aber dafür große Verstärkungsbereiche auftreten, wodurch der Mittelwert ihrer dB-Höhe relativ hoch ist. In zukünftigen Experimenten wird mit Hilfe von *Vowel Masking Patterns* die interne Spektralsrepräsentation bei CIs direkt gemessen und mit den Simulationen verglichen werden. Im Falle der Bestätigung der hier präsentierten Ergebnisse wäre ein Ziel zukünftiger Signalverarbeitungsmethoden, die Übertragung von spektralen Details zu maximieren.

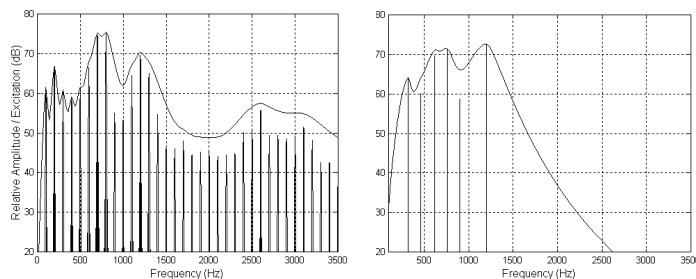


Abb. 3. Excitation Patterns des Vokals /A/ für Normalhörende (links) und den CI-Träger BU (rechts). Die Spektrallinien auf der rechten Seite repräsentieren die Amplituden der 6 stärksten Filterbankausgänge.

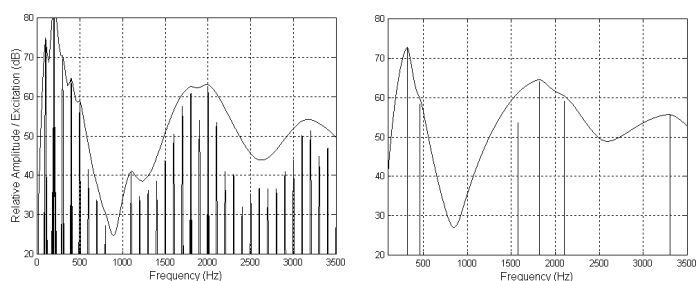


Abb. 4. Wie in Abb. 3, für den Vokal /UE/.

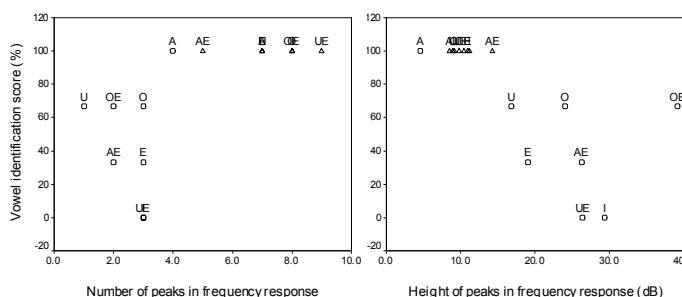


Abb. 5. Anzahl (links) und dB-Höhe (rechts) der detektierten Verstärkungsbereiche der Vokale als Funktion der Identifikationsraten in %.

### Literatur

- Glasberg, B. R., and Moore, B. C. J. (1990). "Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data," *Hearing Research* 47, 103-138.
- Lim, H. H., Tong, Y. C., and Clark, G. M. (1989). "Forward masking patterns produced by intracochlear stimulation of one and two electrode pairs in the human cochlea," *J. Acoust. Soc. Am.* 86, 971-980.
- Moore, B. C. J., and Glasberg B. R. (1986). "Comparison of frequency selectivity in simultaneous and forward masking for subjects with unilateral cochlear impairments," *J. Acoust. Soc. Am.* 80, 93-107.
- Moore, B. C. J. (1995). "Perceptual consequences of cochlear damage," Oxford medical publications.