

# Signalwahrnehmung in komplexen komodulierten Störgeräuschen: Vergleich zwischen Cochlea Implantat-Trägern und Normalhörenden

S. Zirn<sup>1</sup>, J.-M. Hempel<sup>1</sup>, M. Schuster<sup>1</sup>, W. Hemmert<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Klinikum der LMU, München

<sup>2</sup> IMETUM, München

## Einleitung

Das normalhörende Gehör hat verschiedene Strategien, um gleichzeitig auftretende Geräusche mit sich überlappenden Spektren differenziert wahrzunehmen. So kann es dem Normalhörenden (NH) beispielsweise gelingen eine Geige aus einem orchestralen Hintergrund oder einen Sprecher aus mehreren konkurrierenden Sprechern herauszuhören. Selbst bei höchstem Konzentrationsniveau gelingt dies heutigen Cochlea Implantat (CI)-Trägern in vergleichbaren akustischen Situationen in der Regel nicht.

Ein wichtiger zentral-auditorischer Prozess, der bei NH in solchen Situationen greift, ist „frequenzübergreifende Verarbeitung“ und kann zu einem „Release of Masking“ führen. Besonders ausgeprägt greift dieser neurale Mechanismus bei einer Eigenschaft vieler natürlicher Geräusche: synchrone (komodulierte) Pegelschwankungen in unterschiedlichen Frequenzbereichen. Dies ist auch eine Eigenschaft von Sprache insbesondere von Plosiven. Modellvorstellungen gehen hier von einem zentralen Korrelator aus, der die Outputs verschiedener auditorischer Filter analysiert, gegeneinander verrechnet und so zu einem besseren Signal-Rausch-Abstand führt.

Um frequenzübergreifende Verarbeitung zu messen, verwendet man oft ein so genanntes Comodulation Masking Release (CMR)-Experiment. Die vorliegende Studie vergleicht den CMR von NH mit dem von CI-Trägern, sowohl für die akustische Reizung (bei CI-Trägern über den Sprachprozessor), als auch per Direktstimulation einzelner Elektroden mit dem Nucleus Implant Communicator (NIC).

## Methoden

Bisher wurden in unsere Studie 7 NH (mittleres Alter: 38 Jahre) und 21 CI-Träger (13w, 8m; mittleres Alter: 47 Jahre) eingeschlossen. Alle CI-Träger wurden mit CI24R, CI24RE oder CI512 Implantaten der Firma Cochlear versorgt und nutzten seit mindestens 6 Monaten den Sprachprozessor CP810.

Für die direkte Stimulation wurde der Nucleus Implant Communicator (NIC) und die Nucleus Matlab Toolbox verwendet. Die zu Grunde liegende Kodierungsstrategie war ACE. Die ersten Signalverarbeitungsschritte dieser Kodierungsstrategie (Automatic Gain Control und Filterbank) wurden ausgelassen und direkt die Frequency Time Matrix modifiziert. So konnte eine Direktstimulation der gewünschten Elektroden 22,20,14,13 (Flanking Bands - FB) und 17 (On-Signal Band - OSB) realisiert werden.

Die Testaufgabe für die Probanden war es einen Ton auf Elektrode 17 aus fünf schmalbandigen Rauschbändern (OSB + 4 FB; Bandbreite jeweils 24 Hz) herauszuhören. Die FBs waren entweder unkorreliert oder komoduliert im Bezug auf das OSB. Die Pegelfluktuation war in jedem Testdurchlauf unterschiedlich (randomisiert generiert), um Lerneffekte und das reine „Unterschiedshören“ zu erschweren. Die mittlere Störgeräuschenergie in OSB und FB war in jedem Testdurchlauf identisch und auch in beiden Testkonditionen (unkorreliert+komoduliert) gleich.

Die Testaufgabe für die Probanden war einen in seiner Amplitude veränderlichen Ton auf der Mittenfrequenz des OSB wahrzunehmen und dessen Position in einem 3-Intervall, 3AFC Verfahren mit 12 Umkehrpunkten (adaptive two-down, one-up) anzugeben. Die Schwelle wurde als arithmetisches Mittel der letzten 4 Umkehrpunkte gebildet.

Der CMR berechnete sich aus der Differenz der Mithörschwellen des Tons im komodulierten Rauschen gegen der Mithörschwelle des Tons im unkorrelierten Rauschen.

## Ergebnisse

Ein Vergleich der psychometrischen Funktionen von NH gegen CI-Träger (siehe Abbildung 1), normiert auf den 70,7 % Punkt, zeigte ähnlich steile Verläufe für die beiden Testgruppen (4,5%/dB für CI-Träger; 4%/dB für NH).

