

Untersuchung der auditiven Lokalisation  
mit einer Lichtzeigermethode

Bernhard Seeber

Lehrstuhl für Mensch-Maschine-Kommunikation  
der Technischen Universität München

## **Untersuchung der auditiven Lokalisation mit einer Lichtzeigermethode**

Bernhard Seeber

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik  
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. J. Hagenauer

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr.-Ing., Dr.-Ing. habil. H. Fastl
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. G. Färber

Die Dissertation wurde am 11.12.2002 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik  
am 08.05.2003 angenommen.



# Summary

---

This thesis introduces a new method for research in auditory localization and presents its application to the fields of real and virtual acoustics, auditory-visual interaction, and audiology.

A new localization method was developed, which utilizes a laser pointer to display the localized direction. By turning the ball on a trackball the subject moves the spot of the laser pointer on a horizontal track to the perceived auditory direction. The initial trial-by-trial position of the laser spot is varied symmetrically around the presented direction of the sound in a random manner. This variation reduces methodical bias effects, as the arc travelled by the laser spot does not depend on the direction of the sound. The indirect pointing with the trackball causes a decoupling from the human proprioceptive directional system. Therefore the method is named *ProDePo* – *Proprioception Decoupled Pointer*. By using the trackball the new method can be used fast and intuitively, which allows for a wide range of applications. The reduced methodical influence on localized directions and the proprioceptive decoupling make it a unique pointer method which is suitable for experiments in the field of auditory-visual interaction. Localization experiments using the new method show a small overestimation of the sound direction, but less localization error and variance than most alternative localization methods, especially at lateral angles. Using a fixed frontal initial position of the laser spot a small underestimation of sound direction occurs and the variance decreases further, which is ascribed to the introduction of a visual frame of reference for auditory localization.

The new localization method is used to investigate localization in virtual acoustics. To synthesize virtual acoustics, auditory localization cues are reproduced over headphones using head related transfer functions (HRTFs). To select an individually optimized pair of HRTFs from a catalogue of non-individual HRTFs a two step procedure is introduced. In the first step 5 HRTFs are selected from the catalogue, in order to maximize the spatial perception in the frontal area for horizontally moving sources. From these 5 HRTFs a single one is selected which reproduces frontal and horizontal directions exactly, at a non-elevated position, at constant distance, and outside the head. The selection procedu-

re for non-individual HRTFs is evaluated in localization tests. The results show that the selection minimizes the localization variance and error, and the number of inside-the-head localizations, i.e. usually a HRTF is found which supports an externalized, focused image. Localization experiments with selected HRTFs show, nevertheless, a small increase in variance and error in the horizontal plane compared to individual HRTFs, which in turn reproduce horizontal directions comparable to the free field.

The *ProDePo* method was further used to study the ventriloquism effect. This describes a bias on auditory directions towards a concurrently emerging visual target. The results of the study show similar bias effects for the auditory direction in the free field and the virtual acoustical environment using individual HRTFs. Using selected non-individual HRTFs the auditory directional displacement towards the visual target is reduced. This contradicts the hypothesis that a reduction of individual information in auditory directional cues renders the auditory direction more susceptible to visual bias. Further investigation shows that the increase in localization variance occurring with non-individual HRTFs is not the cause for the decrease in auditory-visual bias. The relative bias effects are shown to decrease exponentially with increasing distance between the auditory and the visual target, whereas the reduction of bias between the hearing environments can be described by a constant factor.

The intuitive and fast handling of the new localization method allows clinical studies of patients with impaired hearing. Localization experiments on subjects with cochlea implant (CI) using a hearing aid (HA) or a second implant on the contralateral side show unexpected localization ability in both groups. All bilaterally implanted subjects and three subjects of the CI+HA group are able to localize. Of the CI+HA group a further four subjects can discriminate right and left, whereas half of the subjects of this group show no directional hearing ability. A further study with a bilaterally implanted subject shows clearly that interaural level cues are used for localization with bilateral CI. It is also proved that interaural temporal cues are not evaluated at low frequencies or through the envelope using bilateral CI.

The successful application of the *ProDePo* method in several different fields – research, virtual acoustics, and audiology – verifies the intuitive concept and the versatile applicability of the new localization method.

# Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die zum Gelingen der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. H. Fastl, der mein Interesse für die wissenschaftliche Arbeit in der Psychoakustik geweckt und maßgeblich gefördert hat. Seine vielfältigen Anregungen und seine wertvollen Ratschläge haben wesentlich zum Zustandekommen dieser Arbeit beigetragen.

Herrn Prof. Dr.-Ing. G. Färber danke ich für die Übernahme des Zweitberichts und sein Interesse an der Thematik.

Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn Dr.-Ing. C. v. Rücker bedanken, der mir ein überaus wichtiger Gesprächspartner in vielen Diskussionen gewesen ist und mich mit Ideen und Anregungen wesentlich unterstützt hat. Darüber hinaus möchte ich ihm für die sorgfältige Korrektur des Manuskripts danken. Herrn Dr.-Ing. U. Baumann danke ich für die gute Zusammenarbeit im Rahmen der Studie mit Cochlea-Implantat-Trägern und die Durchsicht des Manuskripts. Die „Münchner Akustikerrunde“ war und ist für mich geistige Heimat und mit ihrer freundschaftlichen Atmosphäre wichtige Begleitung, Inspiration und Motivation. Ganz besonders möchte ich aus dieser Gruppe den Herren Dr.-Ing. M. Mummert und Dipl.-Ing. T. Horn für das gründliche Durcharbeiten des Manuskripts und ihre konstruktive Kritik danken.

Hervorheben möchte ich auch die wiederholte Teilnahme meiner Versuchspersonen an den Hörversuchen, ohne die diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

Mein weiterer Dank gilt den Herren Dipl.-Ing. M. Hauser, Dipl.-Ing. M. Neuendorf, Dipl.-Ing. V. Koci, Dipl.-Ing. T. Filippou und Herrn S. Hills für ihren Beitrag im Rahmen von Diplomarbeiten, Studienarbeiten und Praktika.

Für die angenehme Atmosphäre am Lehrstuhl für Mensch-Maschine-Kommunikation und die Hilfsbereitschaft möchte ich allen Mitarbeitern meinen Dank aussprechen.

Der DFG und dem Graduiertenkolleg GRK 267 „Sensorische Interaktion in biologischen und technischen Systemen“ danke ich für die Förderung eines Teils der Arbeit.

Meinen Eltern möchte ich ganz herzlich für ihren Beistand und ihre Unterstützung während der Studienzeit danken. Meiner Freundin Julia danke ich für die abschließende Durchsicht des Manuskripts und ihre unermüdliche Unterstützung vor allem in der Schlußphase der Arbeit.



*Meinen Eltern.*





# Inhaltsverzeichnis

---

<b>Summary</b>	<b>I</b>
<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>1 Psychophysik des Richtungshörens</b>	<b>4</b>
1.1 Einführung	4
1.2 Informationsgrundlagen des binauralen Hörens	4
1.2.1 Interaurale Pegeldifferenzen	6
1.2.2 Interaurale Zeitdifferenzen	6
1.3 Richtungshören in der Horizontalebene	8
1.3.1 Wahrnehmung von Winkeländerungen	8
1.3.2 Duplex-Theorie der Lokalisation und Erweiterungen	9
1.3.3 Einfluß des monauralen Spektrums	9
1.3.4 Funktionsschema zur horizontalen Richtungswahrnehmung	10
1.4 Lateralisation von Schallen	12
1.4.1 Interaurale Pegeldifferenzen	12
1.4.2 Interaurale Zeitdifferenzen	13
1.4.3 Widersprüchliche Zeit- und Pegeldifferenzen	13
1.5 Richtungshören in der Vertikalebene	14
1.6 Entfernungswahrnehmung	14
1.7 Zusammenfassung	15
<b>2 Eine neue Lichtzeigermethode für Lokalisationsuntersuchungen</b>	<b>16</b>
2.1 Methoden zur Untersuchung der Richtungswahrnehmung	16
2.2 Anforderungen an eine neue Lokalisationsmethode	19
2.3 Die <i>ProDePo</i> -Lichtzeigermethode	19
2.3.1 Aufbau	19
2.3.2 Methode	22
2.4 Psychophysikalische Überprüfung der Lichtzeigermethode	22
2.4.1 Reales Schallfeld und variabler Lichtpunkteinsatz	22
2.4.2 Reales Schallfeld und fester Lichtpunkteinsatz	24
2.4.3 Reales Schallfeld und variabler Pegel des Testschalls	25

2.4.4	Lokalisation visueller Objekte . . . . .	26
2.4.5	Nutzbarer Winkelbereich der Lokalisationsmethode . . . . .	27
2.5	Diskussion . . . . .	27
2.6	Zusammenfassung . . . . .	34
<b>3</b>	<b>Außenohrübertragungsfunktionen für virtuelle Akustik</b>	<b>35</b>
3.1	Definition der verwendeten virtuellen Akustik . . . . .	35
3.2	Systemtheoretische Beschreibungen . . . . .	36
3.2.1	Außenohrübertragungsfunktionen, interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen . . . . .	36
3.2.2	Kopfhörerübertragungsfunktion . . . . .	37
3.2.3	Generierung der virtuellen Akustik . . . . .	37
3.3	Messung individueller Außenohr- und Kopfhörerübertragungsfunktionen . .	38
3.3.1	Meßverfahren . . . . .	38
3.3.2	Mikrofonierung und Meßlautsprecher . . . . .	39
3.3.3	Messung der Kopfhörerübertragungsfunktion und Kalibrierung des Kopfhörers . . . . .	40
3.3.4	Subjektiver Einfluß der Kopfhörerentzerrung auf Außenohrübertragungsfunktionen . . . . .	40
3.4	Ein optimiertes Auswahlverfahren für fremde Außenohrübertragungsfunktionen . . . . .	41
3.4.1	Entwicklungsziele für das Auswahlverfahren . . . . .	41
3.4.2	Auswahlkatalog und Darbietung . . . . .	42
3.4.3	Erkenntnisse aus Vorversuchen . . . . .	42
3.4.4	Vorstellung des Auswahlverfahrens . . . . .	43
3.4.5	Ergebnisse des praktischen Einsatzes . . . . .	44
3.5	Psychophysikalische Überprüfung des Auswahlverfahrens . . . . .	44
3.5.1	Überprüfungsversuche und Durchführung . . . . .	44
3.5.2	Ergebnisse . . . . .	45
3.6	Diskussion der Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen . .	47
3.7	Zusammenfassung . . . . .	51
<b>4</b>	<b>Horizontale Lokalisation in realer und virtueller Hörumgebung</b>	<b>52</b>
4.1	Einleitung . . . . .	52
4.2	Reale Hörumgebung . . . . .	53
4.3	Virtuelle Hörumgebung unter Verwendung individueller Außenohrübertragungsfunktionen . . . . .	53
4.4	Virtuelle Hörumgebung unter Verwendung ausgewählter, fremder Außenohrübertragungsfunktionen . . . . .	54
4.5	Diskussion . . . . .	56
4.6	Zusammenfassung . . . . .	61
<b>5</b>	<b>Auswirkung der Schallpräsentation auf den Ventriloquismuseffekt</b>	<b>62</b>
5.1	Einleitung . . . . .	62

5.1.1	Methoden zur Untersuchung des Ventriloquismuseffektes . . . . .	63
5.1.2	Einflußgrößen auf den Ventriloquismuseffekt . . . . .	63
5.1.3	Neurophysiologischer Hintergrund . . . . .	65
5.1.4	Modelle zur Beschreibung des Ventriloquismuseffektes . . . . .	65
5.1.5	Anwendungsspezifische Aspekte . . . . .	66
5.1.6	Problemstellung . . . . .	67
5.2	Blickrichtungsabhängigkeit der Lokalisation in realer Hörumgebung . . . . .	67
5.2.1	Einführung und Methode . . . . .	67
5.2.2	Ergebnisse . . . . .	69
5.3	Blickrichtungsabhängigkeit in virtueller Hörumgebung unter Verwendung individueller Außenohrübertragungsfunktionen . . . . .	70
5.4	Blickrichtungsabhängigkeit in virtueller Hörumgebung unter Verwendung ausgewählter, fremder Außenohrübertragungsfunktionen . . . . .	71
5.5	Vergleich der Ergebnisse in verschiedenen Hörumgebungen . . . . .	73
5.6	Quantifizierung der Blickrichtungsabhängigkeit . . . . .	74
5.7	Diskussion . . . . .	77
5.7.1	Richtungsabhängigkeit . . . . .	77
5.7.2	Vertauschungen . . . . .	79
5.7.3	Erklärungsansätze für den Rückgang der Interaktion . . . . .	80
5.7.4	Technische Anwendungen . . . . .	81
5.8	Zusammenfassung . . . . .	82
<b>6</b>	<b>Lokalisation mit Cochlea Implantat</b>	<b>84</b>
6.1	Einleitung . . . . .	84
6.2	Versuchspersonen . . . . .	86
6.2.1	Bimodale Gruppe: Cochlea Implantat und Hörgerät . . . . .	86
6.2.2	Bilaterale Gruppe: Cochlea Implantat, beidohrig . . . . .	88
6.3	Methode . . . . .	89
6.4	Ergebnisse . . . . .	90
6.4.1	Richtungshören bei bimodaler Versorgung . . . . .	90
6.4.2	Richtungshören bei bilateraler CI-Versorgung . . . . .	94
6.4.3	Zusammenfassung der Ergebnisse . . . . .	96
6.5	Lokalisationsmerkmale bei bilateraler Cochlea Implantat-Versorgung . . . . .	96
6.5.1	Einleitung und Methode . . . . .	96
6.5.2	Ergebnisse . . . . .	99
6.6	Diskussion . . . . .	101
6.6.1	Lokalisationsergebnisse . . . . .	101
6.6.2	Auswertung interauraler Zeitdifferenzen . . . . .	102
6.6.3	Auswertung monauraler spektraler Information . . . . .	104
6.6.4	Auswertung interauraler Pegeldifferenzen . . . . .	104
6.6.5	Adaptation an veränderte interaurale Merkmale . . . . .	106
6.6.6	Zusammenhang von Sprachverstehen und Lokalisation . . . . .	108
6.7	Zusammenfassung . . . . .	108

<b>Zusammenfassung</b>	<b>110</b>
<b>Anhang</b>	<b>113</b>
<b>A Weitere Experimente zum Ventriloquismuseffekt</b>	<b>113</b>
A.1 Einfluß der Lokalisationsunschärfe . . . . .	113
A.1.1 Methode . . . . .	113
A.1.2 Ergebnisse und Diskussion . . . . .	114
A.2 Blickrichtungsabhängigkeit bei lateralisierten Schallen . . . . .	114
A.2.1 Einleitung und Methode . . . . .	114
A.2.2 Ergebnisse und Diskussion . . . . .	115
<b>B Fragestellungen zur Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen</b>	<b>117</b>
B.1 Fragestellung zur Vorauswahl . . . . .	117
B.2 Fragestellung zur Endauswahl . . . . .	117
<b>C Versuchspersonen</b>	<b>119</b>
<b>D Abkürzungen und Formelzeichen</b>	<b>121</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>123</b>

# Einleitung

---

Die Wahrnehmung von Richtungen akustischer Ereignisse ist eine für das Überleben notwendige Fähigkeit des menschlichen Organismus. Ein Zweck der Ohren wird darin gesehen, den Augen die Richtung zu weisen<sup>1</sup>. Diese Aussage weist auf zwei grundlegende Eigenschaften hin: Im Gegensatz zum visuellen System ist das auditorische in der Lage, Richtungen im gesamten Raum, vorne und hinten, wahrzunehmen. Zum zweiten legt diese Aussage die Interaktion beider Modalitäten nahe, die in diesem Beispiel zur Aufmerksamkeitslenkung führt.

Das Richtungshören basiert auf der Auswertung monauraler und binauraler spektrotemporaler Information in den Schallsignalen am Trommelfell. Die Fortschritte in der Digitaltechnik haben einem wachsenden Kreis von Anwendern die Simulation von akustischen Richtungen über Kopfhörer zugänglich gemacht, die auf der Reproduktion dieser Information beruht. Anwendungen bestehen z.B. in Telekonferenz-Systemen, audio-visuellen Cockpit- und Steuerungssystemen und Systemen der Unterhaltungsindustrie. Besondere Vorteile der Anwendung virtueller akustischer Umgebungen bestehen in der Verbesserung der räumlichen Orientierung und – im multimodalen Kontext – in schnelleren Reaktionszeiten, was zu einer Erhöhung des Informationsflusses führen kann.

Diese Technik, virtuelle Akustik genannt, basiert auf der Kopfhörerwiedergabe der mit den Außenohrübertragungsfunktionen gefilterten Schallsignale. Die Außenohrübertragungsfunktionen charakterisieren dabei den Übertragungsweg von einer Schallquelle zu den beiden Trommelfellen, der vom Außenohr individuell beeinflusst wird. Werden keine individuellen Außenohrübertragungsfunktionen für die virtuelle Akustik verwendet, treten Fehler in der Richtungsabbildung und der Wahrnehmung des Schallquellenortes außerhalb des Kopfes, sowie eine vermehrte Vertauschung der Schallposition zwischen vorne und hinten auf. Eine Kenntnis der Abbildungsverfälschungen in Abhängigkeit vom Grad der Individualisierung der virtuellen Akustik ohne und mit visueller Richtungsinformation ist für Anwendungen äußerst vorteilhaft. Diese Arbeit stellt ein Verfahren zur individuellen Optimierung der virtuellen Akustik ohne zusätzliche Messung der Übertragungsfunktionen vor und diskutiert es gegenüber der Richtungsabbildung in realer Hörumgebung oder in einer virtuellen Hörumgebung bei individueller Anpassung.

---

<sup>1</sup>nach G. von Békésy, [http://interface.cipic.ucdavis.edu/CIL\\_html/CIL\\_whatish.htm](http://interface.cipic.ucdavis.edu/CIL_html/CIL_whatish.htm) am 16.09.2002.

Der Ventriloquismuseffekt, oder Bauchrednereffekt (Drosowski, 1990), beschreibt die unbemerkte Verschiebung der auditiven Richtung hin zu einer visuellen, wie es beim Bauchredner der Fall ist. Dieser Effekt wird beispielsweise im Kino ausgenutzt, da dort die akustische Richtungspräsentation i.a. nicht am Ort der Schallereignisse auf der Leinwand stattfinden kann. Für den Einzug virtueller akustischer Richtungsabbildung in das Heimkino („virtual surround sound“) ergibt sich eine weitere zentrale Fragestellung der Arbeit: Ob und wie hängt die auditiv-visuelle Interaktion beim Ventriloquismuseffekt vom Grad der Individualisierung virtueller Umgebungen ab?

Zur Untersuchung dieser Probleme der Lokalisation akustischer Richtungen ist eine Methode nötig, die präzise auch kleine wahrgenommene Richtungsunterschiede aufdecken kann, für reale und virtuelle Akustik geeignet ist und die methodische Beeinflussung der Ergebnisse gering hält. Viele der bisher bekannten Lokalisationsmethoden weisen eine große Streuung und Abweichung der Richtungsanzeige auf. Durch die Einbeziehung des propriozeptiven Systems, d.h. der Wahrnehmung von körpereigenen Richtungen bei der Anzeige der auditiven Richtung, sind sie nur eingeschränkt auf Fragen der auditiv-visuellen Interaktion anwendbar. Daher wurde eine neue Lokalisationsmethode entwickelt, getestet und im Rahmen aller untersuchten Fragestellungen angewendet.

Da die neue Lokalisationsmethode intuitiv bedienbar ist und zudem eine schnelle Datenerfassung ermöglicht, sind umfangreiche Lokalisationsstudien außerhalb der Laborumgebung denkbar. Eine untersuchte Fragestellung betrifft Patienten mit Cochlea-Implantat, einer implantierten neuronalen Prothese für das Innenohr. Aufgrund der guten Implantationserfolge in den letzten Jahren wurde dazu übergegangen, auch Patienten mit Resthörvermögen zu implantieren, oder bilaterale Implantationen vorzunehmen. Dadurch erhalten diese Patienten Schallinformation an beiden Ohren. Ob sich damit ein Lokalisationsvermögen trotz der starken Informationsreduktion ausbilden kann und auf welcher Information es basieren könnte, sind weitere Fragestellungen dieser Arbeit.

Die Arbeit ist folgendermaßen angelegt:

In **Kapitel 1** werden die Informationsgrundlagen des binauralen Hörens vorgestellt und einige Begriffe definiert. Ein allgemeiner Überblick über die Ergebnisse von Experimenten zur Wahrnehmung interauraler Zeit- und Pegeldifferenzen, zur Lokalisation in der Horizontal- und Vertikalebene und zur Entfernungswahrnehmung schließt sich an. Weiterhin werden die Duplex-Theorie der Lokalisation und ihre Erweiterungen, sowie ein Funktionsschema zur Lokalisation erläutert.

**Kapitel 2** begründet die Entwicklung einer neuen Methode für auditive Lokalisationsuntersuchungen durch eine Analyse der aus der Literatur bekannten, stellt die neue Methode vor und diskutiert sie ausführlich. Die neue Methode verwendet einen Lichtzeiger, der von der Versuchsperson über einen Trackball eingestellt wird. Neu ist die Möglichkeit, den Lichtzeiger in jedem Einzelversuch definiert und ortsveränderlich zu positionieren. Die Einflüsse des Lichtzeigers und anderer methodischer Parameter auf die Lokalisationsergebnisse der neuen Lichtzeigermethode werden in verschiedenen Versuchen zur Lokalisation akustischer und visueller Richtungen diskutiert.

**Kapitel 3** stellt zunächst die Grundlagen virtueller Akustik dar, bevor auf die Messung individueller Außenohrübertragungsfunktionen eingegangen wird. Anschließend wird zum ersten Mal ein Auswahlverfahren für fremde Außenohrübertragungsfunktionen vorgestellt, mit dessen Hilfe eine individuell-optimale Auswahl stattfinden kann. Das Verfahren wird durch Lokalisationsversuche validiert. Die Ergebnisse werden anschließend diskutiert.

In **Kapitel 4** wird die vorgestellte hochauflösende Lokalisationsmethode auf Versuche in der realen Hörumgebung, der virtuellen mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen und der virtuellen mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen angewendet. Die Unterschiede in der Richtungswahrnehmung zwischen den drei Hörumgebungen werden ausführlich diskutiert.

In **Kapitel 5** wird der Ventriloquismuseffekt erstmals in Abhängigkeit von den drei Hörumgebungen untersucht und damit in Abhängigkeit von der Ausprägung individueller Merkmale für die auditive Lokalisation. Die Ergebnisse, die mit der neu entwickelten bimodalen Lokalisationsmethode gewonnen wurden, werden im Vergleich zu Literaturdaten und vor dem Hintergrund von Anwendungen diskutiert.

**Kapitel 6** stellt eine praktische Anwendung der Lokalisationsmethode dar: Die Lokalisationsfähigkeit von Patienten mit Cochlea Implantat und einem Hörgerät auf dem kontralateralen Ohr, sowie von Patienten mit bilateraler Cochlea Implantat-Versorgung wird erstmalig mit einer kontinuierlichen Lokalisationsmethode untersucht. Eine weitere Lokalisationsstudie mit einem bilateral implantierten Patienten klärt die dabei aufgeworfene Frage nach den möglichen auditorischen Informationsgrundlagen, die der festgestellten guten Lokalisationsfähigkeit zugrunde liegen.

Eine Zusammenfassung aller wesentlichen Ergebnisse der Arbeit wird ab Seite 110 gegeben.



## KAPITEL 1

---

# Psychophysik des Richtungshörens

---

## 1.1 Einführung

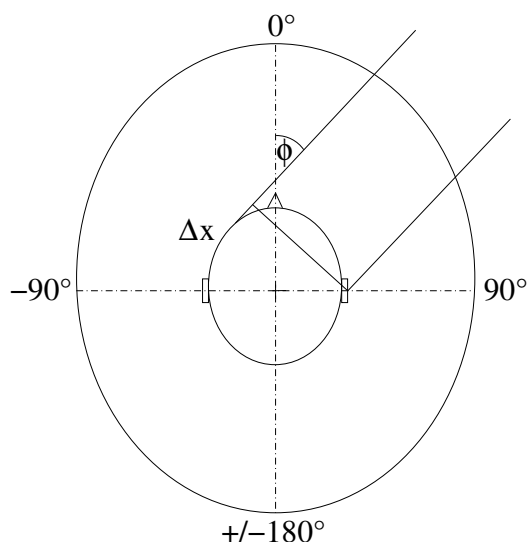
„Stereo-akustisches Hören ist eine Art des Hörens, die dem Betrachter deutlich mehr Information liefert, als es das Doppelte des monauralen Hörens vermag.“ (Sedee, 1957)

Der bilateral Cochlea-implantierte Proband BW kann dies nur bestätigen. BW ist Lehrer an einer Hauptschule und auf das Sprachverstehen in schwierigen Situationen angewiesen. Er quantifizierte die subjektive Verbesserung nach dem Erhalt des zweiten Implantats auf einen Faktor drei bis vier, um den nach seiner Aussage auch die Anstrengung für das Hören abnahm. Welche Information diesem großen subjektiven Gewinn zugrunde liegt, obwohl die Ohrsignale hochkorreliert sind und daher der physikalische Informationsgewinn geringer als ein Faktor zwei ausfällt, soll eingangs in diesem Kapitel erläutert werden. Grundlegende Begriffsdefinitionen werden gegeben. Dabei steht die auditive Lokalisation im Mittelpunkt – weitere binaurale Effekte, wie die binaurale Störgeräuschbefreiung, die zur Verbesserung des Sprachverständnisses im Störschall führt, oder die Echounterdrückung und Entfärbung des Schallsignals, die das Hören in Räumen erleichtern, werden nicht betrachtet.

Nach der Vorstellung der physikalischen Größen der interauralen Zeit- und Pegeldifferenzen wird auf die Lokalisation von Schallen in der Horizontalebene und deren Informationsgrundlagen eingegangen. Anschließend wird ein Überblick über die Wahrnehmung von interauralen Änderungen in den Zeit- und Pegeldifferenzen gegeben.

## 1.2 Informationsgrundlagen des binauralen Hörens

Das binaurale Hören basiert auf einem Informationsgewinn durch das Nutzen beider Ohren. Wie die dazu nötige nicht redundante akustische Information an beiden Ohren entsteht, verdeutlicht Abbildung 1.1. Eine ebene Schallwelle erreicht den Kopf beispielsweise

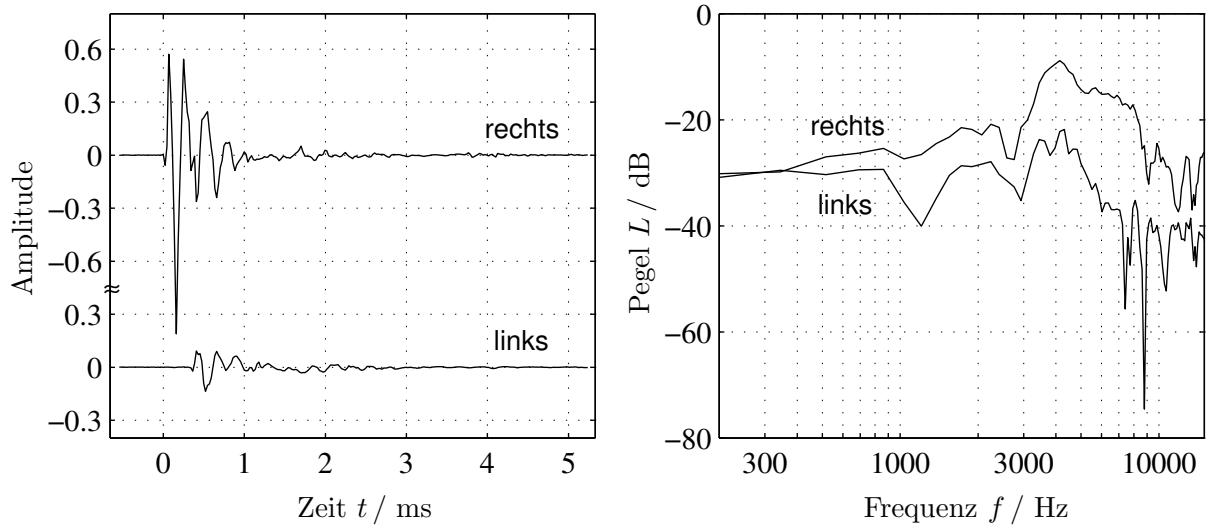


**Abb. 1.1:** Ursache für interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen: Bei seitlichem Schalleinfall, hier von vorne rechts in der Aufsicht dargestellt, legt der Schall zu den Ohren einen um  $\Delta x$  unterschiedlichen Weg zurück, der in einer interauralen Laufzeit resultiert. Durch die Beugung um den Kopf und die verschiedenen Schalleinfallswinkel an beiden Ohren ergibt sich eine interaurale Pegeldifferenz am Trommelfell. Das Koordinatensystem ist im Uhrzeigersinn positiv gewählt mit der  $0^\circ$ -Richtung voraus und negativen Gradzahlen nach links.

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). Durch den seitlichen Schalleinfall entsteht auch ein unterschiedlich langer Weg, der sich in einer interauralen Laufzeit (ITD: interaural temporal difference) äußert. Das in dieser Arbeit verwendete Koordinatensystem liegt in der horizontalen Ebene und definiert die  $0^\circ$ -Richtung voraus, positive horizontale, d.h. azimuthale Richtungen im und negative entgegen dem Uhrzeigersinn. Die Elevation, also die Höhenkomponente der Schallrichtung, bleibt dagegen außerhalb dieses Kapitels unberücksichtigt.

Der Kopfschatten ist jedoch nicht alleinige Ursache für ILD. Die Ohrmuschel wirkt für hohe Frequenzen als Resonator in Abhängigkeit vom Einfallswinkel der Schallwelle. Reflexionen am Körper, z.B. an der Schulter, die Mehrwegeausbreitung um den Kopf und Hindernisse, wie Haare, Nase, Augenhöhlen, Brille, bewirken charakteristische spektrale, aber auch zeitliche Änderungen in den Schallsignalen am Trommelfell. Die spektralen Änderungen charakterisieren die Richtung in Azimut und Elevation und können monaural ausgewertet werden, sofern das Schallspektrum als bekannt angenommen wird. Einseitig schwerhörige Personen können so über das Spektrum am besseren Ohr grob Richtungen unterscheiden, wie in Kapitel 6 deutlich wird. Interaural entstehen richtungsspezifische Muster in den Zeit- und Pegeldifferenzen.

In Kapitel 3 wird die Messung der Übertragungsfunktionen von einer Schallquelle auf einen Punkt nahe des Trommelfells beschrieben, die als Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) bezeichnet werden. Abbildung 1.2 stellt exemplarisch ein Paar von AOÜF für den Winkel  $40^\circ$  in der Horizontalebene dar. Die linke Abbildung zeigt die Impulsantworten zu den rechts dargestellten Übertragungsfunktionen. Die interaurale Laufzeitverzögerung und die verringerte Schallamplitude am abgewandten Ohr sind deutlich in den Impulsantworten zu erkennen. Die Spektren zeigen für diesen Winkel charakteristische Einbrüche und Überhöhungen größer 10 dB, sowie bei höheren Frequenzen eine ausgeprägte inter-



**Abb. 1.2:** Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) der Versuchsperson BS zu einem Winkel von  $40^\circ$  rechts, Elevation  $0^\circ$ . Links: Impulsantworten der AOÜF, Rechts: AOÜF in Abhängigkeit von der Frequenz. Die Amplituden sind so normiert, daß voraus eintreffende breitbandige Schalle die Verstärkung  $1 \hat{=} 0$  dB erfahren.

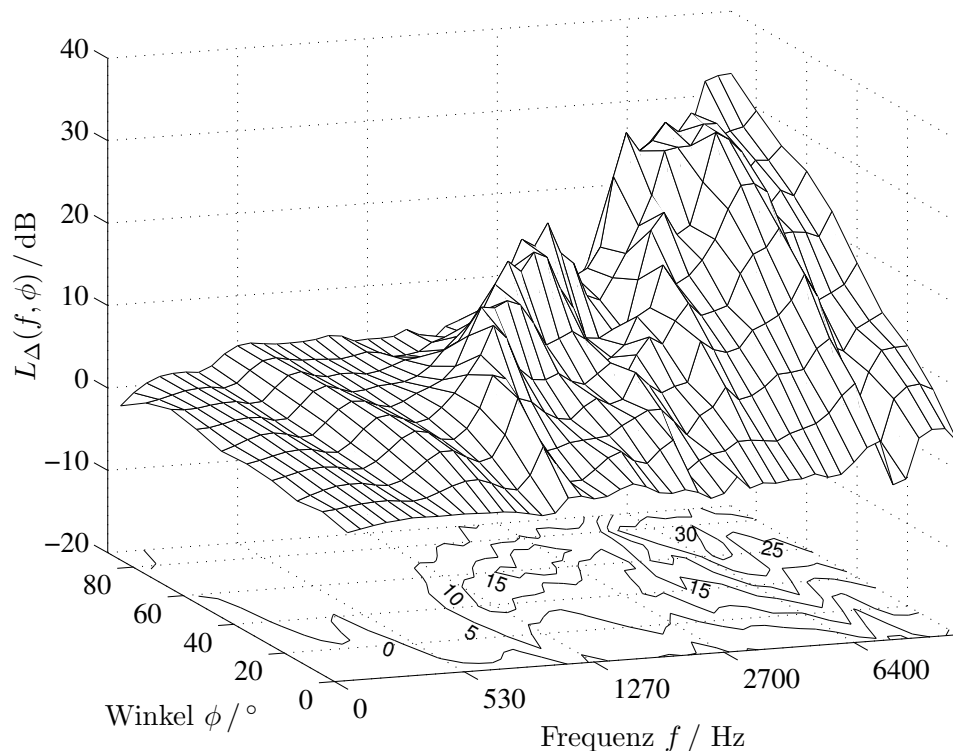
aurale Pegeldifferenz, die bis zu 20 dB beträgt. Da die monaurale spektrale Information für die horizontale Lokalisation bei Normalhörenden nur eine untergeordnete Rolle spielt, sollen im folgenden die ILD und ITD betrachtet werden.

### 1.2.1 Interaurale Pegeldifferenzen

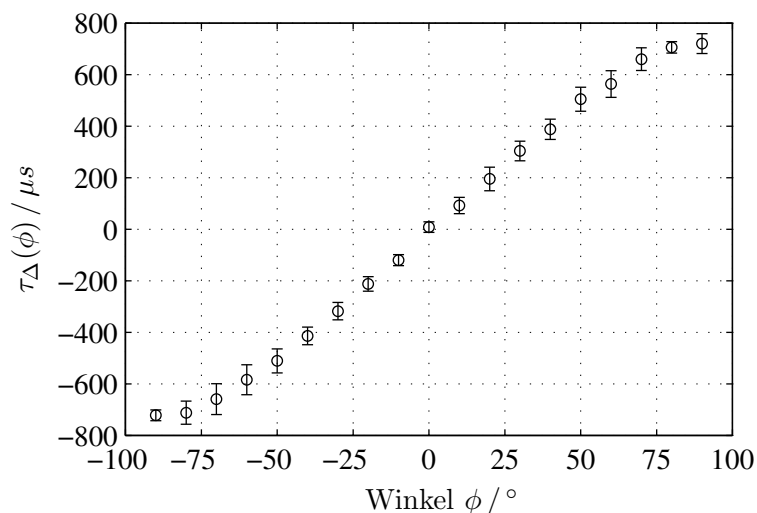
Abbildung 1.3 stellt die gemessenen interauralen Pegeldifferenzen  $L_\Delta(f, \phi)$  (ILD) einer Person dar. Für Frequenzen  $< 500$  Hz, oder einem Schalleinfall von voraus ( $\phi = 0^\circ$ ) treten praktisch keine ILD auf. Für Frequenzen  $< 1200$  Hz erreichen die ILD Werte von nur wenigen Dezibel, die für eine Richtungsauflösung nur geringe Information tragen. Bei höheren Frequenzen steigt die durchschnittliche ILD mit dem Winkel monoton an. Der Maximalwert der ILD nimmt i.a. aufgrund des Kopfschattens auch mit der Frequenz zu. An bestimmten Frequenzen bilden sich durch die Resonanzen im Außenohr jedoch auch lokale Minima aus. Pegeldifferenzen größer 30 dB werden erreicht. Die auftretende ILD ist deutlich und charakteristisch von Frequenz und Winkel abhängig. Beispielsweise verschiebt sich in der Graphik das lokale Maximum um 1200 Hz und  $30^\circ$  mit zunehmendem Winkel auf 2700 Hz bei  $70^\circ$ . Die spektrale Lage des Maximums trägt damit charakteristische Winkelinformation, die mit breitbandigen Schallen ausgewertet werden könnte. Auch die unten angetragenen Iso-ILD-Kurven zeigen spezifische Muster in Abhängigkeit von Frequenz und Winkel.

### 1.2.2 Interaurale Zeitdifferenzen

Die Abhängigkeit der mittleren interauralen Zeitdifferenz (ITD) vom Winkel ist in Abbildung 1.4 dargestellt. Sie nimmt etwa sinusförmig mit dem Winkel zu und erreicht Werte von  $680 - 800 \mu\text{s}$ . Voraus ist die Steigung maximal und beträgt etwa  $11 \mu\text{s}/^\circ$ . In



**Abb. 1.3:** Interaurale Pegeldifferenz  $L_{\Delta}(f, \phi)$  (ILD) in Abhängigkeit von der Frequenz und dem Winkel in der Horizontalebene. Die Daten wurden in halbem Frequenzgruppenabstand aus den gemessenen Außenohrübertragungsfunktionen der Versuchsperson BS nach Gleichung 3.3 bestimmt.



**Abb. 1.4:** Interaurale Zeitdifferenz  $\tau_{\Delta}(\phi)$  (ITD) als Mittelwert und Standardabweichung der individuellen Daten in Abhängigkeit vom Winkel in der Horizontalebene. Die ITD wurde an 128 logarithmisch verteilten Frequenzstützstellen im Bereich 200 Hz – 15 kHz entsprechend Gleichung 3.5 aus den gemessenen Außenohrübertragungsfunktionen von neun Versuchspersonen (vgl. Abschnitt 3.3) berechnet. Anschließend wurde über die Frequenz gemittelt.

Abhängigkeit von der Frequenz ändert sich die ITD für Frequenzen  $> 1$  kHz kaum. Für tiefere Frequenzen kann sie jedoch das 1,5-fache des Wertes an höheren Frequenzen betragen (Yost, 1994). Eine maximale ITD von  $750 \mu s$  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.

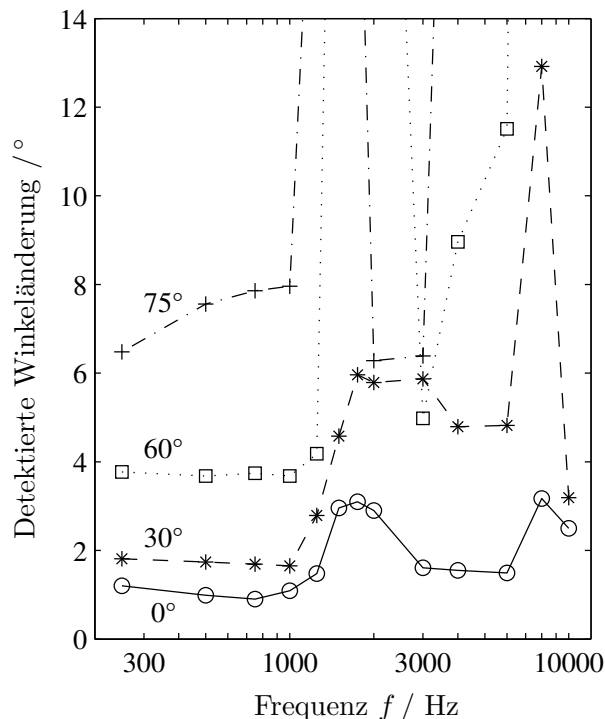
### 1.3 Richtungshören in der Horizontalebene

Nachdem bisher die richtungsabhängigen Änderungen in spektralen und interauralen Schallparametern betrachtet wurden, wird nun deren Zusammenwirken für die Lokalisation überblicksartig vorgestellt.

In Lokalisationsuntersuchungen wird versucht, einen Zusammenhang zwischen der physikalischen, akustischen Richtung  $\phi$  des Schalls und der subjektiv wahrgenommenen Richtung  $\psi$  herzustellen. Für den Experimentator ist dazu eine Anzeige der wahrgenommenen Richtung im zur Versuchsperson externen, physikalischen Koordinatensystem nötig. Im Rahmen dieser Arbeit wird die so angezeigte Richtung mit  $\psi$  bezeichnet, um auf den Zusammenhang zur wahrgenommenen Richtung hinzuweisen. Da dieser Anzeige eine fehlerbehaftete, unbekannte Transformation der wahrgenommenen in eine physikalische Richtung zugrunde liegt, ist eine Mitteilung der wahrgenommenen Richtung *per se* nicht möglich.

Um die unbeeinflussten Fähigkeiten des primären Lokalisationsmechanismus zu untersuchen, werden Versuche zur Richtungswahrnehmung häufig in reflexionsarmer Umgebung durchgeführt. Mit verschiedenen Lokalisationsmethoden konnte eine gute Übereinstimmung der angezeigten mit der vorgegebenen Richtung, insbesondere für voraus liegende Richtungen in der Horizontalebene, gefunden werden (vgl. Kapitel 2 und 4).

#### 1.3.1 Wahrnehmung von Winkeländerungen



**Abb. 1.5:** Gerade wahrnehmbare Winkeländerungen (Lokalisationsunschärfe) für Sinustöne aus den Richtungen  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  und  $75^\circ$  in der Horizontalebene. Graphik nach Abbildung 12.6, Yost (1994).

Die Detektion von Richtungsunterschieden gibt dagegen direkten Aufschluß über die Auflösung in der Wahrnehmungsebene. Abbildung 1.5 stellt Ergebnisse zu gerade hörbaren Winkelunterschieden dar (minimum audible angle, bzw. Lokalisationsunschärfe, localization blur, Blauert, 1997). Winkeländerungen können voraus für tieffrequente Sinustöne mit

$f < 1$  kHz sehr gut aufgelöst werden. Die Lokalisationsunschärfe nimmt für diese Schalle seitlich jedoch auf mindestens  $7^\circ$  bei  $75^\circ$  zu. Für schmalbandige Schalle mit Frequenzen im Bereich von etwa 1,2–2,5 kHz steigt sie ebenfalls deutlich an, während Winkeländerungen mit breitbandigen Schallen ab etwa  $1^\circ$  detektiert werden können (Blauert, 1997; Klemm, 1909; Mills, 1958; Yost, 1994).

### 1.3.2 Duplex-Theorie der Lokalisation und Erweiterungen

Bereits 1907 postulierte Lord Rayleigh (J.W. Strutt) die *Duplex-Theorie der Lokalisation*. Sie besagt, daß interaurale Zeitdifferenzen dominant für die Lokalisation von Schallen mit Spektralanteilen  $f < 640$  Hz ausgewertet werden, während für höhere Frequenzen die interauralen Pegeldifferenzen dominieren. Dies korrespondiert gut mit der Tatsache, daß der Winkel aus den interauralen Zeitdifferenzen für Sinustöne oberhalb einer Frequenz von 650 Hz physikalisch nicht mehr eindeutig bestimmbar ist. Die ILD sind in diesem Bereich dagegen noch sehr klein. Abbildung 1.5 zeigt, daß die Lokalisationsunschärfe für Sinustöne daher in diesem Übergangsbereich deutlich zunimmt, bis die Pegeldifferenzen ausreichend informationstragend sind. Dies wird als Hinweis für die Wirksamkeit der Duplex-Theorie gewertet.

Schon vor einigen Jahrzehnten konnte die Duplex-Theorie dahingehend erweitert werden, daß die zeitliche Hüllkurve des Schalls interaural für die Lokalisation ausgewertet werden kann (Henning, 1974). So nimmt das Gewicht der ITD durch eine Amplitudenmodulation der Schalle zu, auch wenn der Schall nur hochfrequente Spektralanteile besitzt (Macpherson und Middlebrooks, 2002).

Wightman und Kistler (1992) konnten in einer Studie mit virtueller Akustik nachweisen, daß die ITD für breitbandige Schalle die lokalisierte Richtung dominieren, wobei die Dominanz individuell von der unteren Grenzfrequenz des Schalls abhängt. Erst kürzlich konnten Macpherson und Middlebrooks (2002) die Duplex-Theorie bestätigen und zeigen, daß die ILD im Gegensatz zu den ITD auf tiefpaßgefiltertes Rauschen kaum, auf hochpaßgefiltertes jedoch deutlich dominant wirkten. Dieses Ergebnis wurde mit externalisiert wahrgenommenen Stimuli erhalten. In Lateralisationsexperimenten, bei denen die Schalle im Kopf wahrgenommen werden, rufen die ILD dagegen für alle Frequenzen Richtungsverschiebungen hervor. Dies ist ein Hinweis darauf, daß sich mit dem Übergang von der Im-Kopf-Lokalisation zur Externalisation des Richtungsabbildes nicht nur der wahrgenommene Ort der Quelle, sondern auch der Lokalisationsprozeß ändert.

### 1.3.3 Einfluß des monauralen Spektrums

Wird der Kopf als Kugel mit einander gegenüber liegenden Ohren betrachtet, so ändert sich der jeweilige Weg zu den Ohren ausgehend von Kreislinien mit konstantem Abstand und Winkel zur interauralen Achse nicht. Auf diesen Kreislinien um den Kopf auf Flächen senkrecht zur interauralen Achse, die „cones-of-confusion“ genannt werden, treten daher gleiche ITD auf. Ohne Berücksichtigung der Richtwirkung des Außenohres sind auch die ILD auf diesen Kreislinien gleich. Einer Richtungsunterscheidung fehlt dort also die Informationsgrundlage. Wightman und Kistler (1993) unterstreichen, daß trotz der Richt-

wirkung des Außenohres und der Asymmetrien des Kopfes auch gemessene Iso-ITD und ILD-Kurven in Abhängigkeit vom Schallwinkel zueinander ähnlich verlaufen. Entlang dieser Kurven, die etwa den „cones-of-confusion“ folgen, treten also nur geringe Änderungen in den interauralen Zeit- und Pegeldifferenzen auf. Eine Unterscheidung der zugehörigen Winkel ist daher erschwert.

Diese Mehrdeutigkeiten können jedoch aufgrund der Trennung der Azimutal- von der Elevationswahrnehmung aufgelöst werden (Frens und van Opstal, 1995; Oldfield und Parker, 1984b). Aus den ILD und ITD wird zunächst ein horizontaler Winkel bestimmt, so daß sich nur mehrdeutige Positionen zwischen vorne und hinten, oben und unten ergeben. Die Unterscheidung zwischen diesen vier Positionen wird anhand der monauralen Spektren an den Ohren durchgeführt. Insofern trägt auch monaurale spektrale Information zur horizontalen Lokalisation von Normalhörenden bei (Musicant und Butler, 1984). Da das monaurale Spektrum vom unbekanntem Quellenspektrum abhängt, treten dennoch vermehrt Vorne-Hinten-Vertauschungen auf. Diese können durch Kopfbewegungen aufgelöst werden, da die Richtung durch die Änderung der ILD und ITD mit der Bewegung eindeutig und sicher erkennbar ist (Mackensen *et al.*, 1998; Wightman und Kistler, 1999).

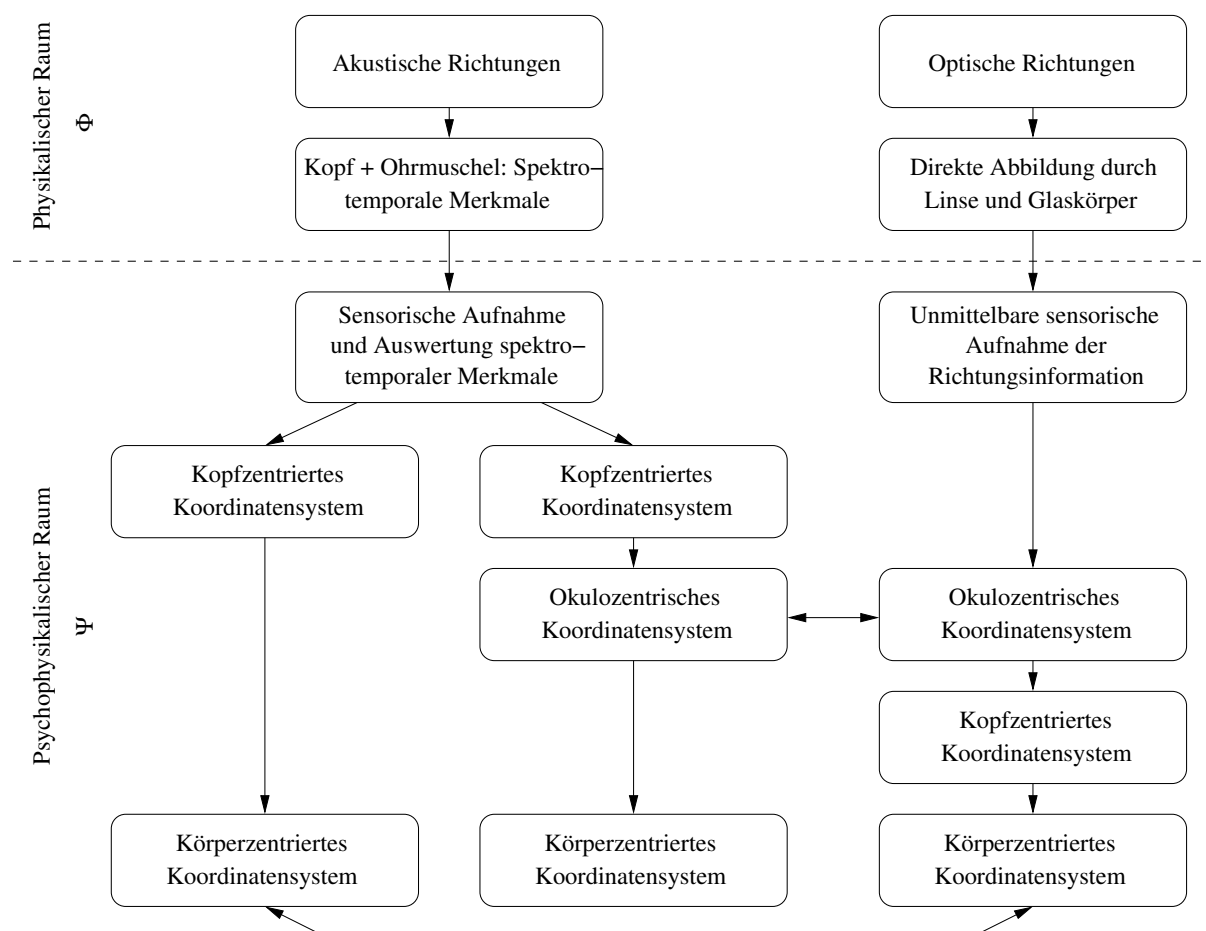
Abgesehen von der Auflösung der Vertauschungen ist der Einfluß des monauralen Spektrums auf die horizontale Position gering. Werden die monauralen Spektren manipuliert, das interaurale Spektrum jedoch konstant gehalten, so ändert sich die horizontale Position kaum (Macpherson und Middlebrooks, 2002).

### 1.3.4 Funktionsschema zur horizontalen Richtungswahrnehmung

Abbildung 1.6 zeigt ein Funktionsschema zur auditiven und visuellen horizontalen Richtungswahrnehmung. Es erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit, sondern ist als Fusion einiger grundlegender Vorstellungen zum Prozeß der Richtungswahrnehmung aufgestellt worden (Frens und van Opstal, 1995; Goossens und van Opstal, 1999; Kaas und Hackett, 2000; Lewald *et al.*, 2000; Palmer *et al.*, 2002; Stein und Meredith, 1993; Stern und Trahiotis, 1995). Es verdeutlicht die Transformation von externen, physikalischen Richtungen  $\phi$  in „interne“, wahrgenommene Richtungen  $\psi$ . Weiterhin sind die wahrscheinlichen Kreuzungspunkte des auditorischen mit dem visuellen System anhand der bei der Lokalisation beteiligten Koordinatensysteme dargestellt.

Im physikalischen Raum wird eine Schallwelle entsprechend ihrer Richtung auf dem Weg bis zum Trommelfell in ihren spektro-temporalen Eigenschaften verändert. Das sensorische System nimmt die Schallinformation in der Cochlea über eine Spektraltransformation auf. Die Schallrichtungen sind daraus nicht direkt ablesbar, sondern werden im auditorischen System aus den interauralen Pegel- und Zeitdifferenzen errechnet. So wurden ILD-sensitive Zellen im Olivenkomplex, im Colliculus inferior und an anderen Stellen nachgewiesen (Palmer *et al.*, 2002; Stern und Trahiotis, 1995). Zellen, die auf interaurale Zeitdifferenzen antworten, finden sich ebenfalls im Colliculus Inferior, weiterhin in der medialen oberen Olive und im dorsalen Nukleus des lateralen Schleifenkerns (Palmer *et al.*, 2002; Stern und Trahiotis, 1995).

Da die Ohren fest am Kopf sind, erfolgt die Aufnahme der Richtungsinformation relativ zur Kopfstellung, also in einem kopfzentrierten Koordinatensystem. Aus den ITD-



**Abb. 1.6:** Vereinfachtes Schema zur auditiven und visuellen Richtungswahrnehmung.

und ILD-Daten wird eine räumliche Karte gerechnet, die in den Colliculus superior projiziert wird. In seinen tieferen Ebenen finden sich viele multisensorische Neurone, die auf räumlich koinzidente audio-visuelle Stimuli antworten. Diese Neurone sind wahrscheinlich entsprechend einer okulozentrischen Karte angeordnet, also in Abhängigkeit von der Augenposition codiert (vgl. Abschnitt 5.1; Kaas und Hackett, 2000; Stein und Meredith, 1993). Die Wahrnehmung unserer Umgebung legt das Vorhandensein eines körperzentrierten Koordinatensystems nahe, in das mit dem Wissen der Augen- und Kopfposition transformiert werden kann. Austauschpunkte zwischen den Modalitäten können in allen drei Koordinatensystemen vorhanden sein, dem augen-, kopf- und körperzentrierten. Unter der Annahme, daß die höhere Wahrnehmung körperzentriert, also egozentrisch erfolgt, ist neben dem beschriebenen Richtungsvergleich in okulozentrischen Koordinaten eine Modalitäteninteraktion bevorzugt auch egozentrisch denkbar.

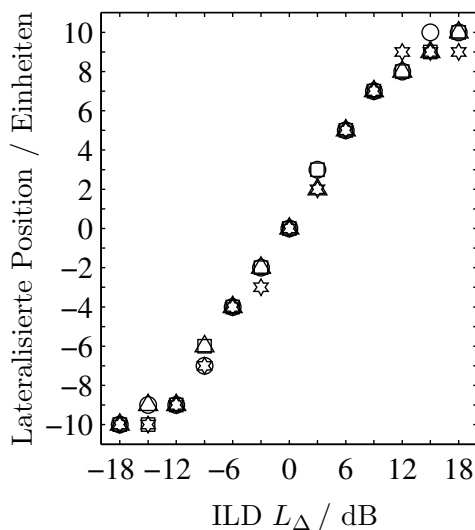
In Lokalisationsuntersuchungen mit visueller Richtungsanzeige ist der Abgleich einer visuell wahrgenommenen Richtung mit einer auditiven nötig. Optische Richtungen werden unmittelbar auf der Retina abgebildet und auf den nächsten Stufen entsprechend dieser Abbildung direkt in okulozentrischen Koordinaten weiterverarbeitet. In tieferen Ebenen der visuellen Bahn können Transformationen in kopf-, oder körperzentrierte Karten folgen.



## 1.4 Lateralisation von Schallen

Bei der Lokalisation wird der Ort des Schalls natürlich außerhalb des Kopfes wahrgenommen und mit einer Schallrichtung verbunden. In Lateralisationsuntersuchungen hingegen findet die Wahrnehmung des Schallursprungs im Kopf, zumeist auf der interauralen Achse, statt. Diese Untersuchungen werden üblicherweise mit Kopfhörern durchgeführt, mit denen interaurale Schallparameter gezielt und unabhängig an beiden Ohren geändert werden können, was im Freifeld nicht möglich ist. Die wahrgenommene Position auf der interauralen Achse kann über eine Größenschätzung angegeben werden (vgl. Anhang A.2). Dabei wird z.B. dem Wert „0“ die Kopfmitte und „+100“ das rechte Ohr zugewiesen (Wightman und Kistler, 1993). In Detektionsexperimenten wird die Änderung einer interauralen Pegel- oder Zeitdifferenz im Vergleich zu einem Ankerschall, oder als Abweichung von der Kopfmitte erkannt. In Trading-Experimenten wird eine Positionsänderung durch eine ILD mit der Einstellung einer gegenläufigen ITD bzw. umgekehrt rückgängig gemacht. Die Experimente können mit der „centering-Methode“, der Zentrierung der Schallposition in der Kopfmitte, oder der „pointer-Methode“, der Einstellung auf einen seitlich wahrgenommenen Ankerschall, durchgeführt werden (Hafer und Jeffress, 1968; Macpherson und Middlebrooks, 2002).

### 1.4.1 Interaurale Pegeldifferenzen

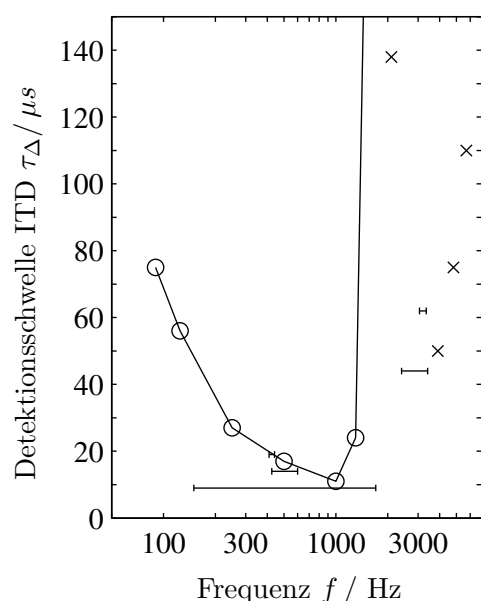


**Abb. 1.7:** Lateralisierte Position eines 1 kHz-Sinustones in Abhängigkeit von der interauralen Pegeldifferenz (ILD). Tondauer 100 ms, Pegel 50 dB HL. Daten von 4 VP nach Abbildung 7, Yost (1981).

Abbildung 1.7 zeigt die Abhängigkeit der lateralen Position von der interauralen Pegeldifferenz. Die wahrgenommene Position nimmt mit der Pegeldifferenz zunächst etwa linear zu und erreicht bei einer ILD von 10–12 dB bereits 75–80% der lateralen Auslenkung, um für größere ILD nur noch eine geringe Positionsänderung zu erreichen. Die Hälfte der lateralen Auslenkung ist bei etwa 5 dB erreicht (Grantham, 1995; Wightman und Kistler, 1993; Yost, 1981).

Interaurale Pegeldifferenzen sind ab 0,5–1 dB voraus relativ *unabhängig* von der Frequenz und der Bandbreite des Schalls detektierbar. Verglichen mit maximalen natürlich auftretenden ILD von 30 dB bei 90° sind somit 30–60 Detektionsschritte auflösbar.

### 1.4.2 Interaurale Zeitdifferenzen



**Abb. 1.8:** Detektionsschwellen für interaurale Zeitdifferenzen von Sinustönen ( $\circ$ ), Bandpaßrauschen (horizontale Linien) und amplitudenmodulierten Sinustönen ( $\times$ ). Daten für Sinustöne und Bandpaßrauschen aus Klumpp und Eady (1956) (Sinustöne: 9–10 VP, Tondauer 1400 ms, Pegel 65 dB SPL; Bandpaßrauschen: 8–10 VP, Dauer 1400 ms, Pegel 60–80 dB SPL). Die dargestellte Linienbreite entspricht der Bandbreite des Rauschens. Daten für amplitudenmodulierte Sinustöne aus Henning (1974) (Median der Ergebnisse von 3 VP, Modulationsfrequenz 300 Hz, Trägerfrequenzen 2100, 3900, 4750 und 5700 Hz, Tondauer 250 ms, Pegel 50 dB SPL).

Die Detektionsschwellen von interauralen Zeitdifferenzen für Sinustöne in Abbildung 1.8 ( $\circ$ ) sind im Gegensatz zu denen von Pegeldifferenzen stark von der Frequenz abhängig. Um 800–1000 Hz erreicht die Schwelle mit  $10 \mu\text{s}$  ein Minimum, welches auch der Schwelle für breitbandige Schalle entspricht. Nimmt die Frequenz der Sinustöne unter wenige 100 Hz ab, oder über 1 kHz zu, so steigt die Schwelle, um oberhalb 1,5 kHz nicht mehr meßbar zu sein ( $> 1 \text{ ms}$ ). Die natürliche interaurale Phasenlage liefert ab dieser Frequenz bereits mehrdeutige Information über den Winkel. Das Hörsystem hat anscheinend gelernt, diese unsichere Information zu ignorieren.

ITD für komplexe Töne oder schmalbandige Schalle mit hoher Grundfrequenz können dagegen detektiert werden (Abbildung 1.8, horizontale Linien). Auch ist eine Empfindlichkeit auf die Hüllkurve für Schalle mit hochfrequenten Spektralanteilen nachgewiesen ( $\times$ ). Allgemein bewirkt eine ITD von  $300 \mu\text{s}$  eine Verschiebung des Abbildes um die Hälfte des Weges zu den Ohren hin (Blauert, 1997; Colburn, 1996; Grantham, 1995; Henning, 1974; Klumpp und Eady, 1956; Middlebrooks und Green, 1991; Wightman und Kistler, 1993; Yost, 1994).

