

# Spektrale Maskierung und interne Spektrumsrepräsentation von synthetischen Vokalen bei Cochlear Implantat - Stimulation

Laback B., Deutsch W. A.

Institut für Schallforschung, Österreichische Akademie der Wissenschaften

## Abstract

Diese Studie untersucht verschiedene Aspekte spektraler Maskierung mittels psychoakustischer Maskierungsmessungen bei 7 Trägern monopolar stimulierender Cochlear Implantate (CIs). Die Experimente bestehen aus drei Teilen: im ersten Teil wurden die Frequenzausbreitung und Pegelabhängigkeit der Maskierung sowie die Additivität der Maskierung bei 2, 4 und 6 gleich wirksamen Maskierern gemessen. Die Maskierung wurde als Anhebung der Ruheschwelle an den jeweiligen Elektroden definiert. Die Frequenzausbreitung schwankte sehr stark zwischen den Versuchspersonen. Der Anstieg der Maskierungsschwellen als Funktion des Maskiererpegels betrug im Schnitt  $0.87 \mu\text{A}/\mu\text{A}$ . Die Additivität der Maskierung war bei allen außer einer Versuchsperson deutlich geringer, als es der linearen Summation der Maskierung in  $\mu\text{A}$  entspricht. Im zweiten Teil wurden Verwechslungsmatrizen für 8 lauthheitsangepaßte synthetische Vokale bestimmt. Im dritten Teil wurden Mithörschwellenmuster für 3-4 ausgewählte Vokale (*Vowel Masking Patterns*) gemessen. Erste Analysen der Daten deuten darauf hin, daß die Verwechslungen zwischen Vokalpaaren sehr gut mittels der *Vowel Masking Patterns* prognostiziert werden können.

## Einleitung

Die Diskrimination additiv synthetisierter Vokale gleicher Grundfrequenz und einheitlicher Lautheit basiert auf der internen Spektrumsrepräsentation, d. h. der tonotopischen Verteilung neuronaler Anregung. Bei mehrkanaliger elektrischer Stimulation über CIs hängt die interne Repräsentation sowohl von der elektrischen Feldausbreitung der Elektrodensignale als auch – im Falle nicht-simultaner Elektrodensimulation – von der Interaktion zwischen mehrfachen Anregungen einer Neuronenpopulation durch verschiedene Elektroden ab. Ziel dieser Studie ist die Untersuchung verschiedener Aspekte der spektralen Maskierung bei mehrkanaligen CIs (siehe Laback et al., 2000b) und dessen Auswirkung auf die neuronale Codierung des Signalspektrums stationärer Vokale. Im Gegensatz zur einer Studie von Chatterjee und Shannon (1998) zur Maskierung bei bipolarer Elektrodensimulation wurden in dieser Studie ausschließlich monopolar stimulierende CIs eingesetzt. Zusätzlich wurden sogenannte *Vowel Masking Patterns* gemessen (van Tasell et al., 1987), die den Gesamtmaskierungseffekt bei komplexen Signalen widerspiegeln. Dieser Beitrag präsentiert erste Analysen der erst vor kurzem abgeschlossenen Experimente.

## Testpersonen

7 postlingual erlaubte Personen; Alter; 50-70; Tragedauern des Implantats: 3-60 Monate. 3 tragen das *Med-El Combi40* Implantat (im folgenden als *8-Kanal* bezeichnet) und 4 das *Med-El Combi40+* Implantat (im folgenden als *12-Kanal* bezeichnet).

## Testsignale und technische Daten

Signalgenerierung und Experimentensteuerung: digitale Synthese; Macro-Routinen im *ST<sup>X</sup>*-System<sup>1</sup>;

Signalübermittlung: externer D/A-Wandler – Signaleingang des Implantatprozessors.

