

# Modellierung der Sprachverständlichkeit bei Versorgung mit einem Cochlea Implantat in Abhängigkeit von der Taubheitsdauer

Stefan Fredelake, Birger Kollmeier, Volker Hohmann

Medizinische Physik, Universität Oldenburg, Email: stefan.fredelake@uni-oldenburg.de

## Einleitung

Nach Versorgung mit einem Cochlea Implantat (CI) lässt sich eine große Variabilität in der Sprachwahrnehmung beobachten. Während einige CI-Träger beim Oldenburger Satztest (Olsa) Sprachverständlichkeitsschwellen (SRT, SNR für 50% Sprachverständlichkeit) erreichen, die sich nur geringfügig von den Schwellen für Normalhörende unterscheiden, brauchen andere CI-Träger für die gleiche Sprachverständlichkeit deutliche höhere Sprachpegel. Als eine Ursache für diese Unterschiede werden pathologische Veränderungen des auditorischen Nervensystems in Abhängigkeit von der Taubheitsdauer vermutet. Es fehlen jedoch quantitative Modellvorstellungen zum Zusammenhang zwischen Parametern der auditorischen Verarbeitung und der Sprachwahrnehmung mit CIs. Durch systematische Variation von Modellparametern eines Modells des elektrisch stimulierten Gehörs wurde ihr Einfluss auf die modellierte Sprachverständlichkeit untersucht.

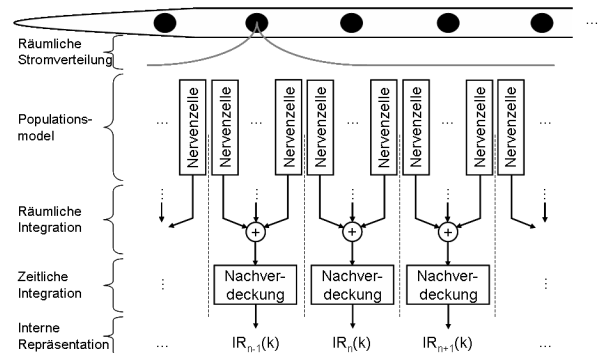
## Peripheres Modell

Für die Modellierung der Perzeption von elektrischen Stimuli wurde ein Modell des elektrisch stimulierten Gehörs [1] verwendet, das aus einer Population von Nervenzellen besteht, die nach Stimulation durch ein simuliertes CI, Deltapulse als Aktionspotentiale in Abhängigkeit von der zeitlichen und räumlichen Anregung produzieren.

Jede Nervenzelle basiert auf dem leaky-integrate-and-fire-Modell, das nach Überschreiten eines Schwellenwertes durch das Depolarisationspotential einen Deltapuls erzeugt. Das Modell der Nervenzelle wurde mit einem Rauschen für die Modellierung der stochastischen Schwankungen des Membranpotentials erweitert, ebenso wird Refraktärität durch Multiplikation des Schwellenwertes mit einem Wert modelliert, der seit dem letzten Deltapuls exponentiell abfällt. Darüber hinaus werden die Fortleitungslatenz und der dabei resultierende Jitter, der Einfluss auf die Feuersynchronizität und Summenamplitude der Deltapulse hat, durch einen stochastischen Delay des Deltapulses berücksichtigt. Der Parametrisierung jeder Nervenzelle lagen elektrophysiologische Daten zugrunde, so dass realistische Werte verwendet wurden.

Die Nervenzellen sind zwecks Vereinfachung entlang einer abgewinkelten Cochlea eindimensional aneinandergereiht wie in Abbildung 1 dargestellt. Außerdem ist in Abbildung 1 oben schematisch der apikale Teil einer Elektrodenkette eingezeichnet. Jeder elektrische Stimulus wird mit einer doppelseitig exponentiell abfallenden Stromverteilungsfunktion multipliziert, so dass für jede Nervenzelle abfallende Eingangsströme in Abhängigkeit vom Abstand zur Elektrode vorliegen.

Nach Produktion aller Deltapulse auf eine Stimulationssequenz werden diese im zentralen Bereich zu



**Abbildung 1:** Modell des elektrisch stimulierten Gehörs. Die elektrische Feldstärke eines Stroms von einer Elektrode (oben) nimmt mit wachsendem Abstand zur Elektrode exponentiell ab (räumliche Stromverteilung). Die Nervenzellen sind eindimensional aneinander gereiht (Populationsmodell). Danach erfolgt die Gruppierung der Aktionspotentiale (räumliche Integration) und die zeitliche Nachverdeckung (zeitliche Integration), so dass am Ende interne Repräsentationen vorliegen.

