

Binaurales Hören mit Cochlea Implantaten

Bernhard U. Seeber

MRC Institute of Hearing Research, University Park, Nottingham, NG7 2RD, UK
 bernhard@bseeber.de

Überblick

Cochlea Implantate (CIs) sind neuronale Prothesen, die das Schallsignal in elektrische Impulse umwandeln und damit den Hörnerv stimulieren. Viele der 200.000 implantierten tauben Personen können wieder Sprache verstehen, aber Störschall und Raumhall stellen ein großes Problem dar. Eine räumliche Separation der Sprache vom Störschall hilft dem Sprachverstehen von Normalhörenden, wohingegen die verwandte Fähigkeit, die Richtung eines Schalls zu bestimmen, häufig nur eingeschränkt mit CIs vorhanden ist. Der vorliegende Artikel gibt einen Überblick über unsere Testmethoden und Ergebnisse zum binauralen Hören mit CIs. Zur Untersuchung des Richtungshören zeigen unsere Probanden mit einem Lichtpunkt, der mit Hilfe eines Trackballs bewegt werden kann, auf die wahrgenommene Schallrichtung. Einige Patienten mit CIs in beiden Ohren zeigten überraschend gutes Lokalisationsvermögen. Wir konnten nachweisen, dass es auf der Auswertung von Pegelunterschieden zwischen den Ohren basiert, während Zeitdifferenzen mit normalem Hören ausschlaggebend sind. In weiteren Studien untersuchen wir, wie sich diese verändern Informationsgrundlagen auf das Hören in Räumen und anderen störrauschbehafteten Umgebungen auswirken. Moderater Raumhall führt zu einem deutlichen Anstieg des Lokalisationsfehlers mit CIs und ein Teil der Probanden kann die Schalle nicht mehr lokalisieren. Gutes Richtungshören ist jedoch Voraussetzung für die Identifikation eines Sprechers in einer Gruppe und somit beispielsweise wichtig für den Lernerfolg von Kindern in Gruppenarbeit. Bei Normalhörenden ermöglicht der Präzedenzeffekt die Lokalisation am Ort der Schallquelle trotz des späteren Eintreffens von Schallreflexionen. Bedingungen für das Auftreten des Präzedenzeffekts wurden in Vocoderstudien herausgearbeitet, beispielsweise daß die Tonhöhen der Trägersignale an beiden Ohren angepaßt sein müssen. Da eine perfekte Kodierung der zeitlichen Feinstruktur in CIs derzeit unmöglich erscheint, weisen die Ergebnisse die Richtung für neue Lösungsansätze.

Grundlagen des binauralen Hörens

Definitionen

Binaurales Hören basiert auf dem Vergleich der Schallsignale an beiden Ohren, der insbesondere bei seitlichem Schalleinfall, wie in Abbildung 1 gezeigt, zur Entstehung von nutzbarer binauraler Information führt. Eine ebene Schallwelle erreicht den Kopf beispielsweise von vorne rechts und damit das rechte, der Quelle zugewandte Ohr, direkt. Das linke Ohr wird durch die Beugung der Welle um den Kopf erreicht. Für Frequenzen,

deren Wellenlänge kleiner als die Kopfabmessungen sind, stellt der Kopf ein Hindernis dar. Die daraus resultierende Abschwächung der Wellenamplitude führt zu einer interauralen Pegeldifferenz (ILD: interaural level difference), die weiterhin u.a. durch die Richtcharakteristik des Außenohres beeinflusst wird. Durch den seitlichen Schalleinfall entsteht auch ein unterschiedlich langer Weg, der sich in einer interauralen Laufzeit (ITD: interaural time difference) äußert. Unsere Arbeit betrachtet den wichtigen Fall der Schallwahrnehmung in der horizontalen Ebene, in der die 0°-Richtung voraus definiert ist und positive horizontale Richtungen im Uhrzeigersinn zunehmen.

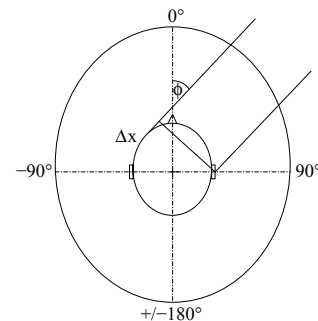


Abb. 1: Ursache für interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen: Bei seitlichem Schalleinfall, hier von vorne rechts in der Aufsicht dargestellt, legt der Schall zu den Ohren einen um Δx unterschiedlichen Weg zurück, der in einer interauralen Laufzeit resultiert. Durch die Beugung um den Kopf und die verschiedenen Schalleinfallswinkel an beiden Ohren ergibt sich zudem eine Pegeldifferenz zwischen beiden Trommelfellen [1].

Interaurale Zeitdifferenzen (ITDs)

Interaurale Zeitdifferenzen weisen einen etwa sinusförmigen Verlauf in Abhängigkeit vom Winkel auf, der in Abb. 2 dargestellt ist. Seitlich erreichen sie einen Maximalwert von 680-800 μs und die größte Steigung beträgt etwa 11 $\mu\text{s}/^\circ$. Eine maximale ITD von 750 μs korrespondiert über die Periodendauer mit einer Frequenz von 1,3 kHz, d.h. daß für höhere Frequenzen auch bei entsprechend kleineren Winkeln mehr als eine Periode der Schallwelle zwischen beiden Ohren liegt. Die interaurale Phasenlage ist bereits ab der Hälfte dieser Frequenz, entsprechend einer halben Periode, nicht mehr eindeutig einem Winkel zuzuordnen, so daß ITDs in der Phasenlage an hohen Frequenzen nicht zur Richtungsbestimmung genutzt werden können. Da die Hüllkurve des Schallsignals ebenso ITDs trägt, können sie auch aus dieser an hohen Frequenzen extrahiert werden [2]. Wichtig für das Hören mit Hörhilfen ist, dass sich die ITDs im Mikrophonsignal von Hinter-Dem-Ohr Geräten nur gering von denen in den Ohren unterscheiden.

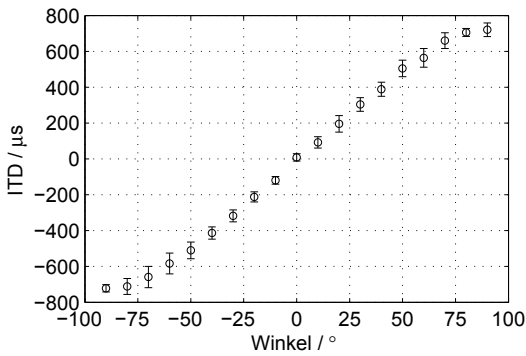


Abb. 2: Interaurale Zeitdifferenz (ITD) als Mittelwert und Standardabweichung aus Meßwerten von 9 Personen in Abhängigkeit vom Winkel in der Horizontalebene [1].

Interaurale Pegeldifferenzen (ILDs)

Im Gegensatz zu ITDs, die nur gering von der Frequenz abhängen, ist die Größe der ILDs von Frequenz und Richtung bestimmt, vgl. Abb. 3. An Frequenzen unter ca. 800 Hz sind ILDs entfernter Schallquellen gering und liefern somit nur wenig praktisch nutzbare Information. Oberhalb von ca. 3 kHz nehmen ILDs monoton mit dem Winkel zu und können bis zu 30 dB erreichen. Die Positions- und Frequenzabhängigkeit der ILDs beruht weiterhin auf Einflüssen des Außenohrs, die in Hörhilfen aufgrund der Mikrofonposition hinter den Ohren nicht enthalten sind. Die breitbandige ILD enthält dennoch konsistente winkelabhängige Information, die zur Richtungsbestimmung genutzt werden kann.