Parameter der elektrischen Stimulation: Monopolare Stimulation mit extracochleärer Referenzelektrode; Abstand zwischen zwei benachbarten Elektroden: (*8-Kanal*: 2.8 mm, *12-Kanal*: 2.4 mm); biphasische Rechteckpulse; Stimulationsrate pro Elektrode: 1515 Hz; Phasendauer: 40  $\mu\text{s}$  (*8-Kanal*) bzw. 26.7  $\mu\text{s}$  (*12-Kanal*); *CIS*-Strategie; Stimulationsreihenfolge *8-Kanal*-Implantat (Apex=1, Basis=8): 1-5-2-6-3-7-4-8; *12-Kanal*-Implantat (Apex=1, Basis=12): 1-7-2-8-3-9-4-10-5-11-6-12.

Prozessor: Logarithmisch verteilte Frequenzbänder im Bereich 360-4586 Hz (*8-Kanal*) bzw. 339-4872 Hz (*12-Kanal*); Eingangssignal (*12-bit*-Wandler) wird auf individuelle elektrische Dynamik gemapped;

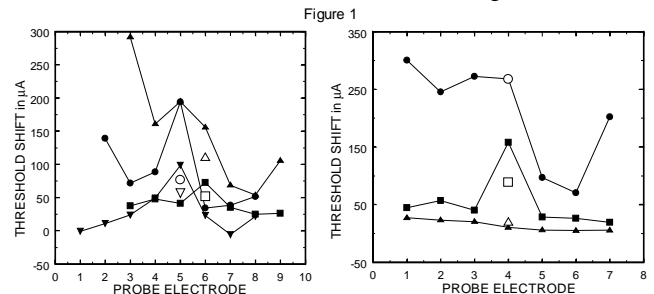
Teil 1: lineare Amplitudenübertragung, Teile 2-3: logarithmische Amplitudenkompression.

Kalibrierung: Oszilloskopmessung am Ausgang einer die Cochlea simulierenden Detektorbox (Impedanz: 6.8 k $\Omega$ ) der Firma *Med-El*; Berechnung der zu den gemessenen Schwellen (akustisch definiert) zugehörigen elektrischen Stromstärken durch Simulation der Signalverarbeitung des Prozessors; Neuanpassung der absoluten elektrischen Schwellen (*THR*) und der oberen Dynamikgrenzen (*MCL*) vor Beginn der Experimente, Einstellung der für das jeweilige Experiment erforderlichen Kompressionsfunktion (siehe *Prozessor*).

## Teil 1. Frequenzausbreitung, Pegelabhängigkeit und Additivität der Maskierung

Testsignale: Maskierer: Sinuston mit Mittenfrequenz eines Filterbandes, Tondauer (stationärer Teil): 1.3 s; Testton: Sinuston mit Mittenfrequenz eines Filterbandes; Tondauer (stationärer Teil): 100 ms; alle Testsignale (aller Tests dieser Studie) hatten kosinusförmige Onset und Offset-Rampen von 70 ms;

Methode: Adaption des Bekesy-Tracking-Verfahrens: adaptive Messung der Pegel-Schwelle eines pulsierenden Testtons, an der ein in der zeitlichen Mitte des Maskierers zentrierter Testton gerade verdeckt wird; zur Vermeidung eines Gewöhnungseffektes zufällige Variation der exakten zeitlichen Position des Testtons im Bereich  $\pm 220$  ms; visuelle Anzeige der Maskiererintervalle; Schrittweite der adaptiven Prozedur: am Anfang 6 dB, ab dem 2. Wendepunkt 4 dB, ab dem 3. Wendepunkt 2 dB, ab dem 4. Wendepunkt 1 dB; ab dem 9. Wendepunkt Beendigung der Prozedur, falls Standardabweichung über letzte 6 Wendepunkte  $\leq 4.5$  dB, sonst Fortführung, bis Bedingung erfüllt; Berechnung der Schwelle über letzte 6 Wendepunkte; Wiederholung einiger Schwellenmessungen zur Prüfung der Reliabilität: 1.9 dB (akustisch) mittlere Abweichung.



