

Universitätsspital Zürich
Klinik und Polyklinik für Otorhinolaryngologie, Hals- und
Gesichtschirurgie
Direktor: Prof. Dr. med. S. Schmid

Arbeit unter Leitung von Dr. med. A. Huber

Normalwertbestimmung von akustisch ausgelösten Trommelfell-Schwingungen mittels Laser Doppler Interferometrie

INAUGURAL-DISSERTATION
Zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät
Der Universität Zürich

Vorgelegt von
Christoph Georg Schwab
Von Zürich

1 Inhalt

1 INHALT	2
2 ZUSAMMENFASSUNG	4
3 EINFÜHRUNG	5
3.1 AUSGANGSLAGE	5
3.2 FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER ARBEIT	5
3.3 EINSCHLUSSKRITERIEN	5
4 MATERIAL UND METHODEN:	6
4.1 DEMOGRAPHISCHE DATEN:	6
4.2 DURCHGEFÜHRTE UNTERSUCHUNGEN	7
4.3 VERWENDETE GERÄTE	7
4.4 GANG DER UNTERSUCHUNG UND FUNKTIONSWEISE DER GERÄTE	7
4.4.1 ANORDNUNG DER GERÄTE	7
4.4.2 MESSABLAUF	10
4.4.3 FUNKTIONSWEISE DER EINZELNEN GERÄTE	10
4.4.3.1 Laser Interferometer	10
4.4.3.2 Akustische Stimulation	11
4.4.3.3 Lautstärke der akustischen Stimulation	11
4.4.3.4 Mikrophon	11
4.4.3.5 Tympanometer	11
4.4.3.6 Mikroskop	11
4.5 BEDEUTUNG DER MESSWERTE	12
4.5.1 AUDIOMETRIE	12
4.5.2 TYMPANOMETRIE	12
4.5.3 INTERFEROMETRIE	13
4.5.4 VIBRATIONSMODUS	13
4.5.5 STATISTIK	13
5 ERGEBNISSE	15
5.1 AUDIOMETRIE	15
5.1.1 AUDIOMETRIEDATEN IM SEITENVERGLEICH	15
5.2 IMPEDANZAUDIOMETRIE (TYMPANOMETRIE)	16
5.2.1 TYMPANOMETRIEDATEN IM SEITENVERGLEICH	16
5.3 TROMMELFELLINTERFEROMETRIE	16
5.3.1 REPRÄSENTATIVES BEISPIEL ZUR ERKLÄRUNG	16
5.3.2 GEMESSENE PUNKTE	19
5.3.3 VOLUMENGESCHWINDIGKEIT	19
5.3.4 TROMMELFELL VIBRATIONSMODI	21
5.3.5 PHASE	21
	2

5.4	SCHWINGUNGEN DES UMBO	22
5.5	SCHWINGUNGEN DES KURZEN HAMMERFORTSATZES	24
5.6	MANUBRIUM VIBRATIONSMODUS	26
5.6.1	KORRELATION UMBOBEWEGUNG MIT TYMPANOMETRIEDATEN	28
5.6.2	KORRELATION DER BEWEGUNG DES KURZEN HAMMERFORTSATZES MIT DEN TYMPANOMETRIEDATEN	29
5.6.3	KORRELATION HÖRSCHWELLE MIT UMBOAUSLENKUNG	29
6	DISKUSSION	30
6.1	MESSUNGEN	30
6.1.1	AUDIOMETRIE	30
6.1.2	TYMPANOMETRIE	30
6.1.3	TROMMELFELLINTERFEROMETRIE	30
6.1.3.1	Gemessene Punkte	30
6.1.3.2	Volumengeschwindigkeit	30
6.1.3.3	Trommelfell Vibrationsmodi	31
6.1.3.4	Normwerte Umbo	31
6.1.3.5	Normwerte kurzer Hammerfortsatz	32
6.1.3.6	Messgenauigkeit	33
6.1.3.7	Seitendifferenzen	33
6.1.3.8	Malleusrotationsachse	34
6.1.3.9	Vorteile und Möglichkeiten der Laser Vibrometrie	34
6.1.3.10	Nachteile der angewandten Technik	35
6.2	STAPEDIUSREFLEX	35
6.3	AUSREISSER	35
6.4	STATISTIK	35
6.4.1	ZUSAMMENHANG ZWISCHEN UMBOAUSLENKUNG UND STATISCHER COMPLIANCE	35
6.4.2	ZUSAMMENHANG ZWISCHEN DER AUSLENKUNG DES KURZEN HAMMERFORTSATZES MIT DER STATISCHEN COMPLIANCE	36
6.4.3	ZUSAMMENHANG ZWISCHEN UMBOAUSLENKUNG UND HÖRSCHWELLE	36
6.5	SCHLUSSFOLGERUNGEN	37
7	ANHANG	38
8	LITERATURVERZEICHNIS	44
9	DANKSAGUNG	46
10	CURRICULUM VITAE	47
10.1	PERSONALIEN	47
10.2	CURRICULUM VITAE	47

2 Zusammenfassung

Die Laser Doppler Interferometrie (LDI) ist eine Methode, welche die Messung kleinster, submikroskopischer Schwingungen erlaubt. Die LDI beruht auf dem Doppler-Effekt und es lassen sich damit berührungsfrei die Schwingungen auf dem menschlichen Trommelfell analysieren.

