

**Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen- und Ohrenkranke**

der Universität Würzburg

**Direktor: Professor Dr. med. Rudolf Hagen**

**Experimente mit dem Audiometer visible speech™  
(Madsen) an verschiedenen HdO Hörgeräten,  
Vergleich verschiedener HdO Hörgeräte**

**Inaugural - Dissertation**

zur Erlangung der Doktorwürde der

**Medizinischen Fakultät**

der

**Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von**

**Antje Elena Maria Kemper**

**aus Mellrichstadt**

**Würzburg, November 2005**

**Referent: Professor Dr. med. Jan Helms**  
**Koreferent: Professor Dr. med. Fritz Schardt**

**Dekan: Professor Dr. Georg Ertl**

**Tag der mündlichen Prüfung:**

**14.02.2006**

**Die Promovendin ist Zahnärztin**

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung und Problemstellung.....</b>	<b>Seite 1</b>
<b>2. Geschichte von „visible speech“ .....</b>	<b>Seite 3</b>
<b>3. Grundlagen.....</b>	<b>Seite 5</b>
3.1 Physiologie.....	Seite 5
3.2 Audiometrie.....	Seite 5
3.3 Funktionsweise von Hörgeräten, Hörgeräteanpassung.....	Seite 6
<b>4. Material.....</b>	<b>Seite 8</b>
4.1 Materialien zur Kalibrierung der REM Sonde.....	Seite 8
4.2 Modifizierter konischer Kuppler.....	Seite 10
4.3 Erstellen einer Signaldatei.....	Seite 11
4.4 Haltevorrichtung für die REM Sonde.....	Seite 11
4.5 Modifizierte Otoplastik.....	Seite 12
4.6 Hörgeräte.....	Seite 15
4.7 Geräte.....	Seite 15
<b>5. Versuchsaufbau .....</b>	<b>Seite 17</b>
5.1 Kalibrierung der REM Sonde.....	Seite 17
5.2 Versuchsaufbau am Ohrsimulator.....	Seite 19
5.3 Versuchsaufbau in situ.....	Seite 22
<b>6. Versuchsdurchführung.....</b>	<b>Seite 24</b>
6.1 Messungen mit unterschiedlichen Pegeln.....	Seite 24
6.2 Messungen zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit.....	Seite 26
6.3 Änderungen an der Versuchsdurchführung.....	Seite 27
6.4 Besonderheiten während der Versuchsdurchführung.....	Seite 28
<b>7. Ergebnisse.....</b>	<b>Seite 29</b>
7.1 Auswertung.....	Seite 29
7.2 Messungen mit unterschiedlichen Pegeln.....	Seite 31
7.3 Messungen zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit.....	Seite 32
7.4 Messungen zum Qualitätsvergleich der beiden Hörgeräte.....	Seite 32

<b>8. Diskussion.....</b>	<b>Seite 33</b>
8.1 Kalibrierung.....	Seite 33
8.2 Platzierung der Messsonde.....	Seite 33
8.3 Platzierung der REM Sonde.....	Seite 34
8.4 Messung der Gehörgangsresonanz.....	Seite 34
8.5 Graphische Darstellung.....	Seite 35
8.6 Signaldateien des visible speech™.....	Seite 36
8.7 Pegelregulation des Eingangssignals.....	Seite 37
8.8 Diskussion des Versuchsaufbaus.....	Seite 38
8.9 Auffälligkeiten während der Messungen.....	Seite 40
<b>9. Zusammenfassung und Wertung.....</b>	<b>Seite 41</b>
9.1 Kritikpunkte am visible speech™ Audiometer.....	Seite 41
9.2 Möglichkeiten des visible speech™ Audiometers.....	Seite 43
<b>10. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>Seite 44</b>

## 1. Einleitung und Problemstellung

Schwerhörige durch eine geeignete Hörgeräteversorgung bestmöglich zu rehabilitieren stellt auch heute noch eine Herausforderung für Hörgeräteindustrie und Hörgeräteakustiker dar. Ein Problem hierbei ist, dass bei den meisten Schwerhörigen nicht nur eine angehobene Hörschwelle, sondern auch eine abgesunkene Unbehaglichkeitsschwelle vorliegt und somit ein schmalere Bereich zur Verfügung steht, in den durch geeignete Verstärkung der durch das Mikrofon aufgenommene Schall transferiert werden muss. Eine weitere Forderung, die an moderne Hörgeräte gestellt wird, ist, den Eingangsschall in Sprache und lästige Störgeräusche zu trennen und die Störgeräusche herauszufiltern.

Herkömmliche Messungen von Hörgeräten werden in einer Messbox mit Hilfe von Tonsignalen durchgeführt. Inzwischen wird jedoch angezweifelt, ob moderne Hörgeräte mit Hilfe dieser Messungen ausreichend geprüft werden können. Das Audiometer visible speech<sup>TM</sup> von Madsen ist zur in situ Testung von Hörgeräten mit verschiedenen Signalen, unter anderem auch Sprachdateien, konzipiert. Dieses Audiometer soll es dem Hörgeräteakustiker ermöglichen durch real ear measurements (Messungen direkt am Ohr des Patienten statt in einer Messbox bzw. am Manekin) seinem schwerhörigen Kunden und dessen Angehörigen visuell die Problematik des eingeschränkten Hörbereichs sowie die Möglichkeiten der Versorgung mit unterschiedlichen Hörgeräten (lineare und programmierbare Highend Hörgeräte) zu veranschaulichen. Die tatsächliche Aussagekraft und Reproduzierbarkeit der Messungen wird überprüft und das Audiometer kritisch bewertet.

Im Rahmen dieser Dissertation werden zwei verschiedene hinter-dem-Ohr Hörgeräte eines Probanden gemessen.

Es werden Messungen der Hörgeräte am Ohrsimulator, einem konischen Kuppler mit einem Volumen von 1,2 ccm, in der herkömmlichen Messbox durchgeführt. Hierbei werden die durch die Hörgeräte umgewandelten Tonsignale mit einem Messmikrofon sowie mit einem Referenzmikrofon gemessen und zur Verarbeitung verstärkt an einen PC weitergegeben.

Laut Anleitung des Madsen Testgerätes werden die beiden Hörgeräte mit verschiedenen Signalen in situ gemessen. Nachdem bei mehrfachen Messungen an ein und demselben Hörgerät aufgrund einer nicht reproduzierbaren Messsondenplatzierung eine dementsprechende Streuung erwartet wird, werden Messungen mit einer eigens hergestellten Otoplastik durchgeführt. Diese Otoplastik wird so modifiziert, dass die Platzierung der Messsonde exakter vorgenommen werden kann.

Die Auswertung der Messungen erfolgt hinsichtlich der Kriterien Aussagekraft und Reproduzierbarkeit. Ein Qualitätsvergleich der beiden unterschiedlichen Hörgerätetypen wird durchgeführt.

Die erwarteten Ergebnisse haben eine mangelnde Aussagekraft aufgrund dessen, dass die Diagramme nicht ohne größeren Aufwand außerhalb des visible speech™ Programms gespeichert werden können, somit also ein Vergleich bei mehreren Messungen mit gleichem Versuchsaufbau erschwert ist. Bei der Verwendung herkömmlicher Hörgeräte soll laut Anleitung des Messgerätes keine Anpassung des Pegels am Hörgerät vorgenommen werden. In Frage gestellt wird eine signifikante Überlegenheit von programmierbaren Highend Hörgeräten gegenüber herkömmlichen Hörgeräten bei entsprechender Bedienung. Weiterhin werden eine fehlende Reproduzierbarkeit bei nicht modifizierter Otoplastik und eine vorhandene Reproduzierbarkeit bei modifizierter Otoplastik erwartet.

## 2. Geschichte von „visible speech“

Der Begriff „visible speech“ und damit der Versuch, Sprache sichtbar darzustellen, taucht bereits in der Vergangenheit mehrmals in unterschiedlichen Bedeutungen auf.

Alexander Melville Bell brachte 1867 sein Buch „Visible Speech. Universal alphabets of selfinterpreting physiological letters for the writing of all languages in one alphabet“ heraus. Nachdem Bell's Frau Eliza 1859 ertaubt war, entwickelte er die in seinem Buch beschriebene Lautschrift, welche zeichnerisch die Positionen der Sprachorgane während der Artikulation darstellt und dadurch eine Hilfe für gehörlose Schüler beim Erlernen von Sprache sein soll sowie ein Universalalphabet für alle Sprachen darstellen soll. Bell's Sohn Alexander Graham Bell (1847 – 1922) unterrichtete taubstumme Schüler mit Hilfe dieses phonetischen Alphabetes. Von 1873 bis 1877 war er Professor für Sprechtechnik und Physiologie der Stimme an der Universität Boston. 1877 heiratete er seine taube Schülerin Mabel Hubbard, die Tochter seines Geschäftspartners. Er erfand unter anderem das Kohlemikrophon, das Audiometer, eine Induktionswaage, einen Wachszyylinder zum Aufnehmen von Schall sowie einiges im Bereich der Flugtechnik. Weiterhin war er an der Entwicklung des Telefons maßgebend beteiligt.

1886 wurde die Internationale Phonetische Gesellschaft gegründet, die das Internationale Phonetische Alphabet (IPA) entwickelte. Dieses beschreibt Sprache mit Hilfe einer Einteilung in Laute, Art und Stelle der Artikulation sowie das artikulierende Organ.

Die Entwicklung des ersten klassischen Sonagraphen (Kay Electronic Company, Pine Brook, New Jersey, USA) erbrachte die Möglichkeit, Sprachsignale in Sonagrammen sichtbar darzustellen. Sonagramme zerlegen Schall in Zeit (ms, x-Achse), Frequenz (Hz, y-Achse) und Intensität (dB, z-Achse). Ralf K. Potter beschrieb 1945 in seinem Artikel „Visible pattern of sound“ Anwendungsmöglichkeiten, 1946 berichteten Koenig, Dunn und Lancey zusätzlich über die Funktionsweise des Sonagraphen.

Meyer-Eppler (1913 – 1960) forschte in den Bereichen synthetischer Spracherzeugung sowie elektrischer Musik. Er war Dozent für experimentelle Physik, Phonetik und Kommunikationsforschung an der Universität Bonn und arbeitete mit der visible-speech-Methode sowie mit dem Vodocoder. Der Vodocoder (1939) lieferte die Möglichkeit, Schall in seine Frequenzanteile aufzutrennen und stellte so ein wesentliches Hilfsmittel für die elektrische Sprachsynthese (text-to-speech-translation) dar.

Jedoch nicht nur in der Sprachsynthese, sondern auch in der Spracherkennung spielt die visible-speech-Methode eine große Rolle. Die Grundlagen der Spracherkennung sind die Phonetik, die Linguistik sowie die elektronische Signalverarbeitung. Unterschieden wird zwischen der Erkennung von Einzelwörtern und von fortlaufender Sprache. Die Probleme hierbei ähneln denen bei Hörgeräten: nichtlineare Zeitstandardisierung, Cocktailparty-Effekt und Spezifität des Sprechenden.

Die Weiterführung der Spracherkennung ist die automatische Identifikation und Verifikation des Sprechenden sowie die maschinelle Übersetzung. Auch in diesem Bereich basieren Forschungen und Forschungsgeräte auf der visible-speech-Methode.

Erfolgreich umgesetzt werden konnte „visible speech“ bereits in Handys durch eine Trennung der Störgeräusche von der übermittelten Sprache, mit denen sonst eine Kommunikation im Straßenverkehr schwerlich möglich wäre.

Auch in modernen Hörgeräten wird versucht diese Methode anzuwenden, fraglich ist jedoch, ob momentan schon die Platzverhältnisse sowie die erforderliche Leistung hierfür ausreichen.



## **3. Grundlagen**

### **3.1 Physiologie**

Im Tonaudiogramm lassen sich, auch für jeweils beide Ohren getrennt, Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle darstellen. Hierbei wird von einem Bezugsschallpegel von 0 dB bei 1 kHz ausgegangen. Der Schalldruckpegel (dB SPL) wird über der Frequenz (Hz bzw. kHz) aufgetragen.

Zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle befindet sich beim Normalhörenden der Hauptsprachbereich, der die Form einer Niere einnimmt. An die Unbehaglichkeitsschwelle schließt sich die Schmerzgrenze an, die relativ unabhängig von der Frequenz bei 120 bis 130 dB SPL liegt.

Der Most-Comfortable-Level beschreibt den Bereich im Tonaudiogramm, der den angenehmsten Pegel für den jeweiligen Probanden darstellt.

Die untere und obere Hörgrenze befinden sich bei 16 und 25.000 Hz, die höchste hörbare Frequenz soll bei Kleinkindern sogar bis zu 30.000 Hz betragen.

Der Hauptsprachbereich liegt bei einer Frequenz zwischen 125 und 6.000 Hz sowie einem Schalldruck zwischen 25 und 75 dB.

Im Audiogramm werden Frequenzen von 125 bis 10.000 Hz gemessen, mit denen der Hauptsprachbereich eingeschlossen ist.

### **3.2 Audiometrie**

Unter Audiometrie versteht man Methoden zur Hörprüfung mit elektrischen Messgeräten, den Audiometern. In der Hörgeräteanpassung ist das Tonaudiogramm von Bedeutung. Im Tonaudiogramm wird der Dynamikbereich, der sich zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle (Un-Comfortable-Level) befindet, dargestellt.

Hörgeräteprüfungen werden entweder in einer Messbox, am Manekin oder in situ vorgenommen. Die in situ Messungen (Real Ear Measurements, REM) werden mit Hilfe eines zwischen Trommelfell und Otoplastik befindlichen

Sondenmikrophons vorgenommen. Unter anderem wird die Aufblähkurve, eine Hörkurve mit Hörgerät, ermittelt. Auch können Messungen des Lautdifferenzierungsvermögens mit Hörgerät stattfinden. Mit Real Ear Aided Response (REAR) wird ebenfalls mit Hilfe eines Sondenmikrophons der Schalldruckpegel in unmittelbarer Nähe des Trommelfells unter Verwendung eines Hörgerätes gemessen.

### **3.3 Funktionsweise von Hörgeräten, Hörgeräteanpassung**

Moderne Hörgeräte sind mit der AGC Funktion (Automatic Gain Control) ausgestattet. Hierbei erfolgt im Gegensatz zu Hörgeräten mit der Peak-Clipping Funktion eine automatische, an den jeweilig vorhandenen Dynamikbereich angepasste Verstärkung, während beim Peak-Clipping über den Dynamikbereich hinausgehende verstärkte Signale „abgeschnitten“ werden.

Der Dynamikbereich wird zum einen durch den Un-Comfortable-Level und zum nächsten durch die Hörschwelle begrenzt. In diesen Dynamikbereich muss durch entsprechende Verstärkung durch das Hörgerät der empfangene Schall übertragen werden. Idealerweise soll der übertragene Schall im Bereich des Most-Comfortable-Level des Hörgeräteträgers liegen.

Die Probleme, die sich bei der AGC ergeben, sind die Einschwing- und die Ausschwingzeit. Diese sind Verzögerungen der Dämpfung / Verstärkung durch das Hörgerät, die sich bei einer Erhöhung / Erniedrigung des Schalldruckpegels am Mikrophon des Hörgerätes ergeben und sich in Form leichter Verzerrungen äußern. Auch beim Peak-Clipping entstehen Verzerrungen.

Eine weitere unerwünschte Eigenschaft von Hörgeräten ist die akustische Rückkopplung. Durch Aufnahme des vom Hörgerät verstärkten Schalls über das Mikrophon des Hörgerätes entstehen hierbei Pfeiftöne. Hier ist eine entsprechend dichte Anpassung der Otoplastik erforderlich.

Bei einer dicht angepassten Otoplastik kann der Okklusionseffekt auftreten. Er entsteht dadurch, dass durch die dichte Otoplastik tiefe Frequenzen, die beim Sprechen des Patienten auftreten, nicht via Luftleitung, aber via Knochenleitung in den Gehörgang gelangen und diesen nicht wieder verlassen können. Um

einen vorhandenen Okklusionseffekt zu eliminieren kann man entweder eine tiefer reichende Otoplastik für den Patienten herstellen, oder versuchen einen Kompromiss zwischen Rückkopplungseffekt und Okklusionseffekt einzugehen, indem die Otoplastik weniger dicht gestaltet wird.

Bei der Hörgeräteanpassung wird neben einem Audiogramm des Patienten eine Bestimmung der Gehörgangsresonanz erforderlich. Durch die Otoplastik ist die natürliche Gehörgangsresonanz nicht mehr vorhanden. Dem entsprechend muss die Verstärkung des Hörgerätes um den verloren gegangenen Betrag der Verstärkung durch die Gehörgangsresonanz berücksichtigt werden.

Bei der Einstellung der Verstärkungsleistung ist darauf zu achten, dass die Frequenzbereiche um 80 Hz und um 120 Hz, die der Grundschwingung des männlichen beziehungsweise des weiblichen Kehlkopfes entsprechen, ausreichend verstärkt werden. Ebenfalls ist wichtig, Konsonanten gut zu verstärken.

Das Eigenrauschen des Hörgerätes, das bei ruhiger Umgebung vorhanden sein kann, sollte möglichst gering gehalten werden.

## **4. Material**

### **4.1 Materialien zur Kalibrierung der REM Sonde**

Um das Messmikrofon der REM Sonde mit einer Eichschallquelle (Bruel & Kjaer, Acoustical Calibrator Type 4231, Seriennummer 1730933) kalibrieren zu können, wird als Passstück ein Zylinder aus Kunststoff hergestellt. Dieser Zylinder entspricht in seinem Durchmesser der Aufnahme der Eichschallquelle. In der Mitte des Zylinders befindet sich eine Bohrung, die den Außendurchmesser der Messsonde aufweist. So wird es ermöglicht, die Messsonde genau und reproduzierbar vor der Schallquelle des Eichgerätes anzubringen (siehe 5.1 Kalibrierung der REM Sonde).

Für die Kalibrierung des Referenzmikrophons wird ein Dichtungsring über die Aufnahme der Eichschallquelle gelegt und das Referenzmikrofon auf das Loch in der Mitte in Richtung der Schallquelle des Eichgerätes gedrückt. Hier ist es nicht möglich, das Referenzmikrofon direkt vor der Schallquelle zu platzieren. Bei dieser Kalibrierung wird von einer Dämpfung von 4 dB ausgegangen, die entsprechend berücksichtigt wird (siehe 5.1 Kalibrierung der REM Sonde).

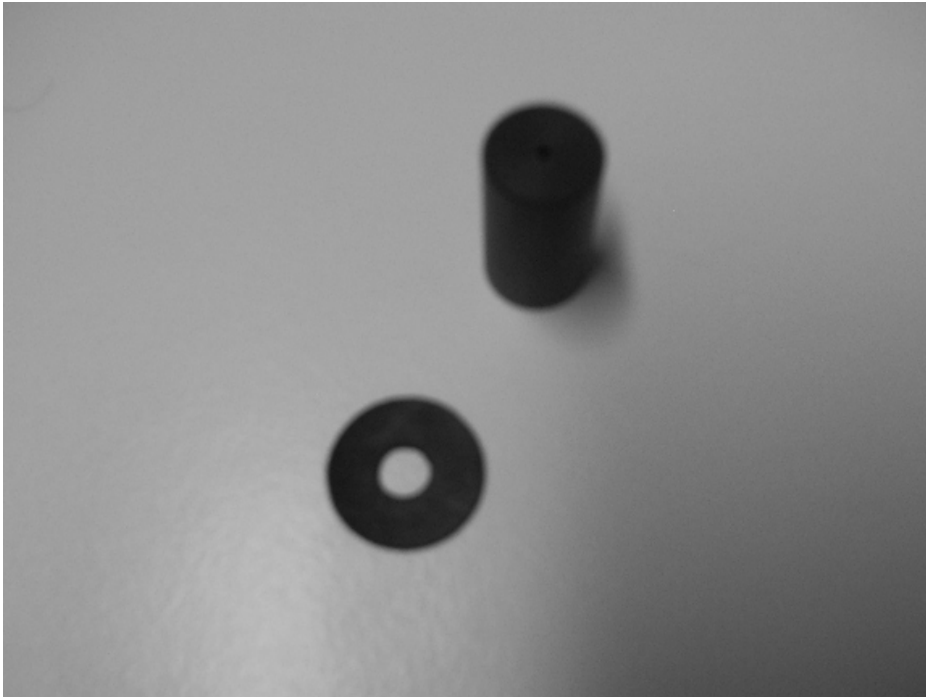


Bild 1: Dichtungsring und Zylinder mit Bohrung



Bild 2: Dichtungsring auf Referenzmikrofon

## 4.2 Modifizierter konischer Kuppler

Um in einer Messbox mit Hilfe eines konischen Kupplers als Ohrsimulator mit dem Audiometer visible speech™ Hörgeräte messen zu können, wird an einem konischen Kuppler mit einem Volumen von 1,2 ccm eine Bohrung angefertigt, in die ein Metallröhrchen mit einem Außendurchmesser von 0,9 mm eingesetzt und angelötet wird. Dieses Metallröhrchen bietet die Möglichkeit, die Messsonde des visible speech™ darüber zu stülpen und diese so reproduzierbar lokalisieren zu können.

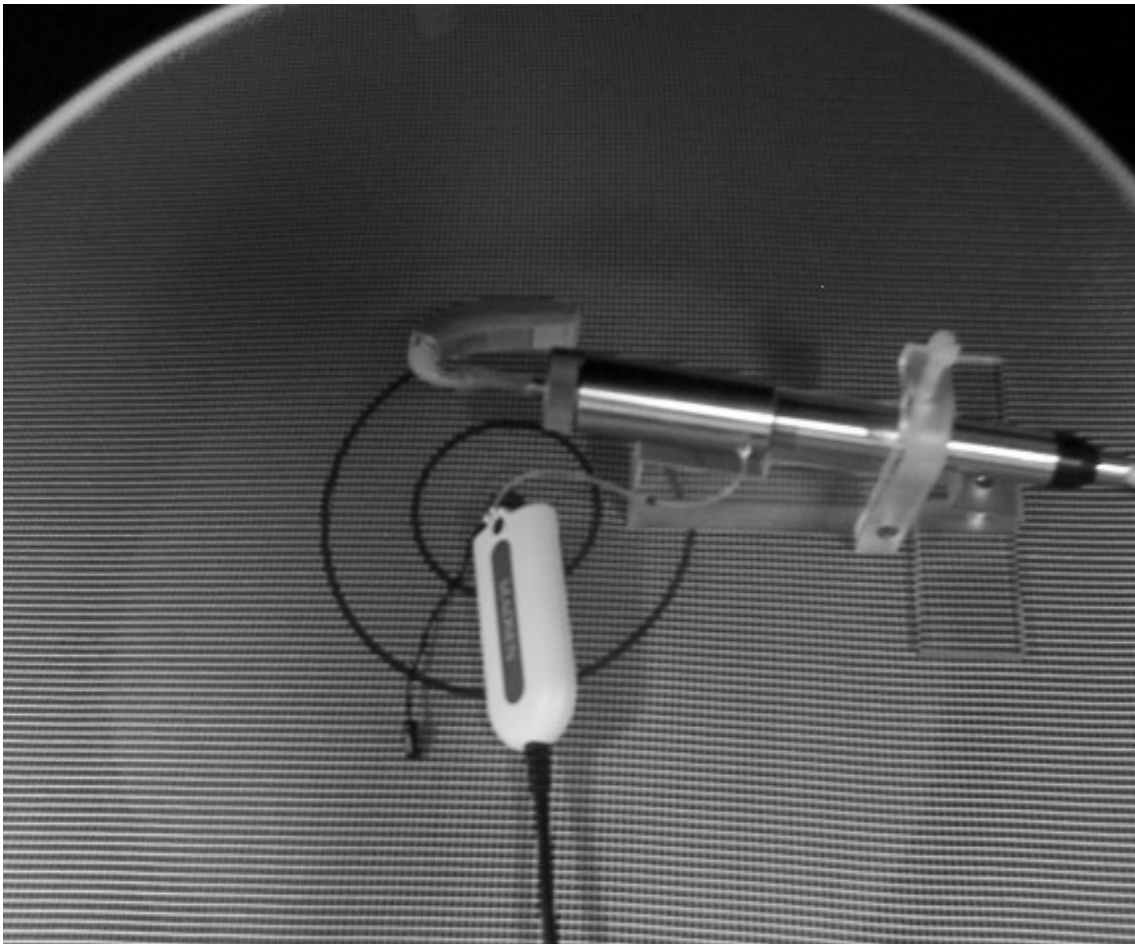


Bild 3: Konischer Kuppler mit angeschlossenem Hörgerät und REM Sonde in der Messbox

### **4.3 Erstellen einer Signaldatei**

Aus dem HSM Satztest werden von der Original CD des Track04 auf Kanal zwei die ersten beiden Sätze („Niemand konnte Auskunft geben. Beeil dich bitte“) als Testdatei verwendet. Diese beiden Sätze werden in sechs verschiedenen Intensitäten mit jeweils 10 dB Differenz im audio-Format auf sechs Spuren (Track01 bis 06) mit jeweils 10 sec Laufzeit auf eine Test CD gebrannt.