Die Messung der Frequenzausbreitung der Maskierung erfolgte mittels der Methode der *Masking Patterns* (MPs). Dabei wurde der Maskierungseffekt des Signals einer in der Mitte des Elektrodenarrays gelegenen Maskiererelektrode auf die Detektion des Signals von 7 um die Maskiererelektrode zentrierten Testelektroden gemessen. Der Maskiererpegel wurde auf eine subjektiv als angenehm beurteilte Lautstärke eingestellt.

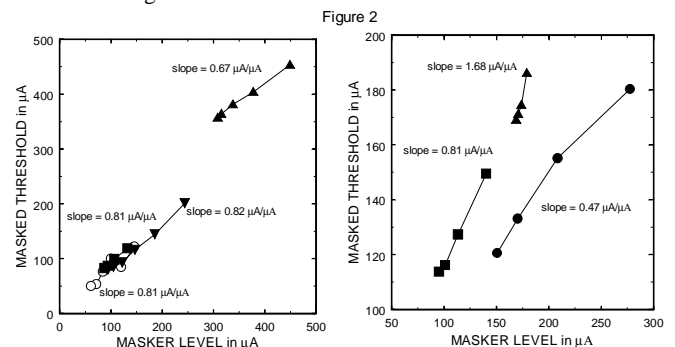
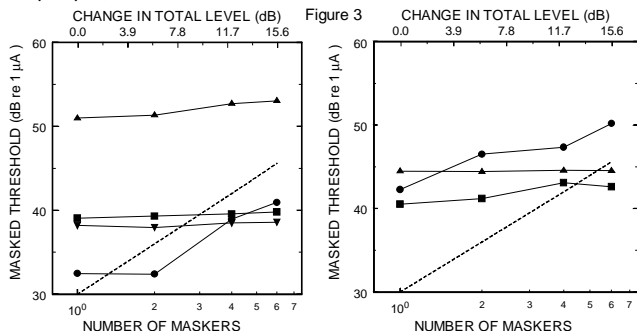


Fig. 1. zeigt *Masking Patterns* für 4 Träger des *12-Kanal* (linke Seite) und 3 Träger des *8-Kanal*-Implantats. Die gefüllten Symbole zeigen die Mithörschwellen relativ zu den THR-Werten, die leeren Symbole

<sup>1</sup> *ST<sup>X</sup> for Windows*: entwickelt am Institut für Schallforschung der Österreichischen Akademie der Wissenschaften

zeigen die absoluten Maskierpegel (Angaben in  $\mu\text{A}$ ). Im Falle der Übereinstimmung von Maskierer- und Testelektrode wurde bei allen außer einer Testperson (Dreiecke auf rechter Seite) die Mithörschwelle selbst bei Erreichen des maximalen Testsignalpegels nicht erreicht.

Zur Messung der Pegelabhängigkeit der Maskierung wurde dieselbe Maskiererelektrode wie bei der MP-Messung verwendet, als Testelektrode fungierte jene Nachbarlektrode mit der größeren elektrischen Dynamik. Fig. 2 zeigt die Abhängigkeit der Mithörschwellen vom Maskierer-Pegel (4-6 Meßpunkte). Die Maskierpegel wurden so ausgewählt, daß sich die Mithörschwellen über einen möglichst großen Dynamikbereich verteilen. Bei vierten der Testpersonen liegt der Anstieg der Maskierung bei  $0.8 \mu\text{A}/\mu\text{A}$ , bei zweien darunter ( $0.47$  und  $0.67 \mu\text{A}/\mu\text{A}$ ) und bei einer deutlich darüber ( $1.68 \mu\text{A}/\mu\text{A}$ ).