Für die Studie wurden 70 hörgesunde Probanden (Durchschnittsalter 26 Jahre) untersucht, um Lösungen für die folgenden Fragen zu erarbeiten:

1. Welches sind die Amplitudennormwerte von akustisch ausgelösten Trommelfellschwingungen, gemessen mit Laser Doppler Interferometrie ?
2. Kann die Scanning Laser Doppler Interferometrie im klinischen Alltag angewendet werden?
3. Können die Informationen über Bewegungsmodi von Trommelfell und Manubrium, welche von Experimenten an menschlichen Felsenbeinen bekannt sind, am lebenden Probanden bestätigt werden?
4. Gibt es Korrelationen zwischen den Resultaten aus den herkömmlichen, klinischen Methoden (Audiometrie und Tympanometrie) und den Resultaten aus der Laser Doppler Interferometrie?

Es wurden an jedem Probanden zuerst eine Tonaudiometrie und eine Impedanz Audiometrie, und danach die LDI durchgeführt. Für die LDI wurde ein von uns modifiziertes Polytec PSV 200 System benutzt. Die gesamte Untersuchungszeit beanspruchte für beide Ohren 60 Minuten.

Mit der LDI bestimmten wir einen Bewegungsumfang des Umbo von ca. 12nm bei 500Hz bis zu 1nm bei 8000Hz (bei einer akustischen Stimulation von 80dB Spl); er liegt somit im Rahmen der in der Literatur durch die Messungen von Goode und Rodriguez bekannten Werte. Für den kurzen Hammerfortsatz, über dessen Bewegung noch sehr wenig bekannt ist, haben wir einen Bewegungsumfang von 5nm bei 500Hz bis zu 0.5nm bei 8000Hz gemessen (ebenfalls bei 80dB Spl).

Die Durchführung der Messung war mit zwei Ausnahmen bei allen Probanden im klinischen Alltag möglich. Die gewonnenen Daten lassen sich gut vergleichen mit Messungen der selben Methode an Patienten mit Hörschädigungen und könnten dazu verwendet werden, Veränderungen des Schwingungsverhaltens des Trommelfelles und der Ossikel, wie sie bei Mittel- und Innenohrschäden auftreten, zu erkennen. Somit ergibt sich eine Anwendung der LDI als diagnostisches Werkzeug.

Die Analyse des Schwingungsverhaltens des Trommelfelles zeigte eine grosse Frequenzabhängigkeit der Volumengeschwindigkeit, welche nach dem Maximum bei etwas über 1000Hz kontinuierlich abnahm. Bei dieser Frequenz geht das Trommelfell von einem einfachen in einen komplexeren Schwingungsmodus über, wobei grössere Phasenunterschiede in den verschiedenen Arealen des Trommelfelles auszumachen sind. Die Resonanzfrequenzen des normalen Trommelfelles befinden sich bei 1100Hz und 3000Hz. Bei diesen Frequenzen war jeweils ein Geschwindigkeitsmaximum der gemessenen Punkte auf dem Trommelfell zu beobachten. Im Gegensatz zu den meisten publizierten Studien am Menschen, am Felsenbein und am Tier konnten die Messungen ohne den Einsatz von reflektierendem Material durchgeführt werden.

Die statistische Korrelation (nach Pearson) der Bewegungsumfänge, sowohl des Umbo als auch des kurzen Hammerfortsatzes mit der statischen Compliance ergab nur geringe lineare Zusammenhänge. Es lässt sich also nicht durch die Messung der statischen Compliance des Trommelfells der Bewegungsumfang des Umbo oder des kurzen Hammerfortsatzes voraussagen.