### **4.4 Haltevorrichtung für die REM Sonde**

Für die Befestigung der REM Sonde des Audiometers visible speech™ wird aus einem defekten Kopfhörer eine Haltevorrichtung angefertigt. Die Lautsprecher des Kopfhörers werden entfernt, so dass der Metallbügel mit den Aufnahmen für die Lautsprecher verbleibt. Die Aufnahmen für die Lautsprecher werden mit Kabelschläuchen versehen, um mehr Tragekomfort zu erreichen sowie um eine Befestigungsmöglichkeit für die REM Sonde zu bekommen. Die REM Sonde wird auf den Kabelschlauch der vorderen Lautsprecheraufnahme an das jeweils zu messende Ohr geknipst und befindet sich so in unmittelbarer Nähe zum Ohr des Patienten.

In der Anleitung des visible speech™ Audiometers wird empfohlen, das Referenzmikrophon an einem für das visible speech™ Audiometer als Zubehör erhältlichen Kopfbügel zu befestigen. Dieser Kopfbügel ermöglicht jedoch keine gute Befestigungsmöglichkeit für die REM Sonde, so dass für die Messungen am Probanden die eigens angefertigte Haltevorrichtung bevorzugt wird und der visible speech™ Kopfbügel nicht zur Anwendung kommt.



Bild 4: Haltevorrichtung für die REM Sonde

#### **4.5 Modifizierte Otoplastik**

Laut Anleitung des Madsen Testgerätes ist es vorgesehen, die Messsonde neben der Otoplastik im Gehörgang zu positionieren. Zur ungefähren Längenabmessung befindet sich an der Messsonde ein Stopp, der auf die Länge der Otoplastik im Gehörgang eingestellt wird. Beim Einsetzen der Otoplastik wird darauf geachtet, dass der Stopp gerade noch neben der Otoplastik sichtbar ist.

Ob auf diese Weise eine reproduzierbare Messung ermöglicht ist, wird bezweifelt. Die Sonde kann durch das darüber Schieben der Otoplastik sowohl durch die Otoplastik komprimiert werden, als auch in ihrer Position verändert werden, so dass die Position der Sonde in Relation zum Trommelfell als auch zum Ausgang der Otoplastik bei wiederholten Messungen mit erneutem Einsetzen der Otoplastik nicht konstant ist.

Um nachzuweisen, ob sich hierdurch ein Fehler ergibt, sowie um das Ausmaß dieses Fehlers zu bestimmen, wird eine modifizierte Otoplastik angefertigt.

Die modifizierte Otoplastik wird mit Hilfe eines Abdrucks des Gehörgangs vom Hörgeräteakustiker hergestellt. An der Rohform der Otoplastik wird eine Bohrung vorgenommen, in der ein Metallröhrchen mit einem Außendurchmesser von 0,9 mm verlaufen soll. Dieses Metallröhrchen dient als Befestigung



für das Sondenmikrofon. Der Gehörgang des Probanden wird otoskopisch untersucht, die Otoplastik auf ihre Passung hin überprüft und das Metallröhrchen so angepasst, dass es bei eingesetzter Otoplastik knapp 2 mm in das Gehörgangsrestvolumen hineinragt, ohne das Trommelfell oder den Gehörgang zu traumatisieren, und sich so in direkter Nähe zum Trommelfell befindet. Daraufhin wird das Metallröhrchen mit Epoxidharz Klebstoff eingeklebt und die Otoplastik durch den Hörgeräteakustiker fertig gestellt.

Beim Einsetzen der modifizierten Otoplastik muss darauf geachtet werden, dass beim Einsetzen der Otoplastik in den Gehörgang kein Cerumen in das Metallröhrchen gelangt. Das Sondenmikrofon wird über das nach außen ragende Metallröhrchen gestülpt. So ist eine reproduzierbare Lokalisation des Sondenmikrophons gegeben.

Nach jeder Messung mit der modifizierten Otoplastik wird ein dünner Metalldraht von außen nach innen durch das Metallröhrchen geführt, um zu prüfen, ob beim Einsetzen der Otoplastik das Metallröhrchen durch Cerumen oder Gehörgangsepithel verstopft wurde.

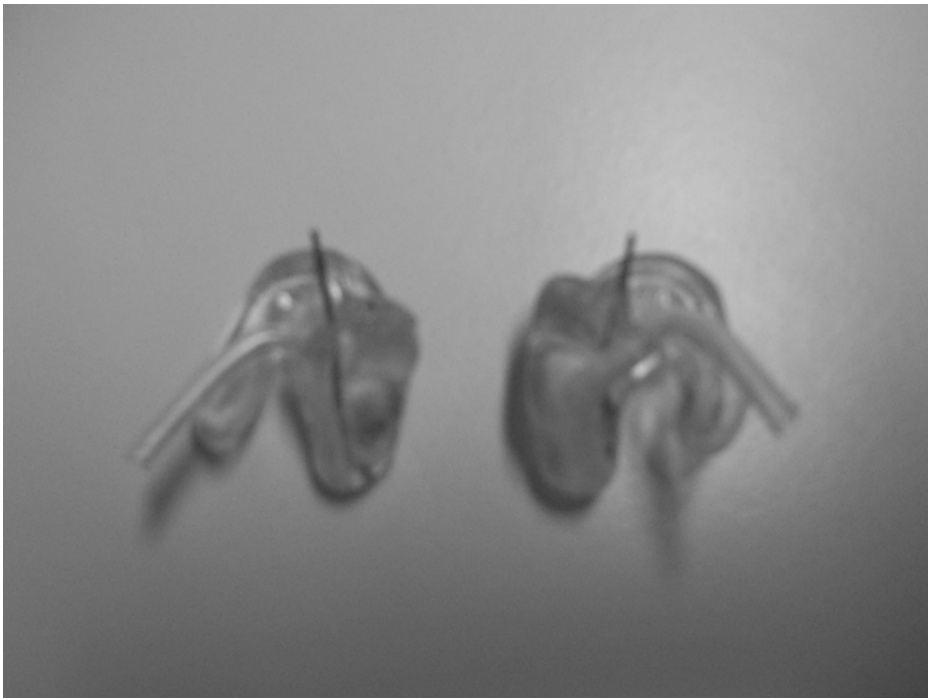


Bild 5: modifizierte Otoplastiken

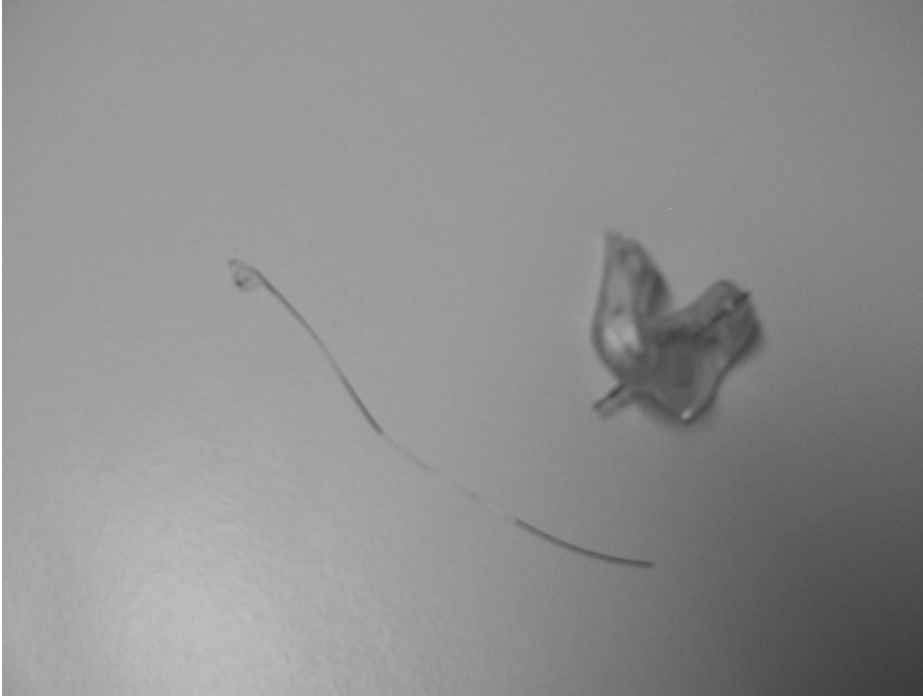


Bild 6: Metalldraht zur Reinigung der modifizierten Otoplastik

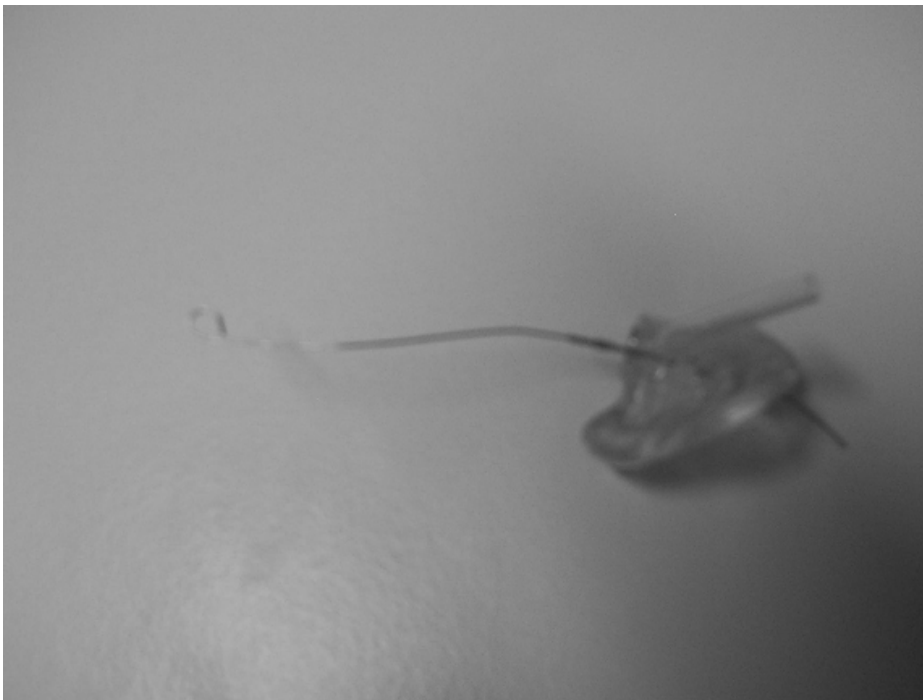


Bild 7: Reinigung der modifizierten Otoplastik mit dem Metalldraht

#### 4.6 Hörgeräte

Für die Messungen werden die Hörgeräte DigiFocus II –SPO # 905634 (linke Seite) und Supero™ 412 # O6H54047 (rechte Seite) verwendet.

<b>Technische Daten</b>	<b>DigiFocus II</b>	<b>Supero™ 412</b>
Maximale Verstärkung	86 dB	86 dB
Maximaler Ausgangsschalldruck	143 dB SPL	145 dB SPL
Frequenzgang	140 – 4.600 Hz	< 100 – 4.800 Hz

#### 4.7 Geräte

Die verwendeten Verstärker sind der Vorverstärker der Marke Bruel & Kjaer (Measuring Amplifier Type 2636, Seriennummer 1726504) sowie der Endverstärker der Marke Parasound (HCA 1500A High Current Power Amplifier, Seriennummer 247042).

