

**Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten,  
plastische und ästhetische Operationen  
der Universität Würzburg  
Direktor: Prof. Dr. R. Hagen**

**Richtwirkung  
von HdO-Hörgeräten am Kunstkopf  
mit unterschiedlichen Ohrmuschelgrößen**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg  
vorgelegt von  
Judith Wohleben  
aus Würzburg**

**Würzburg, Januar 2009**

Referent: Prof. Dr. R. Hagen

Koreferent: Prof. Dr. J. Helms

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 26. Juni 2009

Die Promovendin ist Zahnärztin.

## Abkürzungsverzeichnis

BiCROS	binaurale contralateral routing of signals, siehe CROS, hier ein Ohr unversorgbar, das andere versorgungsbedürftig
BTE	behind-the-ear, siehe HdO
CROS	contralateral routing of signals, Technologie zur Hörgeräteversorgung bei einseitiger Unversorgbarkeit mit einem Mikrophon auf der erkrankten Seite
DMHA	directional microphone hearing aid, Hörgerät mit Richtmikrofon
HATS	head and torso simulator, Kopf- und Rumpfsimulator (auch Kunstkopf)
HG	Hörgerät
HdO	hinter-dem-Ohr (-Hörgerät)
ITC	in-the-channel, Gehörgangsgerät
ITE	in-the-ear, Concha-Hörgerät
KEMAR	Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research
ODHA	omnidirectional microphone hearing aid, Hörgerät mit kugelförmiger Richtcharakteristik
SNR	signal to noise ratio, Signal-Rausch-Abstand

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Aufbau des menschlichen Ohres</b>	<b>1</b>
1.1.1	Außenohr	1
1.1.2	Mittel- und Innenohr	2
<b>1.2</b>	<b>Die Funktion des Hörorgans</b>	<b>4</b>
1.2.1	Die Übertragung des Schalls	4
1.2.2	Das Richtungshören	6
<b>1.3</b>	<b>Bisherige Untersuchungen und Zusammenhänge</b>	<b>11</b>
1.3.1	HATS	11
1.3.2	Postnatale Veränderungen am Hörorgan	12
1.3.3	Einflussfaktoren auf die Außenohrübertragungsfunktion	12
1.3.4	Richtmikrofone in der Praxis	13
<b>1.4</b>	<b>Problemstellung</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>16</b>
<b>2.1</b>	<b>Hörgeräte</b>	<b>16</b>
2.1.1	Aufbau	16
2.1.2	Bauformen	20
2.1.3	Mikrofone	22
<b>2.2</b>	<b>Ohrmodelle</b>	<b>26</b>
2.2.1	Herstellung der kleinen und großen Ohren	26
2.2.2	Ohrmodellmaße	31
<b>2.3</b>	<b>Messaufbau</b>	<b>34</b>
2.3.1	Messkabine	34
2.3.2	Kopf- und Rumpfsimulator	34
2.3.3	Lautsprecher	36
2.3.4	Generator	36
2.3.5	Verstärker	37
2.3.6	Datenverarbeitung	38
2.3.7	Hörgeräte	38
2.3.8	Messaufbau	40
2.3.9	Kalibrierung	41
2.3.10	Auswertung der Messergebnisse	42
2.3.11	Meteorologische Daten	43

<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>44</b>
<b>3.1</b>	<b>Vergleich der verschiedenen Ohrgrößen bei verschiedenen Frequenzen</b>	<b>44</b>
3.1.1	Messeinstellung ohne Hörgerät	44
3.1.2	Messeinstellung mit Hörgerät mit Kugelmikrofon	46
3.1.3	Messeinstellung mit Hörgerät mit Nierenmikrofon	48
<b>3.2</b>	<b>Vergleich der verschiedenen Hörgeräte bei verschiedenen Frequenzen</b>	<b>51</b>
3.2.1	Messeinstellung mit kleinem Ohr	51
3.1.2	Messeinstellung mit mittlerem Ohr	53
3.1.3	Messeinstellung mit großem Ohr	56
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>59</b>
<b>4.1</b>	<b>Eigene Ergebnisse</b>	<b>59</b>
4.1.1	Vergleich der verschiedenen Ohrgrößen bei verschiedenen Frequenzen	59
4.1.2	Vergleich der verschiedenen Hörgeräte bei verschiedenen Frequenzen	68
<b>4.2</b>	<b>Fehlermöglichkeiten</b>	<b>75</b>
<b>4.3</b>	<b>Ergebnisse im Zusammenhang bisheriger Untersuchungen</b>	<b>78</b>
4.3.1	Einfluss der Körperteile	78
4.3.2	Vergleich der Aufnahmemuster	80
4.3.3	Richtung der höchsten Empfindlichkeit	83
4.3.4	Vorwärts-Rückwärts-Differenz	86
4.3.5	Schalldruckpegelunterschiede	87
4.3.6	Bedeutung der Ergebnisse und weitere Aspekte für die praktische Anwendung von Hörgeräten	88
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>90</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>91</b>
<b>7</b>	<b>Anhang</b>	<b>96</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Aufbau des menschlichen Ohres

### 1.1.1 Außenohr

Das äußere Ohr setzt sich zusammen aus der Ohrmuschel und dem äußeren Gehörgang. Die Ohrmuschel bildet einen interindividuell variierenden Winkel von  $25^\circ$  bis  $45^\circ$  zum Kopf und besteht vorwiegend aus elastischem Knorpel. Davon ausgenommen ist das Ohrläppchen, das nur Fettgewebe enthält. Das knorpelige Gerüst bildet ein charakteristisches Relief mit hervorspringenden Leisten wie Helix, Anthelix, Tragus und Antitragus und dazwischen liegenden Vertiefungen. Es ist von Haut überzogen, die außen fest, innen jedoch locker mit der Unterlage verbunden ist, so dass der äußere Anteil den Schall gut in den Gehörgang reflektiert.

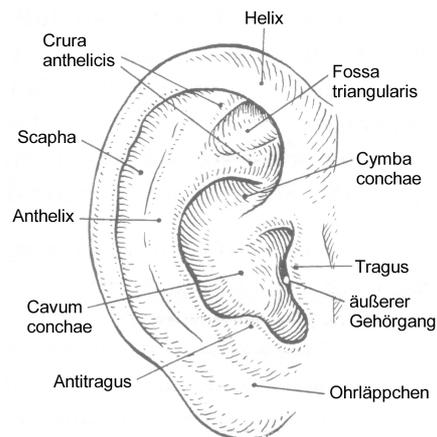
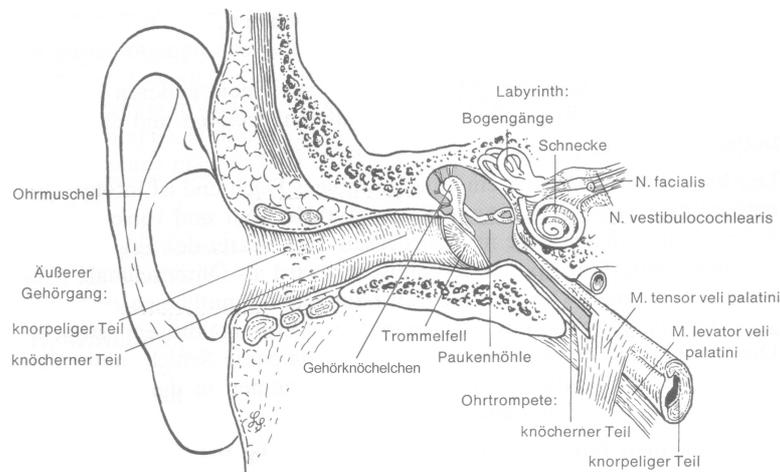


Abbildung 1: Ohrmuschel (modifiziert nach Boenninghaus 1996)

Das Cavum conchae geht in den 25 bis 35mm langen äußeren Gehörgang über, der sich in einen knorpeligen äußeren und einen inneren knöchernen Abschnitt gliedert. An dem gekrümmten Übergang entsteht eine Enge, die als Isthmus bezeichnet wird.

## 1.1.2 Mittel- und Innenohr



*Abbildung 2: Übersicht über äußeres Ohr, Mittelohr und Innenohr  
(modifiziert nach Boenninghaus 1996)*

Das Trommelfell trennt den äußeren Gehörgang von der Paukenhöhle. Es hat die Form eines nach innen gerichteten flachen Trichters und zeigt die Impression des Hammergriffs, der fest mit dem Trommelfell verwachsen ist.

Hammer, Amboss und Steigbügel bilden die gelenkig miteinander verbundene Gehörknöchelchenkette. Sie liegt in der Paukenhöhle, die sich in Epi-, Meso- und Hypotympanum unterteilt, und ist ebenso wie die Paukenhöhle selbst und die angrenzenden pneumatischen Räume des Os temporale von Schleimhaut überzogen. Die Gehörknöchelchen überbrücken den circa 2mm großen Abstand zwischen Trommelfell und ovalem Fenster, das die Grenze zum Innenohr darstellt.

Ventral liegt in der Paukenhöhle der Zugang zu Tuba auditiva, der Verbindung zum Nasopharynx. Sie ist zu einem Drittel knöchern, zu zwei Dritteln knorpelig-membranös und dient, unterstützt von den Mm. tensor und levator veli palatini und M. salpingopharyngeus, der Belüftung des Mittelohres und dem Druckausgleich zum Nasopharynx.

Die Mittelohrmuskeln Tensor tympani, der am Hammer ansetzt, und Stapedius, der den Steigbügel bewegt, kontrollieren die Schallaufnahme. Sie bewirken kurze, schnelle

Kontraktionen mit geringer Kraft. So werden die Gehörknöchelchen fester aneinander gepresst und schützen das Ohr vor zu hoher Schallbelastung.

Das Innenohr besteht aus knöchernem und häutigem Labyrinth. Diese sind durch die Perilymphe, die der extrazellulären Flüssigkeit entspricht, voneinander getrennt. Im häutigen Labyrinth befindet sich Endolymphe, die wie die Intrazellularflüssigkeit zusammengesetzt ist und von der Stria vascularis gebildet wird. Vorhof, Bogengänge und Schnecke sind die drei funktionellen Bestandteile des Innenohres:

- Der Vorhof besitzt zwei Vertiefungen, in denen die häutigen Vorhofsäckchen Sacculus und Utriculus liegen. Sie enthalten die Maculae sacculi und utriculi und dienen der statischen Wahrnehmung.
- Drei Bogengänge, die sich in etwa an den drei Raumebenen orientieren, gehen vom Vorhof ab. Auch sie bestehen aus knöchernem Gerüst und häutiger Auskleidung und enthalten außen Perilymphe und im Inneren Endolymphe. Jeder Bogengang hat vor seiner Mündung in den Vorhof eine Erweiterung, die als Ampulle bezeichnet wird und in der Crista ampullaris und Cupula für das Empfinden von Bewegung verantwortlich sind.
- Die knöcherne Schnecke schlingt sich mit zweieinhalb Windungen um den Gefäße und Nerven führenden Modiolus. Im Inneren liegen die Perilymphräume Scala vestibuli, die sich in den Vorhof öffnet, und Scala tympani, die mit dem ovalen Fenster an die Paukenhöhle grenzt. Sie sind an der Schneckenspitze über das Helicotrema miteinander verbunden und werden durch die Lamina spiralis ossea und den häutigen Ductus cochlearis in zwei Etagen unterteilt. Der Ductus cochlearis ist mit Endolymphe gefüllt, endet blind an der Schneckenspitze und hat eine dreieckige Form. Auf der Basilarmembran sitzt das CORTI-Organ mit der Membrana tectoria, das die Schallenergie in Erregung der darin eingebetteten Sinneszellen umwandelt.

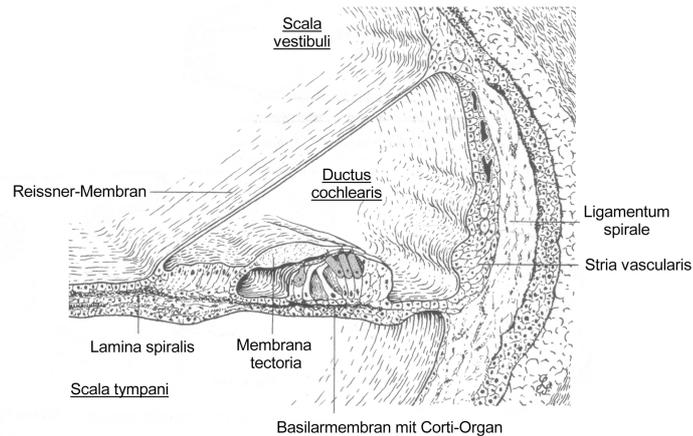


Abbildung 3: Ductus cochlearis mit CORTI-Organ (modifiziert nach Boenninghaus 1996)

## 1.2 Die Funktion des Hörorgans

### 1.2.1 Die Übertragung des Schalls

Die Ohrmuschel ist ein typisches Merkmal der Säugetiere. Sie dient zum Auffangen der Schallwellen und vor allem der Lokalisation einer Schallquelle. Besonders gut geeignet ist sie zum Empfang von Schall, dessen Wellenlänge größer ist als die Ohrmuschel.

Bestimmte Frequenzen werden im äußeren Gehörgang als Resonanzfrequenzen reflektiert und verstärkt.

Das Trommelfell nimmt den Schall auf und leitet die Schwingungsenergie über die Gehörknöchelchenkette und das ovale Fenster an die Perilymphe des Innenohrs weiter. Dabei kommt es einerseits durch die unterschiedlichen Flächen von Trommelfell und ovalem Fenster, andererseits durch die ungleichen Hebelverhältnisse in der Gehörknöchelchenkette zu einer Druckerhöhung, die insgesamt 10-20dB entspricht. So werden Reflexionsverluste verringert, die normalerweise entstehen, wenn zwei verschiedene Medien – in diesem Fall Luft und Flüssigkeit – eine Grenzfläche für die Schallübertragung bilden. Gleichzeitig kommt es zu einer Verringerung der Schwingungsamplitude. Diese sogenannte Impedanzanpassung ist frequenzabhängig mit größter Wirksamkeit im mittleren Frequenzbereich. Dies spiegelt sich im Verlauf der Hörschwelle, also dem Schalldruckpegel, ab dem ein Schall hörbar wird, wider.

Die Mittelohrmuskeln *Musculus tensor tympani* und *Musculus stapedius* greifen an dieser Stelle regulierend ein, indem sie sich bei lauter Beschallung reflektorisch kontrahieren und dadurch die Schallübertragung verschlechtern. Ebenso verhindern sie ein längeres Nachschwingen der Gehörknöchelchen.

Neben der Luftleitung stellt die Knochenleitung einen weiteren Weg dar, das Innenohr anzuregen. Dabei wird die Schallenergie teils direkt über den Schädelknochen, teils unter Mitwirkung des Mittelohrapparates übertragen. Dieser Vorgang läuft ab, wenn ein schwingender Gegenstand direkt auf den Schädelknochen aufgesetzt wird, spielt aber auch im tiefen Frequenzbereich für die Wahrnehmung der eigenen Stimme eine Rolle. Für das Hören im täglichen Leben ist dieser Mechanismus jedoch wenig relevant.

Im Innenohr versetzt die Schwingung der Perilymphe der *Scala vestibuli* die Basilarmembran in schallsynchrone Auf- und Abbewegungen, so dass eine Wanderwelle entsteht, die entlang der Basilarmembran von der Basis in Richtung *Helicotrema* läuft. Aufgrund der sich im Helixverlauf verringernden Steife der Membran entsteht für jede Frequenz an einem bestimmten Ort ein Amplitudenmaximum. Je höher die Schallfrequenz ist, desto näher wird das Amplitudenmaximum an der Basis abgebildet. Anschließend wird die Welle durch Reibung abgeschwächt und im Allgemeinen vor Erreichen des *Helicotrema* ausgelöscht. Durch die Auslenkung der Basilarmembran kommt es zur Bewegung der *Membrana tectoria* und der Sinneshaare, die an den Haarzellen sitzen und in die *Membrana tectoria* eingebettet sind, und dadurch zur Potentialänderung in den Haarzellen. Dabei verstärken die äußeren Haarzellen durch oszillierende Kontraktionen die Wanderwelle zusätzlich an der Stelle des Maximums. Das Rezeptorpotential, das sekundär nun in den inneren Haarzellen entsteht, wird bei Überschreiten einer bestimmten Schwelle zum Aktionspotential im *Nervus vestibulocochlearis* und damit zum Reiz.

Bei der Erregung der inneren Haarzellen findet gleichzeitig eine Spektralanalyse statt, da jeder der inneren Haarzellen eine einzige Nervenfasern zugeordnet ist, die folglich nur eine bestimmte Frequenz ableitet. In der Sequenz der Aktionspotentiale spiegelt sich zudem die Zeitstruktur der Basilarmembranschwingung und ermöglicht dem Gehirn so die Berechnung der entsprechenden Schallfrequenz, was als Periodizitätsanalyse bezeichnet wird. Weitere Parameter sind die Dauer des Reizes, die durch die Dauer der Aktivierung bestimmt wird, und seine Intensität, die durch die Entladungsrate der

Nervenfasern wiedergegeben wird. Sie kann bis zu einem Sättigungswert ansteigen. Bei starkem Reiz werden zusätzlich benachbarte Fasern rekrutiert.

Das zentrale auditorische System schließlich dient der Analyse der Schallsignale und führt zu deren Wahrnehmung und Interpretation (Boenninghaus 1996; Schmidt, Thews 1995).

## 1.2.2 Das Richtungshören

Eine der speziellen Leistungen des auditorischen Systems ist die akustische Raumorientierung.

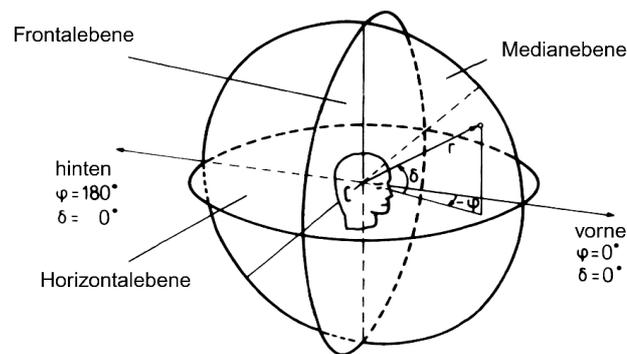


Abbildung 4: In akustischen Versuchen verwendetes, kopfbezogenes Koordinatensystem,  $r$  = Entfernung,  $\varphi$  = Azimutwinkel,  $\delta$  = Erhebungswinkel (modifiziert nach Blauert 1999)

Die Lokalisation eines Hörereignisses, d.h. die Bestimmung von Position und Entfernung bzw. dessen Zuordnung zu einem Schallereignis oder einer Schallquelle, hängt sowohl von monauralen als auch von binauralen - oder besser interauralen - Faktoren ab.

- Zu **monauralen Faktoren** zählen Zeit- und Pegeldifferenzen einzelner Spektralanteile des jeweiligen individuellen Ohreingangssignals. Diese werden überwiegend durch den Einfluss von Körper, Kopf und Ohrmuschel auf die eintreffende Schallwelle verursacht.

Die Beugung des Schalls und der hauptsächlich beeinflusste Frequenzbereich hängen vom Verhältnis der Schallwellenlänge zur Größe des als „Hindernis“ wirkenden Körpers im Schallfeld ab (Kopf 18,5cm: Beugung für Frequenzen >500Hz; Ohrmuschel 6cm: >1500Hz; Gehörgang 2,5cm: >3000Hz).

Die Ohrmuschel ist im höheren Frequenzbereich die wichtigste Struktur. Aufgrund ihrer geringen Größe beeinflusst die Ohrmuschel das eintreffende Signal durch Streuung, Beugung, Interferenz und Resonanz in Abhängigkeit von der Richtung aus der der Schall kommt. Sie bildet zusammen mit dem Gehörgang und dem Trommelfell ein Resonanzsystem, das eine frequenzabhängige Richtcharakteristik aufweist, die durch die Außenohrübertragungsfunktion beschrieben wird. Bestimmte Eigenfrequenzen werden in diesem Resonanzsystem besonders verstärkt und liegen beim Erwachsenen mit interindividuellen Schwankungen bei ca. 3kHz (Gehörgang als einseitig schallhart abgeschlossenes Rohr), 5kHz (Cavum-conchae-Resonanz), 9kHz, 11kHz und 13kHz (stehende Wellen) (Blauert 1999).

Neben den monauralen Faktoren bewirken Kopf und Körper außerdem - abhängig von Einfallswinkel und Entfernung der Schallquelle - durch Schatteneffekte, Reflexionen und Brechung eine Veränderung der Schalldruckpegel im Schallfeld.

Während sich die Schalldruckpegeldifferenz relativ zum Abstand der Schallquelle verändert, zeigt die interaurale Phasenverschiebung nur geringe oder keine Entfernungsabhängigkeit. In der Literatur vorhandene Messungen existieren überwiegend für Schallquellen in einer Entfernung über 1m (vom Mittelpunkt einer fiktiven interauralen Achse). Für geringere Abstände zum Lautsprecher ergeben sich Besonderheiten (Brungart et al. 1999; Brungart, Rabinowitz 1999). Meist werden Median- oder Horizontalebene untersucht, wobei auch Messanordnungen beschrieben werden, die alle drei Dimensionen einschließen (Fischer, Schäfer 1991).

Vor allem in der Medianebene spielen monaurale Faktoren zur Differenzierung zwischen vorne und hinten eine wichtige Rolle. Betrachtet man den Kopf als annähernd symmetrisch und in seiner Position zur Schallquelle fixiert - Bedingungen die für HATS oder für kurze Signale zutreffen - entstehen kaum interaurale Unterschiede, die zu einem Raumeindruck beitragen könnten. Auch bei der

Beurteilung von Entfernungen und der Einschätzung des Erhebungswinkels sind überwiegend monaurale Attribute beteiligt.

- **Binaurales Hören** ist vor allem dann von Bedeutung, wenn die Schallquelle nicht in der Medianebene liegt und so interaurale Unterschiede in zeitlichem Eintreffen, Intensität und Phase der sich entsprechenden Spektralanteile der Ohreingangssignale auftreten.

Zur Bewertung zweier unterschiedlicher Signale dienen mindestens zwei Mechanismen, die in gewissen Grenzen unabhängig voneinander arbeiten und deren Bedeutung individuell variieren kann.

Der erste Mechanismus beurteilt interaurale Zeitverschiebungen innerhalb der Feinstruktur (Trägerschwingung) des Ohreingangssignals. Der zweite Mechanismus interpretiert beim binauralen Vergleich ermittelte Intensitätsunterschiede und Zeitverschiebungen der Hüllkurven. Wenn der Schall die beiden Ohren mit einer Zeitdifferenz erreicht, ergibt sich schon bei einem Laufzeitunterschied von  $3 \times 10^{-5}$ s ein Raumeindruck, was einer Abweichung von circa  $3^\circ$  von der Mittellinie entspricht. Im frontalen Abschnitt der Horizontalebene liegt die kleinste noch wahrnehmbare Winkeldifferenz (auch Unterschiedsschwelle) für ein Breitbandsignal sogar bei ca.  $1^\circ$  (Blauert 1999). Eine Signalabschwächung auf dem von der Schallquelle entfernteren Ohr, führt bereits bei einer Intensitätsdifferenz von 1dB zwischen rechtem und linkem Ohr zu einem Richtungseindruck.

Während der erste Mechanismus im niederfrequenten Bereich einen dominanten Einfluss auf die Lokalisation der Schallquelle besitzt, basiert der zweite wahrscheinlich auf Signalkomponenten, die über 1,6kHz liegen, wobei in früheren Untersuchungen anderer Autoren abweichende Frequenzbereiche angegeben wurden (Tonning 1975). Für den zweiten Mechanismus liegt eine Zeitabhängigkeit vor. Er ist durch Lernprozesse beeinflussbar, und auch Adaptations- und Ermüdungsprozesse konnten nachgewiesen werden.

Über die relative Bedeutung dieser beiden Wege und die entsprechende Verarbeitung der beiden Eingangssignale im zentralen Nervensystem, insbesondere wenn beide Mechanismen zu verschiedenen Raumeindrücken führen, existieren verschiedene Hypothesen (Blauert 1999).

Mit Hilfe von Zeit- und Intensitätsdifferenz ermöglicht binaurales Hören dem zentralen Nervensystem zudem im Sinne einer Aufmerksamkeitszuwendung bestimmte, interessante Signale um bis zu 15dB hervorzuheben und Hintergrundgeräusche zu unterdrücken (Schmidt, Thews 1995).

Für die Lokalisation in der Medianebene und die Einschätzung von Entfernungen ergeben sich zusätzlich einige Besonderheiten, die für die hier dargestellten Untersuchungen jedoch von untergeordneter Bedeutung sind.

- Weitere **Merkmale des Signals**, die die Lokalisation beeinflussen, sind die Art des Schalls (Breite des Frequenzbereichs, Dauer der Signaldarbietung und weitere) und die zentrale Frequenz („directional bands“ = richtungsbestimmende Bänder) des Signals, die Vertrautheit mit dem Signal und seine Klangfarbe, da sich das Spektrum mit Einfallswinkel und Entfernung verändert. Auch die Reflexionen im Schallfeld (Freifeld, Nachhallfeld) und die Anzahl der Schallquellen spielen eine Rolle.
- Neben den Eigenschaften des Ohreingangssignals existieren **zusätzliche Sinneseindrücke**, die bei der Lokalisation der Schallquelle hinzugezogen werden. Hierzu zählen Kopfbewegungen, die sich einerseits in unwillkürliche Hinwendungen zur Schallquelle - eine grobe Lokalisation hat dann schon stattgefunden - und andererseits in mehr oder weniger bewusste, suchende Bewegungen unterteilen lassen. Informationen über diese Bewegungen erhält das zentrale Nervensystem durch das Gleichgewichtsorgan, Propriozeptoren der Nackenmuskulatur und durch visuelle Wahrnehmung.  
Auch das Sehen einer möglichen Schallquelle hat einen ausschlaggebenden Einfluss auf den akustischen Raumeindruck.  
Dass das Gleichgewichtsorgan neben dem Feedback über die Kopfbewegung einen direkten Effekt auf die Lokalisation hat, ist unwahrscheinlich. Allerdings können - ähnlich wie beim optischen und kalorischen Nystagmus - „Verschiebungen“ des akustischen Ereignisses verursacht werden.  
Da die Knochenleitung eine sehr hohe Schwelle (>40dB) für die Stimulation durch das Außen- und Mittelohr besitzt, liegt ihre Bedeutung eher in audiometrischen Tests

und beim Hören unter Wasser, da dieses eine ähnliche akustische Impedanz wie der Schädelknochen besitzt und eine gute Schallübertragung ermöglicht.

Taktile Reize in der Kopfreion spielen, wenn überhaupt, nur eine untergeordnete Rolle. Sehr starke niederfrequente Signale rufen Vibrationen hervor, die aber in den Körper lokalisiert werden. Eine Ausnahme bildet eine Schallquelle, die in Reichweite ist und deren Schwingungen über Berührung wahrgenommen werden.

Über die Auswirkung einer Hörschwäche auf die Lokalisationsfähigkeit wurden Untersuchungen gemacht. Nachgewiesen werden konnte unter anderem, dass binaurales Hören das Richtungsempfinden im Allgemeinen verbessert (Butler 1986). Eine symmetrische periphere Hörschwäche bis zu 40dB wirkt sich nicht gravierend auf das Richtungshören aus, während ein asymmetrischer Hörverlust eine anfängliche Verschlechterung nach sich zieht. Diese kann jedoch durch Erfahrung und Lernprozesse ausgeglichen werden (Tonning 1975). Wenn es zu Veränderungen der Ohrmuschelform und damit zu Veränderungen der monauralen Faktoren kommt, kann die Lokalisationsfähigkeit ebenfalls nach anfänglichen Schwierigkeiten wieder erlernt werden (Hofman et al. 1998). Zunehmendes Alter muss nicht zwingend einen negativen Einfluss auf die Fähigkeit haben, eine Schallquelle zu lokalisieren (Tonning 1975).

## **1.3 Bisherige Untersuchungen und Zusammenhänge**

### **1.3.1 HATS**

Mit der Entwicklung des **HATS** steht ein Gerät zur Verfügung, mit dessen Hilfe sich Messungen bezüglich der Veränderungen des Schallfeldes um den menschlichen Körper durchführen lassen. Im Vergleich zu bisher verwendeten geometrischen Modellen stellt es eine genauere Annäherung an den menschlichen Körper dar und erlaubt Messungen, die die Schallweiterleitung im Außenohr einbeziehen, d.h. die Messung der HRTF (=head related transfer function, Aussenohrübertragungsfunktion) (Algazi et al. 2002; Kuhn, Guernsey 1983; Schirmer 1963).

Viele Untersuchungen am **HATS** konzentrieren sich auf Messungen mit Sondenmikrofonen im Gehörgang und an der Ohrmuschel, auf deren optimale Position für die Messung und auf die Resonanzwirkung des Außenohres (Ballachanda 1997; Dirks, Gilman 1979; Hudde, Pösselt 1988; Kuhn, Guernsey 1983; Olsen, Carhart 1975; Shaw 1974b; Wilkens 1972). Auch Messungen mit verschiedenen Ohrmuschelgrößen wurden vorgenommen (Maxwell, Burkard 1979).

### **1.3.2 Postnatale Veränderungen am Hörorgan**

Etwa bis zum dritten Lebensjahr treten postnatal die größten Veränderungen am Hörorgan des Kindes auf.

Mit einem Jahr liegt die Ohrbreite mit etwa 32mm (präaural – postaural) bereits bei 93,5% der Breite eines Erwachsenen-Ohres. Sie unterliegt nur einem sehr geringen jährlichen Wachstum und kommt im Durchschnitt bei Mädchen im Alter von sechs Jahren, bei Jungen im Alter von sieben Jahren zum Stillstand. Das Ohr besitzt mit circa 46mm nach dem ersten Lebensjahr erst 76,4% seiner späteren Länge (superaural – subaural). Im Mittel nimmt die Ohrlänge bei Jungen um 0,66mm, bei Mädchen um 0,46mm pro Jahr zu. Sie wächst im zweiten und dritten Lebensjahr schneller und hat mit etwa 12 Jahren nahezu die endgültige Größe erreicht. In dieser Zeitspanne verschieben sich die Proportionen des Ohres deutlich (Farkas et al. 1992; Kalcioglu et al. 2003; Weimann et al. 1997). Neben der Ohrlänge steigt auch das

Gehörgangsvolumen, was sich in einer Verschiebung der Resonanzfrequenz zu niedrigeren Frequenzen hin bemerkbar macht. Angaben zur Resonanzfrequenz und dem Alter, in dem der Wert eines Erwachsenen erreicht wird, differieren in der bisher veröffentlichten Literatur erheblich (Weimann et al. 1997).

Die ersten drei Lebensjahre sind zugleich der wichtigste Abschnitt für die Hörbahnreifung und die Sprachentwicklung, und somit kommt der Früherkennung von Hörschäden und der entsprechenden Therapie des Kindes eine sehr große Bedeutung zu. Kinder benötigen in dieser Zeit ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis, um Sprachlaute unterscheiden zu können. Zudem besitzen sie sowohl eine schlechtere subjektive Hörschwelle als auch ein verringertes zeitliches Auflösungsvermögen. Die Frequenzauflösung dagegen erreicht nach 5-8 Monaten in etwa die des Erwachsenen. Auch das Richtungshören entwickelt sich schon im ersten Lebensjahr (Ptock et al. 1996; Rohweder 1997).

Gerade in diesem Alter, in dem die individuelle Hörgerät-Anpassung einen so hohen Stellenwert einnimmt, gestaltet sich die Erhebung von Daten bei Kindern schwierig. Gleichzeitig ist es fraglich, ob Messungen an Erwachsenen und an HATS auf Kinder übertragbar sind, da sich die anatomischen Gegebenheiten unterscheiden und schnell verändern (Ballachanda 1997).

### **1.3.3 Einflussfaktoren auf die Außenohrübertragungsfunktion**

Die Außenohrübertragungsfunktion hängt einerseits von der Position der Schallquelle ab, d.h. der Entfernung und dem Schalleinfallswinkel, andererseits von den das Ohr umgebenden Strukturen, die die Schallwelle durch Beugung, Schatteneffekte und Reflektion beeinflussen. So verändern Brustkorb, Schultern, Hals, Kopf und die Feinstruktur der Ohrmuschel entsprechend ihrem Größenverhältnis zur Wellenlänge die eintreffende Schallwelle. Bislang vorliegende Untersuchungsergebnisse zu den von diese Körperpartien beeinflussten Frequenzbereichen schwanken stark: Die Auswirkung der Ohrmuschel wird für höhere Frequenzen ab circa 1500Hz angenommen, vor allem aber um 4-8kHz. Der Concha, einer ihrer Feinstrukturen, kann eine Beeinflussung um 3kHz und darüber zugeordnet werden. Der Haupt-Einflussbereich des Kopfes liegt bei

2500-4000Hz und beginnt um 500Hz. Dagegen sind für die Effekte unter 1-2kHz eher Torso, Schulter, und Hals verantwortlich (Ballachanda 1997; Fischer, Schäfer 1991; Kuhn 1979; Kuhn 1987; Kuhn, Burnett 1977; Olsen, Carhart 1975; Shaw 1974a; Shaw 1974b; Wiener 1947).