3 Einführung

3.1 Ausgangslage

Die Laser Doppler Interferometrie (LDI) ist eine Methode, die es erlaubt berührungsfrei minimale Schwingungen in der Grössenordnung von Nanometern, wie sie am menschlichen Trommelfell vorkommen, zu messen. Mit der LDI wird eine sehr hohe Messgenauigkeit von Amplitude und Phase erreicht, ebenso eine feine örtliche Auflösung. Diese Eigenschaften erlauben diese Methode zur Untersuchung der Trommelfellbewegungen am lebenden Menschen einzusetzen. In früheren Studien wurden andere Methoden zur Analyse der akustisch ausgelösten Schwingungen von Trommelfell und Mittelohr eingesetzt: kapazitive Probe (Békésy 1960) und Moessbauertechnik (Gilad-P, Shtrikman-S; et al.), Mikroskopie (Hüttenbrink 1989),(Hüttenbrink 1996),(Helmholz 1868), Holographie (Tonndorf and Khanna 1968; Bally 1978; Gundersen and Hogmoen 1976), Video-Stroboskopie (Helms 1974), Espi (electronic speckle-pattern-interferometry) (Lokberg, Hogmoen et al. 1980).

Diese Methoden waren für den Einsatz am lebenden Menschen jedoch nicht sehr geeignet oder gar nicht durchführbar. Durch die modernere LDI wurden jedoch Messungen an grösseren Probandenkollektiven durchgeführt und das Potential der LDI für den klinischen Einsatz dokumentiert (Goode, Ball et al. 1996; Rodriguez, Zenner et al. 1997).

3.2 Fragestellung und Ziel der Arbeit

Die Studie wurde als vorbereitende Messung an normalen Probanden durchgeführt, damit für spätere klinische Studien mit demselben Gerät Referenzbereiche vorliegen. Dabei sollten in erster Linie Normwerte definiert und weniger deren Bedeutung analysiert werden.

Die Studie wurde entworfen, um folgende Fragen beantworten zu können:

1. Welches sind die Amplitudennormwerte von akustisch ausgelösten Trommelfellschwingungen, gemessen mit Laser Doppler Interferometrie ?
2. Kann die Scanning Laser Doppler Interferometrie im klinischen Alltag angewendet werden?
3. Können die Informationen über Bewegungsmodi von Trommelfell und Manubrium, welche von Experimenten an menschlichen Felsenbeinen oder von mathematischen Methoden bekannt sind, am lebenden Probanden bestätigt werden?
4. Gibt es Korrelationen zwischen den Resultaten aus den herkömmlichen, klinischen Methoden (Audiometrie und Tympanometrie) und den Resultaten aus der Laser Doppler Interferometrie?

3.3 Einschlusskriterien

In die Studie wurden otologisch gesunde Probanden eingeschlossen mit normalem otoskopischem Trommelfellbefund und normaler Innen- und Mittelohrfunktion.

4 Material und Methoden:

4.1 *Demographische Daten:*

Es wurden 70 Probanden aufgeboten, darunter 35 Männer und 35 Frauen. Einige Messungen konnten aus verschiedenen Gründen nicht durchgeführt werden. Hier eine Zusammenstellung der Gründe, welche zu einem Abbruch der Messungen führten, bzw. welche die Messungen undurchführbar machten.

- 1 Proband hatte einen zu engen äusseren Gehörgang, sodass kein ausreichender optischer Zugang zum Trommelfell bestand
- Einem Proband war der applizierte Multisinuston (80 dB SPL) zu laut.
- Eine Messung konnte aus Zeitgründen nicht abgeschlossen werden
- Ein Proband erschien nicht zur Messung
- Ein Proband erfüllte die Einschlusskriterien nicht. Durch die vorausgehende klinische Untersuchung (Inspektion des Gehörganges, Audiometrie und Tympanometrie) entstand der Verdacht auf Otosklerose.

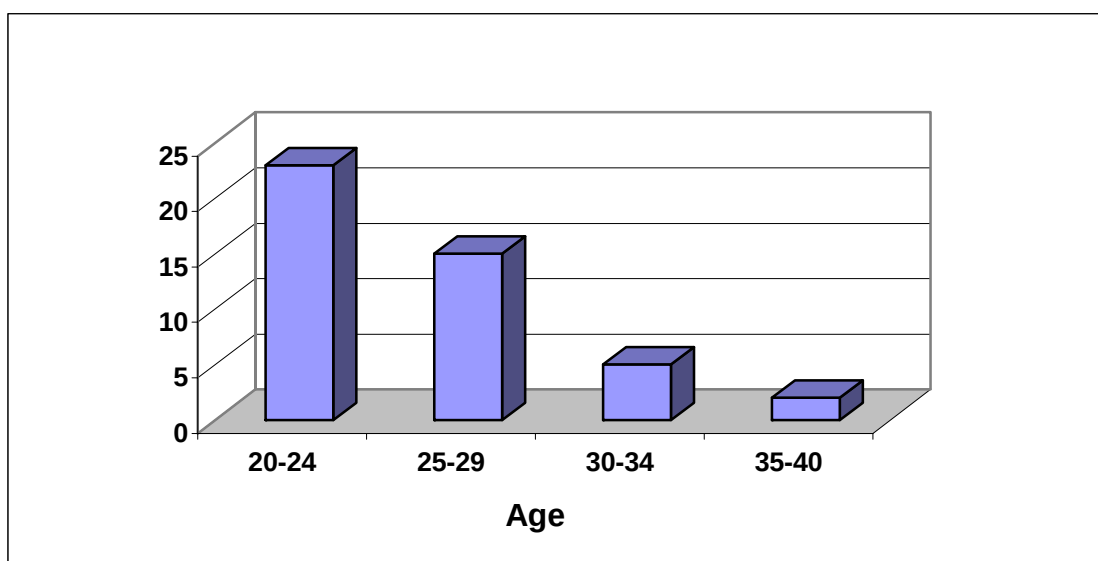
Gemessen wurden 65 Probanden und die Messung erfolgte an beiden Ohren. Aufgrund der Erfahrungen aus einer Zwischenanalyse, nach Messung der ersten 20 Probanden, wurde beschlossen das Messprotokoll zu ändern. Es wurde dabei von einem pseudoransch-Stimulus auf einen multisinus-Stimulus gewechselt. Dadurch wurde ein höherer Signal-Rausch-Abstand und eine bessere Kohärenz erreicht, was eine bessere Konfidenz der Messresultate erlaubte. Die Ergebnisse der ersten 20 Probanden wurden aufgrund ungenügender Genauigkeit verworfen. Ausgewertet wurden schliesslich die Daten von 45 Probanden (24 Männer und 21 Frauen).