### 1.4.3 Widersprüchliche Zeit- und Pegeldifferenzen

In Trading-Experimenten konnte eine teilweise Aufhebung der Lateralisation von ILD durch ITD und umgekehrt nachgewiesen werden. Bei unnatürlichen Kombinationen sinkt die Natürlichkeit des empfundenen Abbildes und es können zwei Positionen entsprechend der Zeit- und der Pegeldifferenz wahrgenommen werden (Gaik, 1993; Hafter und Jeffress, 1968). Für tieffrequente Signale mit Spektralanteilen  $< 1,6 \text{ kHz}$  dominiert das Zeitabbild die Gesamtposition mit einem Trading-Verhältnis (trading-ratio) von  $40 \mu\text{s}/\text{dB}$ . Das Pegelabbild dominiert dagegen bei hochfrequenten Schallen mit Komponenten  $> 1,6 \text{ kHz}$  die Gesamtposition. In diesem Fall ist das Trading-Verhältnis stark abhängig von der Lautheit und erreicht Werte von  $70\text{--}200 \mu\text{s}/\text{dB}$  (Hafter und Jeffress, 1968; Blauert, 1997, S. 170ff).

Aus diesen Untersuchungen konnte geschlossen werden, daß verschiedene Mechanismen an der Auswertung der ILD und ITD beteiligt sind, deren Ergebnisse wahrscheinlich auf höherer Ebene zusammengeführt werden (Blauert, 1997; Grantham, 1995).

## 1.5 Richtungshören in der Vertikalebene

Die kleinsten auflösbaren Winkeländerungen in der Medianebene betragen etwa  $4^\circ$ , während sie seitlich bis  $10^\circ$  betragen. Für die Lokalisation wird überwiegend monaurale spektrale Information ausgewertet, die dem Schall durch das Außenohr zugeführt wird. Enthält der Schall nur Spektralkomponenten unter 7 kHz, ist die Elevation kaum mehr festzustellen, da nur minimale spektrale, elevationsabhängige Änderungen im Signal enthalten sind. Da die monaurale Lokalisation ein bekanntes Spektrum voraussetzt – es wird als relativ glatt angenommen – ruft das primäre Vorhandensein von Energie in bestimmten Spektralbereichen, den richtungsbestimmenden Bändern, eine spezifische Elevationswahrnehmung hervor. Darüber hinaus existieren Hinweise dafür, daß interaurale Information durch Unterschiede in der Form des Außenohrs und bei seitlicher, elevierter Schalleinfallrichtung ausgewertet werden können. Die monaurale Information dominiert jedoch die Elevationswahrnehmung, wie die Tatsache zeigt, daß einseitig taube oder mit Gehörschutz versehene Personen die horizontale Richtung nur schwer, die Elevation jedoch nahezu uneingeschränkt erkennen können (Blauert, 1997; Grantham, 1995; Wightman und Kistler, 1997).

## 1.6 Entfernungswahrnehmung

Die dritte Dimension der Richtungswahrnehmung betrifft die Entfernung des Objektes, die allgemein schlecht eingeschätzt werden kann. Obwohl sie in den Versuchen dieser Arbeit konstant gehalten wurde, spielt sie eine Rolle bei der Betrachtung der Im-Kopf-Lokalisation, die als Entfernung „Null“ angesehen werden kann (Blauert, 1997). Im Freifeld liefert die Lautheit des Schalls die Hauptinformation für die Entfernungsschätzung, in Räumen dagegen das Verhältnis aus direktem Schall zum Nachhall. Obwohl sich im Freifeld der Pegel um 6 dB pro Entfernungsverdopplung ändert, verdoppelt sich die wahrgenommene Entfernung erst bei einer Änderung von etwa 20 dB. Daher bildet sich ein Entfernungshorizont („auditory horizon“) aus, oberhalb dem die wahrgenommene Entfernung kaum zunimmt. Die Entfernungsschätzung ist für bekannte Schalle genauer, wobei der Inhalt eine Rolle spielt. Geflüsterte Schalle werden näher empfunden als geschrieene. Weitere Informationsgrundlagen finden sich im Spektrum, sowie in den interauralen Pegel- und Phasendifferenzen für Schalle außerhalb der Medianebene (Blauert, 1997; Bronkhorst und Houtgast, 1999; Middlebrooks und Green, 1991).

## 1.7 Zusammenfassung

Dieses Kapitel gibt eine Übersicht über die Grundlagen der Richtungswahrnehmung. Die Richtungswahrnehmung basiert auf richtungsabhängigen Änderungen, die das Schallsignal auf dem Weg von einer Quelle zu den beiden Trommelfellen erfährt. Das Spektrum des Schallsignals an den Trommelfellen ist insbesondere bei hohen Frequenzen richtungsabhängig modifiziert, was als monaurales Spektrum und als interaurale Pegeldifferenzen vom Hörsystem ausgewertet werden kann. Die interauralen Pegeldifferenzen können Werte größer 20 dB erreichen, die auf richtungsabhängigen lokalen Überhöhungen und Einbrüchen im monauralen Spektrum von mehreren zehn Dezibel basieren. Bei seitlichem Schalleinfall tritt eine Laufzeitdifferenz zwischen den Ohren auf, die mit dem Winkel auf einen Wert von maximal  $800 \mu s$  zunimmt und ebenfalls ausgewertet werden kann.

Die Lokalisation von horizontalen Quellen erfolgt voraus mit einer Genauigkeit von bis zu  $1^\circ$ . Bei tiefen Frequenzen werden nach der Duplex-Theorie der Lokalisation die interauralen Zeitdifferenzen ausgewertet, während für hohe Frequenzen die Pegeldifferenzen dominieren. Für breitbandige Schalle wird die Richtung aus den Zeitdifferenzen bestimmt. Mehrdeutigkeiten zwischen vorne und hinten können meistens über das monaurale Spektrum aufgelöst werden.

Aus den Schallsignalen an den beiden Trommelfellen muß das auditorische System die interauralen Zeit- und Pegeldifferenzen zur Richtungsbestimmung extrahieren. Diese Information wird zusammengeführt und so eine räumliche auditive Karte gebildet. Richtungsvergleiche zwischen verschiedenen Modalitäten können anhand dieser Karten wahrscheinlich in augenzentrierten oder körperzentrierten Koordinaten durchgeführt werden.

Ab  $0,5 - 1$  dB sind interaurale Pegeldifferenzen unabhängig von der Frequenz detektierbar, während interaurale Zeitdifferenzen für Sinustöne nur zwischen  $50 - 1300$  Hz wahrgenommen werden können. Die Zeitdifferenzen für hochfrequente Trägersignale können jedoch über die Hüllkurve, oder ab einer bestimmten Bandbreite ausgewertet werden.

Die Wahrnehmung der Höhe einer Schallrichtung, der Elevation, erfolgt getrennt von der horizontalen Richtungswahrnehmung über die Auswertung des monauralen Spektrums an den Ohren. Entfernungen werden überwiegend aus dem Pegel des Schalls oder dem Verhältnis von direktem zu diffusem Schallanteil bestimmt.

# Eine neue Lichtzeigermethode für Lokalisationsuntersuchungen

---

Zu Beginn des Kapitels werden nach einer Analyse der aus der Literatur bekannten Lokalisationsmethoden Entwicklungsziele für eine neue Methode aufgestellt. Anschließend werden Aufbau und methodischer Ablauf einer neuen Lichtzeigermethode für Lokalisationsuntersuchungen vorgestellt. Ergebnisse von Hörversuchen zur Überprüfung der Lokalisationsmethode werden im Vergleich zur Literatur und im Hinblick auf die Eigenschaften der neuen Methode diskutiert.

## 2.1 Methoden zur Untersuchung der Richtungswahrnehmung

Die Untersuchung von wahrgenommenen egozentrischen Richtungen einer Versuchsperson wirft das Problem auf, diese für den externen Experimentator zu quantifizieren. Eine einfache verbale Beschreibung der wahrgenommenen Richtung ist aufgrund der dazu fehlenden sprachlichen Elemente kaum möglich (Mason *et al.*, 2001). Mit Hilfe der *two-alternative forced-choice*-Methode (2-AFC) kann eine wahrgenommene Richtungsänderung zwischen einem Anker- und einem Testschall detektiert und verbal als nach „rechts“ oder „links“ charakterisiert werden. Dies entspricht der Methodik zur Untersuchung der kleinsten hörbaren Winkeländerungen und wurde bei zahlreichen Experimenten zur Detektion von Änderungen der ITD und ILD durchgeführt (Blauert, 1997; Mills, 1958). Derartige Experimente zur Richtungswahrnehmung sind sehr aufwendig, da nur vorgegebene Richtungsunterschiede an wenigen Ankerschall-Richtungen detektiert werden können (Auerbach und Sperling, 1974; Lewald *et al.*, 2000; Klemm, 1909, 3-AFC). Eine Interpretation der Detektionsschwellen im Hinblick auf die absolute Lokalisation von Schallen ist nur eingeschränkt möglich (Recanzone *et al.*, 1998).

Damit der Experimentator Information über die von der Versuchsperson wahrgenom-

mene, egozentrische Richtung  $\psi$  erhält, ist eine Transformation dieser Richtung in den externen physikalischen Raum  $\Phi$  nötig, die allen im folgenden beschriebenen Methoden zugrunde liegt (vgl. Abschnitt 1.3).

Vorzugsweise im Labor von Wightman und Kistler wird die „*absolute judgement technique*“ verwendet, bei der die Versuchspersonen die wahrgenommene Richtung verbal in Kugelkoordinaten als Azimutalwinkel und Elevation beschreiben (Wenzel *et al.*, 1993; Wightman und Kistler, 1989b, 1992, 1997). Visuelle Winkelmarkierungen können dabei als Hilfe dienen, sofern die Umgebung nicht abgedunkelt ist. Vorteil dieser Methode ist die Erfassung des gesamten Raumes und der geringe technische Aufwand. Problematisch ist jedoch die lange Trainingsdauer zum Erlernen der Beschreibungsform. Mason *et al.* (2001) zitieren verschiedene Autoren, die zudem eine grobe Quantisierung der von den Versuchspersonen verwendeten Skalen und größere methodische Abweichungen bemerken. In Abwandlung dieser Methode können auch Schallrichtungen entsprechend den Stunden eines horizontal gelegten Ziffernblattes einer Uhr angegeben werden (Pröschel und Döring, 1990).

Eine Zwischenstellung zwischen den verbalen Methoden und den unten beschriebenen Zeigermethoden nehmen die *Identifikationsexperimente* ein, bei denen die Versuchsperson den schall-abstrahlenden aus mehreren sichtbaren, passiven Lautsprechern ansagen muß. Alternativ werden mögliche Vorgaberichtungen markiert. Abgesehen von methodischen Abweichungen durch die visuelle und kognitive Beeinflussung ist die Winkelanzeige im Lautsprecherabstand quantisiert und ein Rückschluß auf die Winkelauflösung des auditorischen Systems über die Verwechslung der einzelnen Lautsprecher nur eingeschränkt möglich (Durlach *et al.*, 1981; Hartmann *et al.*, 1998; Wightman und Kistler, 1997). Aufgrund ihrer Einfachheit wird diese Methode dennoch häufig verwendet (z.B. Møller *et al.*, 1996b; Musicant und Butler, 1984; Shelton und Searle, 1978, 1980; Shinn-Cunningham *et al.*, 1998a), meist jedoch vor audiologischem Hintergrund, wo die Quantisierung der Antworten durch eine Einschränkung der auditiven Winkeldiskrimination weniger schwer wiegt (z.B. Besing und Koehnke, 1995; van Hoesel *et al.*, 2002; Hünig und Berg, 1990; Lorenzi *et al.*, 1999; Noble *et al.*, 1994; Pröschel und Döring, 1990).

Ebenfalls auf visueller Rückkopplung basieren zwei exozentrische Methoden: die *Planteknik* und die „Bochumer Kugel“. Bei der *Planteknik* wird der Versuchsperson ein Umgebungsplan, z.B. in Form eines kreisförmigen Koordinatensystems auf einem Blatt Papier, übergeben mit der Aufgabe, die Position der Schallquelle einzuzeichnen (Haferkorn und Schmid, 1996; Mason *et al.*, 2001). Damit lassen sich Entfernungen und Positionen im Raum, z.B. die eines Sängers in einer Konzerthalle, gut beschreiben. Aufgrund des manuellen Einflusses und der nötigen Projektion in die Ebene ist die Auflösung jedoch beschränkt. Bei Verwendung der „Bochumer Kugel“ oder *GELP*-Technik wird der umgebende Raum auf eine vor der Versuchsperson befindliche Kugel abgebildet. Die Versuchsperson zeigt mit einem Zeiger auf den Punkt auf der Kugeloberfläche, der der Schallrichtung entspricht (Gilkey *et al.*, 1995; Hartung, 1995). Diese Methode erlaubt ein effizientes rechnergestütztes Erfassen des gesamten Raumes, wobei die Entfernungscodierung schwierig ist. Djelani *et al.* (2000) bemerken einen inhärenten Projektionsfehler der Methode und die Notwendigkeit von Trainingsversuchen. Otten (2001) stellt eine Abnahme der Effizienz und der Genauigkeit der Methode in dunkler Umgebung fest.

Die größte Gruppe der Lokalisationsmethoden bilden die *egozentrischen Zeigermethoden*, die grob in Kopf-, Hand-, Augen- und Körperzeigen gegliedert werden können. Viele dieser Methoden sind intuitiv anwendbar – eine Voraussetzung zur Reduktion von Transformationsfehlern (Mason *et al.*, 2001). Eine Sonderstellung nehmen *akustische Zeiger* ein, die auf die vorher präsentierte Schallrichtung eingestellt werden (Bohlander, 1984; Langendijk und Bronkhorst, 1997, 2002; Sandel *et al.*, 1955). Der eigentliche Vorteil der Unimodalität dieser Methode führt jedoch zum Übergang der Zeigermethode in eine Detektion von Unterschieden im Sinne eines 2-AFC-Experiments. In umfangreichen eigenen Untersuchungen wurde festgestellt, daß die Einstellung des Schallzeigers unter virtueller Akustik in vielen Fällen nicht mehr auf die wahrgenommene Richtung geschieht, sondern auf einer Minimierung von klanglichen Unterschieden zwischen Zeiger- und Testschall beruht. Diese Einschränkung gilt auch für spektral und klanglich verschiedene breitbandige Schalle.

Vornehmlich zur Untersuchung der Kartenbildung über den umgebenden Raum wird die Methode der *Körperdrehung* verwendet (Montello *et al.*, 1999).

Obwohl reines *Handzeigen* auf die Schallrichtung zu den intuitivsten Methoden zählt, wurde es nur sehr selten untersucht (Djelani *et al.*, 2000, mit dem Finger), (Thurlow und Runge, 1967; Weerts und Thurlow, 1971, mit einem Zeiger). Häufig als Handzeigen bezeichnet wurden *mechanische Zeiger*, die drehbar vor der Versuchsperson befestigt sind und von dieser mit den Händen eingestellt werden sollen. So bezeichneten Montello *et al.* (1999) einen auf einem Rad befestigten Zeiger als „Radzeigen“. Nach einem Vergleich dieser Methode mit der Körperzeigemethode kommen sie zu dem Schluß, daß der Radzeigermethode in den meisten Fällen der Vorzug gegeben werden kann, da sie einen deutlich geringeren Aufwand bei mindestens vergleichbaren Ergebnissen hervorruft. Andere Autoren ließen mit einem an einer Achse befestigten Zeiger oder mit einem pistolenartigen Gerät auf die Schallrichtung zeigen (Lewald, 1998; Lewald *et al.*, 2000; Oldfield und Parker, 1984a; Stecker und Hafter, 2002). Ähnlich zum Radzeigen ist auch das Einstellen eines Lichtzeigers über ein direkt gekoppeltes Potentiometer (Lewald und Ehrenstein, 1998). Handzeigen zeichnet sich durch seine Intuitivität aus, weist aber Parallaxenfehler und motorisch-propriozeptive Interaktionen auf.

Durch *Drehung des Kopfes* kann ebenfalls die Schallrichtung angezeigt werden (z.B. Bronkhorst, 1995; Djelani *et al.*, 2000; Lewald *et al.*, 2000; Makous und Middlebrooks, 1990; Perrott *et al.*, 1987; Recanzone *et al.*, 1998; Thurlow *et al.*, 1967). Diese weit verbreitete intuitive Methode ist im vorderen Bereich anwendbar, zeigt aber große Fehler für seitliche Richtungen.

An den Orientierungsreflex angelehnt ist auch die Methode des *Augenzeigens*, die insbesondere in den letzten Jahren aufgrund neuer technischer Möglichkeiten zum Messen der Augenposition häufig verwendet wurde (Frens und van Opstal, 1995; Goossens und van Opstal, 1999; Heuermann und Colonius, 1999; Hofman und Opstal, 1998; Yao und Peck, 1997). Über die Augenbewegung kann ein seitlicher Bereich von etwa  $\pm 30^\circ$  erfaßt werden, wobei starke propriozeptive und motorische Interaktionen auftreten. Positiv ist neben der möglichen Untersuchung von Schalleinfallrichtungen außerhalb der Horizontalebene auch die potentielle Untersuchung der Reaktionszeiten auf den akustischen Stimulus (Frens und van Opstal, 1995).

## 2.2 Anforderungen an eine neue Lokalisationsmethode

Aus den Beschränkungen der im vorigen Abschnitt dargestellten Lokalisationsmethoden ergeben sich Anforderungen an eine neue Methode. Dazu gehören die Anwendbarkeit in der psychoakustischen und klinischen Forschung, sowie die Möglichkeit zur Untersuchung der Richtungswahrnehmung bei auditiv-visueller Interaktion in realer und virtueller Akustik. Bei der Entwicklung der dafür benötigten universellen Methode sollten folgende Punkte berücksichtigt werden:

- Intuitive Bedienbarkeit ohne Erfordernis eines Trainings
- Geringe methodische Beeinflussung des Lokalisationsvorgangs und damit der Anzeigergebnisse
- Hohe Anzeigegenauigkeit
- Geringe methodische Streuungen
- Anwendbarkeit für reale und virtuelle Akustik
- Einfache Kalibrierung
- Hohe Geschwindigkeit
- Rechnergesteuerter, automatisierter Ablauf
- Darstellung der Lokalisationsergebnisse in numerischer, elektronisch direkt auswertbarer Form.

## 2.3 Die *ProDePo*-Lichtzeigermethode

Im Folgenden wird eine neue Methode für Lokalisationsuntersuchungen vorgestellt, die die Bezeichnung *ProDePo*-Methode erhält. Sie berücksichtigt die in Abschnitt 2.2 genannten Anforderungen und bildet die Grundlage für die nachfolgenden Experimente. Bei dieser Methode stellt die Versuchsperson einen beweglichen Lichtzeiger mit Hilfe eines Trackballs<sup>1</sup> auf die Schallrichtung ein. Schalle können über verdeckte Lautsprecher aus verschiedenen Richtungen wiedergegeben werden. Die Bezeichnung *ProDePo* steht für *Proprioception Decoupled Pointer*. Dies beschreibt die Entkopplung der Methode von der Eigenwahrnehmung motorischer Richtungen, die durch die relative Positionseingabe über den Trackball möglich wird (Seeber, 2001, 2002a).

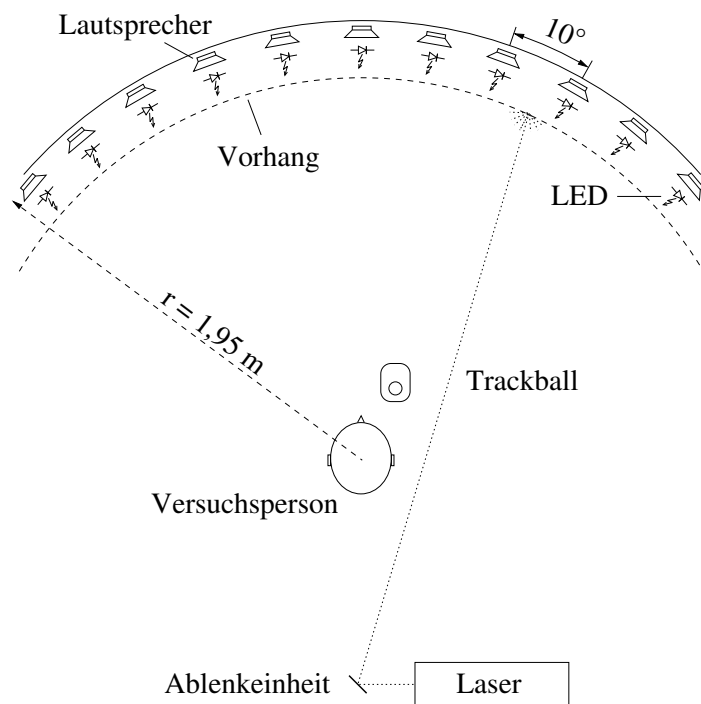
### 2.3.1 Aufbau

Der experimentelle Aufbau für die Lichtzeigermethode besteht aus zwei Teilen: der Apparatur im reflexionsarmen Raum des Lehrstuhls für Mensch-Maschine-Kommunikation und der Steuereinheit im Vorraum. Im reflexionsarmen Raum sind an einem horizontalen

---

<sup>1</sup>Eingabegerät, bei dem eine zweidimensionale Größenänderung der Drehung einer Kugel folgt.





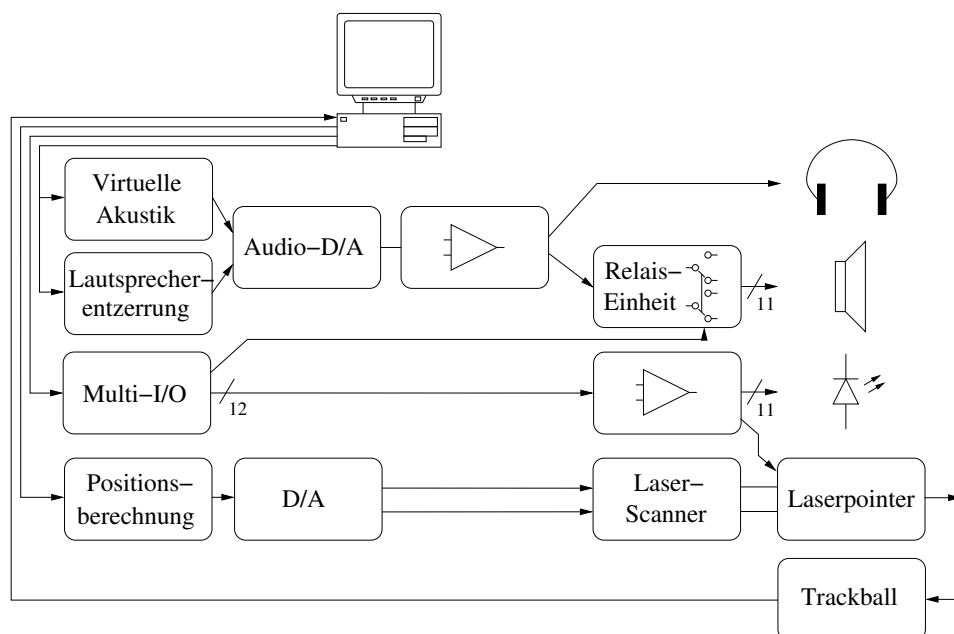
**Abb. 2.1:** Apparatur für Lokalisationsuntersuchungen im reflexionsarmen Raum.

Kreisbogen aus Stahlrohr hängend elf identische Lautsprecher befestigt, die als geschlossenes Breitbandsystem mit einem dynamischen Lautsprecherchassis konzipiert wurden. Sie befinden sich im  $10^\circ$ -Abstand von  $-50^\circ$  links bis  $+50^\circ$  rechts auf Ohrhöhe der sitzenden Versuchsperson (VP) in einem Abstand von 1,95 m. Der Aufbau ist in Abbildung 2.1 schematisch dargestellt. Das Übertragungsmaß jedes Lautsprechers ist frequenzunabhängig innerhalb  $\pm 2,5 \text{ dB}$  im Bereich 125 Hz – 20 kHz durch Entzerrung mit einem Lautsprecher-spezifischen Filter<sup>2</sup>. Konzentrisch vor jeder Lautsprechermembran ist eine Leuchtdiode im Abstand von 10 cm angebracht. Lautsprecher und Leuchtdioden werden durch einen im Kreisbogen gespannten Vorhang verdeckt, der schalldurchlässig, aber blickdicht ist und das Licht der Leuchtdioden transmittiert. Der Vorhang dient als Projektionsfläche für einen Lichtpunkt, der von einem Laser mit Ablenkeinheit von der Decke des reflexionsarmen Raumes projiziert wird.

Die Lautsprecher sind durch eine schnelle Relaisschaltung knackfrei umschaltbar. Ein Rechner steuert über eine TTL-Multi-I/O-Karte die Relaisschaltung, eine Treiberstufe zur Ansteuerung der Leuchtdioden und die Spannungsversorgung des Lasers. Einen Überblick über die Ansteuerung der Apparatur gibt Abbildung 2.2. Über eine zweikanalige 16-bit D/A-Wandler-Karte werden zwei Laserscanner-Galvanometer<sup>3</sup> vom Rechner gesteuert, die den Laserstrahl horizontal und vertikal ablenken. Durch Einstellen des Laserpunktes auf die Leuchtdioden vor den Lautsprechern kann die Ablenkung des Laserstrahls kalibriert werden. So wird das Anzeigekoordinatensystem in exakte Übereinstimmung mit den Lautsprecherpositionen gebracht, nichtlineare Effekte der Galvanometer oder ihrer Treiber werden minimiert und es wird eine maximale Anzeigegenauigkeit relativ zum Lautsprecherkoordinatensystem erreicht. Die Wiederholgenauigkeit an den Lautsprecher-

<sup>2</sup>128-Punkt linearphasiger FIR-Filter, Abtastfrequenz  $f_s = 44100 \text{ Hz}$ .

<sup>3</sup>CT 6800 HP, closed-loop, Cambridge Technology, Inc., Cambridge, MA 02138, USA.



**Abb. 2.2:** Schematischer Überblick über die Ansteuerung der Apparatur für Lokalisationsuntersuchungen.

positionen, die die Abweichung zwischen Präsentations- und Anzeigekoordinatensystem angibt, beträgt  $0,03^\circ$ . Die Genauigkeit und Linearität des Gesamtsystems wird durch die Positionsgenauigkeit der Lautsprecher zu etwa  $0,2^\circ$  bestimmt. Die Lichtpunkte des Lasers und der Leuchtdioden sind im Hinblick auf die Interaktionsuntersuchungen aufeinander abgeglichen in Farbe (635 nm), Helligkeit (1 mW Laser) und Durchmesser (5 mm). Im Hörversuch läßt sich der Lichtpunkt entsprechend der Drehung an einem Trackball in horizontaler Ebene innerhalb  $\pm 70^\circ$  vor den Lautsprechern bewegen. Der Rechner übernimmt anhand der Kalibrierdaten die Koordinatentransformation zwischen dem Winkel, unter dem die Versuchsperson den Lichtpunkt sieht und der Ablenkung des Laserstrahls, so daß sich der Laserscanner nicht auf der Mittelachse des Projektionszylinders befinden muß. Da das System eine Ablenkung in zwei Dimensionen unterstützt, kann es für Untersuchungen in der vertikalen Ebene erweitert werden. Dazu sind Kalibrierpunkte an verschiedenen Elevationen einzuführen. Die Projektionsfläche könnte dann, statt zylinder-, kugelförmig ausgeführt werden.

Die Schallausgabe vom Rechner geschieht wie folgt: nach der Filterung für die Lautsprecherentzerrung oder eine virtuelle Richtungsvorgabe wird das Audiosignal über eine digitale Soundkarte und einen externen D/A-Wandler ausgegeben. Das Signal für die Lautsprecher wird in einem Audioverstärker verstärkt und über ein Voltmeter kalibriert, bevor es die Schalteinheit erreicht. Das Kopfhörersignal wird pegelkalibriert am D/A-Wandler abgegriffen und einem kalibrierten, aktiven Kopfhörer<sup>4</sup> zugeführt. Die Versuchsteuerung geschieht durch den PC-basierten Steuerrechner mit Hilfe des Programmsystems Matlab<sup>5</sup>, für das Interfaceprogramme zur Steuerung der Apparatur und zur Erfassung der Meßwerte entwickelt wurden.

<sup>4</sup>STAX Lambda Pro, STAX Ltd., 293-1 Fujikubo, Miyoshi-Cho Iruma-Gun 354-0041, Japan.

<sup>5</sup>The MathWorks, Inc., Natick, MA 01760-2098, USA.

## 2.3.2 Methode

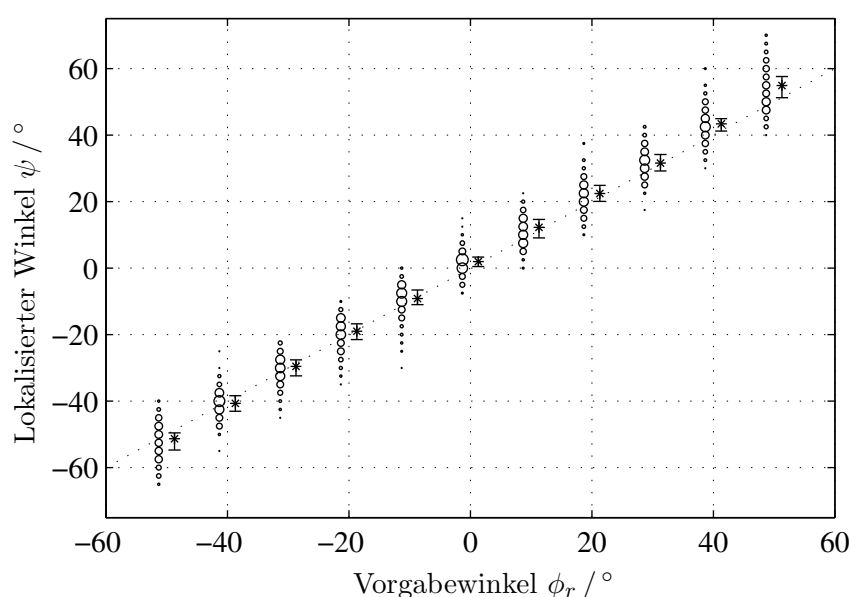
In einem Lokalisationsexperiment sitzt die Versuchsperson (VP) im Mittelpunkt der Lautsprecheranordnung im völlig abgedunkelten reflexionsarmen Raum auf einem Stuhl. Der Kopf wird durch eine Kopfstütze stabilisiert. Die VP ist zudem instruiert, den Kopf nicht zu bewegen, was vom Experimentator mit Hilfe einer Infrarotkamera überwacht wird. Zu Beginn des Experiments erscheint unter  $0^\circ$  voraus für 5 s ein Lichtpunkt als Anfangssignal und zum Ausrichten des Kopfes. Nach einer Pause von 500 ms wird ein Testschall aus einer zufällig ausgewählten Richtung abgespielt. Die Vorgabewinkel für die Lokalisationsexperimente entsprechen den Lautsprecherpositionen und sind von  $-50^\circ$  links bis  $+50^\circ$  rechts in  $10^\circ$ -Abständen verteilt. Als Testschall dient Gauß'sches weißes Rauschen (125 Hz – 20 kHz, Dauerschallpegel 60 dB SPL), das in fünf Pulse unterteilt ist (Dauer 30 ms, Pausendauer 70 ms, Gaußförmig modulierte Flanken, Anstiegszeit 3 ms). Rauschpulse mit diesem Pegel sind gut wahrnehmbar. Die Lokalisationsunschärfe ist in einem weiten Bereich um diesen Pegel pegelunabhängig (Blauert, 1997). Von diesem Testschall liegen zehn Folgen digital vor („frozen noise“), deren Reihenfolge für jede der zehn Wiederholungen pro Testwinkel zufällig variiert wird. Nach einer Pause von 500 ms erscheint der Lichtpunkt des Lasers unter einem zufällig gewählten Winkel im Bereich von  $\pm 20^\circ$  um den physikalischen Vorgabewinkel des Schalles. Aufgabe der VP ist es nun, diesen Lichtpunkt mit Hilfe des Trackballs auf die wahrgenommene Schallrichtung einzustellen und die Einstellung mit einer Trackballtaste zu quittieren. Durch die Auswahl einer der drei Tasten am Trackball kann der wahrgenommene Ort der Schallquelle als „externalisiert voraus“, „im Kopf“ oder „hinten“ codiert werden. Daraufhin verlischt der Lichtpunkt und nach einer Pause von 500 ms wird ein Testschall aus einem anderen Winkel abgespielt. Das Aufleuchten des Lichtpunktes unter  $0^\circ$  voraus für 5 s nach einem Durchgang über alle elf Vorgabewinkel leitet einen neuen Durchgang ein und ermöglicht den VP kurz zu pausieren, sowie den Kopf erneut auszurichten. Die VP erhält keine Rückmeldung über ihre Lokalisationsantworten. Die diskrete Verteilung der Schallrichtungen ist ihr i.a. nicht bekannt. Abgesehen von sieben einzelnen Testlokalisationen zu Beginn des Experiments findet kein Training statt. Die von der VP eingestellten Winkel des Laserpunktes sind quasi-kontinuierlich verteilt und liegen nach Ablauf des Versuches zur Auswertung in einer Datei vor. Ein Lokalisationsexperiment mit zehn Wiederholungen aller elf Testwinkel (110 Einzelversuche) dauert etwa 9 min.

## 2.4 Psychophysikalische Überprüfung der Lichtzeigermethode

### 2.4.1 Reales Schallfeld und variabler Lichtpunkteinsatz

Der Lokalisationsversuch mit variablem Lichtpunkteinsatz setzt die neu entwickelte und in Abschnitt 2.3 beschriebene *ProDePo*-Lichtzeigermethode um. Eine Besonderheit dieser Methode ist die Vorgabe des Einsatzwinkels des Anzeigelichtpunktes, der statistisch gleichverteilt im Bereich  $\pm 20^\circ$  um die jeweils zuletzt dargebotene Schallrichtung variiert wurde. Dadurch setzt der Lichtpunkt im Mittel an der vorgegebenen Schallrichtung ein,

die Streuung ist jedoch deutlich größer als für normalhörende Versuchspersonen zu erwarten ist. Die Versuchsperson (VP) reduziert durch die Anzeige der lokalisierten Richtungen die beim Einsetzen des Lichtpunktes vorhandene Streuung und verändert den mittleren Winkel. Da der Lichtpunkt symmetrisch um die dargebotene Schallrichtung einsetzt, ist die bei der Anzeige vorzunehmende Winkeländerung des Lichtzeigers bei optimaler Lokalisation für alle Schallrichtungen ähnlich und symmetrisch zur vorgegebenen Schallrichtung. Somit ist der bei der Anzeige überstrichene Winkel und damit die Zeitdauer bis zur Anzeige theoretisch unabhängig von der getesteten Position – der absolute Winkel hat daher auch für laterale Positionen keinen Einfluß auf die visuell angezeigte Schallrichtung. Der Versuchsablauf entspricht dem in Abschnitt 2.3 beschriebenen. Anhang C gibt Aufschluß über den Umfang der Versuche und die Teilnahme der einzelnen Versuchspersonen an allen im folgenden beschriebenen Versuchen.



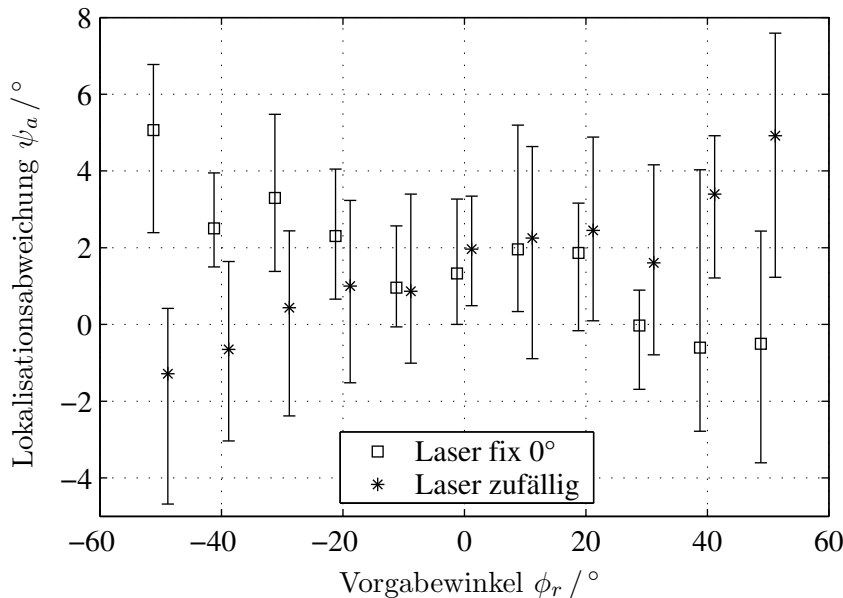
**Abb. 2.3:** Ergebnisse zur Lokalisation akustischer Quellen im realen Schallfeld mit der Lichtzeigermethode und variablem Lichtpunkteinsatz. Gegeben sind die Mediane der individuellen Mediane und Quartile, sowie eine Scatterdarstellung. Bei der Scatterdarstellung entspricht der Kreisdurchmesser der Antworthäufigkeit in den Einzeldaten in Winkelbereichen von  $2,5^\circ$ . Daten von 12 VP, Alter 24–28 Jahre.

Abbildung 2.3 stellt die Ergebnisse des Lokalisationsversuchs mit variablem Lichtpunkteinsatz vor, die eine hohe Übereinstimmung mit den vorgegebenen Richtungen zeigen. An der Scatterdarstellung ist die Variabilität in den einzelnen Antworten abschätzbar. Die Schallquelle von  $+50^\circ$  rechts wird unter  $+54,9^\circ$  lokalisiert, die Quelle von  $-50^\circ$  links unter  $-51,3^\circ$ . Daran ist die Überschätzung der äußeren Testrichtungen ablesbar. Diese wird auch durch die Korrelation der gerichteten Abweichung der Mediane der Lokalisationsergebnisse vom Vorgabewinkel mit der vorgegebenen Richtung bestätigt<sup>6</sup>. Wird eine Gerade nach der Methode des kleinsten quadratischen Fehlers an die Mediane der Lokalisationsergebnisse angepaßt, so zeigt der lineare Faktor von 1,05 ebenfalls diese Überschätzung an. Weiterhin werden die Richtungen im Mittel  $+1,5^\circ$  rechts der dargebotenen Richtung angezeigt. Der absolute Lokalisationsfehler wird definiert als der mediane Abstand der lokalisierten von den vorgegebenen Richtungen. Er beträgt  $1,6^\circ$ . Die mittlere intra-personelle Varianz kann durch die medianen oberen (unteren) Quartile der individuellen Lokalisationsantworten ausgedrückt werden. Sie errechnet sich zu  $+2,3^\circ$  ( $-2,4^\circ$ ).

<sup>6</sup>Rang-Korrelation nach Spearman (Sachs, 1992),  $r_s = 0,94, p = 0,000022$ .

## 2.4.2 Reales Schallfeld und fester Lichtpunkteinsatz

In diesem Abschnitt wird ein Versuch beschrieben, in dem der Einsatzwinkel des Lichtpunktes nach jeder Schalldarbietung zu konstant  $0^\circ$  voraus festgelegt wurde. Dies hat zur Folge, daß die akustische Vorausrichtung ohne eine weitere Einstellung angezeigt werden kann. Auf laterale Winkel wird der Lichtzeiger ausgehend von voraus eingestellt. Eine angezeigte laterale Position wird immer von einer, der inneren Seite erreicht. Der mit dem Lichtzeiger zu überstreichende Winkel ist daher für diese Richtungen abhängig vom lokalisierten Winkel – ebenso wie die Zeit bis zur Anzeige. Diese Winkelabhängigkeit war durch den symmetrischen, variablen Lichtpunkteinsatz im vorigen Versuch (Abschnitt 2.4.1) aufgehoben. Da im vorigen Versuch der Lichtpunkt immer in der Nähe der tatsächlichen Schallrichtung einsetzte, liefert er grobe Information über diese. Diese könnte von Personen mit schlechtem Richtungshören genutzt werden, was im vorliegenden Versuch mit festem Einsatzpunkt des Lichtzeigers nicht möglich ist. Abgesehen vom festen Einsatzort des Lichtpunktes ist der Ablauf der vorliegenden Versuche identisch zu den vorigen in Abschnitt 2.4.1 beschriebenen.



**Abb. 2.4:** Ergebnisse zur Lokalisation akustischer Quellen im realen Schallfeld bei unter  $0^\circ$  festem ( $\square$ ), sowie variablem ( $*$ ) Lichtpunkteinsatz (aus Abschnitt 2.4.1). Dargestellt ist die mediane Abweichung der individuellen Mediane und Quartile vom vorgegebenen Winkel,  $\psi_d = \psi - \phi$ . Daten von 8 VP, Alter 24–28 Jahre.

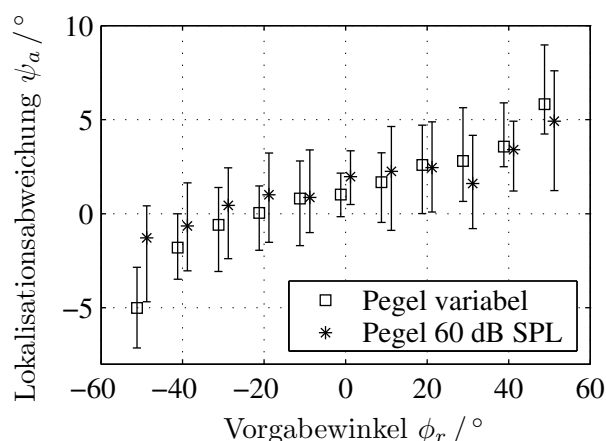
Die Ergebnisse des Versuches mit festem Lichtpunkteinsatz sind in Abbildung 2.4 als Abweichung zur vorgegebenen Richtung dargestellt. Auffällig ist die Unterschätzung der lateralen Richtungen. So werden die seitlichen Schallquellen von  $\pm 50^\circ$  unter  $-44,9^\circ$  und  $+49,5^\circ$  lokalisiert. Eine Geradenanpassung an die Mediane der lokalisierten Winkel bestätigt die Unterschätzung durch einen linearen Faktor von 0,95. Die in Abbildung 2.4 dargestellte Abweichung korreliert hochsignifikant und negativ mit den vorgegebenen Richtungen<sup>7</sup>. Eine positive Änderung der lateralen Schallrichtung bewirkt demnach eine negative Abweichung, also eine mit dem Winkel zunehmende Unterschätzung. Die Rechtsverschiebung der Lokalisationsantworten um  $+1,6^\circ$  relativ zu den Vorgabewinkeln tritt praktisch identisch zum Versuch mit variablem Lichtpunkteinsatz auf (Abschnitt 2.4.1). Der absolute Lokalisationsfehler erreicht  $1,9^\circ$ . Die medianen individuellen oberen

<sup>7</sup>Rang-Korrelation nach Spearman,  $r_s = -0,90$ ,  $p = 0,00016$ .

(unteren) Quartile der lokalisierten Richtungen betragen  $+1,7^\circ$  ( $-1,7^\circ$ ). Im Vergleich zu den Ergebnissen mit variablem Lichtpunkteinsatz sind die Quartile um  $0,6^\circ$  reduziert.

### 2.4.3 Reales Schallfeld und variabler Pegel des Testschalls

In den bisherigen Experimenten wurde der Pegel des Testschalls konstant gehalten. Dies hat zur Folge, daß sich an beiden Ohren jeweils ein definierter Schallpegel richtungsabhängig ausbildet, d.h. Schalle mit einem höheren Gesamtpegel kommen von der dem Ohr zugewandten Seite, die mit niedrigerem Pegel von der abgewandten. So ist die VP in der Lage, neben der interauralen Information auch monaurale Pegelinformation zur Lokalisation zu nutzen. Wird der Gesamtpegel des Testschalls dagegen bei jeder Darbietung variiert, so kann aus dem absoluten monauralen Pegel nicht mehr auf die Richtung zurückgeschlossen werden. In Kapitel 1 wurde dargelegt, daß zur horizontalen Lokalisation bei Normalhörenden interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen dominant ausgewertet werden – der monaurale Pegel und das monaurale Spektrum spielen nur eine untergeordnete Rolle. Vor dem Hintergrund dieser These wird im vorliegenden Abschnitt der Einfluß einer Pegelvariation des Testschalls auf die Lokalisation untersucht. Der monaurale Gesamtpegel variiert im Bereich der hier betrachteten Richtungen um etwa  $\pm 6$  dB (van Hoesel *et al.*, 2002; Shaw, 1974; Shaw und Vaillancourt, 1985). Um diese richtungsabhängige Pegeländerung zu dominieren, wird der Pegel des Testschalls innerhalb von 12 dB variiert. Dazu wird der Dauerschallpegel des Breitbandrauschens vor der Pulsation des Schalls in 3 dB-Schritten im Bereich 54 – 66 dB SPL verändert (vgl. Abschnitt 2.3). Bei der Darbietung der zehn Testschalle pro Richtung wird jeder der fünf Testschallpegel zweimal in zufälliger Reihenfolge verwendet. Im Übrigen entspricht der Versuch dem mit variablem Einsatz des Lichtpunktes Abschnitt 2.4.1.



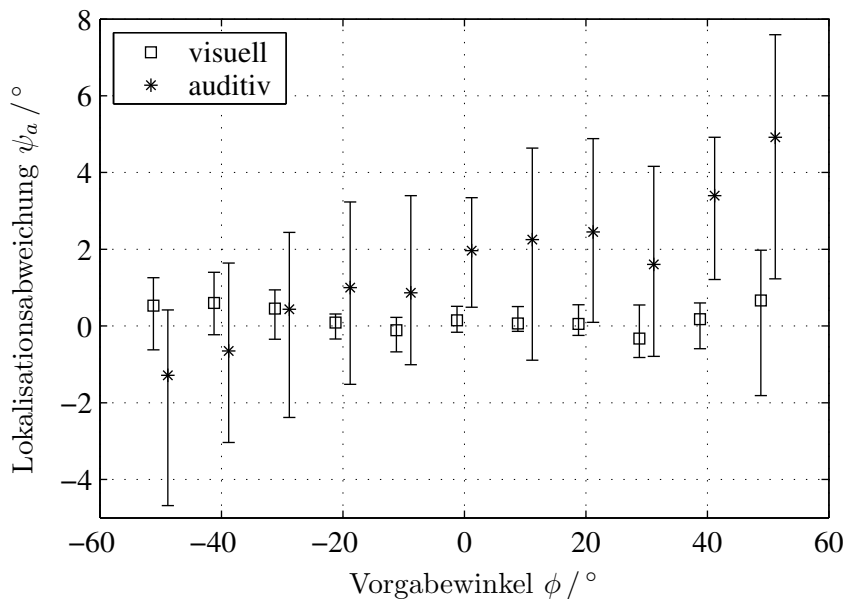
**Abb. 2.5:** Ergebnisse zur Lokalisation akustischer Quellen im realen Schallfeld bei variablem Testschallpegel im Bereich 54–66 dB SPL ( $\square$ ), sowie festem Pegel von 60 dB SPL (\*, aus Abschnitt 2.4.1). Dargestellt ist die mediane Abweichung der individuellen Mediane und Quartile vom vorgegebenen Winkel. Daten von 6 VP, Alter 24–28 Jahre.

Ebenso wie im Versuch ohne Pegelvariation (Abschnitt 2.4.1) tritt mit variablem Testschall-Pegel eine deutliche Überschätzung der lateralen Winkel auf, wie Abbildung 2.5 zu entnehmen ist. Eine Geradenanpassung an die medianen Lokalisationsergebnisse bestätigt diese Überschätzung durch einen linearen Faktor von 1,08. Aufgrund der etwas größeren Überschätzung im Vergleich zum Versuch mit konstantem Pegel liefert ein Test auf Gleichheit der Lokalisationsergebnisse zwischen beiden Versuchen einen signifikanten

Unterschied<sup>8</sup>. Dieser Unterschied läßt sich jedoch nur für die Richtung  $-50^\circ$  nachweisen. In der Graphik ist daher an den meisten Richtungen eine Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen beider Versuche sichtbar. Ebenso wie in den bisherigen Versuchen erscheinen die Ergebnisse rechtsverschoben ( $+1,0^\circ$ ). Der mediane absolute Lokalisationsfehler beträgt  $1,8^\circ$  und die medianen individuellen oberen (unteren) Quartile  $+2,0^\circ$  ( $-2,1^\circ$ ).

#### 2.4.4 Lokalisation visueller Objekte

Der Versuch zur Lokalisation visueller Objekte dient der Abschätzung der Streuungen und Verschiebungen der angezeigten Richtung, die durch die visuelle Anzeigemethode mit variablem Einsatzort des Lichtpunktes verursacht werden. Dazu wird das Abspielen des Testschalls durch das Aufleuchten der vor dem jeweiligen Lautsprecher angebrachten Leuchtdiode für 500 ms ersetzt. Nach dem Aufleuchten und einer Pause von 500 ms erscheint der Anzeigelichtpunkt an zufälliger Position innerhalb  $\pm 20^\circ$  um die Richtung der verloschenen Leuchtdiode. Die Versuchsperson soll die erinnerte visuelle Richtung mit dem Lichtzeiger anzeigen, also einen unimodalen, rein visuellen Lokalisationsversuch durchführen. Der Versuchsablauf bleibt ansonsten unverändert (vgl. Abschnitt 2.3).



**Abb. 2.6:** Ergebnisse zur Lokalisation visueller Objekte ( $\square$ ) und akustischer Quellen im freien Schallfeld ( $*$ , aus Abschnitt 2.4.1) mit der Lichtzeigermethode. Dargestellt ist die mediane Abweichung der individuellen Mediane und Quartile vom vorgegebenen Winkel. Daten von 7 VP, Alter 25–28 Jahre.

Die Lokalisation von erinnerten visuellen Zielen kann mit der Lichtzeigermethode mit hoher Genauigkeit und sehr geringer Streuung durchgeführt werden, wie aus Abbildung 2.6 ersichtlich ist. Eine Abweichung der angezeigten von den vorgegebenen Richtungen kann nicht nachgewiesen werden<sup>9</sup>, was sich im medianen absoluten Fehler von  $0,2^\circ$  zeigt. Die medianen oberen (unteren) Quartile der angezeigten Richtungen betragen  $+0,5^\circ$  ( $-0,6^\circ$ ). Sie sind damit etwa 4,6 (3,4)-mal, oder  $1,8^\circ$  ( $1,2^\circ$ ) kleiner als im auditiven Lokalisationsexperiment. Die Quartilbereiche nehmen an den beiden äußeren Winkeln  $\pm 50^\circ$  zu.

<sup>8</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test (Sachs, 1992),  $\alpha$ -korrigiert für 11 Richtungen, Signifikanzniveau 0,01 %.

<sup>9</sup>Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben (Sachs, 1992),  $\alpha$ -korrigiert für 11 Richtungen, nicht signifikant auf 1 %.

### 2.4.5 Nutzbarer Winkelbereich der Lokalisationsmethode

Mit Hilfe einer Abschätzung des für die Lokalisationsmethode nutzbaren Blickfeldes kann die Frage nach der Beschränkung der Methode durch das Blickfeld beantwortet werden. Das Gesichtsfeld des Menschen, also der mit unbewegtem Auge wahrnehmbare Teil des Raumes, reicht horizontal seitlich bis  $90^\circ$  (Pschyrembel, 1998; Thews *et al.*, 1999). Durch Augenbewegungen kann der erfassbare Bereich auf über  $110^\circ$  erweitert werden. Wird der Lichtpunkt mit Hilfe des Trackballs vom voraus liegenden Bereich zu lateralen Richtungen gebracht, so tritt bei Brillenträgern unter einem bestimmten Winkel ein Richtungssprung auf, da an der Brille vorbei gesehen wird. Für weiter außen liegende Winkel wird die Richtung des Lichtpunktes daher wie bei normalsichtigen Personen wahrgenommen, der Lichtpunkt ist jedoch verschwommen. Bei Versuchspersonen ohne Brille tritt ebenfalls unter einem bestimmten Winkel eine Veränderung des Sehens ein: die Richtung des Lichtpunktes wird aufgrund der Verdeckung durch das Nasenbein nicht mehr binokular, sondern monokular wahrgenommen. Ziel des Versuchs ist es, die Winkel, unter denen diese Störungen auftreten, festzustellen und dadurch den uneingeschränkt nutzbaren Winkelbereich der Lichtzeigermethode festzulegen. Die Versuchspersonen sollten den Lichtpunkt mit Hilfe des Trackballs fünfmal auf jeder Seite nach außen bewegen bis zu dem Punkt, an dem sie eine Störung der Wahrnehmung des Lichtpunktes bemerken. Brillenträger sollten sowohl den ersten (Brillenrand), als auch den zweiten Störpunkt (Nasenbein) abwechselnd anzeigen.

Der Versuch zur Blickfeldbeschränkung zeigt, daß der Lichtpunkt über den gesamten Anzeigebereich von  $\pm 70^\circ$  gut sichtbar und wahrnehmbar ist, mit Ausnahme einiger weniger schmaler Bereiche. Der große Anwendungsbereich beruht darauf, daß die Versuchspersonen die Augen frei bewegen können. Einige Brillenträger bemerkten geringe Störungen der Wahrnehmbarkeit des Lichtpunktes bereits bei etwa  $30^\circ$ , wobei größere Anzeigewinkel durch Vorbeisehen an der Brille kein Problem darstellen. Der Median der angezeigten Positionen für diese Störungen liegt bei  $50,7^\circ$ . Er korrespondiert bei den meisten Personen mit dem Übergang vom binokulären zum monokulären Sehen. Einige Personen bemerkten Veränderungen jedoch erst ab etwa  $60^\circ$ . Übereinstimmend bei allen Personen ist die Tatsache, daß Störungen nur in schmalen Bereichen auftreten und zu größeren Winkeln hin nicht mehr bemerkt werden. Ein Unterschied zwischen den Verteilungen der für die rechte und linke Seite angegebenen Werte ist statistisch nicht feststellbar<sup>10</sup>.

## 2.5 Diskussion

### Lokalisationsfehler

Zur Diskussion sind die Ergebnisse der letzten Abschnitte in Tabelle 2.1 zusammengefaßt. Die Lokalisatsergebnisse der neuen Lichtzeigermethode stimmen im Wesentlichen überein mit den Ergebnissen, die bereits mit anderen Methoden erhalten wurden. Die Schalle werden nahe ihrer Quelle mit einem sehr geringen relativen Fehler (Abweichung) von durchschnittlich  $1,6^\circ$  angezeigt. Die Lokalisationsstreuung liegt im Rahmen der Lite-

<sup>10</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test, Signifikanzniveau 5 %.



	Lichtpunkteinsatz		Pegel- variation	Visuelle Lokalisation
	variabel $\pm 20^\circ$	fest $0^\circ$		
Relativer Fehler <sup>a</sup>	1,6°	1,9°	1,8°	0,2°
Absoluter Fehler <sup>b</sup>	3,4°	3,1°	3,0°	0,7°
Oberes Quartil	2,3°	1,7°	2,0°	0,5°
Unteres Quartil	-2,4°	-1,7°	-2,1°	-0,6°
Linearer Faktor <sup>c</sup>	1,05	0,95	1,08	0,997
Additive Konstante <sup>c</sup>	1,5°	1,6°	1,0°	0,2°

<sup>a</sup>Mediane relative Abweichung der medianen Lokalisationsergebnisse von der Vorgaberichtung.

<sup>b</sup>Mediane absolute Abweichung der einzelnen Lokalisationsergebnisse von der Vorgaberichtung.

<sup>c</sup>Linearer Faktor und additive Konstante bei Geradenanpassung an mediane Lokalisationsergebnisse.

**Tab. 2.1:** Überblick über die Ergebnisse der Abschnitte 2.4.1-2.4.4: Relative und absolute Lokalisationsfehler, obere und untere Quartile, sowie Koeffizienten der Geradenanpassungen.

raturergebnisse, erreicht jedoch für laterale Schallrichtungen deutlich bessere Werte. Dies resultiert in einem sehr geringen absoluten Fehler von  $3,4^\circ$ . Die Lichtzeigermethode mit festem Lichtpunkteinsatz von vorne ergibt eine *Unterschätzung* des lateralen Winkels um 5 %, während mit variablem Lichtpunkteinsatz eine *Überschätzung* um 5 % auftritt.

Makous und Middlebrooks (1990) stellten azimutale Lokalisationsfehler von  $2^\circ$  für die Vorausrichtung und  $9^\circ$  bei  $60^\circ$  seitlich fest. Sie trainierten die Versuchspersonen und ließen sie in zwei Dimensionen die Richtung mit dem Kopf zeigen. Recanzone *et al.* (1998) berichteten nur geringe relative Fehler, jedoch absolute Fehler von  $8-10^\circ$  für vergleichbare Rauschstimuli aufgrund großer Lokalisationsstreuungen. Perrott *et al.* (1987, Sinustöne), sowie Lewald *et al.* (2000, Schmalbandrauschen), stellten mit derselben Methode geringe Lokalisationsfehler bis etwa  $15^\circ$  lateral fest. Für weiter außen liegende Quellen stiegen die Fehler durch Unterschätzen jedoch stark an. In einer closed-loop Messung, also bei einer Richtungsanzeige während der Schalldarbietung, betrug sie  $10-20\%$  bei  $60^\circ$ . Open-loop, d.h. bei der Messung von Nacheffekten, können die Fehler für kurze Sinustöne auf bis zu  $50\%$  ansteigen.

Mit der Lokalisationsmethode „Augenzeigen“ treten üblicherweise größere Fehler im frontalen Bereich als mit Kopfzeigen auf. Frens *et al.* (1995) und Heuermann und Colonius (1999) fanden relative azimutale Fehler von  $6-8^\circ$  im Bereich  $\pm 30^\circ$ . Die erste Studie berichtet auch von einer Unterschätzung um 5 %. Yao und Peck (1997) wiesen noch größere Fehler nach: für Quellen aus  $\pm 30^\circ$  betrug dieser  $11^\circ$ , entsprechend einem Faktor von 0,62. Gilkey *et al.* (1995) fanden mit der GELP-Methode mit drei VP eine mittlere Linksverschiebung von  $-2,5^\circ$  und eine Unterschätzung von 3 %. Ähnlich wie mit Kopfzeigen ist die Methode für voraus eintreffende Schalle mit  $2,3^\circ$  absolutem Fehler sehr exakt, weist jedoch seitlich große Streuungen und Abweichungen auf, die einen absoluten Fehler von  $11,5^\circ$  bei  $60^\circ$  hervorrufen. „Pistolenzeigen“ führt zum Überschätzen von etwa  $7-10\%$  des Winkels bei  $60^\circ$  (Lewald *et al.*, 2000; Oldfield und Parker, 1984a). Viele andere Studien berichten zweidimensionale Fehler, ohne die azimutale Komponente getrennt zu betrachten (Djelani *et al.*, 2000; Wenzel *et al.*, 1993; Wightman und Kistler, 1989b). Die in den Geradenanpassungen sichtbare Rechtsverschiebung aller Richtungen ist ebenfalls in den

Daten von [Blauert \(1997, S. 41\)](#) zu sehen, die 600–900 Versuchspersonen entstammen. Eine Ursache dafür wird in der Rechtshändigkeit der meisten Versuchspersonen vermutet. Mit der Lichtzeigermethode wurden i.a. kleinere relative und absolute Fehler gefunden als mit den anderen Methoden. Dies kann auf die bimodale und symmetrische Auslegung der Methode zurückgeführt werden. Weiterhin wirkt sich die hohe Genauigkeit des visuellen Systems im direkten Vergleich mit auditiven Richtungen für die Anzeige positiv aus.

## Streuungen

Die vorliegende Studie weist Quartile von etwa  $2,3^\circ$  und mittlere Standardabweichungen von  $3,4^\circ$  auf. Bei festem Lichteinsatzpunkt sind die Quartile im Mittel auf  $1,7^\circ$  reduziert. Die mit „Kopfzeigen“ gefundenen azimuthalen Standardabweichungen reichen von  $2^\circ$  voraus bis  $7^\circ$  bei  $60^\circ$  seitlich ([Makous und Middlebrooks, 1990](#)), oder werden zu  $5^\circ$  im Mittel angegeben ([Bronkhorst, 1995](#)). Große absolute Fehler lassen bei relativ geringen relativen Fehlern auf eine große Streuung schließen. [Oldfield und Parker \(1984a\)](#) finden mit „Pistolenzeigen“ relative Fehler von  $2^\circ$  voraus bis  $4^\circ$  bei  $60^\circ$  seitlich, während die absoluten Fehler  $4^\circ$  bzw.  $6^\circ$  betragen. Die Streuungen in den Lokalisationsergebnissen mit der neuen Methode sind demnach im Vergleich zur Literatur gering, insbesondere für laterale Richtungen. Die geringen Streuungen können mit der bimodalen Auslegung des Experiments und der intuitiven Bedienbarkeit begründet werden. Die Verbesserung tritt trotz der inhärenten Streuung des Einsatzpunktes mit Quartilen von  $10^\circ$  auf. Die symmetrische Vorpositionierung in der Nähe der Schallrichtung ist nicht ausschlaggebend für die Reduktion der Streuung, wie aus den Ergebnissen mit festem Lichtpunkteinsatz ersichtlich ist. Ein Teil der Verbesserung kann auf der eindimensionalen Auslegung des Experiments beruhen. Da die relativen Lokalisationsfehler *und* die Streuungen mit der neuen Methode gegenüber anderen Methoden i.a. reduziert sind, ist die *Genauigkeit* der neuen Methode erhöht.

