

Grundlagen der Lokalisation mit bilateralem Cochlea Implantat

Seeber, B., Fastl, H., Baumann, U.*

AG Technische Akustik, Lst. für Mensch-Maschine-Kommunikation, TU München, Arcisstr. 21, 80333 München, Email: seeber@ei.tum.de

* Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke, Klinikum Großhadern, München

Korrespondierender Autor: Bernhard Seeber, AG Technische Akustik, Lst. für Mensch-Maschine-Kommunikation, TU München, Arcisstr. 21, 80333 München, Tel.: 089/289-28539, Fax: -28535, seeber@ei.tum.de

Einleitung

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass eine Lokalisation von Schallen bei bilateraler Nutzung von Cochlea Implantaten (CI) möglich ist. Die zur Lokalisation physikalisch zur Verfügung stehenden Merkmale, welche aus monauraler spektraler Information und interauralen Zeit- und Pegeldifferenzen bestehen, werden durch die Informationsverarbeitung des CI-Systems nur eingeschränkt abgebildet. Dennoch können Patienten mit bilateraler CI-Versorgung eine Lokalisationsfähigkeit erreichen, die nahe an die von Normalhörenden heranreicht (Seeber et al., 2001). Die zugrunde liegenden Lokalisationsmerkmale werden in der vorliegenden Studie mit einem Probanden mit besonders hoher Lokalisationsfähigkeit untersucht. Die Bestimmung der Lokalisationsleistung wird mit einer hochgenauen Lichtzeigermethode durchgeführt. Mit speziellen Testschallen kann die Lokalisationsfähigkeit gezielt auf bestimmte Merkmale zurückgeführt werden. So bilden die interauralen Zeitdifferenzen (ITD) im Schall das von Normalhörenden überwiegend ausgewertete Merkmal, sofern der Schall tieffrequente Anteile enthält. Bei hochpassartigen Schallen werden dagegen überwiegend die interauralen Pegeldifferenzen (ILD) ausgewertet. Richtungsabhängige monaurale spektrale Information trägt nur geringfügig zur horizontalen Lokalisation von Normalhörenden bei.

Material und Methoden

An den Versuchen nahm ein erfahrener bilateral implantierter Patient teil, der bereits in einer früheren Studie herausragende Lokalisationsergebnisse zeigte (50 Jahre, männlich, 1. CI seit 4,2 Jahren, 2. CI seit 3,2 Jahren, beidseitig MED-EL Combi 40+ mit TEMPO+-Prozessor, ertaubt an Otosklerose) (Seeber et al., 2001). Die Lokalisationsfähigkeit wird mit einer Lichtzeigermethode untersucht, bei welcher der Proband die Position eines horizontal wandernden Lichtpunktes auf die wahrgenommene Position der Schallquelle mit Hilfe eines Trackballs einstellt (Seeber, 2002; Seeber et al., 2001). Die Versuche werden im völlig abgedunkelten reflexionsarmen Raum durchgeführt, wobei die Probanden mit Hilfe einer Infrarotkamera und einer Wechselsprechanlage überwacht werden. Die Testschalle werden je 10-mal in zufälliger Reihenfolge von 11 verdeckten Lautsprecher dargeboten, die sich im 10°-Abstand von -50° links bis +50° rechts auf Ohrhöhe in einem Abstand von 1,95 m befinden. Zur Unterdrückung der Auswertung monauraler Gesamt-Pegelinformation wird dabei der Wiedergabepegel zufällig in 2 dB-Schritten von 61-69 dB SPL variiert. Folgende Schalle werden verwendet:

BBR, gepulst: Ein gepulstes Breitbandrauschen (BBR), das alle

Lokalisationsmerkmale zur Verfügung stellt: die ITD und ILD im gesamten hörbaren Frequenzbereich, die zeitliche Hüllkurven-ITD und das monaurale Spektrum (125 Hz-20 kHz, 5 Pulse, Pulsdauer 30 ms, Pausendauer 70 ms).