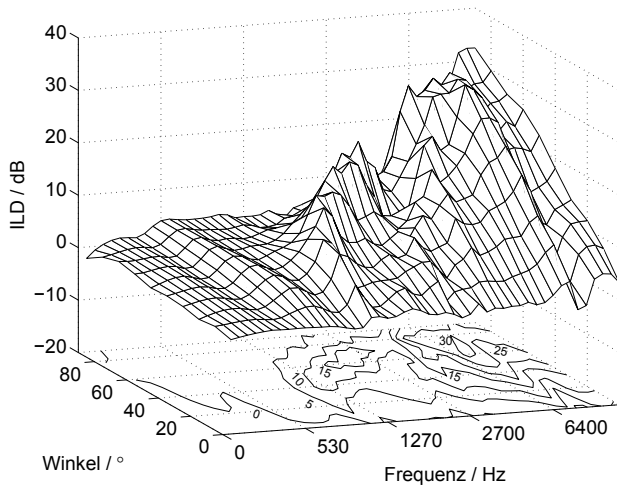


Abb. 3: Interaurale Pegeldifferenz (ILD) in Abhängigkeit von der Frequenz und dem Winkel in der Horizontalebene [1].

Duplex Theory der Richtungswahrnehmung

Die Gewichtung der binauralen Information bei der Wahrnehmung von Schallrichtungen ist Gegenstand vieler Untersuchungen. Die Duplex-Theorie postuliert, daß an Frequenzen unter etwa 1 kHz ITDs ausschlaggebend sind, während an hohen Frequenzen ILDs die dominante Information für die Lokalisation liefern [3]. ITDs liefern ebenfalls die dominante Information für breitbandige Schalle [4, 5]. Auf der DAGA 2010 konnten wir zeigen,

daß dies sogar für verschiedene hochfrequente Schalle gilt [6]. In dieser Studie wurden die Außenohrübertragungsfunktionen (HRTF: head related transfer function), die richtungsabhängigen Übertragungsfunktionen von einer Schallquelle auf einen Punkt in beiden Gehörgängen, so manipuliert, daß ITDs und ILDs jeweils von verschiedenen Richtungen, z.B. +30° und 0°, stammten. Folgt die damit wahrgenommene Schallrichtung der Richtung der ITDs, so sind diese dominant, liegt sie in der Mitte zwischen ITD- und ILD-Richtung, dann sind beide gleich gewichtet [5]. Für ein Hochpaß-Rauschen oberhalb 2 kHz, für das nach der klassischen Duplex-Theorie die ILDs richtungsbestimmend sein sollten, zeigte sich eine etwaige Gleichgewichtung von ITDs und ILDs. ITDs, die in der Hüllkurve getragen wurden, waren demnach deutlich stärker als erwartet gewichtet. Weiterhin wurden viele Schalle bereits bei Diskrepanzen von 30° zwischen der ITD- und der ILD-Richtung aufgespalten in zwei Objekte wahrgenommen [6].

Methoden zur Untersuchung des binauralen Hörens

Versuchsaufbau für Lokalisationsuntersuchungen

Abbildung 4 zeigt schematisch meinen ersten Versuchsaufbau für Lokalisationstudien in München. Identische Lautsprecher waren halbkreisförmig vor der Versuchsperson plaziert und durch einen Vorhang verdeckt. Leuchtdioden vor den Lautsprechern dienten der Positionskalibrierung eines Lasers, mit dem die Versuchsperson die Schallrichtung anzeigen konnte [1, 7].

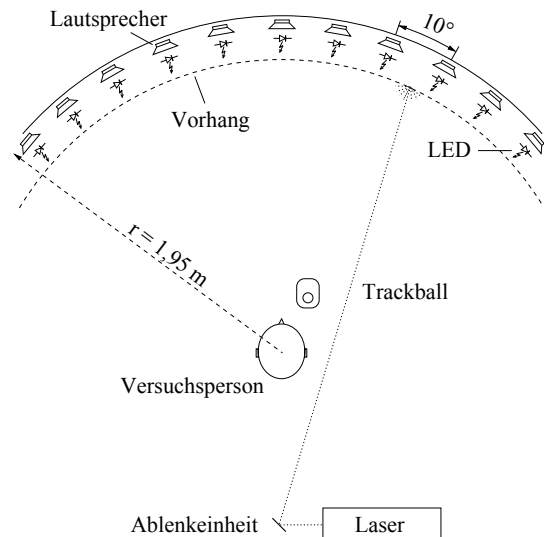


Abb. 4: Versuchsaufbau für Lokalisationsstudien und Implementierung der ProDePo-Lokalisationsmethode mit einem Laser [8].

Dieser Aufbau wurde in zwei neuere Apparaturen in Berkeley und Nottingham weiterentwickelt. In unserer aktuellen Apparatur sind die Lautsprecher entlang der Wände eines reflexionsarmen Raumes im 10°-Abstand um die Versuchsperson auf Ohrhöhe aufgestellt (Abbildung 5). Die Anordnung entlang der Wände hat den praktischen

Vorteil, daß keiner der Lautsprecher zum Betreten des Innenraumes bewegt werden muß, was die Arbeit mit Patienten erleichtert. Jedoch müssen die unterschiedlichen Pegel und Laufzeiten der Lautsprecher, die sich aufgrund der verschiedenen Weglängen vom Lautsprecher zur Versuchsperson ergeben, ausgeglichen werden. Neben dieser Korrektur wird auch der Phasen- und Betragsfrequenzgang der einzelnen Lautsprecher mit Filtern entzerrt. Damit generieren alle Lautsprecher am Kopfmittelpunkt der Versuchsperson ein identisches Signal – eine Voraussetzung für die Synthese von Schallfeldern [9].

Die Lautsprecher können durch schalldurchlässige Vorhänge verdeckt werden, die als Projektionsfläche für drei Videoprojektoren dienen (Abb. 5). Es wird eine interaktive visuelle Umgebung dargestellt, die zur Anzeige der Schallrichtung oder zur Rückmeldung an die Versuchsperson dient.

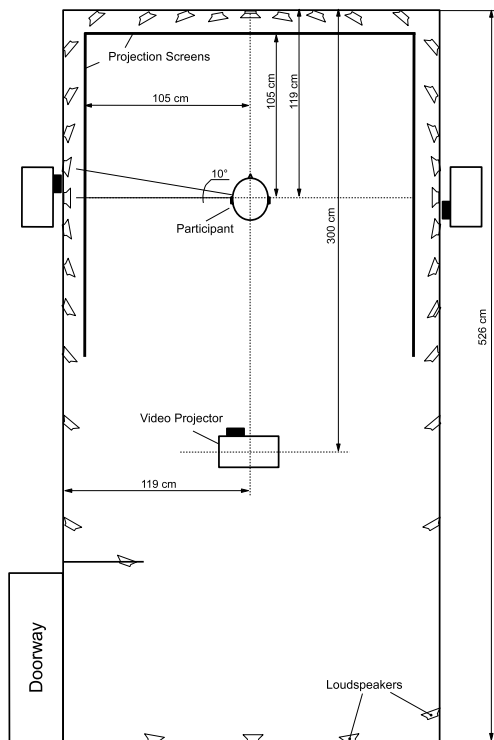


Abb. 5: Versuchsaufbau für Lokalisationsstudien in Nottingham. Die Lautsprecher sind an den Wänden des reflexionsarmen Raumes aufgestellt und die unterschiedlichen Weglänge zur Versuchsperson wird elektronisch ausgeglichen. Videoprojektion dient der Implementierung der *ProDePo*-Methode und für Lokalisationsstudien mit Kindern [9].