## Einfluß der Pegelvariation

Im Versuch mit variablem Gesamtpegel des Testschalls wurden ähnliche Lokalisationsergebnisse wie im Versuch mit festem Pegel gefunden, wobei die Streuungen trotz der Pegelvariation etwas reduziert erscheinen. Die Pegelvariation wirkt sich demnach kaum auf die Lokalisationsergebnisse normalhörender Versuchspersonen aus. Die Lokalisationsfähigkeit erscheint daher im betrachteten Bereich nahezu unabhängig vom Pegel. Die Pegelvariation erschwert die Auswertung monauraler Pegelinformation. Daraus kann geschlossen werden, daß die monaurale, gesamte Pegelinformation für die Lokalisation nur eine untergeordnete Rolle spielt (z.B. [Blauert, 1997](#); [Grantham, 1995](#); [Macpherson und Middlebrooks, 2002](#); [Wightman und Kistler, 1992, 1993](#)).

## Visuelle Lokalisation

Die Ergebnisse zur auditiven Lokalisation können nur richtig interpretiert werden, wenn die Effekte des visuellen Zeigers diskutiert werden. Das Experiment in Abschnitt [2.4.4](#) ist genauso aufgebaut wie das auditorische Lokalisationsexperiment in Abschnitt [2.4.1](#), jedoch

werden visuelle anstelle auditiver Objekte lokalisiert. Die *unimodale* visuelle Lokalisation kann mit der hier eingesetzten symmetrisch balancierten Methode so genau durchgeführt werden, daß ein Unterschied der lokalisierten zu den vorgegebenen Richtungen nicht nachweisbar ist. Nur an den beiden äußeren Testwinkeln nehmen die Quartilbereiche etwas zu. Die Ursache dafür liegt einerseits in der Beschränkung durch das Blickfeld, andererseits im Ablauf des Experiments. So ist die Versuchsperson bei großen Winkeländerungen zwischen den Einzelversuchen im rein visuellen Experiment nicht immer in der Lage, die Leuchtdiode während der Leuchtdauer von 500 ms zu fixieren. Durch die extrafoveale visuelle Lokalisation trägt dies zur beobachteten Erhöhung der Streuung an den äußeren Testwinkeln bei, hat jedoch keine Auswirkungen auf das auditive Lokalisationsexperiment.

Die im visuellen Versuch festgestellten geringen mittleren Abweichungen *und* Quartile von  $0,2^\circ$  bzw.  $0,5^\circ$  liegen im Bereich der in der Literatur angegebenen Sukzessivschwelen für visuell eben wahrnehmbare Winkeländerungen, also von Detektionsschwellen (Klemm, 1909; Perrott *et al.*, 1993). Hier ist aber eine Einstellung eines visuellen Zeigers mit dieser Genauigkeit möglich, also die Durchführung der komplexeren Anzeigeaufgabe! Darin liegt die hohe Genauigkeit der Lichtzeigermethode begründet. Die Winkelauflösung des auditiven Systems ist dagegen schlechter und beträgt etwa  $1^\circ$  (Blauert, 1997; Klemm, 1909; Mills, 1958). Die Genauigkeit bei der visuellen Anzeige ist demnach ausreichend für das Anzeigen auditiver Richtungen. Während hier die mögliche Genauigkeit bei unimodaler Anwendung der *Pro De Po*-Methode demonstriert wurde, treten im auditiven Lokalisationsexperiment mit visueller Anzeige jedoch weitere Fehlergrößen beim Modalitätsübergang auf.

Andere Anzeigemethoden zeigen eine geringere Genauigkeit bei der Lokalisation visueller Objekte. Sakkaden auf visuelle Ziele, also gerichtete Augenbewegungen, oder das „Pistolenzeigen“ weisen einen deutlich größeren Fehler von  $2-3^\circ$  (Oldfield und Parker, 1984a; Yao und Peck, 1997), bzw.  $6^\circ$  bei  $35^\circ$  seitlich (Frens und van Opstal, 1995), auf. Mit Kopfzeigen auf visuelle Ziele werden Standardabweichungen von  $4,1^\circ$  gefunden – deutlich größer als die Standardabweichungen in der vorliegenden Studie bei visuellen *und* auditiven Zielen (Recanzone *et al.*, 1998).

### **Blickfeldbeschränkung**

Die Anzeige mit einem Lichtpunkt ist beschränkt auf den Bereich des Blickfeldes. In Abschnitt 2.4.5 wird der nutzbare Winkelbereich der Lichtzeigermethode untersucht. Dabei werden, abgesehen von individuellen lokalen Einschränkungen am Übergang vom binokulären zum monokulären Sehen und durch das Tragen einer Brille, keine Einschränkungen im verwendeten Bereich von  $\pm 70^\circ$  festgestellt. Bei der Lokalisation visueller Objekte (Abschnitt 2.4.4) zeigt sich zudem, daß an lateralen Richtungen nur eine Erhöhung der Streuung, aber keine Verschiebung der mittleren angezeigten Richtung auftritt.

### **Systematische, methodische Abweichungen**

Kopf- oder Augenzeigen zählen zu den propriozeptiv basierten Lokalisationsmethoden, also Methoden, die auf der Eigenwahrnehmung von Richtungen beruhen. Zudem weisen sie

keinen Parallaxenfehler auf. Sie führen i.a. zu einer mit dem lateralen Winkel zunehmenden Unterschätzung der Schallrichtung im hier betrachteten Bereich von  $\pm 50^\circ$  (Djelani *et al.*, 2000; Frens und van Opstal, 1995; Goossens und van Opstal, 1999; Hofman und Opstal, 1998; Lewald *et al.*, 2000; Makous und Middlebrooks, 1990; Perrott *et al.*, 1987; Thurlow *et al.*, 1967; Yao und Peck, 1997). Mit der neuen Methode tritt dagegen eine Überschätzung der Schallrichtung auf – nur mit  $0^\circ$  voraus liegendem Einsatzpunkt des Lichtzeigers eine Unterschätzung. Werden laterale Richtungen mit Kopfzeigen angezeigt, so wirkt die Halsmuskulatur der Anzeige entgegen. Die Kopfposition wird anscheinend unterschätzt, da mit einer visuellen Rückmeldung über die Kopfdrehung auditive Richtungen korrekt angezeigt werden (Lewald *et al.*, 2000). Die Augendrehung bei Fixation eines Lichtpunktes unterschätzt ebenfalls dessen Position, da der Lichtpunkt leicht außerhalb der Fovea wahrgenommen wird (Lewald, 1998; Yao und Peck, 1997, s.a. Frens und van Opstal, 1995). Diese propriozeptiven Einflüsse stellen eine Ursache für die Unterschätzung der Richtungen mit Kopf- und Augenzeigen dar.

Die propriozeptiv basierten Methoden Kopf- und Augenzeigen haben ihren Bezug und ihre Ruhestellung in der Vorausrichtung (Montello *et al.*, 1999). Zur Anzeige einer lateralen Richtung muß der gesamte Anzeigewinkel überstrichen werden. Daher werden mit der Lichtzeigermethode bei einem Einsatzpunkt des Lichtzeigers voraus vergleichbare Augenbewegungen wie bei Augenzeigen durchgeführt. Quantitativ wird etwa dieselbe Unterschätzung festgestellt. Als Ursache für die Unterschätzung kann das einseitige Erreichen der Position und die Zunahme des überstrichenen Winkels für laterale Positionen genannt werden.

Auditive Richtungen werden an visuelle herangeschätzt (Jackson, 1953; Welch und Warren, 1986, vgl. Kapitel 5). So kann die Unterschätzung der Richtungen auch mit der temporären Fixation eines voraus liegenden visuellen Objekts erklärt werden – des Fixationspunktes in Sakkadenuntersuchungen oder des einsetzenden Anzeigelichtpunktes. Setzt der Lichtpunkt symmetrisch um die Schallrichtung ein, tritt eine Überschätzung dieser auf, was durch die Aufhebung aller genannten Effekte zu deuten ist.

## Einfluß von Umgebungsinformation

Bei asymmetrischer Auslegung des Experiments mit Lichtpunkteinsatz von vorne wird gegenüber einem variablen Lichtpunkteinsatz die Streuung deutlich reduziert. Die Ursache dafür kann nicht direkt in der reduzierten Streuung des Einsatzortes des Lichtpunktes gesehen werden, da die Reduktion der Streuungen in derselben Größenordnung der gesamten Streuungen des Lokalisationsversuchs von visuellen Objekten liegt. Darüber hinaus kann erwartet werden, daß der im Mittel längere Anzeigeweg bei festem Lichtpunkteinsatz zu einer Erhöhung der Streuungen führt. Die Ursache für die Reduktion der Streuungen mit festem gegenüber variablem Lichtpunkteinsatz muß daher in der Übermittlung von fester Richtungsinformation zur Lokalisationsanzeige im umgebenden Raum gesehen werden. Die Lokalisation kann so relativ zur Vorausrichtung durchgeführt und der Differenzwinkel angezeigt werden, was wahrscheinlich der natürlichen Weise der Lokalisation im egozentrischen Koordinatensystem entspricht (Montello *et al.*, 1999). Verschiedene Studien haben gezeigt, daß visuelle, texturierte Umgebungsinformation die auditive Lokalisation

verbessert (Jones und Kabanoff, 1975; Platt und Warren, 1972; Radeau und Bertelson, 1976; Shelton und Searle, 1980; Warren, 1970). Dieser Einfluß wurde „visual facilitation“ genannt und tritt wahrscheinlich durch eine Einordnung der auditiven Richtung in ein visuelles Referenzkoordinatensystem, den „frame of reference“, auf. Augenbewegungen auf die auditive Richtung wirken unterstützend. In diesen Studien wurde während der Darbietung des akustischen Stimulus eine visuelle Textur gezeigt. Neu für die vorliegende Studie ist der Nachweis einer Verbesserung der auditiven Lokalisation durch *ein* temporär richtungsfestes visuelles Objekt, das *nach* der Schalldarbietung erscheint. Eine *nachträgliche* Einordnung der auditiven Richtung für die Anzeige in ein visuelles Referenzkoordinatensystem ist demnach ausreichend zur Verbesserung der auditiven Lokalisation („visual facilitation“). Eine texturierte Umgebung ist dazu also nicht nötig.

Durch Variation der Einsatzrichtung des Lichtpunktes bei ständiger Änderung der Schallrichtung wird in dunkler Umgebung keine Rauminformation übertragen. Dies führt zum Verlust des exakten subjektiven Voraus, was von einigen Versuchspersonen berichtet wurde. Die Lokalisation relativ zu Raumkoordinaten ist dann unmöglich. So muß bei der Anzeige die visuelle Richtung mit der erinnerten Schallrichtung verglichen werden, bis eine subjektive Übereinstimmung erreicht ist. Die Voraussetzung für diesen Effekt ist die Kontrolle und Variation der Ausgangsposition des Richtungszeigers, was bisher von keiner Zeigermethode eingeführt wurde. So stellt die erzwungene Richtungsanzeige ohne Einbeziehung der Umgebung eine Besonderheit der *Pro De Po*-Methode dar.

## Modalitäteninteraktion

Die im visuellen Lokalisationsexperiment festgestellte exakte Reproduktion der visuellen Richtungen mit Hilfe des beweglichen Lichtzeigers mit variabler Anfangsposition benötigt einen Mechanismus der genauen Erinnerung an die visuellen Richtungen. Vorhandene Interaktionseffekte zwischen der erinnerten Richtung und der Zeigerposition werden durch die symmetrische Verteilung der Anfangspositionen des Lichtzeigers reduziert. Durch die Vorpositionierung des Lichtpunktes in der Nähe der Schallrichtung sind zudem nur kleine Augenbewegungen nötig, was die Richtungseffekte reduziert (Blauert, 1997, S. 196). Daher führen diese Interaktionseffekte eher zu einer Erhöhung der Streuung, als zu einer Verschiebung der mittleren angezeigten Position. So kann erwartet werden, daß die visuelle Anzeige die anzuzeigende auditive Position im Mittel nicht ändert und nur eine geringe zusätzliche Streuung verursacht. Zur Anzeige auditiver Richtungen ist jedoch ein Vergleich zwischen der auditiven und der visuellen Richtung auf einer gemeinsamen Ebene nötig, der sicherlich fehlerbehaftet ist und eine zusätzliche Streuung verursacht (Auerbach und Sperling, 1974, s.a. Abschnitt 1.3). Diese Richtungstransformation ist jedoch allen Zeigermethoden zu eigen, da sie mindestens zwei Richtungen vergleichen müssen (Sandel *et al.*, 1955).

Der besondere Vorteil der *Pro De Po*-Methode ist, daß nur zwei Modalitäten, die auditive und die visuelle, bei Lokalisation und Anzeige involviert sind. Da die Trackballanzeige keine feste Nullstellung hat, ist die Transformation zwischen der Position der Trackballkugel und dem Ort des Lichtpunktes variabel. Zudem hat der Ort des Trackballs keine

Verbindung zur Anzeigerichtung, so daß motorisch-propriozeptive Richtungsinformation kaum genutzt werden kann. Dies steht im Gegensatz zu anderen Methoden, wie Finger-, Kopf-, oder Augenzeigen, bei denen die Eigenwahrnehmung von Hand-, Arm-, Kopf-, oder Augenposition ein Vergleichskoodinaten-system zur auditiven Richtung bildet. Am Trackball wird nur eine Rechts-/Linksinformation eingegeben, die keine Information über die absolute Position enthält. Diese kann nur visuell erfaßt werden. Lediglich über den Einfluß der Augenbewegung auf die visuelle Wahrnehmung des Lichtpunktes könnte eine propriozeptiv-motorische Interaktion auftreten („eye muscle potentiation“, [Welch und Warren, 1986](#)). Jedoch berichten die meisten Versuchspersonen, daß sie sich die auditive Richtung durch „Fixation“ merken und den Lichtpunkt ohne dessen Fixation im peripheren Blickfeld einstellen (audio-visueller Reflex, [Blauert, 1997](#), S. 196). So spielt die Eigenwahrnehmung der Augenbewegung bei der Anzeige nur eine untergeordnete Rolle. Da die Augenbewegungen Grundlage für die genaue und natürliche visuelle Wahrnehmung des Raumes sind, können sie nicht ausgeschlossen werden. Augenbewegungen und die mit ihnen auftretenden Interaktionen müssen daher bei der Anzeige akzeptiert werden. Parallaxenfehler sind ausgeschlossen. Da direkte propriozeptiv-motorische Interaktionen unterdrückt und visuelle auf ein Minimum reduziert sind, kann angenommen werden, daß die auftretenden Interaktionen gering sind. Die Eigenschaft der Entkopplung der Richtungsanzeige von propriozeptiver Information ist Namensgeber für die neue, bimodale Lichtzeigermethode für auditorische Lokalisationsuntersuchungen: *Pro De Po*-Methode – *Proprioception Decoupled Pointer Method*.

## Praktische Aspekte

Die Einstellung des Lichtpunktes mit Hilfe des Trackballs kann intuitiv vorgenommen werden, da er der Drehung an der Trackballkugel unmittelbar, linear und auf horizontaler Bahn folgt. Im Rahmen einer Studie mit Cochlea Implantat-Trägern (Kapitel 6) konnte festgestellt werden, daß sowohl Kinder, als auch ältere Personen ohne Vorerfahrung mit Rechner-technik und -bedienung mit der neuen Methode gut umgehen können. Die Methode ist mit 117 Einzellokalisationen innerhalb etwa 9 min sehr schnell. Die lokalisierten Winkel liegen sofort numerisch im Rechner zur Auswertung vor. Ein Einsatz der Methode an einem anderen Ort bedingt primär nur den Transport des Rechners und der Lasereinheit, sowie eine Neukalibrierung der Ablenkeinheit, falls eine Projektionsfläche und Kalibrierpunkte am neuen Einsatzort vorhanden sind. Durch Verwendung virtueller Akustik, der Darbietung von Schallrichtungen über Kopfhörer, kann die Präsentation der Schalle im Freifeld ersetzt werden. Eine Erweiterung auf die Erfassung von Elevationen ist durch einfache Umprogrammierung möglich. Da die genaue und schnelle Methode intuitiv bedient werden kann, sind verschiedenste Einsatzgebiete denkbar. Sollen kleine Unterschiede zwischen Richtungen nachgewiesen werden, kann die Einsatzposition des Lichtzeigers in jedem Einzelversuch fest zu 0° voraus gewählt werden. Dies trifft ebenso auf Studien zu, bei denen große Streuungen zu erwarten sind. Soll der Einfluß der Methode auf die mittlere angezeigte Position gering sein, ist der Einsatzort des Lichtzeigers variabel zu gestalten.

## 2.6 Zusammenfassung

Eine Lichtzeigermethode für Lokalisationsuntersuchungen wurde entwickelt, bei der die Versuchsperson einen Lichtpunkt mit Hilfe eines Trackballs rechnergesteuert auf die wahrgenommene Schallrichtung einstellt. Dieses nullpunktfreie, intuitiv-bedienbare Eingabemedium und die rechnergesteuerte Positionierung des Lichtpunktes ermöglichen die Variation des Einsatzortes des Lichtpunktes mit jedem Einzelversuch. Durch symmetrische Streuung der Einsatzposition um die dargebotene Schallrichtung kann die Richtungsinteraktion der Methode reduziert und der Bezug zur Vorausrichtung aufgehoben werden. Da die Anzeige durch die Trackballsteuerung entkoppelt von propriozeptiver Richtungsinformation stattfindet, erhält die Methode die Bezeichnung *ProDePo* – *Proprioception Decoupled Pointer*. So ist die Methode bimodal auditiv-visuell ausgelegt, was zu einer Reduktion der methodischen Interaktionen führt.

Die Messung der Lokalisation von Schallquellen mit dieser Methode liefert Ergebnisse, die im Vergleich zu Literaturdaten sehr geringe Lokalisationsfehler aufweisen. Die Abweichungen von den vorgegebenen Richtungen betragen im Mittel  $1,6^\circ$  und die Quartile  $2,3^\circ$ . Seitliche Richtungen werden im Mittel 5% weiter außen angezeigt, also überschätzt. Setzt der Lichtpunkt im Experiment immer unter  $0^\circ$  voraus ein, sinken die Quartile auf  $1,7^\circ$  und eine Unterschätzung der lateralen Schalleinfallswinkel um 5% tritt auf. Ursache für die Reduktion der Streuungen ist, neben der fehlenden Streuung des Anzeigepunktes, die Übermittlung einer festen externen Richtung an die Versuchsperson. Dadurch konnte gezeigt werden, daß nicht nur texturierte visuelle Umgebungsinformation die auditive Lokalisation verbessert, sondern eine visuelle Referenzrichtung ausreichend ist. Die Unterschätzung seitlicher Richtungen wird auf den Bezug zur Vorausrichtung zurückgeführt, da die symmetrische Auslegung der Methode in diesem Fall nicht mehr gegeben ist. Die Überschätzung bei symmetrischem Einsatz des Lichtpunktes um die Schallrichtung ist dagegen ein Zeichen für die Aufhebung dieses Vorausbezugs. In einem Experiment zur Lokalisation von Schallen mit variablem Pegel konnte nur eine geringe Veränderung der Ergebnisse gegenüber konstantem Pegel festgestellt werden. Dies verdeutlicht eine weitgehende Unabhängigkeit der Lokalisationsfähigkeit vom Pegel im untersuchten Bereich und einen geringen Einfluß der monauralen Pegelinformation auf die Lokalisation. In einem Kontrollversuch zur Lokalisation *visueller* Objekte wurden diese mit relativen Fehlern von nur  $0,2^\circ$  und Quartilen von  $0,5^\circ$  so genau lokalisiert, daß statistisch keine Abweichungen zur Vorgabe nachweisbar sind. Die festgestellte hohe visuelle Anzeigegenauigkeit begründet damit die Genauigkeit der Lichtzeigermethode bei bimodaler Anwendung.

Durch ihre hohe Genauigkeit bei gleichzeitig intuitiver, schneller Bedienbarkeit ist die *ProDePo*-Methode für eine Vielzahl von Anwendungsgebieten geeignet. In den folgenden Kapiteln wird sie im Rahmen psychoakustischer Experimente zur virtuellen Akustik, für auditiv-visuelle Interaktionsuntersuchungen und im Rahmen der audiologischen Forschung angewendet.

# Außenohrübertragungsfunktionen für virtuelle Akustik

---

In diesem Kapitel wird die Anwendung von Außenohrübertragungsfunktionen für virtuelle Akustik beschrieben. Außenohrübertragungsfunktionen charakterisieren die spektralen Änderungen in Betrag und Phase, die das Schallsignal auf dem Weg zum Trommelfell durch den Einfluß hauptsächlich der Ohrmuschel und des Kopfes, aber auch durch den Gehörgang und den Körper erfährt. Der Aufbau virtueller Akustik wird vorgestellt und die Messung von Außenohrübertragungsfunktionen systemtheoretisch beschrieben. Zur individuellen Anpassung der virtuellen Akustik werden zwei Wege vorgestellt: Zuerst wird auf die praktischen Aspekte der individuellen Messung der Außenohrübertragungsfunktionen eingegangen. Anschließend wird ein Auswahlverfahren für eine individuell-optimale Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen aus einem Katalog vorgestellt. Das Auswahlverfahren wird in einem gesonderten Hörversuch überprüft.

### 3.1 Definition der verwendeten virtuellen Akustik

Die Orts- und Richtungswahrnehmung von Schallquellen wird in erster Linie durch die Schalldruckverläufe an den beiden Trommelfellen bestimmt. Weitere Einflußgrößen durch andere Sinne, wie Sehsinn, Tastsinn, Gleichgewichtssinn, oder durch Kopfbewegungen sind primär zur Lokalisation von Schallquellen nicht nötig. Sie beeinflussen jedoch die wahrgenommene auditive Richtung beispielsweise durch das Auflösen von Mehrdeutigkeiten, die in der auditorischen Repräsentation bestehen. Ziel einer virtuellen Hörumgebung ist es, die Schallsignale an den Trommelfellen so abzubilden, als würden die Schallquellen verschiedenen Positionen einer realen Umgebung entstammen. Im Rahmen dieser Arbeit soll die synthetisierte Hörumgebung reflexionsfrei sein, um definierte und andererseits auch optimale Bedingungen für die Lokalisationsuntersuchungen zu erhalten. So sind die Bedingungen auch mit denen im reflexionsarmen Raum vergleichbar. Eine Raumsimulation kann dann bei der Synthese der virtuellen Umgebung entfallen.



Ein definierter binauraler Schalldruckverlauf kann über zwei Methoden an den Trommelfellen eingestellt werden: über Lautsprecher mit Hilfe der Übersprechkompensation (Bauer, 1961; Schroeder und Atal, 1963) oder durch Verwendung eines Kopfhörers. Da die Reproduktion von binauralen Schalldruckverläufen mit Kopfhörern deutlich präziser erfolgen kann als mit Hilfe der Übersprechkompensation, wird ein hochwertiger Kopfhörer verwendet.

Der Begriff „virtuelle Akustik“ bezeichnet in dieser Arbeit die virtuelle Nachbildung der Schallquellen der Lokalisationsapparatur aus Abschnitt 2.3 in simulierter reflexionsfreier Umgebung mit Hilfe eines Kopfhörers.

Dazu wird das abzubildende Schallsignal mit den beiden Außenohrübertragungsfunktionen der gewünschten Richtung gefiltert und über den Kopfhörer wiedergegeben. Der Einfluß des Kopfhörers kann zusätzlich, zumindest teilweise, herausgefiltert werden.

## 3.2 Systemtheoretische Beschreibungen

### 3.2.1 Außenohrübertragungsfunktionen, interaurale Zeit- und Pegeldifferenzen

Eine punktförmige Quelle befinde sich im Abstand  $r$  vom Mittelpunkt des Kopfes des Zuhörers, der den Ursprung des Koordinatensystems bildet. Die Richtung der Quelle kann durch den Azimutalwinkel  $\phi$  und die Elevation  $\vartheta$  beschrieben werden. Das von der Quelle abgestrahlte Signal  $p(t)$  erfährt auf dem Weg zum Trommelfell eine lineare Verzerrung durch Resonanzen der Ohrmuschel, durch Beugung und Abschattung des Kopfes, durch Reflexionen am Rumpf und durch Resonanzen im Gehörgang. Das am Trommelfell ankommende Schalldrucksignal wird als  $p_l(t, r, \phi, \vartheta)$  für das linke und  $p_r(t, r, \phi, \vartheta)$  für das rechte Ohr bezeichnet. Die Außenohrübertragungsfunktionen  $H_l(\omega, r, \phi, \vartheta)$  für das linke und  $H_r(\omega, r, \phi, \vartheta)$  für das rechte Ohr sind hier für das Freifeld definiert. Sie ergeben sich aus dem Verhältnis der Fouriertransformierten der Schalldrücke am Trommelfell und dem Schalldruck am Ursprung des Koordinatensystems  $p_0(t, r = 0, \phi, \vartheta)$  ohne Anwesenheit des Kopfes zu

$$\begin{aligned} H_l(\omega, r, \phi, \vartheta) &= \frac{\mathcal{F}\{p_l(t, r, \phi, \vartheta)\}}{\mathcal{F}\{p_0(t, r = 0, \phi, \vartheta)\}}, \\ H_r(\omega, r, \phi, \vartheta) &= \frac{\mathcal{F}\{p_r(t, r, \phi, \vartheta)\}}{\mathcal{F}\{p_0(t, r = 0, \phi, \vartheta)\}}. \end{aligned} \quad (3.1)$$

Da die Auswertung azimuthaler Richtungen hauptsächlich auf der Grundlage interauraler Parameter basiert, ist die Definition der interauralen Außenohrübertragungsfunktion  $H_\Delta(\omega, r, \phi, \vartheta)$  als Verhältnis der Fouriertransformierten der beiden Schalldrücke  $p_r(t)$  und  $p_l(t)$  sinnvoll:

$$H_\Delta(\omega, r, \phi, \vartheta) = \frac{H_r(\omega, r, \phi, \vartheta)}{H_l(\omega, r, \phi, \vartheta)} = \frac{\mathcal{F}\{p_r(t, r, \phi, \vartheta)\}}{\mathcal{F}\{p_l(t, r, \phi, \vartheta)\}}. \quad (3.2)$$

Aus ihr lassen sich die interaurale Pegeldifferenz (ILD)

$$L_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta) = 20 \log_{10} ( | H_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta) | ), \quad (3.3)$$

die interaurale Phasendifferenz

$$\varphi_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta) = \arg \{ H_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta) \} \quad (3.4)$$

und die interaurale Zeitdifferenz (ITD)

$$\tau_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta) = \frac{d \varphi_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta)}{d \omega} = \frac{d}{d \omega} \arg \{ H_{\Delta}(\omega, r, \phi, \vartheta) \}, \quad (3.5)$$

die der interauralen Gruppenlaufzeit entspricht, ableiten. Im Rahmen dieser Arbeit werden nur Quellen in der Horizontalebene in 2 m Entfernung betrachtet. Daher ist es ausreichend, die (Freifeld-) Außenohrübertragungsfunktion (AOÜF), exemplarisch für das linke Ohr, fortan wie folgt zu bezeichnen:

$$H_l(\omega, \phi) = \frac{\mathcal{F}\{p_l(t, r = 2 \text{ m}, \phi, \vartheta = 0^\circ)\}}{\mathcal{F}\{p_0(t, r = 0 \text{ m}, \phi, \vartheta = 0^\circ)\}}. \quad (3.6)$$

### 3.2.2 Kopfhörerübertragungsfunktion

Werden Schalle über Kopfhörer wiedergegeben, so ist das Schallsignal  $p^{kh}(t)$  im Gehörgang nicht exakt dem elektrischen Kopfhörersignal  $s^{kh}(t)$  proportional, da es durch akustische Resonanzen und Nichtlinearitäten im Frequenzgang des Kopfhörers verändert wird. Um ein definierteres Schallsignal im Gehörgang, z.B. für virtuelle Akustik, einstellen zu können, sind diese Veränderungen in der Kopfhörerübertragungsfunktion zu charakterisieren. Exemplarisch für das linke Ohr wird sie wie folgt definiert:

$$H_l^{kh}(\omega) = \frac{\mathcal{F}\{p_l^{kh}(t)\}}{\mathcal{F}\{s_l^{kh}(t)\}}. \quad (3.7)$$

### 3.2.3 Generierung der virtuellen Akustik

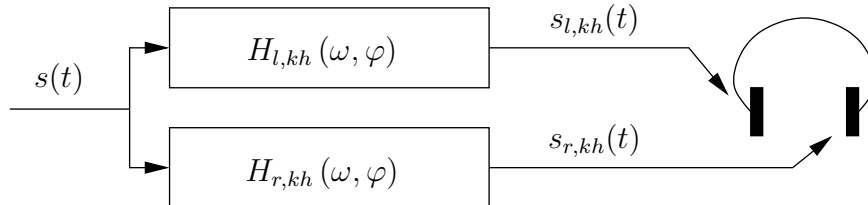
Die AOÜF  $H_l(\omega, \phi)$  und  $H_r(\omega, \phi)$  charakterisieren die richtungsabhängigen Veränderungen des originalen Schallsignals  $p(t)$  auf dem Weg zu den beiden Trommelfellen. Durch eine Korrektur der AOÜF mit der inversen Kopfhörerübertragungsfunktion kann die bei der Kopfhörerwiedergabe entstehende Veränderung des Schallsignals reduziert werden (Kulkarni und Colburn, 2000; Pralong und Carlile, 1996). Die kopfhörerentzerzte Außenohrübertragungsfunktion des linken Ohres ergibt sich somit zu

$$H_{l,kh}(\omega, \phi) = \frac{H_l(\omega, \phi)}{H_l^{kh}(\omega)}. \quad (3.8)$$

Die Kopfhörersignale für die virtuelle Akustik  $s_{l,kh}(t)$  bzw.  $s_{r,kh}(t)$  für das linke und das rechte Ohr lassen sich nun entsprechend Abbildung 3.1 durch Filterung des abzubildenden Signals  $s(t)$  mit den kopfhörerentzerzten AOÜF  $H_{l,kh}(\omega, \phi)$  bzw.  $H_{r,kh}(\omega, \phi)$

beschreiben. In der Praxis wird meistens das abzubildende Signal  $s(t)$  im Zeitbereich mit den Impulsantworten der kopfhörerentzerrten AOÜF  $h_{l,kh}(t, \phi)$  bzw.  $h_{r,kh}(t, \phi)$  gefaltet, wie die folgende Formel zeigt:

$$\begin{aligned} s_{l,kh}(t) &= s(t) * h_{l,kh}(t, \phi) = s(t) * \mathcal{F}^{-1}\{H_{l,kh}(\omega, \phi)\}, \\ s_{r,kh}(t) &= s(t) * h_{r,kh}(t, \phi) = s(t) * \mathcal{F}^{-1}\{H_{r,kh}(\omega, \phi)\}. \end{aligned} \quad (3.9)$$



**Abb. 3.1:** Generierung virtueller Akustik mit Außenohrübertragungsfunktionen: Das Signal  $s(t)$  wird mit einem Filter mit der Übertragungsfunktion  $H_{l,kh}(\omega, \varphi)$  für das linke und  $H_{r,kh}(\omega, \varphi)$  für das rechte Ohr gefiltert und anschließend über Kopfhörer dem entsprechenden Ohr dargeboten.

### 3.3 Messung individueller Außenohr- und Kopfhörerübertragungsfunktionen

#### 3.3.1 Meßverfahren

Außenohrübertragungsfunktionen sind aufgrund der anatomischen Gegebenheiten in hohem Maße individuell geprägt, so daß eine individuelle Adaptation der virtuellen Akustik für viele Anwendungen sinnvoll ist. Dazu ist die Messung der AOÜF der entsprechenden Personen nötig. Die Meßvorschrift für die Messung von AOÜF folgt unmittelbar aus der Definition der AOÜF in Gleichung 3.1 bzw. 3.6. Aus dem am Trommelfell vorhandenen Schalldruckverlauf eines Testsignals und dem Schalldruckverlauf am Kopfmittelpunkt ohne Anwesenheit des Kopfes kann die AOÜF mit Hilfe der Fouriertransformation berechnet werden. Um das Problem von Nullstellen im Nenner bei der Berechnung zu umgehen, wird ein breitbandiges, möglichst weißes Signal verwendet, das auch bei hohen Frequenzen ausreichend Energie enthält. Dieses Signal können wiederholte Impulse (Grunwald *et al.*, 1997; Mehrgardt und Mellert, 1977), Rauschfolgen (Bronkhorst, 1995; Djelani *et al.*, 2000; Hartung, 1995; Middlebrooks *et al.*, 1989; Wightman und Kistler, 1989a), Golay-Codes (Kulkarni und Colburn, 2000; Pralong und Carlile, 1996), oder Maximalfolgen (Blauert *et al.*, 1998; Gardner und Martin, 1994; Hammershøi und Møller, 1991) sein. Die Signale werden zur Verbesserung des Signal-Rausch-Abstandes (SNR) wiederholt abgespielt, gemittelt und das Ergebnis anschließend Fourier-transformiert.

In dieser Arbeit wurde die Messung mit Maximalfolgen (MLS) durchgeführt, bei der man über die periodische Korrelation der gemessenen und der abgespielten Folge eine periodische Impulsantwort erhält. In reflexionsarmer Meßumgebung und bei hinreichender Länge der Folge stimmt ihre Grundperiode mit der gesuchten Impulsantwort überein (Rife

und Vanderkooy, 1989). Da das Verfahren mit der Impulsantwort auch den Phasengang mißt und den SNR durch Verwendung der weißen, binärwertigen MLS-Folgen maximiert, ist es sehr gut für die Messung von Außenohrübertragungsfunktionen geeignet. Die MLS-Messung wurde synchron für das rechte und das linke Ohr durchgeführt<sup>1</sup>. Zur Messung der AOÜF unter verschiedenem Winkel wurde die Versuchsperson bei festem Lautsprecherstandort in einem Abstand von 2 m gedreht. Ihr Kopf wurde mit einer Kopfstütze fixiert (s.a. Krebber *et al.*, 1998). Die Außenohrübertragungsfunktionen wurden von 9 Personen für die horizontalen Winkel  $-90^\circ$  bis  $+90^\circ$  im  $10^\circ$ -Abstand gemessen.

### 3.3.2 Mikrofonierung und Meßlautsprecher

Problematisch für die Messung ist die Auflösung der Minima im Frequenzgang bei Frequenzen  $f > 6$  kHz, die  $-30$  dB vom durchschnittlichen Pegel erreichen können und eine Meßdynamik  $>40$  dB erfordern. Bei der Messung mit Sondenmikrofonen in der Nähe des Trommelfells kann diese Dynamik aufgrund des Übersprechens durch den SONDENSCHLAUCH und des veränderten Frequenzgangs nur mit Hilfe einer Vorentzerrung des Meßsignals und einer großen Anzahl an Mittelungen erreicht werden (Bronkhorst, 1995; Hammershøi und Møller, 1991; Mehrgardt und Mellert, 1977; Wightman und Kistler, 1989a). Verschiedene Studien haben jedoch nachgewiesen, daß die richtungsabhängige Information in den AOÜF bereits am Beginn des Gehörgangs komplett vorhanden ist (Hammershøi und Møller, 1991; Mehrgardt und Mellert, 1977; Middlebrooks *et al.*, 1989), so daß eine Messung nicht am Trommelfell erfolgen muß. Daher kann die Messung auch mit blockiertem Gehörgang erfolgen, ohne daß nennenswerte Veränderungen der *richtungsabhängigen* Merkmale in den AOÜF auftreten (Hammershøi und Møller, 1991; Shaw, 1996). So können kleine Elektret-Kondensatormikrofone, die sich durch ein frequenzunabhängiges Übertragungsmaß und einen hohen SNR auszeichnen, direkt im Gehörgang mit einem Schaumstoffring plaziert werden (Djelani *et al.*, 2000; Hartung, 1995; Middlebrooks *et al.*, 1989; Pralong und Carlile, 1996). In dieser Arbeit wurde ein solches Mikrofon<sup>2</sup> verwendet. Durch eine geeignete Masseführung, die Verstärkung der Mikrofonensignale nahe am Mikrofon und eine Siebung der Versorgungsspannungen konnte ein SNR  $\approx 40$  dB bei einem Meßpegel von 74 dB SPL am Kopfmittelpunkt der Versuchsperson erreicht werden. Das Übertragungsmaß der beiden Meßmikrofone verläuft frequenzunabhängig innerhalb  $\pm 1,5$  dB im Bereich 100 Hz–20 kHz, so daß auf eine gesonderte Mikrofontzerrung verzichtet werden kann.

Das Meßsignal wurde von einem aktiven Studiomonitorlautsprecher<sup>3</sup> abgestrahlt, der sich durch ein frequenzunabhängiges Übertragungsmaß<sup>4</sup> auszeichnet. Aufgrund der Verwendung nur eines Lautsprechers mit frequenzunabhängigem Übertragungsmaß und der Anwendung von weißen Maximalfolgen als Testsequenz konnte bei der Berechnung der AOÜF die frequenz- und richtungsabhängige Normierung mit  $p_0(\omega, \phi)$  entfallen (vgl. Gleichung 3.6). Die vom Meßsystem erhaltene Außenohr-Impulsantwort mußte also nicht mit

<sup>1</sup>System One Dual Domain, Audio Precision, Inc., Beaverton, Oregon 97075, USA.

<sup>2</sup>Modell KE 4-211-2, Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, D-30900 Wedemark.

<sup>3</sup>Modell O 98, Klein + Hummel GmbH, D-73760 Ostfildern.

<sup>4</sup>Frequenzunabhängig innerhalb  $\pm 3,5$  dB im Bereich 100 Hz–20 kHz bei 80 dB SPL und 2 m Abstand.

der inversen Lautsprecherübertragungsfunktion entzerrt werden.

### 3.3.3 Messung der Kopfhörerübertragungsfunktion und Kalibrierung des Kopfhörers

Die Kopfhörerübertragungsfunktion wird mit dem oben beschriebenen Meßverfahren analog zu den AOÜF als Impulsantwort bestimmt. Anstelle des Lautsprechers wird jedoch der Kopfhörer als Schallgeber verwendet, über den die virtuelle Akustik reproduziert werden soll. Es stand ein hochwertiger, elektrostatischer Kopfhörer zur Verfügung<sup>5</sup>. Neun Versuchspersonen wurden die individuellen Kopfhörerübertragungsfunktionen bestimmt, wobei die Mikrofonposition im Gehörgang zwischen der Messung der AOÜF und der Kopfhörerübertragungsfunktion nicht verändert wurde.

Das herstellerseitig angegebene Übertragungsmaß des aktiven Kopfhörers wurde in einem Lautheitsvergleich mit einem definierten Freifeldstimulus überprüft. Dazu wird ein Sinuston mit einer Frequenz von 1 kHz und einem definierten Freifeld-Schalldruckpegel aus 0° voraus wiedergegeben und subjektiv der elektrische Pegel am diffusfeldentzerrten Kopfhörer bestimmt, der eine gleiche Lautheitswahrnehmung wie im Freifeld hervorruft (Zwicker und Maiwald, 1963). Es zeigt sich, daß das im Hörversuch gefundene Übertragungsmaß des Kopfhörers unter Berücksichtigung der im Hörversuch wirksamen Freifeld-Diffusfeld-Übertragungsfunktion (Zwicker und Fastl, 1999) bzw. der Freifeld-Trommelfell-Übertragungsfunktion (Shaw, 1974; Shaw und Vaillancourt, 1985) mit der herstellerseitigen Angabe des Übertragungsmaßes übereinstimmt. Unabhängig von einer Kopfhörerentzerrung werden die Impulsantworten der AOÜF so normiert, daß voraus unter 0° eintreffende breitbandige Schalle eine Verstärkung von 0 dB erfahren. Mit der bekannten Pegelkalibrierung des Kopfhörers kann so ein definierter Schalldruckpegel am Kopfhörer einfach eingestellt werden.

### 3.3.4 Subjektiver Einfluß der Kopfhörerentzerrung auf Außenohrübertragungsfunktionen

Der Einfluß der Kopfhörerentzerrung und der Einfluß der Länge der Impulsantwort der AOÜF auf die Wahrnehmung des virtuellen Richtungsabbildes mit AOÜF wurde in einem Hörversuch untersucht. Dazu wurden die kopfhörerentzerrten AOÜF und die AOÜF ohne Entzerrung bei verschiedenen Längen der Impulsantwort  $h_l(t, \phi) = \mathcal{F}^{-1}\{H_l(\omega, \phi)\}$  hinsichtlich Externalisation, Entfernung, Vorne-Ortung und Elevation bewertet. Als Ergebnis wird festgestellt, daß die gemessenen individuellen AOÜF ohne Kopfhörerentzerrung ein externalisiertes, voraus liegendes Abbild i.a. eher hervorrufen als kopfhörerentzerrte AOÜF. Als weiteres Ergebnis erweist sich eine Länge der Impulsantwort der AOÜF von 256 Abtastwerten<sup>6</sup> gegenüber 512 Abtastwerten als ausreichend. Daher wurden bei allen Versuchspersonen die direkten AOÜF  $H_l$  und  $H_r$  ohne Kopfhörerentzerrung mit einer Länge der Impulsantwort von 256 Punkten verwendet. Nur Versuchsperson MP bewertete

<sup>5</sup>STAX Lambda Pro, STAX Ltd., 293-1 Fujikubo, Miyoshi-Cho Iruma-Gun 354-0041, Japan.

<sup>6</sup>256 Abtastwerten bei Abtastfrequenz  $f_s = 44100$  Hz.

die virtuellen Stimuli mit den kopfhörerentzerrten Außenohrübertragungsfunktionen  $H_{l,kh}$  bzw.  $H_{r,kh}$  besser, so daß für sie in der Folge die entzerrten AOÜF verwendet wurden.

### 3.4 Ein optimiertes Auswahlverfahren für fremde Außenohrübertragungsfunktionen

In diesem Abschnitt wird der Frage nachgegangen, ob eine individuell-optimierte Auswahl einer AOÜF aus einem Katalog von fremden AOÜF möglich ist. Weiterhin wird untersucht, welche Verbesserungen durch die Auswahl gegenüber einer vorgegebenen AOÜF zu erwarten sind. Ziel ist es, die zeit- und ressourcenaufwendige Messung individueller AOÜF zu umgehen und durch ein schnelles Auswahlverfahren zu ersetzen, das auch ohne Vorwissen im Bereich der virtuellen Akustik angewendet werden kann. Mit diesen Vorgaben ist der Einsatz des Verfahrens in technischen Bereichen, sowie der klinischen, audiologischen und psychoakustischen Forschung möglich. Motiviert wird die Idee eines Auswahlverfahrens durch die Tatsache, daß eine bestimmte fremde AOÜF bei manchen Personen sehr gute, bei anderen weniger gute Abbildungsergebnisse erzielt (Bronkhorst, 1995; Møller *et al.*, 1996a). Die Ursache dafür liegt in der individuellen Adaptation an anatomische Gegebenheiten. So konnte eine Verbesserung der Lokalisationsfähigkeit durch eine einfache, lineare Frequenzskalierung von fremden AOÜF nachgewiesen werden (Middlebrooks, 1999). Mit einem passenden Katalog von AOÜF kann daher davon ausgegangen werden, daß eine Person mit hoher Wahrscheinlichkeit eine ihr ähnliche AOÜF finden kann.

#### 3.4.1 Entwicklungsziele für das Auswahlverfahren

Die Ziele für die Entwicklung eines speziellen Auswahlverfahrens können wie folgt präzisiert werden:

- Schnelle Durchführbarkeit
- Einfache Anwendbarkeit für Versuchspersonen ohne Vorwissen aus dem Bereich der Akustik
- Geringer technischer Aufwand und Portabilität
- Optimierung hinsichtlich folgender *Kriterien zur Richtungsabbildung*:
  - Externalisation, d.h. die Wahrnehmung der Schallquellenorte außerhalb des Kopfes
  - Minimierung der Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen
  - Minimierung der Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen
  - Übereinstimmung der wahrgenommenen Richtung mit der Vorgaberichtung
  - Schärfe des virtuellen Abbildes, d.h. Minimierung der Quellenbreite.

### 3.4.2 Auswahlkatalog und Darbietung

Die Außenohrübertragungsfunktionen des Auswahlkatalogs entstammen dem AUDIS-Projekt, einem europäischen Verbundprojekt zur Entwicklung einer dreidimensionalen virtuellen Hörumgebung<sup>7</sup> (Blauert *et al.*, 1998). Die AOÜF wurden an 12 Personen gemessen und liegen als Impulsantworten der kopfhörerentzerrten AOÜF mit einer Länge von 256 Abtastwerten<sup>8</sup> vor. Da sie im 15°-Abstand gemessen wurden, mußten sie nachträglich für die Richtungen  $\pm 50^\circ$ ,  $\pm 40^\circ$ ,  $\dots$ ,  $0^\circ$  interpoliert werden.

Als Testschalle wurden in allen Auswahlversuchen die Breitbandrauschpulse der Lokalisationsversuche (Abschnitt 2.3) verwendet. Die virtuell abgebildeten Richtungen entsprachen nacheinander  $-40^\circ$ ,  $-20^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $20^\circ$ , und  $40^\circ$ , so daß sich eine wandernde Schallquelle ergibt. Die Schalle wurden bei 60 dB SPL über den Kopfhörer<sup>9</sup> wiedergegeben, für den die Kopfhörerentzerrung eingerechnet war. Alle Auswahlversuche fanden an einem Rechnerterminal in einer Hörkabine statt.

### 3.4.3 Erkenntnisse aus Vorversuchen

Ein erster Ansatz zur Auswahl der AOÜF bestand in der Darbietung von Schallen mit jeweils vorgegebenen AOÜF. Die Versuchspersonen (VP) sollten eine Gesamtbewertung der vorgegebenen Schalle zu jeder AOÜF mit den Zahlen 0–9 nach den o.g. Kriterien zur Richtungsabbildung vornehmen. Die AOÜF mit der besten Bewertung in mehreren Wiederholungen wurde schließlich ausgewählt. Im Rahmen dieser Vorversuche konnte die genaue Fragestellung und die Darstellung der Bewertungskriterien mit 17 VP entwickelt werden, die kein Vorwissen in der virtuellen Akustik besaßen. Folgende Erkenntnisse konnten über die Auswahl und die gewählten AOÜF gewonnen werden:

- Eine Verbesserung der virtuellen Richtungsabbildung durch eine subjektive Auswahl scheint prinzipiell möglich.
- Die Auswahl erfolgt wiederholt konsistent, d.h. bei Wiederholung des Versuchs werden die AOÜF ähnlich bewertet.
- Eine umfassende Fragestellung mit allen o.g. Kriterien zur Richtungsabbildung kann bei einer großen Schallanzahl (hier 12) nicht verfolgt werden.
- Der Begriff „Räumlichkeit“ beinhaltet die Externalisation der Quellen, d.h. daß die simulierte wandernde Schallquelle „räumlich“ klingt, wenn sie außerhalb des Kopfes wahrgenommen wird.
- Das Kriterium „Räumlichkeit“ führt zu häufiger lateraler Überschätzung der Richtungen, d.h. daß eine erhöhte „Räumlichkeit“ auftritt, wenn der wandernde Schall einen größeren Winkelbereich überdeckt.
- Für die im Vorversuch verwendete Methode der unmittelbaren Bewertung ist eine geringe Schallanzahl günstig, da eine quantitative, differenzierte Bewertung der AOÜF aufgrund folgender Punkte sehr schwierig ist:

---

<sup>7</sup>Katalog erhältlich über die European Acoustics Association (EAA), [www.euracoustics.org](http://www.euracoustics.org).

<sup>8</sup>256 Abtastwerte bei Abtastfrequenz  $f_s = 44100$  Hz.

<sup>9</sup>STAX Lambda Pro, STAX Ltd., 293-1 Fujikubo, Miyoshi-Cho Iruma-Gun 354-0041, Japan.

- Die VP adaptiert schnell an die dargebotene AOÜF.
- Aufgrund der Vorgabe der AOÜF ist kein direkter Vergleich zwischen subjektiv ähnlichen AOÜF möglich.
- Die Bewertungsmaßstäbe verschieben sich während des Versuchs.

### 3.4.4 Vorstellung des Auswahlverfahrens

Nachdem sich in den Vorversuchen die fremde Vorgabe und algorithmisch gesteuerte Auswahl der AOÜF als ungünstig erwiesen hat, wurde die Vorgabe durch eine freie Wählbarkeit der Schalle („random access“) ersetzt (Fastl, 2000). Dabei erhält die VP direkten Zugriff auf die mit den entsprechenden AOÜF gefalteten Schalle und nimmt die Auswahl selbst vor. Offensichtlich schlechte AOÜF können schnell weggelassen werden, während ähnliche Schalle mehrfach wiederholt und direkt miteinander verglichen werden können. Die Methode erlaubt daher eine schnelle Konvergenz der Selektion. Die VP kann sich Notizen zur jeweiligen AOÜF machen.

Durch einen zweistufigen Versuchsablauf kann das Problem gelöst werden, daß die Vielzahl der Kriterien nicht zugleich auf die große Schallanzahl anwendbar ist. In einem Vorversuch findet daher eine Vorauswahl an AOÜF statt, aus der in einem zweiten Auswahlgang mit Mehrfachkriterien eine „optimale“ AOÜF ausgesucht wird (Seeber und Fastl, 2001). Die beiden Teilversuche sind wie folgt aufgebaut:

**Vorauswahl:** Die Fragestellung im ersten Teilversuch läßt 5 AOÜF aus den 12 AOÜF des Katalogs auswählen, welche die

„Räumlichkeitsempfindung nach vorne hin“

optimieren. Grundlage für diese Fragestellung ist die Erkenntnis aus dem Vorversuch, daß Versuchspersonen, die kein Vorwissen aus der Akustik besitzen, mit der „Räumlichkeit“ die Externalisation der bewegten virtuellen Schallquellen verbinden. Da mit der so ausgewählten AOÜF seitliche Richtungen häufig überschätzt werden, wurde das Kriterium zu „Räumlichkeit nach vorne hin“ präzisiert.

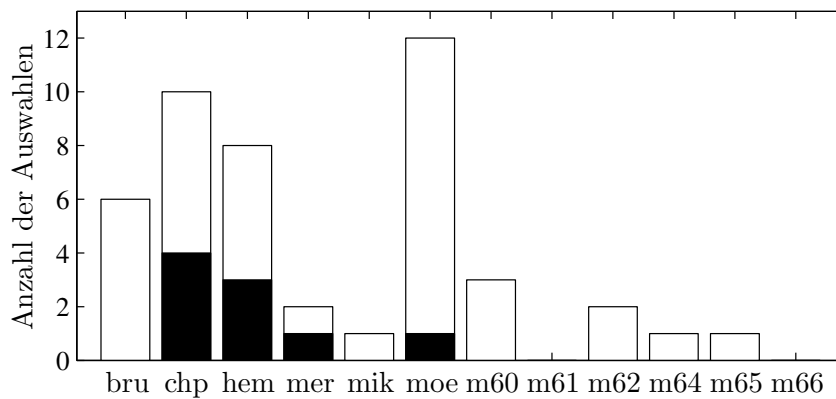
**Endauswahl:** Im zweiten Teil des Auswahlverfahrens wird eine AOÜF aus den 5 bereits im ersten Teil ausgewählten AOÜF nach der folgenden Fragestellung mit *Mehrfachkriterien* ausgewählt:

- Die Schallrichtungen wandern im Bereich von  $-40^\circ$  links bis  $+40^\circ$  rechts, sie kommen also nicht von weiter außen.
- Der Schall wandert horizontal in gleichen Schritten.
- Der Schall hat immer die gleiche Höhe.
- Der Schall wird vorne, in konstanter Entfernung und möglichst weit entfernt wahrgenommen.

Die genauen Fragestellungen sind in Anhang B gegeben. Der gesamte Auswahlversuch dauert etwa 10 min.



### 3.4.5 Ergebnisse des praktischen Einsatzes



**Abb. 3.2:** Statistik über die Auswahl der Außenohrübertragungsfunktionen des AUDIS-Projektes (Blauert *et al.*, 1998) im Auswahlversuch. Dunkel: Auswahlen der 9 Versuchspersonen (VP) des Lokalisationsversuchs in Abschnitt 4.4, hell die Auswahlen von 46 VP.

Die Auswahl fremder AOÜF nach dem Auswahlverfahren wurde von allen Versuchspersonen der Lokalisationsversuche, sowie von einer großen Anzahl an Studenten eines Praktikums durchgeführt (vgl. Kapitel 4 und Anhang C). Abbildung 3.2 zeigt die Statistik der nach dem Auswahlverfahren ausgewählten AOÜF. Deutlich sichtbar ist die Präferenz aller VP für eine kleine Gruppe von AOÜF, obwohl einzelne VP auch andere AOÜF des Katalogs bevorzugen. Offensichtlich enthalten die AOÜF „moe“, „chp“, „hem“ und „bru“ Informationen, die bei den meisten VP zu einer günstigen virtuellen Abbildung im Sinne der Auswahlkriterien führt. Das Beispiel der AOÜF „moe“ bestätigt die individuelle Abhängigkeit der Auswahl: Während nur eine VP der Lokalisationsversuche diese AOÜF auswählte, wurde sie von allen teilnehmenden VP am häufigsten ausgewählt.

## 3.5 Psychophysikalische Überprüfung des Auswahlverfahrens

### 3.5.1 Überprüfungsversuche und Durchführung

Zur psychoakustischen Validierung des Auswahlverfahrens wurden drei Überprüfungsversuche durchgeführt:

**Erstauswahl:** Der erste Versuch entspricht dem ersten Teil des Auswahlverfahrens, der *Vorauswahl*, jedoch wurden die 5 AOÜF ihrer *Rangfolge* nach ausgewählt. Anhand dieser 5 vorausgewählten AOÜF erfolgte die Überprüfung des Auswahlverfahrens.

**Korrekturauswahl:** Der zweite Versuch entsprach dem zweiten Teil des Auswahlverfahrens, der *Endauswahl*. Anstelle der Auswahl *einer* AOÜF wurde entsprechend der Mehrfachkriterien eine *neue Rangfolge* der vorausgewählten 5 AOÜF bestimmt. Die Auswahlrangfolge der Erstauswahl wurde somit korrigiert. Der Versuch hatte zum Ziel, den Einfluß der Fragestellung mit Mehrfachkriterien auf die Rangfolge der Auswahl zu untersuchen.

**Lokalisationsversuch:** Im dritten Versuch lokalisierten die VP Schalle aus den virtuellen Richtungen  $\pm 50^\circ$ ,  $\pm 40^\circ$ ,  $\pm 20^\circ$  und  $0^\circ$ , die mit allen 5 bei der Erstauswahl gefundenen AOÜF synthetisiert wurden. Sie verwendeten die in Abschnitt 2.3 beschriebene

Lokalisationsmethode und codierten die Position der Schallquelle als „vorne“, „im Kopf“ und „hinten“ über die drei Tasten des Trackballs. Die Überprüfung aller 5 vorausgewählten AOÜF im Lokalisationsversuch liefert objektive Kriterien zur Beurteilung der Richtungsabbildung dieser AOÜF. Anhand der Kriterien aus dem Lokalisationsversuch kann die Rangfolge der Erst- und Korrekturauswahl beurteilt werden.

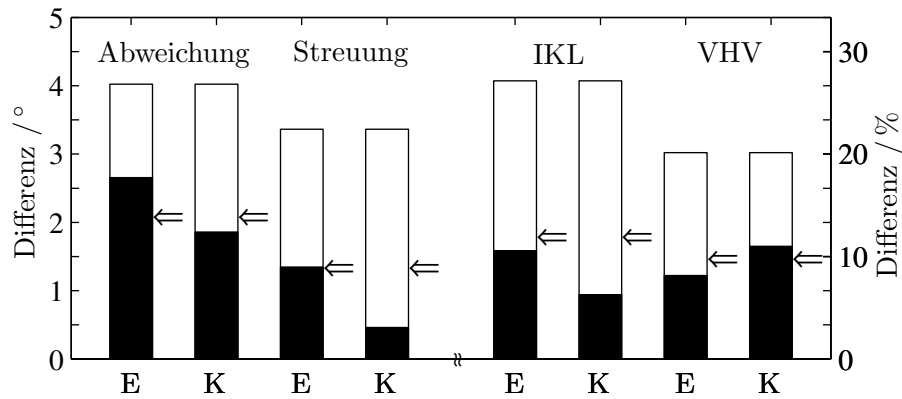
10 Versuchspersonen, siehe Anhang C, nahmen an allen diesen Versuchen teil.

### 3.5.2 Ergebnisse

An den verschiedenen Versuchen zur Auswahl der AOÜF, den Vorversuchen und den Überprüfungsversuchen, nahmen zum Teil dieselben Versuchspersonen teil, so daß die einzelnen Auswahlen miteinander verglichen werden können. Es zeigt sich, daß etwa die Hälfte der Versuchspersonen bei gleicher Fragestellung trotz der unterschiedlichen Methoden in den Versuchen dieselbe AOÜF auf Platz 1 auswählt. Auch bei den weiterhin ausgewählten AOÜF ergeben sich große Übereinstimmungen. In den Überprüfungsversuchen zeigte sich jedoch, daß die Auswahl mit einem direkten Zugriff auf den Schall (Auswahlverfahren) gegenüber der Vorgabe des Schalls (Vorversuche) konsistenter durchzuführen ist. Außerdem wurde bestätigt, daß der Versuch mit direktem Zugriff deutlich leichter und schneller durchzuführen ist.

Im folgenden werden die Ergebnisse der drei Überprüfungsversuche betrachtet. Bei der Reduktion von 12 AOÜF auf 5 im Rahmen der Erstausswahl können i.a. die ersten 5–7 AOÜF schnell aussortiert werden, da eine deutliche Im-Kopf-Lokalisation (IKL) oder Vorne-Hinten-Vertauschung (VHV) der Schallrichtungen auftritt. Sie bilden also Richtungen erkennbar schlecht ab. Wenn sich dagegen die auf Platz 1 gewählte AOÜF im Lokalisationsversuch positiv von den anderen 4 vorausgewählten abhebt (Plätze 2–5), kann davon ausgegangen werden, daß sie auch optimal im Hinblick auf die gesamte Gruppe der 12 AOÜF ausgewählt wurde. So ist es ausreichend, nur die 5 AOÜF der Erstausswahl und ihre Rangfolge in den anderen beiden Überprüfungsversuchen zu betrachten.

Abbildung 3.3 stellt die gemittelten Ergebnisse des Lokalisationsversuchs zu verschiedenen Kriterien dar, wobei die Betrachtung jeweils für die im ersten (E) und zweiten Auswahlversuch (K) auf Platz 1 ausgewählte AOÜF variiert wird. Die Ergebnisse zeigen, daß die mittlere Abweichung der lokalisierten von der vorgegebenen Richtung sowohl in der Erst-, als auch in der Korrekturauswahl für die auf Platz 1 ausgewählte AOÜF (dunkel) etwa dem Durchschnitt der Abweichungen aller 5 AOÜF (Pfeil) entspricht. Ebenso entspricht die Anzahl der VHV für die in beiden Auswahlversuchen auf Platz 1 ausgewählte AOÜF etwa dem Durchschnitt. Die Abweichungen und VHV können also innerhalb der Gruppe der fünf vorausgewählten AOÜF nicht durch die Erst- oder Korrekturauswahl optimiert werden. Im Rahmen der Erstausswahl mit dem Kriterium der „Räumlichkeit“ erreichen die Streuungen und IKL ebenfalls nur durchschnittliche Werte. Durch die Umsortierung der Spitzengruppe in der Korrekturauswahl mit den Mehrfachkriterien können dagegen die Streuungen und die Anzahl der IKL deutlich minimiert werden. So weist das Streuungsmaß (Interquartilbereich) der auf Platz 1 ausgewählten AOÜF über alle VP gemittelt einen nur um  $0,5^\circ$  von der individuell testbesten AOÜF schlechteren Wert auf.

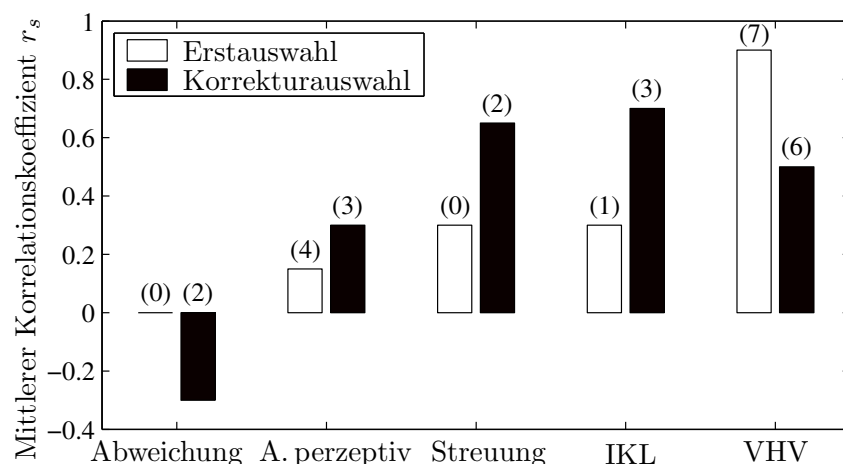


**Abb. 3.3:** Ergebnisse des Lokalisationsversuchs mit ausgewählten Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) betrachtet entsprechend der Rangfolge der Erstauswahl (E) mit dem Kriterium „Räumlichkeit voraus“ im Vergleich zur Rangfolge der Korrekturauswahl (K) mit Mehrfachkriterien. Zu verschiedenen Kriterien ist die mittlere Abweichung der auf Platz 1 ausgewählten AOÜF (dunkel) von der testbesten AOÜF des Lokalisationsversuchs dargestellt. Weiterhin ist die Abweichung von der Testbesten für die schlechteste AOÜF im Lokalisationsversuch (hell), sowie für den Mittelwert aller AOÜF im Lokalisationsversuch (Pfeil) gegeben. Die Kriterien sind: Abweichung der lokalisierten von der vorgegebenen Richtung (Abweichung), der Interquartilbereich als Streuungsmaß der Lokalisationsantworten (Streuungen), sowie die relative Anzahl der Im-Kopf-Lokalisierungen (IKL) und der Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV). Daten von 10 Versuchspersonen, Alter 24–32 Jahre.