Bei einer komplexen Form wie Oberkörper und Kopf sind Verallgemeinerungen über die Schallbrechung einzelner Körperteile kaum möglich (Kuhn, Burnett 1977).

#### **1.3.4 Richtmikrofone in der Praxis**

Neben den oben beschriebenen Messungen ermöglicht es der HATS, die Richtwirkung von Hörgeräten, deren Mikrofone ebenso den Effekten von Schallverstärkung und – abschwächung unterliegen, praxisnah in ihrer Trageposition am Ohr zu überprüfen.

Seit Einführung der Richtmikrofone in den 1970er Jahren untersucht man verschiedene Parameter, die einen Vergleich zwischen diesen und Kugelmikrofonen, ermöglichen:

Bei der Ermittlung der Empfangsrichtung der maximalen und minimalen Schalldruckpegel konzentrieren sich die vorliegenden Untersuchungen auf die Hörgeräte mit nierenförmiger Richtcharakteristik. In vergleichenden Untersuchungen erweisen diese sich gegenüber konventionellen Hörgerätmikrofonen (Kugelmikrofonen) in schwierigen Hörsituationen vor allem im niederfrequenten Bereich als vorteilhaft. Bei höheren Frequenzen scheint der Einfluss des Kopfschattens den der Mikrofoncharakteristik zu überwiegen (Arentschild, Fröber 1972; Jahn, Vogelsang 1959; Leeuw, Dreschler 1991; Ricketts 2000; Schirmer 1963; Shaw 1974b).

Verschiedene Richtindizes, die sich teils alleine auf den Schalldruckpegel, teils zusätzlich auch auf das Sprachverständnis beziehen, dienen dazu zu beschreiben, in welchem Maß das Richtmikrofon die Verstärkung und Wiedergabe des Schallsignals verbessert (Olsen, Hagerman 2002; Ricketts 2000).

Richtmikrofone verbessern das Sprachverständnis im Lärm - zum Teil sogar gegenüber dem offenen Ohr - wobei sich aufgrund uneinheitlicher Versuchsbedingungen sehr unterschiedliche Angaben zur Höhe der SNR ergeben. Mit zunehmendem Nachhall jedoch reduziert sich dieser Vorteil stark (Amlani 2001; Hawkins, Yakullo 1984; Nielsen 1973; Nielsen, Ludvigsen 1978; Olsen, Hagerman 2002; Valente et al. 1999).

Um den verschiedenen Hörsituationen im Alltag besser gerecht zu werden, wurden Hörgeräte mit umschaltbarer Richtcharakteristik entwickelt.

## 1.4 Problemstellung

Eine große Schwierigkeit für Träger von Hörgeräten liegt darin, in verschiedenen Situationen das interessante Signal – meistens Sprache – aus den Umgebungsgeräuschen herauszuhören. Konventionelle Mikrofone mit Kugelcharakteristik verstärken den Schall aus allen Richtungen gleichmäßig, und nur durch Strukturen in ihrer Umgebung wird die Übertragungscharakteristik beeinflusst. Mit der Entwicklung von Miniatur-Richtmikrofonen in den 1970er Jahren, die im Gegensatz zu den Kugelmikrofonen das Signal aus einer Einfallrichtung besonders hervorheben, erhoffte man sich eine deutliche Verbesserung im Umgang mit schwierigen Hörsituationen.

Durch die Herstellung immer kleinerer Hörgeräte und den Bau von ITE- und ITC-Geräten konzentrieren sich die bislang vorliegenden Untersuchungen oft auf den Vergleich der verschiedenen Bauarten im Bezug auf den Signalrauschabstand, das Sprachverstehen im Lärm und darauf, welche Auswirkung die Verwendung von gerichteten Mikrofonen dabei hat.

Dass der menschliche Körper, vor allem Schulterpartie, Kopf und Ohrmuschel, die Schallaufnahme stark beeinflusst, ist in vielen Studien nachgewiesen. Auf den Einfluss der Ohrmuschel und die Bedeutung ihrer Richtcharakteristik für die Schalllokalisation weisen zahlreiche Autoren hin.

Dies legt die Vermutung nahe, dass durch die Position von HdO-Hörgeräten am Kopf in unmittelbarer Nachbarschaft der Ohrmuschel das Aufnahmemuster der Mikrofone verändert wird und dies auch von Form und Größe der Ohrmuschel abhängt.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Richtwirkung verschiedener HdO-Hörgeräte am Kunstkopf mit verschiedenen Ohrmuschelgrößen zu untersuchen. Mit Hilfe der grafischen Darstellung der Messwerte in Kreisdiagrammen soll die Richtcharakteristik eines Kugelmikrofons mit der eines Nierenmikrofons verglichen werden.

Diese Untersuchung besitzt durch die geringe Anzahl der verwendeten Ohrmodelle einen sondierenden Charakter und kann bei nachgewiesenem Einfluss der Ohrmuschelgröße Ausgangspunkt für weitergehende Analysen sein.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Hörgeräte

#### 2.1.1 Aufbau

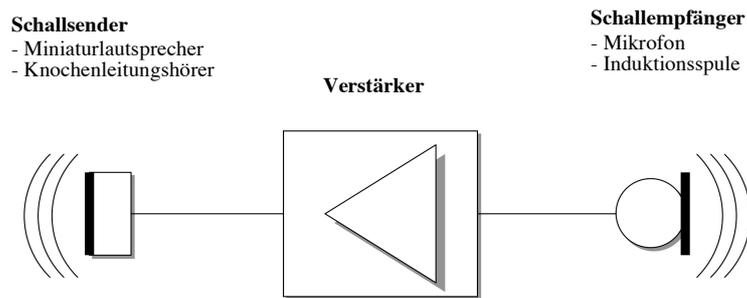


Abbildung 5: Aufbau eines Hörgeräts (modifiziert nach Lehnhardt 1996)

Schallempfänger, Verstärker und Schallsender sind die Komponenten des Hörgeräts, die der Schallverarbeitung dienen. Verschiedene Bedienungselemente ermöglichen die individuelle Adjustierung an die Bedürfnisse des Trägers. Die Spannungsversorgung gewährleisten Batterie oder Akku.

- Je nach Art des zu empfangenden Signals gibt es verschiedene **Schallempfänger**. Zur Aufnahme eines akustischen Signals dient ein Mikrofon, während elektromagnetische Wellen, wie sie beispielsweise im Telefon erzeugt werden, über einen induktiven Empfänger verarbeitet werden. Häufig existiert für externe Schallquellen wie Fernseher oder Radio noch ein galvanischer Eingang, der einem Audio-Eingang entspricht. Der Schallempfänger arbeitet gleichzeitig auch als elektroakustischer Wandler und ändert das akustische Eingangssignal in ein elektrisches, d.h. eine Wechselspannung.
- Im **Verstärker** wird das so aufgenommene Signal verarbeitet.
- Aus dem elektrischen Signal wird im **Schallsender**, der auch als Hörer bezeichnet wird, bei einem Luftleitungshörgerät über einen Miniaturlautsprecher wieder ein akustisches Signal hergestellt, oder aber, wenn es sich um ein

Knochenleitungshörgerät handelt, ein taktiles Signal. Hierbei regt ein Knochenleitungshörer über Vibrationen den Schädelknochen an. Andersartige Übertragungsprinzipien (piezoelektrische, induktive oder andersartige Schallwandler) haben in der Hörerätetechnik bislang kaum praktische Bedeutung.

- Zu den **Bedienungselementen** zählen der Ein/Aus-Schalter, der Verstärkungsregler und verschiedene Steller zur Feinanpassung, die zum Teil bei digital über eine Kabelverbindung programmierbaren Hörhilfen nicht mehr im Hörgerät eingebaut sind.

Die Feinanpassung erfolgt in der Regel durch den Hörgeräte-Akustiker, der das Hörgerät individuell auf die jeweilige Hörstörung abstimmt.

Die Spitzenbeschneidung, auch peak clipping genannt, verhindert das Überschreiten der Unbehaglichkeitsschwelle. Dies geschieht ohne zeitliche Verzögerung, führt aber zu deutlichen Verzerrungen.

Daneben steuert die automatische Verstärkungsregelung (Automatic Gain Control AGC) den Pegel am Hörgeräteeingang sowie –ausgang. Die AGC am Hörgeräteausgang ( $AGC_{output}$ ) erhält die Ausgangsdynamik im gesamten Umfang und verschiebt sie auf der Ausgangspegelachse, während die AGC am Hörgeräteeingang ( $AGC_{input}$ ) die Dynamik unterhalb eines festgelegten Schwellenwertes dehnt oder komprimiert. Dadurch, dass die Veränderungen fließend verlaufen, kommt es zwar nicht zu dauerhaften, jedoch zu vorübergehenden Verzerrungen. Kombinationen und Mischformen der AGC-Grundformen an Ausgang und Eingang, sowie Kombinationen der Kenngrößen der automatischen Verstärkungsregelung (Schwellenpegel, Kompressionsverhältnis, Ein- und Ausregelzeiten) ergeben viele mögliche Varianten.

Daher teilt man die AGC-Schaltungen auch nach audiologischen Anforderungen ein. Die automatische Verstärkungsregelung (Automatic Volume Control AVC) soll häufiges Nachregeln dadurch vermeiden, dass mittels  $AGC_{output}$  oder  $AGC_{input}$  langsame Veränderungen des mittleren Eingangspegels über lange Regelzeiten ausgeglichen werden.

Für die Kompressionsbegrenzung der Dynamik sind kurze Regelzeiten und ein hohes Kompressionsverhältnis notwendig, um überschießende Spitzenpegel zu vermeiden. Sie arbeitet von der Verstärkungsregelung unabhängig und ist deshalb auf die  $AGC_{output}$  bezogen.

Zur Anpassung der Sprachdynamik mit ihren charakteristischen Eigenschaften an das pathologische Gehör benötigt die Silbenkompression sehr kurze Regelzeiten, einen niedrigen AGC-Schwellenpegel (meist  $AGC_{input}$ ) und ein niedriges Kompressionsverhältnis.

	<b>Automatische Verstärkungsregelung</b>	<b>Kompressionsbegrenzung</b>	<b>Silbenkompression</b>
<b>Schwellenpegel</b>	niedrig	hoch	niedrig
<b>Kompressionsverhältnis</b>	hoch	hoch	niedrig
<b>Ein-/Ausregelzeiten</b>	lang	kurz	sehr kurz
<b><math>AGC_{output}/AGC_{input}</math></b>	$AGC_{output}/AGC_{input}$	$AGC_{output}$	$AGC_{input}$

*Tabelle 1: Anpassvarianten eines Hörgeräts (nach Lehnhardt 1996)*

Wenn das Hörgerät digital programmierbar ist, werden die Anpassvarianten mit Hilfe von speziellen Programmiergeräten eingestellt. Die Entwicklung tendiert zum Personalcomputer mit universeller Verbindung zum Hörgerät und einheitlicher Software, für die firmenspezifische Anpassprogramme vorhanden sind. Daraus resultiert eine gegenüber konventionellen Hörgeräten verbesserte Reproduzierbarkeit und ein erweiterter Anpassbereich. Bei der Einstellung können Anpassvorschläge, die auf den audiometrischen Daten beruhen, behilflich sein oder vorgewählte Datensätze einen unmittelbaren, subjektiven Vergleich der Wiedergabevariationen ermöglichen.

Eine Weiterentwicklung in dieser Richtung stellen Hörgeräte dar, die die Wahl zwischen verschiedenen Hörprogrammen für bestimmte Hörsituationen lassen. Mehrkanalige Hörgeräte sind eine weitere Variante, bei denen die Anpassung an die Restdynamik des Gehörs sehr differenziert nach Frequenzbereichen getrennt vorgenommen wird. Auch Kombinationen dieser beiden Arten bestehen. Hier ist die

Möglichkeit zu erwähnen, mehrere Mikrofone (Mikrofon-Array) einzubauen und dadurch eine besonders deutliche Richtcharakteristik zu erzielen.

Alle genannten Wiedergabeeigenschaften werden im Hörgerät gespeichert.

Mit Hilfe einer Fernbedienung, die über Funk, Infrarotschnittstelle oder Ultraschall mit einer bestimmten Signalcodierung für das jeweilige Hörgerät Informationen überträgt, wurden früher nur die schon oben erwähnten Bedienelemente angesteuert. Heute vereinfacht sie zusätzlich das Schalten zwischen verschiedenen Hörprogrammen und findet auch Verwendung als Programmierereinheit. Je nach Hersteller werden mit ihr die Basisfunktionen eingestellt, sie kann aber auch nur für die Steuerung von Zusatzfunktionen vorgesehen sein.

Um häufiges Schalten zwischen verschiedenen Hörprogrammen zu vermeiden und sich so der Adaptation eines natürlichen Gehörs anzunähern, wurden Hörgeräte entwickelt, die sich automatisch an unterschiedliche Hörsituationen anpassen. Zu diesen Sonderfunktionen, die sich meist in der Bezeichnung des Hörgeräts wieder finden, gehören die automatische Störschallreduktion und die Reruitmentkompensation. Meist befinden sich in diesen Geräten mehrkanalige Verstärker mit voneinander unabhängigen AGC-Schaltungen für die einzelnen Frequenzbänder.

### **2.1.2 Bauformen**

Die Bauform des Hörgeräts, und damit die Position des Schallwandlers und dessen Ankopplung an das Ohr, bestimmt nicht nur Tragekomfort und Ästhetik, sondern sie hat auch einen entscheidenden Einfluss auf dessen Wiedergabeeigenschaften.

- Bei **Hinter-dem-Ohr-Hörgeräten** (HdO oder BTE = behind-the-ear) befinden sich alle Komponenten in einem Gehäuse hinter dem Ohr, wodurch Reibegeräusche vermieden werden. Die Schallaufnahme erfolgt ohrnah und frontal über eine Schalleintrittsöffnung oberhalb der Ohrmuschel. Der Hörer im Gehäuse leitet den

Schall über ein Winkelstück, den Schallschlauch und das Ohrpassstück in den äußeren Gehörgang.

Das Ohrpassstück in der Concha und die Position des Hörgerät-Mikrofons verhindern weitgehend die richtungsspezifische Aufnahme und Veränderung des Schalls durch die einzelnen anatomischen Komponenten des Außenohres.

Modifikationen an verschiedenen Bauelementen üben einen Einfluss auf den Frequenzgang aus. Hierzu zählen das Winkelstück oder Material, Länge, Durchmesser und Wandstärke des Schallschlauches. Auch Veränderungen an der Otoplastik durch Resonanzräume oder Zusatzbohrungen, die außerdem der Belüftung und dem Druckausgleich dienen, und am Restvolumen zwischen Otoplastik und Trommelfell variieren die Verstärkung. Im Schallkanal können Dämpfungselemente, je nach Material und Formung als akustische Filter für bestimmte Frequenzbereiche eingesetzt werden.

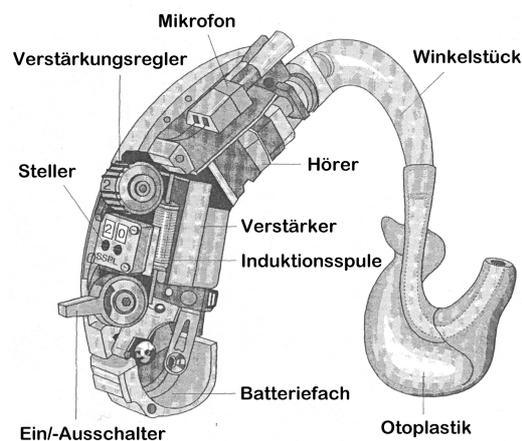


Abbildung 6: HdO-Hörgerät (modifiziert nach Lehnhardt 1996)

- Derartige Abwandlungen sind teilweise auch bei **Im-Ohr-Hörgeräten** (ITE = in-the-ear) möglich. Diese und auch die **Gehörgangsgeräte** (ITC = in-the-channel) haben nicht nur den Vorzug, dass sie sehr unauffällig getragen werden können, sondern vor allem auch akustische Vorteile, die dadurch bedingt sind, dass das Mikrofon in der Ohrmuschel und der Hörer im Gehörgang platziert ist. So können die natürlichen Beugungseffekte entstehen und die Richtwirkung der Ohrmuschel bleibt unverändert.

Bei Gehörgangsgeräten bleiben auch die Resonanzen im Cavum conchae, die eine Höhenanhebung bewirken, erhalten. Auch die nachteilige Absenkung der Höhen im Schallschlauch lässt sich durch dessen Kürze vermeiden und die unerwünschte Hörerresonanz oberhalb von 1kHz zu höheren Frequenzen verschieben. Dadurch entsteht ein nahezu glatter Frequenzgang mit einem natürlichen Klangeindruck im Hauptübertragungsbereich, wobei das Konsonantenverstehen durch eine verstärkte Höhendarbeitung verbessert ist. Schließlich kann durch den tiefen Sitz des Wandlers im Gehörgang und dessen höherem Wirkungsgrad auch noch Energie eingespart werden.

Verschieden Formen der Gehörgangsgeräte sind das „Completely-in-the-canal-Hörgerät“, das direkt vor dem Trommelfell platziert wird, das „Custom-made-im-Ohr-Gerät“ mit einer individuell und passgenau angefertigten Hohlchale und das „Modul-Im-Ohr-Hörgerät“ mit standardisierter Otoplastikhohlchale, dessen Vorteile in Austauschbarkeit, Wartung und Vergleichbarkeit liegen.

- Die bisher beschriebenen Arten der Hörgeräte decken etwa 95% des Spektrums ab. Weitere **Sonderformen** sind früher häufig verwendete Taschenhörgeräte, die Hörbrille, die für die Luftleitung die HdO-Technologie verwendet, die Knochenleitungshörhilfe, die oftmals auch in eine Hörbrille eingegliedert ist, bei Unversorgbarkeit eines Ohres die CROS-Versorgung (Contralateral Routing of Signals), oder die binaurale BiCROS-Versorgung, die verwendet wird, wenn ein Ohr nicht versorgbar, das andere aber versorgungsbedürftig ist.

### 2.1.3 Mikrofone

Mikrofone sind akustisch-elektrische Wandler, d.h. sie wandeln Schwingungen, die bei einem akustischen Ereignis entstehen, in ein elektrisches Signal um.

Dies geschieht in zwei Stufen, nach denen man auch verschiedene Mikrofonarten unterscheidet.

## Schallempfänger

Schallwellen regen den Schallempfänger zu mechanischen Schwingungen an. Die Membran mit ihrer umgebenden Konstruktion wird auch als Mikrofonkapsel bezeichnet. Es existieren zwei Varianten:

- **Druckempfänger**

Bei Druckempfängern ist nur eine Seite der Membran den Schallwellen exponiert. Diese wird durch alle Schallwellen in Schwingung versetzt, unabhängig davon, aus welcher Richtung diese auf die Membran treffen, weshalb man auch von ungerichteten Schallempfang spricht. Empfänger dieser Bauweise haben Kugelcharakteristik. Diese weicht allerdings durch Abschattung und Interferenzerscheinungen vor allem im höheren Frequenzbereich von ihrer Idealform ab. Die untere Grenze des übertragenen Frequenzbereichs wird durch die Größe der Druckausgleichsöffnung festgelegt.

- **Gradientenempfänger**

Gradientenempfänger reagieren auf gerichteten Schallempfang. Hier ist die Membran von beiden Seiten dem Schalldruck ausgesetzt und wird daher nur bei einer Druckdifferenz ausgelenkt. Die Richtcharakteristik entsteht dadurch, dass die Schallwellen unterschiedlich lange Strecken zu Membranvorder- und Membranrückseite durchlaufen, so dass eine Phasen- und Druckdifferenz entsteht. Diese Art des Schallempfangs hat eine achtförmige Charakteristik.

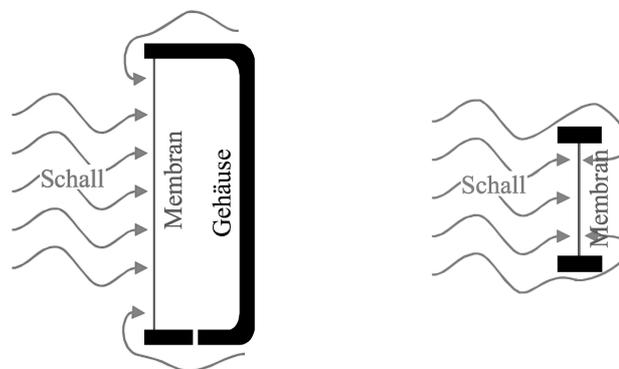


Abbildung 7: Druckempfänger und Gradientenempfänger (modifiziert nach Kuttig 2000)

Durch den Einbau von akustischen Laufzeitgliedern verändert sich die Richtcharakteristik. Je nach Schalldurchlässigkeit ergeben sich beliebige Arten der Nierencharakteristik, die zwischen den Extremformen Kugel und Acht liegen. Sie ist frequenzabhängig, entspricht im mittleren Frequenzbereich dem Ideal, tendiert bei hohen und tiefen Frequenzen aber meist zu Acht oder Kugel.

## **Wandler**

In der zweiten Stufe werden mechanische in elektrische Schwingungen umgewandelt. Auch hier unterscheidet man zwei verschiedene Wege:

- **Elektrostatische Wandler**

In einem Mikrofon mit einem elektrostatischen Wandler befindet sich ein Kondensator aus einer beweglichen Membran und einer feststehenden Gegenelektrode. Die Auslenkung der Membran verursacht eine Kapazitätsänderung zwischen beiden Elektroden und es entsteht ein schallfeldproportionales elektrisches Feld. Dabei wird ein Strom erzeugt, der in diesem sogenannten Kondensatormikrofon weiterverarbeitet wird.

Das Gewicht der Membran beeinflusst das Einschwingverhalten des Mikrofons: je leichter die Membran ist, desto schneller lässt sie sich in Bewegung versetzen.

Um die beiden Elektroden aufzuladen, benötigt dieser Mikrofontyp eine eigene Spannungsversorgung.

Die Kennzeichen eines Kondensatormikrofons sind hohe Empfindlichkeit, kurze Ansprechzeit, breites Frequenzspektrum, geringe Verzerrung und Körperschallempfindlichkeit und eine Linearität, die sich in einem „transparent-spitzen“ Klang widerspiegelt.

- **Elektrodynamischer Wandler**

Bei einem dynamischen Mikrofon ist die Membran an einen elektrischen Leiter gekoppelt. Der Leiter bewegt sich innerhalb des Feldes eines Permanentmagneten, wenn die Membran durch Schallwellen in Schwingung versetzt wird, und induziert damit eine elektrische Spannung. Diese ist proportional zur

Bewegungsgeschwindigkeit der Membran. Die Empfindlichkeit steigt mit zunehmender Leiterlänge.

Das Einschwingverhalten des Mikrofons, das als Tauchspulen- oder seltener als Bändchenmikrofon gebaut ist, ist aufgrund des größeren Gewichtes der Membran-Spulen-Einheit langsamer als bei Kondensatormikrofonen.

Die charakteristischen Eigenschaften eines dynamischen Mikrofons sind eine hohe Kanaltrennung, eine höhere Rückkopplungssicherheit, eine eher träge Reaktionsweise und eine nicht-geradlinige Frequenzübertragung. Das Klangbild des Mikrofons kann man als „warm“ beschreiben, wodurch sich besondere klangliche Eigenarten, zum Beispiel bestimmter Instrumente, noch verstärken lassen.

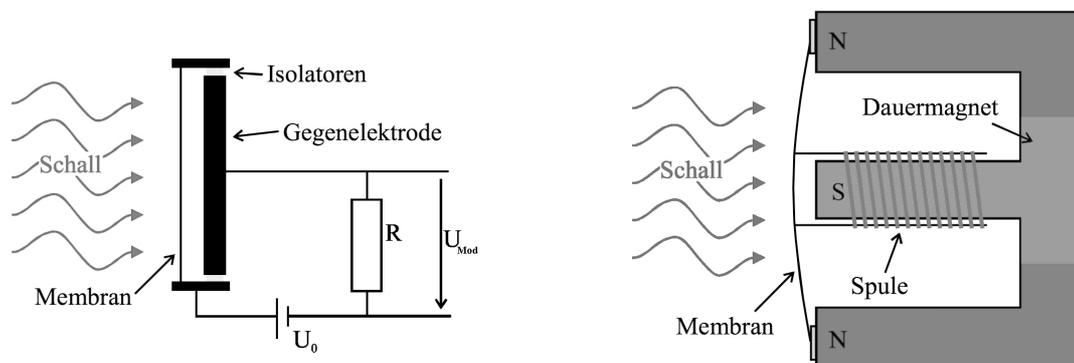


Abbildung 8: Kondensatormikrofon und dynamisches Mikrofon  
 (N = Nordpol, R = elektr. Widerstand, S = Südpol, U = elektr. Spannung)  
 (modifiziert nach Kuttig 2000)

### Richtwirkung

Ein Mikrofon hat dann eine bestimmte Richtcharakteristik, wenn der Schall, der aus einer bestimmten Richtung auf das Mikrofon trifft, besser aufgenommen wird als aus dem Umfeld.

- Bei der Niere wird rückwärtiger Schall vollständig ausgelöscht, Schall von der Seite gedämpft.
- Hyperniere und Superniere ähneln sich und sind Varianten der Niere, die für Schall von seitlich unempfindlicher sind, ihn von hinten jedoch besser aufnehmen als diese.
- Die Acht entspricht in etwa zwei entgegengesetzten Nieren, ist aber eher eine theoretische Variante. Bei dieser Form wird seitlicher Schall am besten gedämpft, die Empfindlichkeit hinten ist aber genauso groß wie für frontalen Schalleinfall. Sie entsteht bei der Verwendung eines reinen Druckgradientenempfängers.
- Bei der Kugel wird der Schall von allen Seiten gleich gut empfangen. Dies ist die Richtcharakteristik eines reinen Druckempfängers.

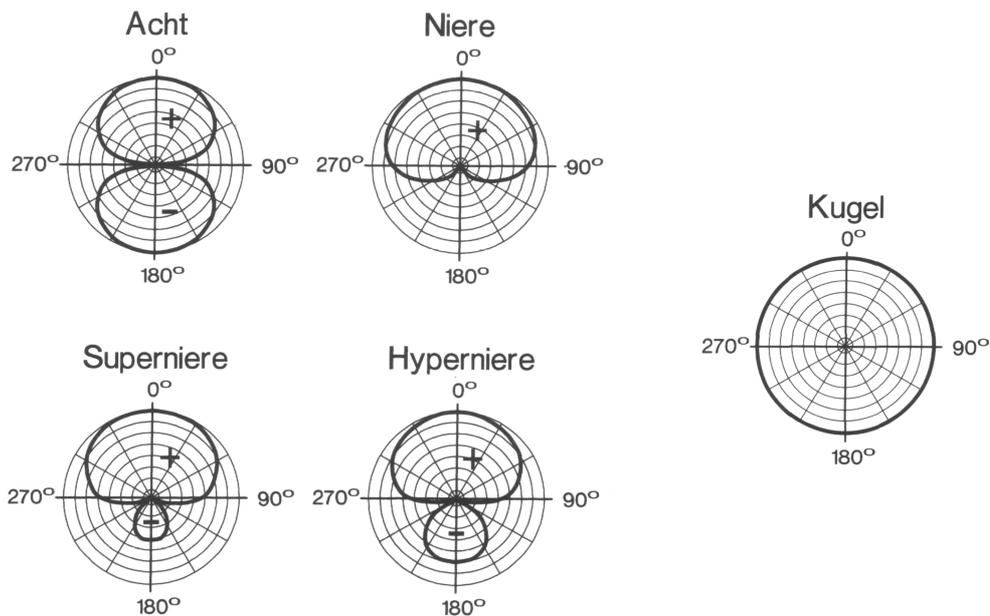


Abbildung 9: Mit Gradientenkapseln erreichbare Richtcharakteristiken vs. Kugelcharakteristik  
 (+/-: relative Phasenlage des Kapselsignal)  
 (modifiziert nach Görne 1994)

Während Kondensatormikrofone in ihrer Richtcharakteristik umgeschaltet werden können, sind dynamische Mikrofone in ihrer Richtwirkung baulich festgelegt und meist Nierenmikrofone.

## 2.2 Ohrmodelle

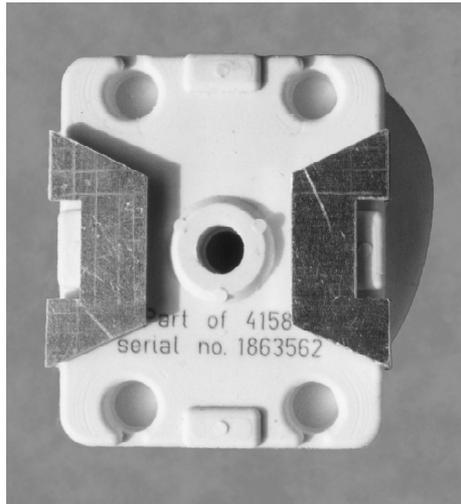
### 2.2.1 Herstellung der kleinen und großen Ohren

Als Vorgabe für die möglichst wirklichkeitsgetreue Form der Ohren dienten Silikonabdrücke zweier Versuchspersonen, deren Ohrmuschelform durchschnittlichen anatomischen Verhältnissen entspricht (siehe Abschnitt 2.3.2). Vor der Abdrucknahme wurde der Gehörgang auf Höhe des Übergangs vom knorpeligen zum knöchernen Teil mit einem Schaumstoffkegel austamponiert. So konnte einerseits gewährleistet werden, dass die Abformmasse nicht zu tief in den Gehörgang floss, aber auch, dass der Übergang von Concha zum äußeren Gehörgang im Abdruck wiedergegeben wurde. Die Abdrücke ermöglichten die Herstellung von Ohrmodellen aus Wachs, das in flüssigem Zustand in die Formen eingebracht wurde und sich nach dem Erhärten leicht daraus entfernen ließ.

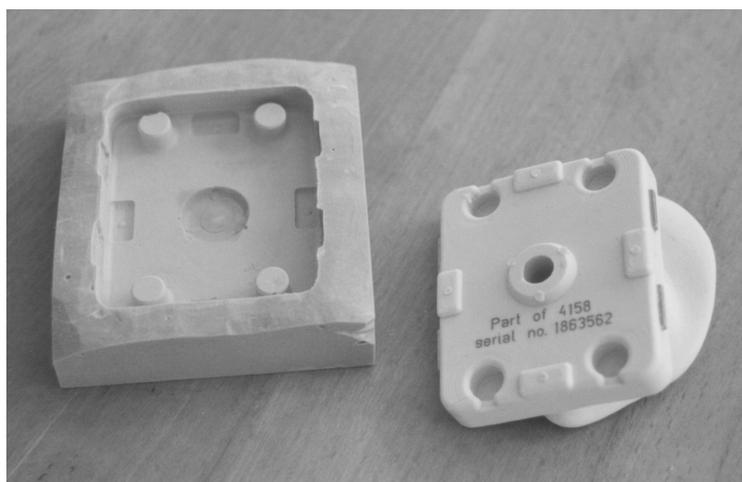


*Abbildung 10: Silikonabdruck und Wachsmodell der Ohrmuschel*

Für die exakte Passung der Ohrmodelle im Kopf- und Rumpfsimulator wurden die Fußplatten der vom Hersteller in Durchschnichtsgröße vorgefertigten Ohren in Blaugips abgeformt und Metallplättchen hergestellt, die den Abmessungen der Metallleisten in der Fußplatte entsprechen und der Arretierung im Kunstkopf dienen.



*Abbildung 11: Metalleisten zu Arretierung*



*Abbildung 12: Herstellerohr mit Negativform der Fußplatte*

Nach dem Anpassen des Wachsohres auf die Hohlform der Fußplatte und der Gips-gegen-Gips-Isolierung der Gipsflächen erfolgte die Herstellung des Konter durch vollständiges Einbetten des Modells in Gips.

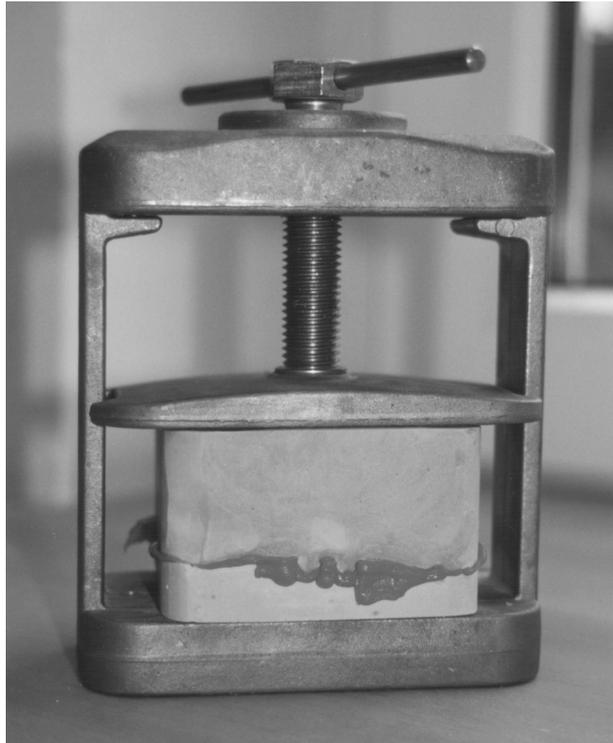


*Abbildung 13: Auf Gipssockelform aufgepasstes Wachsmode*

Die beiden nacheinander angefertigten Hälften ließen sich durch die Isolierschicht voneinander trennen und das Wachs konnte mit Hilfe von heißem Wasser ausgebrüht werden. Die Gipsnegativformen der Ohren wurden anschließend mit einer Isolierung von Gips gegen Silikon versehen.



