

Modellierung der Schalllokalisierung in Innenohrimplantaten

Christian Wirtz^{1,2}, Michele Nicoletti², Peter Schleich³, Peter Nopp³, Werner Hemmert²

¹ MED-EL Deutschland GmbH, 82313 Starnberg, Germany, Email: christian.wirtz@medel.de

² Technische Universität München, 85748 Garching, Germany, Email: {michele.nicoletti, werner.hemmert}@tum.de

³ MED-EL, 6020 Innsbruck, Austria, Email: {peter.nopp, peter.schleich}@medel.com

Einleitung

Durch die heutigen Cochlea Implantate (CI) erreichen Menschen mit hochgradiger Schwerhörigkeit in Ruhe ein mit Normalhörenden vergleichbares Sprachverständnis. Bei schlechten akustischen Bedingungen (Störgeräusche und Cocktailparty-Szenario) nimmt dieses ab. Eine Ursache hierfür kann eine schlechtere Schalllokalisationsfähigkeit von CI-Nutzern sein, welche eine schlechtere Quellenseparation zur Folge hat. Unter Umständen gehen durch die Kodierungsstrategie des CI-Sprachprozessors zur Lokalisation wichtige binaurale Schlüsselinformationen verloren. Deswegen entwickelten wir [3] ein Modell, welches aus der elektrischen Stimulationsmatrix die Spike-Antworten des auditorischen Nervens berechnet. Das bestehende binaurale Modell von Lindemann [2, 1] wurde so modifiziert, dass es aus neuronalen Spiketrains Schallquellen lokalisieren kann. Es ist sensitiv auf Feinstruktur-Laufzeitunterschiede, aber auch Pegelunterschiede.

Im Folgenden sollten Grenzen der Lokalisations bei verschiedenen Kodierungsstrategien untersucht werden, in dem die Schallquellen mit unkorreliertem Rauschen bei verschiedenen Pegeln überlagert wurden. Diese Ergebnisse wurden mit den Ergebnissen von unserem Modell von Normalhörenden, als auch mit Normalhörenden (NH) Probandentests verglichen.

Testszenario

Verschiedene Laufzeit- (ITD) und Pegeldifferenzen (ILD) einer um den Zuhörer rotierenden Schallquelle werden in einer virtuellen Umgebung nachgebildet.

Lokalisierung mit Spikeantworten für NH

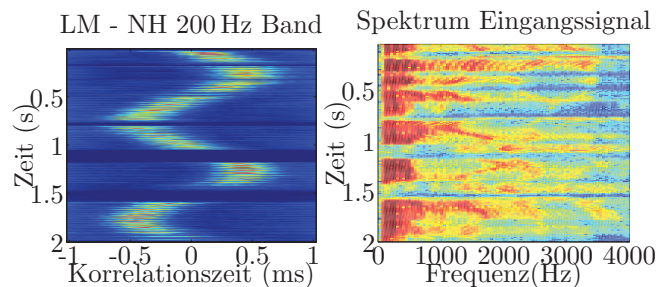


Abbildung 1: Lindemannkorrelation für Normalhörende (NH) und Spektrum des Eingangssignals. Abbildungen aus [3]

Als Referenz dient die Lokalisation mit dem Normalhörenden Modell (NH). Hierbei wird der OLSA Testsatz "Britta gewann drei schwere Steine" verwendet und

mit dem LM die Korrelationsstärken für das 200 Hz Frequenzband bestimmt. Die Frikative /s/ und /sch/ enthalten an dieser Stelle zu wenig Energie.