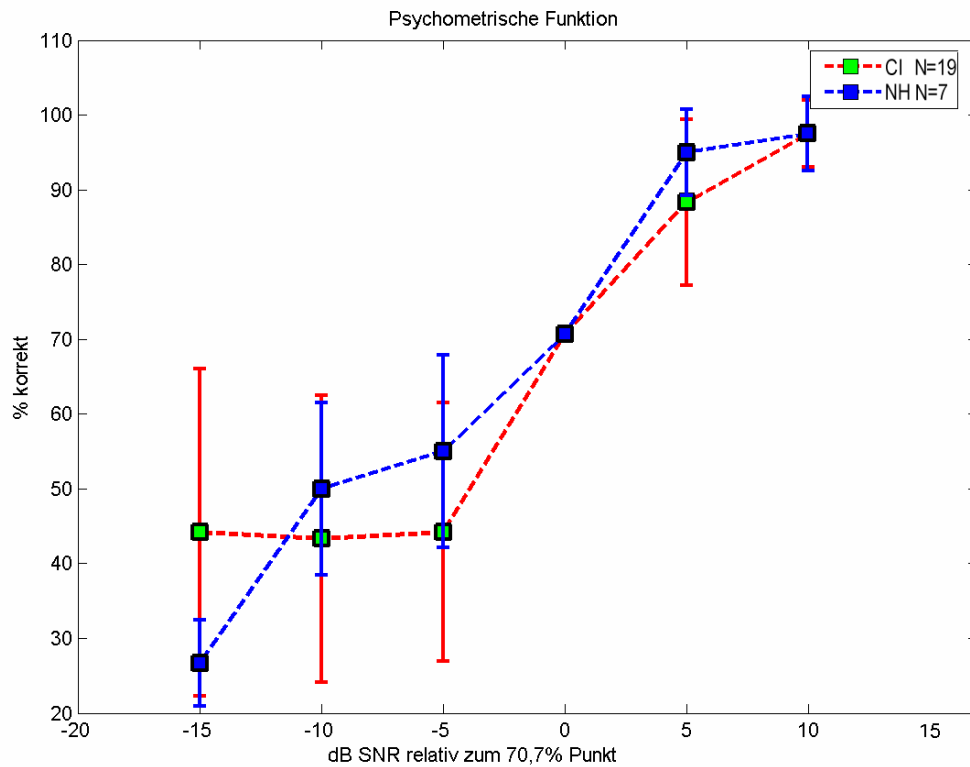


Abbildung 1: Psychometrische Funktionen für NH (blau) und CI Träger (rot)

Die Schwellenbestimmung bei CI-Trägern resultierte in unterschiedlichen Ergebnissen für die beiden Signaldarbietungsvarianten (Sprachprozessor per Audiokabel gegen Direktstimulation per NIC). Der gemessene Differenz der maskierten Mithörschwellen (siehe Abbildung 2, Differenz zwischen blau und grün) in der Audiokabel-Testbedingung (Abbildung 2 links, Mittelwert: 10 dB, Standardfehler: 3,5 dB,  $p=0,016$ ) ging in den gleichen Probanden in der Testbedingung per Direktstimulation zurück (Abbildung 2 rechts, Mittelwert: 3,1 dB, Standardfehler: 1,2 dB,  $p=0,019$ ). Die Schwellendifferenz zwischen komodulierter und unkorrelierter Signaldarbietung war in beiden Testbedingungen signifikant.