Gruppen zusammengefasst. Nachdem aus dieser Gruppenaktivität durch nichtlineare Integration die zeitliche Nachverdeckung (Adaptation) modelliert wurde, liegt die interne Repräsentation (IR) vor, die die Wahrnehmung von elektrischen Stimuli beschreibt.

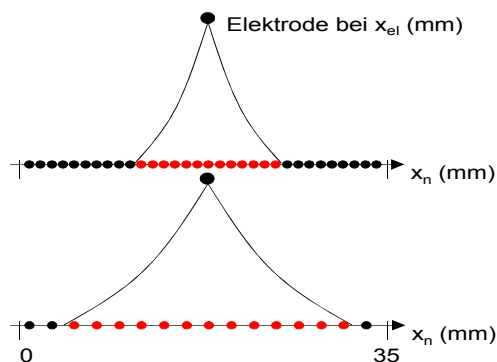
## Parameter

Unter Beibehaltung der Einstellungswerte (MAP) eines simulierten CIs wurden im peripheren Modell die Anzahl der Nervenzellen und die Breite der Stromausbreitungsfunktion verändert. Dabei lag die Annahme zugrunde, dass Lautheit für TCL (Threshold Current Level) bzw. MCL (Most Comfortable Level) eine konstante Größe für alle Elektroden und alle CI Träger sei, und des weiteren Lautheit proportional zur Anzahl der Aktionspotentiale sei. Bei gleicher Stromstärke, aber reduzierter Anzahl von Nervenzellen muss die Stromausbreitungsfunktion verbreitert werden, um die gleiche Anzahl an Aktionspotentialen zu erzielen wie bei hoher Anzahl von Nervenzellen und schmaler Stromverteilungsfunktion, wie in Abbildung 2 dargestellt. Für die Modellierung der kognitiven Fähigkeiten wurde ein multiplikatives Rauschen auf die IRs aufgeprägt, dessen Standardabweichung  $\sigma_{\text{int}}$  die kognitiven Leistungen bei der Sprachdetektion beschreibt. Kleine Werte für  $\sigma_{\text{int}}$  seien bei hohen kognitiven Leistungen gegeben und umgekehrt.

## Automatische Spracherkennung

Für die Vorhersage der Sprachverständlichkeit mit dem Olsa wurden die Einzelwörter verwendet. Dabei lagen für jede Wortgruppe (Name, Verb, Zahl, Adjektiv, Objekt) zehn verschiedene Alternativen vor, zu denen unmoduliertes

Störgeräusch mit SNRs von -15 bis 25 dB in 5 dB Schritten addiert wurde. Für diese Signale wurden die elektrischen Stimuli nach der Verarbeitungsstrategie ACE, und im Anschluss die IRs mit dem Hörnervenmodell berechnet. Danach folgte eine Klassifikation einer IR eines Testwortes mit anderen IRs von Referenzwörtern gleicher Wortgruppe mit dem Dynamic Time Warping-Algorithmus. Mittels wiederholter Klassifikation mit allen Testwörtern wurde für jeden SNR die Sprachverständlichkeit in Prozent berechnet, die gegen den SNR aufgetragen wurde. Daraus wurde eine psychometrische Funktion berechnet, aus der der SRT und die Steigung  $s$  berechnet wurden.



**Abbildung 2:** Schematischer Zusammenhang zwischen der Stromverteilungsfunktion und Anzahl der Nervenzellen. Oben: viele Nervenzellen, schmale Stromverteilung; unten: wenige Nervenzellen, breite Stromverteilung. Die Anzahl aktiver Nervenzellen (rot) ist in beiden Fällen konstant.