ProDePo-Methode für Lokalisationsuntersuchungen

Wenn wir einen Schall hören, wissen wir meistens auch intuitiv die Richtung aus der er kommt. Im Labor muß der Experimentator diese Richtung möglichst genau abfragen. Sie kann ihm beispielsweise über Worte, Kopfzeigen, Handzeigen, die Identifikation von Landmarken, oder das Aufzeichnen in eine Karte mitgeteilt werden, wobei eine automatische Aufnahme und Auswertung aller Antworten bevorzugt ist. Eine Methode, die die Richtungsanzeige auf

intuitive Weise ermöglicht und genaue Ergebnisse liefert, ist von uns entwickelt worden. Die Probanden zeigen mit einem Lichtzeiger auf die Richtung eines zuvor gehörten Schalls, wobei die Position des Lichtpunktes mit Hilfe eines Trackballs eingestellt wird. Propriozeptive Einflüsse spielen dabei nur eine geringe Rolle, was zu einer hohen Genauigkeit führt (*ProDePo*: Proprioception Decoupled Pointer). Die Anzeige mit dem Lichtzeiger ist einfach und schnell durchzuführen (ca. 100 Abfragen in 8 min) und somit auch für audilogisch-klinische Anwendungen geeignet. Dabei wird eine Genauigkeit erzielt, die andere Methoden übertrifft und nahe dem Auflösungsvermögen für Winkeländerungen liegt. Die wahrgenommene Schallrichtung kann mit einer Varianz von ca. 1.7° (Quartile) angezeigt werden, während die kleinste hörbare Winkeländerung ca. 1° in der Vorausrichtung beträgt [7, 10]. Der Lichtzeiger wurde in München mit einem Laser implementiert (Abb. 4) und in Berkeley und Nottingham in der visuellen Umgebung dargestellt (Abb. 5) [1, 7-9].

Auralisation von natürlichen Hörumgebungen

Die Apparturen in Berkeley und Nottingham bestehen aus 48 Lautsprechern, von denen die meisten horizontal angeordnet sind. Die hohe Lautsprecheranzahl ist zur richtungstreuem Wiedergabe von Schallen und deren simulierten Reflexionen nötig. Raumsimulationsoftware wurde entwickelt, die Schallreflexionen an den Wänden mit Hilfe der Spiegelschallquellenmethode berechnet. Die Reflexionen werden über die Lautsprecher auralisiert, wobei deren Richtung, Laufzeit, Pegel, spektrale Veränderung durch die Wandabsorption und die Richtcharakteristik der Quelle berücksichtigt wird (SOFE: Simulated Open Field Environment). Das sich ergebende Schallfeld gibt die Richtungsunterschiede zwischen Quellen und Reflexionen korrekt wieder, die für die Untersuchung binauraler Prozesse wichtig sind. Die Auralisation des Schallfeldes im Freifeld des reflexionsarmen Raumes ermöglicht, daß Probanden mit ihren eigenen HRTFs getestet werden. Das ist insbesondere für den Vergleich zwischen normalhörenden Probanden und Patienten mit Hörgerät oder CI wichtig, die so, trotz der Unterschiede in ihren HRTFs, im identischen Schallfeld getestet werden können. [9, 11-13].

Lokalisationsfähigkeit mit CI

Einführung in Cochlea Implantate

Cochlea Implantate sind neuronale Prothesen, die den Hörnerven über die Ganglionzellen direkt elektrisch reizen. Dazu wird ein Elektrodenträger in das Innenohr eingeführt, an dessen Elektroden elektrische Strompulse angelegt werden, die zur Reizung der Zellen führen. Derzeitige Implantate bestehen aus einem voll implantierten Teil, in dem die Umsetzung von Steuerinformation in elektrische Pulse vorgenommen wird. Die Energie und Information für das Implantat wird über eine Spule induktiv übertragen. Die Gegenspule wird außen am Kopf getragen und vom Sprachprozessor versorgt, der häufig als Hinter-dem-Ohr Gerät ausgeführt ist. Der Sprachprozessor setzt ein Mikrophonsignal in das Pulsmuster für die Stimulation um [14].

Die elektrische Stimulation im Implantat geschieht unter Umgehung der Schallverarbeitung in der Cochlea, weshalb Personen mit Innenohrtaubheit und Verlust der inneren und/oder äußeren Haarzellen von CIs profitieren können. Bei der Einkopplung der elektrischen Pulse in den Hörnerven tritt als Hauptproblem die geringe Ortsspezifität der Reizung auf, da sich das elektrische Feld in der flüssigkeitsgefüllten Cochlea breit verteilt. Mehrere benachbarte Elektroden können eine bestimmte Nervenfasern stimulieren und deren elektrische Impulse beeinflussen sich gegenseitig. Aufgrund der Refraktärzeit im Nerven wird es somit schwierig, präzise Zeitinformation zu übertragen. Trotz der groben Informationsrepräsentation ist der Erfolg von CIs groß und viele Patienten können ein offenes Sprachverstehen erlangen [15].

Cochlea Implantate in beiden Ohren

Binaurales Hören hilft dem Sprachverstehen im Störschall und ermöglicht die Lokalisation von Schallen. Ob und wie letzteres mit Cochlea Implantaten möglich ist, ist Gegenstand unserer Studien. Abbildung 6 zeigt Ergebnisse von vier Patienten mit bilateralen CIs, die eine Folge von Rauschpulsen lokalisierten. Die Richtungsbestimmung ist schwierig oder unmöglich, wenn nur ein CI verwendet wird (o oder □). Sie verbessert sich, wenn beide CIs genutzt werden (*). Patient BW zeigt außerordentlich gutes horizontales Lokalisationsvermögen, das sogar an das von normalhörenden Personen heranreicht. Die angezeigten Richtungen korrelieren mit 0.996 mit den vorgegebenen, die mittleren Abweichungen von der Vorgaberichtung betragen nur 0.6° und die Quartile 4.4°. Für die anderen Patienten ist die Lokalisationsfähigkeit jedoch deutlich schlechter oder nur eingeschränkt vorhanden [1, 16].