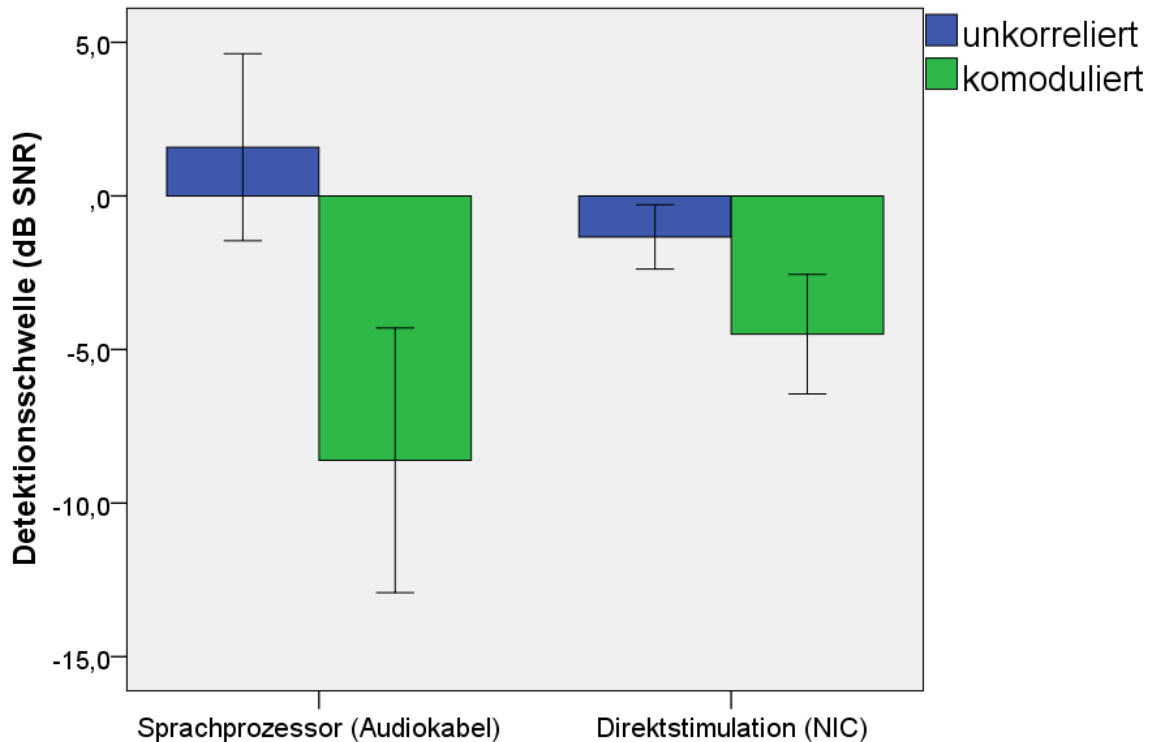


Abbildung 2: Schwellen in der unkorrelierten (blau) und komodulierten (grün) Testbedingung. Die Differenz der Mithörschwellen ist der CMR.

Im Mittel war also unabhängig von der Signaldarbietung ein signifikanter CMR messbar.

## Diskussion

Der Vergleich der psychometrischen Funktionen von NH und CI-Trägern zeigt eine vergleichbare Reproduzierbarkeit der Schwellen in beiden Gruppen. Dies wird von uns als Indikator angesehen, dass die Testaufgabe für CI-Träger ähnlich gut durchführbar war, wie für NH.

Der CMR war stark abhängig von der Signaldarbietung. Bei Stimuluspräsentation per Direktstimulation mittels NIC im Vergleich zur Präsentation per Sprachprozessor mittels Audiokabel ging der CMR im Mittel stark zurück. Nur wenige CI-Träger (7/21) zeigten noch einen ausgeprägten CMR in der Direktstimulations-Testbedingung. Dies wird als Indikator angesehen, dass die Sprachprozessor-Signalverarbeitung, im Wesentlichen die Automatic Gain Control und die Filterbank, zu einem artifiziellen CMR führt. Simulierte und gemessene Kanaloutputs weisen darauf hin, dass der gesteigerte CMR durch Verzerrungen der Signale erzeugt wird. Frequenzübergreifende Verarbeitung als neuraler Mechanismus zur Störgeräuschbefreiung scheint unter Verwendung der vollständigen Implantat-Signalverarbeitung nur für einen kleinen Teil des messbaren CMR verantwortlich zu sein.

Die Schwellen in der jeweiligen Testperson waren nicht unveränderlich: einige Map-Parameter hatten große Auswirkungen auf die Schwellen. An dieser Stelle wollen wir vor allen Dingen die Steigung der Lautheitswachstumsfunktion hervorheben. Dieser Wert, der in der Custom Sound Programmiersoftware von Cochlear „Q“ heißt, kann zu einer Optimierung der Schwellen führen.