Die Additivität der Maskierung wurde durch Messung der Mithörschwellen bei gleichzeitiger Stimulation von 1, 2, 4 oder 6 gleich wirksamen Maskierern gemessen. Als Testelektrode wurde die Maskiererelektrode aus den ersten beiden Teilen, als Maskiererelektroden die auf beide Seiten verteilten 2, 4 oder 6 Nachbarlektroden der Testelektrode verwendet. Zuerst wurde der Maskierungseffekt jedes einzelnen Maskierers auf die Testelektrode bestimmt. Bei der Messung der Additivität wurden dann alle Maskierpegel so eingestellt, daß sie (unter der Annahme eines Anstiegs der Maskierung von  $1 \mu\text{A}/\mu\text{A}$ ) zu einer einheitlichen Mithörschwelle an der Testelektrode führen (6 dB über deren absoluter Schwelle). Fig. 3 zeigt gemessene Mithörschwellen für die Referenzbedingung mit 1 Maskierer und für 2, 4 oder 6 simultane Maskierer. Die strichlierte Referenzlinie stellt lineare Summation des Maskierungseffekts der Einzelmaskierer dar, d. h. die Mithörschwelle (in  $\mu\text{A}$ ) für  $N$  gleich wirksame Maskierer entspricht der Mithörschwelle für einen Maskierer multipliziert mit  $N$ . Alle Testpersonen außer einer (Kreise auf linker Seite) weisen tendenziell lineare Additivität mit einer deutlich geringeren Steigung als bei linearer Summation auf. Die erwähnte Testperson zeigt keinen Anstieg der Maskierung, wenn zu einem Maskierer ein zweiter hinzugefügt wird, aber beim Hinzufügen von weiteren 2 oder 4 Maskierern folgt die Additivität der linearen Summation.

## Teil 2. Vokalidentifikation

**Stimuli:** 8 synthetisierte deutsche Vokale /A, AE, E, I, O, OE, U, UE/ mit 100 Hz Grundfrequenz. Die Synthese der Vokale erfolgte folgendermaßen [siehe auch Laback et al. (2000a)]: Aus Vokalaufnahmen des *Med-El*-Vokaltests wurden strikt periodische Vokale mit identischer Grundfrequenz gemäß der in Laback et al. (2000b) beschriebenen Methode generiert. Anschließend wurden diese Vokale mit einer dem Sprachprozessor der jeweiligen Testperson entsprechenden Filterbank gefiltert (Frequenzantwort *FA*). Schließlich erfolgte die Gewichtung einer Reihe von Sinustönen - mit Frequenzen entsprechend den Mittenfrequenzen der Filterbank - mit *FA*.

**Methode:** Im ersten Teil wurden die Vokale auf einheitliche subjektive Lautheit eingestellt (Paar-Vergleiche). Die Testpersonen konnten dann die Vokale durch Anklicken mit einer Computermaus beliebig oft anhören und vergleichen. Der Versuchsteil entsprach dem in Laback et al. (2000b) beschriebenen Verfahren, nur wurde diesmal jeder Vokal 24x dargeboten und es erfolgte kein visuelles Feedback der richtigen Antwort. Aus der 8\*8-Verwechslungsmatrix wurden 2\*2-Submatrizen extrahiert und die jeweilige *Relative Transmitted Information RTI* (nach Miller and Nicely, 1955) berechnet. Für jede Testperson erfolgte die Auswahl des Vokalpaars mit der kleinsten *RTI* und weiterer 1-2

Vokale, die mit beiden Teilen des Paares die höchste *RTI* erreichten. Die so ausgewählten Vokale wurden bei der Messung sogenannter *Vowel Masking Patterns* verwendet.

## Teil 3. Vowel Masking Patterns (VMP)

**Testsignale:** Maskierer: 3-4 ausgewählte Vokale, Tondauer (stationärer Teil): 990 ms; Testton: Sinuston, 8 oder 12 verschiedene Frequenzen entsprechend den Mittenfrequenzen des 8-Kanal od. 12-Kanal-Implantats, Tondauer (stationärer Teil): 100 ms.

**Methode:** Messung der Mithörschwelle der in der zeitlichen Mitte der Vokal-Maskierer zentrierten Testtöne mittels des oben beschriebenen adaptierten Bekesy-Tracking-Verfahrens.