BBR-CI, 200 ms Fl.: Ein BBR mit reduzierter zeitlicher Information der Gesamt-

Hüllkurve aufgrund einer langsamen Hüllkurvenänderung am Schallanfang und -ende. Im Vergleich zu „BBR, gepulst“ sollte „BBR-CI, 200 ms Fl.“ nicht über Information der Hüllkurven-ITD lokalisierbar sein, sondern nur über spektrale Information und die ITD bei tiefen Frequenzen (Gauß'sches weißes Rauschen 300 Hz - 5,5 kHz, entsprechend dem vom Sprachprozessor des CI-Systems verarbeiteten Frequenzbereich, 500 ms Dauer, 200 ms gaußf. Flanken).

TPR-CI, 200 ms Fl.: Tiefpassrauschen (TPR) im Frequenzbereich der unteren beiden CI-Kanäle, in denen der Kopfschatten noch keine auswertbare ILD bewirkt. Da die Hüllkurve durch die langsame Änderung ebenfalls kaum Information zur Verfügung stellt, ist dieser Schall nur über die ITD lokalisierbar (Gauß'sches weißes Rauschen 300-486 Hz, 500 ms Dauer, 200 ms gaußf. Flanken).

TPR, gepulst: Gepulstes TPR, das im Vergleich zu „TPR-CI, 200 ms Fl.“ auch über die Hüllkurven-ITD lokalisierbar ist (Rauschen 300-486 Hz, 500 ms Dauer, 10 ms Pulsdauer, 40 ms Pause, 1 ms gaußf. Flanken, Variation des spektralen Dichtepegels von maximal 40 dB zwischen CI-Kanälen [300, 381, 486] Hz, vgl. „spectral scrambling“, Wightman und Kistler (1997)).

HPR, scrambled: Hochpassrauschen, das durch eine Pegelvariation zwischen den Verarbeitungskanälen des CI und den fehlenden Pegelvergleich zwischen hoch- und tieffrequenten Kanälen („tieffrequenter Anker“) kaum über monaurale spektrale Information lokalisiert werden kann. Zudem erschwert die langsame Hüllkurvenänderung die Auswertung der ITD, so dass dieser Schall überwiegend über ILD lokalisierbar ist (Rauschen 2644-5547 Hz, 500 ms Dauer, 200 ms gaußf. Flanken, „spectral scrambling“ 40 dB zwischen [2644, 3377, 4360, 5547] Hz).

Ergebnisse und Diskussion

Abbildung 1b zeigt die Lokalisationsergebnisse des gepulsten, breitbandigen Schalls mit bilateralem CI aus dem ersten Versuch (o) (Seeber et al., 2001), sowie aus der vorliegenden Studie (*). Tabelle 1 fasst alle Ergebnisse zusammen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen gegenüber der früheren eine etwas verringerte Steigung der Regressionsgeraden, aber auch eine Verkleinerung der Quartile, so dass die Diskriminationsfähigkeit von Richtungen unverändert erscheint. Steht zur Lokalisation

desselben Schalls nur jeweils ein CI zur Verfügung (Abb. 1a), kann dennoch die Seite des Schalleinfalls bestimmt werden. Die in diesem Fall vorhandene monaurale spektrale Information ist demnach ausreichend zur Seitenunterscheidung.

Bei Tiefpass-gefilterten Schallen treten keine ILD auf, weil der Kopfschatten bei tiefen Frequenzen nicht wirkt. Somit stehen nur ITD zur Lokalisation zur Verfügung. Abbildung 1c (□) zeigt, dass ein Tiefpassrauschen (TPR) mit langsamer Hüllkurvenänderung, „TPR, 200 ms Fl.“; nicht lokalisiert werden kann. Dieses TPR weist überwiegend nur ITD-Information für eine direkte, periodenbasierte Auswertung auf. Der Tiefpass-Schall kann auch nicht lokalisiert werden, wenn der Hüllkurve durch Pulsation zusätzliche ITD-Information verliehen wird (Abb. 1c, *). ITD-Information trägt daher nicht zur Lokalisation von Tiefpassschallen bei. Wird die ITD-Information der Hüllkurve bei einem breitbandigen Schall (BBR-CI, 200 ms Fl.) reduziert, so verschlechtert sich die Lokalisationsfähigkeit nur geringfügig (Abb. 1d, □). Die Gesamthüllkurve des Schallsignals scheint demnach kaum zur Lokalisation beizutragen. Der Patient der vorliegenden Studie wurde von Lawson et al. (2000) hinsichtlich seiner ITD-Detektionsschwellen untersucht. Sie stellten für wenige Elektrodenkombinationen eine Schwelle besser $150\mu\text{s}$ fest, entsprechend einer Winkelauflösung von etwa 18° , während die Schwelle für die meisten Elektrodenkombinationen jedoch um $500\mu\text{s}$ betrug. Die gefundene Lokalisationsgenauigkeit kann daher kaum über die Auswertung von ITD-Information erklärt werden. Da die ausgezeichnete Lokalisationsfähigkeit mit breitbandigem Träger ebenfalls unabhängig von zeitlicher Hüllkurveninformation scheint („BBR, gepulst“ vs. „BBR -CI, 200 ms Fl.“), ist anzunehmen, dass sie auf spektraler Information beruht. Die Pegeländerung aufgrund des Kopfschattens bei hohen Frequenzen kann monaural gegenüber dem richtungsunabhängigen Pegel bei tiefen Frequenzen oder interaural (ILD) ausgewertet werden. Auch wenn in einem Hochpassrauschen die