*Abbildung 14: Gipsnegativform und Konter*

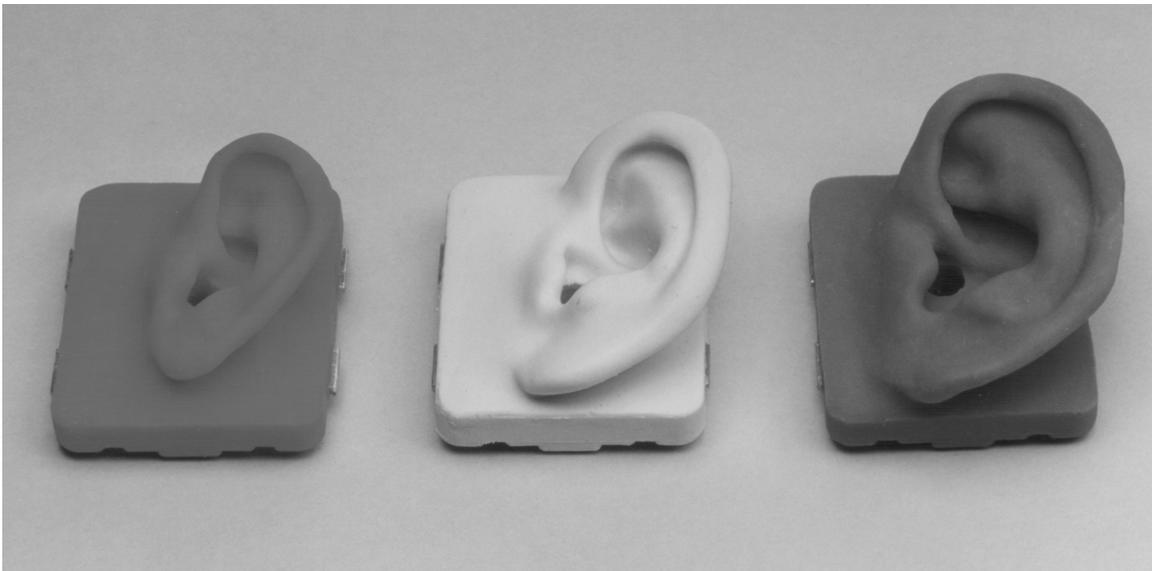


*Abbildung 15: Gefüllte Gipshohlformen werden zusammengepresst*

Mittels eines Injektors, der die beiden Komponenten des Silikons mischt und die Dosierung des Materials ermöglicht, wurde das Silikon in die Formen gespritzt, die Metallplättchen in die noch plastische Masse in der Fußplattenform gelegt und die beiden Hälften zusammengesetzt und gepresst. Der Materialüberschuss entwich als Pressfahne an der Nahtstelle und konnte ebenso wie kleine Unebenheiten nach dem Erhärten und Entnehmen des Silikonohres mit rotierenden Instrumenten entfernt werden.



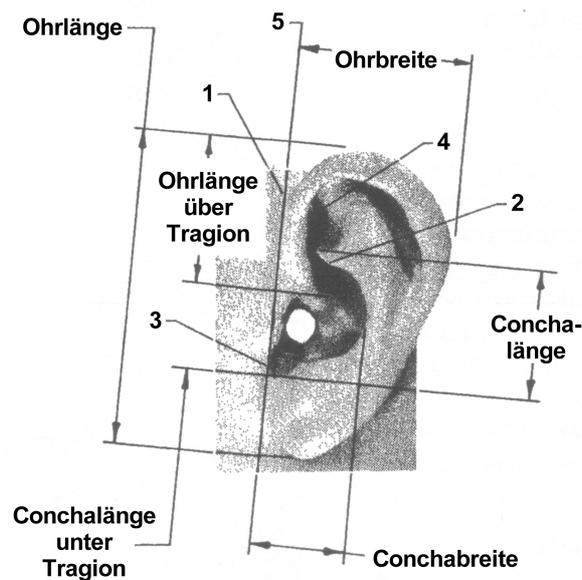
*Abbildung 16: Silikonmodell des Ohres nach dem Ausbetten und vor der Ausarbeitung*



*Abbildung 17: Im Versuch verwendete Ohrmodelle*

## 2.2.2 Ohrmodellmaße

Um die Relation zu einem durchschnittlichen Ohr herzustellen, wurden verschiedene Messpunkte und Linien zu Hilfe genommen, anhand derer sich mittels Metermaß und Schieblehre charakteristische Ohrmaße bestimmen ließen.



1 obere Schädel-Ohrmuschel-Inzisur

2 Anthelix

3 Incisura intertragica

4 Helix

5 Vordere Begrenzungslinie:

Linie von der oberen Inzisur zwischen Schädel und Ohrmuschel zum vorderen Rand der Incisura intertragica

Conchabreite: Strecke zwischen vorderer Begrenzungslinie und dazu paralleler Tangente an Anthelix

Conchalänge: Strecke von Incisura intertragica zum Schnittpunkt von Crus helcis und unterer Crus anthelicis

Abbildung 18: Ohrmaße (modifiziert nach Burkhard, Sachs 1975):

	kleines Ohr		Standardohr		großes Ohr	
	rechts	links	rechts	links	rechts	links
<b>Ohrlänge</b>	5,3	5,5	6,3	6,4	7,0	7,1
<b>Ohrlänge über Tragion</b>	2,3	2,5	2,6	2,6	3,1	3,3
<b>Ohrbreite</b>	3,0	2,8	3,6	3,5	3,9	4,0
<b>Conchalänge</b>	2,4	2,3	2,6	2,5	3,0	3,0
<b>Conchalänge unter Tragion</b>	1,5	1,5	1,9	2,0	2,0	2,1
<b>Conchabreite</b>	1,7	1,6	2,1	1,9	2,3	2,3

*Tabelle 2: Maße der im Versuch verwendeten Ohren [cm]*

Von Burkhard und Sachs bzw. Maxwell und Burkhard (Burkhard, Sachs 1975; Maxwell, Burkhard 1979) wurden entsprechende Messungen anhand von Foto-Projektionen auf eine den Kopf tangierende Ebene vorgenommen, wodurch sich um ca. 10% kleinere Messwerte ergeben.

	Mittelwerte (aus je 12)			Großes KEMAR-Ohr
	Männer	Frauen	KEMAR	
<b>Ohrlänge</b>	6,85	6,24	5,89	6,6
<b>Ohrlänge über Tragion</b>	3,30	3,07	2,70	3,0
<b>Ohrbreite</b>	3,77	3,36	3,10	3,8
<b>Conchalänge</b>	2,73	2,53	2,45	2,8
<b>Conchalänge unter Tragion</b>	1,74	1,62	1,82	2,0
<b>Conchabreite</b>	1,88	1,72	1,57	2,3

*Tabelle 3: Maße der Ohren von Erwachsenen und KEMAR [cm] (modifiziert nach Burkhard, Sachs 1975; Maxwell, Burkhard 1979)*

	Mittelwerte (aus je 12)			Großes KEMAR-Ohr
	Männer	Frauen	KEMAR	
<b>Ohrlänge</b>	7,54	6,86	6,48	7,26
<b>Ohrlänge über Tragion</b>	3,63	3,38	2,97	3,30
<b>Ohrbreite</b>	4,15	3,70	3,41	4,18
<b>Conchalänge</b>	3,00	2,78	2,70	3,08
<b>Conchalänge unter Tragion</b>	1,91	1,78	2,00	2,20
<b>Conchabreite</b>	2,07	1,89	1,73	2,53

*Tabelle 4: Korrigierte Maße (+10%) der Ohren von Erwachsenen und KEMAR [cm]*

Der Vergleich mit den oben angegebenen Durchschnittswerten für menschliche Ohren ergibt eine gute Entsprechung der neu hergestellten großen Ohren mit den Abmessungen eines männlichen Ohres. Die Ohrlänge oberhalb des Tragus ebenso wie die gesamte Ohrlänge ist für das Modellohr um etwa 0,5cm geringer, während die anderen Werte nahezu übereinstimmen. Die Dimensionen eines von Maxwell und Burkhard (Maxwell, Burkhard 1979) hergestellten größeren KEMAR-Ohres liegen nochmals geringfügig über denen der hier verwendeten großen Ohrmodelle.

Das kleine Ohr bleibt mit seiner Größe sowohl unter der eines durchschnittlichen weiblichen Ohres als auch unter der des KEMAR-Ohres.

Die Ausmaße des Standardohres rangieren zwischen kleinem und großem Ohr, nähern sich aber bezüglich Gesamtlänge und -breite eher dem großen Ohr an. Beim Vergleich mit den Messwerten von Burkard und Sachs fällt auf, dass die Relationen der Standard-Ohrmaße zum Teil abweichen, dass aber auch das Ohrmodell des KEMAR in den Relationen nicht immer den am Menschen ermittelten Werten entspricht.

Modelle stellen wie auch in diesem Fall nur eine Annäherung an die Wirklichkeit dar. Die interindividuellen Abweichungen bezüglich Form und Größe der Ohrmuschel sind selbst innerhalb der gleichen ethnischen Gruppe erheblich (Tolleth 1978).

## 2.3 Messaufbau

### 2.3.1 Messkabine

Die für diese Arbeit verwendete Messkabine ist ein reflexionsarmer, nahezu schalldichter Raum mit einer quadratischen Grundfläche von 2,25m x 2,25m und einer Höhe von 2,02m. Die mit schallabsorbierendem Material verkleideten Wände vermeiden weitgehend die Entstehung von Schallreflexionen. Um das Eindringen von Störschall zu vermeiden, enthält eine Wand des Testraumes ein Buchsensystem, über das der Stromkreis von den Geräten außerhalb der Messbox zu den im Raum befindlichen geschlossen werden kann. Ein Hintergrundgeräuschpegel von 20dB war messbar.

### 2.3.2 Kopf- und Rumpfsimulator

- Head and Torso Simulator                   Type 4128    Brüel & Kjær
- Right Ear Simulator                        Type 4158    Brüel & Kjær
- Left Ear Simulator                         Type 4159    Brüel & Kjær

Der „Head and Torso Simulator“ HATS simuliert die akustischen Eigenschaften eines durchschnittlichen menschlichen Kopfes und Körpers bis zum Bereich von 9-10kHz (Burkhard, Sachs 1975). Dies gilt auch für die Signalveränderungen, die bei der Beschallung aus verschiedenen Richtungen auftreten (Dirks, Gilman 1979; Wilkens 1972).

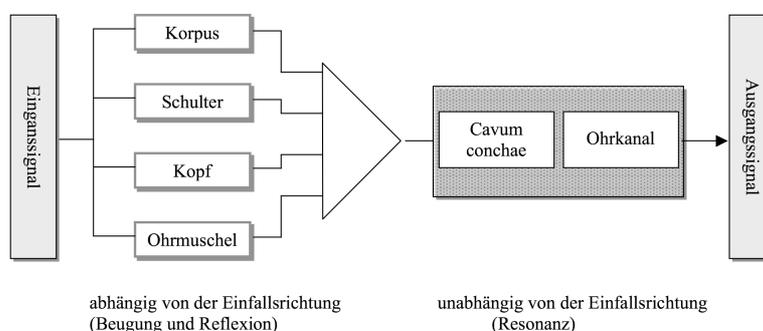


Abbildung 19: Modell für die Zusammensetzung der Außenohrübertragungsfunktion (nach Genuit 1984)

In den Kunstkopf sind ein Mundsimulator, der für diese Arbeit nicht verwendet wird, und rechts und links jeweils ein Ohrsimulator (Right Ear Simulator Type 4158, Brüel & Kjær bzw. Left Ear Simulator Type 4159, Brüel & Kjær) eingebaut. Es handelt sich hierbei um einen geschlossenen Ohrsimulator mit Kondensator-Mikrofon, der mit einem Mikrofonvorverstärker verbunden ist. HATS ist mit einem Paar austauschbarer, unkalibrierter, weicher Silikon-Ohrmuscheln (rechte Ohrmuschel DZ 9752, linke Ohrmuschel DZ 9751) ausgestattet, deren Härte und Flexibilität etwa der einer menschlichen Ohrmuschel entspricht. Sie schließen den Gehörgang, der innerhalb des Kopfes am geschlossenen Ohrsimulator endet, nach außen ab.

Die Hals- und damit auch die Kopf-Position des Simulators zum Rumpf sind verstellbar. HATS kann entweder frei stehend, auf einem Stativ oder aber mittels eines Adapters auf einer Drehscheibe aufgebaut werden.

Mit Hilfe dieses Simulators lässt sich der Einfluss von Rumpf, Kopf, Ohrmuschel und Gehörgang auf ein Schallsignal als Freifeld-Transferfunktion, d.h. als Frequenzantwort vom Freifeld zum Trommelfell, quantifizieren.

Praktische Bedeutung erlangen die dadurch möglichen Messungen u. a. bei der elektroakustischen Testung von Raumeigenschaften, Telefonhörern, Headsets, Freisprechanlagen, Mikrofonen, Kopfhörern und Hörgeräten. Für die Messungen mit HdO-Hörgeräten gibt es speziell für HATS angefertigte Ohrpassestücke, die bei den hier durchgeführten Messungen aufgrund der verschiedenen Ohrmuschelgrößen aber keine Verwendung finden.

Einschränkungen ergeben sich einerseits durch die in Intervallen erforderliche aufwändige Kalibrierung, andererseits dadurch, dass Messungen an HATS nicht auf individuelle Merkmale eingehen können, wie dies zum Beispiel die hohe Variabilität der Gehörgangsformen und des Trommelfellwiderstandes oder auch die Besonderheiten bei Kindern erforderlich machen würden (Egolf et al. 1991).

HATS entspricht in seinen Eigenschaften einem Menschen mit durchschnittlichen Maßen. Es können jedoch deutliche Unterschiede zu Einzelmesswerten von Individuen auftreten (Dirks, Gilman 1979; Hudde, Pösselt 1988).

### 2.3.3 Lautsprecher

Der Diskuslautsprecher ist mit einem Manger®-Schallwandler mit eigenschwingfreiem Abstrahlprinzip im Frequenzbereich von 80Hz – 35kHz ausgestattet. Dieser ist nicht in Hoch-, Mittel- und Tieftöner aufgeteilt, sondern überträgt den Schall auf der ganzen Fläche seiner biegeweichen Membran. Der ideale Widerstand der Membran lässt keine Einschwinggeräusche oder –fehler entstehen. Deshalb liefert der Manger-Schallwandler ein besonders realitätsnahes Abbild des Schalls. Er hat durch seine besondere Bauweise die Eigenschaften einer nahezu punktförmigen Schallquelle. Eine Doppelschwingspule ermöglicht eine sehr kurze Anstiegszeit, verringert Nichtlinearitäten und unterdrückt weitgehend Eigenresonanzen.

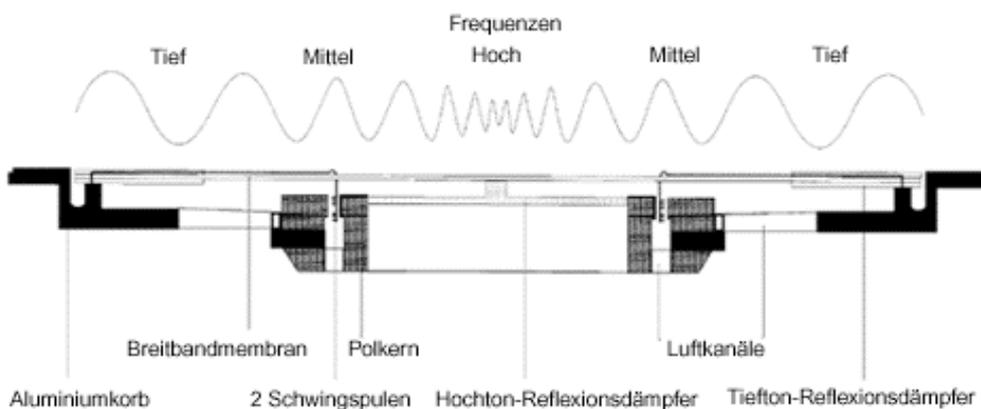


Abbildung 20: Manger®-Schallwandler (modifiziert nach [www.manger-msw.com](http://www.manger-msw.com))

### 2.3.4 Generator

- Sine/Noise Generator, Type 1049, Brüel & Kjær

Der Sinus(-ton)- und Geräusch-Generator basiert auf einer Mikroprozessorsteuerung. Er deckt einen breiten Frequenz- und Dynamikbereich ab und arbeitet mit hoher Frequenzauflösung, geringer Verzerrung und annähernd spektraler Reinheit. Aufgrund dieser Eigenschaften und seiner hohen Genauigkeit und Stabilität findet er Verwendung in der Elektrotechnik, in der Akustik- und Vibrationsmessung wie auch für die Testung und Kalibrierung von elektrischer und mechanischer Ausrüstung.

### 2.3.5 Verstärker

- Sound Quality Conditioning Amplifier, Type 2672, Brüel & Kjær

Der Sound Quality Conditioning Amplifier modifiziert das eingehende analoge Signal aus dem Mikrofon-Vorverstärker für dessen Weiterverarbeitung.

Er arbeitet zweikanalig, wobei seine beiden Kanäle unabhängig voneinander sind.

Da HATS normalerweise für Freifeld-Bedingungen kalibriert sind, die Freifeld-Frequenzantwort des Simulators aber davon abweicht und berichtigt werden muss, besitzt der Verstärker dafür einen Korrektur-Filter. Zusätzlich wird dadurch das Verhältnis des Signals zum Störlärm bis zu 10dB verbessert.

Die Eingangssignal-Kalibrierung mit Hilfe dieses Verstärkers ist ein Verfahren, das beim Vergleich zweier Messungen einen sehr genauen Indikator für die korrekte Funktion von beispielsweise Mikrofon oder Vorverstärker darstellt.

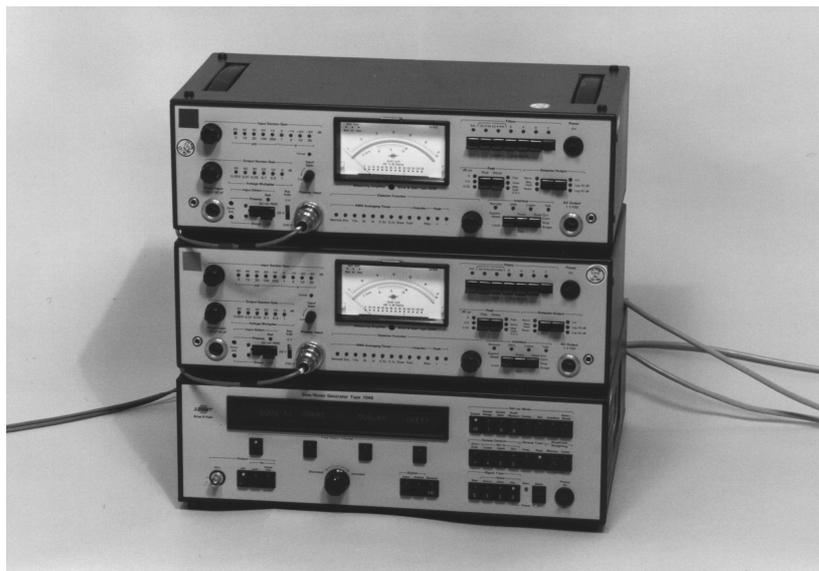


Abbildung 21: Geräuschgenerator und Verstärker

- harman/ kardon, HK 610

Der harman/kardon HK610 ist ein handelsüblicher Stereo-Hifi-Vollverstärker mit einer großen Bandbreite von unter 10Hz bis 100kHz.

### 2.3.6 Datenverarbeitung

- VXI Mainframe C-Size, Type 2817, Brüel & Kjær

Für die Datenverarbeitung kam das VXI-Felix-Messsystem zum Einsatz.

### 2.3.7 Hörgeräte

Für die Auswahl der HdO-Hörgerättypen war entscheidend, dass das Sound F/X 4DA No 140524, Unitron (Nierenmikrofon) und das Piconet2 P2 AZ K5 29895, Phonak (Kugelmikrofon) im Vergleich zu anderen HdO-Hörgeräten mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon in den jeweiligen Datenblättern die für sie typische Richtcharakteristik auch wirklich aufweisen.

Voreinstellungen für einander entsprechende Verstärkungsmuster beider Hörgeräte wurden vorgenommen.

- Sound F/X 4DA No 140524, Unitron (Nierenmikrofon)

	2cc-Coupler	Ohr-Simulator
Max. Verstärkung (peak gain)(40 dB in):	56 dB	65 dB
Max. Leistung (peak output):	113 dB	123 dB
Frequenzbereich	100-8000 Hz	

*Tabelle 5: Hörgerätedaten (www.unitron.com)*

- Piconet2 P2 AZ K5 29895, Phonak (Kugelmikrofon)

Das HdO-Hörgerät besitzt als Besonderheit zur Störgeräusch-Unterdrückung das adaptive digitale „AudioZoom“. Es ermittelt die lauteste Störschallquelle, unterdrückt diese und verbessert so das Sprachverständnis im Störlärm.

	2cc-Coupler	Ohr-Simulator
max. Verstärkung (gain)	53 dB	62 dB
max. Leistung (power output):	119 dB SPL	128 dB SPL
Frequenzbereich	400-6800 Hz	

*Tabelle 6: Hörerätedaten (www.phonak.com)*

Der Schallschlauch, dessen Länge an die entsprechende Ohrgröße angepasst wurde, endet über ein gebogenes Kunststoffröhrchen in einem Plexiglaszylinder mit zentrischer Bohrung, der die Otoplastik ersetzt und den Gehörgangseingang am Kopf- und Rumpfsimulator dicht abschließt. Die Längen von Schallschlauch und Zylinder sind auf die Größe und die anatomischen Vorgaben des jeweiligen Versuchsohres abgestimmt.

	Kleines Ohr	Mittleres Ohr	Grosses Ohr
Länge Zylinder	19,5 mm	18 mm	19 mm
Länge Schallschlauch	16 mm	16,5 mm	18 mm
Durchmesser Schallschlauch	3 mm		
Durchmesser Bohrung	2 mm		
Durchmesser Zylinder	8 mm		

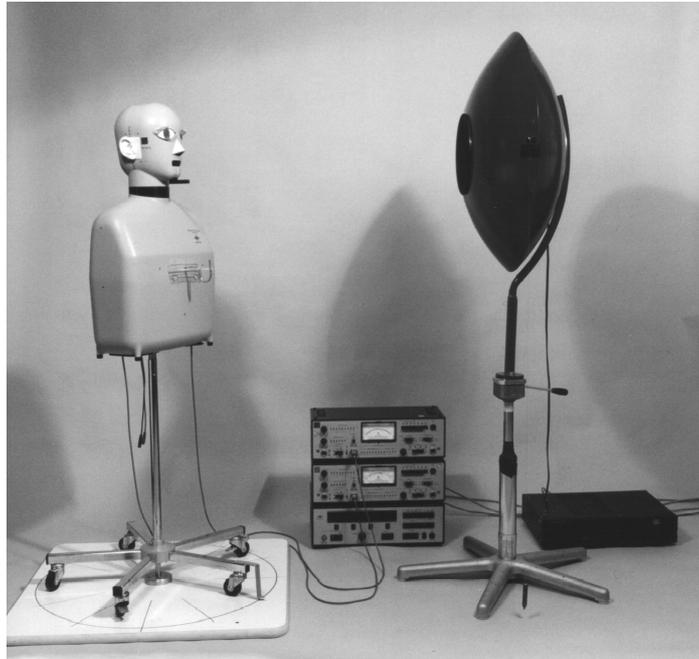
*Tabelle 7: Maße des zylindrischen Otoplastik-Ersatzes*

### 2.3.8 Messaufbau

Die Messungen wurden an einem Kopf- und Rumpfsimulator durchgeführt, für den, zusätzlich zu den vom Hersteller gelieferten Ohren in Durchschnittsgröße, jeweils ein Paar kleine und große Ohren angefertigt worden waren. Der Simulator war drehbar auf einer 2cm hohen Platte gelagert, wodurch einerseits seine Position fixiert, andererseits eine Drehung um seine Vertikalachse möglich war. Mit Hilfe der auf der Platte angebrachten Winkelskalierung wurde der Kopf- und Rumpfsimulator zur Mitte des Diskuslautsprechers ausgerichtet. Dieser wurde in einem reflexionsarmen Raum in

einem Abstand von 1m zum Zentrum des Kopfes und damit auch auf Höhe des Gehörgangseingangs positioniert.

Die Entfernung des Gehörganges betrug 0,75m zur Decke, der des Kopfes zu den Wänden 0,65m bzw. 0,70m.



*Abbildung 22: Versuchsaufbau*

Das gemessene Signal, ein „Rosa Rauschen“, d.h. ein Rauschen, bei dem die Intensität in einem relativen Frequenzband konstant bleibt (im Frequenzbereich von 200Hz – 20kHz bei 500mV) wurde vom Sinus-/ Rauschgenerator über einen Verstärker (harman/kardon, HK 610) zum Lautsprecher geleitet. Das von Mikrofonen im Kunstkopf aufgenommene Signal lief über den Mikrofonvorverstärker des jeweiligen Ohres, den Sound Quality Conditioning Amplifier und zwei weitere Vorverstärker außerhalb des Simulators, die die Signale aus den beiden Ohren über zwei getrennte Wege verstärken (Measuring Amplifier, Type 2636, Brüel & Kjær), zum VXI-Felix-Meßsystem zur Aufzeichnung und Weiterverarbeitung der Daten.

Mit jeder der drei Ohrgrößen erfolgten Messungen des Schalldruckpegels, bei denen der Kunstkopf in 30°-Schritten einmal um seine vertikale Achse gedreht wurde und bei denen das rechte Ohr entweder kein Hörgerät, ein HdO-Hörgerät mit einem Nierenmikrofon oder eines mit einem Kugelmikrofon trug.

### **2.3.9 Kalibrierung**

Die Einstellung des Rosa Rauschens auf den Schalldruckpegel von 75,5dB-A erfolgte mittels eines Schallpegelmessers mit einem Freifeldmikrofon (Sound Level Meter, Type 2231; Mikrofon Type 4155, Brüel & Kjær) in Abwesenheit des Kunstkopfes. Er wurde an der späteren Position des Simulators aufgestellt.

Die Mikrofone der beiden Ohren wurden mit Hilfe eines Schallkalibrators (Sound Level Calibrator, Type 4230, Brüel & Kjær) bei einer Frequenz von 1kHz (Genauigkeit +/- 1,5% lt. Angaben des Herstellers) zu Beginn und zum Abschluss der Messungen überprüft. Der Input lag rechts bei 177,8mV, links bei 133,4mV, das gemessene Ausgangssignal bei 95,6dB.

Die Genauigkeit des Kalibrierungsvorgangs liegt nach Herstellerangaben bei +/- 0,3dB. Für den Luftdruck ermittelte das Barometer einen Korrekturfaktor von -0,24dB.

### **2.3.10 Auswertung der Messergebnisse**

Der Computer errechnete pro Messeinstellung über einen Frequenzbereich von 0–8kHz in 5Hz-Schritten aus jeweils 256 Messungen die Mittelwerte der Schalldruckpegel beider Ohren.

In die Auswertung gingen nur die am rechten Ohr gemessenen Werte ein.

Variable Parameter:

- kein Hörgerät, HdO-Hörgerät mit Kugelmikrofon bzw. Nierenmikrofon
- kleines, mittleres, großes Ohr
- Winkel zum Lautsprecher in 30°-Schritten von 0°-360°

Die 0°-Position entsprach einer frontalen Ausrichtung des HATS zum Lautsprecher. Die Drehung erfolgte im Uhrzeigersinn.

Die Messungen bei 0° und 360° dienten der Fehlerermittlung.

Anhand der Messergebnisse von fünf charakteristischen Frequenzen, die im Hauptsprachbereich (200Hz – 5000Hz) lagen und über 1/3-Oktav gemittelt waren, wurde verglichen, inwiefern die Ohrgröße die Richtwirkung der verschiedenen Hörerätmikrofone beeinflusst.

Frequenz	Gemittelter Frequenzbereich	
	Untergrenze	Obergrenze
500 Hz	440 Hz	570 Hz
1000 Hz	890 Hz	1120 Hz
1600 Hz	1410 Hz	1790 Hz
2500 Hz	2230 Hz	2810 Hz
4000 Hz	3550 Hz	4475 Hz

*Tabelle 8: Ausgewertete Frequenzbereiche*

Die grafische Darstellung in Kreisdiagrammen ermöglicht den Vergleich verschiedener Einstellungen.

Für die Gegenüberstellung der beiden Mikrofontypen in Bezug auf die Richtwirkung wird die Vorwärts-Rückwärts-Differenz zwischen der Beschallung von schräg vorne, d.h. dem Mittelwert von 330°-360°, und von schräg hinten, d.h. dem mittleren Wert bei 150°-180°, berechnet.

Die höchste Verstärkung des Hörgerätes alleine liegt bei 0° bzw. 360°, die beste Aufnahmerichtung des Kopfes alleine frequenzabhängig bei 240°-310°. Wird das Hörgerät am Ohr getragen, verschiebt sich dieser Bereich je nach Hörerättyp zu 270°-345°. Berücksichtigt wird hier zusätzlich eine eventuelle Kopfdrehung im Sinne einer Aufmerksamkeitszuwendung oder der Herstellung von Blickkontakt sowie die meist beidohrige Versorgung durch Höreräte, durch die sich das Hörsegment ändern kann

(Olsen, Hagerman 2002). Die Kopfausrichtung kann bewirken, dass Störgeräusche verstärkt werden, so dass der Kopf möglicherweise erneut gedreht wird. Dies wird bei der Auswahl des Segmentes jedoch vernachlässigt (Dittberner 2003).

Dementsprechend wird für die Vorwärts-Rückwärts-Differenz als frontales Segment  $330^{\circ}$ - $360^{\circ}$  gewählt und mit  $150^{\circ}$ - $180^{\circ}$  der diesem gegenüberliegende Sektor.

Die Winkelangaben in den bisher veröffentlichten Untersuchungen differieren, da dort eine Drehrichtung gegen den Uhrzeigersinn gewählt wurde (Arendtsschild, Fröber 1972; Dittberner 2003; Olsen, Hagerman 2002; Olsen, Hagerman 2003).

### **2.3.11 Meteorologische Daten**

Die Messungen fanden bei einer Luftfeuchtigkeit von 44 % und bei einem Luftdruck von 1007,2hPa statt (Daten des Deutschen Wetterdienstes für Würzburg am 25.10.1999 um 18.30 Uhr, gemessen auf Meereshöhe).

## **3 Ergebnisse**

### **3.1 Vergleich der verschiedenen Ohrgrößen bei verschiedenen Frequenzen**

#### **3.1.1 Messeinstellung ohne Hörgerät**

- **500Hz**

Bei allen Ohrgrößen ist deutlich die Richtwirkung der Ohrmuschel zu erkennen – ihre Verstärkungsmuster ähneln sich stark.

Sowohl das mittlere als auch das kleine Ohr haben ihre maximalen Schalldruckpegel in der 270°-Position, d.h. in der Position, in der der Schall direkt von seitlich auf das rechte Ohr trifft. Nach rechts verschoben zeigt sich dagegen das Verstärkungsmuster der großen Ohrmuschel, deren Maximum sich in der 300°-Position, also bei Beschallung von seitlich vorne, ergibt.

Das schwächste Signal erhält man bei allen Ohrmuschelgrößen bei 150°, was einem Einfall des Schalls von hinten links entspricht. Auffallend ist, dass die kleinste Ohrmuschel, gefolgt von der mittleren und schließlich der großen, in diesem Frequenzbereich die größte Verstärkung verursacht.

Die größte Differenz zwischen kleiner und großer Ohrmuschel liegt bei 240° und beträgt 8,1dB.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz zwischen der Beschallung von frontal seitlich, d.h. dem Mittelwert von 330°-360°, und von hinten, d.h. dem mittleren Wert bei 150°-180°, ergibt einen Unterschied von 3,7-4,7dB.

- **1000Hz**

Alle drei Ohrmuscheln zeigen eine Richtwirkung in ähnlicher Weise.

Ihre Maxima liegen für das kleine Ohr bei 240°, das mittlere bei 270° und 300°, für das große bei 300°.

Das Minimum befindet sich bei mittlerem und großem Ohr bei 150°, während das kleine bei 120° und 150° einen Rückgang aufweist, aber bei 30° den geringsten Schalldruck aufnimmt.

Die Messwerte von großer und mittlerer Ohrmuschel liegen nahe beieinander und in deutlichem Abstand zur kleinen Ohrmuschel.

Die größte Differenz zwischen kleinem und großem Ohr zeigt sich bei  $0^\circ$  bzw.  $360^\circ$  und beträgt 13,5dB.

Das Vor-Rückwärts-Verhältnis liegt für die kleine Ohrmuschel mit  $-0,3\text{dB}$  im negativen Bereich, während mittleres und großes Ohr mit  $4,9\text{dB}$  und  $7,1\text{dB}$  den frontalen Schall bevorzugt aufnehmen.

- **1600Hz**

Die Richtwirkung nach rechts vorne ist beim großen Ohr erkennbar. Die größten Schalldruckpegel nimmt das kleine Ohr frontal, das mittlere rechts auf.