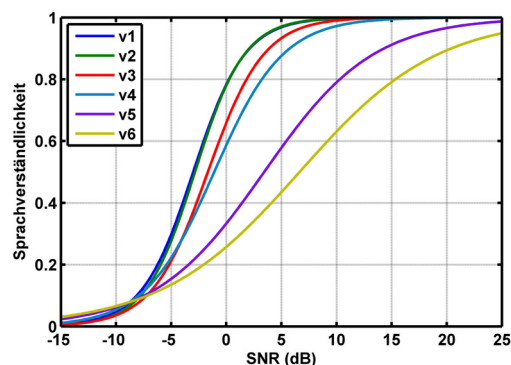
## Ergebnisse

Abbildung 3 zeigt die modellierte Sprachverständlichkeit für sechs verschiedene Modellversionen bei konstantem  $\sigma_{int} = 0.30$ . Dabei nehmen von v1 bis v6 die Anzahl der Nervenzellen ab und die Breite der Stromverteilungsfunktion zu. Je weniger Nervenzellen vorliegen, desto höher wird der modellierte SRT und desto flacher die Steigung  $s$ . Tabelle 1 zeigt den SRT und die Steigung  $s$  für alle Modellversionen bei unterschiedlichen Werten für  $\sigma_{int}$ .

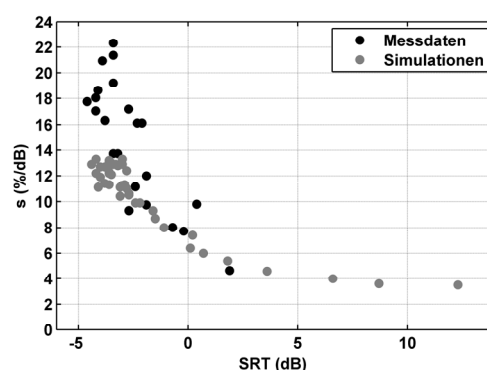
**Tabelle 1:** SRT (dB) und Steigung  $s$  (%/dB) für alle Modellversionen v1 (viele Nervenzellen) bis v6 (wenige Nervenzellen).  $\sigma_{int}$  gibt die Standardabweichung des internen Rauschens an.

Modellversion	$\sigma_{int} = 0$		$\sigma_{int} = 0.30$		$\sigma_{int} = 0.35$	
	SRT	$s$	SRT	$s$	SRT	$s$
v1	-2.8	12.4	-3.1	11.1	-2.7	10.5
v2	-3.0	13.3	-2.9	11.3	-2.2	9.9
v3	-3.6	13.1	-1.6	9.3	0.2	7.4
v4	-3.6	13.2	-1.1	8.0	0.7	6.0
v5	-4.2	13.3	3.6	4.6	8.7	3.6
v6	-4.1	11.1	6.6	4.0	12.3	3.5

In Abbildung 4 sind modellierte Werte für  $s$  und SRT und zum Vergleich Patientendaten [2] aufgetragen. Zwischen -3 und 2 dB SRT wird der Zusammenhang zwischen SRT und  $s$  quantitativ gut nachgebildet. Bei SRTs  $< -3$  dB gibt es eine Abweichung, die vermutlich durch fehlende Auswertung der Koartikulation zwischen den Wörtern im Modell bedingt ist.



**Abbildung 3:** Sprachverständlichkeitsfunktionen für Modellkonfigurationen v1 bis v6. Von v1 bis v6 nimmt die Anzahl der Nervenzellen ab.



**Abbildung 4:** Zusammenhang zwischen  $s$  und SRT für Modellsimulationen und Patientendaten.

## Diskussion

Das Modell kann die Variabilität der Sprachverständlichkeit von CI Trägern physiologisch plausibel erklären. Weniger Nervenzellen, wie bei einer langen Taubheitsdauer gegeben, mit einer breiteren Stromverteilungsfunktion führen zu einer Erhöhung des SRTs. Internes Rauschen limitiert die Leistung des Klassifikators und berücksichtigt unterschiedliche kognitive Fähigkeiten. Für eine individuelle Vorhersage der Sprachverständlichkeit werden die Anzahl der Nervenzellen und  $\sigma_{int}$  als Funktionen der Taubheitsdauer, bzw. aus kognitiven Tests benötigt. Die Stromverteilungsfunktion kann aus postoperativen Messungen im Modell nachgebildet werden. Präoperativ lässt sich der SRT-Bereich nur für mehrere Stromverteilungsfunktionen schätzen.

## Literatur

- [1] Hamacher, V.: Signalverarbeitungsmodelle des elektrisch stimulierten Hörnerven, Aachener Beiträge zu Digitalen Nachrichtensystemen, 17, 2003
- [2] Hey, M., Hocke, T., Braun, A., Scholz, G., Brademann, G., Müller-Deile, J.: Erhebung von Normativen Daten für den Oldenburger Satztest bei CI-Patienten, 13. Jahrestagung der DGA, 2010

Unterstützt durch die Audiologie-Initiative Niedersachsen.