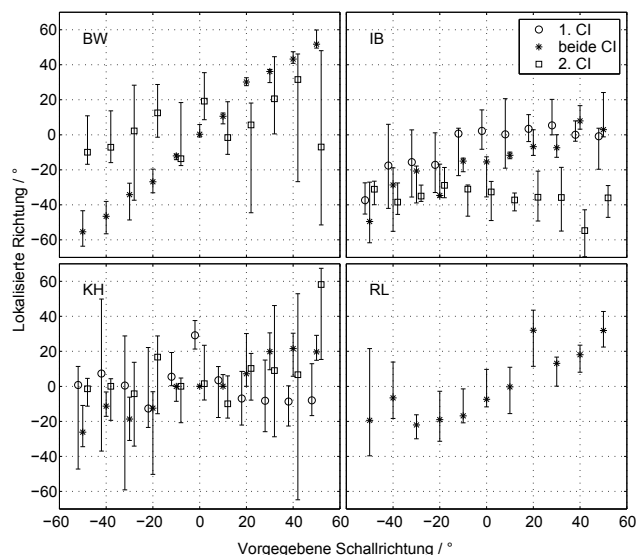


Abb. 6: Lokalisationsergebnisse von vier Patienten mit Cochlea Implantaten in beiden Ohren [1].

Cochlea Implantat mit kontralateralem Hörgerät

Die meisten CI-Patienten nutzen nur ein CI, wobei das kontralaterale Ohr mehr oder weniger Restgehör besitzen kann. Einige Patienten nutzen auf diesem Ohr weiterhin

ein Hörgerät (HG) und Vorteile im Hinblick auf Sprachverstehen, die Natürlichkeit der Sprache und auf die Umgebungswahrnehmung werden berichtet [17, 18]. Wir untersuchten, ob die Information von beiden Ohren trotz der verschiedenartigen Stimulation – akustisch und elektrisch – integriert werden kann und Richtungshören ermöglicht. Die Ergebnisse von elf Patienten mit CI und HG bestätigen, daß dies der Fall sein kann. Abbildung 7 zeigt die Ergebnisse von Patient HS, der bei bimodaler Versorgung mit CI und kontralateralem Hörgerät sehr gute Lokalisationsfähigkeit zeigte (rechts) und bei monauraler Versorgung mit CI oder HG zumindest die Seite des Schalleinfalls grob identifizieren konnte (links) [1, 16].

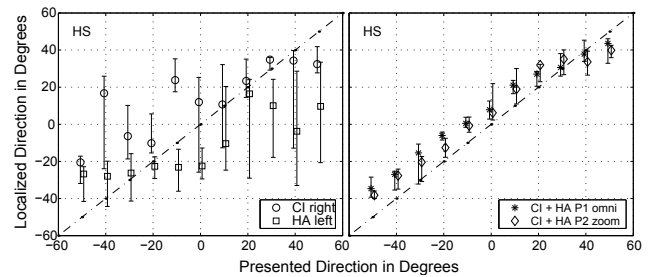


Abb. 7: Lokalisationsergebnisse des bimodal versorgten Patienten HS. Der linke Graph zeigt die Ergebnisse bei monauraler Versorgung mit CI oder kontralateralem HG, was jeweils Seitenidentifikation ermöglicht. Mit bimodaler Versorgung mit beiden Hörhilfen ist dagegen sehr gute Lokalisationsfähigkeit möglich (rechts) [16].

Information für das Richtungshören mit CIs

Tests im Freifeld

Das Lokalisationsvermögen mit bilateralen CIs wie auch mit bimodaler Versorgung ist trotz der starken Informationsreduktion im CI in einigen Patienten überraschend gut. In weiteren Studien wurde untersucht, welche Information u.a. der bilaterale Patient BW für die Lokalisation nutzt. Dazu wurden Schalle generiert, die Lokalisation über verschiedenartige Information möglich macht. Abbildung 8 zeigt zunächst links oben Lokalisationsergebnisse mit je einem CI, mit denen eine Unterscheidung der Schalleinfallseite möglich ist, aber keine genaue Richtungslokalisierung. Unten links sind die Ergebnisse für Tiefpaßrauschen dargestellt. Ein Tiefpaßrauschen mit 200 ms langsamen Flanken an Beginn und Ende konnte nicht lokalisiert werden, selbst dann nicht, wenn ITD-Information in der Hüllkurve durch starke Modulation betont wurde („TPR, gepulst“). Dies zeigt an, daß ITD-Information in der Phase, die bei Normalhörenden ausschlaggebend für das Richtungshören ist, mit derzeitigen CIs nicht zur Lokalisation beiträgt. Hochpaß- oder Breitbandrauschen konnte dagegen sehr gut lokalisiert werden (rechte Spalte). Die Pulsation, die ITD-Information in der Hüllkurve betont, verbesserte die Lokalisationsfähigkeit kaum (oben rechts). Gute Lokalisationsfähigkeit wurde auch für ein Hochpaßrauschen festgestellt, dessen Pegel zur Unterdrückung monauraler Information in jedem Frequenzkanal in ±20 dB zufällig variiert wurde (unten rechts). Die Ergebnisse zeigen, daß binaurale Information

in ITDs oder ILDs an hohen Frequenzen für die Lokalisation genutzt wird und sie schlagen vor, daß ITDs in der Hüllkurve nur gering beitragen [1, 19, 20].

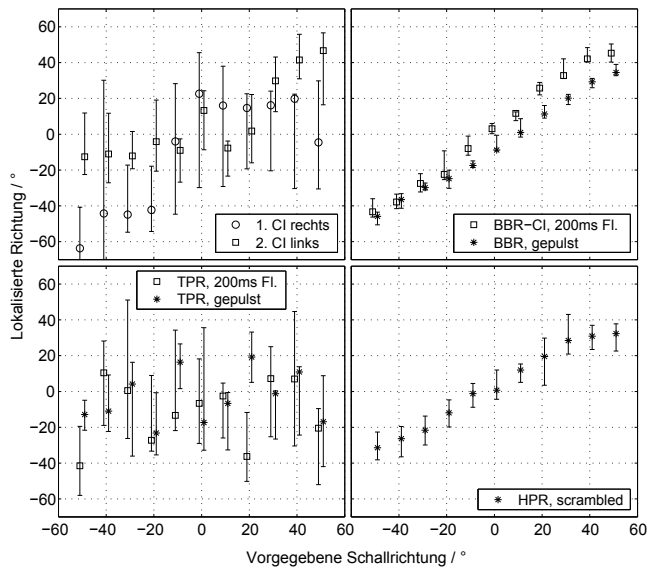


Abb. 8: Lokalisationsergebnisse des bilateralen CI-Patienten BW mit nur jeweils einem CI (links oben) und beiden CIs für verschiedene Schalle: BBR, gepulst: 5 Breitbandrauschpulse; BBR-CI 200ms: Breitbandrauschen mit 200 ms Flanken; TPR: Tiefpaßrauschen unter 486 Hz; HPR, scrambled: Hochpaßrauschen 2.6-5.5 kHz mit zufälliger Variation des Pegels innerhalb ± 20 dB in jedem CI-Frequenzkanal [1, 20].

Test mit virtueller Akustik

Um den Beitrag von ITDs zur Lokalisation mit CIs genauer zu untersuchen, wurde Patient BW in virtueller Akustik getestet. Dazu wurden die richtungsabhängigen Übertragungsfunktionen von Schallquellen auf CIs gemessen, die am Kopf getragen wurden (CI-HRTFs). Die CI-HRTFs wurden dann so manipuliert, daß ITDs von einer Richtung und ILDs von einer nahe gelegenen anderen Richtung stammten. Dadurch ist der Konflikt der binauralen Information gering, was zu einer genaueren Bestimmung der „lokalen“ Gewichtung führt (vgl. partielle Differentiation in einem Arbeitspunkt). Wie schon eingangs beschrieben, kann aus der lokalisierten Richtung, die einer Gewichtung der ITD- oder ILD-Richtung entspricht, die Gewichtung der binauralen Information abgelesen werden. Abbildung 9 faßt die Ergebnisse zusammen. Für Breitband- sowie Hochpaßrauschen waren ITDs deutlich geringer als ILDs gewichtet. Die Dominanz der ILDs änderte sich auch nicht, wenn die Schallamplitude mit steilen Flanken moduliert wurde („gepulst“). Dies weist nach, daß ILDs die ausschlaggebende Information zur Lokalisation dieses CI-Patienten liefern und daß ITDs trotz Betonung der Hüllkurve nur gering beitragen [20, 21].