Die Maxima befinden sich für das kleine Ohr bei  $0^\circ$  bzw.  $360^\circ$ , für das mittlere Ohr bei  $240^\circ$  und für das große bei  $330^\circ$ .

Geringere Pegelwerte für alle Ohren und das Minimum des mittleren ergeben sich bei  $60^\circ$ . Bei kleinem und großem Ohr liegt es bei  $120^\circ$ .

Die größte Abweichung zwischen kleiner und mittlerer Ohrmuschel beträgt  $12,8\text{dB}$  bei  $270^\circ$ .

Das Vor-Rückwärts-Verhältnis macht bei mittlerem und großem Ohr  $3,7\text{dB}$  bzw.  $3,9\text{dB}$ , beim kleinen Ohr  $6,2\text{dB}$  aus.

- **2500Hz**

Die Richtung des besten Schallempfangs aller drei Ohren weist nach rechts vorne. Die Aufnahmemuster von kleiner und mittlerer Ohrmuschel sind nahezu identisch.

Alle Maxima liegen bei  $330^\circ$ , alle Minima bei  $120^\circ$ , wobei beim großen Ohr ein weiterer Einbruch der Pegelstärke bei  $240^\circ$  deutlich wird.

Wie auch bei 1600Hz nimmt das mittlere Ohr den Schall am stärksten auf, dahinter das große und das kleine Ohr.

Der Abstand zwischen mittlerem und kleinem Ohr beträgt durchgehend zwischen wenigstens  $11,4\text{dB}$  bei  $60^\circ$  und höchstens  $12,5\text{dB}$  bei  $240^\circ$  und  $270^\circ$ .

Es ergibt sich eine Vorwärts-Rückwärts-Differenz zwischen  $6,4\text{dB}$  und  $7,1\text{dB}$ .

- **4000Hz**

Die Richtung der stärksten Schallaufnahme zeigt bei sich schneidenden Kurven nach rechts vorne.

Die Maximalwerte liegen, aufgelistet vom kleinen zum großen Ohr, bei 330°, 300° bzw. 270°.

Alle Ohren haben ihr Minimum bei 90°, wobei die Kurve der großen Ohrmuschel einen ausgeprägten Einschnitt bei 210° und stärkere Schwankungen aufweist als die anderen.

Die größte Schalldruckpegeldifferenz von 10,9dB ergibt sich bei 240° zwischen kleinem und großem Ohr.

Das geringste Vor-Rückwärts-Verhältnis zeigt das große Ohr mit 5,6dB. Kleines und mittleres Ohr liegen mit 7,3dB bzw. 7,1dB darüber.

### **3.1.2 Messeinstellung mit Hörgerät mit Kugelmikrofon**

- **500Hz**

Eine bevorzugte Verstärkungsrichtung des Kugelmikrofons erkennt man nur in den Kurven des kleinen und großen Ohres deutlich, während die Richtung der stärksten Schallaufnahme beim mittleren Ohr nach vorne links weist.

Die aufgenommenen maximalen Schalldruckpegel liegen dementsprechend für die kleine Ohrmuschel bei 240°, für die große bei 270°. Der Winkel der mittleren bei 30° weicht ab.

Die Minima sind bei kleinem und großem Ohr bei 0° und 30° messbar, das des mittleren bei 210°.

Vom mittleren Ohr werden die Schalldruckpegel am stärksten empfangen, gefolgt von großem und danach kleinem Ohr.

Die größte Differenz zwischen kleiner und mittlerer Ohrmuschel beträgt 18,9dB bei 0°.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz beim kleinen Ohr ergibt mit -3,9dB einen ausgeprägt negativen Wert. Für die große Ohrmuschel liegt mit 0,7dB keine deutliche Unterscheidung vor. Das mittlere Ohr nimmt die Pegel vorne um 4,3dB höher auf.

- **1000Hz**

Die Richtung der hohen Verstärkung liegt für mittlere und große Ohrmuschel vorne links, für die kleine vorne.

Das Maximum des kleinen Ohres liegt bei  $300^\circ$ , das des mittleren und großen Ohres bei  $30^\circ$  bzw.  $0^\circ$ .

Minimale Werte ergeben sich bei Beschallung aller Ohren von hinten rechts, d.h. bei  $180^\circ$  beim kleinen,  $210^\circ$  beim mittleren und  $240^\circ$  beim großen Ohr.

Die gemessenen Schalldruckpegel des mittleren Ohres liegen im Durchschnitt  $13,9\text{dB}$  über denen des großen und diese wiederum im Mittel  $19,3\text{dB}$  über denen der kleinen Ohrmuschel.

Der größte Abstand der Kurven von kleinem und mittlerem Ohr bei  $150^\circ$  entspricht  $28,1\text{dB}$ .

Die Differenz zwischen vorne und hinten ist beim kleinen Ohr mit  $7,8\text{dB}$  am größten. Bei mittlerer und großer Ohrmuschel überwiegt der frontale Schalleinfall mit  $6,4\text{dB}$  bzw.  $6,2\text{dB}$ .

- **1600Hz**

Die Richtcharakteristiken für die verschiedenen Ohren ähneln sich.

Ihre Maxima liegen bei  $60^\circ$ , ihre Minima bei  $150^\circ$ .

Die Schallstärke nimmt wie bei  $1000\text{Hz}$  vom kleinen über das große zum mittleren Ohr zu.

Am weitesten liegen die Werte der mittleren und kleinen Ohrmuschel mit  $17,8\text{dB}$  bei  $210^\circ$  auseinander.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz nimmt mit steigender Ohrgröße von  $8,3\text{dB}$  auf  $7,2\text{dB}$  ab.

- **2500Hz**

Die Kurven nähern sich einander an und zeigen hohe Pegel bei Schallaufnahme von vorne rechts.

Der maximale Schalldruck ist bei allen Ohrmuschelgrößen bei  $330^\circ$  zu messen. Kleines und mittleres Ohr nehmen bei  $120^\circ$ , das große bei  $180^\circ$  den geringsten Schalldruck auf.

Die mit dem kleinen Ohr ermittelten Werte sind geringer als die der beiden anderen Ohrmuscheln, die einander nahezu entsprechen.

Zwischen kleinem und großem Ohr beläuft sich die größte Abweichung bei 120° auf 8,8dB.

Die Rechts-Links-Differenz ergibt 5,0dB – 5,9dB.

- **4000Hz**

Die Richtwirkung aller Ohrmuscheln zeigt nach rechts.

Alle Maxima liegen bei 210°. Der niedrigste Wert von kleinem und mittlerem Ohr wird bei 90° ermittelt, vom großen Ohr bei 60°.

Die Kurven von kleinem und großem Ohr liegen nahe beieinander, die des mittleren Ohres liegt darunter, ähnelt vom Aufnahmemuster aber der des kleinen Ohres.

Der maximale Abstand errechnet sich bei 90° mit 11,0dB zwischen mittlerem und großem Ohr.

Das Vor-Rückwärts-Verhältnis weist beim mittleren Ohr mit –2,8dB eine höhere rückwärtige Aufnahme auf. Sowohl bei der kleinen als auch bei der großen Ohrmuschel ist mit 0,2dB bzw. -0,2dB keine Präferenz erkennbar.

### **3.1.3 Messeinstellung mit Hörgerät mit Nierenmikrofon**

- **500Hz**

Die Kurven des kleinen und großen Ohres zeigen die Richtwirkung mit höheren Schalldruckpegeln auf der rechten Seite. Das mittlere Ohr nimmt diese von links vorne auf.

Entsprechend verhalten sich die Maxima, die bei kleiner und großer Ohrmuschel bei 300° bzw. bei 270° und 300° liegen, bei der mittleren bei 60°. Die Minimalwerte liegen für kleines und großes Ohr bei 150°, während die des mittleren bei 330° ermittelt werden.

Der Kurvenverlauf von kleiner und großer Ohrmuschel ähnelt und überschneidet sich mit dem der mittleren Ohrmuschel. Die geringsten Werte empfängt das kleine Ohr.

Der größte Pegelabstand von 11,9dB ergibt sich bei 150° zwischen kleinem und mittlerem Ohr.

Im Vergleich misst man für kleines und großes Ohr eine Vorwärts-Rückwärts-Differenz von 8,2dB bzw. 7,5dB. Das mittlere Ohr nimmt hinten um durchschnittlich 0,5dB höhere Werte auf.

- **1000Hz**

Die Richtwirkung ist bei kleiner und großer Ohrmuschel deutlicher ausgeprägt als beim mittleren Ohr.

Wie bei 500Hz erreichen erstere ihren maximalen Wert bei 300°, das mittlere Ohr bei 30°. Das Minimum des kleinen und großen Ohres liegt bei 120°, das des mittleren bei 210°.

Die gemessenen Pegel des kleinen Ohres sind niedriger als die des großen Ohres und diese wiederum niedriger als die des mittleren Ohres, was einen maximalen Unterschied von 28,2dB bei 120° ergibt.

Bei der mittleren Ohrmuschel ist ein Vor-Rückwärts-Verhältnis mit 3,6dB messbar, während das des großen 6,0dB, das des kleinen 8,4dB beträgt.

- **1600Hz**

Kein Ohr zeigt eine ausgeprägte Nierencharakteristik, und alle weisen linksseitig höhere Schalldruckpegel auf als rechts.

Die Maxima befinden sich bei 60°, die Minima des mittleren und großen Ohres bei 240°, das des kleinen bei 150°.

Die Aufnahmemuster liegen vor allem im frontalen Bereich dicht beieinander. Die Werte nehmen aufsteigend vom kleinen über das große zum mittleren Ohr zu.

Der größte Abstand zwischen kleiner und mittlerer Ohrmuschel entspricht 17,3dB bei 90°.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz ergibt für das große Ohr 3,2dB, für mittleres und kleines jeweils 6,4dB.

- **2500Hz**

Bei allen drei Ohren ist eine ähnlich ausgebildete Richtwirkung ersichtlich.

Der maximale Pegel von mittlerem und kleinem Ohr liegt bei  $330^\circ$ , der des großen Ohres bei  $300^\circ$ . Das Minimum wird bei kleiner und mittlerer Ohrmuschel bei  $120^\circ$ , bei der großen Ohrmuschel bei einem Winkel von  $90^\circ$  erreicht.

Die gemessenen Werte liegen mit Ausnahme von hinten links nahe beieinander, wobei das kleine Ohr die geringsten, das große Ohr die höchsten Schalldruckpegel aufnimmt. Die Kurvenverläufe von kleinem und mittlerem Ohr sind nahezu identisch.

Der größte Unterschied von  $12,6\text{dB}$  ergibt sich bei  $120^\circ$  zwischen kleiner und großer Ohrmuschel.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz erreicht für das große Ohr  $3,2\text{dB}$ , für das mittlere  $7,2\text{dB}$  und das kleine  $6,0\text{dB}$ .

- **4000Hz**

Alle Kurven weisen eine Richtcharakteristik auf, die nach rechts zeigt.

Maxima erkennt man bei kleinem und mittlerem Ohr bei  $270^\circ$ , beim großen Ohr bei  $300^\circ$ . Die Minima liegen aufsteigend vom kleinem zum großen Ohr bei  $60^\circ$ ,  $90^\circ$  und  $120^\circ$ .

Die Kurven von kleinem und großem Ohr schneiden und überlagern sich zum Teil, während beim mittleren Ohr überwiegend niedrigere Werte gemessen werden.

Bei  $90^\circ$  beträgt der größte Pegelabstand zwischen großer und mittlerer Ohrmuschel  $10,0\text{dB}$ .

Das Vor-Rückwärts-Verhältnis beläuft sich auf  $3,4\text{dB}$  für das mittlere,  $5,2\text{dB}$  für das große und  $6,5\text{dB}$  für das kleine Ohr.

## **3.2 Vergleich der verschiedenen Hörgeräte bei verschiedenen Frequenzen**

### **3.2.1 Messeinstellung mit kleinem Ohr**

- **500Hz**

Die Aufnahmemuster des kleinen Ohres unterscheiden sich, je nach dem, ob es ohne Hörgerät, mit einem Hörgerät mit Kugel- oder aber mit Nierenmikrofon gemessen wird.

Die bevorzugte Richtung ist bei allen drei Einstellungen rechts erkennbar, wobei das Kugelmikrofon hinten, das Nierenmikrofon vorne höhere Messwerte erreicht.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz liegt für das unversorgte Ohr bei 4,1dB, das Nierenmikrofon bei 8,2dB und für das Kugelmikrofon mit -3,9dB im negativen Bereich.

Maximale Schallpegel nimmt das Ohr alleine bei Beschallung von rechts (270°) auf. Sie liegen mit Kugelmikrofon bei 240° und mit Nierenmikrofon bei 300°. Die Minima ergeben sich ohne Hörgerät bei 60° und 150°. Das Nierenmikrofon empfängt sie bei 150°, das Kugelmikrofon bei 0° bzw. 360°.

Die höchsten Schalldruckpegel gibt das Ohr ohne Hörgerät wieder.

Den größten Pegelunterschied von 7,0dB misst man bei 150° zwischen Kugel und Nierenmikrofon.

- **1000Hz**

Die Kurven von Kugel- und Nierenmikrofon nähern sich auf der rechten Seite einander an, weichen aber insgesamt von der ohne Hörgerät ab. Die Mikrofone nehmen den Schall von vorne stärker und von hinten schwächer auf als das unversorgte Ohr, wobei das Nierenmikrofon von links nochmals geringere Werte wiedergibt als das Kugelmikrofon.

Während der frontale Schalleinfall sich ohne Hörgerät in der Vorwärts-Rückwärts-Differenz kaum widerspiegelt, liegt sie bei Kugel- und Nierenmikrofon mit 7,8dB bzw. 8,4dB deutlich im positiven Bereich.

Die Messungen ergeben Maximalwerte für Kugel- und Nierenmikrofon bei 300°, ohne Hörgerät bei 240°. Die Minima befinden sich für die unversorgte Ohrmuschel bei 30°, für das Kugelmikrofon bei 180°, für das Nierenmikrofon bei 120°.

Die maximale Differenz zwischen den beiden Mikrofontypen erreicht 10,2dB bei 120°.

- **1600Hz**

Die Aufnahmemuster der Mikrofone ähneln sich und nähern sich im Bereich vorne rechts dem ohne Hörgerät an. Dabei empfängt das Ohr ohne Hörgerät den Schall von rechts hinten relativ stärker als die beiden Hörgeräte. Die Schalldruckpegel des Kugelmikrofons liegen über denen des Nierenmikrofons und diese wiederum über denen des unversorgten Ohres.

Eine Richtwirkung ist bei der unversorgten Ohrmuschel mit einem Vor-Rückwärts-Verhältnis von 6,2dB vorhanden. Die Pegel beim Nierenmikrofon liegen mit 6,4dB in der gleichen Größenordnung, beim Kugelmikrofon mit 8,3dB darüber.

Die höchsten Messergebnisse nimmt die Ohrmuschel ohne Hörgerät bei 0° bzw. 360°, mit Kugelmikrofon bei 0° und 60°, mit Nierenmikrofon bei 60° auf. Die Minimalwerte misst man bei Beschallung von links hinten, d.h. ohne Hörgerät bei 120°, mit Hörgerät bei 150°.

Die Kurven liegen bei 30° mit 4,2dB Unterschied am weitesten auseinander.

- **2500Hz**

Die Kurven der beiden Hörgeräte decken sich nahezu und weisen einen Pegel auf, der deutlich über dem des unversorgten Ohres liegt.

Die Aufnahmerichtung spiegelt sich in ihnen im Gegensatz zum Ohr ohne Hörgerät in geringerem Maße wieder. Dessen linksseitige Werte sind relativ betrachtet niedriger. Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz beläuft sich bei den beiden Hörgeräten auf 5,0dB für das Kugelmikrofon und 6,0dB für das Nierenmikrofon, ohne Hörgerät auf 6,4dB.

Für alle drei Messeinstellungen liegen die Maxima bei 330°, die Minima bei 120°, die in den Kurven der Hörgeräte einen leichten Einbruch darstellen.

Die Messergebnisse der beiden Hörgeräte differieren um maximal 1,1dB.

- **4000Hz**

Kugel- und Nierenmikrofon zeigen im Diagramm ähnliche Aufnahmemuster, die von dem des unversorgten Ohres erheblich abweichen. Bei Beschallung von hinten empfängt das Mikrofon mit Kugelcharakteristik stärkere Signale als das mit Nierencharakteristik. Umgekehrt nimmt das Nierenmikrofon von vorne mehr auf als das Kugelmikrofon. Die Schalldruckpegel der Messungen mit Hörgerät sind höher als die ohne Hörgerät.

Bei den Messungen ohne Hörgerät und mit Nierenmikrofon ist die Richtungskomponente mit einem Vor-Rückwärts-Verhältnis von 7,3dB und 6,5dB deutlich erkennbar. Beim Kugelmikrofon ist dies mit 0,2dB nicht der Fall.

Die größten Pegel erreicht die Ohrmuschel ohne Hörgerät bei 330°, mit Kugelmikrofon bei 210° und 240° und mit Nierenmikrofon bei 270°. Die kleinsten Werte erhält man für das unversorgte Ohr und das Kugelmikrofon bei 90°, für das Nierenmikrofon bei 60°.

Der größte Unterschied zwischen den beiden Mikrofontypen ergibt sich mit 4,9dB bei 90°.

### **3.1.2 Messeinstellung mit mittlerem Ohr**

- **500Hz**

Die drei Kurven weichen deutlich voneinander ab. Mit beiden Hörgeräten wird der Schall von vorne links stärker aufgenommen, wobei das Kugelmikrofon von hinten rechts relativ gesehen schwächere Pegel empfängt als das Ohr ohne und mit Nierenmikrofon. Insgesamt liegen die Schalldruckpegel des Kugelmikrofons meist über denen des Nierenmikrofons. Diese wiederum sind überwiegend höher als die ohne Hörgerät.

Das mittlere Ohr gibt unversorgt und mit Kugelmikrofon eine Richtwirkung mit einem vorne um 3,7dB bzw. 4,3dB höheren Messwert wieder. Mit Nierenmikrofon ist mit einer Pegeldifferenz von -0,5dB kein deutliches Vorwärts-Rückwärts-Verhältnis erkennbar.

Das Maximum der unversorgten Ohrmuschel liegt bei 270°, das des Kugelmikrofons bei 30° und das des Nierenmikrofons bei 60°. Ohne Hörgerät erreicht die Ohrmuschel ein Minimum bei 90°, mit Kugelmikrofon bei 210° (außerdem einen Rückgang bei Beschallung von links) und mit Nierenmikrofon bei 330°.

Die höchste Differenz zwischen den beiden Hörgeräten erreicht 9,0dB bei 330°.

- **1000Hz**

Im frontalen Bereich liegen die Aufnahmemuster der beiden Hörgeräte dicht beieinander, während die relativen Pegel des Kugelmikrofons (wie auch bei 500Hz) rechts hinten höher sind. Die Kurve ohne Hörgerät unterscheidet sich davon. Auch sind insgesamt geringere Schalldruckpegel zu messen als beim Nierenmikrofon, die wiederum unter denen des Kugelmikrofons rangieren.

Eine Richtwirkung ist beim unversorgten Ohr mit 4,9dB erkennbar. Das Nierenmikrofon zeigt mit 3,6dB Vorwärts-Rückwärts-Differenz einen geringeren, das Kugelmikrofon mit 6,4dB einen höheren Wert.

Die höchsten Messwerte ergeben sich gemäß den Aufnahmemustern für die Ohrmuschel ohne Hörgerät bei 270° und 300°, für die beiden Mikrofone bei 30°.

Minimale Werte nimmt das unversorgte Ohr dementsprechend bei 150°, die beiden Hörgerätmikrofone bei 210° auf.

Die Kurven der beiden Hörgeräte weichen bei 90° mit einem Unterschied von 8,2dB maximal voneinander ab.

- **1600Hz**

Auch in diesem Frequenzbereich ähnelt sich der Kurvenverlauf der beiden Mikrofontypen, während er sich von dem des unversorgten Ohres unterscheidet. Die Richtwirkung der Hörgeräte weist nach vorne und links, während die Ohrmuschel alleine auf der rechten Seite den stärkeren Schallpegel aufnimmt. Die niedrigsten Messwerte erhält man ohne Hörgerät, die höchsten mit Kugelmikrofon.

Eine Vorwärts-Rückwärts-Differenz ist bei allen Einstellungen erkennbar. Sie liegt für das Ohr ohne Hörgerät bei 3,7dB, für das Hörgerät mit Kugelmikrofon bei 7,9dB und 6,4dB beim Nierenmikrofon.

Beim unversorgten Ohr ergibt sich das Maximum bei 240°, bei den beiden Hörgeräten bei 60°. Die Minima liegen ohne Hörgerät bei 60°, mit Kugelmikrofon bei 150°, mit Nierenmikrofon bei 240°. Es zeigt bei 150° zusätzlich einen zweiten Pegelrückgang.

Die beiden Mikrofontypen weichen mit einem Höchstwert von 5,0dB bei 30° um durchschnittlich 3,9dB voneinander ab.

- **2500Hz**

Die Aufnahmemuster der beiden Mikrofontypen nähern sich insbesondere im frontalen Bereich einander an. Ohne Hörgerät empfängt das Ohr linksseitig relativ geringere Pegel als mit Versorgung. Seine absoluten Messwerte liegen unter den nahezu übereinstimmenden der beiden Hörgeräte.

Die beste Aufnahmeorientierung zeigt nach vorne rechts und spiegelt sich in einem Vorwärts-Rückwärts-Verhältnis von 7,2dB und 5,9dB bei Nieren- und Kugelmikrofon wieder. Bei der unversorgten Ohrmuschel erreicht sie 6,6dB.

Für alle drei Messeinstellungen ergeben sich die höchsten Schalldruckpegel bei 330°, die niedrigsten bei 120°.

Die Werte der beiden Mikrofontypen differieren durchschnittlich um 0,7dB und maximal um 3,5dB bei 120°.

- **4000Hz**

Wiederum liegen die Kurven der beiden Hörgeräte nahe beieinander, überschneiden sich und zeigen Unterschiede im Vergleich mit der Messung ohne Hörgerät. Die Richtwirkung geben alle drei Messeinstellungen wieder, wobei das unversorgte Ohr relativ schwächere Pegel von hinten und seitlich aufnimmt. Die ohne Hörgerät ermittelten Schalldruckpegel liegen unter denen mit Hörgerät.

Deutlich erkennbar ist eine Vorwärts-Rückwärts-Differenz von 7,1dB ohne Hörgerät. Mit dem Nierenmikrofon ergeben sich 3,4dB. Mit dem Kugelmikrofon ermittelt man einen Wert von -2,8dB.

Bei der unversorgten Ohrmuschel wird der maximale Wert bei 300°, beim Kugelmikrofon bei einem Winkel von 210° und beim Nierenmikrofon bei 270° erreicht. Die drei Minima erhält man bei 90°.

Der größte Pegelabstand zwischen den beiden Mikrofontypen ergibt sich mit 4,5dB bei 150°.

### 3.1.3 Messeinstellung mit großem Ohr

- **500Hz**

Alle Kurven spiegeln die Richtung der besten Schallaufnahme wieder, wobei sich die Hörgerät-Kurven überkreuzen und das Kugelmikrofon den Schall hinten links, das Nierenmikrofon vorne links höhere Pegel empfängt.

Unverstärkt liegen die Werte unter denen der Aufzeichnungen mit Hörgerät.

Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz beträgt 4,7dB beim Ohr ohne Hörgerät, 7,5dB beim Nierenmikrofon und ist mit 0,7dB beim Kugelmikrofon am geringsten ausgeprägt.

Maximalwerte ergeben sich für das unversorgte Ohr bei 300°, für das Kugelmikrofon bei 270° und das Nierenmikrofon bei 270° und 300°. Minima zeigen die Messungen ohne Hörgerät und mit Nierenmikrofon bei 150°, mit Kugelmikrofon bei 30°.

Der größte Abstand der beiden Mikrofontypen bei 150° entspricht 4,8dB.

- **1000Hz**

Die Aufnahmemuster sind uneinheitlich. Während bei der Ohrmuschel ohne Hörgerät und beim Nierenmikrofon die Richtcharakteristik eine Bevorzugung für Schall von vorne rechts erkennen lässt, ist diese beim Kugelmikrofon nach vorne links ausgerichtet.

Dies zeigt auch der Unterschied der Schalldruckpegel zwischen vorderem und hinterem Sektor. Die Vorwärts-Rückwärts-Differenz beträgt hier 6,0dB bis 7,1dB.

Dementsprechend liegen die höchsten Messwerte ohne und mit Nierenmikrofon bei 300°, mit Kugelmikrofon bei 0° bzw. 360°. Die geringsten empfängt das große Ohr für Beschallung von hinten links bei 150° ohne Hörgerät, bei 120° mit Nierenmikrofon, mit Kugelmikrofon jedoch bei 240°.

9,1dB beträgt die bei 120° erreichte maximale Differenz der beiden Hörgeräte.

- **1600Hz**

Große Ähnlichkeit weisen die Kurven der beiden Hörgeräte auf und unterscheiden sich vor allem durch eine Verschiebung nach links von der unversorgten Ohrmuschel. Während die Aufnahmemuster bei Schall von vorne für beide Mikrofontypen fast übereinstimmen, differieren die dorsalen Messwerte.

Die Pegel ohne Hörgerät sind geringer als die mit Hörgerät, wobei das Kugelmikrofon frontal und seitlich höhere aufnimmt als das Nierenmikrofon.

Die Richtwirkung gibt das Kugelmikrofon mit um 7,2dB größeren Messwerten auf der Vorderseite wieder. Im Vergleich dazu ist die Vorwärts-Rückwärts-Differenz für das Nierenmikrofon und das große Ohr alleine mit 3,2dB bzw. 3,9dB niedriger.

Die Maxima liegen für das Ohr ohne Hörgerät bei 330°, mit Hörgerät bei 60°. Bei 120° empfängt das unversorgte Ohr, bei 150° das Kugelmikrofon und bei 240° das Nierenmikrofon die kleinsten Schalldruckpegel. Es hat zusätzlich bei 150° wie auch das Kugelmikrofon einen zweiten Pegelrückgang.

Der größte Abstand der beiden Hörgerätkurven bei 90° entspricht 4,5dB.

- **2500Hz**

Die fast kreisförmigen Aufnahmemuster der beiden Mikrofontypen nähern sich einander an. Ihre Messwerte liegen deutlich über denen des Ohres ohne Hörgerät, bei dem die Richtwirkung mit geringeren Pegeln hinten seitlich stärker ausgeprägt ist.

Das verdeutlicht auch das Vor-Rückwärts-Verhältnis, das für Nieren- und Kugelmikrofon bei 3,2dB bzw. 5,0dB und ohne Hörgerät bei 7,1dB rangiert.

Bei 330° erreicht die Ohrmuschel ohne Hörgerät und mit Kugelmikrofon die höchsten Schalldruckpegel, mit Nierenmikrofon bei 300°. Die Minima ergeben sich bei 120°, 180° und 90° für die Messung ohne Hörgerät, mit Kugel- bzw. Nierenmikrofon.

Die beiden Hörgeräte weichen im Mittel um 1,4dB und maximal um 3,2dB voneinander ab.

- **4000Hz**

Auch hier erkennt man nach rechts verschobene, kreisähnliche Kurven für beide Mikrofone mit Pegelrückgang bei Beschallung von links hinten. Die des

unversorgten Ohres liegt überwiegend darunter und weist linksseitig und rechts hinten starke Pegelschwankungen auf. Das Kugelmikrofon nimmt hinten höhere Werte auf als das Nierenmikrofon.

Eine Vorwärts-Rückwärts-Differenz ist für das Kugelmikrofon kaum messbar. Für das Nierenmikrofon zeigen die vorne um 5,2dB höheren Messwerte eine Richtwirkung. Ohne Hörgerät wird ein Wert von 5,6dB erreicht.

Das Maximum der Messung liegt ohne Hörgerät bei 270°, mit Kugelmikrofon bei 210° und mit Nierenmikrofon bei 300°. Die geringsten Schalldruckpegel erhält man bei 90° bei der unverstärkten Ohrmuschel, bei 60° bzw. 120° für die Mikrofone mit Kugel- bzw. Nierencharakteristik.

Mit 5,3dB liegen die Kurven bei 120° am weitesten voneinander entfernt.

## 4 Diskussion

### 4.1 Eigene Ergebnisse

#### 4.1.1 Vergleich der verschiedenen Ohrgrößen bei verschiedenen Frequenzen

- **Messeinstellung ohne Hörgerät**

Die Messeinstellung ohne Hörgerät spiegelt die Außenohrübertragungsfunktion, d.h. die Richtwirkung des Außenohres mit hier verschieden großen Ohrmuscheln und den Einfluss von Kopf und Rumpf mit Schallreflexion und -absorption wider (Ballachanda 1997; Hudde, Pösselt 1988).

Die Richtung der stärksten Schallaufnahme liegt in 87% der Messungen im Sektor von 270°-360°, was einem direkten, relativ ungehinderten Schalleinfall von rechts vorne auf das rechte Ohr, an dem die Messungen vorgenommen wurden, entspricht. Für den Winkel der **maximalen Empfindlichkeit** des Ohres ohne Hörgerät ermittelten Arentsschild und Fröber eine Schwankung in Abhängigkeit von der Frequenz und eine Lage zwischen 50° und 120° (Arentsschild, Fröber 1972), was einem Sektor von 240°-310° im hier beschriebenen Versuch entspräche. Die hier gemessene höchste Empfindlichkeit ist damit vor allem für die höheren Frequenzen stärker nach rechts vorne orientiert.

Die **minimalen Pegel** empfängt das Ohr zu 87% im Sektor von 90°-180°, d.h. bei einem Schalleinfall von links hinten. Diese Signalabschwächung lässt sich mit dem Schallschatten von Kopf, Rumpf und Ohrmuschel erklären, wobei sich die Schatteneffekte aufgrund des Verhältnisses der Wellenlänge zu den Dimensionen des „Hindernisses“ bei verschiedenen Frequenzen auswirken. In der Literatur finden sich zum Frequenzbereich, den die einzelnen Körperabschnitte beeinflussen, unterschiedliche Angaben (Fischer, Schäfer 1991; Kuhn 1987; Kuhn, Burnett 1977; Shaw 1974a; Tröger 1930).

Insgesamt erkennt man bei allen Frequenzen und Kurven, dass der Einfallwinkel des Signals die Höhe des Schalldruckpegels beeinflusst und eine durchschnittliche Differenz von 11,6dB zwischen niedrigstem und höchstem Pegel verursacht. Alle gemessenen Schalldruckpegel liegen unter dem Wert von 75dB, der im Raum ohne

HATS gemessen wurde. Dies widerspricht Ballachanda, der für einen optimalen Schalleinfallswinkel von 45° eine Zunahme des Schalldruckpegels von 5-20dB ermittelte (Ballachanda 1997).

Die Lage der Maxima und Minima wirkt sich auch in der deutlichen **Vorwärts-Rückwärts-Differenz** aus, d.h. der Wertedifferenz zwischen den Sektoren 330°-360° und 150°-180°, die in nahezu allen Kurven auftritt. Sie ist bei 2500Hz und 4000Hz mit Messwerten von 5,6dB-7,3dB am stärksten ausgeprägt und lässt bezüglich der Ohrmuschelgröße und der Veränderung bei den niedrigeren Frequenzen keine Regelmäßigkeiten erkennen. Einzig die Messung mit dem kleinen Ohr bei 1000Hz fällt auf, bei der mit -0,3dB keine relevante Vorwärts-Rückwärts-Differenz vorhanden ist. Dass die Größe der Maxima wie bei den Messungen von Jahn und Vogelsang mit der Frequenz sinkt, kann hier nicht nachgewiesen werden. Die Position der Maxima bei 1000Hz, 2500Hz und 4000Hz entspricht dagegen deren Angaben und den von Tröger gemessenen um +/- 30° (Jahn, Vogelsang 1959; Tröger 1930).

Das kleine Ohr zeigt bezüglich der über die fünf gemessenen Frequenzen ermittelten absoluten Werte die größten **Pegelschwankungen**. Während bei 500Hz mit durchschnittlich 52dB höhere Messwerte als bei den beiden anderen Ohrmuschelgrößen aufgenommen werden, sind sie bei 1000Hz mit einem durchschnittlichen Pegel von 34,3dB und 33,7dB bei 1600Hz erheblich niedriger. Mit steigender Frequenz nehmen sie wieder zu und liegen für 4000Hz im Mittel bei 42,4dB. Mittleres und großes Ohr unterliegen mit maximal 9,6dB und 9,2dB Unterschied zwischen dem durchschnittlichen Pegel der fünf Frequenzen deutlich geringeren Schwankungen. Die größten Pegeldifferenzen zwischen den Ohrmuschelgrößen innerhalb einer Frequenz liegen im mittleren Frequenzbereich (bei 1000Hz, 1600Hz und 2500Hz) und betragen 12,5-13,5Hz.

- **Messeinstellung mit Hörgerät mit Kugelmikrofon**

Ein Kugelmikrofon beschreibt, wenn der Schall von allen Seiten ungehindert auf das Mikrofon trifft, ein kugelförmiges Aufnahmemuster. Da das Mikrofon eines Hörgerätes, das auf der Ohrmuschel sitzt, jedoch auf der einen Seite vom Kopf, auf der anderen Seite von der mehr oder weniger groß ausgebildeten Ohrmuschel abgeschirmt wird, erwartet man eine dementsprechende Abwandlung der Kugelcharakteristik.