monaurale spektrale Information unterdrückt wird (HPR, scrambled), kann es gut lokalisiert werden (Abb. 1d, *). Die Streuung nimmt jedoch gegenüber breitbandigen Schallen etwas zu. Monaurale spektrale Information trägt demnach zur Lokalisation bei, interaurale spektrale Information (ILD) bildet jedoch das überwiegende Lokalisationsmerkmal. Der Einfluss der ITD-Information bei hochfrequentem Träger kann jedoch im Freifeld nicht separat von der ILD-Information untersucht werden.

Literatur

- Lawson D.T., Brill S., Wolford R.D., Wilson B.S., Schatzer R. (2000): Speech Processors for Auditory Prostheses. Ninth Quarterly Progress Report, Research Triangle Park: Research Triangle Institute.
- Seeber B. (2002): A New Method for Localization Studies. *Acta Acustica – Acustica*, 88(3):446--450.
- Seeber B., Fastl H., Baumann U. (2001): Akustische Lokalisation mit Cochlea-Implantat und Richtmikrofon-Hörgerät. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2001*, S. 167-168, Oldenburg, DEGA.
- Wightman F.L., Kistler D.J. (1997): Monaural sound localization revisited. *J. Acoust. Soc. Am.*, 101(2):1050-1063.

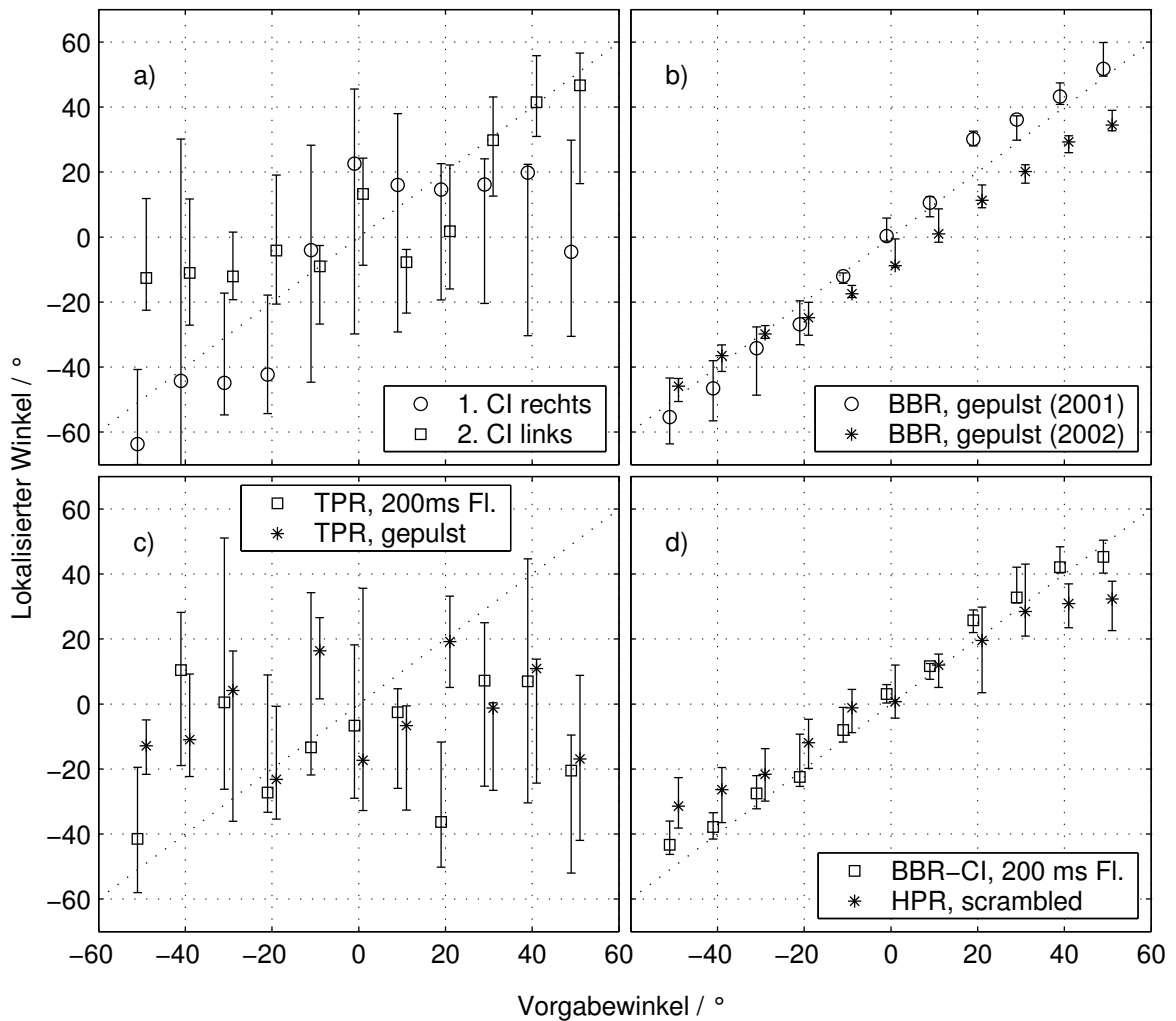


Abbildung 1: Lokalisierungsergebnisse mit CI zu verschiedenen Testbedingungen, gegeben als Mediane und unteres/oberes Quartil: a) Lokalisation eines breitbandigen, gepulsten Rauschens (BBR, gepulst) mit jeweils nur einem CI; b) Lokalisation von „BBR, gepulst“ mit bilateralem CI in einer