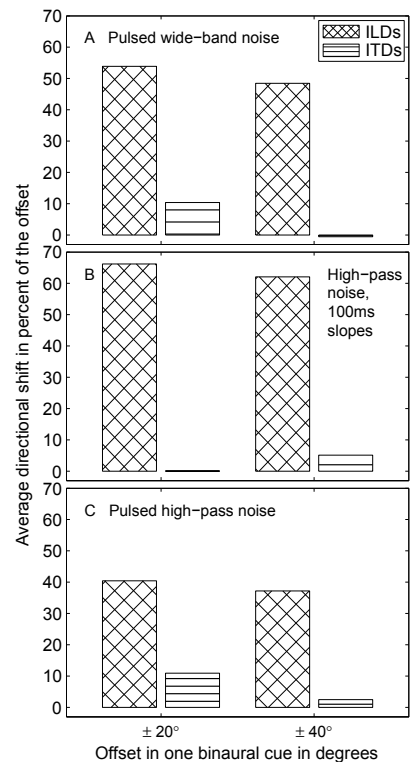


Abb. 9: Gewichtung binauraler Information in Patient BW bei der Lokalisation verschiedener Schalle. Die Gewichtung wurde aus Lokalisationsergebnissen mit in ITDs oder ILDs manipulierten CI-HRTFs gewonnen [20].

Einfluß von Raumhall und Störschall auf das Richtungshören mit Cochlea Implantaten

Die starke Gewichtung von ILDs im binauralen Hören mit aktuellen CIs ist entgegen der von Normalhörenden. Während auf der Basis von ILDs eine gute Lokalisationsfähigkeit in Ruhe möglich ist, stellt sich die Frage, ob Störschall und Raumhall diese zerstören. Mit normalem Gehör besteht eine bemerkenswerte Resistenz gegen Schallreflexionen und anderen Störschall. Der Präzedenzeffekt beschreibt diese Resistenz und zeigt, daß die Lokalisation an der Schallquelle trotz des Vorhandenseins von Reflexionen mit bis zu 10 dB höherem Pegel möglich ist [22]. Verschiedene Modelle für den Präzedenzeffekt basieren primär, aber nicht ausschließlich, auf der Auswertung von ITDs an tiefen Frequenzen – im Einklang mit der ITD-Dominanz bei Normalhörenden. Die ITD-Extraktion an tiefen Frequenzen basiert auf der Auswertung der interauralen Phasenlage, die aus der zeitlichen Feinstruktur abgeleitet wird [23]. Bei CIs wird diese jedoch nicht kodiert. Andere Modelle des Präzedenzeffekts basieren auf der Interaktion im peripheren Gehör zusammen mit dem Einfluß der Refraktärzeit der Neurone [24]. Das Vorhandensein des Präzedenzeffekts mit CIs nur auf der Basis von Hüllkurveninformation und ohne natürliche periphere Verarbeitung ist also fraglich und war Gegenstand weiterer Studien. Wir konnten den Präzedenzeffekt in einigen CI-Patienten nachweisen. Dieser Überblicksartikel beschränkt sich für die Diskussion von CI-Ergebnissen jedoch auf die

verwandte und praktisch relevante Frage nach der Lokalisationsfähigkeit in simulierten Räumen.

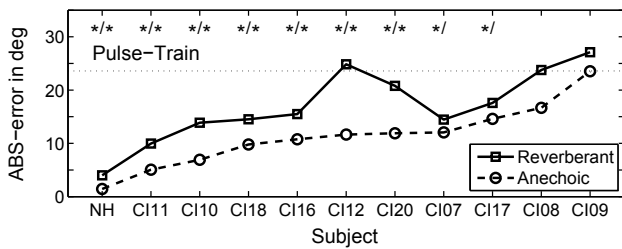


Abb. 10: Durchschnittlicher Fehler bei der Lokalisation einer Pulsfolge von 10 bilateralen CI-Patienten (CIxx) und einer normalhörenden Person (NH) in reflexionsarmer Umgebung (o) und in einem simulierten Raum (□). Die Sterne am oberen Rand geben an, ob die Lokalisationsergebnisse mit der vorgegebenen Schallrichtung signifikant korrelieren (reflexionsarm / Raum).

Abbildung 10 stellt die durchschnittlichen Fehler bei der Lokalisation einer Pulsfolge von einer normalhörenden Person und zehn bilateralen CI-Trägern in reflexionsarmer Umgebung und in einem simulierten Raum dar. In reflexionsarmer Umgebung ist der Lokalisationsfehler der normalhörenden Person mit 2° äußerst gering. Obwohl er sich im simulierten Raum auf etwa 4° verdoppelt, bleibt er für alle praktischen Belange unbedeutend. Der beste CI-Patient erreicht in reflexionsarmer Umgebung einen Fehler von ca. 5°, der sich im Raum auf 10° ebenfalls verdoppelt. Bei den anderen Patienten sind die Fehler von vorn herein größer und nehmen im Raum weiter zu. Insgesamt können 8 der 10 Patienten die Pulsfolge in reflexionsarmer Umgebung lokalisieren oder zumindest deren Richtung grob bestimmen. Im simulierten Raum ist dies nur noch 6 Personen möglich. Raumhall wirkt sich demnach stark negativ auf das Lokalisationsvermögen mit CIs aus. Das ist insbesondere problematisch, wenn die Intensität des Raumhalls betrachtet wird. Der simulierte Raum war 6x4x3 m³ groß und die Quelle wurde in 1.2 m Entfernung simuliert. Die Nachhallzeit betrug 0.37 s und das Direktschall-zu-Nachhall Verhältnis -3.5 dB. Diese Werte entsprechen in etwa den Vorschlägen für Klassenräume für Schwerhörige nach DIN 18041 [25]. Da dies bereits optimierte Hörumgebungen sind, kann davon ausgegangen werden, daß Kinder mit CIs Lokalisationsprobleme im täglichen Leben haben werden. Dies ist insbesondere für Lernumgebungen kritisch, in denen der Stoff in Gruppenarbeit vermittelt wird. Ohne die Fähigkeit zur Lokalisation und bedingt durch die schlechte Tonhöhenunterscheidung mit CIs können diese Kinder oft nur spät feststellen, wer in einer Gruppe gerade spricht – mit einem negativen Effekt auf den Lernerfolg [26, 27].