Da das Messverfahren nur mit dem Signaleinfall in der Gehörgangsebene arbeitet und somit eine zweidimensionale Darstellung liefert, müsste sich die Kreisform in ein rechts und links abgeflachtes Oval abwandeln. Vermutlich verläuft es auf der linken Seite durch den großen Schallschatten des Kopfes flacher als auf der rechten Seite, die von der relativ kleinen Ohrmuschel beeinflusst wird und aufgrund ihrer Größe zudem nur für höhere Frequenzen - frühestens ab der Messung bei 1600Hz - relevant ist. Die Kurvenform würde somit für höhere Frequenzen etwa der entsprechen, die für mittleres und kleines Ohr bei 2500Hz ohne Hörgerät vorliegt. Für die darunter liegenden Frequenzen müssten die Werte rechts hinten unverändert durch die Ohrmuschel und die Kurven in diesem Sektor somit kaum abgeflacht sein. Diese Annahme bestätigt sich in den Messungen jedoch nicht.

Die vermutete ovale **Kurvenform** mit größten Schalldruckpegeln rechts vorne findet man lediglich ansatzweise bei 2500Hz und 4000Hz. Bei 2500Hz kann man die Richtung der höchsten Empfindlichkeit vorne rechts, bei 4000Hz eher die Form des Ovals erahnen, nicht jedoch beides gleichzeitig. Anscheinend wird das Kugelmikrofon vor allem im Bereich von 1000Hz bis 1600Hz äußerst wenig durch die Schatteneffekte von Kopf und Ohrmuschel beeinflusst. Die Ohrmuschel schränkt die Schallaufnahme von rechts bei 2500Hz kaum und bei 4000Hz nicht ein, obwohl dies der Frequenzbereich ist, in dem der Einfluss der Ohrmuschel aufgrund ihres Größenverhältnisses zur Wellenlänge zum Tragen kommen müsste.

Möglich wäre, dass Reflexionen an Kopf und Ohrmuschel den seitlich auf das Mikrofon treffenden Schall verstärken, und dass deshalb kein ovales Verstärkungsmuster zustande kommt. Dies würde auch erklären, dass sich bei den Messeinstellungen ohne Hörgerät die Kurve anders darstellt. Dabei gelangt der Schall nämlich direkt über den „Gehörgang“ des HATS zum Mikrofon im Kopf. Er wird also nicht vom zwischen

Ohrmuschel und Kopf positionierten Hörgerät-Mikrofon aufgenommen und bleibt folglich auch von lagebedingten Veränderungen unbeeinflusst.

Wie die in Form und Pegel differierenden Kurven, insbesondere die des mittleren Ohres, bei 500Hz zustande kommen, bleibt zu klären. Bei 1000Hz nähern sich die Aufnahmemuster einander vor allem im Bereich von 120° bis 300° an und zeigen dort auch die höchsten Schalldruckpegel.

Ab 1600Hz gleichen sich die Kurvenformen der verschiedenen Ohrmuscheln stärker als bei den tieferen Frequenzen. Bei 2500Hz stellt der Wert des großen Ohres bei 120° eine Ausnahme dar. Bei 4000Hz liegen die größten Abweichungen der sonst ähnlichen Kurven bei 60° und 90°.

Daraus kann man schließen, dass die Ohrgröße bei Frequenzen ab 1600Hz nur minimalen Einfluss auf die Aufnahmemuster nimmt, wobei dies nicht dem entspricht, was aus dem Verhältnis von Wellenlänge zu den Dimensionen der Ohrmuschel hervorgeht. Demnach müsste sich deren Effekt dann auswirken, wenn die Wellenlänge im Bereich der Ohrmuschelgröße liegt.

Mit 10,8dB ergibt sich eine durchschnittliche Pegeldifferenz zwischen **Minima und Maxima**, die in der gleichen Größenordnung liegt wie ohne Hörgerät, doch kristallisiert sich keine einheitliche Lage heraus. Die Position der Maxima stimmt zwar für alle drei Ohren bei den Frequenzen ab 1600Hz überein, wandert aber von 60° über 330° zu 210° bei 4000Hz. Auch die Richtung, aus der die höheren Pegelwerte empfangen werden, ändert sich dementsprechend. Sie liegt bei 1000Hz vorne links, bei 1600Hz frontal, bei 2500Hz rechts vorne und bei 4000Hz hinten rechts.

Bei der Messung ohne Hörgerät stellt sich die Richtung des besten Schallempfangs durch die Position der Maxima dagegen überwiegend rechts oder rechts vorne dar.

Die Minima lassen ebenfalls nur wenig Regelmäßigkeiten erkennen. Nur bei 1600Hz stimmt die Lage bei allen Ohrmuschelgrößen überein. Vernachlässigt man die Messung bei 500Hz, kann man eine Verschiebung vom rechten hinteren Sektor zum linken hinteren Sektor und weiter bis zur Gegenseite vermuten. Dies entspricht den Minima in Messungen von Arentsschild und Fröber an KEMAR mit (ODHA und) DMHA. Für die Maxima ergibt sich jedoch abweichend eine Positionierung um 30°-60°, was hier 300°-

330° entspricht (Arentsschild, Fröber 1972). Auf die Lage von Maxima und Minima soll später genauer eingegangen werden.

Das **Vor-Rückwärts-Verhältnis** zeigt sich für die mittleren Frequenzen mit Werten von 5,0dB-8,3dB deutlich im positiven Bereich. Bei 500Hz trifft dies nur auf das mittlere Ohr zu, während die große Ohrmuschel nur 0,7dB und die kleine mit -3,9dB den insgesamt niedrigsten Wert aufweist. Bei 4kHz liegt die Vorwärts-Rückwärts-Differenz für kleines und großes Ohr nahe Null, für das mittlere sogar deutlich im Negativen. Die Erklärung für den mittleren Frequenzbereich kann im dominierenden Einfluss des Kopfschattens gesucht werden, wofür auch die eher geringen Unterschiede der Kurvenformen über alle drei Ohrgrößen sprechen. Die divergierenden Werte bei 500Hz verdeutlichen nochmals die Verschiedenheit der Aufnahmemuster.

Bei allen Frequenzen bis 1600Hz weichen die **Schalldruckpegel** der verschiedenen Ohrmuscheln deutlich voneinander ab. Bei 500Hz sind die Kurven und ihre Abstände zueinander mit wenigstens 0,3dB und maximal 19,2dB sehr unregelmäßig. Für 1000Hz ergibt sich eine Wertedifferenz zwischen mittlerem und großem Ohr, die - ausgenommen bei 210°-270° - kontinuierlich zwischen 13,1dB und 14,8dB liegt. Weniger gleichförmig ist die Situation zwischen kleinem und großem Ohr, wo der Unterschied nur zwischen 330° und 120° in dem engen Bereich von 9,3dB-10,9dB rangiert, bei 240° beispielsweise aber auf 2,9dB zurückgeht.

Bei 1600Hz dagegen zeigen sich regelmäßige Abstände, die nur maximal 2,8dB bzw. 2,5dB schwanken, aber Pegeldifferenzen von durchschnittlich 7,7dB (zwischen mittlerem und großem Ohr) bzw. 9,1dB (zwischen kleinem und großem Ohr) darstellen. Die Diagramme bei 2500Hz und 4000Hz lassen erkennen, dass nicht nur die Kurvenformen sondern auch die ermittelten Absolutwerte aller drei Ohren mit Durchschnittswerten zwischen 66,0dB und 70,5dB (2500Hz) bzw. 62,3dB und 66,2dB (4000Hz) nur geringe Unterschiede aufweisen. Die Differenz beträgt maximal 8,8dB (bei 120° und 2500Hz), und 11,0dB (bei 90° und 4000Hz).

Diese Beobachtungen lassen folgern, dass die Ohrmuschelgröße bei 1000Hz und 1600Hz gravierende Unterschiede von maximal 28,1dB bzw. 17,8dB im Bereich der

aufgenommenen Schalldruckpegel verursacht. Bei 2500Hz und 4000Hz verringern sie sich.

Dass die Messwerte im Verlauf von den niedrigen zu den hohen Frequenzen ansteigen, ist vor allem durch die Verstärkungseinstellung des Hörgerätes bedingt.

- **Messeinstellung mit Hörgerät mit Nierenmikrofon**

Die Richtwirkung des Nierenmikrofons ist so ausgelegt, dass ein von vorne oder seitlich kommendes Signal am besten aufgenommen wird. Für von hinten einfallenden Schall ist das Mikrofon wenig empfindlich.

In der Versuchsanordnung befindet es sich wie das Kugelmikrofon im Hörgerätgehäuse zwischen Kopf und Ohrmuschel und unterliegt so denselben Einflüssen von Schallreflexion und -absorption. Das zweidimensionale Aufnahmemuster müsste sich von dem des Kugelmikrofons darin unterscheiden, dass beim Signaleinfall von hinten der aufgenommenen Pegel niedriger ausfällt. Man erwartet, dass sich die reine Nierenform, bei der die konkave Seite nach hinten weist, durch den Schallschatten des Kopfes so verändert, dass die Pegel hinten links deutlich, vorne links in geringerem Maß reduziert werden.

Bei 500Hz und 1000Hz, wo sich die **Kurvenformen** von kleinem und großem Ohr ähneln, kann man die angedeutete Nierenform im Diagramm wieder finden. Der vermutete Pegelrückgang bei Beschallung von dorsal (180° und 210°) ist verglichen mit dem unversorgten Ohr eher schwach, jedoch stärker als bei dem Hörgerät mit Kugelmikrofon. Die Position des Minimums, das die Konvexität der Kurve bestimmt, wird wahrscheinlich mehr durch den Schallschatten des Kopfes als durch die relative rückwärtige Unempfindlichkeit des Nierenmikrofons verursacht. Zusätzlich ist jedoch zu berücksichtigen, dass in diesem Frequenzbereich der Kopfschatteneffekt wahrscheinlich noch nicht voll zur Geltung kommt.

Die vorne links gemessenen Schalldruckpegel sind niedriger als vorne rechts, was wegen des durch den Kopf behinderten Signaleinfalls nicht überrascht. Dies bewirkt eine geringere Ausprägung der linken „Nierenhälfte“ und ist bei 500Hz deutlicher zu sehen als bei 1000Hz.

Warum die mittlere Ohrmuschel im Frequenzbereich bis 1000Hz ein anderes Aufnahmemuster hervorruft, ist nicht klar. Es weicht bei 500Hz wie auch schon in der Messung mit Kugelmikrofon vollständig, bei 1000Hz vor allem links hinten von dem der anderen Ohrgrößen ab. Auffällig sind das zur abgewandten Seite verschobene Maximum bei beiden Frequenzen und die hohen Pegel bei 120° und 150° an einer Stelle, an der die anderen Ohrmuscheln einen Pegelrückgang verzeichnen. Gegen die Annahme, dass der Teil der Ohrmuschel, der sich neben dem Hörgerät befindet, den Schall von seitlich zum Mikrofon hin reflektiert, spricht, dass sich dies bei der großen Ohrmuschel mit einer größeren Fläche vermutlich ausgeprägter darstellen müsste. Auch ist die Frequenz bezüglich der Ohrmuschelfläche zu niedrig um Reflektionen hervorzurufen, da diese nur entstehen, wenn die Fläche gegenüber der Wellenlänge groß genug ist. Ein Argument dafür könnte jedoch sein, dass das große Ohr bei 1000Hz und 150° ebenfalls eine Pegelspitze zeigt und auch bei 1600Hz und 2500Hz höhere rückwärtige Werte verzeichnet als die beiden kleineren Ohrmuscheln. Allerdings könnten auch die unterschiedlichen Materialien von mittlerem und kleinem bzw. großem Ohr verschieden starke Reflexionen verursachen. Dies würde dann aber nur auf die niedrigen Frequenzen zutreffen, da nur dort die Verstärkungsmuster der kleinen und großen Ohrmuschel deutliche Gemeinsamkeiten gegenüber der mittleren aufweisen.

Bei 1600Hz liegt im Diagramm keine Nierenform vor. Die verringerten Signale bei 150° und 240° treten bei allen drei Ohren auf. Die Reduktion des Schalls bei 150° kann man auf den Schallschatten des Kopfes zurückführen. Die hohen Pegel bei 180° und 210° überraschen, da das Nierenmikrofon auf einen frontalen und seitlichen Empfang ausgelegt ist. Der Rückgang bei 240°, der besonders in den auf die Maxima bezogenen Kurven auffällt, erscheint nur bei 1600Hz und der Grund kann deshalb wahrscheinlich nicht in der Abschirmung durch die Ohrmuschel gesucht werden. Wie erwartet und der Nierencharakteristik entsprechend wird Schall von vorne und seitlich gut aufgenommen, wobei das Maximum dieser Frequenz für alle Ohrgrößen auf der dem Mikrofon abgewandten linken Seite liegt. Die Signalreduktion durch den Kopf bei Beschallung von links vorne spielt vermutlich eine untergeordnete Rolle. Dies würde dann auch für die hohen Pegelwerte aller Ohrmuscheln links vorne bei 1000Hz gelten. Die Ursache könnte in Schallwellen, die am Kopf vorbei und darüber hinweg auf die Gegenseite gelangen, liegen. Diese Erklärung träfe auch auf die entsprechenden Kurven

beim Kugelmikrofon zu, das bei 1000Hz und 1600Hz ebenfalls hohe Werte im linken vorderen Sektor empfängt.

Während sich für kleines und mittleres Ohr bei 2500Hz eine nahezu symmetrische Kurve mit einem Minimum bei 120° ergibt, bildet hier das große Ohr eine Ausnahme mit bei 120° und 150° sogar ansteigenden Messwerten. Dies stellt sich in den auf die Maxima bezogenen Kurven sehr deutlich dar.

Bei 4000Hz findet sich für die große Ohrmuschel ein Bild, das man bei 2500Hz vermutet hätte: ein Kreis mit Rückgang bei 120°. Der fast regelmäßig auftretende abgeschwächte Pegel hinten links tritt bei kleinem und mittlerem Ohr nicht an dieser Stelle auf, sondern stellt sich als insgesamt abgeflachter Kreisbogen von 30°-210° dar.

Insgesamt ähneln die Kurven von 2500Hz und 4000Hz eher einem nach rechts vorne verschobenen Kreis, also mehr dem Aufnahmemuster eines Kugelmikrofons mit dem Einschnitt des Schallschattens, der vom Kopf verursacht wird, als dem eines Nierenmikrofons.

Beim Nierenmikrofon liegt wie schon beim Kugelmikrofon die durchschnittliche Differenz zwischen **Maxima und Minima** in der Größenordnung des unversorgten Ohres. Während sich für kleines und großes Ohr mit Ausnahme der Messung bei 1600Hz alle Maxima im vorderen rechten Sektor befinden, trifft dies auf das mittlere Ohr nicht zu. Nicht nur bei 1600Hz, wo alle Maxima vorne links liegen, sondern auch für die darunter liegenden Frequenzen, empfängt das mittlere Ohr die maximalen Schalldruckpegel im vorderen linken Sektor. Im Frequenzbereich ab 2500Hz stimmt die Lage der Maxima vorne rechts bei einer bestimmten Frequenz für die unterschiedlichen Ohrgrößen um +/- 30° überein.

Lässt die Positionsveränderung der Minima beim Kugelmikrofon eine Regelmäßigkeit erkennen, so findet sich diese beim Nierenmikrofon nicht wieder.

Für das kleine Ohr rangiert das **Vor-Rückwärts-Verhältnis** zwischen minimal 6,0dB und maximal 8,4dB, für das große Ohr zwischen 3,2dB und 7,5dB und für das mittlere Ohr zwischen 3,4dB und 7,2dB. Eine Ausnahme stellt wieder seine Messung bei 500Hz dar, bei der sich mit -0,5dB der einzige negative Wert ergibt.

Bleibt die Messung mit dem mittleren Ohr bei 500Hz unberücksichtigt, lässt sich das Vor-Rückwärts-Verhältnis des Nierenmikrofons vereinfachend zusammenfassen:

Über alle Ohrmuschelgrößen und gemessenen Frequenzen bleibt die Vorwärts-Rückwärts-Differenz positiv, d.h. die frontalen Messwerte sind höher als die rückwärtig aufgenommenen. Während beim Kugelmikrofon das durchschnittliche Vorwärts-Rückwärts-Verhältnis der verschiedenen Ohren nahe beieinander liegt, ergeben sich für das Nierenmikrofon mit Durchschnittswerten von 7,1dB, 4,0dB und 5,0dB vom kleinen zum großen Ohr deutlichere Unterschiede. Kristallisiert sich bei der Kugel heraus, dass der mittlere Frequenzbereich die günstigste Vorwärts-Rückwärts-Differenz aufweist, so trifft dies auf das Nierenmikrofon nicht zu, und es lässt diesbezüglich auch keine Regelmäßigkeit erkennen. Über alle Ohrgrößen und Frequenzen betrachtet übertrifft das Nierenmikrofon das Kugelmikrofon im Vorwärts-Rückwärts-Verstärkungsverhältnis.

Dass das Nierenmikrofon den Schall von hinten – über einen größeren Sektor betrachtet – entsprechend seiner Bauweise besonders gut dämpft, ist aber in keinem Polardiagramm deutlich erkennbar. Ab 1600Hz nähern sich die Aufnahmemuster dem eines Kugelmikrofons an, wobei die dorsalen Messwerte demgegenüber etwas stärker reduziert sind. Möglicherweise liegt dies an der AudioZoom®-Technologie des Hörgerätes mit Kugelmikrofon, dass rückwärtig einfallender Störschall, den das Rosa Rauschen ja darstellt, schwächere Pegel hervorruft. Es stellt sich dann aber die Frage, was vom Hörgerät als zu fokussierendes Signal gegenüber dem Störschall interpretiert wird.

Im Frequenzbereich von 1000Hz und 1600Hz differieren die absoluten Messwerte der **Schalldruckpegel** für die verschiedenen Ohrgrößen deutlich.

Während sich bei 500Hz der größte Abstand der Kurven auf 11,9dB zwischen kleinem und mittlerem Ohr bei 150° beläuft, sind die Unterschiede bei 1000Hz gravierender. Der durchschnittliche Kurvenabstand zwischen kleiner und großer Ohrmuschel entspricht 9,3dB, zwischen großer und mittlerer Ohrmuschel 13,9dB. Der maximale Abstand bei 120° erreicht 28,2dB zwischen kleinem und mittlerem Ohr.

In der gleichen Reihenfolge vom kleinen über das große zum mittleren Ohr steigen die Werte bei 1600Hz an. Hier ergeben sich mittlere Differenzen von 9,1dB (zwischen

kleinem und großem Ohr) und 7,7dB (zwischen großem und mittlerem Ohr) aus den Diagrammen und der größte Unterschied von 17,3dB bei 90°.

Bei 2500Hz und 4000Hz verringert sich der Abstand wieder auf höchstens 12,6dB bzw. 10,0dB.

Beim Kugelmikrofon treten die Pegelunterschiede zwischen den Ohrmuschelgrößen in der gleichen Reihenfolge und der gleichen Größenordnung auf. Ohne Hörgerät dagegen bleibt die Differenz über alle Frequenzen zwischen 8,1dB und 13,5dB, also konstanter und niedriger. Dies deutet darauf hin, dass sich die Größe des Ohres beim Tragen eines HdO-Hörgeräts bezüglich der Höhe der Schalldruckpegel wohl überwiegend im Bereich von 1000Hz und 1600Hz bemerkbar macht, die Wahl des Mikrofontyps dabei aber eine untergeordnete Rolle spielt.

#### **4.1.2 Vergleich der verschiedenen Hörgeräte bei verschiedenen Frequenzen**

Der Vergleich zwischen den beiden verschiedenen Hörgerättypen und dem unversorgten Ohr soll die Unterschiede in den richtungsbezogenen Verstärkungsmustern für nur eine bestimmte Ohrmuschelgröße darlegen. Hierbei spielen weniger die Polarigramme mit den gemessenen Absolutwerten eine Rolle, die ja auch von der Verstärkungsregelung am Hörgerät abhängen, als vielmehr die Diagramme, für die die dargestellten Werte auf die Maxima bezogen werden. Sie erlauben einen direkten Vergleich der Richtcharakteristiken von Kugelmikrofon, Nieremikrofon und Ohrmuschel alleine.

- **Messeinstellung mit kleinem Ohr**

Abweichungen von der unversorgten Ohrmuschel ergeben sich über den gesamten gemessenen Frequenzbereich. Ein dem natürlichen Ohr entsprechendes **Verstärkungsmuster** lässt sich mit keinem der hier verwendeten Hörgeräte realisieren. Dies ist darauf zurückzuführen, dass alle Komponenten der Schallweiterleitung durch das Außenohr, also die Anteile von Ohrmuschelflansch, Concha und Gehörgang, die

einen deutlichen Beitrag zur Lokalisation leisten, bei der Versorgung mit einem HdO-Hörgerät nicht mehr zur Verfügung stehen.

Die beiden Hörgeräte verstärken bei 1600Hz und 2500Hz mit nahezu identischem Muster, und auch bei 4000Hz liegen die Kurven im frontalen Sektor nahe beieinander. Im rückwärtigen Abschnitt bei 4000Hz liegen die Werte des Kugelmikrofons über denen des Nierenmikrofons. Dies gilt ebenso für die Hörgerät-Kurven bei 500Hz und für den linken, hinteren Quadranten bei 1000Hz. Sowohl für die höchste als auch für die niedrigen Frequenzen kann man die Ursache eher in der Rückwärtsdämpfung des Nierenmikrofons als in Schatteneffekten vermuten. Der Schallschatten des Kopfes alleine würde sich unabhängig von der Hörgerät-Art auswirken. Das Kugelmikrofon müsste also genauso gedämpft werden wie das Nierenmikrofon, wie es bei 1600Hz und 2500Hz der Fall ist. Möglicherweise führen über den Kopf hinweg auf die Gegenseite gelangte Schallwellen zu den höheren Pegeln beim Kugelmikrofon. Bei den niedrigen Frequenzen liegt die Schallwellenlänge wahrscheinlich auch in einer Größenordnung, in der der Schall relativ ungehindert um den Kopf herumläuft. Unklar ist dagegen, warum diese Differenz zwischen den beiden Hörgeräten sowohl bei den hohen als auch bei den tiefen Frequenzen in ähnlicher Weise auftritt. Eventuell spielen bei 4000Hz zusätzlich Reflexionen an der Ohrmuschel, bei denen der Schall von hinten seitlich auf die Rückseite der Ohrmuschel gelangt und von dort auf das Mikrofon reflektiert wird, eine Rolle. Auch warum bei 500Hz die frontalen Messwerte der Kugel ungewöhnlich niedrig sind, ist nicht klar. Die feinen Strukturen von Gesicht und Ohrmuschel dürften für diese Frequenz nicht relevant sein.

Über den gesamten untersuchten Frequenzbereich erreicht nur das Nierenmikrofon ein deutliches **Vor-Rückwärts-Verhältnis** von 6,0dB–8,4dB und kann somit Schall vorn vorne besser verstärken. Beim Kugelmikrofon ist dies nur für die mittleren Frequenzen von 1600-2500Hz der Fall. Bei 4kHz ist keine wahrnehmbare Vorwärts-Rückwärts-Differenz zu messen und bei 500Hz wird das dorsal einfallende Signal sogar um 3,9dB höher wiedergegeben. Das unversorgte Ohr ist dem Nierenmikrofon mit einem im Schnitt niedrigeren Vor-Rückwärts-Verhältnis unterlegen, dem Kugelmikrofon jedoch überlegen. Nur bei 1kHz rangiert die kleine Ohrmuschel mit –0,3dB weit unter den Werten der beiden Hörgeräte.

Zusammenfassend ist das Verstärkungsverhältnis des Nierenmikrofons für das kleine Ohr am günstigsten. Deutliche Vorzüge könnten sich auch in der praktischen Verwendung daraus ergeben, dass niederfrequente Signale - Störgeräusche haben ihre höchsten Pegel oft im Tieftonbereich - von diesem Hörgerät bei rückwärtiger Beschallung besonders stark ausgeblendet werden können.

Die maximalen Schalldruckpegel liegen zu 67% im vorderen rechten Quadranten, wobei sich die häufigsten Abweichungen beim Kugelmikrofon finden. Die Positionen der **Maxima** in den übrigen Fällen lassen keine Regelmäßigkeiten mit Mikrofonart oder Frequenz erkennen. 80% der **Minima** befinden sich im Sektor hinten links, wo sich Kopfschatten und Rückwärtsdämpfung des Nierenmikrofons wohl am stärksten auswirken.

Insgesamt liegen die Schalldruckpegel der beiden Hörgeräte maximal 10,2dB auseinander (1000Hz, 120°).

- **Messeinstellung mit mittlerem Ohr**

Wie schon bei der kleinen Ohrmuschel unterscheidet sich das **Aufnahmemuster** des mittleren Ohres alleine deutlich von dem mit Hörgerät. Es liegt im Kreisdiagramm im gesamten gemessenen Frequenzbereich deutlich rechts, während die Kurven der beiden Mikrofone vor allem für die unteren Frequenzen eher mittig oder sogar zur Gegenseite ausgerichtet sind. Diese bei 500Hz gravierenden Unterschiede könnten sich bei nur monauraler Hörgerätversorgung nachteilig auswirken, indem die Signale auf der rechten Seite nicht nur vom unversorgten linken Ohr sondern auch vom verstärkten rechten Ohr schwächer empfangen werden als die linksseitigen.

Für die tieferen Frequenzen liegen die auf die Maxima bezogenen Kurven der beiden Hörgeräte im Sektor von 60°-270° nahe beieinander. Im Abschnitt von 150°-270° empfängt das Nierenmikrofon ganz entgegen seiner Kardioidecharakteristik relativ höhere Pegel als das Kugelmikrofon. Die Ohrmuschel, die für diesen Sektor den direkten Schalleinfall auf das Hörgerätmikrofon behindert, ist hier kaum als Grund anzunehmen, da sie durch ihre geringe Größe in diesem Frequenzbereich keinen

relevanten Schallschatten verursachen kann und dieser sich dann auf beide Mikrofone auswirken müsste.

Die Richtcharakteristiken der beiden Hörgeräte stimmen für 1600Hz und 2500Hz bei der mittleren Ohrmuschel sehr gut überein. Die dorsalen Messwerte sind gegenüber den frontalen reduziert. Hier wirken sich die Schatteneffekte des Kopfes auf beide Hörgeräte in ähnlichem Maße aus, was sich auch in dem Pegelrückgang bei 150° bzw. 120° ausdrückt. Das Nierenmikrofon scheint dabei gegenüber dem Kugelmikrofon keine Verbesserung zu bringen. Möglicherweise überwiegt der Kopfschatten in diesem Frequenzbereich die Richtwirkung der Mikrofone. Bei 4000Hz dagegen reduziert das Nierenmikrofon das Signal im dorsalen Abschnitt wie erwartet stärker als das Kugelmikrofon.

Das **Vor-Rückwärts-Verhältnis** ist nur für das unversorgte Ohr über alle Frequenzen positiv und liegt zwischen 3,7dB und 7,1dB. Etwas schlechter schneidet das Hörgerät mit Nierenmikrofon ab, das bei 500Hz die rückwärtig einfallenden Schallwellen sogar minimal besser verstärkt als die von frontal kommenden. Für die höheren Frequenzen rangiert die Vorwärts-Rückwärts-Differenz von 3,4dB-7,2dB. Beim Kugelmikrofon erhält man mit 4,3-7,9dB sogar höhere Werte, jedoch fällt der mit -2,8dB deutlich negative Wert für 4kHz auf.

Die Kardioidcharakteristik des Nierenmikrofons bewirkt bei der mittleren Ohrmuschel kein verbessertes Vor-Rückwärts-Verhältnis gegenüber dem Kugelmikrofon. Bezieht man nicht nur den hinteren linken sondern den gesamten rückwärtigen Sektor mit ein, ergibt sich daraus ein Vorteil für das Kugelmikrofons, das dorsale Signale ungewöhnlich gut dämpft - mit Ausnahme der Kurve bei 4kHz.

Die **Maxima** der beiden Hörgeräte befinden sich für die Frequenzen von 500Hz-1600Hz durchgehend im linken frontalen Abschnitt des Kreisdiagramms, für die Frequenzen darüber in der rechten Hälfte. Dies widerspricht der These, dass die Richtung der höchsten Sensitivität der Hörgeräte sich um 300° und 330° (in der Literatur 30°-60°) bewegt. Zumindest scheint man dies nicht grundsätzlich voraussetzen zu können.

Die geringsten aufgenommenen Werte liegen zu 87% in der hinteren Hälfte, aber nur zu 60% im linken hinteren Sektor. Für die Hörgeräte scheint mit steigender Frequenz das **Minimum** von hinten rechts nach hinten links und dann weiter nach lateral zu wandern. Das unversorgte mittlere Ohr empfängt seine Maxima im Sektor von 240°-360°, seine Minima von 60°-120°.

Über alle gemessenen Frequenzen weichen die beiden Hörgeräte um maximal 9dB (bei 330° und 500Hz) voneinander ab.

- **Messeinstellung mit großem Ohr**

Die Kreisdiagramme für das große Ohr bestätigen nochmals die vor allem in den höheren Frequenzen erheblichen Unterschiede zwischen den Kurven der unversorgten Ohrmuschel und den **Verstärkungsmustern** mit den beiden Hörgeräten. In den Frequenzen unter 2500Hz zeigen sich annähernd kreis- oder leicht nierenförmige Kurvenverläufen. Ab 2500Hz scheint sich der Effekt der Ohrmuschel durch die deutlichen Pegelrückgänge bei 90°-120° und 210°-240° bemerkbar zu machen. Dafür, dass die Einschnitte mit der Größe des Ohres zusammen hängen könnten, spricht, dass auch bei den anderen beiden Ohrmuscheln eine mit steigender Frequenz zunehmende, wenn auch weniger stark ausgeprägte Abwandlung der relativ gleichmäßigen Kurvenform zu sehen ist.

Während die beiden Hörgeräte bei 1600Hz und 2500Hz in den bezüglich der Maxima relativierten Kurven wieder nahezu übereinstimmen, zeigen sich bei den anderen gemessenen Frequenzen deutlichere Unterschiede zwischen den beiden Mikrofontypen. Die bei 500Hz auftretenden Merkmale der Hörgeräte für die kleine Ohrmuschel finden sich für das große Ohr in ähnlicher Weise wieder. Das Nierenmikrofon empfängt wohl durch die Rückwärtsdämpfung im hinteren linken Sektor geringere Pegel als das Kugelmikrofon. Dagegen schwächt das Kugelmikrofon von 0°-30° die Schallwellen im Vergleich zum anderen Hörgerät stärker ab. Da die dorsale Reduzierung der Schalldruckpegel nur beim Nierenmikrofon auftritt, kann man wahrscheinlich davon ausgehen, dass der Schatteneffekt des Kopfes für diese Frequenz eine untergeordnete und deutlich geringere Rolle spielt als die Charakteristik des Hörgerätmikrofons.

Offen bleibt die Frage, warum sich die Aufnahmemuster mit Hörgerät bei 500Hz beim mittelgroßen Ohr völlig anders darstellen als bei kleiner und großer Ohrmuschel.

Die Kreisdiagramme von 1000Hz zeigen für die Hörgeräte bezüglich der Ohrgrößen ein uneinheitliches Bild. Die Kurve des Nierenmikrofons nähert sich der beim kleinen Ohr ermittelten, die des Kugelmikrofons der beim mittleren Ohr gemessenen. Links hinten ergibt sich eine höhere Dämpfung für das Nierenmikrofon. Rechts hinten sind die Werte des Kugelmikrofons geringer. Links könnte die Abschwächung durch das Nierenmikrofon die Ursache sein. Eine Ursache für die rechtsseitigen Differenzen zu finden fällt schwer, da Interferenzen und eine Abschirmung der Mikrofoneingänge durch die Ohrmuschel aufgrund der Wellenlänge eigentlich ausscheiden müssten. Unbeantwortet bleibt auch, wodurch die Diskrepanzen und Übereinstimmungen bezüglich der anderen Ohrgrößen zustande kommen.

Bei 1600Hz und 2500Hz verlaufen nicht nur beim großen Ohr die Kurven der Hörgeräte ähnlich sondern auch bei den beiden kleineren. Es fallen einzig die Pegelspitzen der großen Ohrmuschel bei 120° und 150° bei 2500Hz ins Auge. Beide kleinere Ohrmuscheln haben bei 120° ihr Minimum. Der Kopfschatten, der sehr wahrscheinlich sonst den Rückgang in der Kurve verursacht, scheint auf die große Ohrmuschel geringen oder keinen Einfluss zu haben. Im Gegenteil scheint sich hier zusätzlich ein verstärkender Effekt zu zeigen. Ob die angedeutete Pegelanhebung beim mittleren Ohr mit Kugelmikrofon ein Hinweis auf eine Auswirkung der Ohrmuschel und ihrer Größe ist, lässt sich ohne Messung mit „Zwischengrößen“ nicht sagen.