Als Lautsprecher für die in situ Messungen kommt der Manger Schallumwandler zum Einsatz.

Die beiden Hörgeräte werden in der Messbox (Bruel & Kjaer, Anechoic Test Chamber Type 4222, Seriennummer 1716983) sowie an dem Audiometer (Madsen, visible speech™ – USB, Seriennummer V6M81W) getestet.

Zur Kontrolle des Pegels wird die Eichschallquelle (Bruel & Kjaer, Acoustical Calibrator Type 4231, Seriennummer 1730933) eingesetzt.

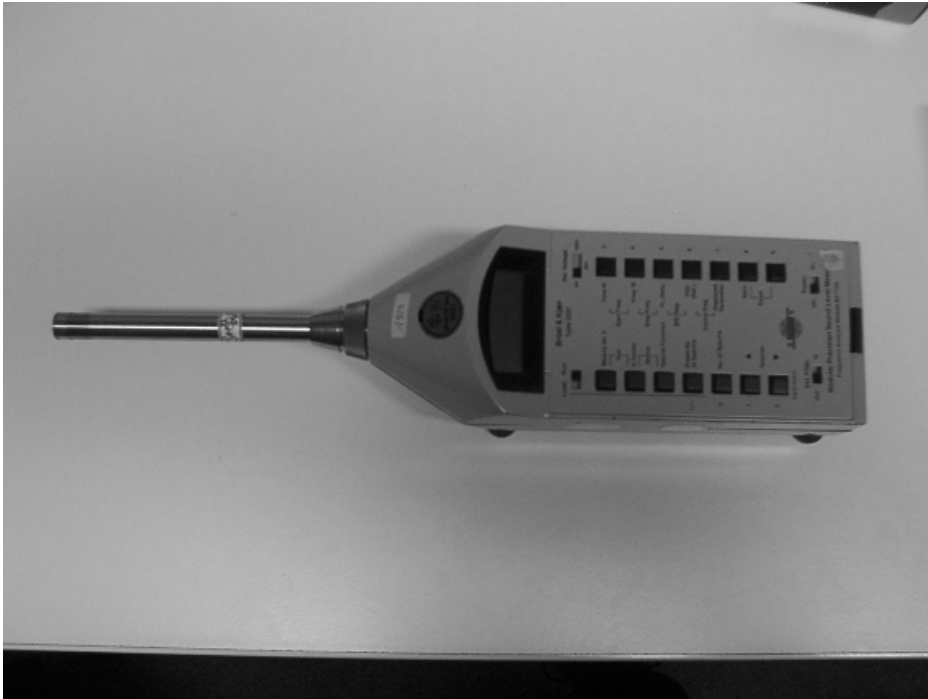


Bild 8: Klasse 1 Schallpegelmesser mit Eichmarke

Für die Kalibrierung der REM Sonde wird das Testmikrophon (Calibration Chart for Condensor Microphone Cartridge Type 4133, Serial No. 218044, 1/2 Zoll, Nickelmembran) verwendet.



Bild 9: Eichschallquelle

## 5. Versuchsaufbau

### 5.1 Kalibrierung der REM Sonde

Mit Hilfe einer mit dem PTB-Prüfsiegel versehenen Eichschallquelle (Briel & Kjaer, Acoustical Calibrator Type 4231, Seriennummer 1730933), die ein Signal von 1000 Hz mit einer Intensität von 94 dB abgibt, wird eine Kalibrierung der Mikrophone (Mess- und Referenzmikrofon) durchgeführt. Die hierfür verwendeten Materialien sind unter 4.1 Materialien zur Kalibrierung der REM Sonde beschrieben.



Bild 10: Kalibrierung der Messsonde



Bild 11: Kalibrierung des Referenzmikrophons

Vor jeder neuen Messreihe wird in der Messbox eine Kalibrierung des Sonden-  
schlauchs vorgenommen.



Bild 12: Kalibrierung des Sondenschlauchs in der Messbox

## 5.2 Versuchsaufbau am Ohrsimulator

Entsprechend der Abbildung 1 erfolgen unterschiedliche Messreihen an einem Ohrsimulator. Über den Generator wird das Signal eingespeist. Dieses Signal wird über das jeweilige zu messende Hörgerät an den Ohrsimulator, einen konischen Kuppler (nach Prof. Friedrich Keller, Freiburg) mit einem Volumen von 1,2 ccm, weitergegeben. An dem konischen Kuppler wird das empfangene Signal zum einen von außen über das Messmikrophon der REM Sonde (Sondenschlauch) und zum anderen von innen über das Referenzmikrophon der REM Sonde abgenommen, verstärkt und zur Auswertung an einen PC weitergeleitet.

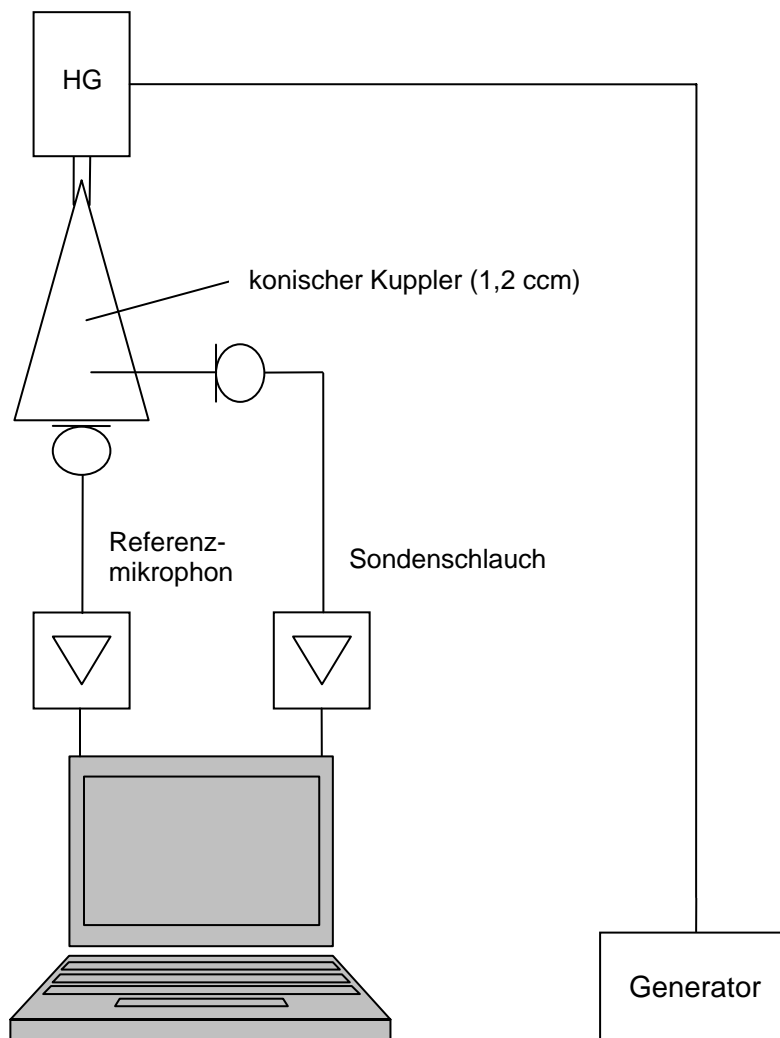


Bild 13: Versuchsaufbau Ohrsimulator

Zur Überprüfung der durch die REM Sonde gemessenen Daten wird ein weiteres Mikrofon in der Messbox angebracht. Dieses Testmikrofon hat einen Durchmesser von ½ Zoll sowie eine Nickelmembran.

Die Messungen werden in einem Testraum mit einem Lärmpegel von ungefähr 45,6 dB durchgeführt. Entsprechend leisere Signale können mit Hilfe eines Filters für außerhalb der Testfrequenz gelegene Frequenzen gemessen werden. In die Dokumentation mit aufgenommen werden Datum, Uhrzeit, Luftdruck und Raumtemperatur:

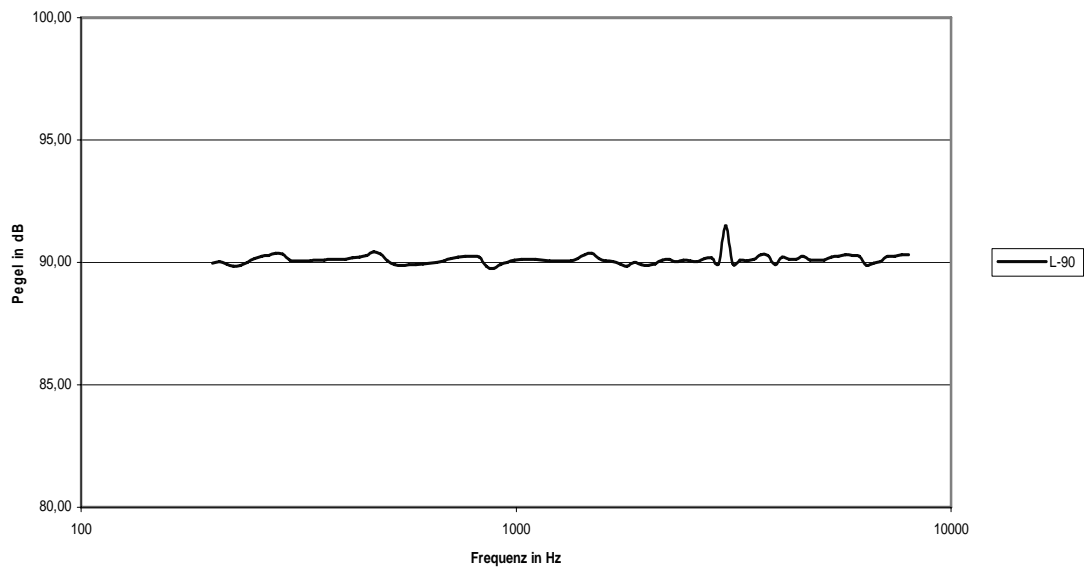
<b>Datum</b>	<b>Uhrzeit</b>	<b>Luftdruck</b>	<b>Raumtemperatur</b>
16.08.2004	16:13 – 17:36	745 mmHg	24 °C
17.08.2004	08:13 – 09:11	745 mmHg	24 °C
19.08.2004	08:31 – 09:18	745 mmHg	24 °C
20.08.2004	08:45 – 10:01	745 mmHg	24 °C
07.09.2004	08:21 – 09:28	753 mmHg	23 °C
08.09.2004	08:05 – 08:48	758 mmHg	24 °C
08.09.2004	08:23 – 09:10	758 mmHg	24 °C
10.09.2004	08:34 – 09:05	758 mmHg	23 °C

Als Referenz wird eine Messreihe ohne Hörgerät durchgeführt.