früheren Studie (o, Seeber et al., 2001) und in der vorliegenden (*); c) Lokalisation von Tiefpassschallen mit langsamer Hüllkurvenänderung (\square , TPR, 200 ms Fl.) und mit gepulster Hüllkurve (*, TPR, gepulst); d) Lokalisation von Breitbandrauschen mit langsamer Hüllkurvenänderung (\square , BBR, 200 ms Fl.), sowie von Hochpassrauschen (*, HPR, scrambled).

Figure 1: Localization results with CI for different test conditions presented as median and upper/lower quartiles: a) localization of a pulsed, broadband noise (BBR, gepulst) using each single CI; b) localization results of „BBR, gepulst“ using bilateral CI from a former study (o, Seeber et al., 2001), and in the current study (*); c) localization of low-pass noise

with a slowly changing temporal envelope (□, TPR, 200 ms Fl.), and with a pulsed envelope (*, TPR, gepulst); d) localization of broad-band noise with a slowly changing envelope (□, BBR, 200 ms Fl.), and of high-pass noise (*, HPR, scrambled).

Tabelle 1: Übersicht über die Lokalisationsergebnisse.
Table 1: Overview of the localization results.

Versuch	Quartile Korrelati- [°]	Korrelati- onskoeff.	Regression Faktor/Konst.	
1. CI, rechts	25,7	0,82	0,49	-8,6
2. CI, links	15,2	0,87	0,46	6
beide CI				
BBR, gepulst (2001)	4,4	0,996	1,15	-0,5
BBR, gepulst (2002)	3,2	0,997	0,82	-6,5
BBR-CI, 200 ms Fl.	3,9	0,996	0,97	3,4
TPR, 200 ms Fl.	22,4	0,17	0,03	-7
TPR, gepulst	14,3	0,23	0,05	-3,6
HPR, scrambled	7,6	0,992	0,71	2,3