Nutzen von Feinstruktur und Hüllkurveninformation im Präzedenzeffekt

Der Vocoder als ein Modell für das Hören mit CIs

ITD-Information für das binaurale Hören wird im normalen Gehör aus der zeitlichen Feinstruktur abgeleitet. Die Kodierung dieser Information, also wann ein elektrischer Puls gesetzt wird, ist in CIs aufgrund der

Pulsinteraktion kompliziert. Da man erwarten kann, daß eine perfekte Kodierung auf lange Zeit nicht möglich sein wird, forschen wir an Möglichkeiten, die Information dem auditorischen System auf andere Weise zu übermitteln. In diesen Studien wird ein Vocoder verwendet, der die Informationsreduktion durch die Signalverarbeitung im CI nachbildet und normalhörenden Personen hörbar macht. Abb. 11 zeigt das Verarbeitungsprinzip. Der Schall wird zunächst in einer Filterbank in 12 bis 24 Frequenzkanäle zerlegt, ähnlich der peripheren Filterung im Gehör. Danach wird die Hüllkurve aus diesen Bandpaßsignalen extrahiert, z.B. durch Gleichrichtung und Tiefpaßfilterung. Im CI würden Pulsfolgen mit konstanter Rate mit komprimierten Versionen dieser Hüllkurvensignale moduliert und dann an die Elektroden angelegt werden. Im Vocoder hingegen werden hörbare Träger mit diesen Hüllkurvensignalen moduliert, z.B. Sinustöne oder Schmalbandrauschen. Der Frequenzbereich dieser Trägersignale simuliert die Lage der CI-Elektrode, da die periphere Erregung im auditorischen System in diesem Bereich maximal ist.

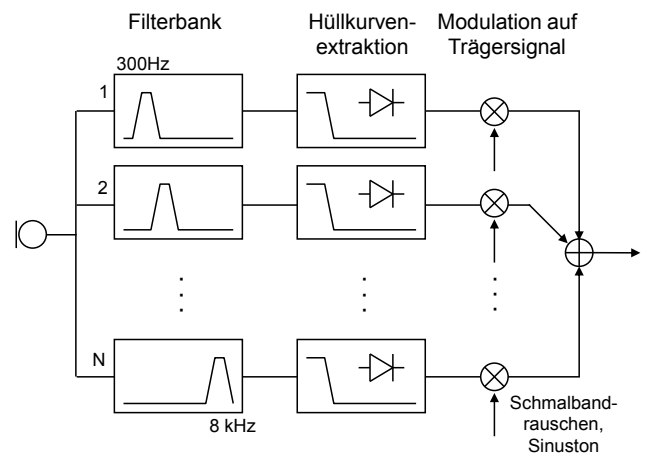


Abb. 11: Verarbeitungsprinzip in einem Vocoder.

Präzedenzeffekt für Normalhörende im Freifeld

Der Präzedenzeffekt zeigt, daß die Lokalisation eines Direktschalls nur wenig durch später eintreffende Reflexionen beeinflusst ist. Abb. 12 zeigt Ergebnisse für den Präzedenzeffekt in einem Test der Lokalisationsdominanz mit der eingangs beschriebenen Lichtzeigermethode. Ein führender Schall, das Wort „shape“, wird von einem Lautsprecher an +30° abgespielt, gefolgt von einer identischen, verzögerten Kopie von -30°. Der führende Schall wird als „Lead“, der verzögerte als „Lag“ bezeichnet. Der Proband zeigt auf die gehörte Schallrichtung. Für den Fall, daß zwei Richtungen gehört werden, z.B. an langen Verzögerungszeiten, wird auf den Schall am weitesten links gezeigt, d.h. in diesem Beispiel auf den Lag. In einem separaten Versuch ist der Proband instruiert, auf den rechtesten Schall zu zeigen, also den Lead. Somit erhält man zwei Datensätze, einen für die Richtung des Lead und einen für den Lag, die in Abb. 12 separat dargestellt sind. Im Versuch werden die Lead- und Lagrichtung zufällig dargeboten, so daß der Proband nicht weiß, wo der führende Schall herkommt.

Abbildung 12 zeigt die Ergebnisse des Versuchs zum Präzedenzeffekt. Werden Lead und Lag simultan abgespielt, wird ein Schall in der Mitte zwischen den beiden Lautsprechern gehört. Für kurze Verzögerungszeiten bis 12 ms berichtet der Proband nur ein Schallobjekt, das in der Nähe des Leads liegt ($+30^\circ$). Der führende Schall dominiert die Richtungswahrnehmung und der verzögerte Schall, die Reflexion, ist nicht separat hörbar. Zu längeren Verzögerungszeiten wird der Lag separat hörbar und der Proband zeigt zwei Schallobjekte an, eines am Lead und eines am Lag [22, 28].

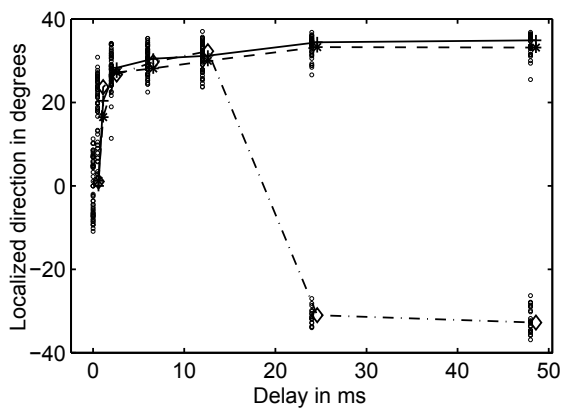


Abb. 12: Lokalisationsergebnisse als Funktion der Verzögerungszeit in einem Test für den Präzedenzeffekt im Freifeld. Die Daten sind so dargestellt, daß der führende Schall (lead) von $+30^\circ$ kommt und dessen verzögerte Kopie (lag) von -30° . Die Ergebnisse sind für drei verschiedene Instruktionen dargestellt, vgl. Abb. 14 [28].

Präzedenzeffekt mit Vocoder

Um die Ursachen für die Probleme von CI-Patienten in reflexionsbehafteter Umgebung weiter zu klären, wurde die Kodierung von Information für den Präzedenzeffekt mit Vocodern untersucht. Das Paradigma ist dabei ähnlich zum oben beschriebenen Freifeldversuch. Die Lautsprecheranordnung wird durch virtuelle Akustik ersetzt, in der die Schalle durch Außenohrübertragungsfunktionen (HRTFs) gefiltert werden. Die Probanden wählen die HRTFs selbst aus einem Katalog aus, was zu einer individuellen Optimierung der HRTFs führt und die Richtungsabbildung verbessert [1, 29, 30]. Die HRTF-gefilterten Schalle werden im binauralen Vocoder verarbeitet. Er besteht aus zwei unabhängigen monauralen Verarbeitungsstufen, deren extrahierte Hüllkurven auf Trägersignale mit bestimmten interauralen Eigenschaften moduliert werden.

Abbildung 13 zeigt Ergebnisse zum Präzedenzeffekt mit einem Rauschvocoder, wenn das Trägerrauschen interaural korreliert war. Im Gegensatz zum Präzedenzeffekt in Abbildung 12 zeigt sich eine eher bimodale Verteilung mit Antworten auf der Seite des Lead und auf der des Lag. Die Reflexion scheint nicht vollkommen unhörbar zu sein, sondern in einer gewissen Anzahl der Darbietungen hörbar. Der Präzedenzeffekt mit einem Rauschvocoder ist gestört [28, 31].