Binaurale Analyse mit dem Lindemann Modell

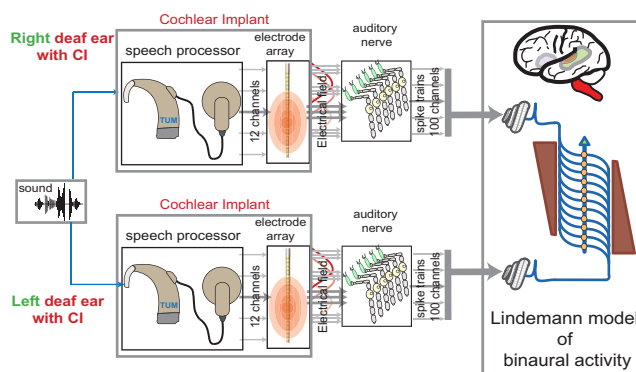


Abbildung 2: Schematische Darstellung des binauralen Modells. Abbildung aus [3]

Das Lindemann Modell (LM) [2] baut auf dem Modell von Jeffress [1] mit neuronalen Verzögerungsgliedern und Koinzidenzdetektoren auf und berücksichtigt zusätzlich ILDs. Es wurde weiterhin für neuronale Spikeantworten adaptiert - siehe Nicoletti et al. [3].

Lokalisierung mit HD CIS and FS4

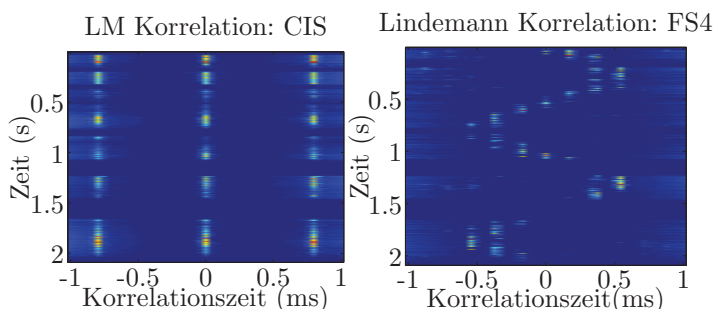


Abbildung 3: Lindemannkorrelationen (LM) für CIS und FS4 genau an Elektrode #2. Abbildung aus [3]

Die LM Korrelation ist für die CIS (links) und FS4 (rechts) direkt unterhalb der apikalen Elektrode #2 bei 26.0 mm dargestellt. Bei der CIS Strategie ist das LM nicht in der Lage die Schallquelle zu lokalisieren. Im Gegensatz ermöglicht die FS4 eine genügend genaue zeitliche Auflösung von sieben Positionen im Raum. Für Neuronen im Bereich zwischen zwei Elektroden (unten) nimmt die Korrelation durch das Kanalübersprechen ab,

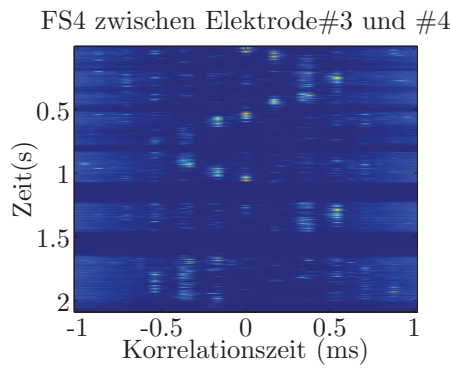


Abbildung 4: Lindemannkorrelationen (LM) FS4 zwischen den Elektroden #3 und #4

aber die prinzipielle Bewegung ist immer noch erkennbar. Weiterhin sind die LM Korrelationsstärken für die CI deutlich schwächer als für die NH.

Quantifizierung eines statischen Sprechers in diffusem Störgeräusch

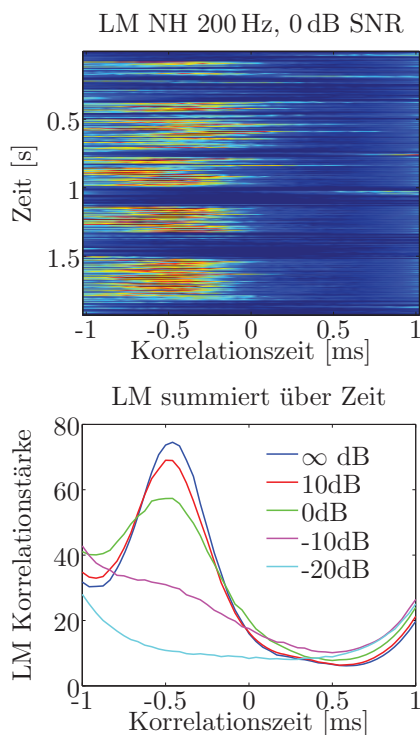


Abbildung 5: Einfluss von diffusem Störgeräusch auf die Lindemannkorrelation bei Normalhörenden (NH)

