

Modellierung der auditorischen Sprachverarbeitung bei elektrischer Stimulation durch Cochleaimplantate

Stefan Fredelake¹, Volker Hohmann¹, Sabine Haumann², Andras Büchner², Thomas Lenarz², Birger Kollmeier¹

¹ Medizinische Physik, Universität Oldenburg, Email: stefan.fredelake@uni-oldenburg.de

² Hörzentrum Hannover, Medizinische Hochschule Hannover

Einleitung

Der Indikationsbereich von Cochleaimplantaten (CI) erweitert sich ständig, so dass nicht nur taube, sondern auch hochgradig schwerhörnde Patienten teilweise eine bessere Rehabilitation mit einem CI oder mit Hybridstimulation erwarten lassen als mit Hörgeräten. Andererseits steigt die Leistung von modernen Hörgeräten bei hochgradiger Schwerhörigkeit. Um den Indikationsbereich für diese verschiedenen Gerätetypen festzulegen, wurden im Rahmen der Audiologie-Initiative Niedersachsen präoperative und postoperative Daten von CI-Patienten an der Medizinischen Hochschule Hannover gesammelt, die im Anschluss analysiert wurden. In diesem Beitrag wird ein Modell des elektrisch stimulierten Hörnerven für die Vorhersage der Sprachverständlichkeit von CI-Patienten vorgestellt und seine Anwendbarkeit diskutiert.

Messungen

Präoperativ wurde die Sprachverständlichkeit für den Freiburger Sprachtest und für den Oldenburger Satztest (Olsa) im Störgeräusch mit dem Oldenburger Forschungshörgerät („Master Hearing Aid“) ermittelt, welches an den Hörverlust des Patienten individuell angepasst wurde. Ebenso wurde die kognitive Komponente für die Sprachverständlichkeit mittels eines Lesetests abgeschätzt, bei dem Sätze des Olsa über einen Monitor visuell dargeboten wurden und mit zufällig angeordneten schwarzen Balken verdeckt wurde. In Abhängigkeit wie gut die Patienten die Sprache erkennen konnten, wurde der Verdeckungsgrad adaptiv so variiert, dass 50% Sprachverständlichkeit erreicht wurde.

Postoperativ wurden die oben beschriebenen Sprachverständlichkeitsmessungen mit dem CI wiederholt. Darüber hinaus wurden weitere Daten wie Dauer der Hörprobleme, soziale Schicht und die Einstellung des CIs (MAP) erfasst.

Die Messergebnisse aus einer Stichprobe von diesem Patientenkollektiv zeigen eine große Spannweite in der Sprachverständlichkeit mit dem Olsa im stationären Störgeräusch (olnoise) von -2,9 bis zu 15,9 dB SRT. Ebenso konnte eine statistisch signifikante Korrelation zwischen der Dauer der Hörprobleme und dem SRT festgestellt werden ($\rho=0,58$, $p<0,05$). Ausreißer lassen sich möglicherweise mit der kognitiven Kompetenz erklären.

Modell

Für die Modellierung der Perzeption von elektrischen Stimuli wurde ein Modell des elektrisch stimulierten Hörnerven nach Hamacher [1] implementiert. Dieses Modell ist ein Populationsmodell aus 10000 Nervenzellen, die nach

elektrischer Stimulation durch ein simuliertes CI Aktionspotentiale in Abhängigkeit von der zeitlichen und räumlichen Stromanregung produzieren.

Jede Nervenzelle besteht aus einer RC-Parallelschaltung, dessen Depolarisationsspannung nach Überschreiten eines Schwellenwertes zur Auslösung eines Aktionspotentials führt. Nach einem Aktionspotential wird die Refraktärität für den nachfolgenden elektrischen Stimulus berücksichtigt, indem der Schwellenwert durch Multiplikation mit einem Wert angehoben wird, der seit dem letzten Aktionspotential zeitlich exponentiell abfällt. Im Anschluss wird Fortleitungslatenz, die sich auf die Zeit zwischen Entstehung und Registrierung eines Aktionspotentials im zentralen Bereich einer Nervenzelle bezieht, durch eine zeitliche Verschiebung des Aktionspotentials modelliert.