Auch die IKL treten mit der auf Platz 1 ausgewählten AOÜF im Mittel nur 6,2 % häufiger als bei Verwendung der jeweils testbesten AOÜF auf. Für beide Kriterien wählen je 5 VP die testbeste AOÜF aus. Für weitere 3 VP treten mit der ausgewählten gegenüber der testbesten AOÜF nur 10 % größere Streuungen bzw. 10 % häufigere IKL auf.

Eine weitere Betrachtung der Auswahl ermöglicht die Rangkorrelation<sup>10</sup> der Rangfolgen der Erst- (E) und Korrekturauswahl (K) mit der sich im Lokalisationsversuch ergebenden Platzierungsreihenfolge, welche in Abbildung 3.4 für verschiedene Optimierungskriterien dargestellt ist. Die Rangkorrelation der Größenreihenfolge der absoluten Lokalisationsfehler mit der Rangfolge der Auswahl („Abweichung“) zeigt keinen Zusammenhang zwischen der Auswahl und dem Lokalisationsfehler an. Für die Korrekturauswahl wird sogar eine leichtgradig negative Korrelation gefunden. Dies deutet darauf hin, daß die Abweichung, also der Abbildungsfehler der AOÜF, nicht optimiert werden kann oder bereits für alle vorausgewählten AOÜF sehr klein ist. Bei „A. perzeptiv“ wurden die Rangplätze der Abweichungen für benachbarte Ränge im Hinblick auf eine günstigere Rangfolge vertauscht, wenn der Unterschied der Abweichung unterhalb der Detektionsschwelle für Winkeländerungen von 1° liegt (Mills, 1958). So bestätigt der Anstieg der Korrelation zwischen „Abweichung“ und „A. perzeptiv“, daß die Unterschiede zwischen den Lokalisationsfehlern der einzelnen AOÜF klein sind und wahrscheinlich perzeptiv nicht relevant. Bei den Kriterien Streuung, Im-Kopf-Lokalisierungen und Vorne-Hinten-Vertauschungen können positive Korrelationen nachgewiesen werden, die durch den zweiten Auswahlversuch teilweise deutlich vergrößert werden. Eine Ausnahme bilden die VHV,

<sup>10</sup>Spearman'scher Rangkorrelationskoeffizient (Sachs, 1992).



**Abb. 3.4:** Korrelation der Platzierungsreihenfolge der 5 Außenohrübertragungsfunktionen im Lokalisationsversuch mit den Rangfolgen der Erst- und Korrekturauswahl. Dargestellt sind die über alle Versuchspersonen gemittelten Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman für den Betrag der Abweichungen der lokalisierten von den vorgegebenen Richtungen (Abweichung), die Lokalisationsstreuungen (Streuung), die Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen (IKL) und der Vorne-Hinten-Vertauschungen (IKL). Weiterhin ist der Rangkorrelationskoeffizient der Abweichungen gegeben, wenn benachbarte Rangplätze bei Abweichungen  $< 1^\circ$  optimal hinsichtlich der Korrelation vertauscht werden (A. perceptiv). Somit werden Abweichungen  $< 1^\circ$ , die unterhalb der Detektionsschwelle für Richtungsänderungen liegen (Mills, 1958), im Korrelationskoeffizienten nicht negativ berücksichtigt. Die Zahl in Klammern gibt die Anzahl der Versuchspersonen (VP) an, bei denen die Korrelation auf 5% signifikant ist, d.h. bei denen nur eine Vertauschung zweier benachbarter Rangplätze vorkommt. Daten von 10 VP, Alter 24–32 Jahre.

deren Korrelation durch die Korrekturauswahl reduziert wird. Dennoch ist die Korrelation der VHV bei 6 der 10 VP signifikant, d.h. bei diesen Personen stimmt die Rangfolge der AOÜF-Auswahl mit der Rangfolge der Vertauschungszahlen so gut überein, daß nur zwei benachbarte Ränge vertauscht sind. Bei den Kriterien Streuung und IKL ist die Korrelation für die Korrekturauswahl zwar nur bei 2 bzw. 3 VP signifikant, jedoch zeigt der hohe mittlere Korrelationskoeffizient an, daß häufig nur Rangvertauschungen über einen Rang hinweg auftreten<sup>11</sup>. Diese Korrelationen bestätigen, daß es den meisten VP möglich ist, eine bereits gute Auswahl von 5 AOÜF in eine nahezu optimale Rangfolge zu bringen, so daß perzeptive Parameter im Lokalisationsversuch optimiert werden.

### 3.6 Diskussion der Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen

#### Auswahl mit direktem Zugriff vs. unmittelbare Bewertung

Die Entwicklung des Auswahlverfahrens zeigte, daß eine Auswahl mit direktem Zugriff auf die Schalle („random access“) einer unmittelbaren Bewertung der einzelnen Schalle mit nachfolgender algorithmischer, rechnergesteuerter Auswahl (Vorversuche) überlegen ist. Die Ursache dafür besteht darin, daß die VP bei der aktiven Auswahl mit direktem Zugriff

<sup>11</sup>Vertauschung der Ränge 3 mit 5 der optimalen Rangfolge [1, 2, 3, 4, 5] zu [1, 2, 5, 4, 3] ergibt  $r_s = 0,60$ .

auf die Schalle die Gruppe von wenigen guten AOÜF schnell eingrenzen und anschließend durch unmittelbaren Vergleich die optimale herausfinden können. Dabei kann auf die feinen Unterschiede zwischen den einzelnen AOÜF eingegangen werden, was bei einer Vorgabe der zu bewertenden AOÜF durch den Rechner nur eingeschränkt möglich ist. Dennoch liefern beide Verfahren ähnliche Auswahlresultate, was nahelegt, daß die VP die Auswahlkriterien bei direktem Vergleich der Schalle und bei der unmittelbaren Bewertung ähnlich anwenden können. Hinsichtlich einer einfachen Handhabung der Methode und der Konsistenz der Auswahl bei wiederholter Durchführung zeigt sich die Methode mit direktem Zugriff ebenfalls überlegen. Durch eine zweistufige Auswahl ist es möglich, nach einer Vorauswahl mit einer einfachen Fragestellung die Auswahl durch eine komplexere Fragestellung mit Mehrfachkriterien zu optimieren, die für einen einstufigen Versuch mit unmittelbarer Bewertung aufgrund der hohen Anzahl an Schallen zu umfangreich ist.

### **Betrachtung der Optimierungskriterien**

Durch die Überprüfung der Auswahl im Lokalisationsversuch, die eine Besonderheit dieser Studie darstellt, konnte eine individuell-optimierte Auswahl von AOÜF aus einem Katalog von fremden AOÜF nachgewiesen werden. So ist die Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen mit der ausgewählten AOÜF gegenüber der testbesten AOÜF im Mittel nur um 6,2% erhöht, während die Interquartile nur um etwa 0,5° zunehmen. Die Externalisation von voraus wahrgenommenen Schallquellen wird demnach mit der ausgewählten AOÜF optimiert. Die Lokalisationsstreuung wird minimiert. Streuungen und IKL werden nicht nur bei der Auswahl einer AOÜF minimiert, sondern auch in der gesamten Auswahlrangfolge (Abbildung 3.3 vs. 3.4). Die Lokalisationsergebnisse mit der im Rahmen der Erstausswahl gefundenen AOÜF zeigen, daß mit der einfachen Fragestellung dagegen nur eine globale Optimierung dieser Kriterien erreicht werden kann (Abbildung 3.3). Erst mit der komplexeren Fragestellung der Korrekturauswahl ist eine weitergehende Minimierung der Streuungen und der Anzahl der IKL möglich, die den zweistufigen Aufbau des Versuchs rechtfertigt. Bronkhorst (Bronkhorst, 1995) bemerkte, daß einige wenige fremde AOÜF Schallrichtungen derart abbilden, daß auf sie exakt mit dem Finger zu zeigen wäre, während andere AOÜF die Richtung nur diffus abbilden (Hartmann und Wittenberg, 1996). Das vorgestellte Verfahren scheint die Auswahl einer derart externalisiert und sehr scharf abbildenden AOÜF zu unterstützen.

Die Abweichungen von der vorgegebenen Richtung können anscheinend nicht optimiert werden. Die Ursache liegt zum einen darin, daß im Versuch kein Vergleich mit definierten Referenzrichtungen stattgefunden hat. Zum anderen sind die auftretenden Unterschiede häufig so klein, daß sie kaum wahrnehmbar sind („A. perzeptiv“ Abbildung 3.4). Die Erstausswahl der 5 AOÜF fand anscheinend bereits AOÜF, die die Richtungen so ähnlich abbilden, daß die Unterschiede perzeptiv kaum relevant sind. Eine weitere Optimierung kann daher in diesem Lokalisationsversuch nicht nachgewiesen werden.

Die Ursache für die Verschlechterung der VHV im 2. Auswahlversuch mag an den hinzugekommenen weiteren Kriterien liegen. So wird im 2. Versuch in erster Linie die Richtungsabbildung optimiert, während die externalisierte Vorauswahlnehmung der Quellen nur noch ein Kriterium von mehreren darstellt.

## Zusammenhang mit den Ergebnissen von Middlebrooks *et al.*

Das hier vorgestellte Verfahren unterscheidet sich grundlegend vom 2-AFC Versuch von Middlebrooks *et al.* (2000), in dem die VP entscheiden mußten, welcher von zwei vorgegebenen virtuellen Schallen eher nach einer Freifeldquelle klingt. Anhand dieser Paarvergleiche wählte ein Algorithmus eine AOÜF aus. Middlebrooks *et al.* verwendeten diese Bewertung als objektive Methode zur Überprüfung der These, daß frequenzskalierte fremde AOÜF dann bevorzugt werden, wenn die Lage der Maxima und Minima im Spektrum der individuell-bekanntes entspricht. Eine Validierung der subjektiven Auswahl fand nicht statt, da sie *per se* als optimal betrachtet wurde. Die Feststellung einer Optimierung der AOÜF durch die Auswahl anhand von objektiven Kriterien blieb daher aus. Obgleich die Fragestellung der Ähnlichkeit zu einer Freifeldquelle theoretisch ohne weiteres Vorwissen in der Akustik zu verfolgen ist, kann wahrscheinlich durch die fehlende Vorgabe von weiteren Bewertungskriterien und Anhaltspunkten nur eine globale Optimierung erfolgen. So kann angenommen werden, daß die Fragestellung des ersten Teilversuchs, „Räumlichkeit voraus“, zu ähnlichen Ergebnissen führt. Die von Middlebrooks *et al.* angewandte 2-AFC-Methode, bei der zwei vom Rechner ausgewählte Schallpaare hinsichtlich der Antwort „besser – schlechter“ verglichen werden müssen, erlaubt im Gegensatz zum hier verwendeten Verfahren „random access“ der VP nicht, die Auswahl durch frühzeitiges Weglassen von schlechten AOÜF zu beschleunigen. Auch durch den nötigen wiederholten paarweisen Vergleich und den Vergleich von mehreren einzelnen Richtungen benötigten erfahrene VP mit dem 2-AFC-Verfahren von Middlebrooks *et al.* 20–60 min zur Auswahl, unerfahrene jedoch häufig länger. So betrug die Versuchsdauer für ein Viertel der VP mehr als 1 h. Das hier vorgestellte Verfahren findet dagegen nach nur 10 min eine passende AOÜF, wobei zusätzlich nachgewiesen ist, daß eine optimale Auswahl hinsichtlich Streuungen und IKL stattfindet.

## Adaptation an veränderte Außenohrübertragungsfunktionen

Beim Test der ausgewählten AOÜF im Lokalisationsversuch wurden die dargebotenen AOÜF aller 9 Schalle zufällig variiert, so daß eine Adaptation erschwert ist. Aufgrund der individuellen anatomischen Unterschiede, des Wachstumsprozesses und von Veränderungen in der Empfindlichkeit der Cochlea ist eine Adaptation an veränderte AOÜF unumgänglich. Verschiedene Studien haben nachgewiesen, daß ein Umlernen von Richtungen im Bereich von 20–30°, insbesondere für lineare Richtungsverschiebungen oder -spreizungen, möglich ist (Shinn-Cunningham *et al.*, 2001, 1998a,b; Welch, 1986). Eine Adaptation an andere AOÜF verbunden mit einem Neulernen der Richtungsabbildung ist ebenfalls möglich, wie für die Elevationwahrnehmung durch Einbringen von Pinna-Plastiken von Hofman *et al.* (1998) gezeigt wurde. Für die Anwendung von fremden AOÜF spielt insbesondere die Abbildung der Lage der spezifischen spektralen Eigenschaften der AOÜF eine Rolle – die Feinstruktur und kleine Amplitudenfehler können nachgelernt werden (Kulkarni und Colburn, 1998; Middlebrooks, 1999; Wightman und Kistler, 1996). Veränderungen in der interauralen zeitlichen Abbildung wirken sich nicht aus, solange sie bei tiefen Frequenzen kleiner 20  $\mu$ s sind (Hartmann und Wittenberg, 1996; Kulkarni *et al.*, 1999). Auch die Verwendung von nicht-individuell entzerrten Kopfhörerübertragungsfunk-

tionen, die mit der Verwendung von nicht-individuellen AOÜF einhergeht, erfordert ein Nachlernen der Pegelabbildung (Kulkarni und Colburn, 2000; Pralong und Carlile, 1996).

Das hier vorgestellte Auswahlverfahren unterstützt dieses Nachlernen dadurch, daß bereits eine günstige, externalisiert abbildende AOÜF verwendet werden kann, bei der davon ausgegangen werden kann, daß die Unterschiede zur eigenen AOÜF geringer ausfallen (Hartmann und Wittenberg, 1996; Middlebrooks *et al.*, 2000). Dies wurde für die interauralen Pegeldifferenzen der in dieser Arbeit gemessenen individuellen und ausgewählten fremden AOÜF überprüft und ebenfalls festgestellt. Ein weiteres Lernen kann mit Hilfe einer visuellen Darstellung der akustischen Richtungen erfolgen (vgl. Shinn-Cunningham *et al.*, 1998a). Nach relativ kurzer Zeit tritt eine Verbesserung der Wahrnehmung mit der AOÜF ein, die in den Lokalisationsversuchen (Kapitel 4) von den Versuchspersonen bereits nach wenigen Minuten auch ohne visuelle Rückkopplung erfahren wurde. Bereits Plenge berichtet Verbesserungen der Externalisation des virtuellen Abbildes nach kurzer Eingewöhnungszeit auf die AOÜF eines Kunstkopfes (Plenge, 1974).

### Optimierung des Katalogs von Außenohrübertragungsfunktionen

Die Auswahlstatistik in Abbildung 3.2 weist die bevorzugte Auswahl von wenigen AOÜF nach. Möchte man einen Katalog von AOÜF zusammenstellen oder eine AOÜF finden, die für möglichst viele Personen optimal abbildet, so legt diese Statistik die Verwendung der AOÜF „moe“ oder „chp“ nahe. Würde man jedoch die AOÜF „moe“ in ein technisches Gerät implementieren, wäre sie nur für etwa 25% der Versuchspersonen günstig. Eine Mittelung über die bevorzugten AOÜF verschleift die Information und ist daher nur eingeschränkt sinnvoll. Der Auswahlkatalog könnte jedoch um die AOÜF „m61“ und „m66“ gekürzt werden, ohne daß bisher ein Verlust nachweisbar wäre. Dennoch tragen die selten ausgewählten AOÜF Informationen, die von einigen VP als günstig empfunden werden. Eine Reduktion des Katalogs auf die vier prominenten AOÜF ist daher nicht sinnvoll.

### Anwendungsgebiete des Auswahlverfahrens

Möchte man die zeitaufwendige Messung von individuellen AOÜF umgehen, die zudem nur in bestimmten Labors durchgeführt werden kann, so bietet sich das hier vorgestellte Auswahlverfahren für fremde Außenohrübertragungsfunktionen an. Es zeichnet sich insbesondere durch eine allgemein-verständliche Fragestellung und den geringen zeitlichen Aufwand von nur 10 min aus. Dabei werden AOÜF gefunden, die die Externalisation und eine klare Richtungsabbildung unterstützen. Da auch der azimutale Fehler der Richtungsabbildung im Bereich weniger Grad liegt, bietet sich dieses Verfahren für eine Vielzahl von Anwendungen an. So können durch eine schnelle Auswahl einer AOÜF Computerspiele natürlicher erscheinen, die Cockpit-Kommunikation durch die klarere Abbildung und die damit verbesserte Identifikation von Schallquellen sicherer werden (Doll und Hanna, 1996), oder Telekonferenzen angenehmer durchgeführt werden (Shinn-Cunningham, 1998). Weiterhin sind Anwendungen in der Audiologie denkbar, bei denen z.B. das Sprachverständnis richtungsabhängig gemessen wird, wozu eine Externalisation der Quellen nötig ist (vgl. Macpherson und Middlebrooks, 2002). In den nächsten Kapiteln wird das Auswahlverfahren auch im Rahmen psychoakustischer Untersuchungen angewendet.

## 3.7 Zusammenfassung

„Virtuelle Akustik“ beschreibt die Abbildung von Schallquellen aus simulierten Richtungen im Raum. Dazu wird der darzubietende Schall mit den Impulsantworten der Außenohrübertragungsfunktionen gefaltet und über Kopfhörer wiedergegeben. Die Außenohrübertragungsfunktionen beschreiben dabei die Übertragungsfunktionen von einer Schallquelle an einer Position im Raum auf einen Punkt am Trommelfell. Der wieder-gabeseitige Einfluß des Kopfhörers auf den abzubildenden Schall kann reduziert werden, indem mit der inversen Übertragungsfunktion des Kopfhörers gefiltert wird. Dies wird als Kopfhörerentzerrung bezeichnet.

Im vorliegenden Kapitel wurden die verschiedenen Übertragungsfunktionen und ihre Anwendung in der virtuellen Akustik zunächst systemtheoretisch beschrieben. Anschließend wurden die Außenohrübertragungsfunktionen für neun Versuchspersonen für die voraus liegende horizontale Ebene bestimmt. Bei dieser Messung ist der Signal-Rausch-Abstand zu maximieren und ein Meßverfahren zu verwenden, mit dem die zeitlichen und spektralen Eigenschaften der Übertragungsfunktionen aufgelöst werden können. Die Messung mit Maximalfolgen erfüllt diese Voraussetzungen.

Um ohne individuelle Messung der Außenohrübertragungsfunktionen die Darbietung über virtuelle Akustik optimieren zu können, wurde ein Verfahren zur Auswahl von Außenohrübertragungsfunktionen aus einem Katalog vorgestellt. Der Katalog enthält die Außenohrübertragungsfunktionen von zwölf zufällig ausgewählten Personen, die im Rahmen des AUDIS-Projektes gemessen wurden (Blauert *et al.*, 1998). Das Auswahlverfahren besteht aus einem zweistufigen Versuch. In einer Vorauswahl werden zunächst fünf von den zwölf Außenohrübertragungsfunktionen bestimmt, die eine starke Räumlichkeitsempfindung in voraus liegenden Richtungen hervorrufen. Die Versuchspersonen können dabei Schalle zu den jeweiligen Außenohrübertragungsfunktionen durch Eingabe der Schallnummer beliebig abspielen. Im zweiten Teilversuch wird in derselben Art eine Außenohrübertragungsfunktion aus den fünf vorausgewählten bestimmt. Die Auswahl erfolgt dabei anhand einer komplexeren Fragestellung, die die abgebildeten Richtungen, die Elevation, die Externalisation und die Vertauschungen beinhaltet.

Eine Besonderheit dieser Studie ist die umfangreiche Überprüfung des Auswahlverfahrens in einem Lokalisationsversuch. Dabei stellte sich heraus, daß die Streuung der Richtungsabbildung und die Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen durch das Auswahlverfahren deutlich minimiert werden. Beide Werte weichen im Mittel sogar kaum von denen der testbesten Außenohrübertragungsfunktion ab. Die abgebildete Richtung liegt nahe an der Sollrichtung, kann jedoch ebenso wie die Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen durch die Auswahl nicht nachweisbar optimiert werden. Das Auswahlverfahren findet für etwa 80 % der Versuchspersonen eine Außenohrübertragungsfunktion aus dem verwendeten Katalog, die virtuelle Richtungen präzise, klar und externalisiert abbildet. Da die Auswahl nur 10 min in Anspruch nimmt, ist das Verfahren für viele Anwendungen geeignet. So ist es denkbar, dieses Verfahren in der Audiologie, in der psychoakustischen Forschung, in Telefondienst- und Telekonferenz-Systemen, in Cockpits, sowie in Computerspielen einzusetzen.



# Horizontale Lokalisation in realer und virtueller Hörumgebung

---

## 4.1 Einleitung

In diesem Kapitel wird die horizontale Lokalisationsfähigkeit in realer Hörumgebung mit der in virtueller Umgebung verglichen. Der Übergang von der realen zur virtuellen Umgebung ist normalerweise mit einer Degradation der akustischen Richtungsinformation verbunden, da das am Trommelfell bei Präsentation im Freifeld auftretende Schallfeld auch durch Verwendung individueller Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) nicht exakt über Kopfhörer reproduziert werden kann. Durch die Verwendung nicht-individueller Außenohrübertragungsfunktionen findet eine weitere Abweichung der dargebotenen von der individuellen Richtungsinformation statt. Mit Hilfe der in Abschnitt 2.3 vorgestellten präzisen Lokalisationsmethode können auch geringe Unterschiede in der azimutalen Richtungswahrnehmung aufgedeckt werden.

In der Literatur wird die Richtungswahrnehmung in der virtuell-individuellen Umgebung der Wahrnehmung in realer Umgebung gleich (Heuermann und Colonius, 1999; Møller *et al.*, 1996b), oder ähnlich gestellt (Djelani *et al.*, 2000; Otten und Kollmeier, 1998; Wightman und Kistler, 1999). Unterschiede zwischen diesen beiden Umgebungen treten hauptsächlich durch eine Veränderung der Elevationswahrnehmung und durch eine Erhöhung der Anzahl von Vorne-Hinten-Vertauschungen auf (Wightman und Kistler, 1989b). Größere Unterschiede, auch in der horizontalen Ebene, fand Middlebrooks (1999). Bronkhorst (1995) berichtet das Auftreten von Richtungsfehlern nur, wenn die Stimuli sehr kurz waren, oder Spektralanteile über 7 kHz enthielten. Letzteres deutet auf eine gestörte Abbildung der hochfrequenten Anteile hin.

Bei Verwendung nicht-individueller Außenohrübertragungsfunktionen ist die Degradation ohne Analyse der AOÜF kaum vorhersagbar, da für einige Personen keine Verschlechterung der Richtungsabbildung nachgewiesen wird, während andere eine deutlich gestörte Abbildung aufweisen (Bronkhorst, 1995). Teilweise wird nur für wenige Versuchspersonen

eine (Wenzel *et al.*, 1993), oder generell keine Verschlechterung gefunden (Heuermann und Colonius, 1999). Die horizontale Richtungsabbildung wird allgemein als relativ stabil betrachtet. Die Anzahl der Vertauschungen nimmt jedoch zu und Störungen in der Entfernungs- und Elevationswahrnehmung treten auf (Møller *et al.*, 1996b; Wenzel *et al.*, 1993). Im-Kopf-Lokalisationen werden vermehrt berichtet, die jedoch durch Kopfbewegungen oder die Simulation von Rauminformation unterdrückt werden können (Blauert, 1997; Møller *et al.*, 1996b; Wightman und Kistler, 1999). Die Abbildungsfehler nehmen u.a. mit dem spektralen Unterschied zwischen der verwendeten und der eigenen AOÜF zu (Middlebrooks, 1999). Die Quantifizierung dieser Abbildungsfehler aufgrund von interpersonellen Unterschieden in den AOÜF und von Modifikationen der AOÜF sind Gegenstand der aktuellen Forschung, auch vor dem Hintergrund effizienter Implementierungen für auditorische Displays (Kulkarni *et al.*, 1999; Otten, 2001; Shinn-Cunningham *et al.*, 1996).

In diesem Kapitel wird untersucht, ob das breite Spektrum an möglichen Veränderungen durch die Verwendung von *ausgewählten*, fremden AOÜF eingeschränkt werden kann, so daß eine möglichst definierte Richtungsabbildung erreicht werden kann. Weiterhin wird mit der *Pro De Po*-Methode untersucht, ob mit individuellen AOÜF eine nahezu unveränderte horizontale Richtungsabbildung möglich ist. Die Ergebnisse werden quantifiziert und für die drei Hörumgebungen vergleichend dargestellt (Seeber, 2002b).

## 4.2 Reale Hörumgebung

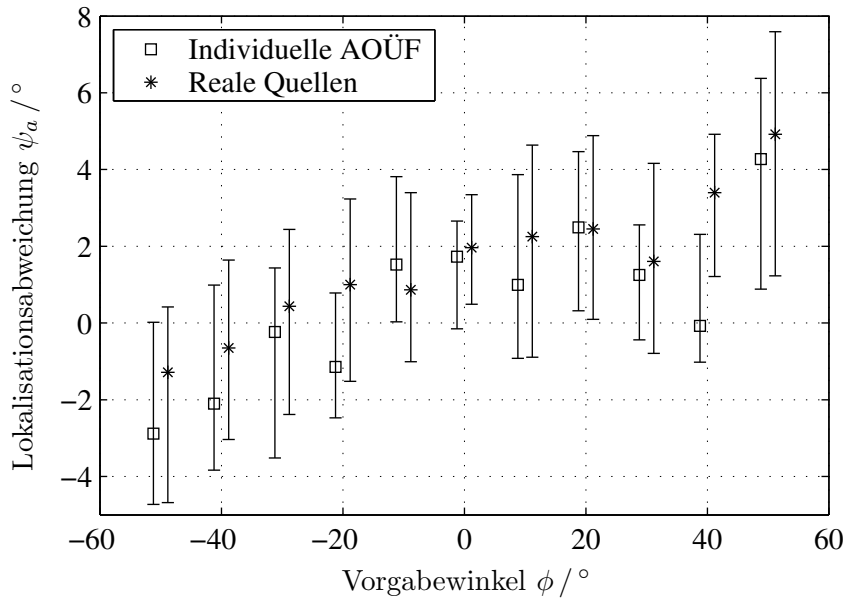
Die Lokalisationsversuche in realer Hörumgebung wurden im Freifeld im reflexionsarmen Raum durchgeführt. Die Lokalisationsmethode aller folgenden Versuche entsprach der in Abschnitt 2.3 beschriebenen *Pro De Po*-Methode mit variablem Lichtpunkteinsatz. Die Lokalisationsergebnisse wurden bereits in Abschnitt 2.4.1 dargestellt und in Abschnitt 2.5 ausführlich diskutiert. In Abbildung 4.1 sind sie vergleichend zu den Ergebnissen des nachfolgend beschriebenen Lokalisationsversuchs mit individuellen AOÜF angegeben.

## 4.3 Virtuelle Hörumgebung unter Verwendung individueller Außenohrübertragungsfunktionen

Der Lokalisationsversuch mit virtuellen Quellen, die über Kopfhörer mit den individuellen AOÜF aus Abschnitt 3.3 dargeboten wurden, entsprach dem Versuch in realer Hörumgebung. Die Versuchspersonen stellten den Lichtzeiger, dessen Einsatzposition in jedem Einzelversuch variiert wurde, auf die wahrgenommene Schallrichtung ein. Zusätzlich gaben die Versuchspersonen den Ort der Quelle über die drei Tasten des Trackballs als „vorne“, „im Kopf“, oder „hinten“ an. Als Testschall diente ebenfalls ein gepulstes Breitbandrauschen. Anhang C gibt Aufschluß über die am Versuch teilnehmenden Personen.

Im Gegensatz zur Lokalisation realer Quellen, bei der das Anzeigekoordinatensystem auf die Positionen der Lautsprecher kalibriert wird (vgl. Abschnitt 2.3), kann bei der Lokalisation virtueller Quellen mit der Lichtzeigermethode eine horizontale Abweichung zwischen dem Schalldarbietungs- und dem Anzeigekoordinatensystem auftreten. Durch

sorgfältiges Ausrichten des Kopfes auf die Vorausrichtung kann diese Abweichung minimiert werden.



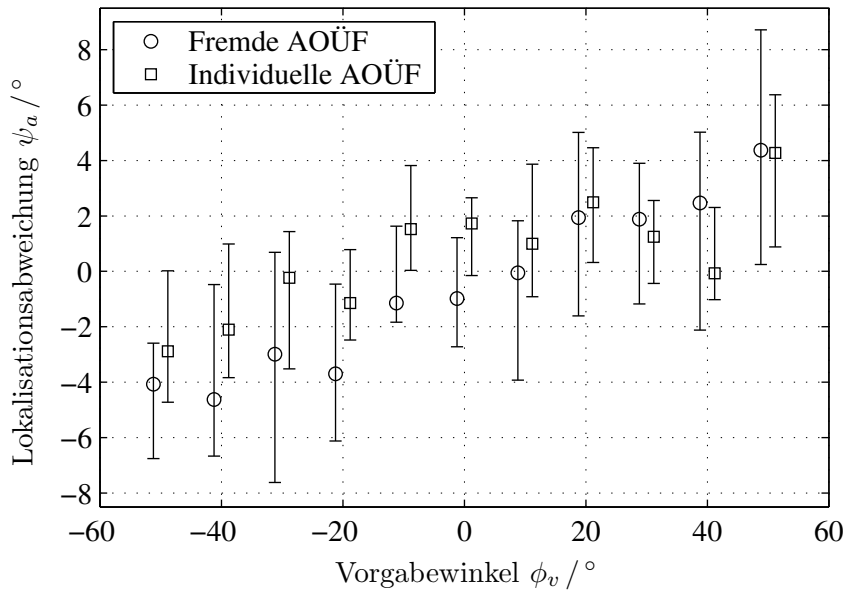
**Abb. 4.1:** Ergebnisse zur Lokalisation virtueller Quellen bei Synthese mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) ( $\square$ ) im Vergleich zu Lokalisationsergebnissen im realen Schallfeld aus Abschnitt 2.4.1 (\*). Dargestellt sind die medianen Abweichungen der individuellen Mediane und Quartile vom vorgegebenen Winkel. Daten von 9 VP, Alter 24–28 Jahre.

Abbildung 4.1 stellt die Ergebnisse des Lokalisationsversuchs mit individuellen AOÜF im Vergleich zu den Ergebnissen des Versuchs im Freifeld aus Abschnitt 4.2 dar. Die Ergebnisse beider Hörversuche stimmen sehr gut überein. Die Quartile überlappen für alle Richtungen. Abgesehen von den Richtungen  $-20^\circ$  und  $40^\circ$  weichen die Mediane oder Quartile beider Versuche kaum voneinander ab. Ein Unterschied zwischen den Ergebnissen beider Versuche ist auch statistisch nicht nachweisbar<sup>1</sup>. Die Quartile betragen  $2,0^\circ$  und der mediane relative Fehler, also die Abweichung von der vorgegebenen Richtung,  $1,5^\circ$ . Beide Werte fallen etwas geringer aus als in der realen Hörumgebung. Wird eine Gerade an die Mediane angepaßt, so weist sie einen linearen Faktor von 1,05 und eine Verschiebung von  $0,5^\circ$  rechts auf. Die Überschätzung von 5 % entspricht der in realer Umgebung, jedoch sind die Ergebnisse vergleichsweise um  $1^\circ$  nach links verschoben. In nur 0,25 % der Antworten, also 5 der 1980 Einzelversuche, wurden Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV) bemerkt. Im-Kopf-Lokalisationen (IKL) kamen nicht vor.

## 4.4 Virtuelle Hörumgebung unter Verwendung ausgewählter, fremder Außenohrübertragungsfunktionen

Der Versuch zur Lokalisation mit ausgewählten, fremden AOÜF in virtueller Hörumgebung war identisch zum Versuch mit individuellen AOÜF in Abschnitt 4.3, jedoch wurden die mit dem Auswahlverfahren in Abschnitt 3.4.4 individuell ausgewählten, fremden AOÜF verwendet.

<sup>1</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 11 Richtungen, *nicht* signifikant auf 5 %.



**Abb. 4.2:** Ergebnisse zur Lokalisation virtueller Quellen bei Synthese mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) ( $\circ$ ) im Vergleich zu den Ergebnissen mit individuellen AOÜF aus Abbildung 4.1 ( $\square$ ). Dargestellt sind die medianen Abweichungen der individuellen Mediane und Quartile vom vorgegebenen Winkel. Daten von 9 VP, Alter 24–28 Jahre.

Die Lokalisationsergebnisse mit ausgewählten, fremden AOÜF sind vergleichend zu denen mit individuellen AOÜF in Abbildung 4.2 gegeben. Die Ergebnisse zu den individuellen AOÜF unterscheiden sich stärker von denen mit fremden AOÜF, als von denen der realen Hörumgebung (Abbildung 4.1). Die Abweichungen sind unregelmäßiger bezüglich der Schallrichtungen verteilt. Für die meisten Richtungen treten zwischen beiden Schallpräsentationen Unterschiede größer  $1^\circ$  zwischen den Medianen auf, bei einigen sogar größer  $2^\circ$ , wobei sich die Quartile dennoch überlappen. Diese erreichen mit  $2,9^\circ$  im Mittel deutlich größere Werte als in den anderen Hörumgebungen. Eine Geradenanpassung an die Mediane zeigt mit 9% eine größere laterale Richtungsüberschätzung als mit individuellen AOÜF, wobei alle Richtungen um  $-0,6^\circ$  nach links geschätzt werden. Der relative Lokalisationsfehler ist mit  $2,5^\circ$  ebenfalls größer als in den anderen Hörumgebungen. Die Lokalisationsergebnisse mit fremden AOÜF weichen signifikant von denen mit individuellen AOÜF und denen im Freifeld ab<sup>2</sup>. Im Gegensatz zur Verwendung individueller AOÜF treten insgesamt 6,2% Im-Kopf-Lokalisationen (IKL) und 6,5% Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV) auf. Die VHV und IKL werden jedoch nur von 3 der 9 Versuchspersonen berichtet, wobei eine weitere Person nur IKL bemerkt. An den vorausliegenden Richtungen erreichen die Vertauschungen mit insgesamt 18% für die IKL und 11% VHV die größten Werte (vgl. Abbildung 5.9).

Werden die Einzelversuche mit Vorne-Hinten-Vertauschungen in der Auswertung nicht berücksichtigt, so reduzieren sich die Quartile um  $0,3-0,5^\circ$ . Der absolute Fehler wird durch die Wegnahme der vorne-hinten vertauschten Ergebnisse nicht beeinflusst, reduziert sich aber durch zusätzliche Wegnahme der Ergebnisse mit Im-Kopf-Lokalisation auf  $2,1^\circ$ . Die Ergebnisse sind unabhängig von der Betrachtung der vertauschten Einzelergebnisse signifikant unterschiedlich zu denen in den anderen Hörumgebungen<sup>3</sup>. Die Überschätzung der Richtungen ändert sich nicht.

<sup>2</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 11 Richtungen, jeweils signifikant auf 0,001%.

<sup>3</sup>Gesamte Ergebnisse, Ergebnisse ohne VHV und Ergebnisse ohne VHV und IKL jeweils signifikant unterschiedlich auf 0,001% zu den Ergebnissen der anderen Hörumgebungen.

Bei Betrachtung der absoluten Lokalisationsfehler in den Hörumgebungen getrennt nach Versuchspersonen, finden sich 4 Personen, bei denen die Fehler unabhängig von der Hörumgebung gleich sind, 3 VP, die in der realen Umgebung deutlich geringere Fehler als in den beiden virtuellen aufweisen und 2 Personen, bei denen in geringerem Maße das umgekehrte gilt. Bei jeweils 2 Personen sind die Fehler in der virtuell-individuellen oder in der virtuell-fremden Umgebung geringer. Bei 5 Personen sind sie in beiden virtuellen Umgebungen gleich.

## 4.5 Diskussion

Nachdem die Lokalisationsergebnisse in der realen Hörumgebung bereits in Abschnitt 2.5 diskutiert wurden, werden hier die Besonderheiten der Lokalisation in virtueller Hörumgebung besprochen. Tabelle 4.1 faßt die Ergebnisse der Experimente der Abschnitte 4.2–4.4 zusammen.

### Fehler und Abweichungen

Der relative Lokalisationsfehler, der die Abweichung von der vorgegebenen Richtung kennzeichnet, beträgt in der vorliegenden Studie für reale Quellen und virtuelle Quellen mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen jeweils etwa  $1,6^\circ$ , während er für ausgewählte, fremde AOÜF mit  $2,5^\circ$  etwas größer ist. Der absolute Fehler, der zusätzlich auch von der Streuung beeinflusst ist, weist mit  $4,1^\circ$  für fremde AOÜF gegenüber  $3,4^\circ$  in den anderen beiden Hörumgebungen ebenfalls einen größeren Wert auf.

Middlebrooks (1999) untersuchte systematisch die auftretenden Veränderungen in der azimuthalen Richtungsabbildung mit fremden AOÜF und fand Über- und Unterschätzungen je nach Verwendung von AOÜF von größeren bzw. kleineren Personen. Der von ihm angegebene azimuthale RMS-Fehler betrug  $18^\circ$  bei Verwendung fremder und  $14,5^\circ$  mit eigenen AOÜF, während im Freifeld nur  $10^\circ$  Fehler festgestellt wurden. Die Abweichungen betragen im Mittel jeweils  $6^\circ$ ,  $3,1^\circ$  und  $2,9^\circ$ . Bronkhorst (1995) fand für 5 von 8 VP mit  $14$ – $18^\circ$  größere absolute Lokalisationsfehler mit fremden AOÜF, während er geringere Fehler von  $11,6^\circ$  mit eigenen AOÜF und mit  $8,8^\circ$  nochmals reduzierte für Freifeldquellen feststellte. Der Fehler beinhaltete jedoch auch Elevationsfehler.

Auch wenn die Berechnungsmethoden voneinander abweichen, ist sichtbar, daß in der vorliegenden Studie in allen Hörumgebungen deutlich kleinere Fehler gefunden werden. Die vergleichsweise geringen Fehler mit der Lichtzeigermethode wurden bereits in Abschnitt 2.5 diskutiert. Als Ergebnis dieses Kapitels kann jedoch festgehalten werden, daß der absolute Fehler mit fremden AOÜF gegenüber der realen Umgebung nur um  $0,7^\circ$  ( $22\%$ ) zunimmt, während er in den o.g. Studien trotz des deutlich höheren Grundniveaus um  $4$ – $8^\circ$  (bis  $100\%$ ) stieg. Die geringe Zunahme in der vorliegenden Studie ist neben den methodischen Unterschieden insbesondere auf die Verwendung der Auswahlmethode zurückzuführen.

Betrachtet man den Lokalisationsfehler mit fremden gegenüber individuellen AOÜF jeweils für die einzelnen VP, ist für die meisten Personen kein deutlicher Unterschied zu verzeichnen. Während bei der Überprüfung des Auswahlverfahrens keine Optimierung der

	Reale Umgebung		Virtuelle Umgebung	
	Freifeld	Individ. AOÜF	Fremde AOÜF	
Relativer Fehler <sup>a</sup>	1,6°	1,5°	2,5°	
Absoluter Fehler <sup>b</sup>	3,4°	3,3°	4,1°	
Oberes Quartil	2,3°	2,1°	2,8°	
Unteres Quartil	-2,4°	-1,8°	-3,1°	
Im-Kopf-Lokalisationen	–	0,00%	6,2%	
Vorne-Hinten-Vertauschungen	–	0,25%	6,5%	
Linearer Faktor <sup>c</sup>	1,05	1,05	1,09	
Additive Konstante <sup>c</sup>	1,5°	0,5°	-0,6°	

<sup>a</sup>Mediane relative Abweichung der medianen Lokalisationsergebnisse von der Vorgaberichtung.

<sup>b</sup>Mediane absolute Abweichung der einzelnen Lokalisationsergebnisse von der Vorgaberichtung.

<sup>c</sup>Linearer Faktor und additive Konstante bei Geradenanpassung an mediane Lokalisationsergebnisse.

**Tab. 4.1:** Übersicht über die Ergebnisse aus den Abschnitten 4.2-4.4: Relative und absolute Lokalisationsfehler, obere und untere Quartile, Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen und Im-Kopf-Lokalisationen, sowie die Koeffizienten der Geradenanpassungen.

Abweichungen für die ausgewählte im Vergleich zu den fünf vorausgewählten AOÜF nachgewiesen werden konnte, zeigt sich hier sogar eine individuelle Optimierung des Fehlers nahe an das Niveau der individuellen AOÜF (vgl. Abschnitt 3.6). Der geringe absolute Fehler bestätigt das Ergebnis des Auswahlversuchs, daß im Mittel nur kleine Unterschiede in den Richtungsabweichungen zwischen den VP bei Verwendung von ausgewählten AOÜF auftreten. Die Auswahl minimiert also die Lokalisationsfehler bei allen Personen.

Trotz Verwendung der hochauflösenden Lokalisationsmethode können statistisch keine Unterschiede zwischen den Ergebnissen der virtuell-individuellen und der realen Hörumgebung festgestellt werden. Eine exakte Gleichheit kann jedoch auch nicht nachgewiesen werden – dazu wäre ein höheres Signifikanzniveau als das vorliegende von 5 % nötig. Die Übereinstimmung steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Bronkhorst (1995), der größere Abweichungen für Stimuli mit hochfrequenten Spektralanteilen gefunden hat. Die erhöhten azimuthalen Abweichungen bei Middlebrooks (1999) können auch für verschiedene Elevationen aufgetreten sein, während hier nur in der Horizontalebene getestet wurde. Individuelle AOÜF bilden also azimuthale Richtungen tatsächlich korrekt ab.

Die fehlende Kopfhörerentzerrung, die überwiegend monaurale spektrale Information verändert, hat anscheinend nur einen geringen Einfluß auf die horizontale Richtungsabbildung – kongruent mit der Duplex-Theorie der Lokalisation (Abschnitt 1.3). Mehrere VP berichteten jedoch leichte Veränderungen der Elevation, deren Ursache in einer veränderten Abbildung höherer Frequenzen durch die fehlende Kopfhörerentzerrung liegen könnte.

## Überschätzung lateraler Richtungen

Weiterhin fällt die fast doppelt so große Überschätzung lateraler Richtungen in der virtuell-fremden Umgebung gegenüber der in den anderen Hörumgebungen auf. Im Zusammenhang mit der Entwicklung des Auswahlverfahrens wurde festgestellt, daß die VP bevorzugt AOÜF auswählen, die zu einer lateralen Überschätzung führen (Abschnitt 3.4.3).

Durch eine Abänderung der Fragestellung konnte dieser Effekt reduziert werden. Aus der bevorzugten Auswahl derartiger AOÜF, die i.a. zu Personen mit größeren Kopf- und Außenohrabmessungen gehören, kann auf eine gesteigerte Toleranz gegenüber der Externalisationsinformation in diesen AOÜF geschlossen werden. Da in diesen AOÜF die spektralen Merkmale hin zu tieferen Frequenzen skaliert und die ITD vergrößert sind, scheint eine Toleranz gegenüber diesen Änderungen zu bestehen. Eine derartige perzeptive Asymmetrie wurde von [Hartmann und Wittenberg \(1996\)](#) für veränderte interaurale Zeitdifferenzen erwähnt. Die Veränderungen dürften jedoch relativ klein ausfallen, da perzeptiv optimale AOÜF nur geringe spektrale Unterschiede zu den eigenen aufweisen ([Middlebrooks, 1999](#); [Middlebrooks et al., 2000](#)).

## Streuungen

Die Quartile der Lokalisierungsergebnisse in der Hörumgebung mit fremden AOÜF sind etwa  $0,8^\circ$  größer als in den beiden anderen Umgebungen, wo sie im Mittel etwa  $2,2^\circ$  betragen (Tabelle 4.1). Die Literatur berichtet selten Streuungen in der Horizontalebene, sondern meistens  $\kappa^{-1}$ -Werte der sphärischen Statistik, die nicht direkt vergleichbar sind. [Wenzel et al. \(1993\)](#) stellen im Vergleich zu den Daten von [Wightman und Kistler \(1989b\)](#) jedoch keine Unterschiede in der Streuung fest zwischen der realen Umgebung, der virtuell-individuellen und der virtuellen mit fremden AOÜF, wenn die vorne-hinten und oben-unten vertauschten Ergebnisse nicht betrachtet werden. [Middlebrooks \(1999\)](#) findet dagegen eine Zunahme der Streuung der relativen Lokalisationsfehler von  $3,1^\circ$  auf  $3,9^\circ$  beim Übergang von der realen zur virtuell-individuellen Hörumgebung.

Eine Ursache für die uneinheitlichen Ergebnisse in der Literatur kann in der Verwendung von Lokalisationsmethoden liegen, deren methodeneigene Streuung wahrscheinlich die des Lokalisationsprozesses übersteigt. Betrachtet man im Vergleich zu Abschnitt 1.3.4 die Lokalisationsuntersuchung zusammengesetzt aus mindestens zwei statistisch unabhängigen Prozessen, dem auditorischen Lokalisationsprozeß und der Richtungsanzeige mit Transformation der Richtungsinformation in eine andere Modalität, so ergibt sich für die Streuung bei der Anzeige folgender Ausdruck:

$$\sigma_{\text{gesamt}} = \sqrt{\sigma_{\text{Lokalisation}}^2 + \sigma_{\text{Anzeige}}^2} = \sigma_{\text{Anzeige}} \sqrt{1 + \frac{\sigma_{\text{Lokalisation}}^2}{\sigma_{\text{Anzeige}}^2}} \quad (4.1)$$

Für kleine Änderungen von  $\sigma_{\text{Lokalisation}}$  ändert sich die Streuung  $\sigma_{\text{gesamt}}$  daher kaum, wenn  $\sigma_{\text{Anzeige}} \gg \sigma_{\text{Lokalisation}}$ . Kleine Unterschiede in der Lokalisationsfähigkeit können so nicht aufgedeckt werden. Dies könnte eine Erklärung für die Ergebnisse von Studien bieten, bei denen die Lokalisationsmethode selbst eine große Streuung an lateralen Winkeln aufweist ([Bronkhorst, 1995](#); [Heuermann und Colonius, 1999](#)). Die wirksame Quantisierung der Richtungen durch die „absolute judgement technique“ ([Mason et al., 2001](#); [Wenzel et al., 1993](#)), oder in Identifikationsexperimenten ([Hartmann et al., 1998](#); [Møller et al., 1996b](#)) verdeckt horizontale Fehler ebenfalls.

Ein weiterer Aspekt ist die Verringerung der Lokalisationsstreuungen, falls die Ergebnisse mit Richtungsvertauschungen nicht berücksichtigt werden. Dies ist für individuelle

AOÜF bestätigt (Wightman und Kistler, 1989b) und kann hier für fremde, ausgewählte AOÜF ebenfalls gezeigt werden. Die Wegnahme der im-Kopf lokalisierten Versuche führt jedoch zu keiner Veränderung der Ergebnisse. Anscheinend können diese korrekt externalisiert angezeigt werden.

### Vorne-Hinten-Vertauschungen

Die Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV) bei Verwendung individueller Ausenohrübertragungsfunktionen beträgt in der vorliegenden Studie 0,25%. Mit ausgewählten, fremden AOÜF steigen sie auf insgesamt 6,5%, treten aber nur bei wenigen Versuchspersonen auf (Tabelle 4.1).

Bereits in der realen Hörumgebung treten, neben seltenen Oben-Unten- und Hinten-Vorne-Vertauschungen, die hier nicht betrachtet werden sollen, Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV) auf. Diese werden allgemein zu 5–12% (Wightman und Kistler, 1989b), 2–10% (Makous und Middlebrooks, 1990), azimuthal zu 0–10% (Oldfield und Parker, 1984a), oder 17% (Wenzel *et al.*, 1993), sowie zu 16,0% in der Medianebene (Møller *et al.*, 1996b) quantifiziert. Mit individuellen AOÜF kann eine Verdopplung dieser Vertauschungen auftreten (22% (Bronkhorst, 1995), 6–20% allgemein, 0–4% frontal (Wightman und Kistler, 1989b)), die jedoch nicht in allen Studien nachgewiesen wurde (13,1–17,3% in der Medianebene (Møller *et al.*, 1996b)). Etwa 10% Vertauschungen treten mit individuellen AOÜF mit dem Bochumer „SCATIS-Lab“ auf (Djelani *et al.*, 2000).

Bei Verwendung von nicht-optimierten, fremden AOÜF steigen die VHV i.a. deutlich an (25% (Wenzel *et al.*, 1993), 33,8% in der Medianebene (Møller *et al.*, 1996b), 31–44% (Middlebrooks, 1999), 23% mit dem Oldenburger Kunstkopf (Otten und Kollmeier, 1998)). Zusammenfassend kann festgehalten werden, daß in der Literatur insbesondere von einer Erhöhung der VHV mit fremden AOÜF berichtet wird, während für individuelle AOÜF keine einheitliche Aussage gefunden werden kann.

Eine wesentliche Ursache für die verhältnismäßig geringe Anzahl an VHV in der vorliegenden Studie ist die Beschränkung des Versuchs auf die frontale horizontale Ebene. Trotz der Instruktion, daß die Schalle aus allen Richtungen wahrgenommen werden können und daß hinten erscheinende Richtungen nach vorne projiziert werden sollen, erwarten die VP die Schalle von vorne. Die deutlich erhöhten Vertauschungszahlen bei fremden AOÜF bestätigen jedoch, daß Vertauschungen methodisch erfaßt wurden. Die visuelle Anzeigemethode reduziert wahrscheinlich durch die Interaktion mit dem voraus sichtbaren Anzeigepunkt die Anzahl der Vertauschungen ebenfalls, was in Abschnitt 5.7.2 diskutiert wird. Weiterhin scheint sich auch hier die zugrunde liegende Optimierung durch die Auswahl auszuwirken, insbesondere da nur 3 der 9 Versuchspersonen Vertauschungen bemerken. Sie konnten anscheinend nur schlechter passende AOÜF bei der Auswahl finden. Durch eine Modifikation des Auswahlkatalogs könnte eine weitere Verbesserung bezüglich der VHV erreicht werden.

Ein Grund für die sehr niedrigen Vertauschungszahlen mit individuellen AOÜF, die zudem im Vergleich zu fremden AOÜF deutlich reduziert sind – es wurde dieselbe Lokalisationsmethode verwendet – könnte die Qualität der gemessenen AOÜF sein. Die spektrale Entfernungsinformation in den Übertragungsfunktionen wurde im Gegensatz zu



anderen Studien nicht durch eine Normalisierung mit der Übertragungsfunktion auf den Kopfmittelpunkt reduziert. Außerdem wurde ein Lautsprecher mit frequenzunabhängigem Übertragungsmaß verwendet, so daß auf eine Entzerrung der Lautsprecherübertragungsfunktion verzichtet werden konnte.

### **Im-Kopf-Lokalisationen**

Im-Kopf-Lokalisationen treten mit individuellen AOÜF überhaupt nicht, mit fremden in 6,2% der Fälle auf. Quantitative Angaben zu Im-Kopf-Lokalisationen konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Die Ergebnisse stimmen jedoch mit den qualitativen Angaben in der Literatur überein. Insbesondere wird für diese Studie festgestellt, daß trotz der fehlenden Kopfhörerentzerrung bei individuellen AOÜF alle Schalle, auch die aus voraus liegenden Richtungen, externalisiert wahrgenommen werden. Für ausgewählte, fremde AOÜF wird eine geringe Anzahl von IKL festgestellt. Über die Häufung dieser bei voraus liegenden Richtungen kann vermutet werden, daß die feine Abbildung individueller interauraler Unterschiede für die Externalisation fehlt (Hartmann und Wittenberg, 1996).

### **Anwendung der Lichtzeigermethode mit virtueller Akustik**

Die Lokalisationsergebnisse mit individuellen AOÜF weisen statistisch keinen Unterschied zu denen im Freifeld auf. Dies zeigt, daß die *Pro De Po*-Lichtzeigermethode gut für virtuelle Akustik anwendbar ist – trotz der Darbietung der Schalle relativ zum kopfzentrierten Koordinatensystem der Versuchsperson, während die Anzeige in einem unabhängigen, externen Koordinatensystem stattfindet. Die Ausrichtung des Kopfes auf die Vorausrichtung des externen Koordinatensystems und die Stabilisierung des Kopfes mit einer Kopfstütze sind für die Ausrichtung beider Systeme ausreichend. Kleine verbleibende Fehler, die in der Linksschätzung um  $1^\circ$  sichtbar werden, könnten durch eine Korrektur der Lokalisationsdaten um die gemessene Abweichung der Kopfposition von der Vorausrichtung ausgeglichen werden.

Als Ergebnis dieses Kapitels kann festgehalten werden, daß individuelle AOÜF eine horizontale Richtungsabbildung äquivalent zum Freifeld ermöglichen. Stehen diese für Anwendungen nicht zur Verfügung, können die Kosten für die Verwendung fremder AOÜF durch eine Auswahl deutlich reduziert werden. Mit den ausgewählten AOÜF werden horizontale Richtungen nur leichtgradig verändert wiedergegeben, was für viele Anwendungen tolerierbar erscheint.

## 4.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Lokalisation in der frontalen Horizontalebene für reale Quellen im freien Schallfeld und für virtuelle Quellen mit individuellen oder ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen untersucht. Mit der präzisen *Pro De Po*-Methode konnten dabei nur sehr geringe Unterschiede zwischen den Ergebnissen in realer und virtuell-individueller Hörumgebung festgestellt werden, die statistisch nicht signifikant sind. So beträgt die mittlere Abweichung der lokalisierten von der vorgegebenen Richtung in beiden Hörumgebungen im Mittel  $1,6^\circ$ , wobei seitliche Richtungen um etwa 5% überschätzt werden. Mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen wurden die Stimuli in allen Versuchen externalisiert wahrgenommen. Zudem treten in nur 0,25% der Darbietungen Vertauschungen zwischen der vorderen und der hinteren Halbebene auf. Mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen ist demnach eine exakte Abbildung horizontaler Richtungen möglich.

Die azimutale Richtungsabbildung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen unterscheidet sich dagegen signifikant von der mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen bzw. der im Freifeld. Die Lokalisationsabweichungen nehmen trotz der individuellen Auswahl der fremden Außenohrübertragungsfunktionen mit der Methode nach Abschnitt 3.4 auf  $2,5^\circ$  zu. Die Quartile steigen auf etwa  $3,0^\circ$  und seitliche Richtungen werden um etwa 10% überschätzt. Außerdem müssen mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen trotz der Auswahl etwa 6% Im-Kopf-Lokalisationen, insbesondere für frontale Richtungen, sowie ebenso viele Vorne-Hinten-Vertauschungen in Kauf genommen werden. Die Vertauschungen treten jedoch nur bei wenigen Versuchspersonen auf.

Diese Veränderungen der Richtungsabbildung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen sind jedoch im Vergleich zu den Literaturdaten ohne spezielle Auswahl klein. Auch im direkten Vergleich der Ergebnisse der einzelnen Versuchspersonen zwischen der individuellen und der fremden virtuellen Umgebung sind die Unterschiede gering. Daher findet bei der Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen offensichtlich auch eine Optimierung der horizontalen Richtungsabbildung statt. Die mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen verbleibenden geringen Abbildungsfehler von wenigen Grad dürften für viele technische Anwendungen keine Rolle spielen.

# Auswirkung der Schallpräsentation auf den Ventriloquismuseffekt

---

## 5.1 Einleitung

„**Ventriloquismus** *der*; -: das Bauchreden.“ (Drosdowski, 1990)

Der Bauchredner läßt die Puppe sprechen. Warum nehmen die Zuschauer die Richtung der Stimme so wahr, als käme sie aus dem Mund der Puppe, während sie in Wirklichkeit vom Bauchredner kommt? Zugrunde liegt der Ventriloquismuseffekt, der zum einen die wahrgenommene Richtung des Sprechers in der Nähe des Puppenmundes erscheinen läßt und zum anderen die visuelle Richtung des Puppenmundes mit der auditiven Richtung des Sprechers in natürlicher Weise perceptiv fusioniert, so daß die vorhandene Richtungsdiskrepanz nicht offenbar wird (Radeau und Bertelson, 1974). Die Richtungsverschiebung, der sogenannte „intersensorische Bias“, tritt dabei auch ohne Fusion, also der perceptiven, meist unterbewußten Verschmelzung beider Richtungen, auf. Sie erreicht ohne Fusion jedoch nicht so große Werte (Bertelson und Radeau, 1976, 1981).

Eine Ursache für die Auflösung der intersensorischen Richtungsdiskrepanz wird über die Annahme des Wahrnehmungssystems erklärt, daß das visuelle Objekt „Mund/Sprecher“ und das auditive Objekt „Sprachschall“ eine Einheit bilden. Das Wahrnehmungssystem versucht also, die „normale“ Wahrnehmung *eines* Objektes aufrechtzuerhalten. Welch und Warren (1980) bezeichnen diese Annahme als „assumption of unity“. Andere Theorien sehen die Ursache der Richtungs-Interaktionen darin, daß das perzeptive System durch Cross-Referenz zwischen den Modalitäten eine Reduktion der Variabilität in den einzelnen, modalitätsspezifischen Lokalisationsprozessen erreicht (Vroomen *et al.*, 2001).

### 5.1.1 Methoden zur Untersuchung des Ventriloquismuseffektes

Zur Untersuchung des Ventriloquismuseffektes wird ein auditives Objekt aus einer Richtung gleichzeitig zu einem visuellen Objekt aus einer weiteren Richtung dargeboten. Diese Objekte können natürlichen Ursprungs, wie z.B. ein Video eines Sprechers in Verbindung mit seiner Sprache, oder künstlicher Art, wie beispielsweise ein Lichtpunkt und akustische Rauschfolgen, sein. Zur Untersuchung der Richtungsverschiebung des Ventriloquismuseffektes wird nach der wahrgenommenen auditiven Richtung gefragt. Die Anzeige der wahrgenommenen Richtung erfolgt meist über Fingerzeigen (z.B. [Pick et al., 1969](#); [Radeau und Bertelson, 1974, 1976](#); [Weerts und Thurlow, 1971](#)), wobei wenige Studien auch verschiedene andere Zeigermethoden verwenden (z.B. [Bohlander, 1984](#); [Lewald, 1998](#); [Yao und Peck, 1997](#)). Soll das Vorhandensein von kleinen Richtungsverschiebungen nur detektiert werden, kann dies mit der 2-AFC-Methode erfolgen ([Lewald, 1997](#); [Vroomen et al., 2001](#); [Warren et al., 1981](#); [Witkin et al., 1952](#)).

Eine Kenntnis des momentan wirkenden intersensorischen Bias im Ventriloquismuseffekt, also der gerade wirksamen Richtungsverschiebung, kann nur über eine unmittelbare Antwort auf relativ kurze Stimuli erhalten werden. Nimmt die Versuchsperson wiederholt oder über längere Zeit die diskrepanten auditiv-visuellen Stimuli wahr, so findet eine Rekalibrierung der Richtungswahrnehmung statt. Derartige Adaptationseffekte können durch Anzeige der wahrgenommenen Richtung nach länger andauernden audio-visuellen Richtungskonflikten untersucht werden ([Bertelson und Radeau, 1976, 1981](#); [Welch und Warren, 1980](#)).

Ein Test der Fusion des auditiven und visuellen Objektes ist dagegen schwierig, da die Fragestellung die Antwort stark beeinflussen kann. In den meisten Studien werden die Versuchspersonen gefragt, ob sie ein oder zwei Objekte wahrgenommen haben (z.B. [Auerbach und Sperling, 1974](#); [Choe et al., 1975](#); [Radeau und Bertelson, 1974](#)). Werden längere Stimuli dargeboten, z.B. über Video, kann die relative Zeitdauer der Fusion betrachtet werden, wenn beispielsweise über das Drücken einer Taste eine kontinuierliche Antwort abgegeben wird ([Jack und Thurlow, 1973](#)).

### 5.1.2 Einflußgrößen auf den Ventriloquismuseffekt

#### Visuelle Dominanz

Die Größe des Ventriloquismuseffektes ist von verschiedenen Faktoren abhängig. [Pick et al. \(1969\)](#) stellten Richtungseffekte von etwa 48% der intersensorischen Diskrepanz zwischen optischen und akustischen Richtungen von 5–10° fest. In einem frühen Identifikationsexperiment wurden 97% der Antworten auf den Ort des visuellen Stimulus bei einer Diskrepanz von 30° gegeben ([Jackson, 1953](#)). Diese und andere Studien waren Ausgangspunkt für eine Betrachtung der visuellen als dominante Modalität gegenüber der auditiven und der propriozeptiven, für die ähnliche Effekte sichtbar sind.

Richtungseffekte in der visuellen Modalität, die durch akustische Stimuli induziert werden, wurden ebenfalls diskutiert. Sie konnten jedoch zunächst nicht nachgewiesen werden ([Pick et al., 1969](#)). Später zeigten [Radeau und Bertelson \(1976\)](#) mit synchronen Stimuli kleine Effekte von 2,3° bei 15° Diskrepanz im Dunklen – jedoch nicht in einem visuel-

len Referenzkoordinatensystem. In der Folge wurde von einer „gegenseitigen Anziehung“ zwischen beiden Modalitäten gesprochen, wobei dennoch die visuelle Modalität die Richtungsverschiebung im Ventriloquismuseffekt und allgemein in Bezug auf die Orientierung, Größe und Form von Objekten klar dominiert (Welch und Warren, 1980). Auch können bewegte visuelle Stimuli eine Bewegung auf statische oder bewegte auditive Stimuli induzieren, ein Effekt der „dynamic visual capture“ genannt wird (Kitajima und Yamashita, 1999). In begrenztem Umfang beeinflussen auch akustische Stimuli die Wahrnehmung von zeitlichen Ereignissen bewegter visueller Objekte (Sekuler *et al.*, 1997). Der Einfluß der auditiven auf andere Modalitäten ist daher heute allgemein anerkannt (Massaro, 1994; Radeau, 1994b).