Im folgenden wird nun für NH (Abbildung 5) und FS4 (Abbildung 6) ein statischer Sprecher lokalisiert. Um die Grenzen des Lokalisationsmodell zu untersuchen, wurde der Sprecher mit unkorreliertem Breitbandrauschen bei verschiedenen Signal zu Rausch Verhältnissen (SNR) überlagert. Zum besseren Vergleich dieser zeigt die rechte Spalte die zeitlich summierten Korrelationswerte. In beiden Fällen sind die Korrelationsspitzen bei -0.5 ms größer 0 dB SNR deutlich erkennbar. Die LM Korrelationszeit bei der FS4 ist zwar quantisiert, aber überraschend nahe bei der von Normalhörenden.

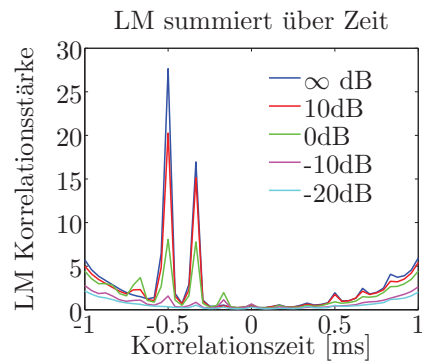
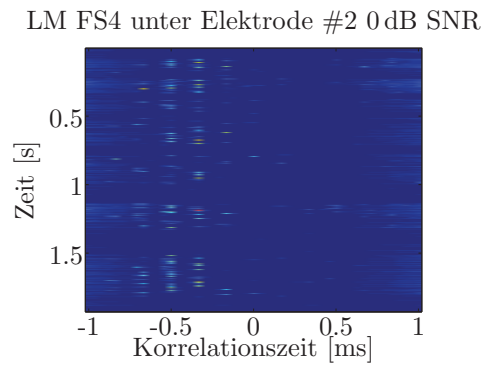


Abbildung 6: Einfluss von diffusem Störgeräusch auf die Lindemannkorrelation bei FS4

Ergebnis

Das hier vorgestellte Modell ist ein wertvolles Werkzeug zur Evaluierung und Optimierung bilateraler Kodierungsstrategien. Es ermöglicht quantitative Vorhersagen für die Korrelationsstärke von Spikeantworten des linken und rechten Ohres. Mit der FS4 wurde im Modell nachgewiesen, dass wichtige Informationen für eine ausreichend genau Schalllokalisierung erhalten werden. Dies gilt es in Tests mit bilateralen CI Nutzern zu verifizieren.

Förderzeichen

Diese Arbeit wurde von MED-EL Innsbruck und im Bernstein Center for Computational Neuroscience des deutschen Ministeriums für Lehre und Forschung (Referenznummer 01GQ1004B and 01GQ1004D) gefördert.

Literatur

- [1] L. A. Jeffress. A place theory of sound localization. *J Comp Physiol Psychol*, 41(1):35–39, Feb 1948.
- [2] W. Lindemann. Extension of a binaural cross-correlation model by contralateral inhibition. i. simulation of lateralization for stationary signals. *J Acoust Soc Am*, 80(6):1608–1622, Dec 1986.
- [3] Michele Nicoletti, Christian Wirtz, and Werner Hemmert. Modelling sound localization with cochlear implants. In Jens Blauert, editor, *The Technology of Binaural Listening*, pages 309–331. Springer, 2013.