Der Generator gibt eine Signalreihe ansteigender Frequenzen mit der gleichen Intensität von 90 dB ab. Der Bereich von 100 Hz bis 10.000 Hz wird in 200 Frequenzschritten gemessen:



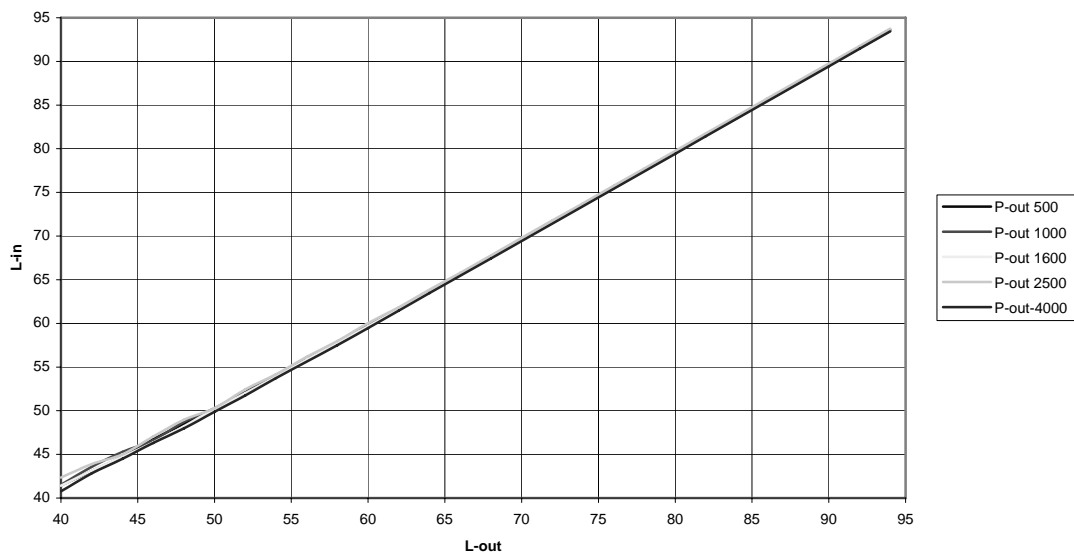
Mikrofonpegel bei Lin=90 dB



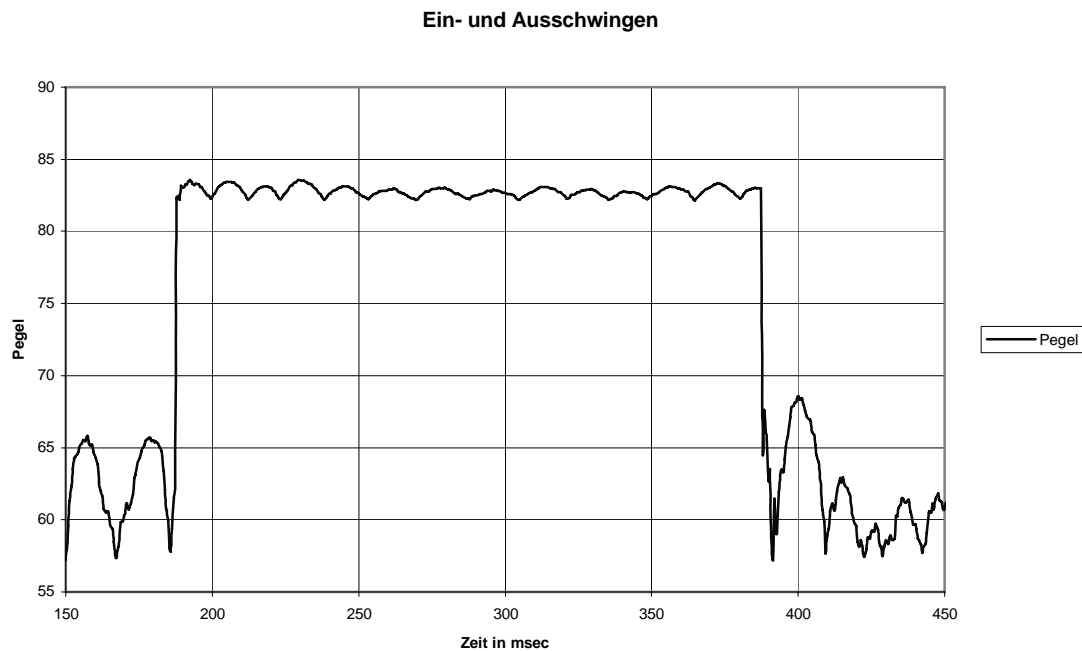
Danach folgt die gleiche Signalreihe mit 50 dB.

Im Anschluss daran werden bei den Frequenzen 500, 1.000, 1.600, 2.500 und 4.000 Hz die Signalpegel von 40 bis 94 dB in 2 dB Stufen angeboten. Ohne Hörgerät ergeben die 5 Messreihen deckungsgleiche Geraden:

Ein- Ausgang



Weitere Messreihen ermitteln das Eigenrauschen, das Ein- und Ausschwingen und die harmonischen Verzerrungen:



Die nächste Messreihe erfolgt mit einem Hörgerät. Die Signalreihen des Generators entsprechen den oben genannten.

Zur Auswertung der gemessenen Daten werden diese am PC mit Hilfe von Microsoft Excel von einer Tabelle in eine Graphik transferiert.

### 5.3 Versuchsaufbau in situ

Nach Anleitung des visible speech<sup>TM</sup> Audiometers werden die Hörgeräte direkt am Probanden gemessen.

Als eingespeistes Signal dienen die Tracks der oben beschriebenen Test CD. Das Sondenmikrophon und ein Referenzmikrophon übertragen das gemessene Signal an das visible speech<sup>TM</sup> Audiometer. Gemessen werden die beiden unterschiedlichen Hörgeräte eines Probanden. Der Proband sitzt auf einem Drehstuhl in einer Entfernung von etwa 1 m vor dem Manger Schallwandler. Auf seinem Kopf ist die REM Sonde an der dafür hergestellten Haltevorrichtung befestigt.



Bild 14: Proband vor Schallwandler während der Messung, unten links im Bild die Messbox

## 6. Versuchsdurchführung

### 6.1 Messungen mit unterschiedlichen Pegeln

#### **Messungen mit maximalem Pegel 74 dB, Umgebungsgeräusch 50 dB (tiefe Frequenzen)**

Entsprechend des oben beschriebenen Versuchsaufbaus für die Messbox werden die Hörgeräte nacheinander zweimal in der Messbox gemessen, allerdings werden als Eingangssignale die sechs Tracks der Test CD verwendet.

Darauf folgt die in situ Messung mittels REM (5.3 Versuchsaufbau in situ). Mit den Tracks der Test CD als Eingangssignal finden unterschiedliche Messungen statt.

Nach Anleitung des visible speech<sup>TM</sup> Audiometers wird die Messsonde in den Gehörgang eingebracht und die Otoplastik darüber gesetzt.



Bild 15: Ohr mit eingesetzter Messsonde und Otoplastik

Als erstes wird das eingeschaltete Hörgerät gemessen. Danach folgt eine Messung mit ausgeschaltetem Hörgerät.

Daraufhin wird die Otoplastik entfernt, der Sitz der Messsonde im Gehörgang geprüft und ohne Otoplastik eine Messung durchgeführt, um die Gehörgangsresonanz zu ermitteln.



Bild 16: Messsonde im Gehörgang

Mit Hilfe der beiden letzten Messungen können die Gehörgangsresonanz und die durch die Otoplastik verloren gegangenen Verstärkung verglichen werden.

Der Sondenschlauch wird auf das aus der modifizierten Otoplastik nach außen ragende Ende des Metallröhrchens aufgesetzt. Eine erneute Kalibrierung des Sondenschlauchs wird in der Messbox durchgeführt. Diese Kalibrierung ist erforderlich, um die neue Länge des Sondenschlauches zu berücksichtigen.

Die modifizierte Otoplastik wird vorsichtig durch den Patienten eingesetzt, um das nach innen ragende Metallröhrchen nicht mit Cerumen oder Gehörgangsepithel zu verstopfen. Das Hörgerät wird angesteckt und es werden zwei Messungen mit ein- und ausgeschaltetem Hörgerät durchgeführt.



Bild 17: Ohr mit eingesetzter modifizierter Otoplastik und aufgesteckter Messsonde (schwarzer Stopp am Sondenschlauch ist hier sichtbar)

### **Messungen mit maximalem Pegel 91 dB, Umgebungsgeräusch 51 dB (tiefe Frequenzen)**

Die Verstärkereinstellung für das Eingangssignal wird auf 91 dB erhöht. Eine erneute Sondenschlauchkalibrierung findet statt.

Nach Anleitung des visible speech™ Audiometers wird die Messsonde in den Gehörgang eingebracht und die Otoplastik darüber gesetzt. Als erstes wird das eingeschaltete Hörgerät gemessen. Danach folgt eine Messung mit ausgeschaltetem Hörgerät.

Daraufhin wird die Otoplastik entfernt, der Sitz der Messsonde im Gehörgang geprüft und ohne Otoplastik eine Messung durchgeführt, um die Gehörgangsresonanz zu ermitteln.

## **6.2 Messungen zu Überprüfung der Reproduzierbarkeit**

### **Messungen laut Anleitung des visible speech™ Audiometers**

Der Sondenschlauch wird nach einer Sondenschlauchkalibrierung entsprechend der Anleitung des visible speech™ Audiometers in den

Gehörgang eingebracht und die Otoplastik darüber gesetzt. Daraufhin werden mit den unterschiedlich lauten Tracks der Test CD eine Messreihe mit ausgeschaltetem und eine mit eingeschaltetem Hörgerät durchgeführt. Die Otoplastik und der Sondenschlauch werden aus dem Gehörgang entfernt und wieder neu eingesetzt. Erneut wird die beschriebene Messreihe durchgeführt, das Hörgerät danach herausgenommen, wieder eingesetzt, worauf sich die dritte Messreihe anschließt. Bei jedem Herausnehmen des Hörgerätes wird der Sondenschlauch auf Cerumen hin untersucht. Daraufhin wird die beschriebene Messung mit dem anderen Hörgerät vorgenommen.

### **Messungen mit der modifizierten Otoplastik**

Der Sondenschlauch wird an die modifizierte Otoplastik angeschlossen und mit der modifizierten Otoplastik kalibriert, da das Metallröhrchen im Inneren der Otoplastik eine Verlängerung des Sondenschlauchs darstellt.

Der Patient setzt vorsichtig die modifizierte Otoplastik ein. Das Hörgerät wird angeschlossen und die Messreihen werden wie oben beschrieben durchgeführt. Nach den einzelnen Messungen wird die modifizierte Otoplastik aus dem Gehörgang entfernt und das Metallröhrchen auf Verstopfungen durch Cerumen oder Gehörgangsepithel geprüft. Danach wird die modifizierte Otoplastik vorsichtig wieder eingesetzt. Insgesamt werden drei Messreihen vorgenommen. Vor der Messung des anderen Hörgerätes wird der Sondenschlauch mit der anderen modifizierten Otoplastik kalibriert. Die Messung des anderen Hörgerätes schließt sich an.

### **6.3 Änderungen an der Versuchsdurchführung**

Im Verlauf der Messungen fallen verschiedene mögliche Fehlerquellen auf, woraufhin versucht wird, diese Fehlerquellen zu eliminieren.

Um eine Reproduzierbarkeit der Messungen mit der modifizierten Otoplastik zu prüfen, wird ab dem siebten Messtag dazu übergegangen, die modifizierte Otoplastik während der Messungen nicht mehr heraus zu nehmen.

Ebenfalls ab dem siebten Messtag wird die normale Otoplastik nicht mehr durch den Probanden selbst, sondern durch den Tester herausgenommen, um Kopfbewegungen des Probanden, die einen Einfluss auf die Messwerte haben können, einzuschränken. Der Proband versucht Bewegungen während der Messungen peinlichst zu vermeiden.

Aufgrund des Verdachtes, dass ein Quietschen des Probandenstuhles zu Verfälschungen der Messwerte führt wird der Probandenstuhl am achten Messtag geölt.

Am neunten Messtag wird auch auf einen Wechsel der normalen Otoplastik verzichtet.

#### **6.4 Besonderheiten während der Versuchsdurchführung**

Am zweiten Messtag wird vergessen, bei den Messungen mit der modifizierten Otoplastik den Sondenschlauch zu kalibrieren.

Eine Säuberung der normalen Otoplastiken mit Wasser und Druckluft wird am fünften Messtag durchgeführt.

Am fünften Messtag fallen starke Unregelmäßigkeiten bei den Messungen auf, die nach einer Überprüfung des Versuchsaufbaus auf den defekten Sondenschlauch zurückgeführt werden. Nachdem ein Satz neuer Sondenschläuche hergestellt wurde, die dem ursprünglichen Sondenschlauch in der Länge entsprechen, jedoch etwas unflexibler sind, können bei der Wiederholung der vorhergehenden Messungen nach einer erneuten Sondenschlauchkalibrierung keine weiteren Unregelmäßigkeiten mehr festgestellt werden. Auch am sechsten Messtag wird ein defekter Sondenschlauch ausgewechselt.

Die Messreihen wird durch einen Auslandsaufenthalt des Probanden unterbrochen. An den darauffolgenden Messtagen fällt bei den Messungen eine Überhöhung in tiefen Frequenzbereichen auf.