### Synchronisation

Die Synchronisation der audio-visuellen Stimuli oder eine periodisch-synchrone Darbietung mit deutlichen Einsatzpunkten beeinflusst die Interaktionseffekte. So nehmen die Richtungseffekte bei asynchroner Darbietung ab (Radeau und Bertelson, 1977). Die Zeitdauer der fusionierten Wahrnehmung eines Objektes bei Präsentation von räumlich diskrepananten Objekten hängt ebenfalls von der zeitlichen Verschiebung des auditiven gegenüber dem visuellen Stimulus ab. Während bei einer Verzögerungszeit von 100 ms noch in 73,3% der Darbietungsdauer die Stimuli fusioniert wahrgenommen wurden, nimmt die Fusionsdauer bei 200 ms auf 37,9% und bei 300 ms auf 7,1% ab (Jack und Thurlow, 1973). Eine Unsymmetrie wird dabei sichtbar: Die Fusion tritt häufiger auf, wenn der auditive auf den visuellen Stimulus folgt, als im umgekehrten Fall (Choe *et al.*, 1975). Diese Unsymmetrie erklärt sich durch die Tatsache, daß auditorische Stimuli erst 39 ms nach den visuellen als gleichzeitig empfunden werden (Kohlrausch und van de Par, 2000). Ursache dafür scheint eine Adaptation an die im Vergleich zur Lichtgeschwindigkeit längere Schallaufzeit zu sein.

### Kognitive Einflüsse

*Vorwissen* über die Stimulussituation beeinflusst ebenfalls die Interaktion. So werden bestimmte Schalle zu den synchron dargestellten visuellen Richtungen eines Mundes, eines Telefons, eines Flugzeuges, oder eines Lautsprechers gruppiert. 1953 untersuchte Jackson in Identifikationsexperimenten die Antwort auf auditive Richtungen, wenn gleichzeitig eine visuelle Richtung einer Dampfpeife mit sichtbarem oder unsichtbarem Dampfstrahl dargeboten wird. Er stellt fest, daß die auditive Richtung häufiger an der visuellen Richtung einer Dampfpeife mit sichtbarem Dampfstrahl wahrgenommen wird als in einem Vergleichsexperiment an der visuellen Richtung einer Klingel. Der Dampfstrahl wirkt also im Vergleich zur Klingel überzeugender. Weerts und Thurlow (1971) konnten zeigen, daß das Wissen über einen Lautsprecher und die Fixation desselben eine größere Richtungsverschiebung hervorruft, als nur die Fixation der seitlichen Richtung, oder das Wissen über die Schallabstrahlung aus dieser Richtung. Auch ist die Richtungsverschiebung mit sichtbaren Lippen in der Bauchrednerbedingung größer, als wenn der Mundbereich verdeckt ist (Driver, 1996; Warren *et al.*, 1981).

Ein weiterer kognitiver Einfluß besteht in der *Fragestellung* an die Versuchsperson, die ihr ein fusioniertes oder zwei diskrepante Objekte nahelegen kann. Die Suggestion von zwei getrennten Objekten reduziert die Interaktionseffekte (Warren *et al.*, 1981; Welch und Warren, 1980). Der Aufforderung eine Modalität zu ignorieren, kann nicht gefolgt werden (Vroomen *et al.*, 2001).

Die Lenkung der *Aufmerksamkeit* auf eines der beiden Objekte hat einen bisher nicht geklärten Einfluß. Während Bohlander (1984) eine Erhöhung der Richtungsverschiebung bei gelenkter Aufmerksamkeit findet, stellen Vroomen *et al.* (2001) keine derartigen Abhängigkeiten fest. Der Einfluß von Fragestellung und Aufmerksamkeit kann beispielsweise im Kino demonstriert werden: Normalerweise wird keine audio-visuelle Richtungsdiskrepanz bemerkt, jedoch kann diese durch Konzentration auf die auditive Richtung des Kinotons an seitlichen Plätzen oder in den vorderen Reihen bewußt zutage treten.

### 5.1.3 Neurophysiologischer Hintergrund

In neurophysiologischen Untersuchungen konnte bei Säugetieren nicht nur das Vorhandensein von ähnlich ausgerichteten auditiven, visuellen und motorischen räumlichen neuronalen Karten nachgewiesen werden, sondern es wurden auch multimodale Neurone gefunden (Stein und Meredith, 1993). Audio-visuelle Neurone finden sich neben visuell-motorischen Neuronen u.a. in den tiefen Ebenen des Colliculus superior. Es wird angenommen, daß die Karten in okulozentrischen Koordinaten programmiert sind (vgl. Abschnitt 1.3.4). Die einzelnen multisensorischen Neurone im Colliculus superior zeigen eine Antwortüberhöhung bei räumlich übereinstimmender Reizung in den verschiedenen Modalitäten, wobei diese an der Schwelle multiplikativ zu den Einzelstimuli ausfallen kann. Die Antwortüberhöhung scheint unabhängig vom Abstand innerhalb des rezeptiven Feldes aufzutreten (Kadunce *et al.*, 2001). Bei größerem Abstand wird eine Depression der neuronalen Antwort gefunden. Die Übereinstimmung der auditiven mit der visuellen Karte wird durch eine Anpassung der auditiven an die visuelle erreicht, indem die Gewichtung der auditiven Richtungsinformation, der interauralen Pegel- und Zeitdifferenzen, sowie der spektralen Information, bei der Bildung der auditiven Karte verändert wird (Kaas und Hackett, 2000).

### 5.1.4 Modelle zur Beschreibung des Ventriloquismuseffektes

*Quantitative Modelle* für den Ventriloquismuseffekt existieren bisher nicht. Lediglich die Antwortzeitverkürzung auf audio-visuelle Stimuli wurde in Abhängigkeit von der Richtungsdiskrepanz von Colonius und Arndt (2001) quantitativ beschrieben.

*Qualitative Modelle* bzw. Erklärungsansätze für den Ventriloquismuseffekt reichen bis zu Beginn des letzten Jahrhunderts zurück. Klemm stellt 1909 das „Gesetz der räumlichen Komplikation“ auf, das die anziehende Wirkung der Stimuli postuliert. Mit dem „Gesetz des räumlichen Induktionsgrades“ erklärt er verschieden große Richtungseffekte in den Modalitäten. Pick *et al.* (1969) sehen die richtungsverschiebende Wirkung entweder als Antwort auf (1) die eine oder die andere Modalität, (2) nur auf eine der Modalitäten, oder (3) als Kompromiß-Antwort. Nach der „cue substitution hypothesis“ wird

im Fusionsfall nur die Richtung einer Modalität verwendet (Bertelson und Radeau, 1981). Die „attraction-Theorie“ legt einen statistischen Entscheidungsprozeß zugrunde, der die „registered locations“, die in den einzelnen Modalitäten wahrgenommenen Richtungen, näher aneinander bringt, sofern ihr Abstand eine Schwelle unterschreitet. Synchronisation und realistischer Kontext verändern das Entscheidungskriterium (Bertelson und Radeau, 1981).

Ein weiteres *qualitatives Modell* zur Erklärung der Richtungsverschiebung bei multimodalen Interaktionen wurde von Welch und Warren (1980, 1986) vorgestellt. Sie fusionieren drei Theorien des intersensorischen Bias: (1) Nach der „modality precision hypothesis“ wird bei der Auflösung einer Diskrepanz die genauere Modalität bevorzugt, da die Dominanzreihenfolge der Modalitäten ihrer relativen Präzision entspricht. Für die räumliche Auflösung dominiert so das visuelle System das propriozeptive und dieses das auditive. (2) Die „directed attention hypothesis“ besagt, daß der gegenseitige Effekt der Modalitäten aufeinander der Verteilung der Aufmerksamkeit auf diese entspricht. Die Instruktion einer anderen Aufmerksamkeitsverteilung sei abhängig von der „compellingness“, der „Überzeugungskraft“ der Interaktionssituation, die von den o.g. kognitiven und Gestalt-Parametern, wie Synchronisation, Form und Abstand, geleitet wird. (3) Die „modality appropriateness hypothesis“ postuliert, daß die passendere Modalität für die jeweilige Aufgabe das Interaktionsergebnis dominiert, da die Modalitäten für spezifische Aufgaben aufgrund ihrer erhöhten räumlichen oder zeitlichen Präzision unterschiedlich geeignet sind. Nach dem Modell werden die Gestalt-Eigenschaften der Stimuli, z.B. zeitliche, räumliche und die Intensität, in den Modalitäten mit ihren Charakteristiken, z.B. mit der modalitätsspezifischen Präzision und Reaktionszeit, beschrieben und das Ergebnis dem Beobachterprozess zugeführt. Auf diesen wirken die Fragestellung, historische Faktoren, z.B. spezifische Erfahrungen mit diesem perzeptiven Ereignis, die Annahmen des Beobachters über das Vorhandensein nur eines Objektes und die Verteilung der primären und sekundären Aufmerksamkeit auf die Modalitäten. Als Ergebnis werden der intersensorische Bias *und* die wahrgenommene Diskrepanz erhalten.

### 5.1.5 Anwendungsspezifische Aspekte

Vor dem Hintergrund von technischen Anwendungen, die eine schnelle Reaktion bzw. Identifikation von Objekten erfordern, sind zwei weitere Aspekte der Wahrnehmung audiovisueller Stimuli interessant und Gegenstand aktueller Studien. Der „intersensory facilitation effect“ bezeichnet die Reduktion der *Antwortzeiten* auf visuelle Stimuli durch koinzidente auditorische. Der Effekt beträgt 20–80 ms (Colonius und Arndt, 2001; Frens *et al.*, 1995; Harrington und Peck, 1998) und erreicht ein Maximum bei einem Einsatz der auditorischen Stimuli 110 ms vor den visuellen (Kirchner und Colonius, 2000). Der auditorische Stimulus kann die Aufmerksamkeit auf den visuellen lenken. Eine *Identifikation* des visuellen Stimulus kann so schneller erfolgen, ohne daß eine Reduktion in der Erkennungsleistung festzustellen ist (D’Angelo *et al.*, 1997; Doll und Hanna, 1996; Doyle und Snowden, 2001).

Der Ventriloquismuseffekt wird in *Anwendungen* genutzt, in denen eine exakte Übereinstimmung der auditiven und visuellen Richtung nicht möglich ist. So tritt im Kino in

Abhängigkeit vom Blickwinkel auf die Bildfläche eine Diskrepanz der visuellen zur auditiven Richtung auf, die bei Abmischung des Audiosignals auf wenige frontale Kanäle nicht behoben werden kann. Mit dem Einzug von Surround-Klang in das Wohnzimmer-Kino ist dieser Effekt vermehrt Gegenstand der Forschung geworden (Bruijn und Boone, 2002; Komiyama, 1989; Walker und Brewster, 2001). Der Fortschritt der Digitaltechnik macht eine Abbildung der Surroundinformation über Kopfhörer mit Methoden der virtuellen Akustik möglich. So brachten verschiedene Hersteller kürzlich derartige Systeme auf den Markt<sup>1</sup>. Auch im Zusammenhang mit Computeranwendungen sind Fragen der audio-visuellen Diskrepanzwahrnehmung betrachtet worden. Neue MPEG-Standards sollen die akustischen Objekte gezielt für die jeweilige Anwendungsumgebung synthetisieren. Einzelnen Stimmen können dann Positionen im Raum zugewiesen werden.

### 5.1.6 Problemstellung

In diesen Anwendungen wird die auditorische Richtungsinformation über virtuelle Akustik meistens mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen synthetisiert. Ein Verlust an individueller Richtungsinformation ist dabei nicht vermeidbar. In diesem Zusammenhang stellt sich folgende Frage: *Wie verhält sich die auditiv-visuelle Interaktion beim Ventriiloquismuseffekt, wenn die akustische Richtungsinformation verändert wird?* Wird eine Richtungsdiskrepanz bei Synthese mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen eher bemerkt, als mit individueller Anpassung des Displays?

Vor dem Hintergrund der Theorie der *visuellen Dominanz* wurde zu Beginn der vorliegenden Arbeit die *These* aufgestellt, daß die Richtungsverschiebung durch den Ventriiloquismuseffekt bei ungenauerer auditiver Information größer ist. Nachdem die auditive Richtung im Interaktionsfall an die visuelle herangeschätzt wird, würde dies eine stärkere Verschiebung der auditiven hin zur visuellen Richtung bedeuten. Da die akustische Richtungsinformation reduziert ist, reduziert sich auch das Gewicht der auditiven Komponente, so daß sich die Dominanz der visuellen Komponente erhöht. Die fehlende Richtungsinformation verlangt nach einer Verlagerung des Interaktionsgewichts auf die visuelle Modalität, analog zu den Tatsachen, daß eine höhere visuelle Intensität eine größere Verschiebung der auditiven Komponente hervorruft, oder ein leiserer auditiver Stimulus stärker verschoben wird (Radeau, 1994a). Im folgenden wird ein Experiment zum Testen dieser These entwickelt.

## 5.2 Blickrichtungsabhängigkeit der Lokalisation in realer Hörumgebung

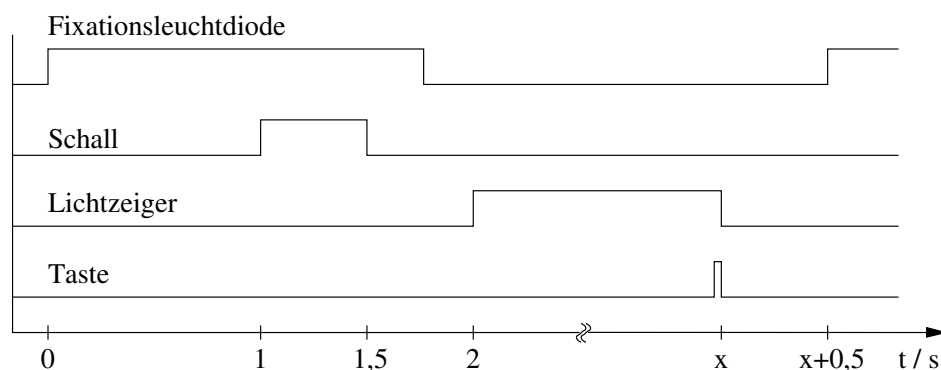
### 5.2.1 Einführung und Methode

In der Bauchrednersituation blicken die Zuschauer auf die Puppe, während die Sprache vom Sprecher aus einer anderen Richtung kommt. Im Laborversuch wird das Objekt „Pup-

---

<sup>1</sup>HEARO 999 Audiosphere, Digital Surround Processor, AKG Acoustics GmbH; RS 65-8 mit SRS Surround Prozessor, Sennheiser Electronic.





**Abb. 5.1:** Zeitlicher Ablauf der Untersuchungen zur Blickrichtungsabhängigkeit.

pe“ durch einen Lichtpunkt einer Leuchtdiode ersetzt, der von der Versuchsperson fixiert wird. Als Schall werden breitbandige Rauschpulse wie in den Versuchen der vorherigen Kapitel verwendet, die von einem Lautsprecher abgestrahlt werden. Die Positionen der Leuchtdiode und des Lautsprechers werden variiert, so daß die Wahrnehmung von Schallrichtungen in Abhängigkeit von der Blickrichtung untersucht werden kann. Der Informationsgehalt der richtungsabhängigen Merkmale im Schall wird durch die Untersuchung in realer und in virtueller Hörumgebung mit individuellen und ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen variiert. So kann die Abhängigkeit des Ventriloquismuseffektes von den Richtungen und der Hörumgebung, bzw. dem Informationsgehalt, beschrieben werden (Seeber, 2002c).

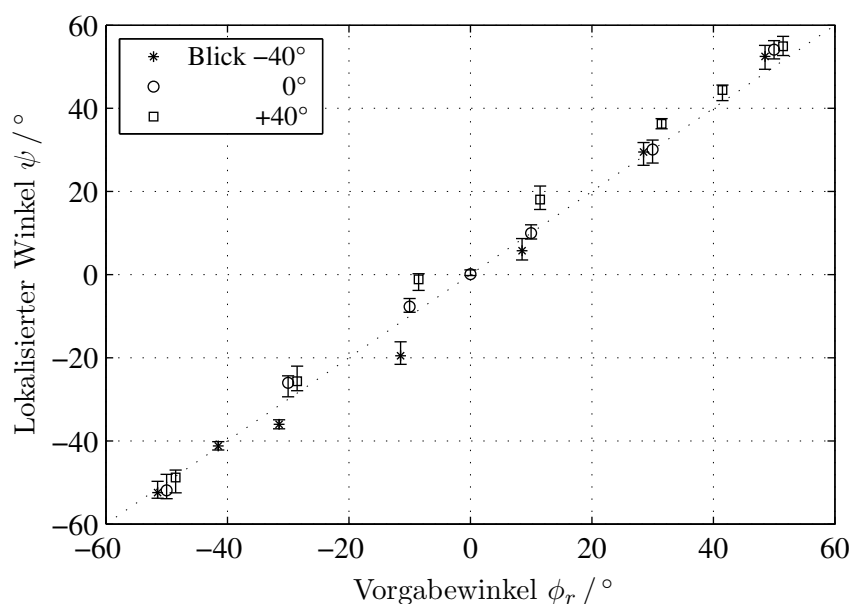
Abbildung 5.1 zeigt den zeitlichen Ablauf eines Experiments zur Blickrichtungsabhängigkeit. Der Einzelversuch beginnt mit dem Aufleuchten einer Fixationsleuchtdiode unter einem der Winkel  $-40^\circ$ ,  $0^\circ$ , oder  $+40^\circ$ . Nach 1 s wird der Testschall abgespielt. Als Schallrichtungen werden je Blickrichtung die Richtungen  $\pm 50^\circ$ ,  $\pm 30^\circ$ ,  $\pm 10^\circ$ , sowie die jeweilige Blickrichtung getestet. Die Reihenfolge der Kombinationen aus Blick- und Schallrichtung ist dabei zufällig gewählt. 0,25 s nach dem Abspielen des Testschalls verlischt die Leuchtdiode. Nach weiteren 0,25 s geht der Lichtzeiger im Bereich  $\pm 20^\circ$  um die Schallrichtung an. Die Versuchsperson stellt den Lichtzeiger auf die wahrgenommene Schallrichtung ein und quittiert die Einstellung mit einem Tastendruck. Der Lichtzeiger verlischt daraufhin und nach 0,5 s beginnt ein neuer Einzelversuch. Abgesehen von der Fixation entsprechen somit Methode, Ablauf und Zeiten der *Pro De Po*-Methode aus Abschnitt 2.3. Die Zeitdauer von 1 s zwischen dem Aufleuchten der Fixationsleuchtdiode und dem Abspielen des Testschalls ist auch bei mehreren Korrektursakkaden ausreichend zur Fixation (Perrott *et al.*, 1993; Shelton und Searle, 1980). Neu in dieser Studie ist die Untersuchung der Fernwirkung der Fixation unter Einbeziehung des gesamten vorderen Blickfeldes durch Schallrichtungen aller  $20^\circ$ . Die VP führten drei Sitzungen mit je sieben Wiederholungen der 21 Kombinationen aus den drei Blick- und sieben Schallrichtungen innerhalb von 15 min durch (vgl. Anhang C).

Die hier verwendete Methode geht von der These aus, daß die durch die Interaktion auftretende Richtungsverschiebung („immediate intersensory bias“) in der erinnerten Richtung kurz nach dem Interaktionsvorgang mit geringstem methodischen Fehler sichtbar ist. Die Anzeige mit der räumlich symmetrisch balancierten Lichtzeigermethode reduziert zudem methodische Einflüsse (Abschnitte 2.5 und 4.5). Durch die ständige Variation der

Blickrichtung und der relativen Schallrichtung werden Adaptationseffekte vermieden. So kann die unmittelbare Richtungsverschiebung gemessen werden (Bertelson und Radeau, 1981; Pick *et al.*, 1969). Kleine Richtungsverschiebungen können jedoch nur mit einer hochauflösenden, kontinuierlichen Lokalisationsmethode bestimmt werden. Beispielsweise sind Identifikationsexperimente dafür aufgrund der Quantisierung der Antwortrichtungen ungeeignet (Hartmann *et al.*, 1998). Die *ProDePo*-Methode erfüllt dagegen diese Anforderungen. Die Entkopplung der Methode vom propriozeptiven System stellt eine weitere Besonderheit für Interaktionsuntersuchungen mit Richtungsanzeige dar. Die damit verbundene bimodale Auslegung der Versuche reduziert die methodischen multimodalen Interaktionen auf ein Minimum.

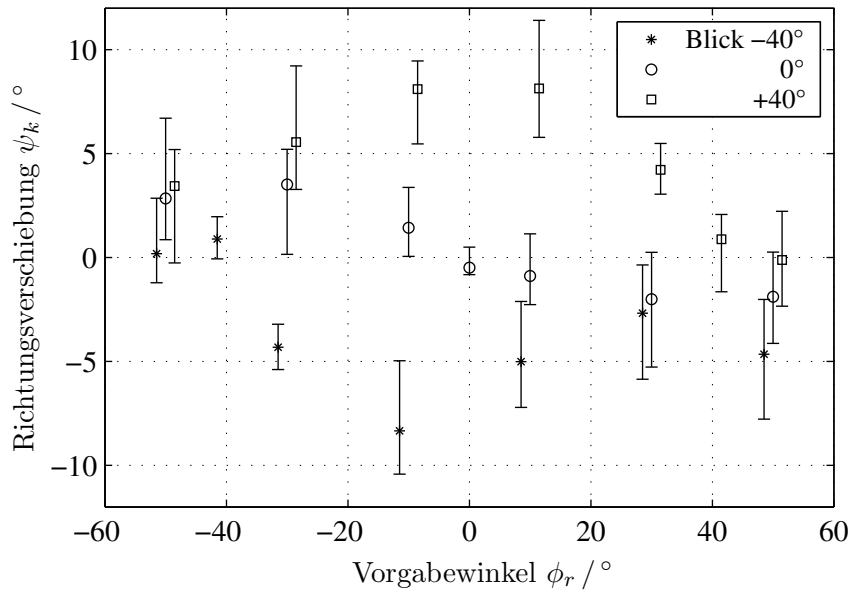
Im Gegensatz zu bisherigen Untersuchungen zum Ventriloquismuseffekt wurden die auditiven und visuellen Stimuli nicht synchron oder pulsiert, sondern gleichzeitig, aber nacheinander einsetzend dargeboten. Die erzwungene Fixation verbunden mit der Frage nach der auditiven Richtung ermöglicht in der ansonsten dunklen Umgebung die Gruppierung beider Stimuli. Eine Fusion der beiden Objektrichtungen ist jedoch durch den asynchronen Einsatz und die verwendeten künstlichen Stimuli nicht zu erwarten (reduzierte „compellingness“, Welch und Warren, 1980).

## 5.2.2 Ergebnisse



**Abb. 5.2:** Ergebnisse zur Lokalisation von Schallquellen in realer Hörumgebung bei gleichzeitiger Fixation von Lichtpunkten an den Winkeln  $-40^\circ$  (\*),  $0^\circ$  (o) und  $+40^\circ$  (□). Die Ergebnisse sind als Mediane der individuellen Mediane und Quartile gegeben. Daten von 10 VP, Alter 24–28 Jahre.

Die Lokalisationsergebnisse in realer Hörumgebung bei Fixation visueller Objekte sind in Abbildung 5.2 dargestellt. Die Fixation bewirkt deutliche Veränderungen der lokalisierten Richtungen im Vergleich zum nahezu identischen Hörversuch ohne visuelle Einflüsse (Abbildung 2.3). Sie sind näherungsweise als Abweichungen von der Diagonale sichtbar. Beispielsweise variiert die lokalisierte Richtung bei einem Vorgabewinkel von  $-10^\circ$  um  $\pm 10^\circ$ , je nachdem, ob der Blick  $40^\circ$  nach links oder rechts gerichtet ist. Es tritt eine deutliche Verschiebung in Richtung des Blickes auf.



**Abb. 5.3:** Ergebnisse aus Abbildung 5.2, jedoch dargestellt als Abweichung zu den individuellen Ergebnissen des Kontrollversuchs in realer Hörumgebung ohne visuelle Einflüsse (Abschnitt 4.2 bzw. Abbildung 2.3). Gegeben sind wieder die Mediane der individuellen Mediane und Quartile.

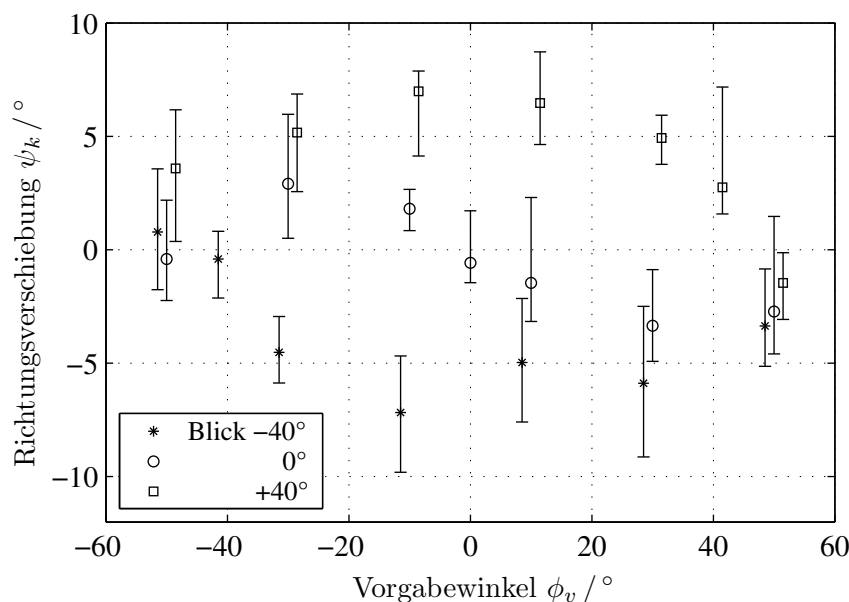
Abbildung 5.3 stellt die Ergebnisse als Abweichung von den individuellen Lokalisationsergebnissen ohne visuelle Fixation (Abschnitt 4.2) dar. Durch die Differenzbildung zu den Kontrolldaten wird nur der Einfluß der Fixation dargestellt. Auch in dieser Darstellung wird die deutliche Heranschätzung der Schallrichtungen an die Fixationsrichtung offensichtlich. Die Heranschätzung erreicht etwa  $9^\circ$  bei lateralem Blick und einem Winkelabstand von  $30-50^\circ$  zwischen der Schall- und der Blickrichtung, also der intersensorischen Diskrepanz. Bei Fixation der Vorausrichtung sind die Effekte kleiner und erreichen Werte um  $3-4^\circ$ . Ohne Diskrepanz wird dagegen keine Verschiebung sichtbar. Für Diskrepanzen größer  $50^\circ$  reduzieren sich die Effekte, sind aber auch bei  $90^\circ$  Diskrepanz mit etwa  $3^\circ$  vorhanden. Die mittleren absoluten Richtungsverschiebungen betragen  $4,3^\circ$ ,  $1,9^\circ$  und  $4,2^\circ$  für die Blickrichtungen  $-40^\circ$ ,  $0^\circ$  und  $+40^\circ$  und weisen somit die gleiche Größe für rechts- und linksseitigen Blick auf. Werden die Ergebnisse der sechs übereinstimmenden Schallrichtungen auf statistische Gleichheit in Abhängigkeit von der Blickrichtung getestet, wird ein hochsignifikanter Einfluß der Blickrichtung festgestellt<sup>2</sup>. Die Quartile erreichen Werte von  $2,0^\circ$  bis  $2,4^\circ$  und sind etwas kleiner als im Kontrollversuch ohne visuellen Einfluß, jedoch etwas größer als im Versuch mit festem Einsatzpunkt des Lasers  $0^\circ$  voraus (Abschnitt 2.4.2). Insbesondere erscheinen die Streuungen in der Nähe der Blickrichtungen kleiner.

### 5.3 Blickrichtungsabhängigkeit in virtueller Hörumgebung unter Verwendung individueller Außenohrübertragungsfunktionen

Analog zu den Lokalisationsversuchen in Kapitel 4 werden die Versuche zur Blickrichtungsabhängigkeit methodisch identisch in den verschiedenen Hörumgebungen durchgeführt. In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse vorgestellt, die in virtueller akustischer Umge-

<sup>2</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 6 Richtungen, signifikant auf 0,001% jeweils für alle 3 Kombinationen der Blickrichtungen.

bung mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) ermittelt wurden. Die Methode entspricht der in Abschnitt 5.2 beschriebenen, wobei die Schalldarbietung mit der im Lokalisationsversuch mit individualisierter virtueller Akustik übereinstimmt (Abschnitt 4.3). Letzterer dient als Kontrollversuch ohne Einfluß von visuellen Objekten und definierten Blickrichtungen.



**Abb. 5.4:** Lokalisation von Schallquellen in virtueller Hörumgebung mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen bei gleichzeitiger Fixation von Lichtpunkten an den Winkeln  $-40^\circ$  (\*),  $0^\circ$  (○) und  $+40^\circ$  (□). Die Ergebnisse sind als Abweichung zu den individuellen Ergebnissen des Kontrollversuchs in Abschnitt 4.3 gegeben und als Mediane der individuellen Mediane und Quartile dargestellt. Daten von 9 VP, Alter 24–28 Jahre.

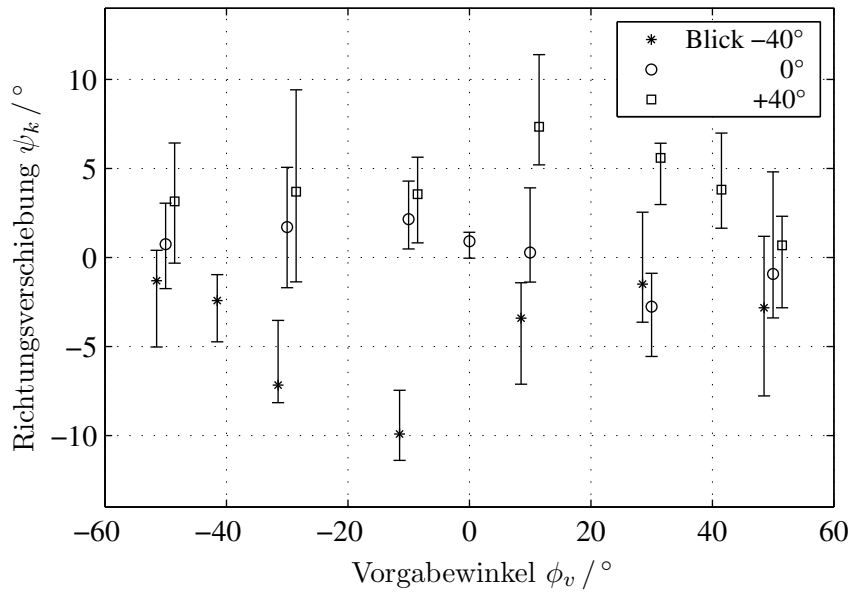
Abbildung 5.4 stellt die Ergebnisse zur Blickrichtungsabhängigkeit der Lokalisation in virtueller Hörumgebung mit individuellen AOÜF als Abweichung zu den Ergebnissen des Kontrollversuchs aus Abschnitt 4.3 dar. Im Mittel (Median) treten absolute Richtungsverschiebungen von  $4,5^\circ$  bis  $4,9^\circ$  für die seitlichen Blickrichtungen  $\pm 40^\circ$  und Verschiebungen von  $1,8^\circ$  bei Fixation der Vorausrichtung auf. Der Einfluß der visuellen Fixation auf die auditiven Richtungen ist hochsignifikant<sup>3</sup>. Die Quartile sind mit  $1,8^\circ$  bis  $2,5^\circ$  etwas größer als in realer Hörumgebung. Im-Kopf-Lokalisationen treten überhaupt nicht, Vorne-Hinten-Vertauschungen nur in 0,1% der Einzelversuche auf. Zwischen den Ergebnissen der virtuell-individuellen Hörumgebung und der realen sind statistisch keine Unterschiede nachweisbar<sup>4</sup>.

## 5.4 Blickrichtungsabhängigkeit in virtueller Hörumgebung unter Verwendung ausgewählter, fremder Außenohrübertragungsfunktionen

Um den Einfluß reduzierter Richtungsinformation im auditorischen Kanal auf die auditiv-visuelle Interaktion zu untersuchen, wurde der Blickrichtungsversuch aus Abschnitt 5.3 in

<sup>3</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 6 Richtungen, signifikant auf 0,001%.

<sup>4</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 21 Richtungen, *nicht* signifikant auf 1%, nur ein Einzeltest auf 5% signifikant.



**Abb. 5.5:** Lokalisation von Schallquellen in virtueller Hörumgebung mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen bei gleichzeitiger Fixation von Lichtpunkten an den Winkeln  $-40^\text{^\circ}$  (\*),  $0^\text{^\circ}$  (o) und  $+40^\text{^\circ}$  (□). Die Ergebnisse sind als Abweichung zu denen des Kontrollversuchs in Abschnitt 4.4 gegeben und als Mediane der individuellen Mediane und Quartile dargestellt. Daten von 9 VP, Alter 24–28 Jahre.

identischer Weise mit den im Versuch aus Abschnitt 3.4.4 ausgewählten fremden AOÜF durchgeführt. Der Lokalisationsversuch mit fremden AOÜF in Abschnitt 4.4 dient als Kontrollversuch.

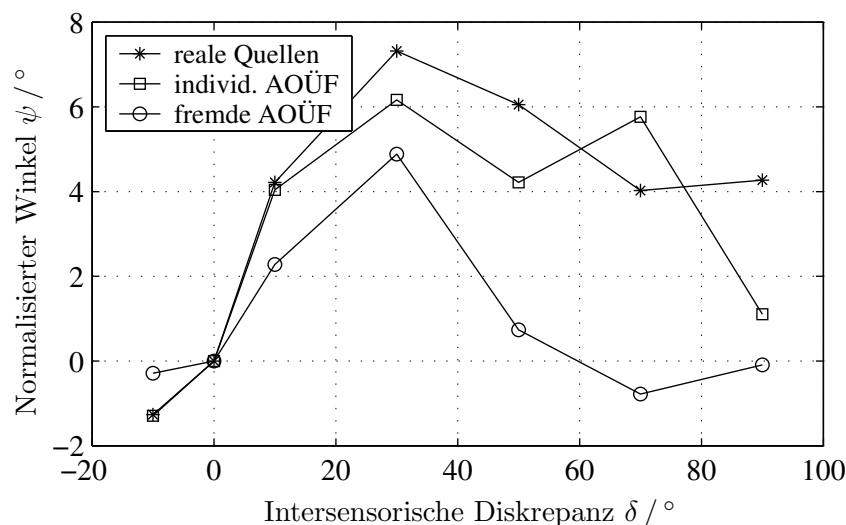
In Abbildung 5.5 sind die Ergebnisse zur Lokalisation von Schallen in virtueller Hörumgebung mit ausgewählten, fremden AOÜF in Abhängigkeit vom Winkel des fixierten Lichtpunktes gegeben. Es treten mediane absolute Richtungsverschiebungen von  $2,8^\text{^\circ}$ ,  $0,9^\text{^\circ}$  und  $3,7^\text{^\circ}$  jeweils für die Blickrichtungen  $-40^\text{^\circ}$ ,  $0^\text{^\circ}$  und  $+40^\text{^\circ}$  auf. Diese mittleren Richtungsverschiebungen sind kleiner als in der virtuell-individuellen oder der realen Hörumgebung. Die Richtungsverschiebungen sind im Nahbereich für seitliche Blickrichtungen gegenüber den anderen beiden Hörumgebungen reduziert. Für Diskrepanzen zwischen der auditiven und der visuellen Richtung größer  $30^\text{^\circ}$  treten nur noch geringe Verschiebungen auf. Die Ergebnisse unterscheiden sich signifikant von denen in realer und virtuell-individueller Hörumgebung<sup>5</sup>. Bei Fixation in Vorausrichtung tritt nur noch eine geringe Heranschätzung auf, so daß kein Unterschied zu den Ergebnissen des Kontrollversuchs ohne Fixation nachweisbar ist<sup>6</sup>. Eine Abhängigkeit von der Blickrichtung ist jedoch in allen Lokalisationsergebnissen gegeben<sup>7</sup>. Die Quartile betragen  $2,4^\text{^\circ}$  bis  $3,0^\text{^\circ}$  und sind damit größer als in den anderen Hörumgebungen und etwa gleich zu den Quartilen bei Lokalisation in realer Hörumgebung ohne visuelle Einflüsse. Die IKL betragen  $4,9\%$  und die VHV  $3,5\%$ . Beide treten gegenüber dem Versuch ohne visuelle Fixation seltener auf.

<sup>5</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 21 Richtungen, jeweils signifikant auf  $0,01\%$ .

<sup>6</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 7 Schallrichtungen bei Vorausrichtung, *nicht* signifikant auf  $1\%$ .

<sup>7</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test,  $\alpha$ -korrigiert für 6 Richtungen, signifikant auf  $0,01\%$ .

## 5.5 Vergleich der Ergebnisse in verschiedenen Hörumgebungen



**Abb. 5.6:** Fixationseinfluß in realer (\*) und in virtueller Hörumgebung mit individuellen ( $\square$ ) und fremden Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) ( $\circ$ ) in Abhängigkeit von der Diskrepanz (vgl. Abbildung 5.2–5.5). Dargestellt ist die mittlere Abweichung der individuellen Ergebnisse der Blickrichtungen  $\pm 40^\circ$  vom Ergebnis in Blickrichtung und von denen im Kontrollversuch.

Tabelle 5.1 gibt einen Überblick über die Ergebnisse zur Blickrichtungsabhängigkeit in den drei Hörumgebungen. Abbildung 5.6 stellt die Richtungseffekte bei seitlichem Blick für die drei Bedingungen dar. Sowohl die Daten in Tabelle 5.1, als auch die Ergebnisse in Abbildung 5.6 zeigen, daß sich die Richtungsverschiebungen in der virtuellen Hörumgebung mit individuellen AOÜF von denen in realer Umgebung nicht unterscheiden. Ein Unterschied zwischen den Ergebnissen in beiden Hörumgebungen ist auch statistisch nicht nachweisbar (vgl. Abschnitt 5.4). Es fällt nur ein leichter Rückgang der Verschiebung im Bereich von  $30-50^\circ$  auf.

Die Richtungsverschiebung bei Verwendung ausgewählter, fremder AOÜF ist sowohl im Mittel, als auch für die einzelnen Kombinationen aus Schall- und Blickrichtungen deutlich reduziert. Für seitliche Blickrichtungen geht sie auf  $3/4$  des Wertes in realer Umgebung zurück – bei Vorausfixation sogar auf die Hälfte. In der Graphik fällt neben den geringeren Verschiebungen im Nahbereich um die Blickrichtung besonders das Fehlen der Verschiebungen bei größeren Diskrepanzen zwischen der auditiven und der visuellen Richtung auf. Bei einer Diskrepanz von  $50^\circ$  ist der Ventriloquismuseffekt in virtueller Umgebung mit fremden AOÜF bereits nicht mehr wirksam, während er in realer Umgebung bis  $90^\circ$  nachgewiesen werden kann. Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen in beiden Umgebungen gezeigt werden (vgl. Abschnitt 5.4). Eine Auswertung der Lokalisationsergebnisse bei Fixation mit Hilfe einer Varianzanalyse (ANOVA) bestätigt diese Unterschiede. Die ANOVA wurde mit folgenden drei Parametern durchgeführt: Versuch (Paarkombination der drei Versuche), Blickrichtung ( $-40^\circ/0^\circ/+40^\circ$ ) und Schallrichtung ( $-50^\circ, -30^\circ, -10^\circ, +10^\circ, +30^\circ, +50^\circ$ ). Die dazu erforderliche Normalverteilung der Daten ist für die Mehrheit der Datensätze gegeben, so daß unter Berücksichtigung der Resistenz der ANOVA gegenüber nicht-normalverteilten Daten deren Anwendung gerechtfertigt ist<sup>8</sup>.

<sup>8</sup>Lilliefors-Test auf Normalverteilung (Sachs, 1992): auf 5%-Niveau ca. 10,5% nicht normalverteilt, auf 1%-Niveau 2% der Datensätze.

	Reale Umgebung		Virtuelle Umgebung	
	Freifeld	Individ. AOÜF	Fremde AOÜF	
Relativer Fehler <sup>a</sup>	-2,4 / 0,1 / 4,9°	-3,8 / 1,0 / 6,5°	-5,3 / 0,2 / 4,7°	
Absoluter Fehler <sup>b</sup>	4,4 / 3,4 / 4,9°	4,8 / 2,8 / 6,5°	6,4 / 4,3 / 5,7°	
Blickrichtungseinfluß <sup>c</sup>	4,3 / 1,9 / 4,2°	4,5 / 1,8 / 4,9°	2,8 / 0,9 / 3,7°	
Oberer Quartile	2,6 / 2,0 / 1,8°	2,5 / 2,6 / 1,7°	2,5 / 2,3 / 3,2°	
Unterer Quartile	-2,1 / -2,0 / -2,4°	-2,6 / -1,7 / -1,8°	-2,3 / -2,5 / -2,7°	
Im-Kopf-Lokalisationen	–	0,0 / 0,0 / 0,0%	3,4 / 7,4 / 4,0%	
Vorne-Hinten-Vertauschg.	–	0,2 / 0,0 / 0,1%	3,1 / 4,2 / 3,1%	
Verhältnis IKL <sup>d</sup>	–	–	0,86	
Verhältnis VHV <sup>e</sup>	–	0,31	0,50	

<sup>a</sup>Mediane relative Abweichung der medianen Lokalisationsergebnisse von der Vorgaberichtung.

<sup>b</sup>Mediane absolute Abweichung der individuellen Lokalisationsergebnisse von der Vorgaberichtung.

<sup>c</sup>Absolute Abweichung der individuellen Lokalisationsergebnisse von denen des Kontrollversuchs.

<sup>d</sup>Verhältnis der Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen mit und ohne visuelle Fixation.

<sup>e</sup>Verhältnis der Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen mit und ohne visuelle Fixation.

**Tab. 5.1:** Übersicht über die Ergebnisse aus den Abschnitten 5.2–5.4: Relative und absolute Fehler, Blickrichtungseinfluß, Quartile, sowie die Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen und Im-Kopf-Lokalisationen sind jeweils für die Blickrichtungen  $-40^\circ/0^\circ/+40^\circ$  und die drei Hörumgebungen gegeben. Weiterhin ist das Verhältnis aus den Vertauschungen in den Blickrichtungsversuchen und denen im Kontrollversuch angegeben.

Die Interaktionskomponente zwischen der Blickrichtung und dem Versuch ist signifikant für die Kombinationen des Versuchs mit fremden AOÜF mit den anderen Versuchen, nicht jedoch für die Versuche in realer und virtuell-individueller Hörumgebung. Dies zeigt eine Veränderung der Richtungseffekte im Versuch mit virtuellen Stimuli mit fremden AOÜF an, während die Übereinstimmung der Interaktionseffekte in realer und virtuell-individueller Hörumgebung bestätigt wird.

## 5.6 Quantifizierung der Blickrichtungsabhängigkeit

Im Hinblick auf technische Anwendungen, für die der Einfluß eines visuellen Objektes auf die wahrgenommene auditive Richtung abgeschätzt werden soll, werden die Ergebnisse der Abschnitte 5.2–5.4 im folgenden in einer Formelbeschreibung quantitativ zusammengefaßt. Dazu wird die beobachtete Richtungsverschiebung  $\psi_k$  in Abhängigkeit von den Parametern der Blickrichtungsversuche betrachtet:

$$\psi_k = f(\phi, \beta, k), \quad \text{wobei Schalleinfallswinkel } \phi \in [-50, -40, \dots, 50^\circ],$$

$$\text{Fixationswinkel } \beta \in [-40, 0, +40^\circ],$$

$$\text{Parameter der Schallpräsentation } k. \quad (5.1)$$

Alternativ kann der in der Literatur angegebene intersensorische Bias  $b$ ,

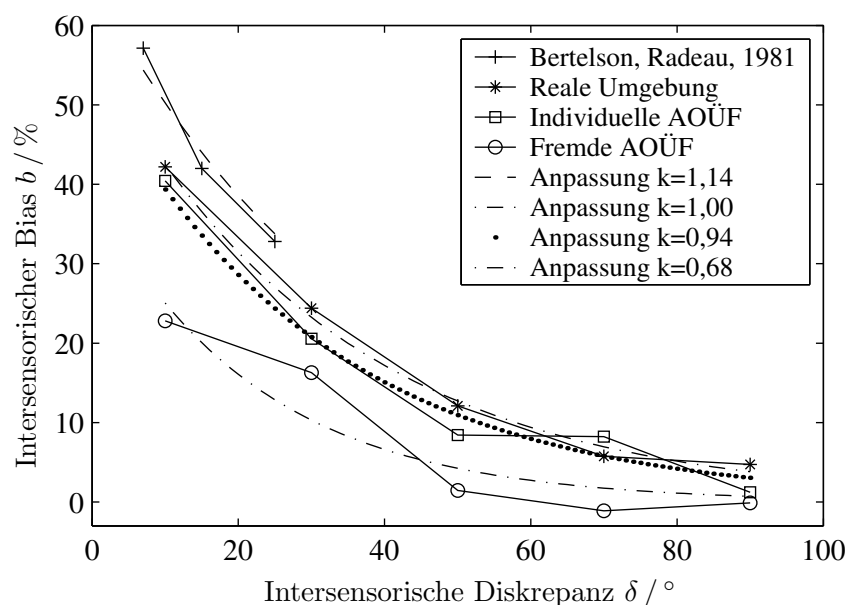
$$b = \frac{\psi_k}{\delta} = \frac{\psi_k}{\beta - \phi}, \quad (5.2)$$

als Quotient der Richtungsverschiebung und der intersensorischen Diskrepanz  $\delta = \beta - \phi$ , also dem Winkelabstand der Stimuli, angegeben werden. Für eine Heranschätzung an die Blickrichtung ergeben sich also positive Werte von  $b$ .

Abbildung 5.7 zeigt die Ergebnisse der Experimente zur Richtungsverschiebung in den drei Hörumgebungen aus Abbildung 5.6, dargestellt als intersensorischer Bias. Dabei fällt ein etwa exponentieller Abfall der Kurven für alle Hörumgebungen auf. Deshalb wurden Exponentialfunktionen über drei Konstanten  $k$ ,  $k_1$  und  $k_2$  mit der Gauss-Newton-Methode durch die Minimierung des quadratischen Fehlers angepaßt:

$$b = k_1 k 10^{\frac{k_2}{k} |\delta|}, \quad \text{mit } k = 1, k_1 > 0, k_2 < 0 \text{ in der realen Umgebung,} \\ k > 0 \text{ in der virtuellen Hörumgebung und} \\ k_1, k_2 \text{ aus der realen Hörumgebung.} \quad (5.3)$$

Für  $k = 1$  bezeichnet die Konstante  $k_1$  den Ausgangswert, von dem die Exponentialfunktion bei negativem  $k_2$  abfällt. Der Betrag von  $k_2$  beschreibt die Abhängigkeit des Abfalls der Exponentialfunktion von der intersensorischen Winkeldiskrepanz. Vor dem Hintergrund der Interaktion könnte  $k_2$  als Ausdruck der „Reichweite“ der Interaktion interpretiert werden.  $k_1$  kennzeichnet den bei geringen Diskrepanzen auftretenden maximalen intersensorischen Bias. Die Konstante  $k$  beschreibt den Übergang von der realen zu den virtuellen Hörumgebungen, wenn  $k_1$  und  $k_2$  aus der realen Umgebung beibehalten werden. Für die reale Hörumgebung gilt daher  $k = 1$ .



**Abb. 5.7:** Intersensorischer Bias  $b$  in Abhängigkeit von der Diskrepanz  $\delta$  in realer Hörumgebung (\*), in virtueller mit individuellen ( $\square$ ) und mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen ( $\circ$ ), sowie in den Daten von Bertelson und Radeau (1981) (+). Anpassung der Funktion  $b = k_1 k 10^{\frac{k_2}{k} \delta}$  mit einem Faktor  $k$  an die Daten, wobei  $k_1, k_2$  die Konstanten der realen Umgebung sind (Gleichung 5.3).

Abbildung 5.7 stellt die Anpassung der Exponentialfunktion entsprechend Gleichung 5.3 an die Ergebnisse der Hörversuche zur Blickrichtungsabhängigkeit der auditiven Lokalisation dar. Die Anpassungskonstanten sind in Tabelle 5.2 gegeben. Ein Vergleich der Anpassungskurven mit den Ergebnissen der Hörversuche in Abbildung 5.7 bestätigt, daß die Anpassung an die Hörumgebung über eine Konstante  $k$  vorgenommen werden kann, die die maximal auftretende Richtungsverschiebung linear und die Änderung des Rückganges des Bias mit dem Abstand in umgekehrter Proportionalität beeinflusst. Die Kon-



	Anpassung 2 Faktoren			Anpassung 1 Faktor		
	$k_1$	$k_2$	Fehler	$k$	Fehler	F-Zunahme
Laterale Fixation						
Reale Hörumgebung	57,5	-0,0131	0,91	1,00	0,91	–
Virtuell, individuelle AOÜF	56,8	-0,0149	1,71	0,94	1,83	7,11%
Virtuell, fremde AOÜF	36,1	-0,0174	3,32	0,63	3,39	2,04%
<a href="#">Bertelson und Radeau, 1981</a>	70,5	-0,0139	1,23	1,14	2,04	66,72%
Vorausfixation						
Reale Hörumgebung	19,2	-0,0105	0,25	1,00	0,24	–
Virtuell, individuelle AOÜF	20,4	-0,0137	2,04	0,94	2,19	7,67%
Virtuell, fremde AOÜF	13,1	-0,0124	0,90	0,74	0,96	6,26%

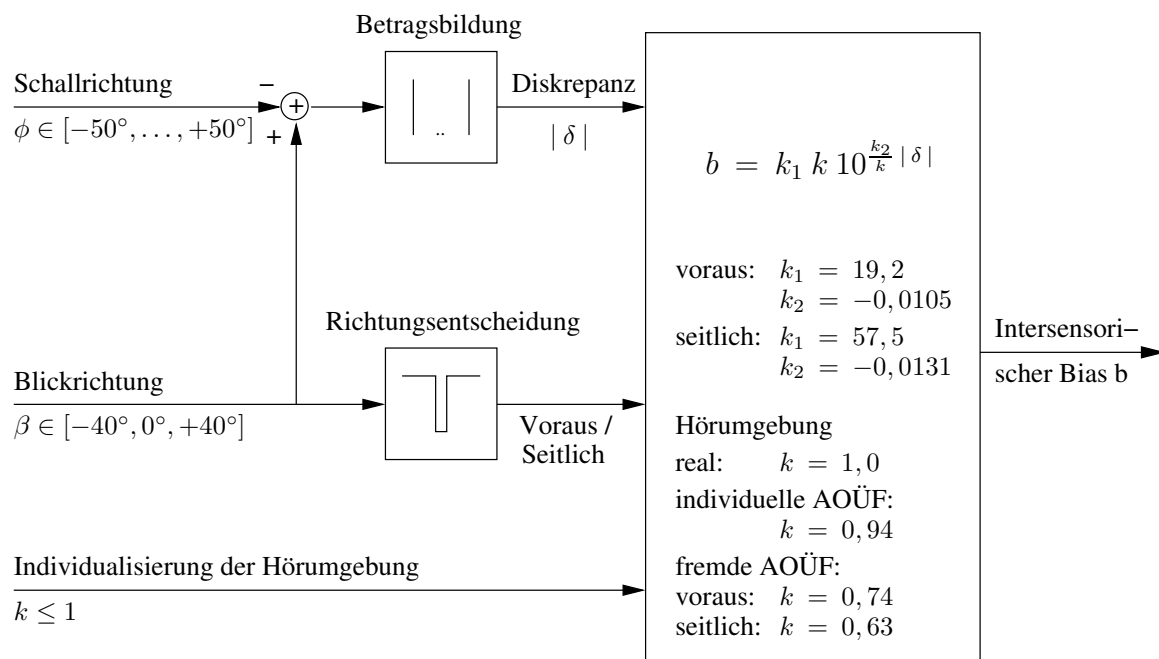
**Tab. 5.2:** Anpassung der Exponentialfunktion nach Gleichung 5.3 an die Ergebnisse zur Blickrichtungsabhängigkeit der auditiven Lokalisation in den verschiedenen Hörumgebungen aus den Abschnitten 5.2–5.4. Im oberen Teil sind die Anpassungen an die Ergebnisse der vorliegenden Studie für seitliche Fixation in den Richtungen  $\pm 40^\circ$  in der realen Hörumgebung, sowie der virtuellen mit individuellen und mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) gegeben. Weiterhin wurden die Daten von [Bertelson und Radeau \(1981\)](#), vgl. Abbildung 5.7, angepaßt. Unter „Anpassung 2 Faktoren“ sind die Anpassungskonstanten  $k_1$  und  $k_2$ , sowie der RMS-Fehler der Anpassung gegeben, wenn  $k = 1$ . „Anpassung 1 Faktor“ gibt die Anpassungskonstante  $k$  und den RMS-Fehler wieder, wenn die Ergebnisse mit  $k$  an die Parametrisierung  $k_1, k_2$  der realen Hörumgebung angepaßt werden.

stante  $k$  nimmt für die virtuellen Umgebungen kleinere Werte an – für die individuelle nur geringfügig, für die mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen jedoch deutlich. Da  $k < 1$  ist, nimmt der maximale Bias und die Reichweite der Interaktion mit abnehmender Individualisierung der Richtungsabbildung ab.

Zur Überprüfung des Ansatzes wurden die Ergebnisse von [Bertelson und Radeau \(1981\)](#) herangezogen, die die Richtungsverschiebung für verschiedene intersensorische Diskrepanzen angegeben haben (s.a. Abschnitt 5.7.1). In ihrer Studie wurden synchrone, gepulste Stimuli verwendet, so daß gegenüber der vorliegenden Studie von einer erhöhten „compellingness“ der Testsituation ausgegangen werden kann. In Abbildung 5.7 ist die Anpassung der Ergebnisse von [Bertelson und Radeau \(1981\)](#) über die Konstante  $k$  des Exponentialansatzes an die Parametrisierung zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie mit seitlicher Fixation in realer Hörumgebung dargestellt. Tabelle 5.2 gibt die Anpassungskonstanten wieder. Durch  $k > 1$  wird eine erhöhte Interaktion nahegelegt. Die Anpassung unterschätzt den Rückgang des intersensorischen Bias mit zunehmender Diskrepanz. In Anbetracht der gegenüber der vorliegenden Studie deutlich veränderten Versuchssituation in der Studie von [Bertelson und Radeau \(1981\)](#) liefert der Exponentialansatz jedoch eine sinnvolle Beschreibung der Daten dieser Studie.

Eine weitere Überprüfung des Exponentialansatzes erfolgte durch Anpassung der Interaktionsergebnisse der verschiedenen Hörumgebungen bei Blick  $0^\circ$  voraus, deren Ergebnisse in Tabelle 5.2 gegeben sind. Auch bei Blick voraus kann die Veränderung der Interaktion in der jeweiligen Hörumgebung nach Neuanpassung der Koeffizienten  $k_1, k_2$  mit nur einem Koeffizienten  $k$  beschrieben werden.

Abbildung 5.8 faßt den Ansatz zur Berechnung des intersensorische Bias aus der Schall-



**Abb. 5.8:** Modellhafte Darstellung der Ergebnisse der Lokalisationsversuche mit Fixation: Berechnung des intersensorischen Bias aus den Eingangsgrößen Schallrichtung, Blickrichtung und einem Parameter der Anpassung der Hörumgebung an die individuellen Richtungsmerkmale. Dieser Parameter wird für die reale Hörumgebung, sowie für die Hörumgebungen mit individuellen und ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) bestimmt.

und der Blickrichtung, sowie aus einem Parameter für die gewählte Hörumgebung überblicksartig zusammen. Aus der Differenz von Blick- und Schallrichtung wird durch Betragbildung die intersensorische Diskrepanz, also der Winkelabstand beider Stimuli, gebildet. Der Ansatz wird je nach Blickrichtung, voraus oder seitlich, parametrisiert. Der Einfluß der Hörumgebung zeigt sich in einem einzelnen Parameter  $k$ .

## 5.7 Diskussion

### 5.7.1 Richtungsabhängigkeit

Vor dem Hintergrund der Verwendung der neuen Lokalisationsmethode werden die Ergebnisse im folgenden diskutiert, wobei nur die Interaktionsergebnisse in realer Hörumgebung betrachtet werden können, da keine anderen Literaturdaten zur Verfügung stehen.

Weerts und Thurlow (1971) stellten mit Handzeigen bei Fixation von  $20^\circ$  seitlichen Lichtpunkten Heranschätzungen der voraus liegenden Richtungen von  $3^\circ$  fest, die im Laufe des Versuchs durch Adaptationseffekte auf  $9^\circ$  zunahmen. Bohlander (1984) fand Verschiebungen einer auf die Medianebene einzustellenden Schallquelle von  $1,5-2,9^\circ$  bei  $20^\circ$  und  $1,5-5,9^\circ$  bei  $45^\circ$  Diskrepanz, wobei Einflüsse durch die Aufmerksamkeitslenkung noch nicht berücksichtigt sind. Yao und Peck (1997) zeigten, daß Sakkaden auf auditorische Ziele einen Motorfehler aufweisen, der unabhängig von der Fixationsrichtung nur von der Richtungsdiskrepanz abhängt und bei  $40^\circ$  Diskrepanz eine Unterschätzung von  $12^\circ$  auf-

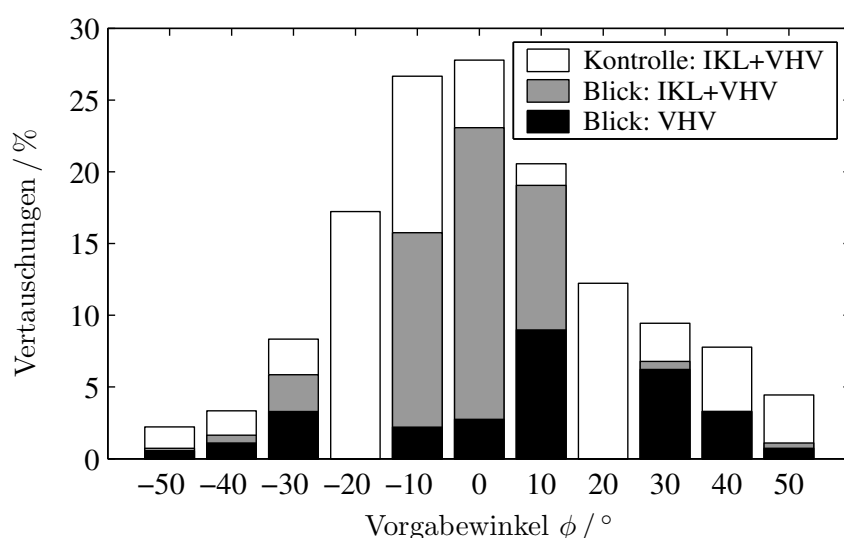
weist. Heranschätzungen konnten für die Vorausrichtung bei sichtbarer visueller Referenz und Fixation von  $45^\circ$  bzw.  $22^\circ$  seitlich auch mit einer 2-AFC-Methode in Höhe von  $3,2^\circ$  bzw.  $2,3^\circ$  durch Lewald (1997) nachgewiesen werden – ohne Referenz der Vorausrichtung jedoch nicht. Mit Kopfzeigen fand er ähnliche Werte, während Lewald (1998) mit einem Handzeiger entgegengesetzte und mit einem Lichtzeiger nur Effekte in der Vorausrichtung erhielt (Lewald und Ehrenstein, 1998). Bertelson und Radeau (1981) berichten Anziehungen von  $4^\circ/6,3^\circ/8,2^\circ$  bei Separationen von  $7^\circ/15^\circ/25^\circ$  bei unmittelbarer Antwort auf synchrone Stimuli.

Die in dieser Studie gefundenen Heranschätzungen von  $4^\circ$  bei  $10^\circ$ ,  $7^\circ$  bei  $30^\circ$  und  $6^\circ$  bei  $50^\circ$  Diskrepanz stimmen gut mit den Werten der Literatur überein. Eine Besonderheit dieser Studie ist der Nachweis von Interaktionseffekten über Diskrepanzen von  $50^\circ$  hinaus. Unter Berücksichtigung der geringen „compellingness“ der Testsituation können die gefundenen Effekte jedoch etwas groß erscheinen, da weder natürliche noch synchronisierte Stimuli verwendet wurden. Verschiedene Ursachen kommen für die relativ großen Effekte in Frage: Durch die erzwungene Fixation des Lichtpunktes kann auch die Aufmerksamkeit auf diesen gelenkt werden, was zu größeren Heranschätzungen führen kann (Bohlander, 1984). Nach Aufhebung der seitlichen Fixation ist die Ruhestellung der Augen in Richtung der vorhergehenden Fixation verschoben – voraus liegende visuelle Objekte erscheinen auf der entgegen liegenden Seite (Welch und Warren, 1986). Daher könnte der voraus liegende Anzeigepunkt nach seitlichem Blick in größerem Abstand von der Blickrichtung wahrgenommen werden, so daß er auf die Schallrichtung subjektiv näher zur Blickrichtung eingestellt werden muß. Allerdings ist die Fixationsdauer von unter 2 s so kurz, daß dieser Effekt keinen großen Wert annehmen dürfte, da er bei 30 s Fixation von  $40^\circ$  seitlich nur etwa  $2^\circ$  beträgt. Weiterhin könnte eine Modalität dominanter in der Interaktion werden, wenn sie auch die Antwortmodalität darstellt (Welch und Warren, 1980). Für die vorliegende Methode bedeutet dies, daß die visuelle Dominanz und damit die Anziehung erhöht werden könnte.