Für die rückwärtig niedrigeren Werte des Nierenmikrofons gegenüber dem Kugelmikrofon bei 4kHz bei allen drei Ohrgrößen kann die Rückwärtsdämpfung die Ursache sein. Da die Schallwellen bei dieser Frequenz wahrscheinlich auch vom Kopfschatten beeinflusst werden, liegen folglich die links ermittelten Schalldruckpegel unter den rechtsseitigen. Die ungewöhnlich hohen Werte des Kugelmikrofons rechts hinten im Vergleich zum Schalleinfall im rechten vorderen Sektor könnten dadurch entstehen, dass die Schallwellen über den wie ein Hindernis wirkenden Kopf hinweg gebeugt werden und so auf die gegenüberliegende Seite gelangen. Im Bereich von 60° und 90°, wo sich bei den beiden kleineren Ohren minimale Schalldruckpegel befinden, ergeben sich davon abweichend für das große Ohr relativ hohe Werte. Welche Einflüsse auf die Schallwellen dafür verantwortlich sind, ist nicht klar.

Über alle gemessenen Frequenzen weist das unverstärkte große Ohr ein durchgehend deutliches **Vor-Rückwärts-Verhältnis** zwischen 3,9dB und 7,1dB auf. Das Nierenmikrofon liegt mit um 3,2dB-7,5dB höheren Werten im vorderen rechten Sektor in einer ähnlichen Größenordnung. Beim Kugelmikrofon findet sich bei 500Hz mit 0,7dB eine sehr geringe Vorwärts-Rückwärts-Differenz. Bei 4000Hz ist sie kaum messbar. In den dazwischen liegenden Frequenzen dagegen wird der rückwärtig einfallende Schall besser gedämpft, was sich in einer Differenz von 5,0dB bis 7,2dB zum vorderen Kreisabschnitt ausdrückt.

Für die große Ohrmuschel bleibt das Kugelmikrofon sowohl hinter dem Nierenmikrofon als auch dem unversorgten Ohr im höchsten und im für Störgeräusche besonders relevanten niedrigsten gemessenen Frequenzbereich zurück.

Dies drückt sich zum Teil auch in Lage und Verteilung von **Maxima und Minima** aus. Alle maximalen Schalldruckpegel der unverstärkten großen Ohrmuschel liegen im vorderen rechten Sektor, alle minimalen Schalldruckpegel entsprechend den akustischen Effekten an Kopf und Körper des HATS im hinteren linken Kreisabschnitt.

Diese Verteilung trifft auch auf das Nierenmikrofon zu - ausgenommen die Messung bei 1600Hz, wo sich die Werte links vorne und rechts hinten befinden. Damit zeigt sich bezüglich der Lage von Maxima und Minima beim Nierenmikrofon eine bessere Annäherung an die Messung ohne Hörgerät als beim Kugelmikrofon.

Die Positionen lassen bei diesem Mikrofontyp keinerlei Schlüsse auf Regelmäßigkeit zu. Nur 60% der Maximalwerte sind ebenfalls rechts vorne positioniert, lediglich 40% der Minimalwerte links hinten.

Beide Hörgeräte nehmen bei 1600Hz ihren höchsten Pegel auf der dem Mikrofon abgewandten Kopfseite auf. Dieses Phänomen tritt für 1600Hz bei allen drei Ohrmuschelgrößen auf, ohne Hörgerät jedoch nicht. Es scheint daher mit der Position des Hörgerät-Mikrofons und mit dieser Schallwellenlänge zusammenzuhängen.

Die maximale Schalldruckpegel-Differenz zwischen den beiden Hörgerät-Typen kann man bei 1000Hz und 120° mit 9,1dB messen.

## 4.2 Fehlermöglichkeiten

Bei der beschriebenen Versuchsmethode ergeben sich verschiedene Einflussgrößen auf die ermittelten Ergebnisse, die bei der Einschätzung ihrer Aussagekraft berücksichtigt werden sollten.

Aus der manuellen Ausrichtung des HATS bezüglich des Lautsprechers bei jeder Messung resultieren Ungenauigkeiten, die beim Vergleich der Messwerte der 0°- und 360°-Einstellung deutlich werden. Diese bewegen sich in der Größenordnung von durchschnittlich 0,2dB und maximal 0,7dB.

Als Referenzpunkt für den Abstand des HATS zum Lautsprecher wird die Mitte der interauralen Verbindungslinie und somit der Kopfmittelpunkt angenommen. Bei der Drehung des HATS um seinen Kopfmittelpunkt entsteht jedoch ein unterschiedlicher Abstand des Ohres zum Lautsprecher. Für die Messung bei 90° befindet sich das Ohr um die Hälfte der Kopfbreite näher am Lautsprecher, bei 270° um die halbe Kopfbreite weiter vom Lautsprecher entfernt als der Referenzpunkt. So ergibt sich bei einer maximalen Differenz von einer Kopfbreite und einem Abstand von 100cm eine Entfernungsschwankung zwischen 92,4cm und 107,6cm (Burkhard, Sachs 1975 für KEMAR-Maße).

Zu erwähnen ist an dieser Stelle auch, dass sich die Außenohrübertragungsfunktion im Nahfeld, d.h. unter 1m, mit abnehmender Entfernung deutlich verändert (Brungart, Rabinowitz 1999).

Durch die Verwendung zweier verschiedener Hörgerätformen und dreier unterschiedlicher Ohrmuschelgrößen ist es nicht möglich, eine exakt identische Positionierung der Hörgeräte zu gewährleisten. So muss davon ausgegangen werden, dass sich dadurch Variationen in den Schallreflexionen am HATS ergeben. Während die Reflektionen am Kopf- und Rumpfsimulator beabsichtigt und erwünscht sind, können Schallreflexionen im Raum (vor allem bei niedrigen Frequenzen) nicht ausgeschlossen werden, da es sich bei der Versuchskabine nicht um einen schalltoten Raum handelt. Des Weiteren könnten elektrische Geräte in der Umgebung des Messaufbaus Störungen verursachen.

Beim Messvorgang selbst können Fehler weitgehend minimiert werden, da bei jeder Messeinstellung vom Computer 256 Werte gemessen und der Mittelwert daraus errechnet wurde. Pegelspitzen bei einzelnen Frequenzen bleiben nahezu unberücksichtigt, da die Ergebnisse anschließend noch über eine Terz gemittelt wurden. Die absoluten Werte, die stark von der Hörgeräteinstellung abhängen, sind wohl weniger ausschlaggebend, da diese Untersuchung mehr auf dem Vergleich der Messwerte aufbaut.

Bei der Ermittlung des Vor-Rückwärts-Verhältnisses muss die Auswahl des berechneten Kreissegmentes bedacht werden. Dieses richtet sich hauptsächlich nach der höchsten Hörgerät-Empfindlichkeit in der Trageposition am Ohr und lässt die Ausrichtung des Hörgerät-Trägers zur Schallquelle außer Acht, die in der Praxis aber eine bedeutende Rolle spielt.

Durch die Verwendung zweier verschiedener Hörgeräte unterschiedlicher Hersteller konnten die Verstärkungsmuster in der Voreinstellung nur bedingt aneinander angeglichen werden. Auch das Eigenrauschen der Mikrofone ist als Messungenauigkeit einzubeziehen und dürfte für die beiden verschiedenen Hörgeräte differieren.

So stellt sich die Frage, ob der direkte Vergleich bei zwei verschiedenen Hörgerät-Typen überhaupt möglich ist und die Ergebnisse übertragbar sind. Zudem verändert die „Audio-Zoom®“-Funktion wahrscheinlich die Kugelcharakteristik, wobei zusätzlich offen bleibt, auf welches Signal sich die Fokussierung bezieht und was als Störgeräusch ausgeblendet wird.

Um diese Fehlerquellen auszuschließen, könnte es sinnvoll sein, in nachfolgenden Versuchen Hörgeräte mit in der Charakteristik umschaltbarem Mikrofon zu verwenden. Mit einer größeren Anzahl derartiger Hörgeräte kann ferner eine Aussage zur Allgemeingültigkeit der Untersuchungsergebnisse getroffen werden.

Die drei verwendeten Ohrmuscheln weichen einerseits in ihrer Größe, andererseits jedoch auch in ihren anatomischen Gegebenheiten und ihren Proportionen voneinander ab. Zu umgehen wäre dieser Faktor, indem man eine Ohrmuschel vektoriell vergrößert bzw. verkleinert. Die unterschiedlichen Messwerte werden deshalb nicht nur aus den verschiedenen Größen resultieren, sondern auch durch die Besonderheiten der

Ohranatomie beeinflusst. Entsprechend ergeben sich auch unterschiedliche Maße für die Verbindungsstücke vom Hörgerät zum Gehörgangseingang, wie zum Beispiel die Länge des Schallschlauches.

Zwar verringert dies wiederum die Vergleichbarkeit der Ergebnisse, doch genau diese Bedingungen finden sich in der Praxis bei der Hörgeräтанpassung für Patienten wieder. Dies unterstreicht die Bedeutung der individuellen Hörgeräteinstellung und das Faktum, dass es in der praktischen Anwendung keine „Standardbedingungen“ gibt.

Inwieweit die Lokalisationsfähigkeit von der Höhe der Schalldruckpegel abhängt, ist schwer abschätzbar, da daran weitere monaurale und binaurale Faktoren maßgeblich beteiligt sind.

### **4.3 Ergebnisse im Zusammenhang bisheriger Untersuchungen**

Diese Ergebnisse mit bisherigen Untersuchungen in Relation zu setzen, wird dadurch erschwert, dass keine einheitlichen Versuchsbedingungen existieren und deshalb viele Versuchsvariablen (zum Beispiel Versuchspersonen oder HATS, mit oder ohne Hörgerät-Versorgung, verschiedene Mikrofonarten, Umgebung, analoge und digitale Signalverarbeitung, Art des Geräusches und Platzierung, Anzahl der Schallquellen) möglich sind.

#### **4.3.1 Einfluss der Körperteile**

Bei **500Hz** beeinflussen hauptsächlich Torso, Schulter und Hals die Schallaufnahme. Dem Kopf kann für diesen Frequenzbereich zusätzlich eine beginnende Einflussnahme zugeschrieben werden (Ballachanda 1997; Kuhn 1979; Olsen, Carhart 1975). Dies spiegeln die Kurven der verschiedenen Ohrmuschelgrößen bei der Messung ohne Hörgerät wieder: zwar differieren die ermittelten Schalldruckpegel, die Aufnahmemuster dagegen weisen nur geringe Abweichungen auf, was darauf hindeutet, dass die einfallenden Schallwellen jeweils ähnlicher Abschwächung bzw. Verstärkung unterliegen.

Die Unterschiede, die sich bei kleinem und großem Ohr zwischen den beiden Hörgeräten ergeben, weisen darauf hin, dass mit Hörgerät zusätzlich die Mikrofoncharakteristik zum Tragen kommt. Das Nierenmikrofon schwächt die dorsalen Pegel nämlich tendenziell stärker ab als das Kugelmikrofon. Als Indiz hierfür kann auch gelten, dass die Aufnahmemuster bei den Messungen teilweise differieren, was gegen einen dominierenden Einfluss der unterhalb des Kopfes liegenden Körperpartien spricht.

Die Kurven des mittleren Ohres mit den beiden Hörgeräten unterscheiden sich nicht nur deutlich untereinander, sondern auch von denen der beiden anderen Ohrgrößen und von der des unversorgten Ohres. Eine Erklärung dafür wird wahrscheinlich in einer Besonderheit dieser einzelnen Messeinstellung zu suchen sein. Die Feinstruktur der

Ohrmuschel ist für diese Frequenz aufgrund ihrer Dimensionen als Ursache für die Pegelveränderungen wohl auszuschließen.

Von **1000Hz bis 2500Hz** liegen annähernd gleiche Aufnahmemuster im vorderen Sektor zwischen 270°-90° vor. Dies macht es unwahrscheinlich, dass die Ohrmuschelfeinstruktur, die sich bei den verwendeten Ohrmuschelmodellen erheblich unterscheidet, einen Haupteinfluss besitzt, obwohl ihr ein Effekt ab 1500Hz - überwiegend aber ab 4kHz - zugeschrieben wird. Dem Kopf weist man dagegen, beginnend bei 500Hz, den größten Einfluss von 2500Hz bis 4000Hz zu (Ballachanda 1997; Fischer, Schäfer 1991; Olsen, Carhart 1975). Derart ähnliche Kurvenverläufe deuten darauf hin, dass dies das Resultat einer Körperstruktur ist, die für alle Messungen identisch ist. So scheint für diesen Frequenzabschnitt der Kopf die Aufnahmemuster entscheidend zu beeinflussen.

Bei 1000Hz und rückwärtiger Beschallung der mit Hörgerät versorgten Ohren können die Differenzen in den Kurven nicht durch die unterschiedlichen Mikrofoncharakteristiken erklärt werden, da die Abschwächung von Kugel- und Nierenmikrofon uneinheitlich ist.

Am auffälligsten ist in diesem Frequenzbereich die ausgeprägte Schalldruckpegeldifferenz zwischen den verschiedenen Ohrmuschelgrößen. Mit Hörgerät findet sie sich bei 1000Hz und 1600Hz, ohne Hörgerät von 1000Hz bis 2500Hz wieder. Die Differenz lässt jedoch keine Abhängigkeit von der Ohrgröße erkennen, da die Pegel in der Reihenfolge klein-groß-mittel ansteigen. Korrelierende Ergebnisse ermittelte Kuhn bereits 1979 bei Versuchen mit sechs unterschiedlichen Ohrgrößen (Kuhn 1979). Die niedrigeren Pegel für das kleine Ohr führt er auf eine geringe Größe von Concha und/oder Ohrmuschelflansch zurück. Der Einfluss der Concha dürfte beim Tragen eines Hörgeräts aber eine untergeordnete Rolle spielen.

**Oberhalb von 2500Hz** liegt der Haupteinflussbereich des Kopfes, und es beginnt die Auswirkung der Ohrmuschel (Fischer, Schäfer 1991; Kuhn, Burnett 1977; Shaw 1974a; Shaw 1974b; Wiener 1947).

Die Messungen ohne Hörgerät bei 4kHz scheinen dies dadurch zu bestätigen, dass sich die Aufnahmemuster, v. a. die von kleinem und mittlerem Ohr, sehr ähnlich sind.

Deutlich erkennbar sind bei allen drei Ohren die Schalldruckpegel-Rückgänge bei 90°-120° und 210°-240°. Die stärksten Einschnitte weist das große Ohr auf und legt damit den Schluss nahe, dass dafür die Dimension der Ohrmuschel verantwortlich ist. Andeutungsweise kann man dies auch bei dessen 2500Hz-Kurve schon sehen. Dass sich eine gleichmäßige Steigerung des Schatteneffektes mit der Ohrmuschelgröße aus den Kurven jedoch nicht ablesen lässt, kann an der individuellen Form der Ohren liegen.

In den Kurven mit Hörgerät sind die oben beschriebenen Schalldruckpegel-Rückgänge wesentlich geringer bzw. kaum ausgeprägt, was durch die Lage des Mikrofons zwischen Kopf und Ohrmuschelflansch - im Gegensatz zur Schallaufnahme über den Gehörgang - bedingt sein kann. Dies würde jedoch gleichzeitig vermuten lassen, dass hierbei die Größe der Ohrmuschelflansch wenig Einfluss auf den Grad der Mikrofonabschirmung hat.

Das Ohrpassstück eines HdO-Hörgeräts füllt die Concha, deren Richtwirkung ab 3kHz eine Rolle spielt, fast vollständig aus. Dadurch wird ihre Auswirkung verfälscht, spiegelt sich beim Tragen eines Hörgeräts wohl nicht wieder und ist für die Richtwirkung des Hörgeräts sehr wahrscheinlich irrelevant (Ballachanda, 1997; Kuhn 1979). Obwohl für diesen Frequenzbereich die Feinstruktur der Ohrmuschel bedeutsam ist, wird ihr Effekt durch die Bauweise und Trageposition des Hörgeräts fast vollständig ausgeblendet.

Neben der Auswirkung des Kopfes auf die einfallenden Schallwellen beeinflusst bei 4000Hz auch der Mikrofontyp die Kurvenform, was die beim Nierenmikrofon dorsal stärker abgeschwächten Pegel belegen.

### **4.3.2 Vergleich der Aufnahmemuster**

Keines der beiden Hörgeräte kann die Richtcharakteristik der natürlichen Ohrmuschel exakt imitieren. Eine mögliche Ursache dafür könnten die nicht mehr für Schallempfang und -weiterleitung zur Verfügung stehenden Komponenten des Außenohres darstellen.

Vor allem oberhalb von 2500Hz weisen die Aufnahmemuster der unversorgten Ohren eine deutliche Polarisierung der stärksten Schallaufnahme nach vorne rechts auf und

gleichzeitig eine erhebliche Abschwächung bei einem Schalleinfall von seitlich hinten. Für die beiden Hörgeräte trifft das in wesentlich geringerem Maße und nur auf den Sektor von 90°-150° zu.

Die Diagramme von 1600Hz und 1000Hz weisen für beide Mikrofone eine Rückwärtsdämpfung auf, die zum Teil stärker ausfällt als die des Ohres ohne Hörgerät. Während sich in diesem Frequenzbereich ein Vorteil der Hörgeräte bei Störschall von hinten abzuzeichnen scheint, verschiebt sich die Richtung der höchsten Empfindlichkeit überwiegend nach vorne links. Im Gegensatz dazu liegt die des unversorgten Ohres im vorderen rechten Abschnitt.

Lediglich bei 500Hz zeichnet sich eine Annäherung der Kurven von kleinem und großem Ohr mit Hörgerät an die ohne Hörgerät ab. Die Ursache kann im dominierenden Einfluss des oberen Torsoabschnittes auf den Schalleinfall vermutet werden. Unklar bleibt weiterhin, warum die mittelgroße Ohrmuschel derartige Abweichungen für diese Frequenz zeigt.

Beim Vergleich der Aufnahmemuster stellt sich die Frage, ob charakteristische Unterschiede existieren, die auf einen bestimmten Mikrofontyp hinweisen.

Beim Hörgerät mit **Kugelmikrofon** erwartet man wegen des Einflusses des Kunstkopfes auf die einfallenden Schallwellen eine nach vorne rechts orientierte ovale Kurvenform. Die Messungen bestätigen diese Vermutung jedoch nicht.

Sowohl bei der niedrigsten als auch bei der höchsten geprüften Frequenz ergeben sich erstaunlich hohe Schalldruckpegel rechts hinten, sogar höhere als bei Schalleinfall von vorne. Abweichend stellt sich wiederum die Kurve des mittleren Ohres bei 500Hz dar.

Ein weiteres auffälliges Resultat ist, dass die Diagramme von 500Hz und 1000Hz insbesondere im dorsalen Abschnitt nicht mit dem Polarigramm der Herstellerfirma übereinstimmen. Dagegen entsprechen sich die Kurven bei 2500Hz und die 2000Hz-Kurve des Herstellers deutlich besser und weisen auch die zu erwartende Form auf. Schwer zu beurteilen ist, ob dies mit der Messanordnung in Zusammenhang stehen kann. Ebenso bleibt fraglich, warum die Richtung der besten Schallaufnahme bei 1000Hz und 1600Hz entgegen der Charakteristik des Kugelmikrofons und des durch den Kopf hervorgerufenen Schallschattens nach links vorne zeigt.

Oberhalb von 1600Hz scheint die Ohrmuschelgröße auf das Aufnahmemuster nur einen minimalen Einfluss auszuüben, was man eigentlich ausgehend vom Verhältnis der Wellenlänge zur Ohrgröße erwarten würde.

Das **Nierenmikrofon** zeigt erwartungsgemäß bei 500Hz und 1000Hz für das kleine und das große Ohr eine durch den Torso beeinflusste, etwas nach rechts verschobene, nierenförmige Kurve. Der dorsale Pegelrückgang fällt jedoch eher schwach aus. Bei 1000Hz rangieren die relativierten Werte im hinteren rechten Sektor sogar teilweise über denen des Kugelmikrofons. Auch im hinteren linken Abschnitt sind die Schalldruckpegel entgegen der Kardiodcharakteristik ungewöhnlich hoch. Eine mögliche Ursache kann darin liegen, dass die Messung bei den niedrigen Frequenzen überwiegend von der Schulterpartie des Torsos und vom Kopf beeinflusst wird, der Mikrofontyp aber eine eher untergeordnete Rolle spielt. Wie schon beim Kugelmikrofon ergibt sich für die mittelgroße Ohrmuschel bei 500Hz ein abweichendes Aufnahmemuster.

Bei 1600Hz findet man im Diagramm keine Nierenform vor. Hier sollten die Messwerte vor allem bei 180° und 210° erheblich niedriger ausfallen, und auch die Verschiebung der höchsten Empfindlichkeit nach links vorne - wie schon beim Kugelmikrofon festgestellt - entspricht nicht dem erwarteten Bild.

Beide Hörgeräte weisen bei 1600Hz und 2500Hz nahezu identische Aufnahmemuster für alle Ohrmuschelgrößen vor, was ein Indiz für den dominierenden Einfluss des Kopfschatteneffektes sein könnte.

Die Diagramme des Nierenmikrofons von 2500Hz und 4000Hz ähneln mehr denen eines Kugelmikrofons mit dem Einschnitt des Kopfschattens links hinten. Dennoch scheint sich ein Vorteil des Nierenmikrofons abzuzeichnen, das die rückwärtigen Schalldruckpegel stärker abschwächt als das Kugelmikrofon. Entsprechendes könnte auch für 500Hz und den linken, hinteren Quadranten bei 1000Hz gelten.

Ein Vergleich mit Polarigrammen des Nierenmikrofons-Herstellers war nicht möglich, da nur Daten für Freifeld-Bedingungen vorlagen. Zu erwähnen ist hier jedoch, dass oberhalb von 500Hz die rückwärtigen Werte schon im Freifeld gegenüber einer reinen Kardiodcharakteristik (wie bei 500Hz) erhöht sind, was die dorsal höheren Schalldruckpegel in den hier am HATS vorgenommenen Messungen erklären könnte.

Eine andere Vergleichsmöglichkeit bietet die Untersuchung von Arentsschild und Fröber, die Kreisdiagramme von Hörgeräten mit verschiedenen Mikrofontypen am Kunstkopf erstellt haben. (Zu beachten ist, dass die Beschriftung der Diagrammlinien im Originalartikel vertauscht wurde.)

In deren Polarogramm für das Nierenmikrofon ist die Kurve bei 500Hz weniger stark nach vorne rechts orientiert als bei den hier gemessenen Werten für kleines und großes Ohr. Die Linien von 1000Hz und 4000Hz stimmen besser überein. Die anderen gewählten Frequenzbereiche weichen ab, so dass keine direkte Gegenüberstellung möglich ist.

Beim Kugelmikrofon stimmt das Diagramm von Arentsschild und Fröber kaum mit den hier ermittelten Daten überein. Weder deren nahezu kreisförmigen Kurven bei den niedrigen Frequenzen noch die Einschnitte im vorderen linken Sektor ab 2000Hz finden sich wieder (Arentsschild, Fröber 1972). Die Wirkung des „Audio-Zoom®“ könnte die Veränderung der reinen Kugelcharakteristik erklären.

### **4.3.3 Richtung der höchsten Empfindlichkeit**

In der Messung **ohne Hörgerät** liegt die höchste Empfindlichkeit der verschiedenen Ohren zu 87% im Sektor von 270°-360° und ist damit vor allem für die höheren Frequenzen deutlich nach rechts vorne orientiert. Dies stimmt mit bisherigen, allerdings aufgrund zum Teil abweichender Versuchsparameter schwer vergleichbaren Untersuchungen, sowohl am Kunstkopf als auch an Personen (mit Sondenmikrofon) weitgehend überein. Dabei befinden sich die Maxima oberhalb der hier gemessenen Frequenzen weiter lateral, teilweise auch im rückwärtigen rechten Abschnitt (Arendtsschild, Fröber 1972; Jahn, Vogelsang 1959; Schirmer 1963; Shaw 1974b). Minimale Pegel finden sich zu 87% in dem der Schallquelle abgewandten hinteren Quadranten, also bei 90°-180°. Diesen Minima entsprechende Werte lassen sich in früheren Versuchen nur vereinzelt finden und sind zu ungenau, um einen direkten, aussagekräftigen Vergleich zuzulassen (Shaw 1974b).

Beim **Kugelmikrofon** lassen sich für die verschiedenen Ohrgrößen unterhalb von 1600Hz keine Regelmäßigkeiten erkennen. Ab 1600Hz stimmt die Position der Maxima bei allen drei Ohren überein und wechselt mit steigender Frequenz von vorne links über vorne rechts nach rechts hinten. Mittels eines Vergleichs der Messwerte bei dazwischen liegende Frequenzen ließe sich ermitteln, ob eine kontinuierliche Wanderung der Maxima von vorne links nach hinten rechts vorliegt.

Die Maxima des **Nierenmikrofons** finden sich bei 1600Hz ebenfalls für alle Ohrgrößen im vorderen Kreisabschnitt auf der der Schallquelle abgewandten linken Seite. Unterhalb dieser Frequenz liegen nur die Maximalwerte von großem und kleinem Ohr im vorderen rechten Sektor. Ab 2500Hz gilt dies für alle Ohrgrößen.

Im rückwärtigen Halbkreis sind bis auf wenige Ausnahmen die Minima beider Hörgeräte gelegen, jedoch nicht bevorzugt im abgewandten linken hinteren Quadranten.

Bezüglich der Lage von Maxima und Minima kann man beim Nierenmikrofon eine bessere Annäherung an die Messung ohne Hörgerät erkennen als beim Kugelmikrofon. Bei diesem lassen die Ergebnisse keine Schlüsse auf eine Regelmäßigkeit zu.

Bisherige Untersuchungen dienten vorwiegend dem Vergleich zwischen Kugel- und Nierenmikrofon, mit Schwerpunkt auf den Vorzügen, die ein Hörgerät mit Richtmikrofon gegenüber einem konventionellen Hörgerät bringt. Daher beschreiben die Autoren das Kugelmikrofon nur eingeschränkt. Die Aussagen stehen nicht im Widerspruch mit den hier ermittelten Ergebnissen, sind jedoch zu unpräzise, um direkte Bezüge herstellen zu können.

Zum Teil detailliertere Angaben liegen zum Nierenmikrofon vor. So stimmen die Autoren weitgehend überein, dass die Vorteile dieses Mikrofontyps vor allem im niederfrequenten Bereich zum Tragen kommt, während bei höheren Frequenzen der Einfluss des Kopfschattens den der Mikrofoncharakteristik überwiegt (Arendtsschild, Fröber 1972; Leeuw, Dreschler 1991; Ricketts 2000). Da in dieser Untersuchung jedoch die verschiedenen Ohrgrößen teils konträre Ergebnisse zeigen, bleibt es schwierig, eine einheitliche Aussage zu treffen. Maxima, die in den der Schallquelle abgewandten vorderen Sektor verschoben sind, wurden bisher nicht beschrieben.

Maximale Schalldruckpegel nimmt das **kleine Ohr** zu 67% im vorderen rechten Quadranten auf, wobei die häufigsten Abweichungen beim Kugelmikrofon zu finden sind. Die Daten lassen jedoch keine Schlüsse auf eine Gesetzmäßigkeit zu.

80% der Minima befinden sich im Sektor hinten links und könnten Hinweise sowohl auf den Einfluss des Kopfschattens als auch auf die Auswirkung der Rückwärtsdämpfung des Nierenmikrofons sein.

Beim Betrachten der Maxima des **mittleren Ohres** mit Hörgerätversorgung im Bereich bis 1600Hz, wird deutlich, dass ihre links-frontale Lage der erwarteten höchsten Sensitivität der Hörgeräte bei 300°-330° widerspricht. Oberhalb dieser Frequenz befinden sie sich wieder zwischen 210° und 330°. Das unversorgte Ohr dagegen empfängt seine Maxima ausnahmslos im Sektor von 240°-360°. Die Position des Minimums scheint für beide Hörgeräte mit steigender Frequenz von hinten rechts nach hinten links und dann weiter nach lateral zu wandern.

Beim **großen Ohr** ohne Hörgerät befinden sich die Maxima im vorderen rechten, die Minima im hinteren linken Kreisabschnitt. Dies gilt mit Ausnahme der Messung bei 1600Hz auch für das Nierenmikrofon. Für das Kugelmikrofon wechseln die höchsten und niedrigsten gemessenen Pegel scheinbar unregelmäßig ihre Lage.

Insgesamt liegt beim Vergleich der verschiedenen Ohrgrößen ein sehr uneinheitliches Ergebnisbild vor. Warum die Position der höchsten gemessenen Schalldruckpegel beim HATS-Hersteller-Ohr bis 1600Hz bei beiden Hörgeräten auf der abgewandten Seite liegt, bleibt zu klären. Auch weshalb gerade das Standard-Ohr sowohl mit als auch ohne Hörgerät so häufig Abweichungen von den erwarteten Maxima- und Minima-Positionen aufweist, wird nicht deutlich.

Die mittlere Differenz zwischen Maxima und Minima liegen zwischen 9,4dB und 12,9dB ohne Präferenz für eine bestimmte Versuchsanordnung.

#### 4.3.4 Vorwärts-Rückwärts-Differenz

Für diesen Parameter existieren verschiedene Indizes in der Literatur, die das Vergleichen erschweren (Olsen, Hagerman 2002).

**Ohne Hörgerät** weisen alle Ohrmuschelgrößen - mit Ausnahme des kleinen Ohres bei 1000Hz - eine deutlich positive Vorwärts-Rückwärts-Differenz auf. Sie ist bei den beiden höchsten Frequenzen am stärksten ausgeprägt, und ihr Mittelwert steigt mit der Ohrmuschelgröße geringfügig an. Regelmäßigkeiten bezüglich des Frequenzverlaufs lassen sich nicht erkennen.

**Beim Kugelmikrofon** hingegen ist das Vor-Rückwärts-Verhältnis nur für die mittleren Frequenzen von 1000Hz bis 2500Hz durchgehend deutlich im positiven Bereich, wobei die Werte der verschiedenen Ohren mit maximal 1,6dB Abstand relativ nahe beieinander liegen. Dass sich im mittleren Frequenzbereich eine so starke Rückwärtsdämpfung abzeichnet, ist für dieses Mikrofon ungewöhnlich. Sie übertrifft zum Teil sogar die des Nierenmikrofons. Die Durchschnittswerte der verschiedenen Ohrgrößen liegen nahe beieinander und zeigen beim Kugelmikrofon keinen Anstieg mit der Größe des Ohres.

Mit Ausnahme einer Messung (mittleres Ohr, 500Hz) ist die Vorwärts-Rückwärts-Differenz des **Nierenmikrofons** über alle Frequenzen und bei allen Ohrmuschelgrößen positiv, wobei keine klare Präferenz für einen bestimmten Frequenzabschnitt ersichtlich ist. Mit 7,1dB, 4,0dB und 5,0dB ist ein deutlicherer Unterschied mit steigender Ohrgröße in der mittleren Vorwärts-Rückwärts-Differenz erkennbar als beim unversorgten Ohr und dem Kugelmikrofon. Die kleine Ohrmuschel, für die ohne Hörgerät und mit Kugelmikrofon jeweils die geringste Rückwärtsdämpfung ermittelt wurde, profitiert offensichtlich am meisten von der Richtwirkung des Nierenmikrofons.

Insgesamt ist das Nierenmikrofon dem Kugelmikrofon überlegen und erzielt im Schnitt sogar eine etwas bessere Rückwärtsdämpfung als das Ohr ohne Hörgerät. Dies bestätigt bisherige Untersuchungen (Olsen, Hagerman 2002; Ricketts 2000). Dass das Nierenmikrofon gegenüber dem Kugelmikrofon den Schall im gesamten hinteren Sektor besonders gut dämpft, geht aus den hier ermittelten Polardiagrammen jedoch nicht

eindeutig hervor. Die unerwartet gute Signalfokussierung des Kugelmikrofons kann auf den Effekt der „AudioZoom®“-Technologie zurückzuführen sein. Mit einbeziehen muss man aber auch, dass im mittleren Frequenzbereich, bei dem dies besonders auffällig ist, der Kopfschatteneffekt vermutlich eine ausschlaggebende Rolle spielt.

#### 4.3.5 Schalldruckpegelunterschiede

Einer der augenscheinlichsten Befunde beim Betrachten der Kreisdiagramme sind die zum Teil gravierenden Schalldruckpegelunterschiede der verschiedenen Ohren.

**Ohne Hörgerät** liegen die bei den verschiedenen Ohrmuschelgrößen ermittelten größten Pegeldifferenzen im mittleren Frequenzbereich zwischen 1000Hz und 2500Hz (Maxwell, Burkhard 1979).

Für die beiden **Mikrofonarten** befinden sie sich im unteren Frequenzbereich bis 1600Hz. Die Abweichungen fallen für 500Hz beim Nierenmikrofon weniger deutlich aus als beim Kugelmikrofon, was jedoch durch die unregelmäßigen und je nach Ohrmuschelgröße unterschiedlichen Kurvenverläufe in diesem Frequenzabschnitt verursacht sein könnte. Der allgemeine Anstieg der Hörgerät-Messwerte im Verlauf von den niedrigen zu den hohen Frequenzen ist vor allem durch die Verstärkungseinstellung bedingt.

Hervorzuheben ist, dass sich die Pegelabstände nicht direkt proportional zur Ohrgröße verhalten. Vielmehr scheint sich bis 1600Hz eine Reihenfolge von kleinem, großem und mittlerem Ohr für die Höhe der Messpegel abzuzeichnen.