## 7. Ergebnisse

### 7.1 Auswertung

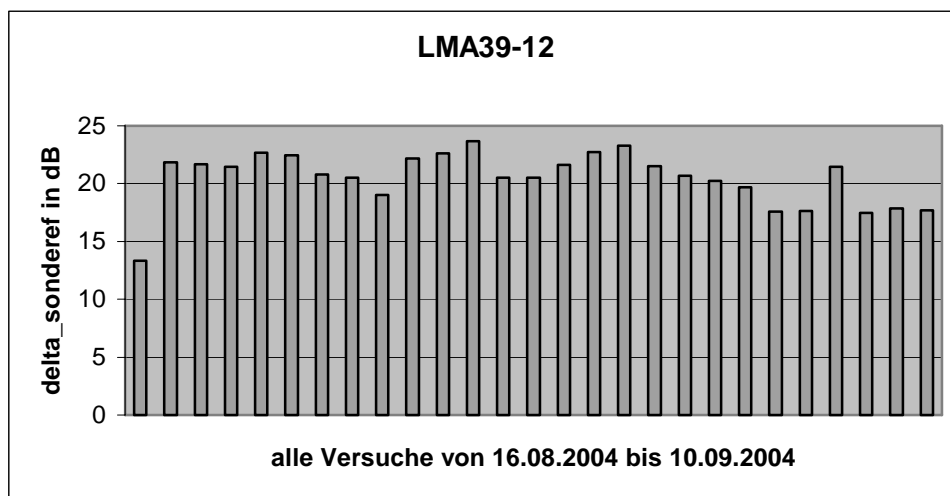
Die visible speech™ Software erlaubt lediglich eine Darstellung gemessener Werte in Form von Graphen. Die Zahlenwerte können nicht angezeigt werden. Um die Messwerte auswerten und vergleichen zu können, wurde eine Umwandlung der vom visible speech™ Audiometer als .rem files gespeicherten Werte in für Microsoft Excel verwendbare Werte erforderlich. Diese Umwandlung konnte nur unter einigem Arbeitsaufwand mit Hilfe eines speziellen Programms zur Umwandlung von .dot files sowie des Hex Editors vorgenommen werden. Bei dieser Importation der gemessenen Pegel ergaben sich im Excel jedoch 12 verschiedene Kurven, von denen nur sechs Kurven optisch nachvollzogen werden konnten. Diese sechs Kurven entsprechen nach optischem Vergleich den im visible speech™ angezeigten Kurven. Der Ursprung der weiteren sechs Kurven bleibt jedoch unklar. Sie stellen weder die vom Referenzmikrofon gemessenen Pegel noch eine Differenz zwischen der vom Sondenmikrofon und Referenzmikrofon gemessenen Pegel dar.

Zur Auswertung wurden die in Dezibel gemessenen Werte mit Hilfe der Formel  $\text{Pascal} = 10^{(\text{dB}/20)} \cdot 20 \text{mykroPascal}$  in Pascal umgerechnet, so dass eine lineare Darstellung möglich ist. Um die große Bandbreite der Frequenzen von 125 Hz bis 8 kHz einzuschränken, wurden die Frequenzwerte gemittelt, wobei jeweils fünf beziehungsweise acht Spektrallinien zu einer Terzstufe zusammengefasst sind. Hierdurch ergeben sich 19 Terzstufen von Terz 21 bis Terz 39 ( $\text{Frequenz} = 10^{(\text{Terznummer}/10)}$ ). Nach dem Mathematiker Carl Friedrich Gauß (1777 – 1855) sind Mittelwerte normalverteilt.

Die an Microsoft Excel übermittelten Messwerte ermöglichen eine Darstellung der vom Sondenschlauch sowie der von der Referenzsonde gemessenen Werte. Auf dem Arbeitsbildschirm von visible speech™ werden lediglich die vom Sondenschlauchmikrofon gemessenen Werte als Graph dargestellt, die von der Referenzsonde gemessenen Werte werden als Referenzpegel in Form

eines Zahlenwertes angegeben, was eine Darstellung der tatsächlichen Verstärkungsleistung des Hörgerätes nicht ermöglicht.

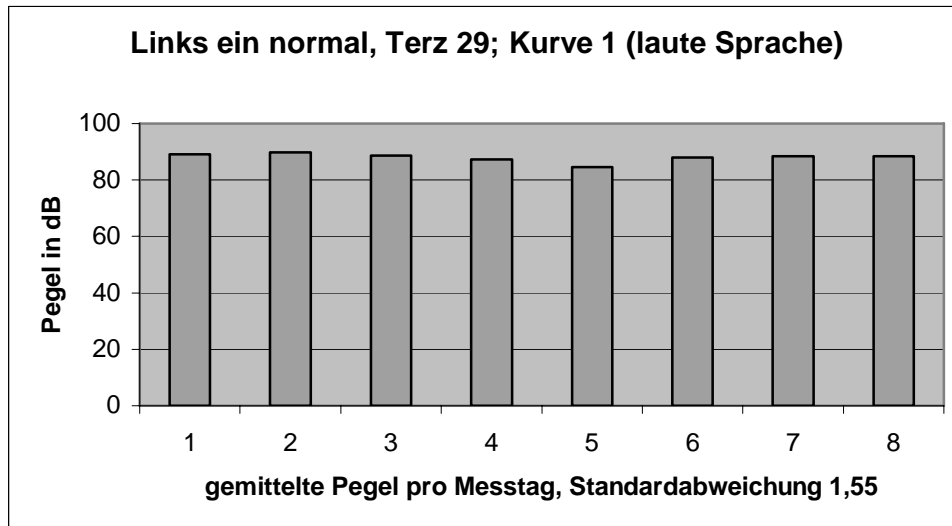
Im Microsoft Excel werden die Messwerte der REM Sonde (ref) von denen des Sondenschlauchs (sonde) abgezogen, womit sich die tatsächliche Verstärkung des Hörgerätes  $\Delta_{\text{sonderef}}$  in der Einheit Pascal ergibt. Die Darstellung der für jede Terz einzelnen Kurvenwerte erfolgt als Tabelle, in der der Pegel des jeweiligen Versuchs als Säule wiedergegeben wird. Berechnet werden für jede einzelne Tabelle der Mittelwert sowie die Standardabweichung.



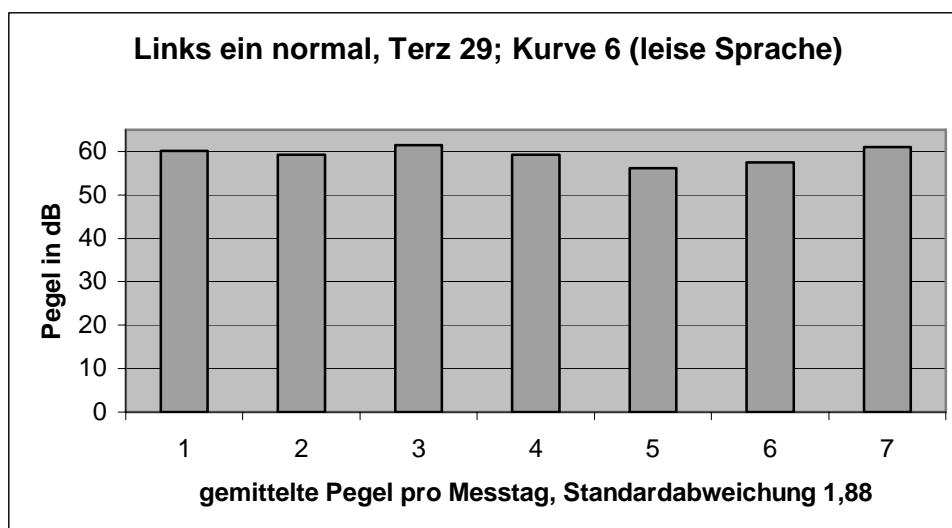
Graphik: Versuche bei Terz 39, Kurve 12 am linken Ohr mit modifizierter Otoplastik und ausgeschaltetem Hörgerät; Mittelwert: 21,4044285, Standardabweichung: 2,37150001

## 7.2 Messungen mit unterschiedlichen Pegeln

Bei entsprechend lauten Eingangsschallpegeln fallen recht konstante Messpegel am Sondenmikrophon auf, was sich daraus erklärt, dass das Hörgerät in die Sättigung läuft.



Die gemessenen Sondenmikrophonpegel bei sehr niedrigen Eingangspegeln sind recht konstant, was auf das Eigenrauschen des Hörgerätes zurückzuführen ist.



### 7.3 Messungen zu Überprüfung der Reproduzierbarkeit

#### Vergleich normale Otoplastik und modifizierte Otoplastik

Bei den gemessenen Pegeln ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen normaler und modifizierter Otoplastik.

<b>Seite / ein-aus / Otoplastik</b>	<b>Standardabweichung</b>	<b>Standardfehler</b>
Links aus normal	3,98	0,76
Links aus modifiziert	3,36	0,62
Links ein normal	3,98	0,75
Links ein modifiziert	4,77	0,89
Rechts aus normal	3,56	0,68
Rechts aus modifiziert	4,23	0,78
Rechts ein normal	4,05	0,77
Rechts ein modifiziert	4,84	0,87

#### Vergleich gemessene Pegel an einem Messtag und an mehreren Messtagen

Während die an einem Messtag vorgenommenen Messungen noch einen Standardfehler aufweisen, der die Bezeichnung reproduzierbar erlaubt, ist dies bei den Messungen über mehrere Tage nicht gegeben.

### 7.4 Messungen zum Qualitätsvergleich der beiden Hörgeräte

Leider erlaubt die zu große Varianz der Messwerte an den unterschiedlichen Messtagen keine Auswertung hinsichtlich der Langzeitqualität der beiden Hörgeräte.

## **8. Diskussion**

### **8.1 Kalibrierung**

Bei der Kalibrierung der Mikrophone der REM Sonde konnte kein File gefunden werden, in dem die neuen Messwerte abgespeichert werden. Die REM Sondenkalibrierung sollte als File mit Datum und Uhrzeit abspeicherbar sein.

Auch bei der Sondenschlauchkalibrierung wurde keine Datei entdeckt, in der die gemessenen Werte abgelegt wurden. Bei der Überprüfung des internen Signals zur Kalibrierung des Sondenschlauches stellte sich heraus, dass sich am Anfang und am Ende des 5,5 sec langen 2 Volt Geräusches Knackse befinden, die sich auf 5 Volt belaufen und eine Dauer von 60 msec haben.

Eine Modifikation der in einem scheinbaren Kalibrierungsfile (cal.ini) gespeicherten Werte, brachte keine Änderung der gemessenen Werte. Die Werte wurden wieder auf die ursprünglich gespeicherten Daten zurückgesetzt.

Es wird davon ausgegangen, dass aufgrund der Knackse keine exakte Kalibrierung des Sondenschlauches möglich sein kann.

Um eine genaue Kalibrierung des Sondenschlauches zu erreichen, muss ein konstantes Geräusch für die Kalibrierung verwendet werden. Weiterhin sollte für eine exakte Nachvollziehbarkeit durchgeführter Messungen eine Speicher-möglichkeit der Sondenschlauchkalibrierung mit Datum und Uhrzeit ermöglicht sein, da es bei den Messungen zum Verschleiß des Sondenschlauches kommt, die einen Ersatz des defekten Sondenschlauches erfordert. Jeder Wechsel des Sondenschlauches führt zu veränderten Messbedingungen, so dass eine erneute Kalibrierung sowie eine genaue Dokumentation der Versuchsbedingungen unabdingbar sind.

### **8.2 Platzierung der Messsonde**

Bei Messungen nach der Anleitung des visible speech™ Audiometers ist darauf zu achten, dass bei der Messsondenplatzierung entsprechend der Anleitung bei Herausnehmen und erneutem Einsetzen der Otoplastik keine exakt

reproduzierbaren Messwerte erlangt werden können. Allerdings sind diese Messfehler vernachlässigbar, da der Standardfehler bei den Messungen an einem Tag durchaus akzeptabel ist. Die große Varianz der Messwerte an unterschiedlichen Versuchstagen ist auf eine nicht ausreichende Kalibrierungsmöglichkeit zurückzuführen.