Die Ergebnisse mit einem Sinustonvocoder in Abbildung 14 zeigen ein anderes Bild. Der Präzedenzeffekt tritt auf

und die größte Anzahl der Lokalisationsantworten ist in der Nähe des Lead. Dies ist bemerkenswert, da in beiden Vocodern das Hüllkurvensignal identisch ist und die Information vom ursprünglichen Präzedenzeffekt-Schall führt, während der Träger binaurale Information beinhaltet, die nicht mit dem originalen Schall in Verbindung steht. Die Kodierung der binauralen Information in der Feinstruktur scheint nicht nötig zu sein, sofern die Information von beiden Ohren gruppiert werden kann, d.h. vom Gehirn in Verbindung gebracht werden kann. Dazu scheint der Sinustonträger geeignet zu sein, da die Gruppierung über gleiche Tonhöhen an beiden Ohren unterstützt wird. Weichen im Gegensatz die Frequenzen der Trägertöne an beiden Ohren voneinander ab, so tritt der Präzedenzeffekt ähnlich dem Rauschvocoder nicht mehr auf. Eine sehr genaue Anpassung der Erregungsorte in beiden Ohren scheint nötig zu sein. Die Ergebnisse mit Vocoder zeigen Randbedingungen für das Auftreten des Präzedenzeffekts mit CIs auf und liefern gleichzeitig Vorschläge, wie Information in zeitlicher Feinstruktur und der Hüllkurve kodiert werden muß, damit eine größere Resistenz gegen Störschall erreicht werden kann [28].

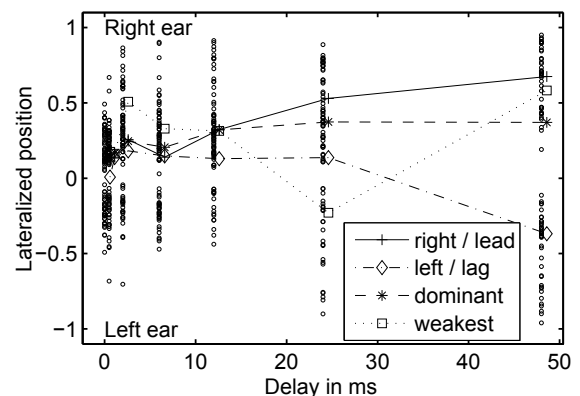


Abb. 13: Präzedenzeffekt mit einem Rauschvocoder mit interaural korreliertem Trägerrauschen: Im Vergleich zu Abb. 12 ist ersichtlich, daß an allen Verzögerungszeiten Antworten am Lag auftreten, also die Dominanz des führenden Schalls gebrochen ist und der Präzedenzeffekt gestört ist [28, 31].

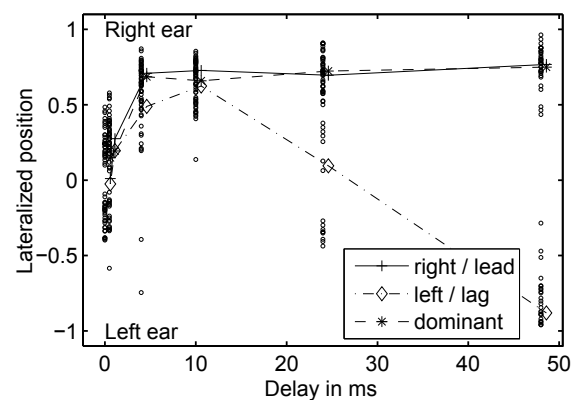


Abb. 14: Präzedenzeffekt mit einem Sinustonvocoder mit zufälliger interauraler Phase der Trägertöne: Trotz der Informationsreduktion im Vocoder und trotz der fehlenden Kodierung von ITDs in den Trägertönen und damit in der zeitlichen Feinstruktur werden die Schalle am Ort des führenden Schalls lokalisiert, d.h. der Präzedenzeffekt tritt auf [28].

Zusammenfassung und Ausblick

Dieser Artikel liefert einen Überblick über unsere Arbeiten zum binauralen Hören und zur audiologischen Akustik. Nach einer kurzen Einführung in das binaurale Hören werden unsere Methoden zur Untersuchung der auditiven Lokalisationsfähigkeit vorgestellt. Die Probanden zeigen mit einem Lichtzeiger auf die gehörte Schallrichtung, wobei der Zeiger mit einem Trackball bewegt wird. Die Versuche finden in der Simulated Open Field Environment statt, in der Schalle über Lautsprecher im reflexionsarmen Raum aus verschiedenen Richtungen wiedergegeben werden können. Durch das Abspielen von simulierten Schallreflexionen können die Probanden auch unter natürlichen Bedingungen mit Raumhall getestet werden. Wir konnten zeigen, daß Patienten mit Cochlea Implantaten (CIs) in beiden Ohren das Richtungshören wiedererlangen können. Es beruht jedoch auf der Auswertung der Pegeldifferenzen zwischen den Ohren, während für Normalhörende Zeitdifferenzen die überwiegende Information liefern. Dies führt zu Problemen für das Richtungshören in störräusch-behafteter Umgebung. Sogar moderater Raumhall, der den Vorgaben für Klassenräume entspricht, führt zu deutlichen Einschränkungen. Möglichkeiten der Abhilfe für diese Probleme wurden in Studien mit Vocodern untersucht. Der Präzedenzeffekt, der eine korrekte Lokalisation von Schallquellen trotz Raumreflexionen ermöglicht, wurde ohne gezielte Kodierung von Schallinformation in den Trägersignalen des Vocoders erhalten, wenn die Trägersignale an beiden Ohren exakt spektral angepaßt sind. Aktuelle Studien untersuchen die Grundlagen für die Informationskodierung in CIs im Detail und Möglichkeiten für einen Austausch von Information zwischen Hüllkurve und zeitlicher Feinstruktur zur Trennung von Hörobjekten. Weitere Informationen zu den Arbeiten, Software und eine Literaturübersicht können im Internet eingesehen werden [32].

Danksagungen

Mein großer Dank gilt Prof. Hugo Fastl, der nicht nur als Koauthor zu einigen Arbeiten beigetragen hat, sondern durch seine fortwährende Unterstützung den Erfolg meiner Arbeit mit formt. Weiterhin gilt mein großer Dank Prof. Ervin Hafter für das Nahelegen einer anderen Denkschule und ebenso für seine fortwährende Unterstützung.

Ein weiterer Dank gilt den Kooperationspartnern der Arbeiten, insbesondere Prof. Uwe Baumann, Dr Brent Edwards, Dr Sridhar Kalluri, Cheryl Eiler und Dr Katrin Krumbholz. Die Arbeiten mit CI-Patienten wären nicht möglich gewesen ohne die tatkräftige Unterstützung der Teams an den folgenden Zentren: California Ear Institute, UC San Francisco Medical School, Nottingham Cochlear Implant Programme, South of England Cochlear Implant Centre, Manchester Cochlear Implant Centre und Ear Foundation Nottingham, sowie insbesondere den Patienten und Probanden für Ihre Mithilfe in den Studien. Meine Arbeitsgruppe gibt mir immer wieder neue Denkanstöße – dafür ebenfalls vielen Dank.

Die hier vorgestellten Arbeiten wurden durch folgende Institutionen und Verträge gefördert: In München durch DFG GRK 267, in Berkeley durch NIH RO1 DCD 00087 und in Nottingham durch das Intramural Programme des MRC. Weiterhin entstanden einige der Arbeiten in dankbarer, erfolgreicher Zusammenarbeit und mit Unterstützung von Firmen der Hörbranche (alphabetisch): Advanced Bionics Inc., Cochlear Corp., MedEl GmbH, Starkey Inc.