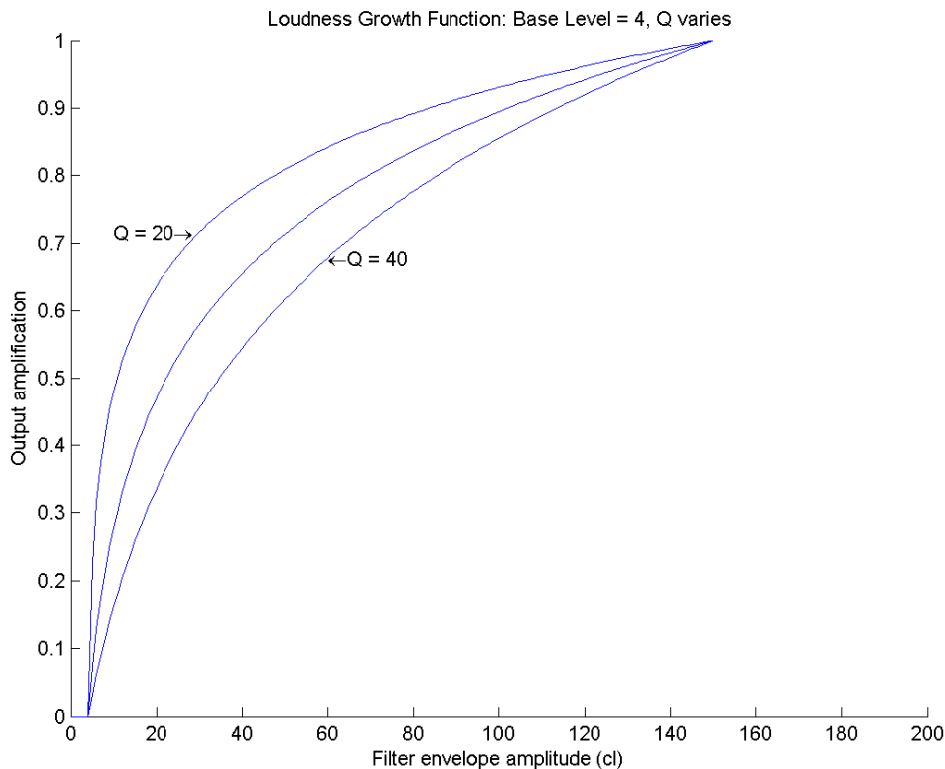


Abbildung 3: Die Lautheitswachstumsfunktion im Eingangs-Ausgangsdiagramm für verschiedene Werte von  $Q$ .

In unserer Studie zeigte sich, dass leicht gesteigert  $Q$  Werte, insbesondere bei relativ großen Dynamikbereichen zu einer Verbesserung der Schwellen führten. Hierbei sollte aber in kleinen Schritten vorgegangen werden, da bereits geringe Änderungen von  $Q$  großen Einfluss auf die Lautheitswachstumsfunktion haben (siehe Abbildung 3).

## Ausblick

Bei den wenigen CI-Trägern, die einen signifikanten CMR bei Direktstimulation einzelner Elektroden aufweisen, führen wir im Moment eine Merkmalssuche durch. Erste Hinweise deuten auf einen Zusammenhang von CMR und „spatial spread of excitation“ (SOE). Dazu werden wir gerade SOE Funktionen auf mittlere Breite und Steigung aus. In weitergehenden Untersuchungen wollen wir zusätzlich die Abhängigkeit des CMR von der Elektrodenauswahl untersuchen. Wir überlegen außerdem die kognitive Leistung der Versuchspersonen in einer nicht-akustischen Aufgabe zu testen und zu korrelieren.

## Literatur

- Epp B, Verhey JL. (2009) Superposition of masking releases. J Comput Neurosci. Epub 2008 Nov 28 Jun;26(3):393-407.
- Verhey JL. (2008) Comodulation masking release: an example of across-frequency processing of coherent level fluctuations. Z Audiol 2008, 47(1) 10-20.
- Nelken I, Rotman Y, Yosef OB (1999) Responses of auditory-cortex neurons to structural features of natural sounds. NATURE 397, 154-157.
- Florentine M, Buus S, Poulsen T (1996) Temporal integration of loudness as a function of level. J. Acoust. Soc. Am. 99, 1633-1644
- Qin MK, Oxenham AJ (2003): Effects of simulated cochlear-implant processing on speech reception in fluctuating maskers. J Acoust Soc Am 2003;114:446-454.

Hall JW, Haggard MP, Fernandes MA (1984) Detection in noise by spectro-temporal pattern analysis J. Acoust Soc Am 76:50–56

Hall JW, Davis AC, Haggard MP, Pillsbury HC (1989) Spectro-temporal analysis in normal hearing and cochlear-impaired listeners. J. Acoust. Soc. Am. 84,1325-1331

Zirn S, Karg S, Hemmert W, & Kummer P (2010) Comodulation Masking Release bei Cochlea Implantat-Trägern: Abhängigkeit von Stimulationsrate, Modulationsrate und Bandbreite des Maskierers. in *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie (DGA)* (Frankfurt).