### **8.3 Platzierung der REM Sonde**

Die REM Sonde zur Messung der Referenzwerte, die außerhalb des Gehörgangs gemessen werden, kann auch mit Hilfe der Halterung für die REM Sonde nicht exakt reproduzierbar befestigt werden. Hierdurch ergeben sich durch geringe unterschiedliche Kopfpositionen des Probanden bzw. durch verschiedene Positionen der Halterung unterschiedliche Messwerte. Der dadurch entstehende Messfehler ist jedoch unbedeutend gegenüber dem Messfehler, der sich durch die unzureichende Kalibrierung ergibt.

### **8.4 Messung der Gehörgangsresonanz**

Bei den vorgeschlagenen Messungen des visible speech™ Audiometers befindet sich keine Anleitung zur Messung der Gehörgangsresonanz. Zur Beurteilung der Verstärkungsleistung eines Hörgerätes ist diese jedoch von elementarer Bedeutung. Liegt die Verstärkung durch das Hörgerät unter der durch die Otoplastik verloren gegangenen Verstärkung durch den Gehörgang, so ist der entsprechende Frequenzbereich, für den dies zutrifft, gedämpft. Im Display des visible speech™ Audiometers sollte die etymotische Kurve angezeigt werden, die eine Differenz aus der mit dem Hörgerät gemessener Kurve und der Kurve der Übertragungsfunktion des offenen Ohres, welche der Gehörgangsresonanz entspricht, darstellt. Mit Hilfe dieser Kurve kann bei eventuell vorhandenen negativen Werten in dem entsprechenden

Frequenzbereich eine zusätzliche Verstärkung des Hörgerätes programmiert werden, so dass keine Dämpfung dieses Frequenzbereiches mehr vorliegt. Aufgrund der großen Varianzen der Messungen während der Versuchstage ist eine Auswertung der Gehörgangsresonanz nicht möglich.

## 8.5 Graphische Darstellung

Die Darstellung der durch das visible speech™ Audiometer gemessenen Werte erfolgt beim Stoppen des Eingangssignals im zugehörigen Programm als ein Graph, in dem die Peaks aufsummiert werden. Hier muss beachtet werden, dass zum einen bei unterschiedlicher Abspieldauer eines Testsignals unterschiedliche Graphen entstehen und zum anderen bei einer längeren Abspieldauer kaum noch eine Aussage des Graphen gegeben ist. Eine Möglichkeit einer aussagekräftigeren Graphik wäre, den Mittelwert sowie ein Streumaß entweder in Form der Standardabweichung oder als Bereich zwischen minimalen und maximalen gemessenen Werten darzustellen.

Abgesehen von der Darstellung des Graphen als Summation der Peaks werden lediglich die vom Sondenschlauchmikrofon gemessenen Werte im Graphen gezeigt. Die von der REM Sonde gemessenen Werte werden lediglich als ein Referenzwert pro Kurve angegeben. Um die tatsächliche Verstärkungsleistung des Hörgerätes aufzuzeigen, sollten die Messwerte der REM Sonde (ref) von denen des Sondenschlauches (sonde) subtrahiert werden, was die delta\_sonderef Kurve ergibt. Ob diese Verstärkung des Hörgerätes ausreichend ist, kann daraufhin durch eine Subtraktion der etymotischen Kurve von der delta\_sonderef Kurve ermittelt werden. Falls bei dieser Differenz negative Werte auftauchen, so ist in diesem Frequenzbereich die Verstärkung des Hörgerätes geringer als die Dämpfung der natürlichen Verstärkung des Gehörganges durch die Otoplastik. Dementsprechend sollte eine Anpassung der Verstärkungsleistung des Hörgerätes im Sinne einer erhöhten Verstärkung erfolgen.

Um vorgenommene Messungen auswerten und vergleichen zu können, sollten die gemessenen Werte problemlos in Tabellenkalkulationsprogramme wie Microsoft Excel transferiert werden können.

Für eine wissenschaftliche Verwertbarkeit der Messungen sollte an jedem Messtag der jeweilige Luftdruck sowie die Temperatur mit abgespeichert werden. Die gemessenen Luftdruckwerte und Temperaturen an den acht Messtagen weisen sehr geringe Differenzen auf (siehe 5.2 Versuchsaufbau am Ohrsimulator), so dass Luftdruck- und Temperaturunterschiede für die Schwankungen der gemessenen Pegel nicht verantwortlich sein können.

## **8.6 Signaldateien des visible speech™**

Die für das Audiometer visible speech™ vorhandenen Signaldateien liegen im mp3 Format vor. Ob dieses Format für die Austestung von Hörgeräten geeignet ist, ist fraglich. In der Computerzeitschrift CT (6/2000, S. 92) wird ein Versuch beschrieben, in dem Tonmeister, Normalhörende und Hörgeräteträger auf die Unterscheidung von mp3 und wav Files hin getestet wurden. Tonmeister und Hörgeräteträger konnten mp3 und wav Files besser unterscheiden als Normalhörende.

Bei Verwendung einer CD als Testsignal ist darauf zu achten, dass das visible speech™ Audiometer wav Files nicht richtig abspielt und nur eine Spur auf der CD erkennt.

Aber auch bei CDs im audio-Format erkennt visible speech™ nicht die komplette Datei. Beim Versuch, von der Original CD den HSM Satztest Track04 als Eingangssignal zu verwenden, wird lediglich der erste Kanal abgespielt. Es sind jedoch zwei Kanäle vorhanden, der erste mit sprachsimulierendem Rauschen und der zweite mit den Sätzen, von denen die beiden ersten zur Austestung auf eine Test CD gebrannt wurden (siehe 4.3 Erstellen einer Signaldatei)

Nachdem die Darstellung der Messwerte durch einen Graphen mit den Maximalwerten erfolgt, wäre eine zeitliche Begrenzung der Signaldateien auf



beispielsweise 10 sec wünschenswert, da der Graph sonst durch die Überlagerung zu vieler Signale keine Aussagekraft mehr hat.

Weiterhin sollte dem Hörgeräteträger die Möglichkeit eingeräumt werden, eigene und ihm bekannte CDs als Signaldateien verwenden zu können. Hierfür müsste eine definierte Abspieldauer sowie eine Lesbarkeit aller Spuren der CD durch die Software des visible speech<sup>TM</sup> Audiometers gegeben sein.

### **8.7 Pegelregulation des Eingangssignals**

Ein weiterer Kritikpunkt ist, dass der Pegel für das Eingangssignal nicht präzise steuerbar ist. Der Pegelregler am visible speech<sup>TM</sup> Audiometer ist nur sehr ungenau einstellbar und auf dem Arbeitsbildschirm ist keine Möglichkeit gegeben, eine Pegelregulation vorzunehmen. Bei dem Versuch, die unter 6.1 beschriebenen Messungen zu wiederholen, konnte keine reproduzierbare Einstellung des Pegelreglers gefunden werden. Daraufhin wurde eine Schablone aus einem Gummiring, die mit Markierungen für bestimmte Pegel versehen ist hergestellt. Aber selbst mit dieser Schablone konnte der Pegel nicht wiederholbar eingestellt werden.

Bei zu hohen Eingangsschallpegeln besteht die Gefahr, dass das Hörgerät in die Sättigung läuft. Um ein Hörgerät mit allen im Alltag auftretenden, relevanten Pegeln messen zu können, ist eine präzisere Steuerung der Intensität der Signaldateien angebracht. Diese Pegelregulierung sollte exakt am Arbeitsbildschirm nachvollziehbar ein. Hierbei ist ein Eingangsschallpegel von 50 dB, der in 10 dB Stufen erhöht werden kann, möglich. Bei diesem Schallpegelumfang kann die Tauglichkeit eines Hörgerätes bei verschiedenen im Alltag relevanten Intensitäten beurteilt werden.

## 8.8 Diskussion des Versuchsaufbaus

Die Position des Probanden vor dem Schallwandler wurde nicht reproduzierbar vorgenommen. Der Proband saß auf einem Drehstuhl, die Entfernung zum Schallwandler wurde abgeschätzt und die Position des Kopfes wurde nicht starr durch eine Halterung vorgenommen. Spätestens beim Wechseln der Otoplastik konnte eine Bewegung des Kopfes nicht vermieden werden. Hierdurch werden durch das Referenzmikrophon unterschiedlich hohe Pegel gemessen, obwohl weder Einstellungen an den Verstärkern noch der Pegel am Audiometer geändert wurden.

Während der Messungen kam es durch eine Bewegung des Probanden zum Quietschen des Drehstuhles, auf dem er saß. Dieses Quietschen zeigte sich als „Spitzen“ in der gemessenen Kurve, die aus den auszuwertenden Messungen entfernt und neu wiederholt wurde.

Bei den letzten Messreihen wurde versucht, Kopfbewegungen des Probanden peinlichst zu vermeiden, zusätzlich wurde der Probandenstuhl geölt.

Auch die Befestigung der REM Sonde an der Haltevorrichtung und damit die Positionierung des Referenzmikrophons wurde nicht reproduzierbar vorgenommen.

Um diese Fehlerquellen auszuschalten könnte das Referenzmikrophons in direkter Nähe zum Mikrophon des Hörgerätes auf das Hörgerät aufgeklebt werden sowie der Probandenstuhls und der Schallwandler starr befestigt werden. Eine Kopfhalterung für den Probanden könnte zumindest gröbere Bewegungen des Kopfes vermeiden helfen.

Eine weitere mögliche Fehlerquelle könnte die ungenaue Abspieldauer der Signaldateien sein. Während der Versuche wurde die Signaldatei nach 10 Sekunden gestoppt, was nach der ablaufenden Sekundenanzeige nur geschätzt werden konnte. Durch die Summation der Peaks bei der graphischen Darstellung der Messwerte entstehen dadurch zumindest Ungenauigkeiten.

Wegen der großen Varianzen, die an den verschiedenen Messtagen auftraten, ist eine Auswertung der in 6.3 beschriebenen Änderungen an der Versuchsdurchführung nicht möglich. Nachdem die Varianzen innerhalb eines

Messtages hingegen gering ausfielen, ist ein ausschlaggebender Einfluss der geringfügig unterschiedlichen Kopf- und Mikrofonpositionierungen auszuschließen. Vielmehr ist die große Varianz an den unterschiedlichen Messtagen einer unzureichenden Kalibrierungsmöglichkeit des Audiometers zuzuschreiben!

Um die vom visible speech™ Audiometer ausgewerteten Signale zu kontrollieren, sollten an einem vom Audiometer unabhängigen PC ebenfalls die von den Mikrofonen gemessenen Signale eingespeist werden, wie in Abbildung 2 dargestellt.

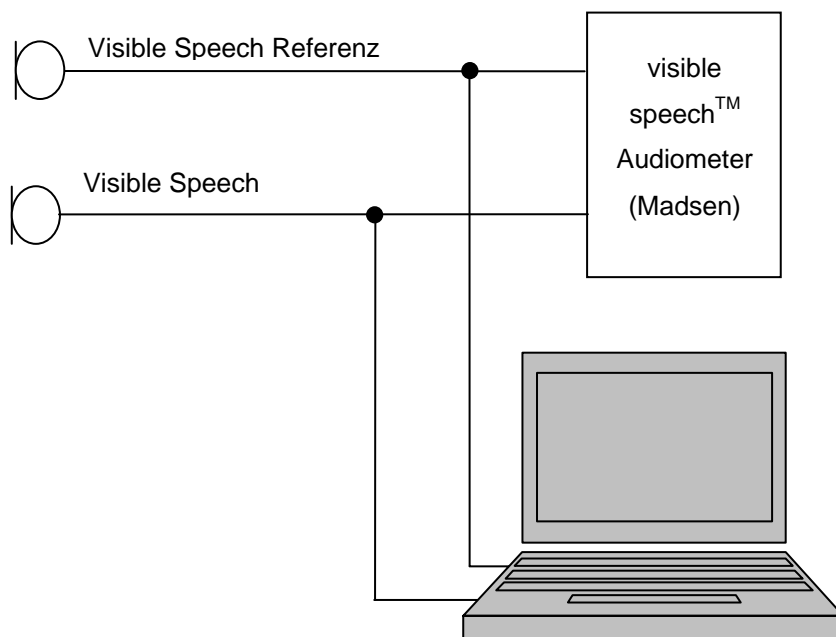


Bild 18: Versuchsaufbau in situ:  
die Signale der Mikrophone sollten direkt abgreifbar sein

## 8.9 Auffälligkeiten während der Messungen

Die Messreihen wurden durch einen Auslandsaufenthalt des Probanden unterbrochen. Nach diesem Auslandsaufenthalt traten auffällige Überhöhungen im Bereich tiefer Frequenzen in den gemessenen Graphen auf, die schließlich auf eine Erkältung, die sich der Proband im Urlaub zugezogen hatte, zurückgeführt werden.