Ab 2500Hz liegen die Messwerte für alle Ohrmuschelgrößen und beide Mikrofonarten sehr nahe beieinander. Dies könnte ein Hinweis auf die Dominanz des Kopfschatteneffektes in diesem Frequenzbereich sein, der dadurch Ohrgröße, Ohrform und Mikrofonart eine untergeordnete Bedeutung zuweist.

Beurteilt man die gemessenen Werte mit dem Fokus auf der Ohrgröße, macht sich diese überwiegend im Bereich von 1000Hz und 1600Hz bemerkbar, während die Wahl des Mikrofontyps eher irrelevant zu sein scheint. Die Ohrmuschelgröße verursacht eine durchschnittliche Differenz zwischen kleinem und mittlerem Ohr von 20,4dB beim

Nierenmikrofon und 23,2dB beim Kugelmikrofon, maximal beträgt sie über 28dB, jeweils gemessen bei 1000Hz. Bei 1600Hz liegt der mittlere Abstand bei 15,8dB beim Nierenmikrofon, beim Kugelmikrofon bei 16,8dB und maximal bei 17,8dB. Dagegen differieren die Schalldruckpegel für die beiden Hörgerät-Typen je nach Ohrmuschelgröße mit maximal 9,0dB bis 10,2dB.

Daraus folgernd könnte man die Hypothese aufstellen, dass die durch die Ohrmuschelgröße und -form verursachten Schalldruckpegeldifferenzen im mittleren Frequenzbereich bei 1000Hz und 1600Hz gewichtiger sind, als die Unterschiede die durch die Wahl des Mikrofontyps hervorgerufen werden. Zur Überprüfung wäre es notwendig, mit einer größeren Anzahl vektoriell vergrößerter Ohrmuscheln und einem Hörgerät mit umschaltbarer Richtcharakteristik diese Untersuchung zu wiederholen.

#### **4.3.6 Bedeutung der Ergebnisse und weitere Aspekte für die praktische Anwendung von Hörgeräten**

Die Versuchsergebnisse unterstreichen, wie wichtig die individuelle Hörgerät-Einstellung bei verschiedenen Frequenzen ist - vor allem, wenn man bedenkt, dass die Versuchsohren mit derartigen Größendifferenzen Ohren Erwachsener waren. „There is no such thing as a standard ear“ (Rubin et al. 1962). Umso mehr scheint dies für Kinder in der Wachstumsphase im Hinblick auf deren Sprachentwicklung zu gelten (Farkas et al. 1992; Kalcioglu et al. 2003; Ptock et al. 1996; Rohweder 1997; Weimann et al. 1997). Kinder tragen aufgrund der fortwährend notwendigen Anpassung des Ohrpassstücks überwiegend HdO-Hörgeräte. Sollten sich die deutlichen Schalldruckpegelunterschiede in Abhängigkeit von der Ohrmuschelgröße in weiteren Untersuchungen bestätigen, wären regelmäßige Kontrollen und Verstärkungsanpassungen von noch größerer Bedeutung.

Die kleine Ohrmuschel, deren Maße sich einer Kinderohrmuschel annähern, profitiert gemäß der oben aufgeführten Ergebnisse offensichtlich am meisten von der Richtwirkung des Nierenmikrofons, da für diese ohne Hörgerät und mit Kugelmikrofon jeweils die geringste Rückwärtsdämpfung ermittelt wurde. Da das Nierenmikrofon im

Versuch besonders niederfrequente Störsignale gut ausgeblendet, wäre es für das Sprachverständnis im Lärm dem Kugelmikrofon vorzuziehen. Eine um 3dB verbesserte SNR kann sich in einer bis zu 40% besseren Sprachdiskrimination (Hawkins, Yakullo 1984; Valente et al. 1999) bemerkbar machen.

Abzuwägen bleibt, welchen Anteil die Richtcharakteristik des Mikrofons bezüglich aller Komponenten des binauralen Richtungshörens für die Lokalisationsfähigkeit der Schallquelle hat. Eine Möglichkeit zur Annäherung an diesen Aspekt bestünde darin, Versuchspersonen eine Richtungsbestimmung von Geräuschen vornehmen zu lassen, die mittels eines HATS aufgenommen wurden und die nicht nur auf eine Messebene beschränkt sind, sondern auch eine der Realität eher entsprechende dreidimensionale Komponente, abdecken könnten. Ähnliche Versuche wurden bereits ohne Hörgerät beschrieben (Fischer, Schäfer 1991). Hier muss außerdem der Faktor des Nachhalls, der in der Praxis die Unterscheidung von Störgeräusch und Signal erschwert, nochmals erwähnt und in die Untersuchungen einbezogen werden.

Erstaunlich ist, dass sich bisher nur vereinzelt Untersuchungen mit der unterschiedlichen Ohrmuschelgröße, der Vielzahl von Variationen der Ohrmuschel-anatomie und den daraus resultierenden Auswirkungen beim Tragen von Hörgeräten beschäftigen. Da sich schon bei der hier vorliegenden geringen Anzahl von Versuchsohrmuscheln eine derartige Bandbreite von Ergebnissen ergibt, ist zu erwarten, dass die Bedeutung in der praktischen Verwendung von Hörgeräten weit größer ist, als bisher vermutet.

## 5 Zusammenfassung

Bisher beschäftigen sich nur wenige Untersuchungen mit den interindividuellen Unterschieden der Ohrmuschel und den daraus resultierenden Auswirkungen bei der Verwendung von HdO-Hörgeräten.

Während bei 500Hz neben Torso, Schulter und Hals auch die Mikrofoncharakteristik den Schallempfang beeinflusst, scheint von 1000Hz bis 4000Hz der Kopf das Aufnahmemuster zu dominieren. Bei 4000Hz wird der Effekt der Ohrmuschel durch die Bauweise und Trageposition des Hörgeräts fast vollständig ausgeblendet. Der Mikrofontyp jedoch spielt eine geringe Rolle.

Die beiden untersuchten Hörgeräte können weder die Richtcharakteristik der natürlichen Ohrmuschel exakt imitieren noch zeigen sie durchgehend die für ein Nieren- bzw. Kugelmikrofon typische Kurvenformen. Zwar weisen beide Hörgeräte bei 1600Hz und 2500Hz nahezu identische Aufnahmemuster auf, doch scheint sich für die anderen Frequenzen ein leichter Vorteil des Nierenmikrofons durch eine bessere dorsale Schallabschwächung abzuzeichnen.

Bezüglich der Lage von Maxima und Minima kann man beim Nierenmikrofon, dessen Vorteile vor allem im niederfrequenten Bereich liegen, eine bessere Annäherung an die Messung ohne Hörgerät erkennen als beim Kugelmikrofon.

Beim Vergleich der verschiedenen Ohrgrößen unter dem Gesichtspunkt der Maxima und Minima liegt ein sehr uneinheitliches Ergebnisbild vor.

Hinsichtlich der Vorwärts-Rückwärts-Differenz ist das Nierenmikrofon wie schon in früheren Untersuchungen sowohl dem Kugelmikrofon, das eine unerwartet gute Richtwirkung zeigt, als auch dem Ohr ohne Hörgerät überlegen.

Bei 1000Hz und 1600Hz legen die gravierenden Schalldruckpegeldifferenzen der verschiedenen Ohrgrößen - die jedoch keine Proportionalität zueinander erkennen lassen - die Hypothese nahe, dass in diesem Frequenzbereich der Einfluss von Ohrmuschelgröße und -form gewichtiger ist, als die Unterschiede, die durch die Wahl des Mikrofontyps hervorgerufen werden.

Die Versuchsergebnisse weisen der spezifischen Anpassung von Hörgeräten in Bezug auf die interindividuellen Unterschiede von Ohrmuschelgröße und -form eine größere Bedeutung zu als bisher vermutet.

## 6 Literaturverzeichnis

Algazi VR, Duda RO, Duraiswami R, Gumerov NA, Tang Z, 2002  
Approximating the head-related transfer function using simple geometric models of the head and torso  
J Acoust Soc Am; 112(5 Pt 1): 2053-64

Amlani AM, 2001  
Efficacy of directional microphone hearing aids: a meta-analytic perspective.  
J Am Acad Audiol; 12(4): 202-14

Arentsschild O, Fröber B, 1972  
Comparative measurements of the effect of a directional microphone in the hearing aid  
J of Aud Tech; 11(6): 204-29

Ballachanda BB, 1997  
Theoretical and applied external ear acoustics  
J Am Acad Audiol; 8(6): 411-20

Blauert J, 1999  
Spatial Hearing: the psychophysics of human sound localization  
MIT Press, Cambridge, Massachusetts, London

Boenninghaus H-G, 1996  
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde für Studierende der Medizin  
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York

Brungart DS, Durlach NI, Rabinowitz WM, 1999  
Auditory localization of nearby sources II. Localization of a broadband source  
J Acoust Soc Am; 106(4 Pt 1): 1956-68

Brungart DS, Rabinowitz WM, 1999  
Auditory localization of nearby sources. Head-related transfer functions  
J Acoust Soc Am; 106(3 Pt 1): 1465-79

Burkhard MD, Sachs RM, 1975  
Anthropometric manikin for acoustic research.  
J Acoust Soc Am; 58(1): 214-22

Butler RA, 1986  
The bandwidth effect on monaural and binaural localization  
Hear Res; 21(1): 67-73

Dickreiter M, Schule für Rundfunktechnik (Hrsg.), 1987  
Handbuch der Tonstudioteknik, Band 1  
K G Saur; München, New York, London, Oxford, Paris

- Dirks DD, Gilman S, 1979  
Exploring azimuth effects with an anthropometric manikin.  
J Acoust Soc Am; 66(3): 696-701
- Dittberner AB, 2003  
Misconceptions when estimating the directivity index for directional microphone systems on a manikin  
Int J Audiol; 42(1): 52-4
- Egolf DP, Kennedy WA, Larson VD, 1991  
Occluded-ear simulator with variable acoustic properties  
J Acoust Soc Am; 91(5): 2813-23
- Farkas LG, Posnick JC, Hreczko TM, 1992  
Anthropometric growth study of the ear  
Cleft Palate Craniofac J; 29(4): 324-9
- Fischer WH, Schäfer JW, 1991  
Direction-dependent amplification of the human outer ear  
Br J Audiol; 25(2): 123-30
- Genuit K, 1984  
Ein Modell zur Beschreibung von Außenohrübertragungseigenschaften  
Dissertation, Fakultät für Elektrotechnik der Rheinisch-Westfälischen Techn. Hochschule Aachen
- Görne T, 1994  
Mikrofone in Theorie und Praxis  
Elektor-Verlag GmbH, Aachen
- Hawkins DB, Yakullo WS, 1984  
Signal-to-noise ratio advantage of binaural hearing aids and directional microphones under different levels of reverberation  
Speech Hear Disord; 49(3): 278-86
- Hofman PM, Van Riswick JG, Van Opstal AJ, 1998  
Relearning sound localization with new ears  
Nat neurosci; 1(5): 417-21
- Hudde H, Pösselt C, 1988  
Die Bedeutung des äußeren Ohres für das räumliche Hören beim Menschen aus der Sicht des Ingenieurwissenschaftlers  
HNO; 36: 215-20

- Jahn G, Vogelsang S, 1959  
Die einohrige Richtcharakteristik des menschlichen Gehörs.  
Hochfrequenztechn u Elektroakust; 68, 50-6
- Kalcioğlu MT, Mıman MC, Toplu Y, Yakinci C, Özturan O, 2003  
Anthropometric growth study of normal human auricle  
Int J Pediatr Otorhinolaryngol; 67(11): 1169-77
- Kuhn GF, 1979  
The pressure transformation from a diffuse sound field to the external ear and to the body and head surface  
J Acoust Soc Am; 65(4): 991-1000
- Kuhn GF, 1987  
Physical acoustics and measurements pertaining to directional hearing  
in Yost WA, Gourevitch G (eds.)  
Directional hearing  
Springer Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, London, Paris, Tokyo
- Kuhn GF, Burnett ED, 1977  
Acoustic pressure field alongside a manikin's head with a view towards in situ hearing-aid tests  
J Acoust Soc Am; 62(2): 416-23.
- Kuhn GF, Guernsey RM, 1983  
Sound pressure distribution about the human head and torso  
J Acoust Soc Am; 73(1): 95-105
- Küttig J, 2000  
Skript: Audiovisuelle Technik  
Fachhochschule Stuttgart, Hochschule für Druck und Medien
- Leeuw AR, Dreschler WA, 1991  
Advantages of directional hearing aid microphones related to room acoustics.  
Audiology; 30(6): 330-44
- Lehnhardt E, 1996  
Praxis der Audiometrie  
Thieme Verlag; Stuttgart, New York
- Maxwell RJ, Burkhard MD, 1979  
Larger ear replica for KEMAR manikin.  
J Acoust Soc Am; 65(4): 1055-8

- Nielsen HB, 1973  
A comparison between hearing aids with directional microphone and hearing aids with conventional microphone  
Scand Audiol; 2: 173-6
- Nielsen HB, Ludvigsen C, 1978  
Effect of hearing aids with directional microphones in different acoustic environments  
Scand Audiol; 7: 217-24
- Olsen HL, Hagerman B, 2002  
Directivity of different hearing aid microphone locations  
Int J Audiol; 41(1): 48-56
- Olsen HL, Hagerman B, 2003  
Misconceptions when estimating the directivity index for directional microphone systems on a manikin. Response to Dittberner  
Int J Audiol; 42(1): 55
- Olsen W, Carhart R, 1975  
Head diffraction effects on ear-level hearing aids  
Audiology; 14(3): 244-58
- Ptock M, Ptock A, Schönweiler R, 1996  
Audiometrie im Säuglings- und Kleinkindesalter  
Teil I: Die Entwicklung des Hörens und Besonderheiten des kindlichen Hörvermögens  
HNO aktuell; 4: 61-65
- Ricketts T, 2000  
The impact of head angle on monaural and binaural performance with directional and omnidirectional hearing aids  
Ear and Hearing; 21(4): 318-28
- Rohweder R, 1997  
Technische Aspekte bei der Kinder- und Erwachsenenversorgung  
Hörakustik; 32: 4-15
- Rubin LR, Bromberg BE, Walden RH, Adams A, 1962  
An anatomic approach to the obtrusive ear  
Plast Reconstr Surg; 29: 360-70
- Schirmer W, 1963  
Die Richtcharakteristik des Ohres  
Hochfrequenztechn u Elektroakust; 72, 39-48
- Schmidt RF, Thews G, 1995  
Physiologie des Menschen  
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York

Shaw EAG, 1974a  
The external ear  
in Keidel WD, Neff WD (eds.)  
Handbook of sensory physiology, volume V/1 (455-90)  
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York

Shaw EAG, 1974b  
Transformation of sound pressure level from the free field to eardrum in the horizontal plane  
J Acoust Soc Am; 56(6): 1848-61

Tolleth H, 1978  
Artistic anatomy, dimensions, and proportions of the external ear  
Clin Plast Surg; 5: 337-45

Tonning FM, 1975  
Auditory localization and its clinical application  
Audiology; 14(4): 368-80

Tröger J, 1930  
Die Schallaufnahme durch das äußere Ohr  
Physik Z; 31: 26-47

Valente M, Sweetow R, May A, 1999  
Using microphone technology to improve speech recognition  
High Performance Hearing Solutions Vol 3, 10-3  
Suppl. to: Hearing Review 1999, v. 6, no.1

Weimann S, Vorwerk U, Fechner D, Hey M, Begall K, 1997  
Resonanzspektren des äußeren Gehörganges in Bezug zum Alter, wachstumsspezifischen Parametern und Trommelfellimpedanz  
Sprache - Stimme - Gehör; 21: 91-95

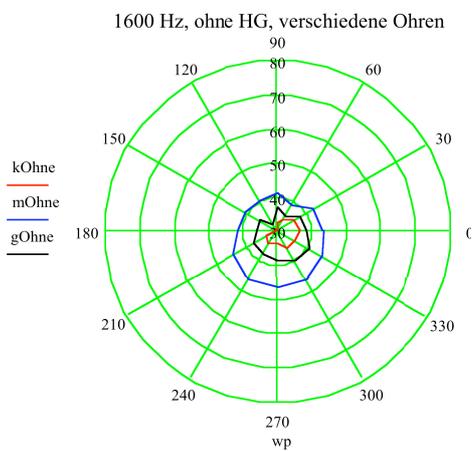
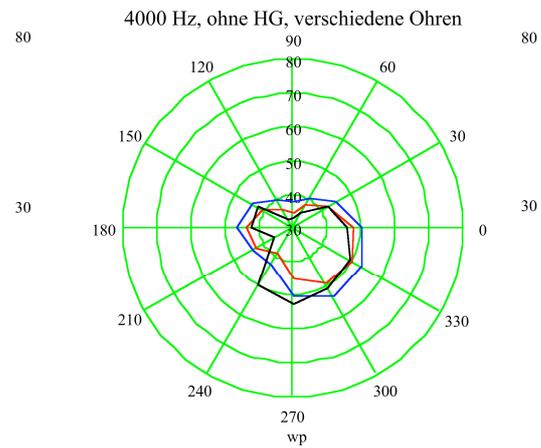
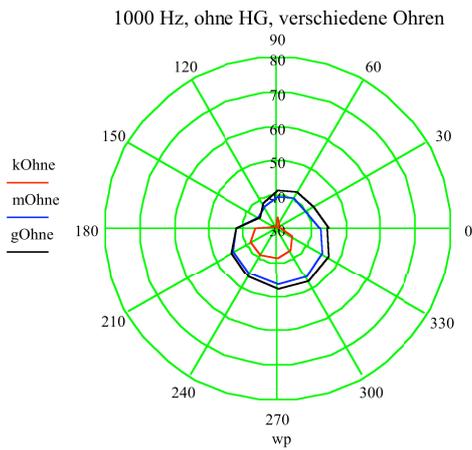
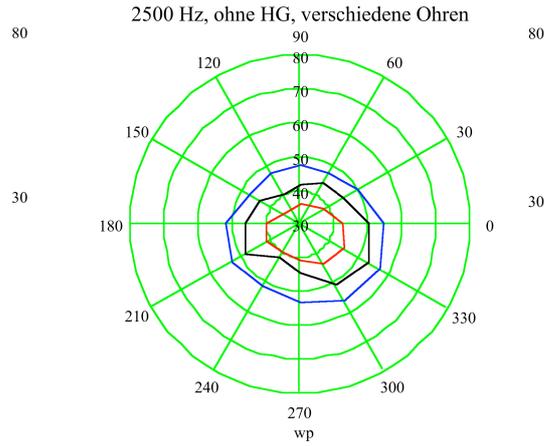
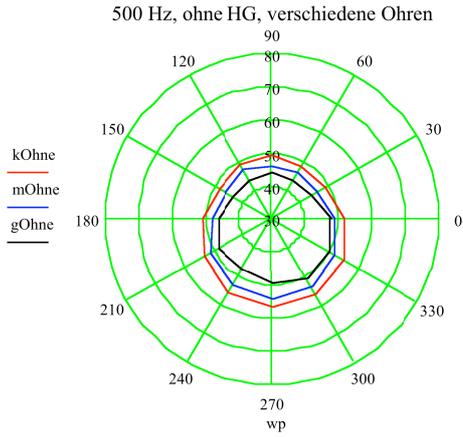
Wiener FM, 1947  
On the diffraction of a progressive sound wave by the human head  
J Acoust Soc Am; 19, 143-6

Wilkens H, 1972  
Kopfbezügliche Stereophonie – ein Hilfsmittel für Vergleich und Beurteilung verschiedener Raumeindrücke  
Acoustica; 26: 213-21

### **Internetseiten**

[www.manger-msw.com](http://www.manger-msw.com) (Manger®-Schallwandler in 2.3.)  
[www.unitron.com](http://www.unitron.com) (Hörgerätdaten in 2.3.)  
[www.phonak.com](http://www.phonak.com) (Hörgerätdaten in 2.3.)

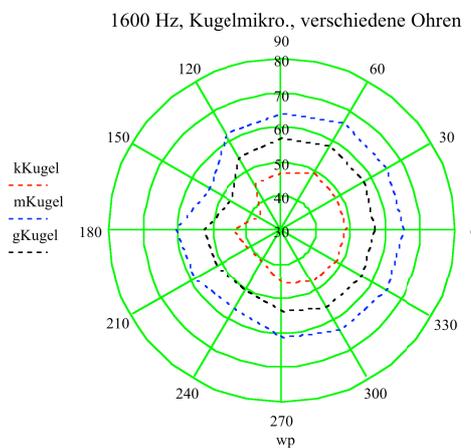
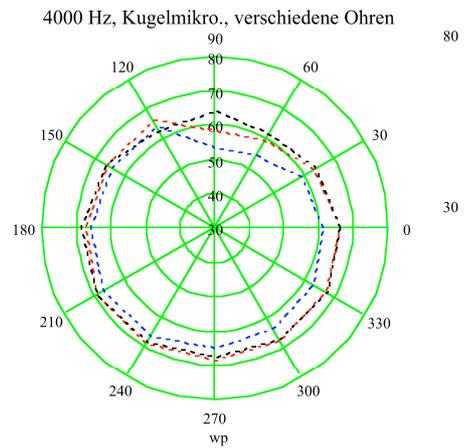
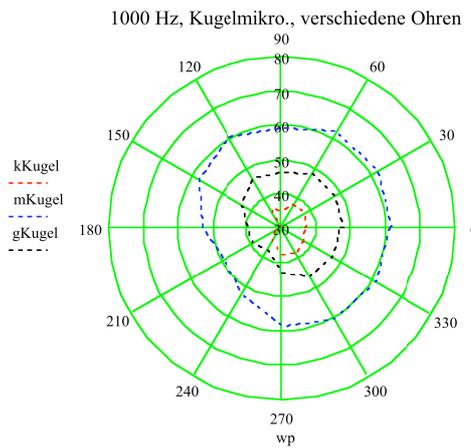
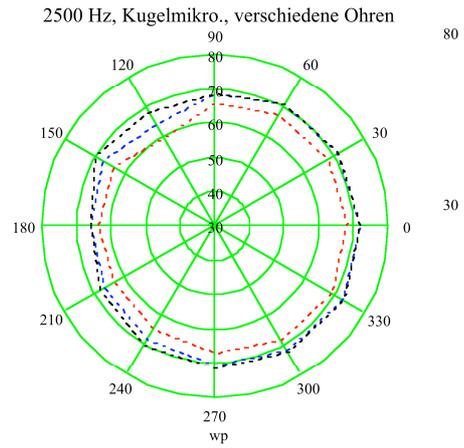
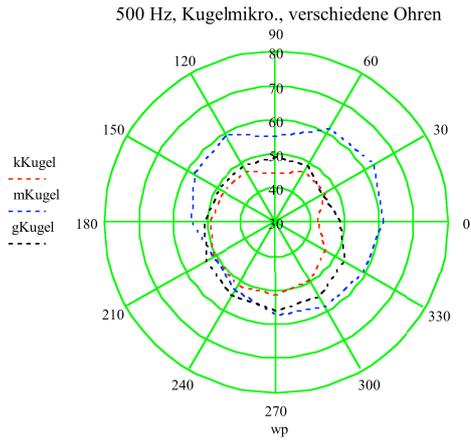
# 7 Anhang



Richtungsempfindlichkeit des HATS ohne Hörgerät  
 mit verschiedenen Ohrmuscheln  
 bei verschiedenen Frequenzen

kOhne = kleines Ohr ohne Hörgerät  
 mOhne = mittleres Ohr ohne Hörgerät  
 gOhne = großes Ohr ohne Hörgerät

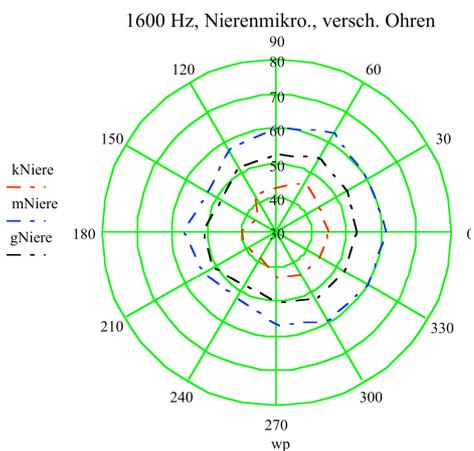
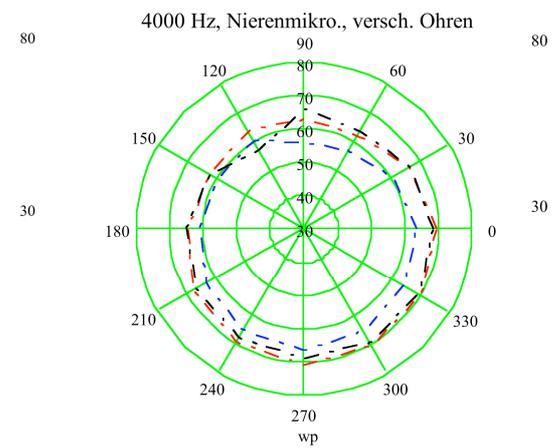
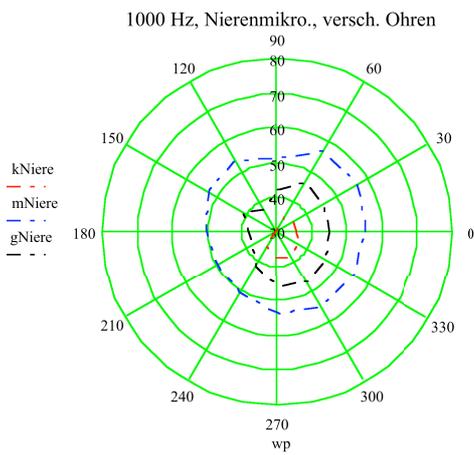
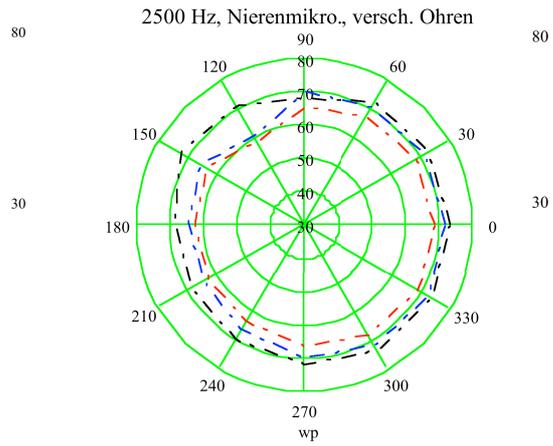
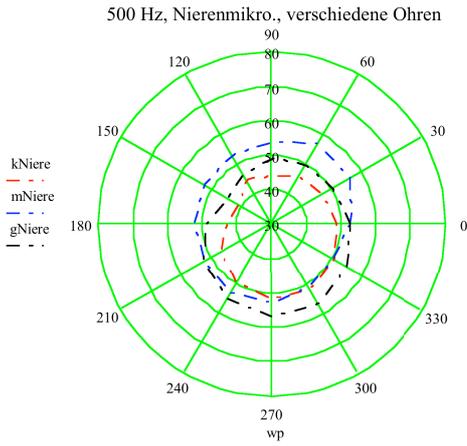
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der  
 Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den  
 Schalldruckpegel in dB



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit Kugelmikrofon  
 mit verschiedenen Ohrmuscheln  
 bei verschiedenen Frequenzen

kKugel = kleines Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 mKugel = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 gKugel = großes Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik

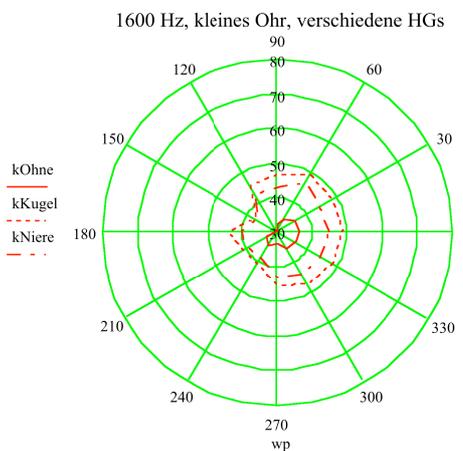
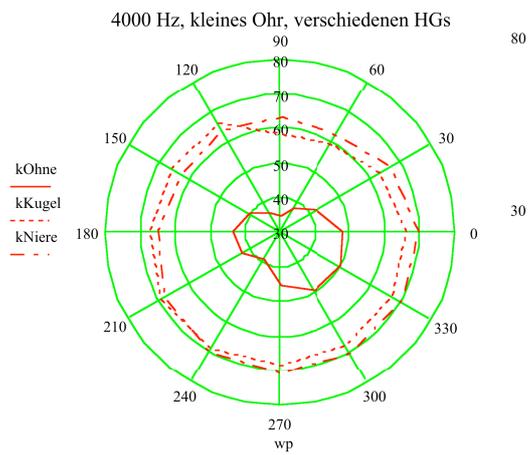
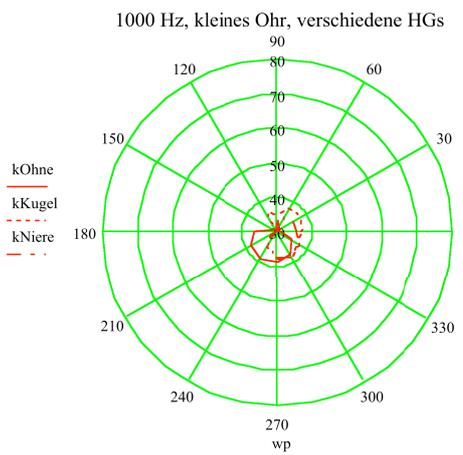
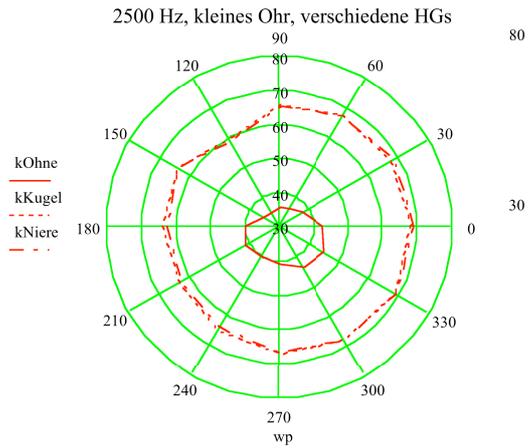
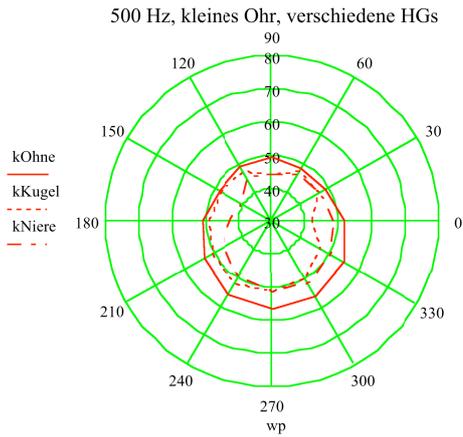
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der  
 Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den  
 Schalldruckpegel in dB



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit Nierenmikrofon  
 mit verschiedenen Ohrmuscheln  
 bei verschiedenen Frequenzen

kNiere = kleines Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik  
 mNiere = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik  
 gNiere = großes Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

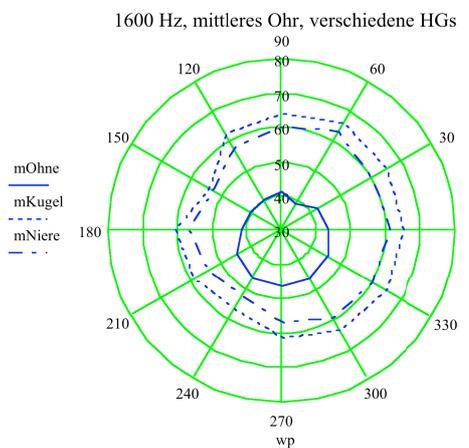
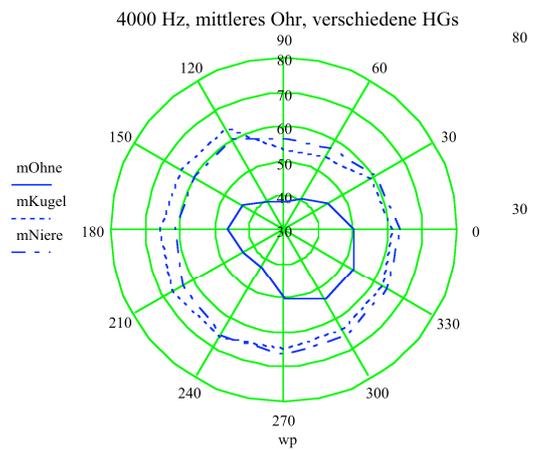
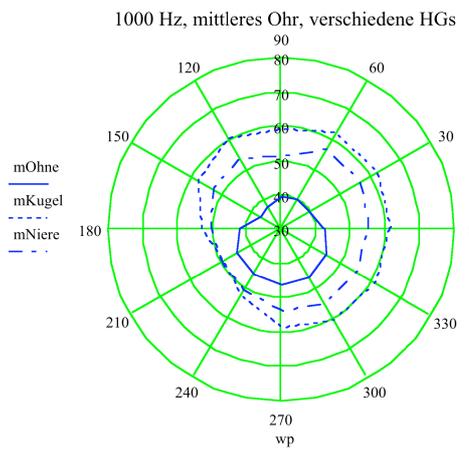
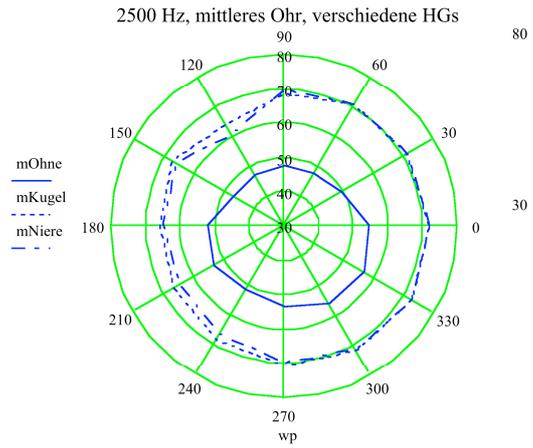
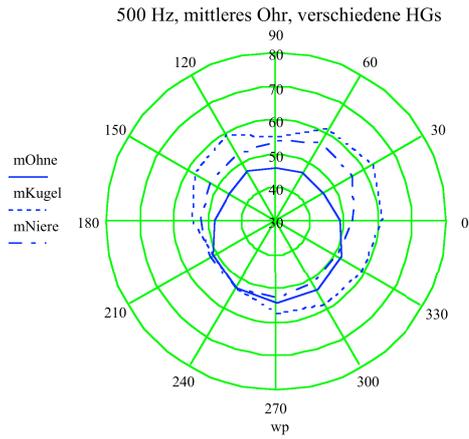
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der  
 Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den  
 Schalldruckpegel in dB