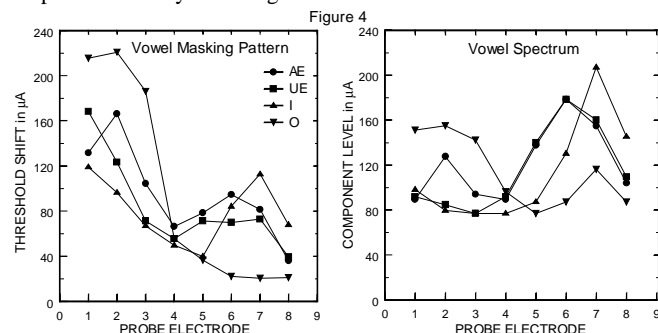


Fig. 4 (links) zeigt exemplarisch *VMPs* einer Trägerin des 8-Kanal-Implantats (entspricht den Rechtecksymbolen in Fig. 1-3, rechte Seite) für die am meisten verwechselten Vokale /AE/ und /UE/ (*RTI* = 0.3) und für die von diesen beiden am besten unterschiedenen Vokale /I/ und /O/. Zum Vergleich sind in Fig. 4 (rechts) die Elektroden-Ausgangssignale (Spektralkonturen) dieser Vokale dargestellt. Die *VMPs* sind als Differenz zwischen den gemessenen Mithörschwellen und den THR-Werten angegeben, hingegen stellen die Werte auf der rechten Seite absolute Werte dar (Angaben in  $\mu\text{A}$ ). Die spektrale Ähnlichkeit zwischen den Vokalen /AE/ und /UE/ von der 4. bis zur 8. Elektrode spiegelt sich auch in den *VMPs* wider, die spektralen Differenzen der Vokale im Bereich der 3 ersten Elektroden (die die Unterscheidung dieser Vokale bei Normalhörenden ermöglichen) werden durch die starke Anhebung des /UE/-*VMPs* in diesem Bereich „verwischt“. Die charakteristischen Konturen der Vokale /I/ (schwache tiefe und starke hohe Frequenzen) und /O/ (vice versa) bleiben in den *VMPs* gut erhalten und ermöglichen die Diskrimination von den anderen Vokalen und untereinander (*RTI* zwischen /I/ und /O/ hat den höchstmöglichen Wert 1, d. h. die Vokale wurden immer richtig erkannt). Der Formant von /O/ im Bereich der 7. Elektrode geht hingegen im *VMP* völlig verloren. Insgesamt zeigen die *VMPs* eine starke Anhebung tieffrequenter Anteile, die aber anscheinend keine negativen Auswirkungen auf die Vokalidentifikation hat. Allgemein sind im Falle dieser sehr gut diskriminierenden Testperson die spektralen Konturen der Vokale im „interierenden Spektrum“ gut repräsentiert. Systematische Analysen der *VMPs* aller 7 Testpersonen (bereits gemessen) werden die Unterschiede zwischen den *VMPs* gut und schlecht identifizierter Vokale näher untersuchen. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen könnten bei zukünftigen Signal-Kodierungsstrategien und bei der Prozessoranpassung als Basis für eine gezielte Kompensation von Maskierungseffekten dienen.

## Literatur

- Chatterjee, M., and Shannon, R. (1998). "Forward masked excitation patterns in multielectrode electrical stimulation," *J. Acoust. Soc. Am.* 103, 2565-2572.
- Laback, B., Deutsch, W. A., Mair, A. (2000a). "Simulation of vowel perception in multichannel cochlear implant stimulation," proceedings of the annual meeting of the Austr. Phys. Assoc. (ÖPG).
- Laback, B., Mair, L., Deutsch, W.A. (2000b). "Spektrale Maskierung bei Stimulation über Cochlea-Implantate," in: Fortschritte der Akustik 'DAGA' 2000, Oldenburg.
- Miller, G., and Nicely, P. (1955). "An analysis of perceptual confusions among some English consonants," *J. Acoust. Soc. Am.* 27, 338-352.
- van Tasell, D. J., Fabry, D. A., and Thibodeau, L. M. (1987). "Vowel identification and vowel masking patterns of hearing-impaired subjects," *J. Acoust. Soc. Am.* 81, 1586-97.