In den Blickrichtungsversuchen wurden Streuungen gefundenen, die etwa  $0,3^\circ$  kleiner als in den Lokalisationsversuchen ohne visuelle Referenz sind. Die Verbesserung der auditiven Lokalisation mit visueller Umgebungsinformation ist in der Literatur für texturierte Umgebungen nachgewiesen und wird als „visual facilitation effect“ bezeichnet (Jones und Kabanoff, 1975; Platt und Warren, 1972; Radeau und Bertelson, 1976; Shelton und Searle, 1980; Warren, 1970). Warren (1970) zeigt auch eine Verbesserung durch einen visuellen Referenzpunkt gegenüber der Lokalisation mit geschlossenen Augen, wobei Augenbewegungen auf das auditive Ziel die Lokalisation nochmals deutlich unterstützen (Jones und Kabanoff, 1975; Platt und Warren, 1972). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, daß auch ein *fixierter* Referenzpunkt eine leichte Verringerung der Lokalisationsstreuungen bewirkt. Die zielgerichtete Augenbewegung kurz vor der Anzeige ist anscheinend im Zusammenhang mit der *vorher* präsentierten visuellen Referenzrichtung ausreichend für die Verbesserung.

## 5.7.2 Vertauschungen

Nachdem im Rahmen der Lokalisationsversuche in Kapitel 4 bereits eine geringe Anzahl von Vertauschungen festgestellt wurde, soll hier der Frage nachgegangen werden, ob die visuelle Fixation die Vertauschungen weiter reduziert, oder ob die visuelle, voraus arbeitende Anzeigemethode bereits die möglichen Reduktionseffekte ausgeschöpft hat. In verschiedenen Arbeiten ist ein Einfluß von visueller Vorausinformation auf die Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV) postuliert worden, jedoch ohne den Effekt quantitativ zu untersuchen (Bronkhorst, 1995; Shinn-Cunningham *et al.*, 1996; Witkin *et al.*, 1952). Lediglich Jack und Thurlow (1973) haben gezeigt, daß eine Schallquelle direkt von hinten zeitweise aus der Richtung eines bewegten Sprechers voraus wahrgenommen wird, wobei der Effekt bei seitlichen Richtungsabweichungen stark abnimmt.

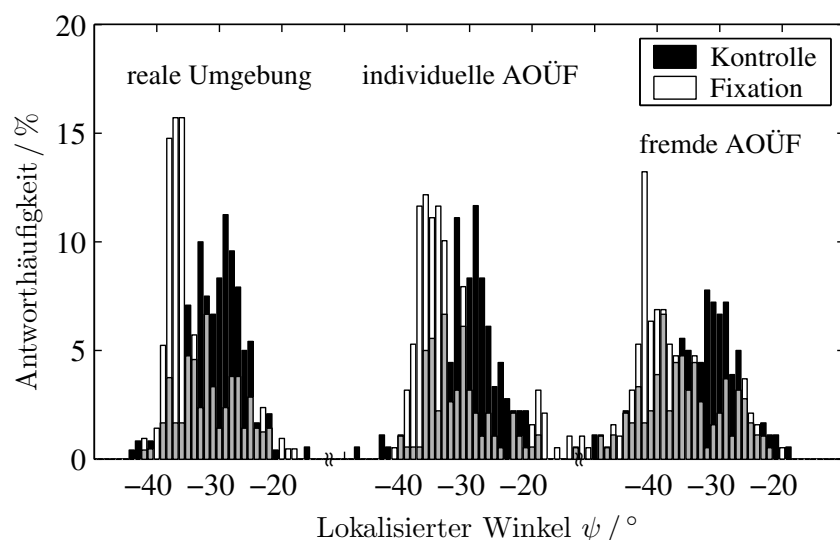


**Abb. 5.9:** Fixationseinfluß bei der Lokalisation von Schallquellen in virtueller Umgebung mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen: Relativer Anteil der Vorne-Hinten-Vertauschungen (VHV) und Im-Kopf-Lokalisationen (IKL) ohne Fixation (hell), mit Fixation (grau) und Anzahl der VHV bei Fixationseinfluß (schwarz).

Mit individuellen AOÜF traten keine Im-Kopf-Lokalisationen (IKL) auf. Die im Kontrollversuch bereits geringe Anzahl an VHV wurde um 69% gesenkt, d.h. auf etwa 0,1% gesamt. Mit fremden AOÜF traten, wie in Abbildung 5.9 ersichtlich, insbesondere voraus bis zu 20% IKL auf, während die Gesamtzahl um 14% gegenüber dem Kontrollversuch abnahm. Die VHV waren ebenfalls voraus am häufigsten, erreichten aber nur eine Häufigkeit von 10%. Gegenüber dem Kontrollversuch nahmen sie auf die Hälfte ab. Die Fixation der voraus liegenden Richtungen wirkt sich demnach auf die Vertauschungen aus und reduziert insbesondere die VHV. Dieser Effekt tritt insbesondere mit fremden AOÜF auf und könnte daher in technischen Anwendungen genutzt werden. Vor diesem Hintergrund ist die Reduktion der Vertauschungen auf die Hälfte trotz der visuellen Anzeigemethode interessant, die evtl. durch eine erhöhte „compellingness“ der Interaktionssituation gesteigert werden könnte. Bei synchronen, bewegten, natürlichen Stimuli, z.B. in Telekonferenzen, könnte es daher möglich sein, die durch die Vertauschungen auftretenden Diskrepanzen weitestgehend aufzulösen, insbesondere wenn sich die Personen nicht voraus befinden.

### 5.7.3 Erklärungsansätze für den Rückgang der Interaktion

Die Fragestellung für die Untersuchungen zum Ventriloquismuseffekt war, ob die auditiv-visuelle Interaktion mit reduzierter auditorischer Richtungsinformation in derselben Weise wirkt, wie wenn die volle, individuelle Information zur Lokalisation zur Verfügung steht. Vor dem Hintergrund der visuellen Dominanz wurde eine Vergrößerung der Richtungsverschiebungen mit dem Rückgang der auditorischen Information postuliert. Die Ergebnisse zeigen, daß eine Nachbildung der Schallquellen über Kopfhörer mit individuellen AOÜF ausreichend realistisch ist, damit die Interaktion zwischen der auditiven und visuellen Modalität im Sinne des Ventriloquismuseffektes nicht verändert erscheint. Trotz der Optimierung der fremden AOÜF durch deren Auswahl werden mit diesen geringere Richtungsverschiebungen festgestellt, d.h. daß auch bei individuell-optimierter Annäherung fremder AOÜF an die individuellen perzeptiven Gewohnheiten der Richtungswahrnehmung und -abbildung dennoch eine Veränderung der auditiv-visuellen Interaktion auftritt. Der Rückgang der Richtungsverschiebungen tritt entgegen der eingangs gestellten These auf.



**Abb. 5.10:** Histogramme der Lokalisationsantworten aller Versuchspersonen zur Schallrichtung  $-30^\circ$  ohne (dunkel) und mit Fixation (hell), bei Blick auf  $-40^\circ$  und Lokalisation in allen drei Hörumgebungen. Graue Werte zeigen das jeweilige Minimum bei Überlappungen an. Nach Daten der Abschnitte 4.2–4.4 und 5.2–5.4.

Die Betrachtung der Histogramme der Lokalisationsantworten der Versuchspersonen in Abbildung 5.10 liefert mögliche Ansätze zur Erklärung des gefundenen Rückgangs der Richtungsverschiebungen in der virtuell-fremden Hörumgebung gegenüber den anderen Umgebungen. Die Histogramme zeigen, daß in der realen und der virtuell-individuellen Hörumgebung keine Häufung der Antworten *in* Blickrichtung auftritt, sondern eine Verschiebung der Antworten hin zur visuellen Richtung stattfindet. Dies deutet auf eine Verschiebung der Position der Schallquelle in einer neuronalen Karte hin (Auerbach und Sperling, 1974; Radeau, 1994a, vgl. Abschnitt 1.3.4). In den Histogrammen zu den Ergebnissen der virtuell-fremden Hörumgebung ist eine Verbreiterung des Antwortmusters sichtbar. Insbesondere treten jedoch gehäuft Antworten in Blickrichtung auf, während in den anderen Hörumgebungen das Antwortmaximum deutlich zur Blickrichtung abgegrenzt liegt. Diese Veränderung im Antwortverhalten deutet auf eine Veränderung der Interaktion hin.

Eine Erklärungsmöglichkeit für den Rückgang der Interaktion in der virtuell-fremden

Hörumgebung liefert die Betrachtung der „compellingness“, der „Überzeugungskraft“ der Interaktionssituation. In der Einleitung wurde gezeigt, daß eine nicht-synchrone Darbietung oder eine größere Diskrepanz der auditiven und visuellen Objekte, sowie eine Reduktion der kontextuellen Übereinstimmung oder der Übereinstimmung mit dem Vorwissen, zusammengefaßt also ein Rückgang des Realismus der Interaktionssituation, den Ventriloquismus reduziert. Die Reduktion der Richtungsinformation in der virtuell-fremden Hörumgebung bewirkt eine Verringerung der Klarheit und Natürlichkeit des auditiven Richtungsabbildes gegenüber den anderen Hörumgebungen. Daher könnte angenommen werden, daß diese Verringerung der Natürlichkeit der auditiven Richtung die „compellingness“ der Interaktionssituation reduziert.

Eine Ursache für den Rückgang der Interaktion in der virtuell-fremden Hörumgebung im Vergleich zu den anderen Umgebungen könnte in der verschlechterten Präzision der Richtungsabbildung in dieser Umgebung liegen. Fehler in der absoluten Position bleiben durch Betrachtung relativ zu den Kontrolldaten ohne Auswirkungen, sofern keine Interaktionsveränderungen aufgrund der Richtungsänderung auftreten. Für den starken Rückgang der Interaktion bei Abständen größer  $30^\circ$  spielen die Abbildungsfehler von wenigen Grad daher keine Rolle. Neben dem mittleren Abbildungsfehler tritt jedoch eine Erhöhung der Streuungen mit fremden AOÜF trotz der Auswahl auf. Die Quelle erscheint weniger präzise ortbar und diffuser (vgl. „compellingness“). Eine derartige Veränderung der Wahrnehmung von Schallrichtungen tritt auch mit schlecht ortbaren Schallen auf, z.B. schmalbandigem Rauschen. Der Einfluß des breiteren Richtungsabbildes in der virtuell-fremden Hörumgebung auf den Ventriloquismuseffekt wurde in einer Interaktionsstudie in realer Hörumgebung mit einem diffus abbildenden Schall untersucht, deren Ergebnisse in Anhang A.1 gegeben sind. Der in dieser Studie verwendete Schall ruft etwa dieselben Lokalisationsstreuungen hervor, wie sie in der virtuellen Umgebung mit fremden AOÜF beobachtet wurden. Im Gegensatz zur virtuell-fremden Umgebung wurde jedoch *kein* Rückgang der Interaktion mit dem diffuseren Schall festgestellt. Die schlechtere, diffusere Richtungsabbildung mit fremden AOÜF sollte demnach nur eine untergeordnete Rolle bei der Interaktion mit visuellen Stimuli spielen.

Eine weitere Ursache für den beobachteten Rückgang der Interaktion in der virtuell-fremden Umgebung könnte im wahrgenommenen Abstand der Schallquelle liegen, der mit fremden AOÜF i.a. geringer als mit individuellen AOÜF ist. So konnte in einer Interaktionsstudie mit lateralisierten Schallen („Abstand Null“, IKL), die in Anhang A.2 zusammengefaßt ist, keine Richtungsverschiebung der auditiven Richtung hin zur visuellen gefunden werden.

#### 5.7.4 Technische Anwendungen

Ein Rückgang der Interaktion zwischen auditiven und visuellen Objekten bei Darbietung der Schalle über fremde AOÜF kann Auswirkungen auf verschiedene Anwendungen von audio-visuellen Displays haben. Bei Anwendungen, die auf dem Ventriloquismuseffekt basieren, wie z.B. Heimkinoapplikationen oder Telekonferenzen, träten Richtungsdiskrepanzen häufiger störend bei Synthese der Audiokomponente mit fremden AOÜF zutage. Da in diesen Massenanwendungen fremde AOÜF verwendet werden müssen, kann der negative

Effekt nicht durch Individualisierung des Displays reduziert werden. Sollte die reduzierte Externalisation die Ursache für den Rückgang der Interaktion darstellen, ließe sich durch eine Nachführung der AOÜF entsprechend der Kopfbewegungen eine Verbesserung erzielen („head tracking“). In Anwendungen, bei denen der auditorische Kanal die Richtungsinformation trägt, wie z.B. beim Sonar, ist ein Rückgang der visuellen Beeinflussung der auditiven Richtungswahrnehmung erwünscht. Aus diesem Grund gezielt fehlangepaßte AOÜF zu implementieren, birgt die Gefahr, daß sich die diffusere Richtungsabbildung insgesamt ungünstig auswirkt. In Schaltwartenapplikationen, in denen über den auditorische Kanal Zustandsinformation übermittelt wird, oder dieser zur Aufmerksamkeitslenkung genutzt wird, ist das Problem vielschichtiger. Zum einen wurde festgestellt, daß die Identifikation von auditorischer Information durch eine gute Richtungsabbildung verbessert wird, wobei durch gleichzeitig dargebotene visuelle Information keine Steigerung erzielt wird (Doll und Hanna, 1996). Andererseits könnte die Richtungsabbildung, und damit evtl. die Aufmerksamkeitslenkung, nach den vorliegenden Erkenntnissen bei sehr guter auditiver Richtungsabbildung und konzentrierter Fixation von diskrepanten Richtungen paradoxerweise verschlechtert sein. Identifikationsuntersuchungen im Beisein des Ventriloquismuseffektes bei gleichzeitiger Präsenz mehrerer visueller Stimuli könnten diese Frage klären. Wissenschaftliche Untersuchungen zum Verhalten bei audio-visueller Reizung sollten nach den vorliegenden Erkenntnissen ausschließlich individuelle AOÜF verwenden. Die Anforderungen an die akustische Reproduktion sind für diese Experimente höher einzustufen als bisher angenommen (Colonus, 1998). Zusammenfassend bleibt festzuhalten, daß die Natürlichkeit der meisten aktuellen Applikationen von audio-visuellen Displays durch Verwendung von individuellen AOÜF gesteigert werden könnte, weil die Interaktion zwischen beiden Modalitäten erhöht wird und etwa die unter natürlichen Bedingungen erreicht.

## 5.8 Zusammenfassung

Der Ventriloquismuseffekt bezeichnet die Verschiebung einer auditiven Richtung hin zu einer diskrepanten visuellen, so daß beispielsweise die Stimme eines Bauchredners am Puppenmund wahrgenommen wird. Zur Beschreibung des Effektes wurde die Lokalisation auditiver Richtungen in der realen Hörumgebung, der virtuellen mit fremden, ausgewählten und der mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen untersucht, wenn gleichzeitig zur Schalldarbietung Lichtpunkte in den Richtungen  $-40^\circ$ ,  $0^\circ$  und  $+40^\circ$  fixiert wurden. Die Interaktionsuntersuchungen zeigen, daß die auditive Richtung in allen drei Hörumgebungen deutlich in Blickrichtung verschoben ist. Die Richtungsverschiebungen nehmen in der realen und der virtuell-individuellen Hörumgebung bis zu einer Diskrepanz zwischen akustischem und visuellem Reiz von  $30^\circ$  auf etwa  $9^\circ$  zu, um darüber leicht abzunehmen. So treten bei  $90^\circ$  Diskrepanz noch Verschiebungen um  $6^\circ$  auf. In der virtuellen Umgebung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen betragen die Richtungsverschiebungen bei  $30^\circ$  Diskrepanz  $6^\circ$ , um für größere Diskrepanzen auf Werte von wenigen Grad abzunehmen. Dieser signifikante Rückgang der Richtungsverschiebungen steht im Gegensatz zur These der visuellen Dominanz, die besagt, daß die auditive Richtung stärker zur visu-

ellen verschoben ist, wenn individuelle akustische Lokalisationsmerkmale mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen nicht abgebildet werden. Die diffusere Richtungsabbildung in virtueller Hörumgebung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen konnte als Ursache für den Rückgang der Richtungsverschiebungen ausgeschlossen werden. Als weitere Ursache kommt eine veränderte Entfernungsabbildung in Frage.

Die Ergebnisse der Studie belegen erstmals quantitativ, daß die Fixation eines visuellen Objektes die Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen und Im-Kopf-Lokalisationen beeinflusst. Während in der virtuellen Umgebung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen bei auditiver Lokalisation ohne Beeinflussung durch visuelle Objekte 6,5% Vorne-Hinten-Vertauschungen auftreten, sinkt diese Anzahl mit Fixation eines Lichtpunktes auf 3,5%, also etwa auf die Hälfte. Die Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen nimmt von 6,2% auf 4,9% ab.

Wird die Heranschätzung der auditiven an die visuelle Richtung quantitativ als intersensorischer Bias, also relativ zur Diskrepanz ausgedrückt, so wird ein exponentieller Abfall mit zunehmender Diskrepanz sichtbar. Wird dafür ein quantitativer Zusammenhang in der realen Hörumgebung angegeben, so können die Ergebnisse der anderen Hörumgebungen über nur einen zusätzlichen Parameter angepaßt werden. Für die virtuelle Hörumgebung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen zeigt sich ein Rückgang des maximalen intersensorischen Bias und der Reichweite der Interaktion zu großen Diskrepanzen.

In Anwendungen von audio-visuellen Displays, die die Audiokomponente über fremde Außenohrübertragungsfunktionen synthetisieren („virtual surround sound“), könnte den vorliegenden Ergebnissen zufolge eine systembedingte audio-visuelle Diskrepanz deutlicher wahrgenommen werden. Die Toleranz gegenüber Diskrepanzen kann durch Individualisierung der Außenohrübertragungsfunktionen gesteigert werden.



# Lokalisation mit Cochlea Implantat

---

Dieses Kapitel stellt Lokalisationsstudien mit Cochlea Implantat-Patienten vor, die ein Hörgerät oder ein zweites Implantat auf dem kontralateralen Ohr tragen. Cochlea Implantate sind elektronische, sensorische Prothesen, die aus dem Schall ein Reizmuster ableiten und damit den Hörnerv elektrisch stimulieren. Die Untersuchungen klären, ob die von den Implantaten übermittelte Information zur Richtungsbestimmung ausreicht und welche Anteile zur Lokalisation beitragen.

## 6.1 Einleitung

Cochlea Implantate (CI) haben sich in den letzten Jahren zu der wahrscheinlich erfolgreichsten elektronischen sensorischen Prothese entwickelt. Der klinische Erfolg ist so groß, daß bereits Patienten mit einseitigem Resthörvermögen auf dem kontralateralen Ohr implantiert werden und CI und Hörgerät (HG) gemeinsam mit Erfolg nutzen. Diese Personen berichten von einem gesteigerten Sprachverständnis und einer besseren Musikwahrnehmung, wenn das Hörgerät auf dem Ohr mit Resthörvermögen nach erfolgreicher Implantation des anderen Ohres weiter getragen wird. In jüngster Zeit wurden bei ausgewählten Patienten auch bilaterale CI-Versorgungen vorgenommen.

Mit wenigen Ausnahmen wurde bisher nur das Sprachverständnis mit Implantat betrachtet, da seine Wiederherstellung Hauptziel der Implantation ist. Die seit kurzer Zeit vorgenommenen bilateralen Versorgungen stellen auch binaurale Information bereit. Inwieweit diese Information von Patienten mit Cochlea Implantat auf der einen und Implantat oder Hörgerät auf der anderen Seite zur auditiven Lokalisation herangezogen werden kann, wird im Folgenden untersucht. Im Rahmen der Untersuchungen wurde die neu entwickelte Lichtzeigermethode für die audiologische Anwendung adaptiert und getestet.

### Lokalisation mit einem Cochlea Implantat

[Gray und Baguley \(1993\)](#) untersuchten die Lokalisation von Schallen im Raum mit unilateraler CI-Versorgung bei zugelassenen Kopfbewegungen und fanden eine Identifikations-

leistung innerhalb der vier Quadranten von 43%. Kürzlich stellten [Luntz et al. \(2002\)](#) eine Studie vor, in der monaurale CI-Träger fünf Lautsprecher im 45°-Abstand in der vorderen horizontalen Ebene identifizierten, wobei der Testschall ein 1 kHz-Sinuston war. Die CI-Träger erreichten eine durchschnittliche Häufigkeit richtiger Antworten von 27,5%. Durch Training konnte diese relative Anzahl korrekt identifizierter Richtungen auf 66,5% erhöht werden, wobei Normalhörende mit unilateralem Gehörschutz ohne Training im Mittel nur in 22,4% richtige Antworten abgaben.

### **Bimodale Versorgung mit Cochlea Implantat und Hörgerät**

Eine Ausnutzung der binauralen Information von CI und HG wurde bisher nur von [Doolley et al. \(1993\)](#) berichtet. Sie stellten eine Verbesserung des Sprachverständnisses mit einem binauralen Prozessor mit bilateraler gegenüber unilateraler Versorgung für Schalle von voraus fest. [James et al. \(2001\)](#) wiesen eine Maskierungswirkung von Schallen auf der CI-versorgten Seite auf das kontralaterale, mit einem Hörgerät versorgte Ohr nach. Die Maskierung von Schallen auf der CI-Seite durch Schalle auf der HG-Seite wurde ebenfalls festgestellt. [Tyler et al. \(2002b\)](#) zeigten kürzlich eine Steigerung der Seitenidentifikationsfähigkeit bei bimodaler Versorgung mit CI und HG gegenüber unilateraler Versorgung. Identifikationsstudien mit mehreren Lautsprechern oder Lokalisationsstudien sind bisher nicht in der Literatur beschrieben worden.

### **Bilaterale Cochlea Implantat-Versorgung**

Nur wenige Arbeiten befassen sich mit der Lokalisationsfähigkeit bei bilateraler CI-Versorgung. [Van Hoesel et al. \(2002\)](#) konnten kürzlich mit einem bilateral versorgten Patienten eine gute Identifikationsfähigkeit für voraus liegende Schallrichtungen nachweisen. [Tyler et al. \(2002a\)](#) zeigten dagegen vor kurzem nur eine verbesserte Identifikation der beiden seitlichen Richtungen  $\pm 45^\circ$ . Weitere Studien wiesen ein verbessertes Sprachverständnis mit zwei Implantaten nach, das hauptsächlich auf der Ausnutzung des Kopfschattens beruhte ([van Hoesel et al., 2002, 1993](#); [Lawson et al., 2000, 1998](#); [Müller et al., 2002](#); [Schön et al., 2002](#); [Tyler et al., 2002a](#)). In verschiedenen Diskriminationstests wurde schon vor einiger Zeit ein bilateraler Vorteil erkannt ([Green et al., 1992](#)). Untersuchungen zur Wahrnehmung von interauralen Zeitdifferenzen (ITD) mit bilateraler CI-Versorgung zeigten eine gegenüber Normalhörenden deutlich schlechtere Detektionsschwelle, die im Millisekundenbereich liegen kann ([van Hoesel und Clark, 1997](#); [van Hoesel et al., 1993](#); [Lawson et al., 2000](#)). Neuere Untersuchungen fanden dagegen in manchen Testbedingungen auch niedrigere ITD-Schwellen von 50–500  $\mu s$  ([van Hoesel et al., 2002](#); [Lawson et al., 2000, 1998](#); [Senn et al., 2002](#)). Die Empfindlichkeit des lateralen Richtungsabbildes ist für interaurale Pegeldifferenzen (ILD) gegenüber ITD größer ([van Hoesel et al., 1993](#)). Die ILD-Schwelle ist gering und beträgt am Nerven einige wenige Amplitudenschritte des Reizstromes vom Implantat (z.B. Detektion von 16  $\mu A$  Änderung bei Reizstrom 1,1 mA, [Lawson et al., 1998](#)). Die „außen“ wirksame ILD hängt von der Anpassung des zum CI-System gehörenden Sprachprozessors ab und kann 1–4 dB betragen ([Senn et al., 2002](#)). Bei bilateraler CI-Versorgung oder Versorgung mit CI und HG ist die Fusion der binauralen Information zu einem Richtungsperzept nicht immer gegeben, so daß zwei Abbilder

des Schalles im Kopf gehört werden können (van Hoesel *et al.*, 1993; Tyler *et al.*, 2002b).

## Informationsreduktion mit Cochlea Implantaten

Cochlea Implantate führen eine starke spektrale und amplitudenbasierte Informationsreduktion durch. Häufig führt eine Schädigung der Spiralganglienzellen des Hörnervs zu einer Reduktion des Dynamikbereichs. Die cochleäre Kompression, die im gesunden Ohr durch die äußeren Haarzellen zur Erweiterung des Dynamikbereichs und zur Erhöhung der Frequenzselektivität beiträgt, ist mit Cochlea-Implantaten nicht vorhanden (Zwicker und Fastl, 1999). Darüber hinaus werden die elektrischen Impulse des Implantats synchronisiert an den Hörnerv weitergegeben, so daß die natürliche, nahezu zufällige zeitliche Verteilung der Spikes auf dem Nerven einer deterministischen Verteilung weicht (Klinke und Hartmann, 1997). Der Sprachprozessor verarbeitet vom weiten akustischen Dynamikbereich nur einen Ausschnitt zwischen einer unteren und einer oberen Schwelle. Dieser Bereich wird in zwei Stufen an den geringeren Dynamikbereich am Nerv angepaßt. Nach einer Kompression des akustischen Signals wird die Hüllkurveninformation in einzelnen Frequenzbändern extrahiert und entsprechend einer logarithmischen Kennlinie in den Reizstrom der jeweiligen Elektrode umgesetzt. Dabei findet eine zweite Anpassung zwischen den Schwellen des gerade wahrnehmbaren und des maximalen Reizstromes statt. Diese Mechanismen führen zu einer gegenüber Normalhörenden veränderten Pegelwahrnehmung. Die Reizung mit Stromimpulsen an diskreten Zeitpunkten verschlechtert das zeitliche Abbildungsverhalten.

Wird ein CI in Kombination mit einem HG getragen, werden beide Seiten auf unterschiedliche Art und Weise stimuliert – direkte Hörstimulation durch ein elektrisches Feld im Unterschied zur physiologischen Anregung durch Depolarisation der verbliebenen Haarzellen. Eine perzeptive Integration dieser andersartigen Anregung ist nicht selbstverständlich. Die Verarbeitung des akustischen Dynamikbereichs erfolgt bei konventionellen Hörgeräten gegenüber dem CI-Sprachprozessor unterschiedlich in verschiedenen Frequenzbändern, so daß die Abbildung der ILD gestört ist. Die ITD erhalten durch die unterschiedliche Verarbeitungsdauer in Hörgerät und Sprachprozessor einen Versatz. Dieser tritt bei der Reizung mit zwei CI zwar nicht auf, jedoch vergrößert sich interaural die zeitliche Unsicherheit der diskreten Strompulse. Aufgrund dieser ungünstigen Voraussetzungen ist es um so interessanter zu sehen, ob in beiden Patientengruppen die Möglichkeit zur horizontalen Lokalisation nachgewiesen werden kann.

## 6.2 Versuchspersonen

### 6.2.1 Bimodale Gruppe: Cochlea Implantat und Hörgerät

Elf postlingual ertaubte Erwachsene, sieben weiblich, vier männlich, mit Cochlea Implantat (CI) auf der einen Seite und Resthörvermögen auf dem kontralateralen Ohr, nahmen an den Lokalisationsversuchen teil. Mit einer Ausnahme waren sie mit dem Mehrkanal-

VP	Alter Jahre	Erfahrung CI / Jahre	Ertaubung Jahre <sup>a</sup>	Äthiologie	CI- Typ	CI- Seite	HG- Anwendung <sup>b</sup>	
HS	28,8	0,8	5,9	Trauma	C40+	rechts	ja	
DT	79,4	2,0	2,8	prog. degen.	CI24M	links	ja	
PG	59,8	1,7	0,3	Hörsturz	C40+	links	nein	
BH	34,2	0,5	1,8	prog. degen.	C40+	rechts	nein	
JJ	49,8	1,3	1,3	toxisch	C40+	links	ja	
RM	25,9	2,3	10,5	prog. degen.	C40+	links	ja	
EK	74,3	1,0	0,7	prog. degen.	C40+	links	nein	
AB	33	0,5	20,9	prog. degen.	C40+	links	ja	
RL	63,0	1,1	2,5	prog. degen.	C40+	rechts	nein	
EM	22,5	2,0	0,8	Cogan Syndr.	C40+	links	nein	
IS	76,3	0,7	0,7	prog. degen.	C40+	rechts	ja	

VP	Reintonaudiogramm, dB HV				PTA <sup>c</sup> dB	Satzverstehen <sup>d</sup>		
	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz		HG	CI	CI+HG
HS	50	68	80	85	66	100	99	100
DT	61	78	81	120	73	100	81	100
PG	80	80	75	72	78	2	95	98
BH	76	72	90	100	79	0	82	76
JJ	79	80	80	69	80	0	69	81
RM	91	92	90	72	91	1	72	77
EK	105	89	80	81	91	18	94	91
AB	90	100	110	x	99	44	2	43
RL	90	108	118	x	105	6	84	93
EM	105	105	112	110	107	10	90	95
IS	105	120	x	x	113	6	65	79

<sup>a</sup>Dauer der Ertaubung in Jahren vor der Implantation.

<sup>b</sup>Tragen des Hörgerätes im Alltag vor der Studie.

<sup>c</sup>PTA: Durchschnittlicher Hörverlust (pure tone average) bei 500 Hz, 1 kHz und 2 kHz in dB.

<sup>d</sup>Oldenburger Satztest: Sprachverständnis in Prozent ohne Störgeräusch.

**Tab. 6.1:** Überblick über die Versuchspersonen mit bimodaler Hörgeräteversorgung in der Reihenfolge des durchschnittlichen Hörverlusts. Ergebnisse zum Sprachverstehen nach [Baumann und Seeber \(2001\)](#).

Implantat Combi 40+<sup>1</sup> versorgt. Eine Person trug das Implantat CI24M<sup>2</sup>. Tabelle 6.1 stellt die demographische Information über die Versuchspersonen zusammen. Zusätzlich sind die Ergebnisse dieser Versuchspersonen (VP) in Sprachverständlichkeitsuntersuchungen ohne Störgeräusch mit dem Oldenburger Satztest für die Bedingungen nur CI, nur Hörgerät (HG), sowie CI und HG, gegeben, die einer parallelen Studie von Baumann und Seeber entstammen ([Baumann und Seeber, 2001](#)). Die VP weisen stark unterschiedliches Sprachverstehen auf. Alle VP haben ihr Implantat zu Studienbeginn mindestens sechs Monate genutzt.

<sup>1</sup>Med-El GmbH, A-6020 Innsbruck, Österreich.

<sup>2</sup>Nucleus/Cochlear Corporation, Lane Cove NSW 2066, Australien.

Das Implantat Combi 40+ besteht aus einer Anordnung von zwölf aktiven Elektroden mit einem Abstand von 2,4 mm, während beim Implantat CI24M 22 aktive Elektroden im 0,75 mm-Abstand angeordnet sind. Beide Implantate weisen eine extracochleäre Gegenelektrode auf, die am Schädel in der Nähe des M. Temporalis angebracht ist. Die Elektroden werden durch einen implantierten Stimulator aktiviert, der digital-codierte Signale vom Sprachprozessor über eine induktive Verbindung erhält. Beim Implantat Combi 40+ erfolgt die Reizung mit Strompulsen im monopolaren Modus, wobei die Gegenelektrode als Referenz dient. Das CI24M wurde ähnlich eingestellt, jedoch diente eine weitere am Gehäuse integrierte Elektrode als zweite Referenz (MP 1+2 Modus). Die Elektrodenanordnung war bei den meisten VP vollkommen in die Cochlea eingeführt, nur bei VP JJ lagen drei Elektroden außerhalb der Cochlea und mußten deaktiviert werden. Alle VP nutzten einen Sprachprozessor, der hinter dem Ohr getragen wird. Der Tempo+-Sprachprozessor versorgt das Implantat Combi 40/40+ mit einer hohen Reizrate entsprechend der „continuous interleaved sampling“ Strategie (CIS) (Zierhofer *et al.*, 1995), während das CI24M die Daten mit einer niedrigeren Rate (SPEAK-Strategie) an den Hörnerven abgibt (Skinner *et al.*, 1994).

Während die meisten VP einen hohen durchschnittlichen Hörverlust (Spalte PTA: pure tone average) auf dem nicht-implantierten Ohr aufweisen, liegt dieser bei den Patienten HS und DT bei nur 66 dB bzw. 73 dB. Diese beiden und vier weitere VP (JJ, RM, AB, IS) nutzten ihr Hörgerät zu Beginn der Studie täglich, wie der Spalte zur Anwendung des Hörgerätes zu entnehmen ist. Im Rahmen der Studie wurde allen VP ein HG gleicher Bauart nach dem NAL RP Verfahren angepaßt (Keidser *et al.*, 1996), welches sie zusammen mit dem Implantat tragen sollten<sup>3</sup>. Das Studienhörgerät verfügt über eine zuschaltbare Richtmikrofontechnik. Programm 1 (P1) des Hörgerätes wurde im omnidirektionalen Mikrofonmodus programmiert, Programm 2 (P2) verwendete das Richtmikrofon. Nach einer Eingewöhnungszeit von mindestens einer Woche erfolgte eine Feinanpassung der Hörgeräteeinstellung. In der Folge fanden die Untersuchungen zur Sprachverständlichkeit und zur Lokalisation statt. Einige Untersuchungen, vornehmlich nur mit HG, fanden in einer zweiten Sitzung in zeitlichem Abstand statt, verwendeten jedoch die damals gefundenen Einstellungen. Sie sind hier besonders gekennzeichnet.

## 6.2.2 Bilaterale Gruppe: Cochlea Implantat, beidohrig

Vier Patienten mit bilateraler Versorgung mit CI nahmen an den Lokalisationsversuchen teil. Tabelle 6.2 gibt einen Überblick über sie. Alle trugen das Implantat C40/C40+ von Med-El und erhielten ihr erstes Implantat vor 2,2–6,7 Jahren. Sie waren mindestens 0,8 Jahre bilateral versorgt. Alle VP erhielten eine Aufwandsentschädigung für die Teilnahme an den Experimenten.

---

<sup>3</sup>Phonak PZ A 4 „Power Zoom“, maximale Verstärkung 79 dB, maximaler Schalldruckpegel am Ausgang 144 dB/SSPL, DIN IEC 118-0.

VP	Alter Jahre	Erfahrung <sup>a</sup>		Ertaubung <sup>b</sup>		Äthiologie <sup>c</sup>		Implant		Seite 1. CI
		1. CI	2. CI	1. CI	2. CI	1. CI	2. CI	1.	2.	
BW	49,1	2,9	1,9	1,1	2,1	Otosklerose		C40+	C40+	rechts
IB	65,1	2,2	1	>20	10	pd.	Menier	C40+	C40+	rechts
KH	51,3	6,5	0,9	21	21	pd.	SHT	C40	C40+	rechts
RL	19,8	6,7	0,8	>10	>10	prog. hereditär		C40+	C40+	links

<sup>a</sup>Erfahrung mit dem jeweiligen CI in Jahren.

<sup>b</sup>Dauer der Ertaubung vor Implantation des jeweiligen Ohres in Jahren.

<sup>c</sup>pd: progredient degenerativ, SHT: Schädel-Hirn-Trauma.

**Tab. 6.2:** Überblick über die Versuchspersonen mit bilateraler CI-Versorgung. Die Versuchspersonen sind nach ihrer Hörerfahrung mit zwei Cochlea-Implantaten sortiert.

### 6.3 Methode

Das Lokalisationsvermögen von Schwerhörigen ist häufig deutlich gegenüber dem von Normalhörenden reduziert, so daß große Streuungen und Richtungsverschiebungen bei der Anzeige der lokalisierten Richtung zu erwarten sind. Bei der in Abschnitt 2.3 vorgestellten Lichtzeigermethode zeigen die Versuchspersonen die wahrgenommene Richtung mit einem einstellbaren Lichtzeiger an. Dieser Lichtzeiger setzt in jedem Einzelversuch in der Nähe der vorgegebenen Schallrichtung ein und vermittelt daher VP mit schlechtem Hörvermögen Information über die Schallrichtung. Bei festem Einsatzort des Lichtpunktes bei 0° voraus werden dagegen Richtung und Streuung der Anzeige eindeutig von der Versuchsperson bestimmt. Daher wird diese in Abschnitt 2.4.2 beschriebene Variante der *Pro De Po*-Methode in den Versuchen mit CI-Patienten verwendet.

Wird der Pegel des Testschalls im Versuch konstant gehalten, können VP mit unilateralem Hörvermögen aus den monauralen Pegelunterschieden durch den Kopfschatten auf die Richtung schließen. Schalle, die leiser erscheinen, kommen bei unilateraler Versorgung von der Seite mit schlechterem Hörvermögen, während lauter erscheinende Schalle von der besseren, mit der Hörhilfe versorgten Seite kommen. Monaurale spektrale Information, die beispielsweise in der Dämpfung hoher Frequenzen durch den Kopfschatten besteht, ist in diesem Fall zur Lokalisation nicht unbedingt nötig. Durch eine Variation des Pegels des Testschalls kann jedoch die Auswertung der spektralen Information weitestgehend erzwungen werden, da der Gesamtpegel keine eindeutige Richtungsinformation mehr trägt. Im Vergleich zur Untersuchung mit Normalhörenden wird für die CI-Patienten der mittlere Pegel um 10 dB erhöht und quasi zufällig im Bereich 66–76 dB in 3 dB-Schritten variiert. Trotz der Anhebung des Pegels waren die leisesten Testschalle für einige Versuchspersonen an der Grenze der Hörbarkeit.

Der Testschall besteht aus breitbandigen, gepulsten Rauschfolgen (5 Pulse, Pulsdauer 30 ms, Pausendauer 70 ms), die ebenfalls in den anderen Versuchen dieser Arbeit verwendet wurden (vgl. Abschnitt 2.3). Wie die Arbeiten verschiedener Autoren gezeigt haben, sind CI-Träger in der Lage, zeitliche Pausen von wenigen Millisekunden an derselben Elektrode wahrzunehmen (Busby und Clark, 1999; Hanekom und Shannon, 1998; Tong *et al.*, 1988). Deshalb ist anzunehmen, daß auch unsere CI-Träger die Pulse im Testschall einzeln

auffösen können. Als Lokalisationsmethode kam also eine Fusion der Lichtzeigermethode mit festem Lichtpunkteinsatz, wie in Abschnitt 2.4.2 beschrieben, mit der Methode mit variablem Pegel aus Abschnitt 2.4.3 zur Anwendung.

Bei der bimodalen Gruppe wurde das HG mit dem Lautstärkeregler vor dem Test relativ zum CI so eingestellt, daß sich ein zentriertes Abbild bei komfortabler Lautheit ergab, wenn der Experimentator von voraus mit der VP sprach. Bei einigen Personen mit starkem Hörverlust reichte jedoch die Verstärkung des HG nicht, um ein komplett zentriertes Abbild zu erreichen. Den bilateral versorgten Patienten wurde, sofern nötig, die entsprechende Einstellung des Sprachprozessors durch Variation von Lautstärke und Empfindlichkeit vorgenommen.

Die bimodal versorgten Patienten führten Lokalisationsversuche mit je zehn Einzelversuchen pro Testrichtung für die Bedingungen nur CI, CI + HG P1 und CI + HG P2 durch. Die Mehrzahl der VP wiederholte den Versuch nur mit HG P1 zu einem späteren Zeitpunkt (gekennzeichnet). Die bilaterale Patientengruppe führte die Versuche mit beiden einzelnen CI und bei bilateraler CI-Versorgung durch. RL wurde nur mit bilateraler Versorgung untersucht. BW führte in der ersten Sitzung anstelle des Versuchs mit dem ersten CI einen Test mit festem Schallpegel durch. In einer zweiten Sitzung wurde die Lokalisationsfähigkeit von BW u.a. mit beiden einzelnen CI und bei bilateraler CI-Versorgung getestet.

## 6.4 Ergebnisse

### 6.4.1 Richtungshören bei bimodaler Versorgung

Tabelle 6.3 zeigt die Ergebnisse der Lokalisationsstudie der bimodal versorgten Patientengruppe als absolute und relative Lokalisationsfehler, mittlere Quartile, als Korrelationskoeffizient mit der vorgegebenen Richtung und als Koeffizienten der Regressionsgeraden (Seeber *et al.*, 2002, 2001). An letzterer läßt sich die Abhängigkeit der lokalisierten von der präsentierten Richtung ablesen, wobei zusätzlich die Quartile als Maß für die Streuung betrachtet werden müssen, da die Regression bei zu großer Streuung an Aussagekraft verliert. Der relative Lokalisationsfehler drückt die mittlere Abweichung von der Vorgaberichtung aus, während der absolute Lokalisationsfehler sowohl den Fehler durch diese Abweichung, aber auch den Fehler durch die Streuungen beinhaltet. Die individuellen Lokalisationsergebnisse der drei Testbedingungen sind überblicksartig in Abbildung 6.1 als Mediane und Quartile zusammengestellt. Da die Lokalisationsergebnisse in vielen Fällen nicht normalverteilt sind<sup>4</sup>, konnte zur statistischen Auswertung keine Varianzanalyse durchgeführt werden. Deshalb wird ein verteilungsfreier Test angewendet<sup>5</sup>.

Im folgenden werden die Ergebnisse von VP HS betrachtet, die in Abbildung 6.2 gesondert gegeben sind. HS zeigt bei Benutzung von CI und HG Lokalisationsergebnisse, die im Unterschied zu denen der anderen VP von überraschender Genauigkeit sind. Die hohe

---

<sup>4</sup>Lilliefors'-Test auf Normalverteilung (Sachs, 1992), ca. 24% der Ergebnisse zu Richtung\*VP auf 5% nicht normalverteilt, auf 1% noch ca. 12% der Ergebnisse.

<sup>5</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test (Sachs, 1992),  $\alpha$ -korrigiert für 11 Richtungen, pro Richtung angewendet.

VP	Versuch	Fehler		Quartile in Grad <sup>c</sup>	Korrelations- koeffizient <sup>d</sup>	Regressionsgerade	
		absolut <sup>a</sup>	arithm. <sup>b</sup>			Faktor	Konstante
HS	CI	22,2	10,2	11,4	0,81	0,41	9,6
	CI+HG P1	10,3	8,5	4,5	0,994	0,80	6,9
	CI+HG P2	9,4	6,7	5,1	0,985	0,83	6,1
	HG	20,7	-8,9	15,7	0,85	0,36	-11,0
DT	CI	27,3	-9,4	1,5	0,56	0,02	-9,5
	CI+HG	18,6	8,7	5,7	0,97	0,36	6,5
PG	CI <sup>e</sup>	20,6	10,0	12,4	0,87	0,29	3,4
	CI+HG <sup>e</sup>	13,8	-1,4	10,8	0,86	0,76	-2,3
	HG <sup>e</sup>	26,1	-9,1	4,8	-0,09	-0,02	-6,6
BH	CI	31,9	14,5	19,9	0,03	0,01	10,5
	CI+HG	28,4	-0,3	14,8	-0,07	0,01	3,0
	HG	36,1	-11,7	19,4	0,24	0,11	-9,6
JJ	CI	27,6	-14,0	5,6	0,25	0,01	-13,9
	CI+HG	29,4	-10,4	4,5	-0,56	-0,07	-9,5
RM	CI <sup>e</sup>	23,6	-7,4	7,8	0,53	0,17	-8,2
	CI+HG <sup>e</sup>	33,4	-23,7	9,9	0,31	0,03	-21,8
	HG <sup>e</sup>	23,7	16,9	19,6	0,91	0,43	20,4
EK	CI <sup>e</sup>	20,7	-7,7	12,0	0,93	0,26	-8,2
	CI+HG <sup>e</sup>	19,1	0,0	13,2	0,74	0,36	-0,1
	HG <sup>e</sup>	24,4	8,3	13,1	0,53	0,03	3,9
AB	CI	22,8	2,0	13,3	0,85	0,25	-1,7
	CI+HG	26,2	-6,2	15,0	0,33	0,08	-4,9
	HG <sup>e</sup>	28,4	-2,7	16,7	0,35	0,16	-0,6
RL	CI	22,3	9,3	13,4	0,26	0,06	8,6
	CI+HG	19,3	4,1	7,8	0,83	0,21	6,2
	HG <sup>e</sup>	22,6	-5,7	13,0	0,85	0,17	-2,4
EM	CI	21,5	-7,6	13,6	0,85	0,31	-10,7
	CI+HG	24,2	4,5	12,0	0,69	0,50	-4,3
IS	CI	29,0	10,1	8,8	0,46	-0,02	13,3
	CI+HG	21,5	2,6	8,0	0,69	0,36	1,4

<sup>a</sup>Absoluter Fehler: Mittlerer Betrag der Abweichung aller Einzeldaten von der Vorgaberichtung.

<sup>b</sup>Relativer, arithmetischer Fehler: Mittlere Abweichung aller Einzeldaten von der Vorgaberichtung.

<sup>c</sup>Mittlerer Betrag der Differenz des 1. und 3. Quartils vom Median der Einzeldaten aller Richtungen.

<sup>d</sup>Korrelation der medianen Ergebnisse mit der Vorgaberichtung.

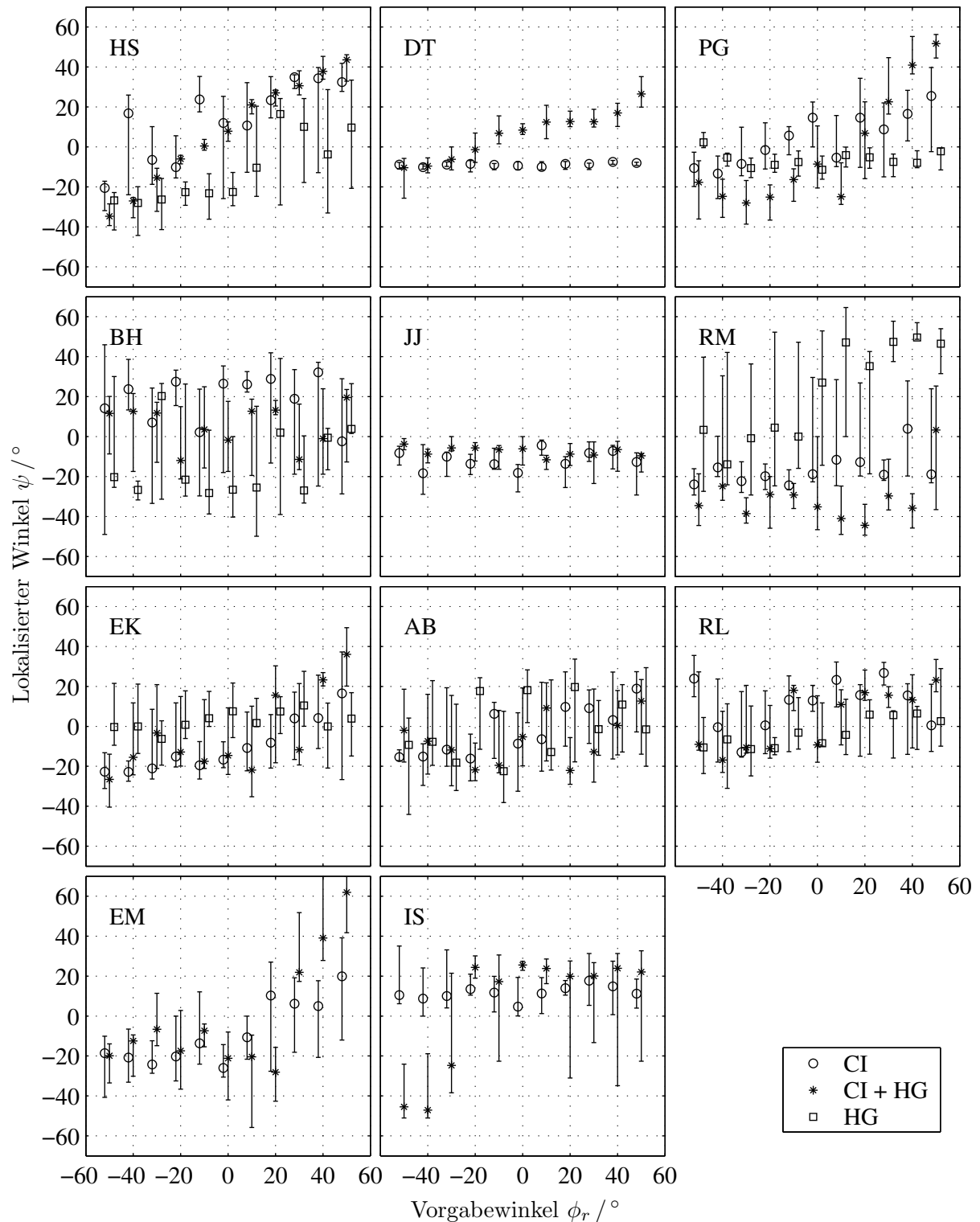
<sup>e</sup>Daten in einer zweiten, späteren Sitzung erhoben.

**Tab. 6.3:** Übersicht über die Lokalisationsergebnisse der Patienten mit bimodaler Versorgung mit Hörgerät (HG) und Cochlea Implantat (CI): Lokalisationsfehler, Quartile, Korrelationskoeffizient und Koeffizienten der Regressionsgeraden.

Genauigkeit äußert sich im vergleichsweise kleinen Schwankungsbereich (Quartile 4,5°). Die Steigung der Regressionsgeraden von 0,80 zeigt, daß HS verschiedene Richtungen konsistent lokalisieren kann. Die lokalisierten Richtungen erscheinen zur CI-Seite verschoben. Statistisch unterscheiden sich die Ergebnisse der drei Testbedingungen untereinander<sup>6</sup>.

<sup>6</sup>HS: 5% Signifikanz für die Kombinationen CI vs. CI+HG P1, HG vs. CI+HG P1, HG vs. CI.

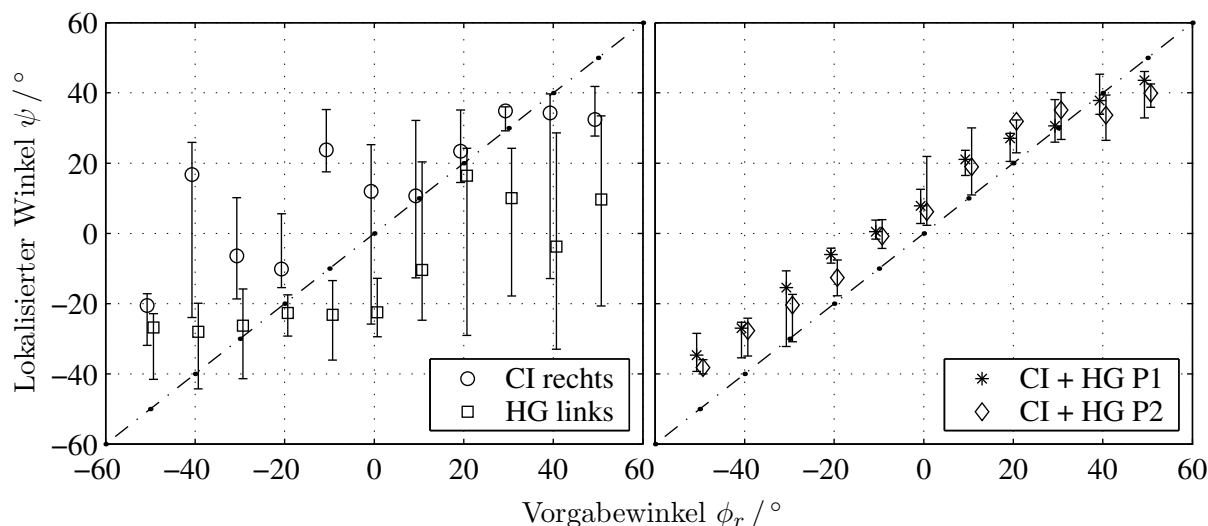




**Abb. 6.1:** Ergebnisse zur Lokalisation von Schallquellen im Freifeld mit Cochlea Implantat (CI) oder Hörgerät (HG). Die Ergebnisse sind als Mediane und Quartile gegeben.

Mit dem Richtmikrofonprogramm (Abbildung 6.2 rechts) zeigt sich kein ausgeprägter Einfluß auf die Lokalisationsergebnisse. Auch bei allen anderen Versuchspersonen wirkt sich der Einfluß des Richtmikrofons nicht aus, so daß auf eine weitere Darstellung der Ergebnisse mit Richtmikrofon verzichtet wird.

Die Versuchspersonen DT und PG zeigen ebenfalls ein eingeschränktes Lokalisations-



**Abb. 6.2:** Ergebnisse zur Lokalisation von Schallquellen im Freifeld von VP HS mit Cochlea Implantat und Hörgerät. Die linke Graphik zeigt die Ergebnisse bei Versorgung mit jeweils nur einem Gerät, die rechte Graphik bei bimodaler Versorgung. Hierbei wurde die Richtcharakteristik des Mikrofons am Hörgerät omnidirektional (P1, \*) oder voraus gerichtet (P2,  $\diamond$ ) eingestellt. Die Ergebnisse sind als Mediane und Quartile gegeben.

vermögen, wobei die Richtungsdiskrimination bereits deutlich reduziert ist. DT's wahrgenommene Richtungen folgen zwar nur stark reduziert der vorgegebenen Richtung, jedoch erscheint dies signifikant, konsistent und mit geringer Streuung<sup>7</sup>. Bei PG ist der Regressionsfaktor der lokalisierten und der vorgegebenen Richtungen größer, jedoch treten auch große Lokalisationsstreuungen auf. Die bimodalen Ergebnisse von PG unterscheiden sich trotz der großen Streuung signifikant von den monauralen<sup>8</sup>.

EM zeigt zwar eine größere Steigung der Regressionsgeraden, jedoch ist eine Richtungsunterscheidung nur auf der rechten Seite auszumachen. Daher kann, ebenso wie bei den VP EK, IS und mit Einschränkungen auch RL davon ausgegangen werden, daß nur die Seite des Schallursprungs identifiziert werden kann. Insbesondere für weiter lateral eintreffende Schalle scheint so eine rechts/links-Unterscheidung möglich. Die bei den Versuchspersonen EM, EK, IS und RL bei  $\pm 50^\circ$  auftretenden Unterschiede sind i.a. nicht signifikant<sup>9</sup>. Der relative Fehler bei bimodaler Versorgung von EK berechnet sich aufgrund der Verteilung der Antworten zu  $0,03^\circ$ .

Für die Versuchspersonen BH, JJ und AB ist weder eine Lokalisations- noch eine Seitenidentifikationsfähigkeit nachweisbar. RM und EK sind die einzigen VP, bei der eine leichte Verschlechterung der Seitenidentifikationsfähigkeit in der bilateralen Bedingung sichtbar ist, jedoch nur für die Daten der zweiten Sitzung<sup>10</sup>. RM gab an, in der Bedingung HG besonders laute Schalle auf der Seite des HG angezeigt zu haben, obwohl sie keine veränderte Richtung aufwies. Mit einem derartigen Lautheitskriterium kann trotz

<sup>7</sup>DT: 1% Signifikanz für CI vs. CI+HG P1.

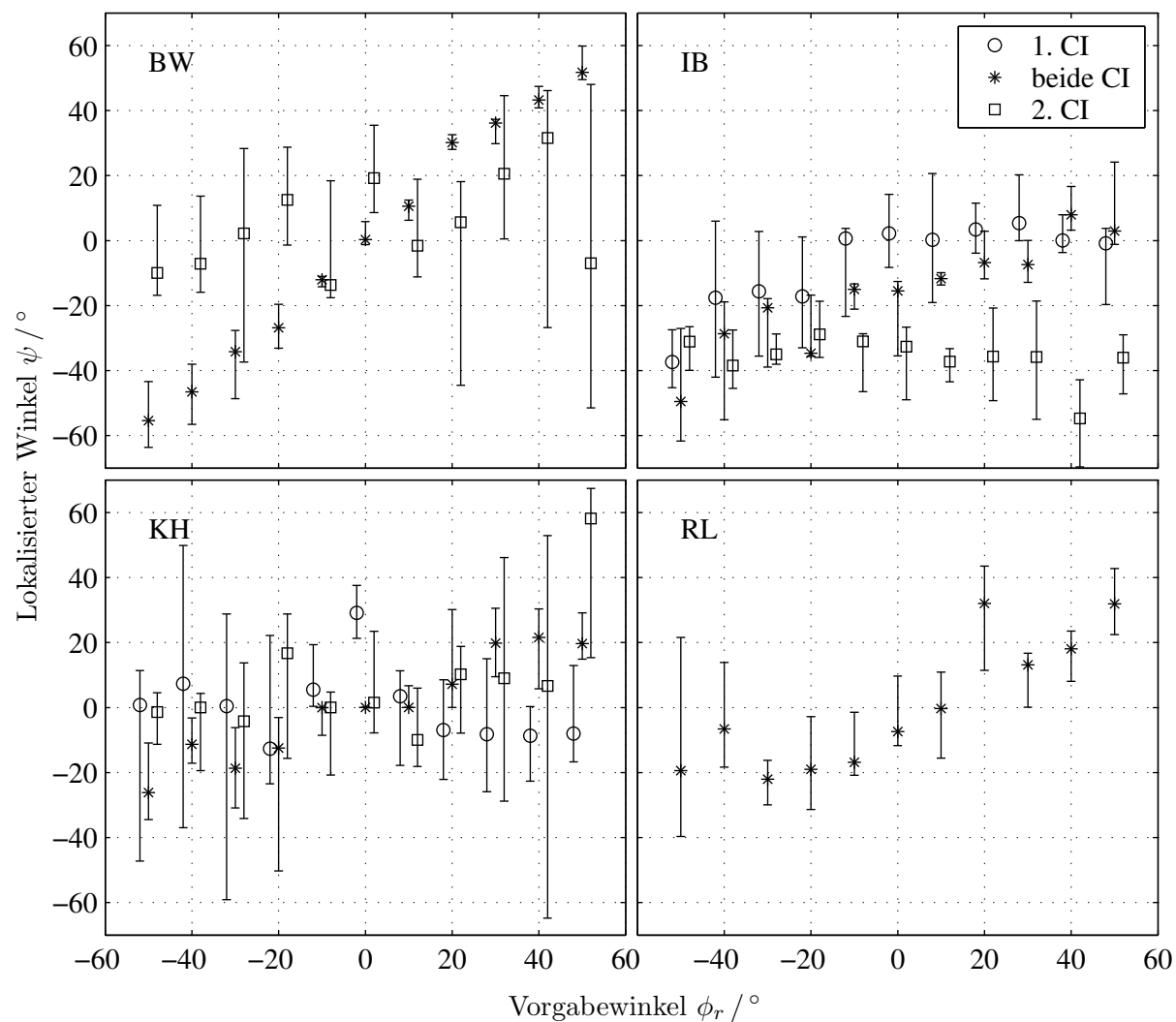
<sup>8</sup>PG: 1% Signifikanz für die Kombinationen CI vs. CI+HG P1 und HG vs. CI+HG P1.

<sup>9</sup>Ausnahme RL und EK: 5% Signifikanz für HG vs. CI+HG P1; EK 5% Signifikanz für HG vs. CI.

<sup>10</sup>RM: 1% Signifikanz für HG vs. CI+HG P1, 5% sign. für CI vs. CI+HG P1 und CI vs. HG.

der Pegelvariation der Testschalle eine Identifikation der am weitesten außen liegenden Richtungen durchgeführt werden. RM konnte jedoch in den Bedingungen CI und CI+HG keine Seitenunterscheidung treffen.

### 6.4.2 Richtungshören bei bilateraler CI-Versorgung



**Abb. 6.3:** Ergebnisse zur Lokalisation von Schallquellen im Freifeld mit ein- und zweiseitiger Cochlea Implantat-Versorgung (CI). Die Ergebnisse sind als Mediane und Quartile gegeben. Für BW sind die Daten aus der ersten Sitzung dargestellt.

Abbildung 6.3 stellt die Lokalisationsergebnisse der bilateral versorgten CI-Patienten dar. Tabelle 6.4 zeigt die entsprechenden Fehlermaße, Quartile, Regressionsgeraden- und Korrelationskoeffizienten. Gegenüber der einseitigen CI-Benutzung zeigt sich bei Nutzung der bilateralen CI-Versorgung eine Verbesserung des Richtungshörens: Die Lokalisationsgenauigkeit ist bei bilateraler CI-Nutzung wesentlich höher und die Unterscheidbarkeit von verschiedenen Richtungen ist besser, wie sich an der Steigung der Regressionsgeraden, den Quartilen und dem Korrelationskoeffizienten ablesen läßt. Die wahrgenommene Richtung liegt bei bilateraler Versorgung näher an der vorgegebenen Richtung.

VP	Versuch	Fehler		Quartile in Grad	Korrelations- koeffizient	Regressionsgerade	
		absolut	arithmetisch			Faktor	Konstante
BW	1. CI <sup>a</sup>	30,0	-17,3	25,7	0,82	0,49	-8,6
	CI+CI	6,2	0,6	4,4	0,996	1,15	-0,5
	2. CI	25,9	8,3	19,4	0,46	0,15	5,3
IB	1. CI	21,4	-8,4	14,5	0,81	0,27	-6,8
	CI+CI	19,5	-15,4	6,3	0,92	0,53	-16,4
	2. CI	36,6	-36,6	10,0	-0,49	-0,09	-37,5
KH	1. CI	38,6	-0,0	18,0	-0,32	0,01	-1,1
	CI+CI	16,9	0,0	8,4	0,96	0,57	0,2
	2. CI	28,1	10,7	15,5	0,56	0,23	3,3
RL	CI+CI	17,3	-3,8	11,6	0,86	0,45	0,4

<sup>a</sup>Daten aus der zweiten Sitzung, 1,3 Jahre später. Weitere Ergebnisse in Tabelle 6.5.