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit kleiner Ohrmuschel ohne Hg und mit Hg mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon bei verschiedenen Frequenzen

kOhne = kleines Ohr ohne Hörgerät  
 kKugel = kleines Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 kNiere = kleines Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

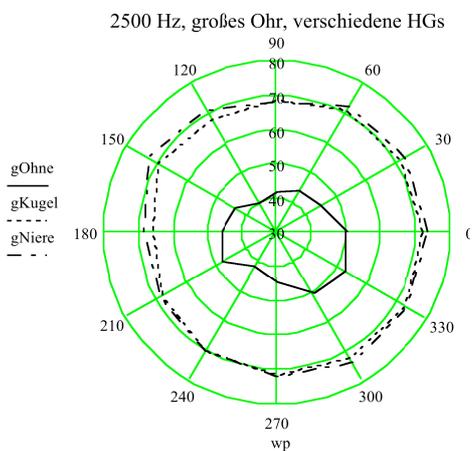
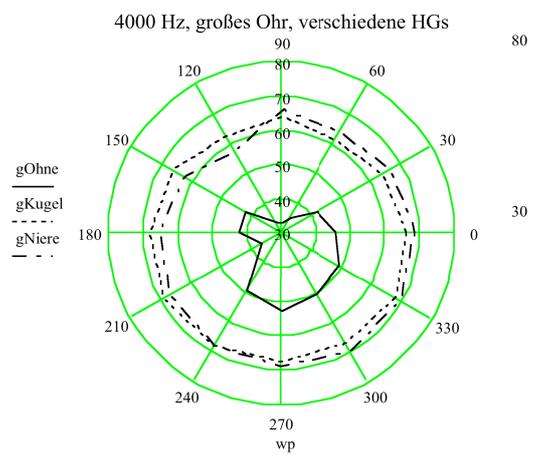
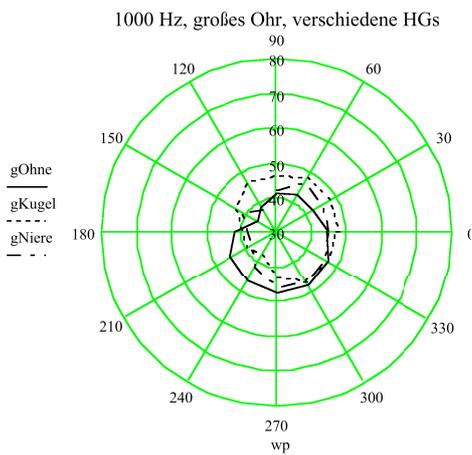
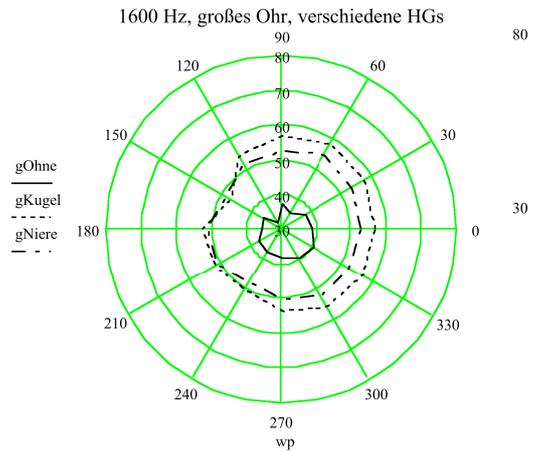
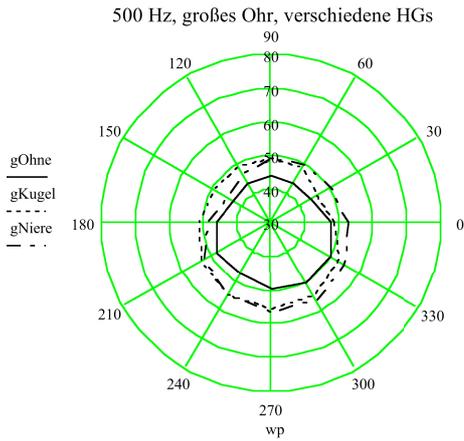
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel in dB



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit mittlerer Ohrmuschel ohne Hg und mit Hg mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon bei verschiedenen Frequenzen

mOhne = mittleres Ohr ohne Hörgerät  
 mKugel = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 mNiere = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

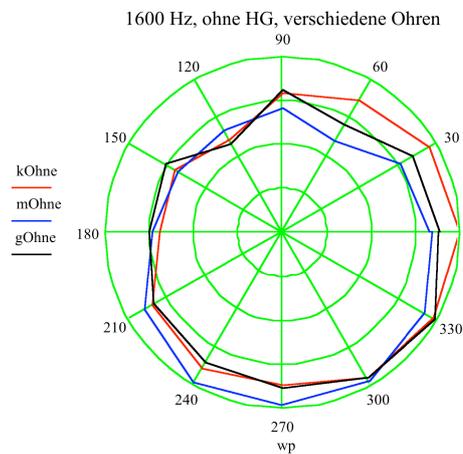
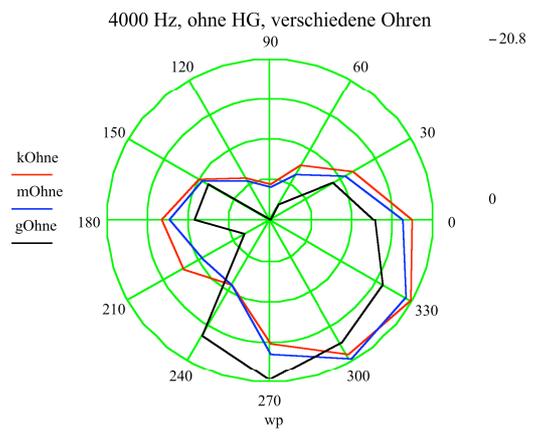
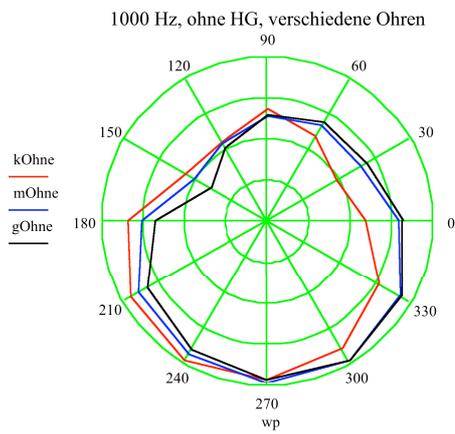
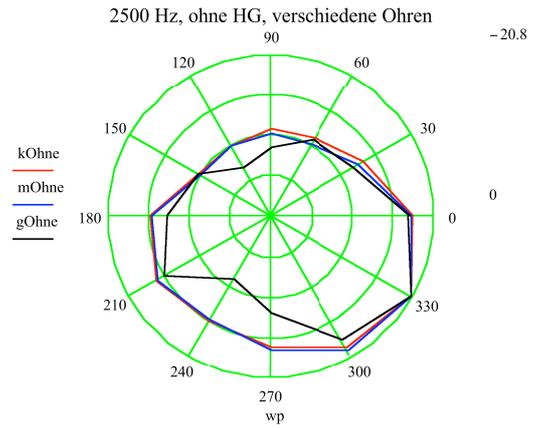
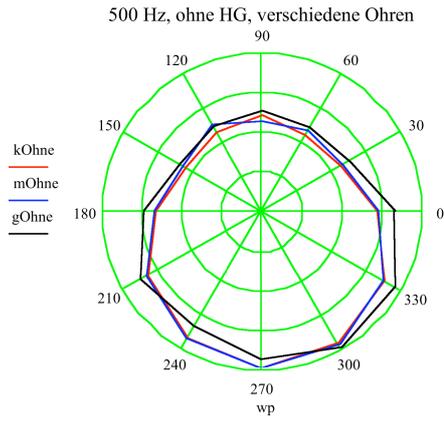
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel in dB



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit großer Ohrmuschel ohne Hg und mit Hg mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon bei verschiedenen Frequenzen

gOhne = großes Ohr ohne Hörgerät  
 gKugel = großes Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 gNiere = großes Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

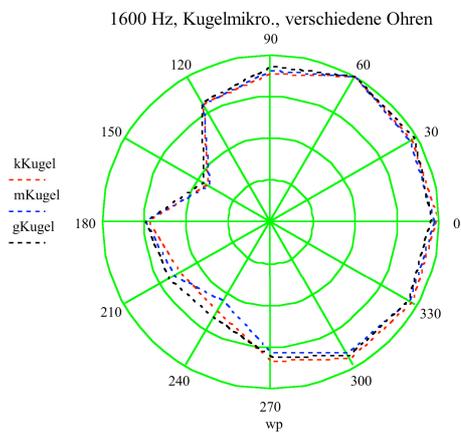
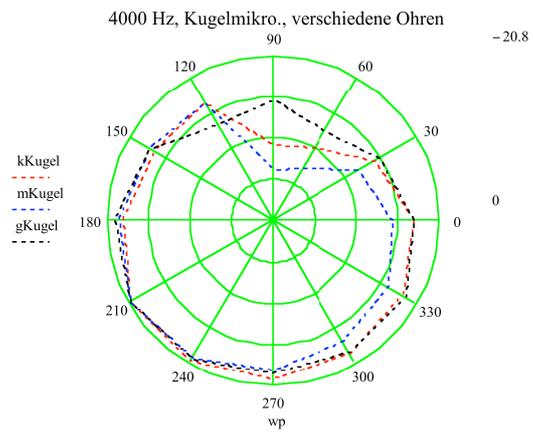
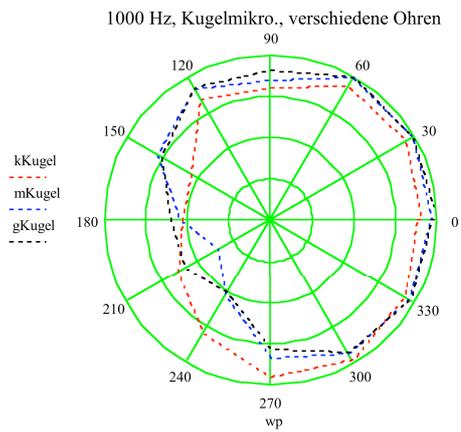
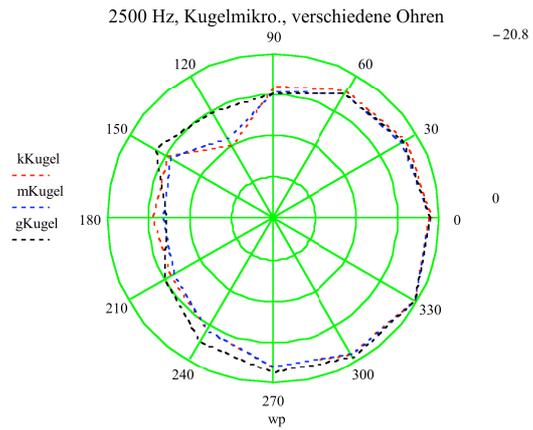
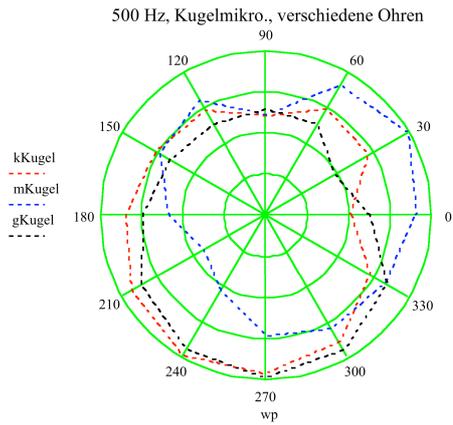
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel in dB



Richtungsempfindlichkeit des HATS ohne Hörgerät  
 mit verschiedenen Ohrmuscheln  
 bei verschiedenen Frequenzen

kOhne = kleines Ohr ohne Hörgerät  
 mOhne = mittleres Ohr ohne Hörgerät  
 gOhne = großes Ohr ohne Hörgerät

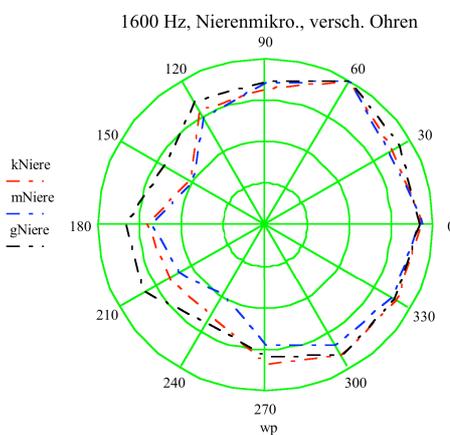
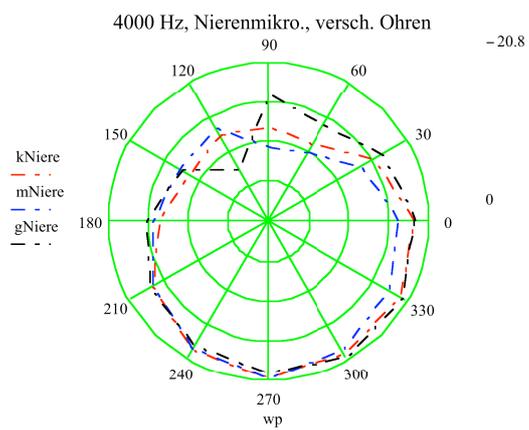
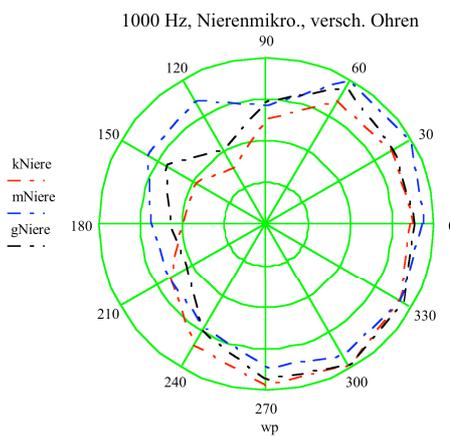
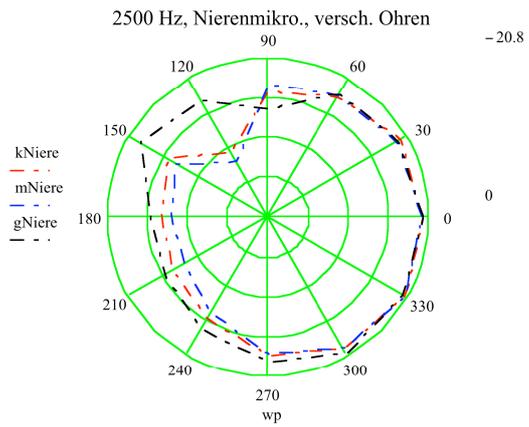
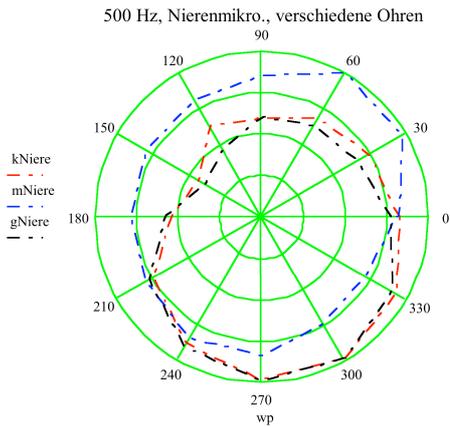
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der  
 Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel  
 in dB als relativen Wert bezogen auf das Maximum



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit Kugelmikrofon  
 mit verschiedenen Ohrmuscheln  
 bei verschiedenen Frequenzen

kKugel = kleines Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 mKugel = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 gKugel = großes Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik

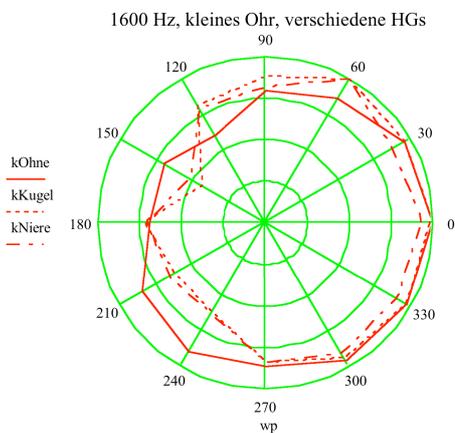
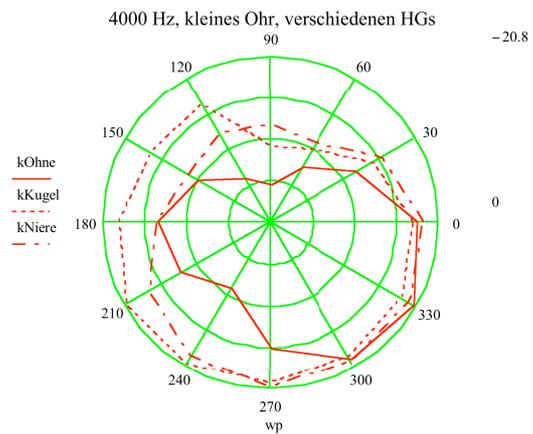
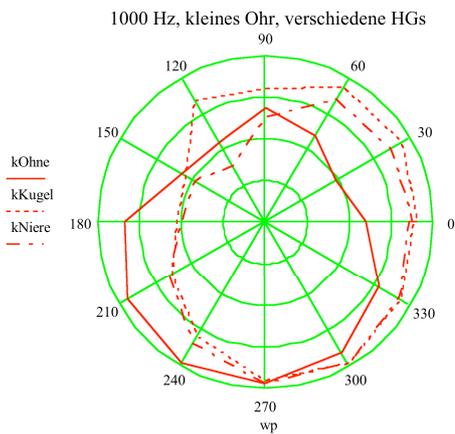
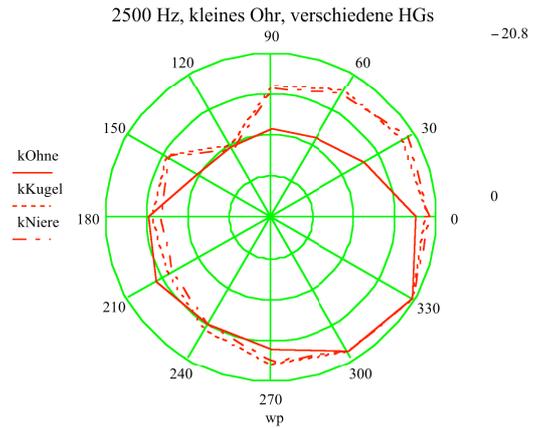
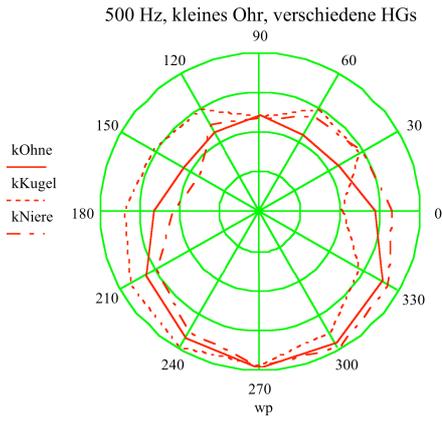
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der  
 Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel  
 in dB als relativen Wert bezogen auf das Maximum



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit Nierenmikrofon  
 mit verschiedenen Ohrmuscheln  
 bei verschiedenen Frequenzen

kNiere = kleines Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik  
 mNiere = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik  
 gNiere = großes Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

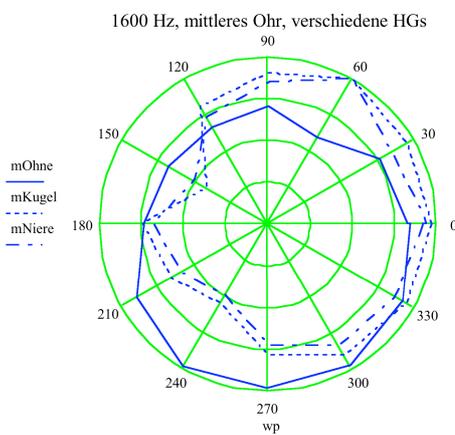
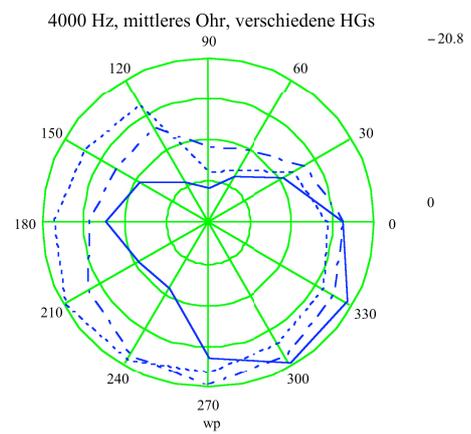
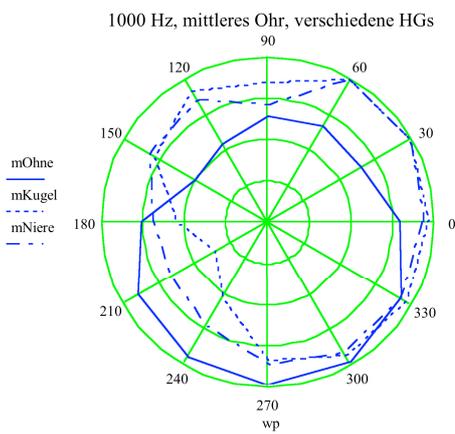
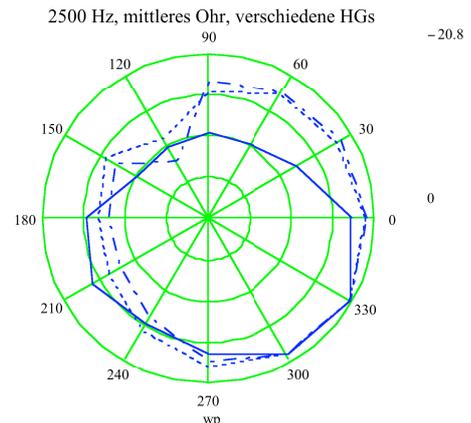
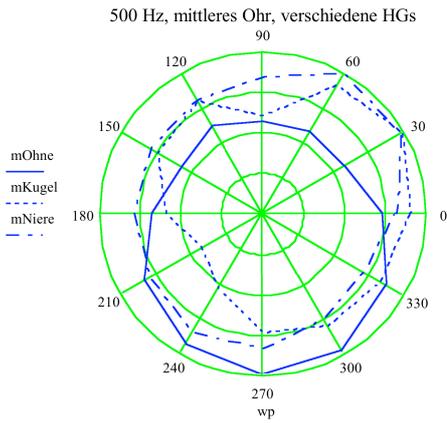
die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der  
 Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel  
 in dB als relativen Wert bezogen auf das Maximum



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit kleiner Ohrmuschel ohne Hg und mit Hg mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon bei verschiedenen Frequenzen

kOhne = kleines Ohr ohne Hörgerät  
 kKugel = kleines Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 kNiere = kleines Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel in dB als relativen Wert bezogen auf das Maximum

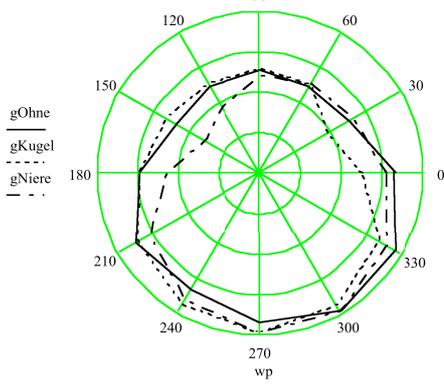


Richtungsempfindlichkeit des HATS mit mittlerer Ohrmuschel ohne Hg und mit Hg mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon bei verschiedenen Frequenzen

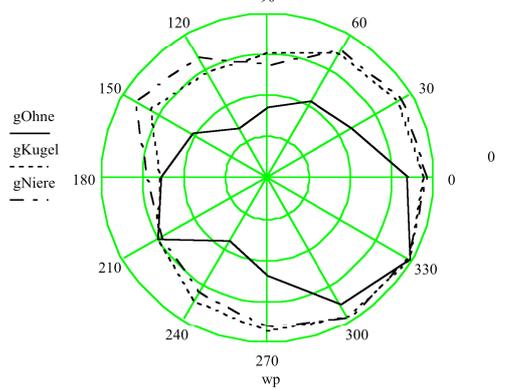
mOhne = mittleres Ohr ohne Hörgerät  
 mKugel = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 mNiere = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel in dB als relativen Wert bezogen auf das Maximum

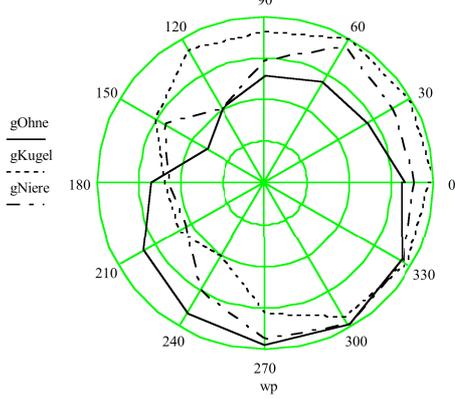
500 Hz, großes Ohr, verschiedene HGs



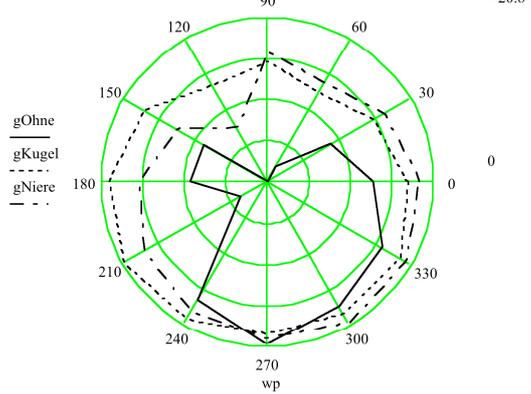
2500 Hz, großes Ohr, verschiedene HGs



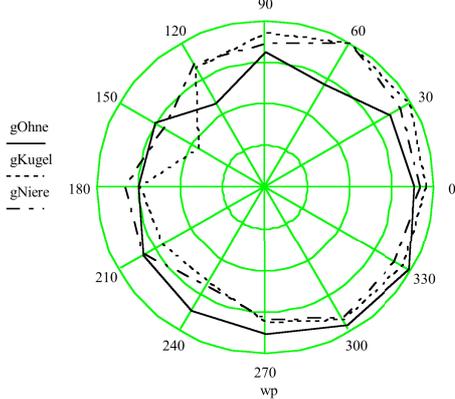
1000 Hz, großes Ohr, verschiedene HGs



4000 Hz, großes Ohr, verschiedene HGs



1600 Hz, großes Ohr, verschiedene HGs



Richtungsempfindlichkeit des HATS mit großer Ohrmuschel ohne Hg und mit Hg mit Nieren- bzw. Kugelmikrofon bei verschiedenen Frequenzen

gOhne = großes Ohr ohne Hörgerät  
 gKugel = großes Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik  
 gNiere = großes Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

die Skalierung des Kreisdiagramms entspricht der Drehung des HATS in 30°-Schritten  
 die Kreislinien des Diagramms zeigen den Schalldruckpegel in dB als relativen Wert bezogen auf das Maximum

## Position der Maxima und Minima der Schalldruckpegel im Kreisdiagramm

HG-Ohr-Kombination		kOhne		mOhne		gOhne	
Frequenz	Min	Max	Min	Max	Min	Max	
500Hz	60°, 150°	270°	90°	270°	150°	300°	
1000Hz	30°	240°	150°	270°	150°	300°	
1600Hz	120°	360°	60°	240°	120°	330°	
2500Hz	120°	330°	120°	330°	120°	330°	
4000Hz	90°	330°	90°	300°	90°	270°	
HG-Ohr-Kombination		kKugel		mKugel		gKugel	
Frequenz	Min	Max	Min	Max	Min	Max	
500Hz	0°	240°	210°	30°	30°	270°	
1000Hz	180°	300°	210°	30°	240°	360°	
1600Hz	150°	60°	150°	60°	150°	60°	
2500Hz	120°	330°	120°	330°	180°	330°	
4000Hz	90°	210°	90°	210°	60°	210°	
HG-Ohr-Kombination		kNiere		mNiere		gNiere	
Frequenz	Min	Max	Min	Max	Min	Max	
500Hz	150°	300°	330°	60°	150°	270°, 300°	
1000Hz	120°	300°	210°	30°	120°	300°	
1600Hz	150°	60°	240°	60°	240°	60°	
2500Hz	120°	330°	120°	330°	90°	300°	
4000Hz	60°	270°	90°	270°	120°	300°	

## Vorwärts-Rückwärts-Differenz der Schalldruckpegel

(ermittelt aus den Kreisabschnitten 330°-360° und 150°-180°)

HG-Ohr-Kombination	kOhne	mOhne	gOhne	kKugel	mKugel	gKugel	kNiere	mNiere	gNiere
<b>Frequenz</b>									
500Hz	4,1dB	3,7dB	4,7dB	-3,9dB	4,3dB	0,7dB	8,2dB	-0,5dB	7,5dB
1000Hz	-0,3dB	4,9dB	7,1dB	7,8dB	6,4dB	6,2dB	8,4dB	3,6dB	6,0dB
1600Hz	6,2dB	3,7dB	3,9dB	8,3dB	7,9dB	7,2dB	6,4dB	6,4dB	3,2dB
2500Hz	6,4dB	6,6dB	7,1dB	5,0dB	5,9dB	5,0dB	6,0dB	7,2dB	3,2dB
4000Hz	7,3dB	7,1dB	5,6dB	0,2dB	-2,8dB	-0,2dB	6,5dB	3,4dB	5,2dB
<b>Mittelwert</b>	4,7dB	5,2dB	5,7dB	3,5dB	4,3dB	3,8dB	7,1dB	4,0dB	5,0dB

**kOhne** = kleines Ohr ohne Hörgerät

**mOhne** = mittleres Ohr ohne Hörgerät

**gOhne** = großes Ohr ohne Hörgerät

**kKugel** = kleines Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik

**mKugel** = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik

**gKugel** = großes Ohr mit Hörgerät mit Kugelcharakteristik

**kNiere** = kleines Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

**mNiere** = mittleres Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

**gNiere** = großes Ohr mit Hörgerät mit Nierencharakteristik

## **Danksagung**

Folgenden Personen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, gilt mein besonderer Dank:

- Meinem Doktorvater Prof. Dr. Dr. h.c. J. Helms für die Überlassung des Themas und die Freiheit bei der Ausgestaltung und zeitlichen Einteilung
- Herrn Prof. Dr. F. Schardt für die Übernahme des Koreferats
- Meinen Betreuern Herrn Dipl.-Ing. L. Moser und Herrn Dipl.-Ing. R. Keim für die theoretische und praktische Begleitung in allen Phasen der Arbeit
- Den Mitarbeiter/Innen der Huth & Dickert Hörgeräte GmbH und des Dental Studios Schmid, dass Sie mir die Herstellung der Ohrmodelle in Ihren Firmen ermöglichten
- Last not least: Meinem Mann Michael für seine Hilfe in jeder Beziehung

Ohne die freundliche Mithilfe dieser Personen wäre die Durchführung der Arbeit in der vorliegenden Form nicht möglich gewesen.

# **Lebenslauf**

## **Persönliche Daten**

Judith Wohlleben, geb. Aulbach  
geb. am 10.07.1976 in Darmstadt  
verheiratet, zwei Kinder

## **Ausbildung und beruflicher Werdegang**

1982 – 1986 Hans-Memling-Schule, Mömlingen

1986 – 1995 Julius-Echter-Gymnasium, Elsenfeld  
(neusprachlicher Ausbildungszweig)

1995 – 2001 Studium der Zahnmedizin, Julius-Maximilians-Universität, Würzburg

2001 – 2003 Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin in der  
Praxis Dr. Hufnagel, Kitzingen

2004 – 2005 Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dr. Lilly, Kitzingen