Die 10000 Nervenzellen sind als Populationsmodell eindimensional aneinandergereiht wie in Abbildung 1 dargestellt. Außerdem ist in Abbildung 1 oben schematisch eine Elektrodenkette eingezeichnet. Die Modellierung der räumlichen Stromverteilung erfolgt durch Multiplikation der Stromamplitude von einer Elektrode mit einer doppelseitig exponentiell abfallenden Funktion, so dass abfallende Eingangsströme in Abhängigkeit von der Entfernung zur

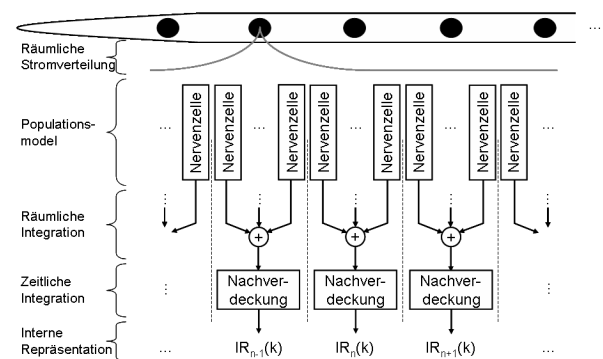


Abbildung 1: Modell des elektrisch stimulierten Hörnerven. Die elektrische Feldstärke eines Stroms von einer Elektrode (oben) nimmt mit wachsendem Abstand zur Elektrode exponentiell ab (räumliche Stromverteilung). 10000 Nervenzellen sind eindimensional aneinandergereiht (Populationsmodell). Danach erfolgt die Gruppierung der Aktionspotentiale (Räumliche Integration) und die zeitliche Nachverdeckung (Zeitliche Integration), so dass am Ende interne Repräsentationen vorliegen.

Elektrode vorliegen.

Nach Produktion der Aktionspotentiale werden diese im zentralen Bereich zu Gruppen zusammengefasst. Nach Modellierung der zeitlichen Nachverdeckung pro Gruppe liegt die interne Repräsentation vor, die die Wahrnehmung von elektrischen Stimuli beschreibt.

Das Modell wurde für zwei Patienten mit ihren jeweiligen MAPs angepasst. T-Level spiegeln sich in unterschiedlichen Sensitivitäten der Hörnervenzellen wieder, während C-Level durch unterschiedlich breite Stromverteilungsfunktionen modelliert wurden. Eine kleine elektrische Differenz zwischen C- und T-Level führte zu einer breiten und eine große elektrische Differenz zu einer schmalen Stromverteilungsfunktion. Ziel war dabei, dass bei T- und C-Level die internen Repräsentationen für alle Elektroden und beide Patienten annähernd gleiche Werte aufwiesen.

Für die Vorhersage der Sprachverständlichkeit für den Olsa wurde das Sprachmaterial in Einzelwörter geschnitten, so dass für jede Wortgruppe (Name, Verb, Zahl, Adjektiv, Objekt) zehn verschiedene Einzelwörter vorlagen.

Nach Addition von stationärem Störgeräusch (olnoise) zu den Einzelwörtern mit SNRs von -5 dB bis 20 dB in 5-dB Schritten, wurden für diese Signale mit einer ACE ähnlichen Verarbeitungsstrategie die entsprechenden elektrischen Stimuli berechnet, wobei die Signalverarbeitung vorher mit den MAPs von beiden Patienten angepasst wurde. Danach wurden mit dem Hörnervmodell die internen Repräsentationen für diese elektrische Stimuli berechnet. Dieses Vorgehen wurde für jedes Einzelwort bei jedem SNR jeweils zehnmal mit unterschiedlichen Rauschpassagen wiederholt.

Für alle SNR wurden die Distanzen zwischen einer internen Repräsentation vom einem Testwort und anderen internen Repräsentationen von Referenzwörtern gleicher Wortgruppe mit dem Dynamic Time Warping-Algorithmus (DTW) berechnet. Unter der Annahme, dass die kleinste Distanz mit dem wahrgenommenen Wort einhergeht, wurde die Sprachverständlichkeit für jeden SNR berechnet.

Die modellierte Sprachverständlichkeit wurde gegen den SNR aufgetragen und daraus eine psychometrische Funktion berechnet, aus der SRT für 50% Sprachverständlichkeit abgeleitet wurde.