**Tab. 6.4:** Übersicht über die Lokalisationsergebnisse der Patienten mit bilateraler Versorgung mit Cochlea Implantat (CI): Lokalisationsfehler, Quartile, Korrelationskoeffizient und Koeffizienten der Regressionsgeraden. Berechnung entsprechend Tabelle 6.3.

BW zeigt von den vier Versuchspersonen die höchste Lokalisationsgenauigkeit. Sein Richtungshörvermögen reicht an das von Normalhörenden heran. Unter Nutzung jeweils einer CI-Seite kann BW durch monaurale Information Seiten grob unterscheiden. Bei Benutzung beider CI-Seiten verbessert sich das Richtungshörvermögen deutlich. So treten mit bilateraler CI-Nutzung Quartile von nur 4,4° und Fehlerwerte von 6,2° absolut und 0,6° relativ auf. Die lokalisierte Richtung korreliert mit 0,996 mit der vorgegebenen Richtung, wobei eine leichte Überschätzung der seitlichen Richtungen um 15% auftritt. Aufgrund der ausgeprägten Fähigkeit zur monauralen Seitenunterscheidung mit dem erstimplantierten CI unterscheiden sich die Ergebnisse des erstimplantierten CI statistisch nicht von denen mit bilateraler CI-Nutzung, jedoch von denen mit dem zweitimplantierten CI. Die Ergebnisse mit dem zweitimplantierten CI unterscheiden sich dagegen signifikant von denen mit bilateraler CI-Nutzung<sup>11</sup>.

IB (Abbildung 6.3, oben rechts, \*) zeigt ebenfalls mit dem erstimplantierten CI die Fähigkeit Seiten zu unterscheiden, die sie mit dem zweitimplantierten CI jedoch noch nicht erworben hat. Mit bilateralem CI kann IB mehrere Richtungen grob unterscheiden. Die Quartile nehmen gegenüber der monauralen Festsetzung um 4–8° ab und die Korrelation zwischen lokalisiertem und vorgegebenen Winkel nimmt auf 0,92 zu. Die Richtungsdiskriminationsfähigkeit verbessert sich daher. Die Ergebnisse mit beiden CI unterscheiden sich signifikant von denen des zweitimplantierten CI's, jedoch nicht von den mit dem ersten CI gewonnenen<sup>12</sup>.

KH zeigt mit zwei CI ähnliche Verbesserungen wie IB. Während KH mit jeweils einem CI die Seiten nicht unterscheiden kann, hat er diese Fähigkeit mit beiden CI. Bei bilateraler Versorgung halbieren sich die Quartile gegenüber der monauralen CI-Versorgung und der Korrelationskoeffizient zwischen den lokalisierten und den vorgegebenen Richtungen steigt

<sup>11</sup>2. CI vs. CI+CI 1%, 1. CI vs. 2. CI 5%.

<sup>12</sup>1% Signifikanz für die Kombinationen 2. CI vs. CI+CI und 1. CI vs. 2. CI.

auf 0,96. Die bilateralen Lokalisationsergebnisse von KH unterscheiden sich signifikant von den monauralen<sup>13</sup>. Auch RL zeigt mit beiden CI die Fähigkeit, einige Richtungen grob zu unterscheiden.

### 6.4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Hörversuche mit bimodal versorgten Patienten zeigen, daß unter bestimmten Voraussetzungen ein Richtungshören mit z.T. unerwartet hoher Genauigkeit auftreten kann. In der bimodal versorgten Patientengruppe zeigte HS ein ausgezeichnetes Lokalisationsvermögen. DT und PG konnten die Schalleinfallrichtung mit Einschränkungen erkennen. EM, EK, IS, sowie RL konnten immerhin noch die Seite der Schalldarbietung richtig festlegen, während BH, JJ, AB, IS und RM nur Richtungsbewertungen ohne erkennbaren Bezug zur tatsächlichen Schalleinfallrichtung abgaben. Aus Tabelle 6.1 läßt sich entnehmen, daß HS, DT und PG den geringsten durchschnittlichen Hörverlust (PTA) aufweisen. Ein gutes Resthörvermögen scheint demnach in der bimodal versorgten Patientengruppe die Lokalisationsfähigkeit zu ermöglichen. Allerdings ist dies keine unbedingte Voraussetzung für eine Seitenunterscheidung, wie die Ergebnisse von EM und IS zeigen. Selbst ein Hörverlust von mehr als 100 dB (PTA) steht der Fähigkeit nicht entgegen, die Seite der Schalldarbietung zu erkennen.

In der bilateral versorgten CI-Patientengruppe kann BW mit sehr hoher Genauigkeit lokalisieren, während die übrigen Patienten unsichere Bewertungen abgaben und eine größere Abweichung von der vorgegebenen Schalleinfallrichtung auftrat. Sowohl die Patienten der bimodalen als auch der bilateral versorgten Gruppe konnten unter den verwendeten Versuchsbedingungen mit randomisiertem Wiedergabepegel monaural nicht lokalisieren. Nur wenige Patienten waren bei der monauralen Versuchsdurchführung in der Lage, die Seite der Schalleinfallrichtung richtig anzugeben. Hieraus läßt sich folgern, daß ein gutes Richtungshören nur durch die zentrale Auswertung von beidohrig aufgenommenener Schallinformation ermöglicht wird. Folgende Merkmale können die Informationsgrundlage zur Lokalisation bilden:

1. Interaurale Zeitdifferenzen
2. Ausnutzung monauraler spektraler Information an zwei Ohren
3. Interaurale Pegeldifferenzen.

## 6.5 Lokalisationsmerkmale bei bilateraler Cochlea Implantat-Versorgung

### 6.5.1 Einleitung und Methode

Im Folgenden wird über einen Lokalisationsversuch geklärt, welche der drei Merkmale (1) interaurale Zeitdifferenzen (ITD), (2) monaurales Spektrum oder (3) interaurale Pegeldifferenzen (ILD) für die horizontale Lokalisation bei bilateraler CI-Versorgung dominant

---

<sup>13</sup>5% Signifikanz jeweils für die Kombinationen 1. CI bzw. 2. CI vs. CI+CI.

ausgewertet werden. Interaurale Zeitdifferenzen können zudem über zwei Mechanismen zur Lokalisation beitragen: Über die direkte Auswertung der interauralen Phasenlage an tiefen Frequenzen oder über die interaurale Verzögerung der Hüllkurve. Zur Isolation dieser Merkmale wird der Lokalisationsversuch im Freifeld, der in diesem Kapitel bereits für Lokalisationsuntersuchungen mit CI verwendet wurde (Abschnitt 6.3), nur hinsichtlich der Testschalle abgewandelt. Die Testschalle werden gezielt so generiert, daß spezielle Annahmen über das Vorhandensein und die Auswertbarkeit der Lokalisationsmerkmale getroffen werden können. Folgende Schalle werden im Versuch verwendet:

**BBR, gepulst** ist ein gepulstes Breitbandrauschen (125 Hz – 20 kHz, 5 Pulse, Pulsdauer 30 ms, Pausendauer 70 ms). Der Schall stellt die größtmögliche Lokalisationsinformation mit allen bekannten Merkmalen zur Verfügung: die ITD-Information über die Hüllkurve, das monaurale Spektrum, die ITD und die ILD im gesamten hörbaren Frequenzbereich. Aufgrund dieser Eigenschaften wurde dieser Schall in den bisherigen Lokalisationsversuchen mit CI-Trägern verwendet. Die Untersuchungen wurden monaural mit jeder CI-Seite und binaural bei Nutzung beider CIs wiederholt. Da der Schall „BBR, gepulst“ alle bekannten Lokalisationsmerkmale zur Verfügung stellt, sollte mit diesem Schalltyp eine Lokalisation mit größter Genauigkeit möglich sein.

**BBR-CI, 200 ms Fl.** ist ebenfalls ein Breitbandrauschen, jedoch weist die Hüllkurve am Schallanfang und -ende eine sehr langsame Änderung auf. Durch diese langsame Änderung liegt in der Hüllkurve keine verwertbare interaurale Lokalisationsinformation. Der spektrale Bereich des Rauschens entspricht dem vom CI ausgewerteten Frequenzbereich (Gauß'sches weißes Rauschen 300 Hz – 5,5 kHz, 500 ms Dauer, 200 ms gaußförmige Flanken). Im Vergleich zu „BBR, gepulst“ sollte „BBR-CI, 200 ms Fl.“ nicht über die Hüllkurve lokalisierbar sein, sondern nur über monaurale und interaurale spektrale Information, sowie über die ITD bei tiefen Frequenzen.

**TPR-CI, 200 ms Fl.** ist ein Tiefpaßrauschen im Frequenzbereich der unteren beiden CI-Kanäle (Gauß'sches weißes Rauschen 300 – 486 Hz, 500 ms Dauer, 200 ms gaußförmige Flanken). Der Kopfschatten bewirkt in diesem Frequenzbereich noch keine zur Lokalisation auswertbare interaurale Pegeldifferenz (Abbildung 1.3). Die Hüllkurve stellt aufgrund der langsamen Anstiegszeit keine interaurale Zeitinformation zur Verfügung. Somit ist der Testschall „TPR-CI, 200 ms Fl.“ nur über die interauralen Zeitdifferenzen bei tiefen Frequenzen lokalisierbar.

**TPR, gepulst** ist ebenfalls ein Tiefpaßrauschen, das jedoch gepulst wurde. Spektrale Information, die bei 500 Hz sehr gering ist, wurde zusätzlich durch zufällige Variation des spektralen Dichtepegels zwischen den beiden unteren Frequenzkanälen des Sprachprozessors zerstört (Rauschen 300 – 486 Hz, 500 ms Dauer, 10 ms Pulsdauer, 40 ms Pause, 1 ms gaußförmige Flanken, zufällige Variation des spektralen Dichtepegels von maximal 40 dB zwischen den beiden Analysefrequenzbändern des CI-Sprachprozessors [300, 381, 486] Hz, vgl. „spectral scrambling“ in Frequenzgruppen, [Wightman und Kistler, 1997](#)). „TPR, gepulst“ kann somit nur über die interauralen Zeitdifferenzen an tiefen Frequenzen und die Hüllkurve lokalisiert werden.

**HPR, scrambled** ist ein Hochpaßrauschen, dessen Frequenzbereich die drei oberen Kanäle des CI's umfaßt. Der spektrale Dichtepegel innerhalb dieser Kanäle wurde zufällig variiert (Rauschen 2644–5547 Hz, 500 ms Dauer, 200 ms gaußförmige Flanken, zufällige Variation des spektralen Dichtepegels im Bereich 40 dB zwischen drei Analysefrequenzbändern des CI-Sprachprozessors [2644, 3377, 4360, 5547] Hz, „scrambled noise“, [Wightman und Kistler, 1997](#)). Monaurale spektrale Information kann mit diesem Schall durch die Pegeländerung in den Verarbeitungskanälen des CI und den fehlenden „tieffrequenten Anker“ nicht genutzt werden, d.h. da die tiefen Frequenzen fehlen, deren Pegel unabhängig von der Richtung ist, kann die Pegeländerung an hohen Frequenzen (Kopfschatten) schwerer eingeschätzt werden. Es ist anzunehmen, daß wie bei Normalhörenden auch bei CI-Patienten die ITD durch den langsamen Anstieg der Hüllkurve und die fehlenden tiefen Frequenzen kaum ausgewertet werden können (vgl. [Abbildung 1.8](#); [Kulkarni et al., 1999](#); [Macpherson und Middlebrooks, 2002](#); [Wightman und Kistler, 1992](#)). Somit ist von einer Lokalisation des Schalles „HPR, scrambled“ nur über interaurale Pegeldifferenzen (ILD) auszugehen.

Mit diesen Schallen ergeben sich folgende Testhypothesen zur Isolation der Lokalisationsmerkmale:

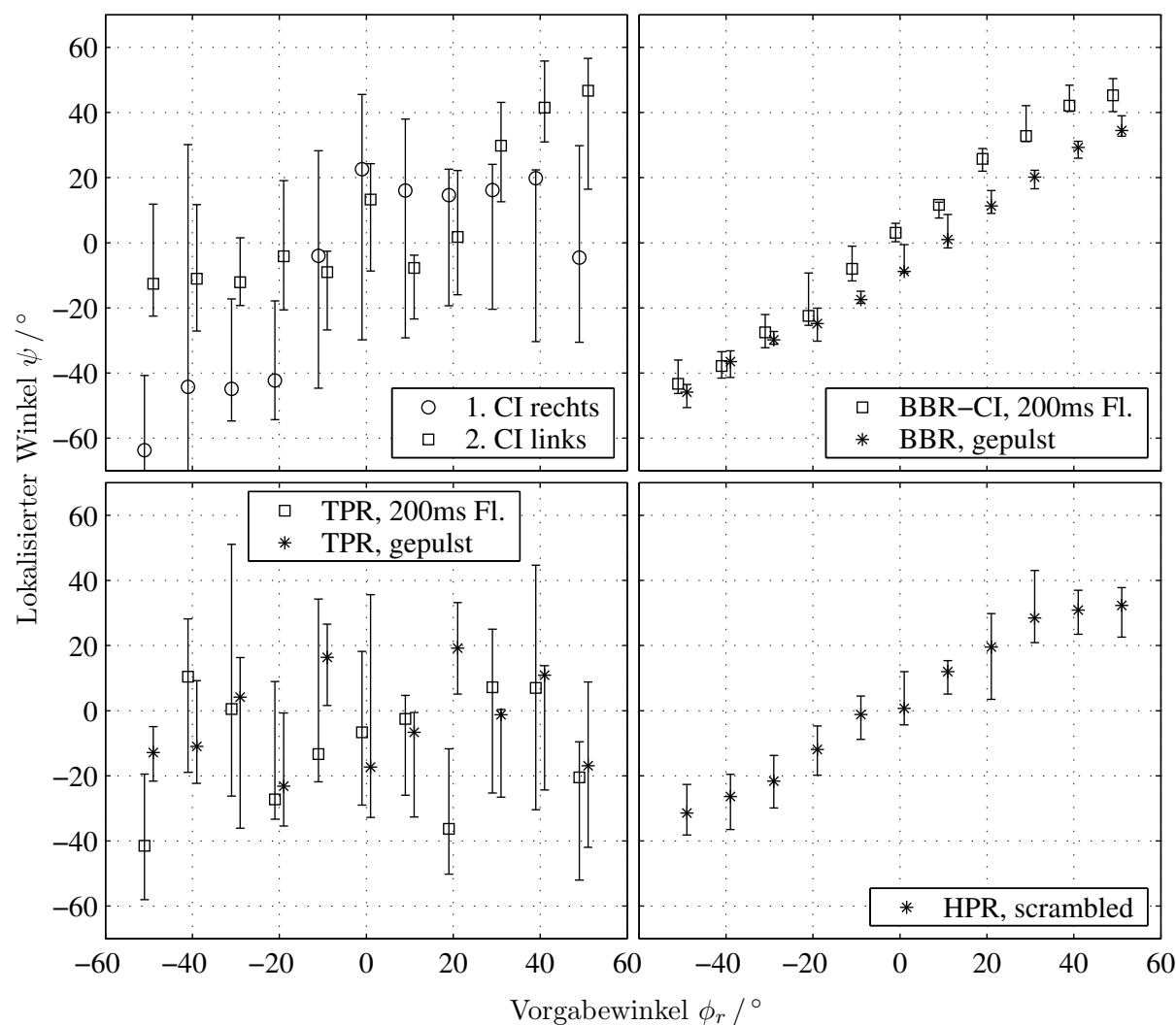
- 1. Interaurale Zeitdifferenzen:** Die Lokalisation unter Ausnutzung von ITD im Frequenzbereich unterhalb 486 Hz kann mit dem Schall „TPR-CI, 200 ms Fl.“ getestet werden. Die Nutzung von Hüllkurven-Laufzeitunterschieden würde durch eine bessere Lokalisationsleistung mit dem Testschall „TPR, gepulst“ gegenüber „TPR-CI, 200 ms Fl.“ nachgewiesen. Eine deutliche Verschlechterung der Lokalisationsfähigkeit mit dem Testschall „BBR-CI, 200 ms Fl.“ gegenüber „BBR, gepulst“ würde für einen Einfluß der Hüllkurveninformation bei breitbandigen Trägern sprechen.
- 2. Ausnutzung monauraler spektraler Information an zwei Ohren:** Dieses Merkmal kann im Freifeld nicht isoliert werden, falls interaurale Pegeldifferenzen auswertbar sind. Jedoch kann aus den Ergebnissen zur Lokalisation mit nur einem CI geschlossen werden, ob monaurale spektrale Information ausgewertet werden kann.
- 3. Interaurale Pegeldifferenzen:** Der Einfluß von ILD wird bestätigt, wenn eine Lokalisation mit dem Testschall „HPR, scrambled“ möglich ist.

Von den Testschallen wurden jeweils zehn Folgen digital gespeichert („frozen noise“) und in zufälliger Reihenfolge bei den zehn Wiederholungen pro Testwinkel abgespielt. Beim Abspielen der Schalle wurde der Wiedergabepiegel zufällig in 2 dB-Schritten von 61–69 dB SPL variiert. Die Pegelvariation erschwert die Auswertung monauraler Gesamtpegelinformation – die monaurale spektrale Information bleibt unverändert.

Die bei der Synthese der Testschalle berücksichtigten Analysefrequenzen des Sprachprozessors entsprechen der Standard-Einstellung der Kanäle des Tempo+-Prozessors für das C40+. Deutliche Änderungen der Eckfrequenzen treten in den oberen und unteren Kanälen nicht auf. Auch bei leicht veränderten Analysefrequenzen des Sprachprozessors bleibt die Variation der einzelnen Kanalpegel erhalten.

Der Lokalisationsversuch zur Isolation der Lokalisationsmerkmale wurde vom bilateral implantierten Patienten BW durchgeführt, der bereits im Lokalisationsversuch in Abschnitt 6.4.2 herausragende Ergebnisse zeigte.

## 6.5.2 Ergebnisse



**Abb. 6.4:** Lokalisierungsergebnisse von Proband BW zu verschiedenen Schallen mit einseitigem und bilateralem Cochlea Implantat (CI). Die Ergebnisse sind als Mediane und Quartile gegeben. Oben links sind die Ergebnisse zum bisher verwendeten Testschall mit nur jeweils einem CI, rechts (\*) mit beiden CI dargestellt. Die anderen Ergebnisse wurden mit beiden CI und den in Abschnitt 6.5.1 beschriebenen Schallen gewonnen. Eine numerische Analyse der Daten ist in Tabelle 6.5 gegeben.

Abbildung 6.4 stellt die Lokalisierungsergebnisse zu den verschiedenen Testschallen dar, Tabelle 6.5 zeigt die Ergebnisse der numerischen Analyse. Mit monauraler spektraler Information von jeweils einem CI ist bereits eine grobe Seitenunterscheidung möglich (Abbildung 6.4 oben links). Dabei werden veränderte Richtungen nur auf der dem CI abgewandten Seite angezeigt – auf der zugewandten Seite wird die Vorausrichtung angegeben.



Versuch	Fehler		Quartile in Grad	Korrelations- koeffizient	Regressionsgerade	
	absolut	arithm.			Faktor	Konstante
1. CI, rechts	30,0	-17,3	25,7	0,82	0,49	-8,6
2. CI, links	17,7	5,2	15,2	0,87	0,46	6,0
beide CI						
BBR, gepulst	8,5	-7,8	3,2	0,997	0,82	-6,5
BBR-CI, 200 ms Fl.	4,5	-2,1	3,9	0,996	0,97	3,4
TPR, 200 ms Fl.	31,1	-9,7	22,4	0,17	0,03	-7,0
TPR, gepulst	30,8	-3,6	14,3	0,23	0,05	-3,6
HPR, scrambled	9,9	1,4	7,6	0,992	0,71	2,3

**Tab. 6.5:** Übersicht über die Lokalisationsergebnisse von BW zu Abbildung 6.4 mit einseitigem und bilateralem Cochlea Implantat (CI) für die verschiedene Testschalle aus Abschnitt 6.5.1: Lokalisationsfehler, Quartile, Korrelationskoeffizient und Koeffizienten der Regressionsgeraden. Berechnung entsprechend Tabelle 6.3. Mit einseitigem CI wurde gepulstes Breitbandrauschen (BBR, gepulst) als Testschall verwendet.

Die Quartile, die die Unsicherheit bei der Richtungsanzeige ausdrücken, sind mit  $15^\circ$  und  $26^\circ$  vergleichsweise groß.

Bei bilateraler CI-Nutzung zeigt sich mit dem Testschall „BBR, gepulst“ eine näherungsweise Reproduktion der Ergebnisse der ersten Sitzung (Abbildung 6.3). Die Wiederholung bestätigt in Abbildung 6.4 die Fähigkeit von BW zur Lokalisation mit sehr hoher Genauigkeit. Die Quartile sind auf  $3,2^\circ$  reduziert. Seitliche Richtungen werden mit einem Faktor von 0,82 unterschätzt und es tritt eine seitliche Abweichung von  $-6,5^\circ$  auf, wodurch die Ergebnisse der ersten und zweiten Sitzung signifikant voneinander abweichen<sup>14</sup>.

Wird bei einem breitbandigen Schall die ITD-Information der Hüllkurve reduziert (BBR-CI, 200 ms Fl.), ändert sich die Lokalisationsfähigkeit nur geringfügig<sup>15</sup> (Abbildung 6.4 oben rechts). Die Quartile sind leicht auf  $3,9^\circ$  vergrößert. Die Abweichung der lokalisierten von den vorgegebenen Richtungen reduziert sich jedoch deutlich, da die Antworten mit einer Steigung von 0,97 besser der Vorgaberichtung folgen.

Schalle mit ausschließlich tieffrequentem Anteil können dagegen nicht lokalisiert werden (Abbildung 6.4 unten links). Bei den Testschallen „TPR, 200 ms Fl.“ und „TPR, gepulst“ folgt die Regressionsgerade der Lokalisationsantworten nicht der Vorgabe (Steigung  $\leq 0,05$ ). Die Quartile sind bei beiden Testschallen mit  $14^\circ$  und  $22^\circ$  vergleichsweise groß. Unabhängig von der zeitlichen Hüllkurveninformation (TPR, 200 ms Fl. und TPR, gepulst) ist also *keine* Lokalisation mit tieffrequentem Träger möglich.

„HPR, scrambled“, ein hochfrequenter Schall mit geringer Hüllkurveninformation und unterdrückter monauraler spektraler Information, ist dagegen lokalisierbar (Abbildung 6.4 unten rechts). Die Steigung der Regressionsgeraden der Lokalisationsantworten nimmt jedoch im Vergleich zu einem Schall mit der kompletten Lokalisationsinformation (BBR,

<sup>14</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test  $\alpha$ -korrigiert für 11 Richtungen, 1% Signifikanz CI+CI 1. vs. 2. Sitzung.

<sup>15</sup>BBR-CI, 200 ms Fl. vs. BBR, gepulst: mit Ergebnissen der 2. Sitzung (BBR, gepulst) signifikant auf 1%, mit denen der 1. Sitzung *nicht* signifikant auf 5%.

gepulst) auf 0,71 ab und die Quartile verdoppeln sich auf 7,6°. Dennoch unterscheiden sich die Ergebnisse der Testschalle „HPR, scrambled“ und „BBR, gepulst“ statistisch quasi nicht voneinander<sup>16</sup>.

## 6.6 Diskussion

### 6.6.1 Lokalisationsergebnisse

Die Ergebnisse der Lokalisationsstudie mit bimodal versorgten Patienten zeigen, daß die Lokalisation von breitbandigen Schallen aus voraus liegenden horizontalen Richtungen mit Cochlea Implantat und Hörgerät mit überraschend großer Genauigkeit möglich ist. Der bimodal versorgte Patient HS konnte derartige Schalle mit einem Streuungsmaß von 4,5° und einer leichten Unterschätzung seitlicher Richtungen mit dem Faktor 0,80 lokalisieren.

Lokalisationsuntersuchungen mit bilateralen CI-Trägern zeigen, daß auch diese Patientengruppe die Fähigkeit zur genauen Lokalisation breitbandiger Quellen in voraus liegenden horizontalen Richtungen erwerben kann. Patient BW konnte unter Nutzung beider CIs verschiedene Schallrichtungen mit einem niedrigen mittleren Streuungsmaß von 3,8° auflösen, wobei die wahrgenommenen Richtungen mit den präsentierten mit 0,997 hoch korrelieren.

Studien zur Ausnutzung binauraler Information bei CI-Trägern beschränkten sich bis vor kurzem auf das Sprachverständnis und binaurale Detektionsexperimente ([Green et al., 1992](#); [van Hoesel und Clark, 1997](#); [van Hoesel et al., 1993](#); [Lawson et al., 2000, 1998](#)). Erst kürzlich wurde mit bimodaler Versorgung mit CI und HG gegenüber der monauralen bei zwei von drei Patienten eine Verbesserung der Identifikationsleistung der beiden Richtungen  $\pm 45^\circ$  nachgewiesen ([Tyler et al., 2002b](#)).

Für bilaterale CI-Träger konnte vor kurzem ebenfalls gezeigt werden, daß die beiden Richtungen  $\pm 45^\circ$  bei bilateraler CI-Versorgung besser als mit einem einzelnen CI diskriminiert werden können ([Preece et al., 2001](#); [Tyler et al., 2002a](#)). [Van Hoesel et al. \(2002\)](#) wiesen mit einem Patienten ein Identifikationsvermögen mehrerer Richtungen in der frontalen Horizontalebene bei Streuungen von 11–17° nach. Für lateral eintreffende Schalle bewirkte die automatische Pegelanpassung eine Kompression der angezeigten Richtung hin zur Mitte. Lokalisationsstudien wurden im Gegensatz zu Identifikationstudien bisher nicht publiziert.

Im Vergleich zu den Ergebnissen von [van Hoesel et al. \(2002\)](#) mit bilateral versorgten CI-Patienten zeigen die vorgestellten Ergebnisse deutlich geringere Streuungswerte von durchschnittlich 7,5° (Quartile). Alle vier Patienten der vorliegenden Studie zeigen kleinere Streuungsmaße als der Patient in der Studie von [van Hoesel et al. \(2002\)](#). Aufgrund der kleinen Stichprobengröße und der unterschiedlichen Untersuchungsmethoden kann kein direkter Vergleich zwischen den Ergebnissen gezogen werden. Die hier verwendete Lokalisationsmethode zeigte jedoch bereits in Studien mit normalhörenden Personen im Vergleich zur Literatur reduzierte Streuungsmaße (vgl. Abschnitte [2.4.2](#), [2.4.3](#), [2.5](#) und [4.5](#)).

---

<sup>16</sup>HPR, scrambled vs. BBR, gepulst: U-Test,  $\alpha$ -korrigiert: einer der 11 Tests auf 5% signifikant.

## 6.6.2 Auswertung interauraler Zeitdifferenzen

Zur Untersuchung des Einflusses von interauralen Zeitdifferenzen auf die Lokalisationsgenauigkeit bei bilateraler CI-Nutzung wurden spezielle Testschalle erzeugt und ein weiterer Hörversuch mit Patient BW durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, daß der tieffrequente Testschall (TPR, 200 ms Fl.) nicht lokalisiert werden kann und somit eine Auswertung von ITD im Frequenzbereich unterhalb 486 Hz nicht erfolgt (vgl. Abschnitte 1.2 und 1.3.2). Darüber hinaus zeigen die Lokalisationsergebnisse des gepulsten Tiefpaßrauschen „TPR, gepulst“, daß auch zeitliche Information in der Hüllkurve mit einem tieffrequenten Träger vom bilateralen CI-Patienten BW nicht genutzt werden kann. Die Ergebnisse mit gepulstem vs. nicht gepulstem breitbandigen Testschall (BBR, gepulst vs. BBR, 200 ms Fl.) sind vergleichsweise ähnlich und zeigen für beide Testschallarten eine hohe Lokalisationsgenauigkeit. Wegen der Ähnlichkeit der Ergebnisse scheint die Auswertung der Hüllkurve bei breitbandigen Schallen keine zusätzliche Information zur Lokalisation zu liefern. Zusammengefaßt legen die Ergebnisse die folgende Interpretation nahe:

- Die ITD wird bei tiefen Frequenzen nicht zur Lokalisation ausgewertet.
- Die Hüllkurven-ITD trägt bei tieffrequentem Träger nicht zur Lokalisation bei.
- Die zeitliche Hüllkurve bringt bei breitbandigem Träger keinen deutlichen Informationsgewinn über die Auswertung von Pegeln hinaus.

Interaurale Zeitdifferenzen liefern dagegen bei Normalhörenden die ausschlaggebende Information für die horizontale Lokalisation von breitbandigen und tieffrequenten Schallen (Macpherson und Middlebrooks, 2002; Wightman und Kistler, 1992). Bei hohen Mittenfrequenzen ist das Gewicht der ITD gegenüber anderen Lokalisationsmerkmalen gering (Kulkarni *et al.*, 1999; Macpherson und Middlebrooks, 2002). Warum die ITD zur Lokalisation mit Cochlea Implantaten nicht beitragen, wird im folgenden erläutert.

### Abbildung von ITD mit Cochlea Implantaten

Die CIS-Strategie des Tempo+-Sprachprozessors versucht, die Wellenform und die Hüllkurve in den einzelnen Frequenzbändern nachzubilden. Die maximale Pulsrate des Tempo+-Prozessors mit dem Implantat C40+ beträgt 18000 pps, woraus sich ein Interpuls-Intervall von  $56 \mu s$  ergibt. Die 12 Elektroden werden nacheinander einzeln gereizt, so daß das Interpuls-Intervall innerhalb eines Kanals  $667 \mu s$  beträgt. Da die Pulsrate und die Stimulationsreihenfolge der Elektroden fest sind, wird eine Amplitudenänderung erst nach maximal dieser Zeit im Kanal sichtbar – unabhängig von der zeitlichen Lage in diesem Intervall. Die zeitliche Auflösung in einem Kanal liegt also im Bereich der maximal auftretenden natürlichen ITD (vgl. Abschnitt 1.2), so daß eine Auswertung der interauralen zeitlichen Hüllkurveninformation innerhalb eines Bandes nicht möglich erscheint.

Die Auswertung spektral-bezogener ITD für die Lokalisation ist für Frequenzen größer 1200 Hz bei Normalhörenden nicht möglich (vgl. Abbildung 1.5 und 1.8). Bei Frequenzen kleiner 1200 Hz erfolgt die Auswertung der ITD bei Normalhörenden entsprechend der interauralen Phasenlage. Ein festes Interpuls-Intervall von  $667 \mu s$  in einem einzelnen Kanal und die Reizung entsprechend der Hüllkurveninformation machen es unmöglich, daß die

interaurale Phasendifferenz von tieffrequenten Trägern mit einer oberen Grenzfrequenz von 1200 Hz abgebildet wird, d.h. daß beispielsweise der Zeitpunkt der Nulldurchgänge im Schalldruckverlauf genau wiedergegeben wird.

Die Gesamt-Hüllkurven-ITD, die sich in einer interauralen zeitlichen Änderung des gesamten Reizstromes äußert, ist nur vom Interpuls-Intervall von  $56 \mu\text{s}$  abhängig. Sie könnte daher theoretisch Information tragen, wahrscheinlich jedoch nicht auf der Basis einzelner Reizpulse. Daher erfordert die Auswertung eine Integration über die Pegelinformation mehrerer benachbarter Kanäle. Mit dieser Integration ist eine zeitliche Auflösung im Bereich  $56 - 667 \mu\text{s}$  denkbar. Die Ergebnisse zur Lokalisation über die Hüllkurve mit breitbandigem Trägerschall zeigen jedoch, daß diese mögliche verbesserte zeitliche Auflösung kaum zur Lokalisationsinformation im Vergleich zu anderen Merkmalen beiträgt.

### Detektion von ITD mit bilateralem Cochlea Implantat

Erste Studien mit bilateral versorgten CI-Patienten zur Bestimmung der eben wahrnehmbaren interauralen Zeitdifferenz ergaben Werte im Bereich  $0,5 - 1,5 \text{ ms}$  (van Hoesel und Clark, 1997). Da der maximal am Kopf auftretende Laufzeitunterschied  $750 \mu\text{s}$  beträgt (Abbildung 1.4), wurde die Lokalisation aufgrund von ITD ausgeschlossen. Kürzlich vorgelegte Studien, die zum Teil synchronisierte Sprachprozessoren einsetzen, konnten eine ITD-Detektionsschwelle von  $150 \mu\text{s}$  (Lawson *et al.*, 1998) bzw.  $180 - 700 \mu\text{s}$  (Senn *et al.*, 2002) nachweisen. Ein Einfluß von interauralen Laufzeitdifferenzen auf das Lokalisationsvermögen von bilateralen CI-Trägern ist daher nicht auszuschließen. Der Patient BW wurde auch von Lawson *et al.* (2000) hinsichtlich seiner ITD-Detektionsleistung mit synchronisierten Sprachprozessoren getestet. Es wurden bei ihm bei einigen Elektrodenkombinationen ITD-Detektionsschwellen besser als  $150 \mu\text{s}$  gefunden, entsprechend einer Winkelauflösung besser als  $18^\circ$ . Der Median der Werte über alle Elektroden lag bei BW jedoch bei  $500 \mu\text{s}$ , so daß eine Erklärung der bei ihm gefundenen ausgezeichneten Lokalisationsleistung durch die Ausnutzung von interauralen Laufzeitunterschieden ausgeschlossen erscheint. Weiterhin ist zu beachten, daß die in der vorgelegten Arbeit ermittelten Daten mit nicht synchronisierten Sprachprozessoren ermittelt wurden. Dadurch kann sich eine interaurale zeitliche Verschiebung innerhalb eines Kanals einstellen, die bis  $667 \mu\text{s}$  beträgt und von den Einschaltbedingungen der Geräte, der internen unterschiedlichen Taktung der Geräte (Drift) und den eingestellten Reizraten beider Geräte abhängt. Weil das Ausmaß des zeitlichen Versatzes bei nicht synchronisierten Sprachprozessoren stark von den aufgeführten Bedingungen beeinflusst wird, ist anzunehmen, daß die ITD kein verlässliches Lokalisationsmerkmal darstellt. Das in Abschnitt 6.5 vorgestellte Experiment beweist schließlich, daß interaurale Verzögerungen im Frequenzbereich unterhalb 486 Hz nicht zur Lokalisation herangezogen werden können.

### ITD mit Cochlea Implantat und Hörgerät

Wird das nicht mit dem CI versorgte Ohr mit einem HG versorgt, so addiert sich zur interauralen Verzögerung noch die unterschiedliche Rechenzeit beider Prozessoren und die Zeit bis zur Reizung im entsprechenden Kanal bzw. am äquivalenten Ort in der Cochlea. Da das verwendete Hörgerät analog ist und daher bei der Bearbeitung des Signals nahezu

keine Laufzeiten addiert, ergibt sich relativ zum Implantat, welches digital und blockweise arbeitet, eine zeitliche Verzögerung von einigen Millisekunden. Dieser zeitliche Versatz, der als größer als die natürlichen ITD angenommen wird und zu ihnen hinzuzurechnen ist, kann wahrscheinlich nicht vom Gehirn ignoriert werden. Zudem wird bei bimodaler Versorgung an den beiden Seiten an Orten zu verschiedenen Frequenzen gereizt. Ein Vergleich der interauralen Laufzeit muß somit innerhalb breiterer Frequenzbänder erfolgen. Daher ist wahrscheinlich, daß die Lokalisation mit CI+HG ebenso wie die mit bilateralem CI nicht über ITD erfolgt.

### 6.6.3 Auswertung monauraler spektraler Information

Die Patienten IB, HS, PG und EM zeigen bei monauraler Versorgung mit CI die Fähigkeit Seiten zu unterscheiden. Dabei steht ihnen bei den verwendeten Testschallpegeln nur die monaurale Pegelinformation zur Verfügung, da ihr kontralaterales Ohr einen hochgradigen Hörverlust aufweist. Die Pegelvariation der Testschalle erschwert die monaurale globale Auswertung der Pegeländerungen durch den Kopfschatten. So verbleibt monaural nur die Auswertung von spektraler Information durch die Abschattung des Kopfes, also die Betrachtung der Dämpfung hoher Frequenzen gegenüber den tiefen, wenn die Schalle aus Richtungen kommen, die dem CI abgewandt sind. Sofern das CI hinreichend tiefe Frequenzen als Anker überträgt, kann die VP darüber unter Annahme eines glatten Quellenspektrums eine grobe Richtungseinschätzung vornehmen. Die Fähigkeit zur groben Seitenunterscheidung bei den Patienten IB, HS, PG und EM muß auf diesem Prozeß beruhen. Die monaurale spektrale Information reicht jedoch nicht zur Unterscheidung mehrerer Richtungen, wie an den großen Streubereichen der Ergebnisse und der geringen Steigung der Regressionsgeraden ersichtlich ist.

Im bilateralen Fall könnte die monaurale spektrale Information unabhängig von interauralen Pegeldifferenzen ausgewertet werden. Dieser Fall tritt auf, wenn der Lautheitsabgleich zwischen CI und HG kein zentriertes Abbild erreichen kann, wie es bei Patienten mit hohem Hörverlust der Fall ist. EM und IS zeigten einen binauralen Vorteil, der auf der Auswertung der monauralen spektralen Information an zwei Ohren beruhen könnte.

### 6.6.4 Auswertung interauraler Pegeldifferenzen

Die Lokalisationsfähigkeit unter Verwendung des Testschalles „HPR, scrambled“ unterscheidet sich nur geringfügig von der Lokalisation eines breitbandigen Schalles, der alle potentiellen Lokalisationsmerkmale beinhaltet. Die Quartile sind mit dem Testschall „HPR, scrambled“ auf  $7,6^\circ$  vergrößert. Eine derartige Abnahme der Lokalisationsgenauigkeit tritt auch bei Normalhörenden auf, wenn Schalle mit spektraler Pegelvariation („spectral scrambling“, [Wightman und Kistler, 1997](#)) verwendet werden. Da Normalhörende die interauralen Zeitdifferenzen mit dem Testschall „HPR, scrambled“ nicht zur Lokalisation nutzen können, kann davon ausgegangen werden, daß die Lokalisation dieses Schalls mit bilateralem CI auch nicht auf der Auswertung der ITD basiert. Darüber hinaus konnte bereits gezeigt werden, daß interaurale zeitliche Information mit bilateralem CI nicht ausgewertet wird. Über monaurale spektrale Information kann mit einem CI nur eine grobe

Seitenunterscheidung durchgeführt werden – gegenüber der deutlich höheren Lokalisationsgenauigkeit auf der Basis von ILD scheint die monaurale spektrale Information daher bei der Lokalisation natürlicher Schalle mit bilateralem CI nur ein untergeordnetes Lokalisationsmerkmal zu sein. Zudem wurde die monaurale Information durch kanalweise Pegelvariation des Testschalls „HPR, scrambled“ unterdrückt. Die festgestellte Lokalisationsfähigkeit dieses Schalls basiert daher auf der Auswertung von ILD.

### Wahrnehmung von ILD mit Cochlea Implantaten

Van Hoesel *et al.* (2002) haben die mit BTE-Geräten (Behind-the-Ear) auftretenden ILD an einem Kunstkopf gemessen. Bei  $50^\circ$  seitlichem Schalleinfall betragen diese 6 dB für breitbandige Schalle und 3 dB bei 500 Hz, 6 dB bei 1 kHz, 9 dB bei 2 kHz und 11 dB bei 4 kHz. Für voraus liegende Richtungen ergibt sich eine Steigung von  $0,13 \text{ dB}/^\circ$ . Bereits in frühen Studien mit bilateraler CI-Versorgung wurde festgestellt, daß eine größere Positionsempfindlichkeit des interauralen Abbildes von der ILD als von der ITD besteht (van Hoesel *et al.*, 1993). Neue Studien wiesen eine ILD-Detektion von 1–3 Amplitudenschritten des Reizstromes nach, was z.B.  $16 \mu\text{A}$  bei 1,1 mA, entsprechend  $0,125 \text{ dB}$  bei  $9,5 \text{ dB}$  Dynamikbereich, betragen kann (Lawson *et al.*, 2000, 1998). Die digitale interne Signalverarbeitung und Reizgenerierung im CI beeinflusst die Abbildung der ILD. Im Med-El Combi 40+ beträgt die Auflösung der Stromamplituden 7 bit, so daß 128 Strom-Schritte bei einem theoretischen Dynamikbereich von 42 dB möglich sind. Die kleinste Schrittweite wird entsprechend der Stromamplitude der Reizpulse angepaßt, die der Patient für eine komfortable Lautheitsempfindung benötigt. Sie kann 2,4, 4,2, 7,7 oder  $13,6 \mu\text{A}$  betragen. Diese Schrittweite, sowie der minimale und der maximale Reizstrom werden für jeden Kanal einzeln gesetzt. Daher sind der Dynamikbereich am Nerv und die ILD-Abbildung in den Kanälen verschieden. Ein bilateraler CI-Träger kann eine ILD in einem Kanal detektieren, während dies in einem anderen Kanal nicht möglich ist (Lawson *et al.*, 2000).

Die Vorverarbeitung im CI bzw. HG versucht nun, den größeren externen akustischen Dynamikbereich auf den kleineren am Nerv bzw. am Ausgang des HG abzubilden. Dazu ist neben der Abbildung der Hüllkurveninformation auf die Reizstromamplituden im CI entsprechend einer logarithmischen Kennlinie eine Kompression nötig, die ab einem bestimmten Pegel einsetzt. So kann am Schall-zugewandten Ohr die Kompression bereits wirken, am abgewandten jedoch noch nicht, was zur Reduktion der abgebildeten ILD führt. Dieser pegel- und richtungsabhängige Prozeß verändert die ILD an der Einsatzschwelle der Kompression in kaum erlernbarer Weise. Bei gleichartigem Wirken der Kompression an beiden Ohren verringert sich die ILD um den Kompressionsfaktor. Setzt man eine Kompression entsprechend einer Abbildung von extern 40 dB auf intern  $10 \dots 20 \text{ dB}$  Dynamikbereich voraus, so ergibt sich mit der o.g. ILD-Schwelle von  $0,125 \text{ dB}$  eine externe ILD von  $\leq 0,5 \text{ dB}$ . Bei einer Winkelabhängigkeit der ILD von etwa  $0,1 \text{ dB}/^\circ$  ergibt sich eine theoretische Winkelauflösung von  $< 5^\circ$ , was sehr gut mit den Streubereichen der Ergebnisse von BW von  $3,2$  bis  $4^\circ$  korrespondiert. Senn *et al.* (2002) berichten eine ILD-Schwelle von 1–4 dB für zwei Erwachsene und vier Kinder. Eine derartige Schwelle erklärt die Ergebnisse der anderen bilateralen Patienten, die Quartile von  $6,3$ – $11,6^\circ$  aufweisen.

## ILD mit Cochlea Implantat und Hörgerät

Die Lokalisationsfähigkeit mit CI+HG ist gegenüber bilateralem CI durchschnittlich geringer. Da das Resthörvermögen bei den meisten VP mit HG auf tiefe Frequenzen beschränkt ist, das CI aber Orte zu hohen Frequenzen reizt, ist die Auswertung von ILD erschwert. Wie in Tabelle 6.1 ersichtlich, ist der Hörverlust für alle Patienten mit PTA's  $\geq 79$  dB SPL für Frequenzen  $\geq 2$  kHz so groß, daß er nicht mehr durch das Hörgerät ausgeglichen werden kann. ILD sind jedoch erst ab diesen Frequenzen zur Lokalisation nutzbar. Daher zeigen alle diese Patienten kein Lokalisationsvermögen. Eine Ausnahme stellen die Patienten JJ, EM und EK dar, die einen Rückgang des Hörverlusts mit zunehmender Frequenz verzeichnen und daher an 4 kHz ILD auswerten könnten. So zeigen EM und EK die Fähigkeit Seiten zu unterscheiden. JJ kann jedoch trotz der niedrigen Hörschwelle von 69 dB bei 4 kHz keine Seiten unterscheiden. HS, DT und PG, die lokalisieren können, weisen vergleichsweise niedrige Hörschwellen an tiefen und höheren Frequenzen auf. DT kann trotz seines hohen Hörverlustes bei 4 kHz grob Richtungen unterscheiden – wahrscheinlich über Information bei 2 kHz. Die Verstärkung des HG der Patienten mit niedrigerem durchschnittlichen Hörverlust ist ausreichend, um gegenüber dem CI eine gleiche Lautheit und damit ein zentriertes Abbild zu erzielen. ILD können somit abgebildet werden, unterliegen aber ebenfalls den o.g. Einschränkungen durch die Kompression. Hinzu kommt, daß die Reizung nach verschiedenem Schema erfolgt: während in einem Ohr der Nerv übersynchronisiert direkt stimuliert wird, erfolgt im anderen eine akustische Reizung, die vermutlich ein deutlich unterschiedliches Reizmuster im Nerv zufolge hat. Dennoch kann die binaurale Information zur Lokalisation verglichen werden.

### 6.6.5 Adaptation an veränderte interaurale Merkmale

Normalhörende lokalisieren breitbandige Schalle im wesentlichen durch die Auswertung der ITD. Aufgrund der vorangegangenen Ausführungen muß man annehmen, daß die ITD bei der Nutzung bilateraler CIs nicht als Grundlage der Lokalisation von breitbandigen Schallen fungieren. Im folgenden sollen mögliche Ursachen für das Vernachlässigen der ITD-Information bei bilateraler oder bimodaler CI-Nutzung gesucht und mögliche Adaptationsmechanismen diskutiert werden. Der maßgebliche Einfluß der ITD auf die Lokalisation wird reduziert, wenn der Stimulus keine tiefen Frequenzanteile enthält (Wightman und Kistler, 1992). Bei Cochlea Implantaten findet man diese reduzierte Abbildung tiefer Frequenzen, da zum einen nur Signale  $> 300$  Hz vom Sprachprozessor verarbeitet werden und zum anderen selbst bei Implantaten mit verhältnismäßig langem Elektrodenstrang der apikale Bereich der Cochlea nicht erreicht wird. Bei Normalhörenden enthalten die ILD dann die ausgewertete Richtungsinformation. Die von Lawson *et al.* (2000) bei bilateraler CI-Nutzung beschriebene Inkonsistenz der ITD-Information in verschiedenen Frequenzbändern führt vermutlich zu einem reduzierten Nutzen von Laufzeitunterschieden (Wightman und Kistler, 1996). Hinsichtlich der Ausnutzung von ILD-Information könnte man annehmen, daß durch Mikrofonaufnahme und reduzierte spektrale Abbildung eine frequenz-spezifische Ausprägung der ILD fehlt. Für die Lokalisationsleistung spielt dieses nur eine untergeordnete Rolle. Macpherson und Middlebrooks (2002) fanden kürzlich, daß

der mittlere Wert der ILD und ITD ausschlaggebender für die Positionsbestimmung ist als ihre Feinstruktur. Zusammengefaßt läßt sich feststellen, daß es verschiedene Hinweise in der Literatur gibt, die eine mögliche Umgewichtung der Lokalisationsmerkmale von ITD auf ILD nahelegen.

Weiterhin kann angenommen werden, daß sich die Auswertung von interauraler Richtungsinformation durch Lernprozesse verändert. Beispielsweise ändert sich der Lokalisationsprozeß bei einigen CI-Patienten insoweit, daß monaurale spektrale Information zur Seitenunterscheidung herangezogen werden kann. Einseitig ertaubte Patienten können ihre Lokalisationsfähigkeit mit monauraler Information derart adaptieren, daß diese besser als die von Normalhörenden mit einem verschlossenen Ohr sein kann (Slattery III. und Middlebrooks, 1994). Zudem werden die wahrgenommenen Richtungen statt im Kopf am gesunden Ohr wieder über den Raum verteilt wahrgenommen, wie z.B. auch VP RM für das monaurale Hören mit CI berichtete.

Die festgestellte hohe Lokalisationsgenauigkeit bei einigen Patienten sowohl mit bilateralem CI als auch mit CI und HG erfordert eine hohe Adaptationsfähigkeit an veränderte interaurale Parameter. In Abschnitt 3.6 wurde bereits festgestellt, daß verhältnismäßig kleine Änderungen im komplexen Spektrum der Außenohrübertragungsfunktionen nachgelernt werden können (Hofman *et al.*, 1998). Dies schließt lokale Pegeländerungen des Spektrums um einige Dezibel, aber auch Phasenänderungen, wie sie durch Pinna-Plastiken auftreten können, mit ein. Ein Umlernen der mittleren Größen von ILD und ITD wurde durch Anlernen einer gespreizten Richtungsabbildung gezeigt (Shinn-Cunningham *et al.*, 2001). Das bisher gezeigte Umlernen von Richtungen beschränkt sich auf den Bereich 20–30° (Welch, 1986). Größere Änderungen, wie z.B. im Extremfall der Transposition der Ohren, also der Übermittlung der Information des rechten Ohres auf das linke und umgekehrt, konnten nicht gelernt werden (Welch, 1986; Young, 1928). Die Adaptation verlief aber soweit, daß die Diskrepanz im Beisein visueller Information nicht bemerkt wurde. Im Review zu Seeber *et al.* (2002) bemerkt Colburn in Übereinstimmung mit der These der Langzeitadaptation (Shinn-Cunningham, 2001), daß nach einer kritischen Adaptationszeit auch größere Änderungen gelernt werden können. So weisen Gold und Knudsen (2000) bei jungen Eulen eine Adaptation von bis zu 55  $\mu$ s ITD und 8 dB ILD an veränderte Bedingungen nach. Da 110  $\mu$ s ITD einem Schalleinfallswinkel von 55° bei den Eulen entspricht (Abb. 7 in Gold und Knudsen, 2000), ist somit eine Adaptation von 25° nachgewiesen. Die vermutete zeitliche Verschiebung von mehreren Millisekunden in der Kombination CI+HG ist jedoch weit außerhalb des natürlichen Bereichs und daher deutlich größer als die bisher betrachteten 20–30°. Zellen, die auf große ITD antworten, sind beispielsweise beim Affen vorhanden (Stern und Trahiotis, 1995). Jedoch ist es fraglich, ob die mit CI+HG auftretenden großen interauralen zeitlichen Verschiebungen von neuronalen Verzögerungsstufen ausgeglichen werden, wie es von binauralen Modellen vorgeschlagen wird (Stern und Trahiotis, 1995). Da die Ergebnisse eher auf eine Lokalisation mit Pegelinformation auch bei Verwendung von CI und HG schließen lassen, ist anzunehmen, daß ein solcher zeitlicher Ausgleich nicht stattfindet, sondern die zeitliche Information weitestgehend ignoriert wird.

Die Adaptation an veränderte ILD ist dagegen teilweise möglich. Florentine (zitiert in Durlach *et al.*, 1981, S. 293) berichtet das Nachlernen der Vorausrichtung innerhalb



weniger Tage auf einen verbleibenden Fehler entsprechend einer ILD von 0–5 dB, wenn durch einen einseitigen Gehörschutz die ILD um 20–25 dB verändert wurde. Dies legt nahe, daß sich die Patienten mit großem Hörverlust an die veränderten ILD adaptieren können, obwohl das HG keinen Lautheitsausgleich gegenüber dem CI erzielen kann. Einige dieser Patienten (EM, EK, IS, RL) zeigten im Hörversuch die Fähigkeit zur Seitenunterscheidung.

### 6.6.6 Zusammenhang von Sprachverstehen und Lokalisation

Tabelle 6.1 stellt Ergebnisse zum Satzverständnis in Ruhe der bimodalen Patienten dar (Baumann und Seeber, 2001). Die Patienten mit den besten Lokalisationsergebnissen HS, DT und PG weisen auch das höchste Sprachverständnis auf, das an 100% heranreicht. Aufgrund von Deckelungseffekten ist keine weitere Verbesserung mit bimodaler Versorgung sichtbar. Im Sprachtest mit Störgeräusch zeigten diese Patienten jedoch deutliche binaurale Vorteile gegenüber den anderen Patienten (Baumann und Seeber, 2001). Ohne Störgeräusch profitieren auch die Patienten JJ, RM, RL, EM und IS im Satztest von der bimodalen Versorgung. RL, EM und IS konnten in der vorliegenden Studie auch die Seiten unterscheiden. Ein Vorteil durch die bimodale Versorgung im Lokalisationstest steht anscheinend im Zusammenhang mit einem Vorteil im Sprachverstehen. Die bimodal vorliegende Information kann offensichtlich sowohl zur Lokalisation als auch zum Sprachverständnis zum Vorteil genutzt werden.

## 6.7 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wird die Lichtzeigermethode für audiologische Untersuchungen angewendet. Elf Patienten mit Cochlea Implantat (CI) und einem Hörgerät (HG) auf der kontralateralen Seite wurden auf ihre Lokalisationsfähigkeit hin untersucht. Weitere vier CI-Träger, die bilateral implantiert sind, nahmen an der Lokalisationsstudie teil.

Cochlea Implantate sind neuronale, elektronische Prothesen, die den Hörnerv mit einem elektrischen Muster reizen, das aus dem Schallsignal abgeleitet wird. Mit diesem Reizmuster werden die interauralen Zeit- und Pegeldifferenzen erheblich verändert wiedergegeben. Bei Versorgung mit bilateralem CI kann daher nicht davon ausgegangen werden, daß die Patienten lokalisieren können. Bei bimodaler Versorgung mit CI und Hörgerät werden beide Seiten auf unterschiedliche Weise – elektrisch und akustisch – gereizt, so daß eine Verarbeitung der binauralen Information nicht erwartet werden kann.

Diese Studie weist erstmals nach, daß bei bimodaler Versorgung mit CI und HG eine überraschend gute Lokalisationsgenauigkeit auftreten kann, die sogar nahe an die von Normalhörenden heranreicht. So zeigt Patient HS Lokalisationsstreuungen von nur  $4,5^\circ$ . Die lokalisierten Richtungen folgen in hohem Maße den vorgegebenen, was durch den Regressionsfaktor von 0,80 ausgedrückt wird. Ein relativ hohes Resthörvermögen auf dem HG-Ohr scheint diese hohe Lokalisationsfähigkeit zu ermöglichen. Weitere vier Patienten, die zudem einen hohen durchschnittlichen Hörverlust aufweisen, können mit bimodaler Versorgung zumindest die Seite des Schalleinfalls erkennen. Vier weitere Patienten der

bimodalen Gruppe zeigen kein Richtungshörvermögen.

Die Patienten mit bilateraler CI-Versorgung haben alle die Fähigkeit Richtungen zu unterscheiden. Erstmals konnte bei bilateraler CI-Nutzung ein ausgezeichnetes Lokalisationsvermögen nachgewiesen werden, das nahe an das von Normalhörenden heranreicht. Die Lokalisationsstreuungen des Patienten BW betragen bei bilateraler Versorgung nur  $4,4^\circ$ . Zudem weichen die von BW lokalisierten Richtungen im Mittel nur  $0,6^\circ$  von den vorgegebenen ab.

In weiteren Lokalisationsversuchen mit dem bilateralen CI-Träger BW wurde untersucht, auf welchen Lokalisationsmerkmalen die hohe Lokalisationsfähigkeit mit CI beruht. Die Ergebnisse zeigen, daß ein Tiefpaßrauschen mit einer oberen Grenzfrequenz von 486 Hz unabhängig von einer zusätzlichen Modulation der Hüllkurve nicht lokalisiert werden kann. Daraus folgt, daß interaurale Zeitdifferenzen nicht zur Lokalisation mit bilateralem CI beitragen. Ein Hochpaßrauschen, das insbesondere über die Auswertung von interauralen Pegeldifferenzen lokalisierbar ist, kann dagegen lokalisiert werden. Zudem ist die Lokalisationsgenauigkeit dieses Hochpaßrauschens gegenüber der eines breitbandigen Schalles kaum verringert. Daraus folgt, daß interaurale Pegeldifferenzen das wesentliche Merkmal zur Lokalisation mit bilateralem CI sind. Die Fähigkeit zur Unterscheidung der Seite des Schalleinfalls mit nur einem CI zeigt, daß bereits das monaurale Spektrum Lokalisationsinformation liefert. Da bereits die Auswertung von interauralen Pegeldifferenzen gegenüber zusätzlichen Lokalisationsmerkmalen eine nahezu uneingeschränkte Lokalisationsfähigkeit ermöglicht, scheint die monaurale Information nur untergeordnet zur Lokalisation natürlicher Schalle beizutragen. Somit konnte erstmals gezeigt werden, daß interaurale Pegeldifferenzen anstelle der bei Normalhörenden dominanten interauralen Zeitdifferenzen das wesentliche Merkmal zur Lokalisation mit bilateralem CI bilden.

# Zusammenfassung

---

Die vorliegende Arbeit stellt eine neue Methode für auditive Lokalisationsuntersuchungen vor und behandelt ihre Anwendung in psychoakustischen Experimenten zur Lokalisation in der Horizontalebene, zur Auswahl von Außenohrübertragungsfunktionen für die virtuelle Akustik, zum Ventriloquismuseffekt und zur Lokalisation bei Cochlea Implantat-Trägern.

In Kapitel 2 wird die neue Methode für auditive Lokalisationsuntersuchungen vorgestellt. Im Experiment werden dabei Testschalle aus zufälligen voraus liegenden horizontalen Richtungen abgespielt. Nach jeder Schalldarbietung erscheint ein Lichtpunkt an zufälliger horizontaler Position symmetrisch um die Schallrichtung. Dieser Lichtpunkt wird von der Versuchsperson mit Hilfe eines Trackballs auf die wahrgenommene Schallrichtung eingestellt. Nachdem die eingestellte Position durch Drücken einer Taste am Trackball quittiert wurde, verlischt der Lichtpunkt und ein neuer Einzelversuch beginnt. In Lokalisationsstudien konnte gezeigt werden, daß die neue Methode im Vergleich zu aus der Literatur bekannten eine geringere Streuung und einen geringeren methodischen Fehler, insbesondere für seitliche Richtungen, aufweist. Die symmetrische Variation der Einsatzposition des Lichtpunktes reduziert gegenüber einer festen Einsatzposition den methodischen Einfluß, da der Lichtpunkt für alle Testrichtungen etwa gleichhäufig rechts und links der anzuzeigenden Richtung erscheint, im Mittel aber in dieser Richtung einsetzt. Durch die Variation der Einsatzposition vergrößert sich jedoch die Streuung der Richtungsanzeige, da kein festes, externes visuelles Referenzkoordinatensystem übermittelt wird, in dem die Richtungsanzeige stattfinden kann. Da der Lichtpunkt über den Trackball gesteuert wird, erfolgt die Richtungsanzeige entkoppelt von der Eigenwahrnehmung egozentrischer Richtungen. Andere Lokalisationsmethoden, wie Hand- oder Kopfzeigen, basieren dagegen auf der Eigenwahrnehmung, der Propriozeption, von Körperrichtungen. Mit der neuen Methode ergibt sich so eine Reduktion auf zwei wirksame Modalitäten, die auditive und die visuelle. Die hohe Meßgenauigkeit, die Bimodalität, die symmetrische Auslegung der Methode und die Reduktion des Einflusses externer Referenzrichtungen stellen Besonderheiten und Neuerungen der hier vorgestellten Lichtzeigermethode dar, die den Namen *ProDePo* – *Proprioception Decoupled Pointer* erhält.

In Kapitel 3 wird die Messung individueller Außenohrübertragungsfunktionen, der Übertragungsfunktionen von Schallquellen im Raum zu einem Punkt nahe des Trommelfells, beschrieben. Anschließend wird ein neues Verfahren zur individuell-optimalen Auswahl einer Außenohrübertragungsfunktion aus einem Katalog von fremden Außenohrübertragungsfunktionen vorgestellt. Zur Auswahl erhält die Versuchsperson direkten Zugriff auf Schalle, die mit den Außenohrübertragungsfunktionen gefiltert sind. In einer Vorauswahl werden fünf Außenohrübertragungsfunktionen aus zwölf verschiedenen Außenohrübertragungsfunktionen ausgewählt, welche die Räumlichkeitsempfindung bei voraus liegenden Schallrichtungen maximieren. Aus diesen fünf Außenohrübertragungsfunktionen wird dann genau eine ausgewählt, die Richtungen korrekt und externalisiert in der Horizontalebene abbildet. In Lokalisationsversuchen zur Überprüfung der Auswahl konnte festgestellt werden, daß die so bestimmten Außenohrübertragungsfunktionen die Abweichung von der vorgegebenen Schallrichtung, die Lokalisationsstreuungen und die Anzahl der Im-Kopf-Lokalisationen minimieren. Die Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen werden dagegen nur geringfügig vermindert. Mit der Auswahlmethode kann innerhalb kurzer Zeit ein Paar von Außenohrübertragungsfunktionen gefunden werden, das tatsächlich eine externalisierte und präzise Richtungsabbildung und damit eine weitgehend natürliche Wahrnehmung ermöglicht.

In Kapitel 4 wird die Lokalisation mit der neuen Lichtzeigermethode im Freifeld, sowie mit virtueller Akustik mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen und mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen untersucht. Dabei wird festgestellt, daß sich die horizontale Lokalisation mit individuellen Außenohrübertragungsfunktionen nicht von der im Freifeld unterscheidet. Die Richtungsabbildung mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen ist dagegen trotz der individuellen Auswahl geringfügig verändert. Dabei treten Überschätzungen der seitlichen Richtungen auf und die Lokalisationsstreuungen, die Im-Kopf-Lokalisationen und die Vorne-Hinten-Vertauschungen nehmen zu.