Referenzen

- [1] B. Seeber, "Untersuchung der auditiven Lokalisation mit einer Lichtzeigermethode," Dissertation. TU München Online Publication, <http://tumb1.biblio.tu-muenchen.de/publ/diss/ei/2003/seeber.html>, 2003.
- [2] G. B. Henning, "Detectability of interaural delay in high-frequency complex waveforms," *J. Acoust. Soc. Am.*, 55(1): 84-90, 1974.
- [3] J. W. Strutt, "On our Perception of Sound Direction," *Philos. Mag.*, 13: 214-232, 1907.
- [4] F. L. Wightman, and D. J. Kistler, "The dominant role of low-frequency interaural time-differences in sound localization," *J. Acoust. Soc. Am.*, 91(3): 1648-1661, 1992.
- [5] E. A. Macpherson, and J. C. Middlebrooks, "Listener weighting of cues for lateral angle: The duplex theory of sound revisited," *J. Acoust. Soc. Am.*, 111(5): 2219-2236, 2002.
- [6] B. U. Seeber, „Weighting of binaural cues in the absence of a reflection,“ *Fortschritte der Akustik – DAGA '10 (dieser Tagungsband)*, Berlin: Dt. Ges. f. Akustik e.V. (DEGA), 2010.
- [7] B. Seeber, "A New Method for Localization Studies," *Acta Acustica – Acustica*, 88(3): 446-450, 2002.
- [8] B. Seeber, „Eine neue Meßmethode für Lokalisationsuntersuchungen,“ *Fortschritte der Akustik – DAGA '01*, S. 102-103, Oldenburg: Dt. Ges. f. Akustik e.V. (DEGA), 2001.
- [9] B. U. Seeber, S. Kerber, and E. R. Hafter, "A System to Simulate and Reproduce Audio-Visual Environments for Spatial Hearing Research," *Hearing Research*, 260(1-2): 1-10, 2010.
- [10] A. W. Mills, "On the Minimum Audible Angle," *J. Acoust. Soc. Am.*, 30(4): 237-246, 1958.
- [11] J. Kirszenstein, "An Image Source Computer Model for Room Acoustics Analysis and Electroacoustic Simulation," *Applied Acoustics*, 17: 275-290, 1984.
- [12] M. R. Schroeder, and B. S. Atal, "Computer Simulation of Sound Transmission in Rooms," *IEEE International Convention Record*, IEEE, S. 150-155, 1963.
- [13] B. Seeber, and E. Hafter, "Perceptual equalization in near-speaker panning," *Fortschritte der Akustik – DAGA '07*, S. R. Mehra and P. Leistner, Edn., S. 375-376, Berlin: Dt. Ges. f. Akustik e.V. (DEGA), 2007.
- [14] P. C. Loizou, "Mimicking the Human Ear – An Overview of Signal-Processing Strategies for Converting Sound into Electrical Signals in Cochlear

- Implants,” *IEEE Signal Processing Mag.*, 15(5): 101-130, 1998.
- [15] B. S. Wilson, and M. F. Dorman, “Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future,” *Hearing Research*, 242: 3-21, 2008.
- [16] B. Seeber, U. Baumann, and H. Fastl, “Localization ability with bimodal hearing aids and bilateral cochlear implants,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 116(3): 1698-1709, 2004.
- [17] T. Y. C. Ching, E. v. Wanrooy, and H. Dillon, “Binaural-Bimodal Fitting or Bilateral Implantation for Managing Severe to Profound Deafness: A Review,” *Trends in Amplification*, 11(3): 161-192, 2007.
- [18] J. B. Firszt, R. M. Reeder, and M. W. Skinner, “Restoring hearing symmetry with two cochlear implants or one cochlear implant and a contralateral hearing aid,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, 45(5): 749-768, 2008.
- [19] B. Seeber, H. Fastl, and U. Baumann, „Mechanismen der Lokalisation mit bilateralem Cochlea Implantat,“ *Fortschritte der Akustik - DAGA '03*, S. 110-111, Oldenburg: Dt. Ges. f. Akustik e.V. (DEGA), 2003.
- [20] B. Seeber, and H. Fastl, “Localization cues with bilateral cochlear implants,” *J. Acoust. Soc. Am.*, 123(2): 1030-1042, 2008.
- [21] B. Seeber, and H. Fastl, “Localization cues with bilateral cochlear implants investigated in virtual space - a case study,“ *Proc. Joint Congress CFA/DAGA'04, Strasbourg, France*, S. 213-214, Oldenburg: Dt. Ges. f. Akustik e.V. (DEGA), 2004.
- [22] J. Blauert, *Spatial hearing*, Cambridge, USA: MIT Press, 1997.
- [23] J. Braasch, “Modelling of Binaural Hearing,“ *Communication Acoustics*, J. Blauert, Ed., S. 75-108, Berlin: Springer, 2005.
- [24] K. Hartung, and C. Trahiotis, “Peripheral auditory processing and investigations of the "precedence effect" which utilize successive transient stimuli,“ *J. Acoust. Soc. Am.*, 110(3): 1505-1513, 2001.
- [25] „DIN 18041: 2004: Hörsamkeit in kleinen bis mittelgrossen Räumen,“ Normenausschuss Akustik, Lärminderung und Schwingungstechnik (NALS) im DIN und VDI, Normenausschuss Bauwesen NABau im DIN, 2004.
- [26] B. U. Seeber, and E. R. Hafter, “Binaural hearing in complex environments with cochlear implants,“ *10th Bionics European Research Group Meeting, Abstracts, 11.03.2010*, S. 19: Advanced Bionics, 2010.
- [27] M. Tait, T. P. Nikolopoulos, L. De Raeve *et al.*, “Bilateral versus unilateral cochlear implantation in young children,“ *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 74(2): 206-11, 2010.
- [28] B. Seeber, “Auditory scene analysis and the precedence-effect with cochlear implants – Predictions from simulations,“ *Proc. ICA 2007, 19th Int. Congress on Acoustics, Madrid, Spain*, A. Calvo-Manzano, A. Pérez-López and S. Santiago, Edn., PPA-02-10-IP: Int. Commission on Acoustics, 2007.
- [29] B. U. Seeber, and H. Fastl, “Subjective Selection of Non-Individual Head-Related Transfer Functions,“ *Proc. 9th Int. Conf. on Aud. Display*, E. Brazil and B. Shinn-Cunningham, Edn., S. 259-262, Boston, USA: Boston University Publications Prod. Dept., 2003.
- [30] B. Seeber, and H. Fastl, „Effiziente Auswahl der individuell-optimalen aus fremden Außenhübertragungsfunktionen,“ *Fortschritte der Akustik – DAGA '01*, S. 484-485, Oldenburg: Dt. Ges. f. Akustik e.V. (DEGA), 2001.
- [31] B. Seeber, and E. Hafter, “Precedence-effect with cochlear implant simulation,“ *Hearing – from Sensory Processing to Perception*, B. Kollmeier, G. Klump, V. Hohmann *et al.*, Edn., S. 475-484, Berlin, Heidelberg: Springer, 2007.
- [32] B. Seeber: www.acoustics.bseeber.de (April 2010).