Abbildung 2 zeigt die modellierte Sprachverständlichkeit in Abhängigkeit vom SNR und die dazugehörige psychometrische Funktion für beide Patienten. Nach der Korrektur der Ratewahrscheinlichkeit beträgt der modellierte SRT 9,3 dB und die Steigung 4,8%/dB, bzw. 8,9 dB und 5,7%/dB. Zum Vergleich sind die tatsächlichen SRTs beider Patienten bei -2,9 dB, bzw. 6,9 dB aufgetragen.

Diskussion

Das Modell ist in dieser vorliegenden Konfiguration nicht in der Lage den SRT des besten Patienten und die Variabilität der Ergebnisse vorherzusagen. Vielmehr liegt eine Abweichung von bis zu 12,2 dB vor. Ebenso ist die Steigung des Modells mit ca. 5%/dB sehr flach. Gemessen wurde jedoch bei CI-Patienten eine Steigung in einer Größenordnung von etwa 10,3%/dB [2]. Eine geringe Verbesserung ist durch die Berücksichtigung des Kontexteffektes zu erwarten, da die Modellierung der Sprachverständlichkeit auf der Basis der Einzelworterkennung ohne Kontext erfolgt ist [3]. Eine Verbesserung der Modellvorhersage sollte sich durch Variation weiterer Modellparameter wie Stromverteilungsfunktion sowie Anzahl und Dichte der Nervenzellen erreichen lassen. Des weiteren sollen Taubheitsdauer und

kognitive Komponente in Form eines „internen Rauschens“ im Modell implementiert werden.

Prinzipiell ist die Modellierung des SRTs mit einem Hörmodell und dem DTW möglich wie Abbildung 3 zeigt. Dabei wurde von der oben beschriebenen Modellierung das CI-Hörnerv-Modell mit dem Oldenburger Perzeptionsmodell für Normalhörende [4] ersetzt. Die Abweichung

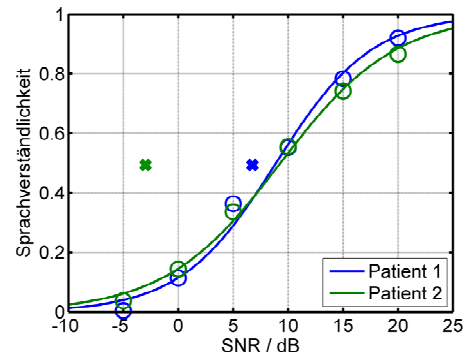


Abbildung 2: Modellierte Sprachverständlichkeit in Abhängigkeit vom SNR / dB. Die SRT beider Patienten liegen bei -2,9 dB (grün), bzw. 6,9 dB (blau).

zwischen Modell und Normkurve ist nur gering.

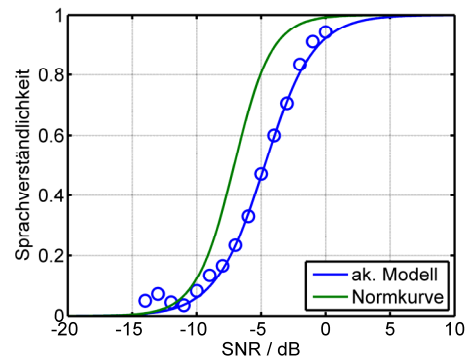


Abbildung 3: Modellierte Sprachverständlichkeit in Abhängigkeit vom SNR / dB (blau) für Normalhörende und Normkurve (grün).

Literatur

- [1] Hamacher, V.: Signalverarbeitungsmodelle des elektrisch stimulierten Hörnerven, Aachener Beiträge zu Digitalen Nachrichtensystemen, 17, 2003
- [2] Müller-Deile, J.: Verfahren zur Anpassung und Evaluation von Cochlear Implant Sprachprozessoren, Median Verlag von Killisch-Horn GmbH, 2008
- [3] Bronkhorst, A., Brandt, T., Wagener, K.: Evaluation of context effects in sentence recognition, JASA, 111(6), 2874-2886, 2002
- [4] Dau, T., Püschel, D., Kohlrausch, A.: A quantitative model of the effective signal processing in the auditory system, JASA, 99(6), 3615-3622, 1996

Unterstützt durch Audiologie-Initiative Niedersachsen