Die Abhängigkeit der auditiven Lokalisation von der Blickrichtung wird für die drei Hörumgebungen in Kapitel 5 untersucht. Diese auditiv-visuelle Interaktion schafft die Voraussetzungen für den Ventriloquismuseffekt, der dazu führt, daß beispielsweise die Sprache eines Bauchredners aus dem Mund der Puppe zu kommen scheint. In den Lokalisationsuntersuchungen fixierten die Versuchspersonen voraus oder seitlich liegende Lichtpunkte, während der Testschall aus verschiedenen Richtungen dargeboten wurde. Danach erfolgte die Anzeige der wahrgenommenen Schallrichtung mit der *Pro De Po*-Methode. So konnten für die virtuell-individuelle Umgebung ähnliche Verschiebungen der auditiven hin zur visuellen Richtung wie im Freifeld nachgewiesen werden. Die auditiv-visuelle Richtungs-Interaktion ist also in beiden Umgebungen äquivalent. In der virtuellen Umgebung mit ausgewählten, fremden Außenohrübertragungsfunktionen fällt diese Richtungsverschiebung dagegen geringer aus. Als Ursache dafür konnte das diffusere Richtungsabbild in virtueller Akustik mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen ausgeschlossen werden. Der Rückgang der Richtungsverschiebung in der virtuell-fremden Hörumgebung steht im

Gegensatz zur These der visuellen Dominanz, nach der die auditive Richtung stärker zur visuellen verschoben wahrgenommen wird, wenn individuelle Richtungsmerkmale zur auditiven Lokalisation fehlen. Das Ausmaß der relativen Richtungseffekte kann mit einem einfachen Exponentialansatz beschrieben werden, dessen Anpassung an die Hörumgebung mit nur einer Konstante vorgenommen werden kann. Die Anzahl der Vorne-Hinten-Vertauschungen nimmt in der virtuell-fremden Umgebung mit visueller Fixation deutlich ab. Vor dem Hintergrund von Anwendungen in audio-visuellen Präsentationssystemen, wie z.B. beim „virtual surround sound“ im Heimkino, fordern die Ergebnisse entweder eine Individualisierung der virtuellen Richtungsabbildung oder eine Reduktion der Richtungsdiskrepanz zwischen akustischen und optischen Richtungen.

In Kapitel 6 wird die *ProDePo*-Methode für Lokalisationsstudien mit Cochlea Implantat-Patienten angewendet, die ein Hörgerät oder ein zweites Implantat auf dem kontralateralen Ohr trugen. Es wird erstmals nachgewiesen, daß sowohl mit bilateraler Nutzung von Cochlea Implantaten, als auch bei Verwendung von Cochlea Implantat und Hörgerät eine überraschend hohe Lokalisationsgenauigkeit erreicht werden kann. So zeigen Vertreter beider Gruppen eine Lokalisationsfähigkeit, die nahe an die von Normalhörenden heranreicht. Für einige Patienten ist bereits mit monauraler Versorgung eine Unterscheidung der Schalleinfallseite möglich. Da Cochlea Implantate eine Veränderung und Reduktion der akustischen Lokalisationsmerkmale vornehmen, ist die gezeigte Lokalisationsfähigkeit unerwartet. In einer weiteren Studie konnte erstmals die Lokalisationsfähigkeit bei bilateraler Nutzung von Cochlea Implantaten auf die Auswertung von interauralen Pegeldifferenzen zurückgeführt werden. Monaurale spektrale Information trägt insbesondere bei einseitiger CI-Versorgung zur Lokalisation bei. Interaurale Zeitdifferenzen können dagegen mit tieffrequenten Schallen nicht zur Lokalisation genutzt werden. Da interaurale Zeitdifferenzen bei Normalhörenden für viele natürliche Schalle das dominante Lokalisationsmerkmal darstellen, ist ein Umlernen der Gewichtung der Merkmale im Lokalisationsprozeß bei bilateraler Nutzung von Cochlea Implantaten erforderlich.

Der erfolgreiche Einsatz der *ProDePo*-Methode in verschiedenen Bereichen – der psychoakustischen Forschung, der virtuellen Akustik und der Audiologie – bestätigt die intuitive Handhabung der Methode und deren universelle Anwendbarkeit.

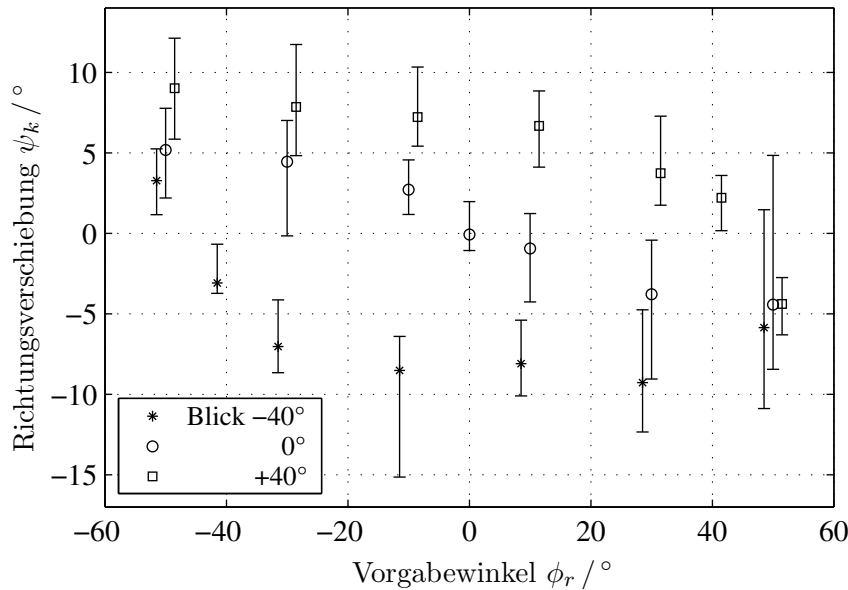
# Weitere Experimente zum Ventriloquismuseffekt

---

## A.1 Einfluß der Lokalisationsunschärfe

### A.1.1 Methode

Zur Überprüfung des in Abschnitt 5.7.3 vorgestellten Ansatzes, nach dem der Rückgang der Interaktion mit fremden Außenohrübertragungsfunktionen (AOÜF) auf einer unschärfer abgebildeten Richtung beruht, wurde der folgende Versuch durchgeführt. Eine unschärfere Abbildung, und damit eine Erhöhung der Lokalisationsunschärfe, tritt nicht nur mit fremden AOÜF auf, sondern auch mit schmalbandigen Schallen. Insbesondere können schmalbandige Schalle mit Spektralkomponenten um 1,6 kHz schlecht lokalisiert werden (Blauert, 1997; Mills, 1958). In Vorversuchen wurde die nötige Bandbreite eines derartigen Schalls so bestimmt, daß die bei der Lokalisation auftretenden Quartile mit denen im Lokalisationsversuch mit fremden AOÜF aus Abschnitt 4.4 übereinstimmen. Als Grenzfrequenzen des Schmalbandrauschens wurden 1,5 kHz und 1,7 kHz gefunden. Ebenso wie der bisher verwendete Testschall (Abschnitt 2.3) wurde dieses Rauschen gepulst (5 Pulse, Dauer 30 ms, Pausendauer 70 ms, Gaußförmig modulierte Flanken, Anstiegszeit 3 ms, Dauerschallpegel 60 dB SPL). Mit diesem Schall wurden die ansonsten unveränderten Freifeldversuche zur Lokalisation (Abschnitt 2.3) und zur Blickrichtungsabhängigkeit (Abschnitt 5.2) durchgeführt. Da der Pegel konstant gehalten wurde, erschien der schmalbandigere Schall etwas leiser, konnte aber noch gut lokalisiert werden. Sechs VP (BS, CP, JM, MF, MN, TR) führten je zehn Einzelversuche pro Testbedingung in jeweils einer Sitzung für den Lokalisations- und den Blickrichtungsversuch durch.



**Abb. A.1:** Lokalisation von Schmalbandrauschen in realer Hörumgebung bei gleichzeitiger Fixation von Lichtpunkten unter den Winkeln  $-40^\circ$  (\*),  $0^\circ$  (○) und  $+40^\circ$  (□). Die Ergebnisse sind als Abweichung zur den individuellen Ergebnissen des Kontrollversuchs ohne visuelle Einflüsse gegeben und als Mediane der individuellen Mediane und Quartile dargestellt. Daten von 6 VP, Alter 25–29.

### A.1.2 Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse zum Fixationseinfluß auf die Lokalisation von Schmalbandrauschen sind in Abbildung A.1 gegeben. Die mit den breitbandigen Schallen festgestellten Heranschätzungen an die seitlichen Blickrichtungen mit einem Maximum bei  $30^\circ$  Abstand sind etwas weniger stark ausgeprägt (vgl. Abbildung 5.3). Die Richtungseffekte nehmen für Diskrepanzen  $> 30^\circ$  nicht ab. Die medianen absoluten Abweichungen von der Vorgaberichtung betragen  $6,8^\circ/7,4^\circ/6,5^\circ$  für die Blickrichtungen  $-40^\circ/0^\circ/+40^\circ$ . Auch maximalen Richtungseffekte von  $9^\circ$  stimmen gut mit den in realer Umgebung gefundenen überein. Die Quartile betragen  $2,4^\circ$  bis  $2,9^\circ$  und entsprechen daher denen im Blickversuch mit fremden AOÜF. Die Erhöhung der Lokalisationsunschärfe durch Verwendung eines räumlich diffuser wahrnehmbaren Schalls führt demnach *nicht* zur Veränderung der Interaktion bei größeren Abständen – sie ist im Gegenteil sogar etwas ausgeprägter. Der Erklärungsansatz aus Abschnitt 5.7.3 muß daher verworfen werden.

## A.2 Blickrichtungsabhängigkeit bei lateralisierten Schallen

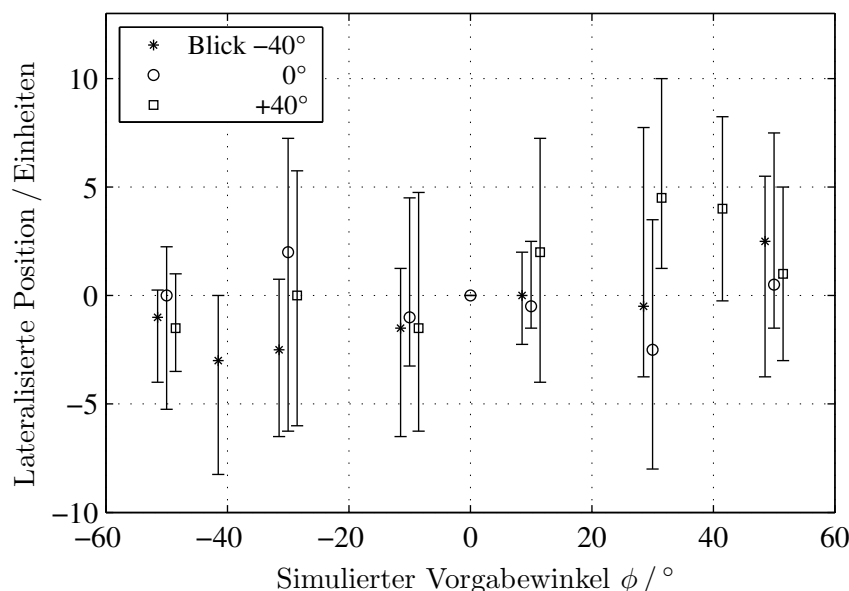
### A.2.1 Einleitung und Methode

Unabhängig von der These des Entfernungseinflusses auf den Ventriloquismus in Abschnitt 5.7.3 wurde eine Studie zur Lateralisation von Schallen ohne und mit visuellem Einfluß durchgeführt. Im Kopf wahrgenommene Schalle können entsprechend der interauralen Zeit- und Pegeldifferenzen zu einem Ohr hin lateralisiert werden. Die Im-Kopf-Wahrnehmung entspricht nach Blauert (1997) dem Extremfall der Entfernung „Null“ im Sinne einer möglichen kontinuierlichen Variation der Entfernung. Dennoch ist dieser Fall gesondert zu betrachten, da er zum einen ein unnatürliches Perzept beinhaltet, zum anderen eine Transformation der Position auf der interauralen Achse in den externen Raum

schwer möglich ist. Aus diesem Grund wurde eine andere Anzeigemethode für die Lateralisationsuntersuchungen verwendet. Bei der Linienmethode sollten die Versuchspersonen die Position der Quelle auf der interauralen Achse anzeigen. Dazu befand sich vor ihnen ein Rechnerterminal mit schwarzem Bildschirm und einer gestrichelten Linie, die die möglichen Positionen auf der Verbindung zwischen den Ohren kennzeichnete. Die VP projizierten die wahrgenommene Position zwischen den Ohren auf die Position des Cursors auf dieser Linie, die mit den Cursortasten einstellbar war – äquivalent zum Setzen einer Markierung auf einer Linie auf einem Blatt Papier.

Die Positionierung des Testschalls auf der interauralen Achse wurde wie folgt vorgenommen: Entsprechend den Gleichungen 3.3 und 3.5 wurden die interauralen Pegel- und Zeitdifferenzen für verschiedene Richtungen aus den in Abschnitt 3.3 gemessenen AOÜF für alle VP berechnet und anschließend über die Frequenz und die VP gemittelt (vgl. Abbildung 1.4). Der Pegel des Testschalls wurde interaural entsprechend der berechneten frequenzunabhängigen ILD verändert und interaural mit der ITD verzögert. Diese ILD und ITD nähern die natürlichen Bedingungen an, rufen aber eine Lateralisation hervor. Der Testschall und der Ablauf der Versuche waren ansonsten identisch zu den anderen Untersuchungen zur Lokalisation bzw. Blickrichtungsabhängigkeit (Abschnitte 2.3 und 5.2). In den Untersuchungen wurde die bekannte Methode und Apparatur verwendet, jedoch gaben die VP die lateralisierte Position auf dem Terminal und nicht mit der Lichtzeigermethode an. Fünf VP führten je 20 bzw. 21 Einzelversuche pro Testbedingung durch.

## A.2.2 Ergebnisse und Diskussion



**Abb. A.2:** Lateralisierte Position von Breitbandrauschpulsen bei Fixation von Lichtpunkten in den Winkeln  $-40^\circ$  (\*),  $0^\circ$  (o) und  $+40^\circ$  (□). Die Ergebnisse sind als Abweichung zu den individuellen Ergebnissen des Kontrollversuchs zur Lateralisation ohne Fixationseinflüsse gegeben und als Mediane der individuellen Mediane und Quartile dargestellt. Daten von 5 VP, Alter 21–28.

Die Ergebnisse zur Position von lateralisierten Schallen bei Fixation von Lichtpunkten sind in Abbildung A.2 relativ zu denen ohne erzwungene Fixation gegeben. Verglichen mit den aus Kapitel 5 bekannten Ergebnissen ist kein ausgeprägter Einfluß der Fixation sichtbar. Lediglich die seitlichen Richtungen erscheinen auf der Fixationsseite leicht nach außen verschoben, auf der gegenüberliegenden jedoch nicht. Diese leichte Verschiebung könnte Ausdruck der Heranschätzung an eine weiter außen wahrgenommene visuelle



Position sein. In diesem Fall sollte jedoch keine Abnahme bei  $50^\circ$  feststellbar sein. Die Quartile sind mit 4,3 Cursorpositionen im Vergleich zur Antwortskala mit 80 Einheiten groß. Die VP berichteten von Schwierigkeiten bei der Einschätzung der interauralen Position. Eine Differenzierung der seitlichen Richtungen, die ab  $30^\circ$  nahe am Ohr lateralisiert werden, ist schwierig und von Veränderungen im Antwortverhalten geprägt. Die meisten VP waren in Hörversuchen unerfahren, was eine weitere Ursache für die großen Streuungen sein könnte. Auch wenn sich signifikante Unterschiede zwischen den lateralisierten Positionen in Abhängigkeit von der Blickrichtung in bis zu zwei Einzeltests ergeben, legen das Fehlen einer deutlichen und eindeutigen Verschiebungsstruktur und die Größe der Streuungen nahe, daß die Effekte eher zufällig und aufgrund von veränderten Antwortmustern, anstatt durch eine audio-visuelle Interaktion erfolgen<sup>1</sup>. Für die Entfernung „Null“, die Im-Kopf-Lokalisation, wird also keine Interaktion festgestellt. Die Ergebnisse dieses Versuches stimmen demnach mit der These in Abschnitt 5.7.3 überein, nach der der Ventriloquismuseffekt mit abnehmender Entfernung des Hörereignisortes abnimmt.

---

<sup>1</sup>Mann-Whitney-Wilcoxon U-Test (Sachs, 1992),  $\alpha$ -korrigiert für 6 Richtungen, signifikant auf 0,1% jeweils für die 3 Kombinationen der Blickrichtungen.

## ANHANG B

---

# Fragestellungen zur Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen

---

Im folgenden sind die genauen Fragestellungen zur Auswahl von fremden Außenohrübertragungsfunktionen nach der zweistufigen Auswahlmethode aus Abschnitt 3.4.4 gegeben.

## B.1 Fragestellung zur Vorauswahl

Liebe Versuchsperson,

mit der Eingabe der Zahlen 1-12 verknuepft sind Schalle, die einen unterschiedlichen Raeumlichkeitseindruck hervorrufen. Bitte waehle die 5 Schalle aus, die die groesste Raeumlichkeitsempfindung nach vorne hin (nicht zur Seite!) hervorrufen. Die Reihenfolge spielt keine Rolle. Zum Beendigen gib bitte "e" und in der Folge die Nummern der ausgewaehlten Schalle ein. Danach wird der Versuch in einem zweiten Teil fortgesetzt.

Viel Spass dabei!!!

## B.2 Fragestellung zur Endauswahl

Liebe Versuchsperson,

nun sind mit der Eingabe der Zahlen 1-5 die Schalle verknuepft, die soeben ausgewählt wurden. Bitte waehle jetzt nach den folgenden Kriterien den optimalen Schall - nur einen - aus diesen 5 aus:

- Schallrichtungen gehen von 40 Grad links bis 40 Grad rechts, kommen

- also nicht von weiter aussen
- Schall wandert horizontal in gleichen Schritten
  - Schall hat immer die gleiche Hoehe
  - Schall wird vorne
  - in konstanter Entfernung
  - und moeglichst weit entfernt wahrgenommen.

Viel Spass dabei!!!

## ANHANG C

---

# Versuchspersonen

---

An den Versuchen nahmen insgesamt 16 Personen im Alter von 24–32 Jahren teil. Bei neun Personen wurden die Außenohrübertragungsfunktionen gemessen, weshalb sie an den meisten Versuchen beteiligt wurden. Die Messung der Ruhehörschwelle nach der Békésy-Methode zeigte normales Hörvermögen im Bereich  $\pm 10$  dB innerhalb 20 Hz – 16 kHz bei den meisten Versuchspersonen und nur bei wenigen im erweiterten Bereich von  $\pm 20$  dB. MP weist einen Hörverlust von 30 dB im Frequenzbereich um 7 kHz auf beiden Ohren auf. KG hat einen unilateralen Hochtonhörverlust und wurde daher nach den Auswahlversuchen von weiteren Versuchen ausgeschlossen.

Sechs Personen waren Mitarbeiter des Instituts, acht waren Studenten der Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik und zwei Personen kamen von außerhalb der Universität. Zwei Personen kannten die Lautsprecherpositionen und vier Personen wußten von einer diskreten Verteilung von Lautsprechern. Tabelle C.1 gibt einen Überblick über die Versuchspersonen, ihr Alter, die Verwendung einer Brille, die Händigkeit, das dominante Auge und ihre Teilnahme an den einzelnen Versuchen. Zu den jeweiligen Versuchen ist die Anzahl der teilnehmenden Personen und die durch sie durchgeführten Einzelversuche pro Versuchsbedingung (Schallrichtung \* [Blickrichtung bzw. Außenohrübertragungsfunktion]) ablesbar.

Versuchsperson		AF	BS	CP	GS	HW	JC	JM	KG	MG	MF	MH	MN	MP	RB	TR	VK
Alter		28	28	28	25	25	32	25	30	28	28	25	25	25	25	25	24
Brille <sup>a</sup>		j	j	(j)	j	n	j	n	j	n	n	j	j	n	(j)	n	(j)
Dominante Hand		r	r	r	r	r	r	l	r	r	r	r	r	l	r	r	r
Dominantes Auge			r	r				r			l	r	r	r	r	r	r
Versuchsbedingung und Abschnitt																	
Lokalisation	real	<b>2.4.1</b>	20	20	20	20		20			20	20	20	20	20	20	20
Lokalisation	Laser fix	<b>2.4.2</b>	10	10	10			10				10	10	10			10
Lokalisation	Pegel variabel	<b>2.4.3</b>	20					20				20	20	20			20
Lokalisation	visuell	<b>2.4.4</b>	10		10	10		10				10	10	10			
Blickfeldeinfluß		<b>2.4.5</b>	5	5	10	5		5			5	5	5	5			5
Messung AOÜF		<b>3.3</b>	x	x				x			x	x	x	x		x	x
AOÜF-Auswahlversuch <sup>b</sup>		<b>3.4.4</b>	x					x			x	x	x	x	x	x	
AOÜF-Erst- und Korrekturauswahl		<b>3.5</b>	x	x	x	x		x	x	x	x						x
AOÜF-Lokalisationstest		<b>3.5</b>	5	10	10	10		10	10	5	10						10
Lokalisation	individ. AOÜF	<b>4.3</b>	20	20				20			20	20	20	20		20	20
Lokalisation	fremde AOÜF	<b>4.4</b>	20	20				20			20	20	20	20		20	20
Blickabhängigkeit	real	<b>5.2</b>	21	21	21	21		21			21	21	21	21		21	
Blickabhängigkeit	individ. AOÜF	<b>5.3</b>	21	21				21			21	21	21	21		21	21
Blickabhängigkeit	fremde AOÜF	<b>5.4</b>	21	21				21			21	21	21	21		21	21

<sup>a</sup>Verwendung einer Brille: (j) kennzeichnet Personen, die ihre Brille nicht, oder Kontaktlinsen trugen.

<sup>b</sup>Die Versuchspersonen CP und VK verwendeten in Lokalisationversuchen mit fremden AOÜF die in der AOÜF-Korrekturauswahl bestimmten.

**Tab. C.1:** Überblick über die Beteiligung der Versuchspersonen an den einzelnen Versuchen. Der bei den Versuchen aufgeführte Wert ist die Anzahl der durchgeführten Einzelversuche pro Testrichtung.

# Abkürzungen und Formelzeichen

---

### Abkürzungen

2-AFC	Versuchsmethode mit Entscheidung für einen Schall aus einem Schallpaar, <i>Two-alternative forced choice</i>
AOÜF	Außenohrübertragungsfunktion, <i>HRTF – Head-related transfer function</i>
CI	Cochlea Implantat
D/A-Wandler	Digital-nach-Analog Wandler
FIR	Nichtrekursives Digitalfilter, <i>Finite impulse response (filter)</i>
HG	Hörgerät
IKL	Im-Kopf-Lokalisation
ILD	Interauraler Pegelunterschied, <i>Interaural level difference, <math>L_{\Delta}(f)</math></i>
ITD	Interauraler Zeitunterschied, <i>Interaural time difference, <math>\tau_{\Delta}(\omega)</math></i>
LED	Leuchtdiode, <i>Light emitting diode</i>
MLS	Maximalfolgen, <i>Maximum-length-sequences</i>
PTA	Durchschnittlicher Hörverlust bei 500 Hz, 1 kHz und 2 kHz, <i>Pure Tone Average</i>
<i>Pro De Po</i>	Lichtzeigermethode aus Kapitel 2, <i>Proprioception Decoupled Pointer</i>
SNR	Signal-Rausch-Abstand, <i>Signal-to-noise ratio</i>
VA	Virtuelle Akustik
VHV	Vorne-Hinten-Vertauschung
VP	Versuchsperson

**Formelzeichen**

$\beta$	Fixationswinkel
$\delta$	Intersensorische Diskrepanz: Winkelabstand zwischen Fixations- und Schallpräsentationswinkel, $\delta = \beta - \phi$
$\phi$	Physikalisch-akustisch vorgegebener Winkel
$\phi_r$	Physikalisch-akustisch vorgegebener Winkel im freien, realen Schallfeld
$\phi_v$	Physikalisch-akustisch vorgegebener Winkel unter virtueller Akustik
$\varphi$	Phase
$\omega$	Kreisfrequenz, $\omega = 2\pi f$
$\psi$	Lokalisierter Winkel
$\psi_a$	Lokalisationsabweichung: Lokalisierter Winkel als Differenz zum vorgegebenen Winkel, $\psi_a = \psi - \phi$
$\psi_k$	Richtungsverschiebung: Lokalisierter Winkel als Differenz zu den Ergebnissen des Kontrollversuchs
$\tau_{\Delta}(\omega)$	Interaurale Zeitdifferenz, ITD
$b$	Intersensorischer Bias: Richtungsverschiebung als Ergebnis der Interaktion relativ zur intersensorischen Diskrepanz, $b = \psi_k/\delta$
$f$	Frequenz, $f = \omega/2\pi$
$\mathcal{F}\{ \}, \mathcal{F}^{-1}\{ \}$	Fourier-Transformation, Fourier-Rücktransformation
$h(t)$	Impulsantwort zu $H(\omega)$
$H(\omega)$	Übertragungsfunktion, Fourier-Transformierte von $h(t)$
$k$	Parameter der Schallpräsentation
$L$	Pegel
$L_{\Delta}(f)$	Interaurale Pegeldifferenz, ILD
$p(t)$	Schalldruck-Zeitsignal
$s(t)$	Zeitsignal
$t$	Zeit

# Literaturverzeichnis

---

- D'ANGELO, W.R., R.S. BOLIA und D.R. PERROT: *Auditory guided visual search with visual distracters*. J. Acoust. Soc. Am., 101:3107, Supplement, 1997.
- AUERBACH, C. und P. SPERLING: *A common auditory-visual space: Evidence for its reality*. Perception & Psychophysics, 16(1):129–135, 1974.
- BAUER, B.B.: *Stereophonic Earphones and Binaural Loudspeakers*. J. Audio Eng. Soc., 9(2):148–151, 1961.
- BAUMANN, U. und B. SEEGER: *Bimodale Versorgung mit Cochlea Implantat und Hörgerät: Verbesserung von Sprachverständnis und Lokalisation*. In: WESTHOFEN, M. und W.H. DÖRING (Hrsg): *Zeitschr. f. Audiologie, Supplementum IV*, Median Verlag, Heidelberg, S. 36–39, 2001.
- BERTELSON, P. und M. RADEAU: *Ventriloquism, sensory interaction, and response bias: Remarks on the paper by Choe, Welch, Gilford, and Juola*. Perception & Psychophysics, 19(6):531–535, 1976.
- BERTELSON, P. und M. RADEAU: *Cross-modal bias and perceptual fusion with auditory-visual spatial discordance*. Perception & Psychophysics, 29(6):578–584, 1981.
- BESING, J.M. und J. KOEHNKE: *A Test of Virtual Auditory Localization*. Ear & Hearing, 16(2):220–229, 1995.
- BLAUERT, J.: *Spatial hearing*. MIT Press, Cambridge, USA, 1997.
- BLAUERT, J., M. BRÜGGEN, K. HARTUNG, A.W. BRONKHORST, R. DRULLMAN, G. REYNAUD, L. PELLIEUX, W. KREBBER und R. SOTTEK: *Der AUDIS-Katalog menschlicher Außenohrübertragungsfunktionen*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '98*, DEGA, Oldenburg, S. 174–175, 1998.
- BOHLANDER, R.W.: *Eye position and visual attention influence perceived auditory direction*. Percept. Mot. Skills, 59:483–510, 1984.
- BRONKHORST, A.W.: *Localization of real and virtual sound sources*. J. Acoust. Soc. Am., 98(5):2542–2553, 1995.



- BRONKHORST, A.W. und T. HOUTGAST: *Auditory distance perception in rooms*. Nature, 397:517–520, 1999.
- BRUIJN, W. DE und M.M. BOONE: *Subjective experiments on the effects of combining spatialized audio and 2D video projection in audio-visual systems*. In: *Proc. 112th Conv. Munich, Germany, May 10-13*, Audio Eng. Soc., New York, Paper 5582, 2002.
- BUSBY, P.A. und G.M. CLARK: *Gap detection by early-deafened cochlear-implant subjects*. J. Acoust. Soc. Am., 105(3):1841–1852, 1999.
- CHOE, C.S., R.B. WELCH, R.M. GILFORD und J.F. JUOLA: *The „ventriloquist effect“: Visual dominance or response bias?* Perception & Psychophysics, 18(1):55–60, 1975.
- COLBURN, H.S.: *Binaural psychoacoustics and models*. In: KOLLMEIER, B. (Hrsg): *Psychoacoustics, Speech and Hearing Aids*. World Scientific, Singapore, S. 211–220, 1996.
- COLONIUS, H.: *Visuell-auditorische Interaktion bei einfachen und gerichteten manuellen Reaktionen und Augenbewegungen*. Arbeits- und Ergebnisbericht, Inst. f. Kognitionsforschung, Uni Oldenburg, <http://www.physik.uni-oldenburg.de/Docs/sfb/pdf/c3.pdf> (14.06.2002), 1998.
- COLONIUS, H. und P. ARNDT: *A two-stage model for visual-auditory interaction in saccadic latencies*. Perception & Psychophysics, 63(1):126–147, 2001.
- DJELANI, T., CH. PÖRSCHMANN, J. SAHRHAGE und J. BLAUERT: *An interactive virtual-environment generator for psychoacoustic research II: Collection of head-related impulse responses and evaluation of auditory localization*. Acustica, 86(6):1046–1053, 2000.
- DOLL, TH.J. und TH.E. HANNA: *Directional Cueing Effects in Auditory Recognition*. In: GILKEY, R.H. und T.R. ANDERSON (Hrsg): *Binaural and Spatial Hearing in Real and Virtual Environments*, Lawrence Erlbaum Ass., Mahwah, New Jersey, S. 377–397, 1996.
- DOOLEY, G.J., P.J. BLAMEY, P.M. SELIGMAN, J.I. ALCANTARA, G.M. CLARK, J.K. SHALLOP, P. ARNDT, J.W. HELLER und CH.M. MENAPACE: *Combined Electrical and Acoustical Stimulation Using a Bimodal Prosthesis*. Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg., 119:55–60, 1993.
- DOYLE, M.C. und R.J. SNOWDEN: *Identification of visual stimuli is improved by accompanying auditory stimuli: The role of eye movements and sound location*. Perception, 30(7):795–810, 2001.
- DRIVER, J.: *Enhancement of selective listening by illusory mislocation of speech sounds due to lip-reading*. Nature, 381:66–68, 1996.
- DROSDOWSKI, G. (HRSG.): *Duden, Fremdwörterbuch*. Dudenverl., Bibliographisches Inst. & F.A. Brockhaus AG, Mannheim, Wien, Zürich, 5. Auflage, 1990.
- DURLACH, N.I., C.L. THOMSON und H.S. COLBURN: *Binaural Interaction in Impaired Listeners*. Audiology, 20:181–211, 1981.
- FASTL, H.: *Sound Quality of Electric Razors - Effects of Loudness*. In: CASSEREAU, D. (Hrsg): *Proc. INTER-NOISE' 2000*, Société Française d'Acoustique, Paris, 2000.

- FRENS, M.A. und A.J. VAN OPSTAL: *A quantitative study of auditory-evoked saccadic eye movements*. Exp. Brain Res., 107:103–117, 1995.
- FRENS, M.A., A.J. VAN OPSTAL und R.F. VAN DER WILLIGEN: *Spatial and temporal factors determine auditory-visual interactions in human saccadic eye movements*. Perception & Psychophysics, 57(6):802–816, 1995.
- GAIK, W.: *Combined evaluation of interaural time and intensity differences: Psychoacoustic results and computer modeling*. J. Acoust. Soc. Am., 94(1):98–110, 1993.
- GARDNER, B. und K. MARTIN: *HRTF Measurements of a KEMAR Dummy-Head Microphone*. Technical Report 280, MIT Media Lab, <http://sound.media.mit.edu/KEMAR.html> (09.12.2002), May 1994.
- GILKEY, R.H., M.D. GOOD, M.A. ERICSON, J. BRINKMAN und J.M. STEWARD: *A pointing technique for rapidly collecting responses in auditory research*. Behav. Res. Meth. Instr. and Comp., 27:1–11, 1995.
- GOLD, J.I. und E.I. KNUDSEN: *Abnormal Auditory Experience Induces Frequency-Specific Adjustments in Unit Tuning for Binaural Localization Cues in the Optic Tectum of Juvenile Owls*. J. Neuroscience, 20(2):862–877, 2000.
- GOOSSENS, H.H.L.M. und A.J. VAN OPSTAL: *Influence of Head Position on the Spatial Representation of Acoustic Targets*. J. Neurophysiology, 81:2720–2736, 1999.
- GRANTHAM, D.W.: *Spatial Hearing and Related Phenomena*. In: MOORE, B.C.J. (Hrsg): *Hearing*, Handbook of perception and cognition. Academic Press, San Diego, S. 297–345, 1995.
- GRAY, R.F. und D.M. BAGULEY: *Sound Localization with the Ineraid Cochlear Implant*. Adv. Otorhinolaryngology, 48:174–176, 1993.
- GREEN, J.D. JR., D.M. MILLS, B.A. BELLS, W.M. LUXFORD und L.L. TONOKAWA: *Binaural cochlear implants*. Am. Journ. Otology, 13(6):502–506, 1992.
- GRUNWALD, A., J. OTTEN und B. KOLLMEIER: *Numerische Analyse der Lokalisationsgenauigkeit von Außenohrübertragungsfunktionen*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '97*, DEGA, Oldenburg, S. 500–501, 1997.
- HAFERKORN, F. und W. SCHMID: *System zur Erzeugung von vorgebbaren Hörereignisorten*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '96*, DEGA, Oldenburg, S. 366–367, 1996.
- HAFTER, E.R. und L.A. JEFFRESS: *Two-Image Lateralization of Tones and Clicks*. J. Acoust. Soc. Am., 44(2):563–569, 1968.
- HAMMERSHØI, D. und H. MØLLER: *Free-field sound transmission to the external ear; a model and some measurements*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '91*, DEGA, Oldenburg, S. 473–476, 1991.
- HANEKOM, J.J. und R.V. SHANNON: *Gap detection as a measure of electrode interaction in cochlear implants*. J. Acoust. Soc. Am., 104(4):2372–2384, 1998.

- HARRINGTON, L.K. und C.K. PECK: *Spatial disparity affects visual-auditory interactions in human sensorimotor processing*. Exp. Brain Res., 122(2):247–252, 1998.
- HARTMANN, W.M., B. RAKERD und J.B. GAALAAS: *On the source-identification method*. J. Acoust. Soc. Am., 104(6):3546–3557, 1998.
- HARTMANN, W.M. und A. WITTENBERG: *On the externalization of sound images*. J. Acoust. Soc. Am., 99(6):3678–3688, 1996.
- HARTUNG, K.: *Messung, Verifikation und Analyse von Außenohrübertragungsfunktionen*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '95*, DEGA, Oldenburg, S. 755–758, 1995.
- HENNING, G.B.: *Detectability of interaural delay in high-frequency complex waveforms*. J. Acoust. Soc. Am., 55(1):84–90, 1974.
- HEUERMANN, H. und H. COLONIUS: *Localization experiments with saccadic responses in virtual auditory environments*. In: DAU, T., V. HOHMANN und B. KOLLMEIER (Hrsg): *Psychophysics, Physiology and Models of Hearing*, World Scientific, Singapore, 1999.
- HOESEL, R. VAN, R. RAMSDEN und M. O'DRISOLL: *Sound-Direction Identification, Interaural Time Delay Discrimination, and Speech Intelligibility Advantages in Noise for a Bilateral Cochlear Implant User*. Ear & Hearing, 23:137–149, 2002.
- HOESEL, R.J.M. VAN und G.M. CLARK: *Psychophysical studies with two binaural cochlear implant subjects*. J. Acoust. Soc. Am., 102(1):495–507, 1997.
- HOESEL, R.J.M. VAN, Y.C. TONG, R.D. HOLLOW und G.M. CLARK: *Psychophysical and speech perception studies: A case report on a binaural cochlear implant subject*. J. Acoust. Soc. Am., 94(6):3178–3189, 1993.
- HOFMAN, P.M. und A.J. VAN OPSTAL: *Spectro-temporal factors in two-dimensional human sound localization*. J. Acoust. Soc. Am., 103(5):2634–2648, 1998.
- HOFMAN, P.M., J.G. VAN-RISWICK und A.J. VAN OPSTAL: *Relearning sound localization with new ears*. Nature Neuroscience, 1(5):417–421, 1998.
- HÜNIG, G. und M. BERG: *Richtungshören von Patienten mit seitenungleichem Hörvermögen*. Audiolog. Akustik, 29(3):86–97, 1990.
- JACK, C.E. und W.R. THURLOW: *Effects of degree of visual association and angle of displacement on the "Ventriloquism" effect*. Percep. Mot. Skills, 37:967–979, 1973.
- JACKSON, C.V.: *Visual factors in auditory localization*. Quarterly J. Experim. Psychol., 5:52–65, 1953.
- JAMES, CH., P. BLAMEY, J.K. SHALLOP, P.V. INCERTI und A.M. NICHOLAS: *Contralateral Masking in Cochlear Implant Users with Residual hearing in the Non-Implanted Ear*. Audiology & Neuro-Otology, 6:87–97, 2001.
- JONES, B. und B. KABANOFF: *Eye movements in auditory space perception*. Perception & Psychophysics, 17(3):241–245, 1975.

- KAAS, J.H. und T.A. HACKETT: *How the Visual Projection Map Instructs the Auditory Computational Map*. J. Comparative Neurology, 421:143–145, 2000.
- KADUNCE, D.C., J.W. VAUGHAN, M.T. WALLACE und B.E. STEIN: *The influence of visual and auditory receptive field organization on multisensory integration in the superior colliculus*. Exp. Brain Res., 139(3):303–310, 2001.
- KEIDSER, G., H. DILLON und D. BYRNE: *Guidelines for fitting multiple memory hearing aids*. J. Am. Acad. Audiol., 7(6):406–418, 1996.
- KIRCHNER, H. und H. COLONIUS: *Visual-auditory interaction in saccades: Interstimulus contingency effects*. In: SCHICK, A., M. MEIS und C. RECKHARDT (Hrsg): *Contributions to Psychological Acoustics. Results of the Eighth Oldenburg Symposium on Psychological Acoustics.*, BIS, Oldenburg, S. 449–454, 2000.
- KITAJIMA, N. und Y. YAMASHITA: *Dynamic capture of sound motion by light stimuli moving in three-dimensional space*. Percep. Mot. Skills, 89(3):1139–58, 1999.
- KLEMM, O.: *Lokalisation von Sinneseindrücken bei disparaten Nebenreizen*. Psychologische Studien, 2:73–161, 1909.
- KLINKE, R. und R. HARTMANN: *Basic Neurophysiology of Cochlear-Implants*. Am. J. Otolaryngology, 18:S7–S10, 1997.
- KLUMPP, R.G. und H.R. EADY: *Some Measurements of Interaural Time Difference Thresholds*. J. Acoust. Soc. Am., 28(5):859–860, 1956.
- KOHLRAUSCH, A. und S. VAN DE PAR: *Experimente zur Wahrnehmbarkeit von Asynchronie in audio-visuellen Stimuli*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2000*, DEGA, Oldenburg, S. 316–317, 2000.
- KOMIYAMA, S.: *Subjective Evaluation of Angular Displacement between Picture and Sound Directions for HDTV Sound Systems*. J. Audio Eng. Soc., 37(4):210–214, 1989.
- KREBBER, W., R. SOTTEK, J. BLAUERT, M. BRÜGGEN und B. DÜRRER: *Reproduzierbarkeit von Messungen kopfbezogener Impulsantworten*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '98*, DEGA, Oldenburg, S. 136–137, 1998.
- KULKARNI, A. und H.S. COLBURN: *Variability in the characterization of the headphone transfer-function*. J. Acoust. Soc. Am., 107(2):1071–1074, 2000.
- KULKARNI, A. und S. COLBURN: *Role of spectral detail in sound-source localization*. Nature, 396:747–749, 1998.
- KULKARNI, A., S.K. ISABELL und H.S. COLBURN: *Sensitivity of human subjects to head-related transfer-function phase spectra*. J. Acoust. Soc. Am., 105(5):2821–2840, 1999.
- LANGENDIJK, E.H. und A.W. BRONKHORST: *Collecting localization responses with a virtual acoustic pointer*. J. Acoust. Soc. Am., 101:3106, Supplement, 1997.
- LANGENDIJK, E.H.A. und A.W. BRONKHORST: *Contribution of spectral cues to human sound localization*. J. Acoust. Soc. Am., 112(4):1583–1596, 2002.

- LAWSON, D.T., S. BRILL, R.D. WOLFORD, B.S. WILSON und R. SCHATZER: *Speech Processors for Auditory Prostheses*. Ninth quarterly progress report, Research Triangle Park: Research Triangle Institute, www.rti.org, 2000.
- LAWSON, D.T., B.S. WILSON, M. ZERBI, C. VAN-DEN HONERT, C.C. FINLEY, J.C. FARMER, JR., J.T. MCELVEEN, JR. und P.A. ROUSH: *Bilateral cochlear implants controlled by a single speech processor*. *Am. J. Otology*, 19(6):758–761, 1998.
- LEWALD, J.: *Eye-position effects in directional hearing*. *Behavioural Brain Res.*, 87:35–48, 1997.
- LEWALD, J.: *The effect of gaze eccentricity on perceived sound direction and its relation to visual localization*. *Hearing Research*, 115:206–216, 1998.
- LEWALD, J., G.J. DÖRRSCHEIDT und W.H. EHRENSTEIN: *Sound localization with eccentric head position*. *Behavioural Brain Res.*, 108:105–125, 2000.
- LEWALD, J. und W.H. EHRENSTEIN: *Auditory-visual spatial integration: A new psychophysical approach using laser pointing to acoustic targets*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 104(3): 1586–1597, 1998.
- LORENZI, CH., S. GATEHOUSE und C. LEVER: *Sound localization in noise in hearing impaired listeners*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 105(6):3454–3463, 1999.
- LUNTZ, M., A. BRODSKY, H. HAFNER, T. SHPAK, H. FEIGLIN und H. PRATT: *Sound localization in patients with cochlear implant – preliminary results*. *J. Pediatric Oto-Rhino-Laryngology*, 64:1–7, 2002.
- MACKENSEN, P., K. REICHENAUER und G. THEILE: *Einfluß der spontanen Kopfdrehungen auf die Lokalisation beim binauralen Hören*. In: *20. Tonmeistertagung, Karlsruhe, Tagungsband*, Verband dt. Tonmeister, Bergisch Gladbach, 1998.
- MACPHERSON, E.A. und 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.
- MAKOUS, J.C. und J.C. MIDDLEBROOKS: *Two-dimensional sound localization by human listeners*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 87(5):2188–2200, 1990.
- MASON, R., N. FORD, F. RUMSEY und A.B. DE BRUYN: *Verbal and Nonverbal Elicitation Techniques in the Subjective Assessment of Spatial Sound Reproduction*. *J. Audio Eng. Soc.*, 49(5):366–383, 2001.
- MASSARO, D.W.: *Modularity of information, not processing*. *Cahiers de psychologie cognitive (Current Psychology of Cognition)*, 13(1):97–102, 1994.
- MEHRGARDT, S. und V. MELLERT: *Transformation characteristics of the external human ear*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 61(6):1567–1576, 1977.
- MIDDLEBROOKS, J.C.: *Virtual localization improved by scaling nonindividualized external-ear transfer functions in frequency*. *J. Acoust. Soc. Am.*, 106(3):1493–1510, 1999.

- MIDDLEBROOKS, J.C. und D.M. GREEN: *Sound localization by human listeners*. Ann. Rev. Psychol., 42:135–159, 1991.
- MIDDLEBROOKS, J.C., E.A. MACPHERSON und Z.A. ONSAN: *Psychophysical customization of directional transfer functions for virtual localization*. J. Acoust. Soc. Am., 108(6):3088–3091, 2000.
- MIDDLEBROOKS, J.C., J.C. MAKOUS und D.M. GREEN: *Directional sensitivity of sound-pressure levels in the human ear canal*. J. Acoust. Soc. Am., 86(1):89–108, 1989.
- MILLS, A.W.: *On the Minimum Audible Angle*. J. Acoust. Soc. Am., 30(4):237–246, 1958.
- MÜLLER, J., F. SCHÖN und J. HELMS: *Speech Understanding in Quiet and Noise in Bilateral Users of the MED-EL COMBI 40/40+ Cochlear Implant System*. Ear & Hearing, 23:198–206, 2002.
- MØLLER, H., C.B. JENSEN, D. HAMMERSHØI und M.F. SØRENSEN: *Selection of a typical human subject for binaural recording*. Acustica, 82:215, Supplement, 1996a.
- MØLLER, H., M.F. SØRENSEN, C.B. JENSEN und D. HAMMERSHØI: *Binaural technique: Do we need individual recordings?* J. Audio Eng. Soc., 44(6):451–468, 1996b.
- MONTELLO, D.R., A.E. RICHARDSON, M. HEGARTY und M. PROVENZA: *A comparison of methods for estimating directions in egocentric space*. Perception, 28:981–1000, 1999.
- MUSICANT, A.D. und R.A. BUTLER: *The influence of pinna-based spectral cues on sound localization*. J. Acoust. Soc. Am., 75(4):1195–1200, 1984.
- NOBLE, W., D. BYRNE und B. LEPAGE: *Effects on sound localization of configuration and type of hearing impairment*. J. Acoust. Soc. Am., 95(2):992–1005, 1994.
- OLDFIELD, S.R. und S.P.A. PARKER: *Acuity of sound localization: a topography of auditory space. I. Normal hearing conditions*. Perception, 13:581–600, 1984a.
- OLDFIELD, S.R. und S.P.A. PARKER: *Acuity of sound localization: a topography of auditory space. II. Pinna cues absent*. Perception, 13:601–617, 1984b.
- OTTEN, J.: *Factors influencing acoustical localization*. Dissertation, Universität Oldenburg, BIS, Oldenburg, Sept. 2001.
- OTTEN, J. und B. KOLLMEIER: *Lokalisation in virtueller and realer Umgebung*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA '98*, DEGA, Oldenburg, S. 454–455, 1998.
- PALMER, A.R., T.M. SHACKLETON und D. MCALPINE: *Neural mechanisms of binaural hearing*. Acoust. Sci. & Tech., 23(2):61–67, 2002.
- PERROTT, D.R., H. AMBARSOOM und J. TUCKER: *Changes in head position as a measure of auditory localization performance: Auditory psychomotor coordination under monaural and binaural listening conditions*. J. Acoust. Soc. Am., 82(5):1637–1645, 1987.

- PERROTT, D.R., B. COSTANTINO und J. CISNEROS: *Auditory and visual localization performance in a sequential discrimination task*. J. Acoust. Soc. Am., 93(4):2134–2138, 1993.
- PICK, H.L., D.H. WARREN und J.C. HAY: *Sensory conflict judgments of spatial direction*. Perception & Psychophysics, 6(4):203–205, 1969.
- PLATT, B.B. und D.H. WARREN: *Auditory localization: The importance of eye movements and a textured visual environment*. Perception & Psychophysics, 12(2B):245–248, 1972.
- PLENGE, G.: *On the differences between localization and lateralization*. J. Acoust. Soc. Am., 56(3):944–951, 1974.
- PRALONG, D. und S. CARLILE: *The role of individualized headphone calibration for the generation of high fidelity virtual auditory space*. J. Acoust. Soc. Am., 100(6):3785–3793, 1996.
- PREECE, J.P., R.S. TYLER, J.T. RUBINSTEIN, B.J. GANTZ und R.J.M. VAN HOESEL: *Localization of sound by binaural cochlear implant users*. J. Acoust. Soc. Am., 109(5(2)): 2377, 2001.
- PRÖSCHEL, U.L.J. und W.H. DÖRING: *Richtungshören in der Horizontalebene bei Störungen der auditiven Selektionsfähigkeit und bei seitenungleicher Innenohrschwerhörigkeit, Teil 1, Teil 2*. Audiolog. Akustik, 3:98–107, 170–177, 1990.
- PSCHYREMBEL, W.: *Klinisches Wörterbuch*. de Gruyter, Berlin, 258. Auflage, 1998.
- RADEAU, M.: *Auditory-visual spatial interaction and modularity*. Cahiers de psychologie cognitive (Current Psychology of Cognition), 13(1):3–51, 1994a.
- RADEAU, M.: *Ventriloquism against audio-visual speech: Or, where Japanese-speaking barn owls might help*. Cahiers de psychologie cognitive (Current Psychology of Cognition), 13(1):124–140, 1994b.
- RADEAU, M. und P. BERTELSON: *The after-effects of ventriloquism*. Quarterly J. Experim. Psychol., 26:63–71, 1974.
- RADEAU, M. und P. BERTELSON: *The effect of a textured visual field on modality dominance in a ventriloquism situation*. Perception & Psychophysics, 20(4):227–235, 1976.
- RADEAU, M. und P. BERTELSON: *Adaptation to auditory-visual discordance and ventriloquism in semirealistic situations*. Perception & Psychophysics, 22(2):137–146, 1977.
- RECANZONE, G.H., S.D. MAKHAMRA und D.C. GUARD: *Comparison of relative and absolute sound localization ability in humans*. J. Acoust. Soc. Am., 103(2):1085–1097, 1998.
- RIFE, D.D. und J. VANDERKOOY: *Transfer-Function Measurement with Maximum-Length-Sequences*. J. Audio Eng. Soc., 37(6):419–444, 1989.
- SACHS, L.: *Angewandte Statistik: Anwendungen statistischer Methoden*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 7. Auflage, 1992.

- SANDEL, T.T., D.C. TEAS, W.E. FEDDERSEN und L.A. JEFFRESS: *Localization of sound from single and paired sources*. J. Acoust. Soc. Am., 27(5):842–852, 1955.
- SCHÖN, F., J. MÜLLER und J. HELMS: *Speech Reception Thresholds Obtained in a Symmetrical Four-Loudspeaker Arrangement from Bilateral Users of MED-EL Cochlear Implants*. Otology & Neurotology, 23(5):710–714, 2002.
- SCHROEDER, M.R. und B.S. ATAL: *Computer Simulation of Sound Transmission in Rooms*. In: *IEEE International Convention Record*. IEEE, S. 150–155, 1963.
- SEDEE, G.A.: *Over Stereo-Akoesie*. Dissertation, Universität Utrecht, 1957.
- SEEBER, B.: *Eine neue Meßmethode für Lokalisationsuntersuchungen*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2001*, DEGA, Oldenburg, S. 102–103, 2001.
- SEEBER, B.: *A New Method for Localization Studies*. Acta Acustica united with Acustica, 88(3):446–450, 2002a.
- SEEBER, B.: *Untersuchung der Lokalisation in reflexionsarmer Umgebung und bei virtueller akustischer Richtungsdarbietung mit einer Laser-Pointer-Methode*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2002*, DEGA, Oldenburg, S. 482–483, 2002b.
- SEEBER, B.: *Zum Ventriloquismus-Effekt in realer und virtueller Hörumgebung*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2002*, DEGA, Oldenburg, S. 480–481, 2002c.
- SEEBER, B., U. BAUMANN und H. FASTL: *Bimodal hearing aids vs. bilateral cochlear implants: Localization ability*. J. Acoust. Soc. Am., 2002. submitted.
- SEEBER, B. und H. FASTL: *Effiziente Auswahl der individuell-optimalen aus fremden Außenohrübertragungsfunktionen*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2001*, DEGA, Oldenburg, S. 484–485, 2001.
- SEEBER, B., H. FASTL und U. BAUMANN: *Akustische Lokalisation mit Cochlea-Implantat und Richtmikrofon-Hörgerät*. In: *Fortschritte der Akustik – DAGA 2001*, DEGA, Oldenburg, S. 167–168, 2001.
- SEKULER, R., A.B. SEKULER und R. LAU: *Sound alters visual motion perception*. Nature, 385:308, 1997.
- SENN, P., M. VISCHER, M. KOMPIS und R. HÄUSLER: *Resultate nach bilateraler Cochlea-Implantation*. In: *Abstracts der 5. Jahrestagung*, Deutsche Gesellschaft für Audiologie, Zürich, [www.unizh.ch/orl/events/dga2002/programm/abstracts/abstracts.html](http://www.unizh.ch/orl/events/dga2002/programm/abstracts/abstracts.html) (09.12.2002), 2002.
- SHAW, E.A.G.: *Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane*. J. Acoust. Soc. Am., 56(6):1848–1861, 1974.
- SHAW, E.A.G.: *Acoustical Features of the Human External Ear*. In: GILKEY, R.H. und T.R. ANDERSON (Hrsg): *Binaural and Spatial Hearing in Real and Virtual Environments*, Lawrence Erlbaum Ass., Mahwah, New Jersey, S. 25–47, 1996.
- SHAW, E.A.G. und M.M. VAILLANCOURT: *Transformation of sound-pressure level from the free field to the eardrum presented in numerical form*. J. Acoust. Soc. Am., 78(3): 1120–1123, 1985.



- SHELTON, B.R. und C.L. SEARLE: *Two determinants of localization acuity in the horizontal plane*. J. Acoust. Soc. Am., 64(2):689–691, 1978.
- SHELTON, B.R. und C.L. SEARLE: *The influence of vision on the absolute identification of sound-source position*. Perception & Psychophysics, 28(6):589–596, 1980.
- SHINN-CUNNINGHAM, B.: *Models of Plasticity in Spatial Auditory Processing*. Audiology & Neuro-Otology, 6(4):187–191, 2001.
- SHINN-CUNNINGHAM, B., H. LEHNERT, G. KRAMER, E. WENZEL und N. DURLACH: *Auditory Displays*. In: GILKEY, R.H. und T.R. ANDERSON (Hrsg): *Binaural and Spatial Hearing in Real and Virtual Environments*, Lawrence Erlbaum Ass., Mahwah, New Jersey, S. 611–663, 1996.
- SHINN-CUNNINGHAM, B., T. STREETER und J.-F. GYSS: *Perceptual Plasticity in Spatial Auditory Displays*. In: HIIPAKKA, J., N. ZACHAROV und T. TAKALA (Hrsg): *Proc. 7th Int. Conf. on Aud. Display*, CD-Rom, Espoo, Finland, S. 181–184. ISBN 951-22-5521-9, 2001.
- SHINN-CUNNINGHAM, B.G.: *Applications of Virtual Auditory Displays*. In: *Proc. 20th Int. Conf. IEEE Eng. Biol. Med. Soc.*, Band 20, Hong Kong, China, S. 1105–1108, 1998.
- SHINN-CUNNINGHAM, B.G., N.I. DURLACH und R.M. HELD: *Adapting to supernormal auditory localization cues. I. Bias and resolution*. J. Acoust. Soc. Am., 103(6):3656–3666, 1998a.
- SHINN-CUNNINGHAM, B.G., N.I. DURLACH und R.M. HELD: *Adapting to supernormal auditory localization cues. II. Constraints on adaptation of mean response*. J. Acoust. Soc. Am., 103(6):3667–3676, 1998b.
- SKINNER, M.W., G.M. CLARK, L.A. WHITFORD, P.M. SELIGMAN, S.J. STALLER, D.B. SHIPP, J.K. SHALLOP, C. EVERINGHAM, C.M. MENAPACE und P.L. ARNDT: *Evaluation of a new spectral peak coding strategy for the Nucleus 22 Channel Cochlear Implant System*. Am. J. Otology, 15 Suppl.:215–227, 1994.
- SLATTERY III., W.H. und J.C. MIDDLEBROOKS: *Monaural sound localization: Acute versus chronic unilateral impairment*. Hearing Research, 75:38–46, 1994.
- STECKER, G.CH. und E.R. HAFTER: *Temporal weighting in sound localization*. J. Acoust. Soc. Am., 112(3):1046–1057, 2002.
- STEIN, B.E. und M.A. MEREDITH: *The Merging of Senses*. The MIT Press, Cambridge, MA, 1993.
- STERN, R.M. und C. TRAHOTIS: *Models of Binaural Interaction*. In: MOORE, B.C.J. (Hrsg): *Hearing*, Handbook of perception and cognition. Academic Press, San Diego, S. 347–386, 1995.
- STRUTT, J.W. (LORD RAYLEIGH): *On our Perception of Sound Direction*. Philos. Mag., 13:214–232, 1907.
- THEWS, G., E. MUTSCHLER und P. VAUPEL: *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*. Wiss. Verlagsges. mbH, Stuttgart, 5. Auflage, 1999.

- THURLOW, W.R., J.W. MANGELS und P.S. RUNGE: *Head Movements During Sound Localization*. J. Acoust. Soc. Am., 42(2):489–493, 1967.
- THURLOW, W.R. und P.S. RUNGE: *Effect of Induced Head Movements on Localization of Direction of Sounds*. J. Acoust. Soc. Am., 42(2):480–488, 1967.
- TONG, Y.C., P.A. BUSBY und G.M. CLARK: *Perceptual studies on cochlear implant patients with early onset of profound hearing impairment prior to normal development of auditory, speech, and language skills*. J. Acoust. Soc. Am., 84(3):951–962, 1988.
- TYLER, R.S., B.J. GANTZ, J.T. RUBINSTEIN, B.S. WILSON, A.J. PARKINSON, A.W. WOLAVER, J.P. PREECE, SH. WITT und M.W. LOWDER: *Three-Month Results with Bilateral Cochlear Implants*. Ear & Hearing, 23:80S–89S, 2002a.
- TYLER, R.S., A.J. PARKINSON, B.S. WILSON, SH. WITT, J.P. PREECE und W. NOBLE: *Patients Utilizing a Hearing Aid and a Cochlear Implant: Speech Perception and Localization*. Ear & Hearing, 23:98–105, 2002b.
- VROOMEN, J., P. BERTELSON und B. DE GELDER: *The ventriloquist effect does not depend on the direction of automatic visual attention*. Perception & Psychophysics, 63(4):651–659, 2001.
- WALKER, A. und ST. BREWSTER: „*Sitting too close to the screen can be bad for your ears*“: *A study of audio-visual location discrepancy detection under different visual projections*. In: HIIPAKKA, J., N. ZACHAROV und T. TAKALA (Hrsg): *Proc. of the 7th Int. Conference on Auditory Display*, CD-Rom, Espoo, Finland, S. 86–89. ISBN 951-22-5521-9, www.acoustics.hut.fi/icad2001/proceedings, 2001.
- WARREN, D.H.: *Intermodality interactions in spatial localization*. Cognitive Psychol., 1: 114–133, 1970.
- WARREN, D.H., R.B. WELCH und T.J. MCCARTHY: *The role of visual-auditory “compellingness” in the ventriloquism effect: Implications for transitivity among the spatial senses*. Perception & Psychophysics, 30(6):557–564, 1981.
- WEERTS, T.C. und W.R. THURLOW: *The effects of eye position and expectation on sound localisation*. Perception & Psychophysics, 9(1A):35–39, 1971.
- WELCH, R.B.: *Adaptation of space perception*. In: BOFF, K.R. und L. KAUFMAN (Hrsg): *Handbook of perception and human performance, I: Sensory processes and perception*, Kapitel 24. Wiley, New York, 1986.
- WELCH, R.B. und D.H. WARREN: *Immediate perceptual response to intersensory discrepancy*. Psychological Bulletin, 88(3):638–667, 1980.
- WELCH, R.B. und D.H. WARREN: *Intersensory interactions*. In: BOFF, K.R. und L. KAUFMAN (Hrsg): *Handbook of perception and human performance, I: Sensory processes and perception*, Kapitel 25. Wiley, New York, 1986.
- WENZEL, E.M., M. ARRUDA, D.J. KISTLER und F.L. WIGHTMAN: *Localization using nonindividualized head-related transfer functions*. J. Acoust. Soc. Am., 94(1):111–123, 1993.

- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *Headphone simulation of free-field listening. I: Stimulus synthesis*. J. Acoust. Soc. Am., 85(2):858–867, 1989a.
- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *Headphone simulation of free-field listening. II: Psychophysical validation*. J. Acoust. Soc. Am., 85(2):868–878, 1989b.
- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *The dominant role of low-frequency interaural time-differences in sound localization*. J. Acoust. Soc. Am., 91(3):1648–1661, 1992.
- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *Sound Localization*. In: YOST, W., A. POPPER und R. FAY (Hrsg): *Human Psychophysics*, Springer Handbook of Auditory Research. Springer, New York, S. 155–192, 1993.
- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *Factors Affecting the Relative Salience of Sound Localization Cues*. In: GILKEY, R.H. und T.R. ANDERSON (Hrsg): *Binaural and Spatial Hearing in Real and Virtual Environments*, Lawrence Erlbaum Ass., Mahwah, New Jersey, S. 1–23, 1996.
- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *Monaural sound localization revisited*. J. Acoust. Soc. Am., 101(2):1050–1063, 1997.
- WIGHTMAN, F.L. und D.J. KISTLER: *Resolution of front-back ambiguity in spatial hearing by listener and source movement*. J. Acoust. Soc. Am., 105(5):2841–2853, 1999.
- WITKIN, H.A., S. WAPNER und T. LEVENTHAL: *Sound localization with conflicting visual and auditory cues*. J. Experim. Psychol., 43:58–67, 1952.
- YAO, L. und C.K. PECK: *Saccadic eye movements to visual and auditory targets*. Exp. Brain Res., 115:25–34, 1997.
- YOST, W.A.: *Lateral position of sinusoids presented with interaural intensive and temporal differences*. J. Acoust. Soc. Am., 70(2):397–409, 1981.
- YOST, W.A. (Hrsg): *Fundamentals of Hearing, an Introduction*. Academic Press, San Diego, 3. Auflage, 1994.
- YOUNG, P.T.: *Auditory localization with acoustical transposition of the ears*. J. Experim. Psychol., 11(6):399–429, 1928.
- ZIERHOFER, C. M., I. HOCHMAIR-DESOYER und E. S. HOCHMAIR: *Electronic design of a cochlear implant for multichannel high-rate pulsatile stimulation strategies*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 3(1):112–116, 1995.
- ZWICKER, E. und H. FASTL: *Psychoacoustics, Facts and Models*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2. Auflage, 1999.
- ZWICKER, E. und D. MAIWALD: *Über das Freifeldübertragungsmaß des Kopfhörers DT 48*. Acustica, 13:181–182, 1963.