Diese Überhöhungen weisen auf eine sehr hohe Präzision der anfangs angezweifelten Sondenmikrofonmessung hin!

Vielleicht bietet die Messung mit dem visible speech™ Audiometer die Möglichkeit, pathologische Veränderungen im Bereich des Nasen-Rachen-Raumes sowie der Nasennebenhöhlen quantitativ darstellen zu können.

## 9. Zusammenfassung und Wertung

### 9.1 Kritikpunkte am visible speech™ Audiometer

#### Kalibrierung

Für jede wissenschaftliche Arbeit ist es von elementarer Bedeutung, eine exakte Kalibrierung vorzunehmen. Die Kalibrierung des visible speech™ Audiometers sollte sowohl für die REM Sonde als auch für den Sondenschlauch mit Uhrzeit und Datum abspeicherbar sein und mit einem entsprechend konstantem Kalibrierungsgeräusch durchgeführt werden.

Derartige Angaben fehlen im Handbuch des visible speech™ Audiometers jedoch. Die unter 4.1 beschriebenen Materialien zur Sondenkalibrierung sowie die unter 5.1 beschriebenen Kalibrierungen sind nicht im Handbuch beschrieben. Im Handbuch findet sich lediglich der Hinweis, dass die Mikrophone jährlich nach den Richtlinien des Support-Technikers zu kalibrieren sind, sowie dass eine Kalibrierung jedes neuen Sondenschlauchs durchgeführt werden sollte. Bei dieser Kalibrierung soll das Ende des Sondenschlauchs vor dem Referenzmikrofon positioniert werden. In einer Entfernung von einem halben Meter bis einem Meter vom Lautsprecher soll dann der Pegel des Lautsprechers am visible speech™ Audiometer so geregelt werden, dass der angezeigte Pegel am Referenzmikrofon 65 dB beträgt, wobei die neu gemessene Kurve der gespeicherten Kurve „ähnlich“ sein soll. Bei signifikanten Unterschieden soll entweder der Sondenschlauch gewechselt oder die Messung wiederholt werden, wobei keine Angaben gemacht werden, ab wann ein signifikanter Unterschied zwischen den Kurven besteht.

Sämtliche durchgeführten Kalibrierungsversuche und –veränderungen konnten nicht anhand von Kalibrierungsdateien nachvollzogen werden (siehe 8.1 Kalibrierung). Ohne eine Kalibrierung jedoch ist die Aussagekraft der gemessenen Werte stark eingeschränkt.

Eine entsprechende Kalibrierungsmöglichkeit am visible speech™ Audiometer nachzurüsten ist für reproduzierbare und wissenschaftliche Messbedingungen unabdingbar! Jede neue Kalibrierung muss zusammen mit den

Messbedingungen aufgezeichnet werden können, um so nachvollzogen werden zu können.

### Darstellung der Messwerte

Für den visible speech™ Anwender sollten mehrere Darstellungsmöglichkeiten der gemessenen Werte vorliegen. Für eine entsprechende Einstellung des Hörgerätes ist eine Differenz der Messwerte von Sondenschlauch und REM Sonde sowie eine Miteinbeziehung der Gehörgangsresonanz unerlässlich. Die Subtraktion der REM Sonden Messwerte von den Sondenschlauch Messwerten ergibt die tatsächliche Verstärkung des Hörgerätes (delta\_sonderef). Wird diese Kurve mit der etymotischen Kurve hinterlegt, so sollte die etymotische Kurve stets unterhalb der delta\_sonderef Kurve liegen, es sei denn, das Hörgerät soll spezielle Frequenzbereiche dämpfen.

Bei den Messungen muss beachtet werden, dass jeweils die maximalen gemessenen Pegelwerte, die während der jeweiligen Abspieldauer auftreten, dargestellt werden, was eine konkrete zeitliche Begrenzung der Abspieldauer erforderlich macht.

Eine aussagekräftigere Darstellung des gemessenen Pegels ist eine Graphik, die sowohl die gemessenen Mittelwerte als auch ein Streumaß veranschaulicht. Das Streumaß kann entweder durch die Standardabweichung oder auch durch Maximal- beziehungsweise Minimalwerte angegeben werden.

Weiterhin sollte ein Vergleich vorgenommener Messreihen möglich sein. Dazu wäre eine unkomplizierte Verschiebung der Messwerte in ein Tabellenkalkulationsprogramm sehr hilfreich. Die neue amerikanische Version des visible speech™ Audiometers vom April 2005 ermöglicht inzwischen eine Importation der gemessenen Pegel in Excel, bei der dänischen Version ist diese Option leider noch nicht vorhanden.

## Signaldateien

Eine mögliche Verwendung externer Signaldateien, ob in Form von mp3, wav, oder audio-Format, bei denen sämtliche Spuren korrekt abgespielt werden können würde die Anwendungsbreite des visible speech™ Audiometers vergrößern.

Die Signaldateien müssen in definierter Dauer, die über den Arbeitsbildschirm steuerbar sein sollte, abspielbar sein.

## **9.2 Möglichkeiten des visible speech™ Audiometers**

Das visible speech™ Audiometer ist das erste Testgeräte für Hörgeräte, welches die Leistung des Hörgerätes direkt vor dem Trommelfell des Patienten misst. Bisher erfolgte die Anpassung von Hörgeräten in Messboxen, und zwar vor allem mit verschiedenen Tönen, was dem Geräuschpegel im Alltag nur sehr bedingt gerecht wird. Die Verwendung von Sprachdateien und das Messen direkt am Patienten macht es dem Patienten möglich, selbst die Anpassung des Hörgerätes besser zu verfolgen und den Erfolg dementsprechend sofort beurteilen zu können.

Das visible speech™ Audiometer ermöglicht eine Darstellung dessen, was das gemessene Hörgerät aus der Sprache macht, also was am Ohr des Patienten ankommt. Fraglich bleibt jedoch, ob die Hörgerätehersteller eine solche Darstellung der tatsächlichen Alltagsleistung ihrer Hörgeräte wünschen.

Entgegen den Erwartungen vor Beginn der Messungen funktioniert das Sondenschlauchmikrophon gut. Offensichtlich erfolgt durch das Einsetzen der Otoplastik keine Kompression des Sondenschlauchs, welche die Messungen stark beeinträchtigen könnte. Im Gegenteil hat sich anhand der überhöhten Messwerte nach dem Auslandsaufenthalt des Probanden herausgestellt, dass eine äußerste Präzision der Sondenschlauchmessung gegeben ist. Auch die Positionierung des Sondenschlauches vor dem Trommelfell ist genau genug, um die Messungen verwerten zu können.

## **10. Literaturverzeichnis**

### **1. Gerhard Böhme, Kunigunde Welzl-Müller**

Audiometrie, Hörprüfungen im Erwachsenen- und Kindesalter  
Verlag Hans Huber, 4. Auflage 1998

### **2. Dieter Mrowinski, Günther Gerull, Günther Scholz, Joseph Thoma**

Audiometrie, Eine Anleitung für die HNO-Praxis  
Thieme Verlag, 1994

### **3. Robert F. Schmidt**

Physiologie kompakt  
Springer Verlag, 3. Auflage 1999

### **4. Hans-Georg Boenninghaus, Thomas Lenarz**

Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde  
Springer Verlag, 11. Auflage 2001

### **5. Yassin Naciri**

Das Lesen von Sonagrammen  
Institut für Informatik, FU Berlin  
Ausarbeitung zum Seminar Spracherkennung und -synthese, WS 1998/99

### **6. Carsten Meyer**

Kreuzverhörtst – Der c´t-Leser Hörtest: MP3 gegen CD  
c´t 6/2000, S. 92 - 96: MP3-Vergleich, Heise Verlag Hannover

### **7. E. Lehnhardt, Roland Laszig**

Praxis der Audiometrie (Kapitel 13: Sprachaudiometrie, Kapitel 14:  
Hörgeräte)  
8. überarbeitete und erweiterte Auflage 2000



**8. E. Lehnhardt**

Praxis der Audiometrie (Kapitel 14: Hörgeräte)

7. überarbeitete und erweiterte Auflage 1996

**9. R. Probst, G. Greves, H.Iro**

Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde (Kapitel 8: Audiologie)

Auflage 2000

**10. Internetrecherche:**

[www.kgw.tu-berlin.de](http://www.kgw.tu-berlin.de)

[www.ku-eichstaett.de](http://www.ku-eichstaett.de)

[www.devcon3.de](http://www.devcon3.de)

[www.wikipedia.org](http://www.wikipedia.org)

[www.tphobohm.de](http://www.tphobohm.de)

[www.inf.fu-berlin.de](http://www.inf.fu-berlin.de)

[www.ang.kfunigraz.ac.at](http://www.ang.kfunigraz.ac.at)

[www.ikp.uni-bonn.de](http://www.ikp.uni-bonn.de)

[www.uni-kiel.de](http://www.uni-kiel.de)

[www.schwerhoerigenforum.de](http://www.schwerhoerigenforum.de)

[www.axt\\_wendtan.de](http://www.axt_wendtan.de)

[wwwserv1.rz.fh-hannover.de](http://wwwserv1.rz.fh-hannover.de)

[www.phonetik.uni-muenchen.de](http://www.phonetik.uni-muenchen.de)

## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr. med. J. Helms für die Überlassung dieses Themas.

Herrn Prof. Dr. med. F. Schardt für die Übernahme des Koreferates.

Herrn Holger Edelmann für das Korrekturlesen.

Herrn Gunther Kemper für die Hilfe bei der Konvertierung in das pdf-Format.

Meinem Vater Ronald Kemper für die vielen hilfreichen Tipps rund um das Arbeiten mit dem PC.

Herrn Dipl. Ing. Prof. Dr. L. Moser für die wertvolle Hilfe bei der Einarbeitung in das Thema und die Durchführung der Versuche, die Zur-Verfügung-Stellung als Proband für die Versuche, die vielen Ratschläge und die äußerst freundliche Betreuung, sowie die vielen netten Stunden bei der Besprechung des Fortschritts der Doktorarbeit in Schattwald / Österreich.

# LEBENS LAUF

*Antje Elena Maria Kemper*

*Lerchenweg 3  
87448 Waltenhofen/Oberdorf*

---

## A N G A B E N   Z U R   P E R S O N

FAMILIENSTAND: *LEDIG*  
STAATSANGEHÖRIGKEIT: *DEUTSCH*  
ALTER: *26 JAHRE*  
GEBURTSORT: *BAD NEUSTADT / SAALE*  
GEBURTSDATUM: *18.04.1979*

---

## S C H U L L A U F B A H N

GRUNDSCHULE MELLRICHSTADT	1985 - 1989
MARTIN-POLLICH-GYMNASIUM MELLRICHSTADT	1989 - 1998

---

## S C H U L A B S C H L U S S

ABITUR	1998
--------	------

---

## S T U D I U M

STUDIUM DER ZAHNHEILKUNDE IN WÜRZBURG	BEGINN APRIL 1999
VORPHYSIKUM	APRIL 2000
PHYSIKUM	OKTOBER 2001
STAATSEXAMEN	JUNI 2004

---

## T Ä T I G K E I T

ALS ZAHNÄRZTIN TÄTIG	
ZAHNARZTPRAXIS DR. PIENITZ, BAD HINDELANG	SEIT OKTOBER 2004

OBERDORF, 12.11.2005

  
ANTJE KEMPER