Das Durchschnittsalter betrug rund 26 Jahre (Siehe Tabelle 1).

Tab.1 Demographische Daten

medium	range	standard deviation	median	n
26.1	23 - 39	3.4	24	45

Fig.1 Altersverteilung



4.2 Durchgeführte Untersuchungen

Es wurden folgende Untersuchungen durchgeführt:

- Inspektion von Gehörgang und Trommelfell (mikroskopische Otoskopie)
- Reintonschwellenaudiometrie
- Impedanz-Audiometrie
- Laser Doppler Interferometrie

Die Audiometrie und die Impedanzaudiometrie entsprachen in der Durchführung den gängigen Methoden der Abteilung für Audiometrie der Klinik und Poliklinik für Otorhinolaryngologie, Hals- und Gesichtschirurgie, Zürich.

Für jeden Probanden wurde eine Stunde aufgewendet, um diese vier Untersuchungen durchzuführen. Die mikroskopische Otoskopie, die Audiometrie und die Tympanometrie beanspruchten ungefähr eine viertel Stunde, der Rest der Zeit wurde zur Laser Doppler Interferometrie an beiden Ohren verwendet, wobei die eigentliche Messung weniger als zwei Minuten dauerte. Zeitaufwendiger war die Vorbereitung der Messung und die Eichung des Schallfeldes.

4.3 Verwendete Geräte

Die Audiometriemessung erfolgte mit einem kalibrierten Audiometer nach DIN 45620. Die Impedanzaudiometrie wurde mit einem Gerät der Marke Madsen Zodiac 901 durchgeführt.

Die Interferometrie erfolgte mit einem Polytec PSV 200 System, welches für die Messungen modifiziert wurde. Das System beinhaltete folgende Geräte :

- Polytec OFV 303 Sensor Head
- Polytec OFV 040 Scanning Unit
- Polytec VTC 24 Camera
- Polytec OFV 3001S Vibrometer Controller
- Computer inkl. Software (Microsoft NT, Polytec PSV, Polytec HLV, Hewlett Packard Benchlink, Microsoft Excel)
- Soundgenerator (Hewlett Packard HP 33120A Arbitrary Waveform Generator)
- Lautsprecher (Ethymotic ER-2)
- Mikrofon (Ethymotic ER-7 Probe Mikrofon)
- Verstärker (Revox A78)
- Operationsmikroskop (OPMI 1)

4.4 Gang der Untersuchung und Funktionsweise der Geräte

4.4.1 Anordnung der Geräte

Wir verwendeten für die Messung der Trommelfellschwingungen ein System von Polytec, welches den besonderen Bedingungen für die Anwendung durch den äusseren Gehörgang angepasst wurde.

Ein Sensor (Polytec OFV 303), eine Scanning Einheit (Polytec OFV 040) sowie eine Kamera (Polytec VTC 24) bildeten die eigentliche Messeinheit, welche an ein ausbalanciertes Operationsmikroskopstativ (Contraves, Zürich) montiert wurden. Dadurch liess sich die ca. 12kg schwere Messeinheit problemlos in allen Freiheitsgraden mit einer Hand bewegen. Dies ist eine Grundvoraussetzung für die gute Anwendbarkeit im Versuch und in der Klinik.

Die Messeinheit war mit einem Vibrometer Controller (OFV 3001S) verbunden, der die gemessenen Daten filtert und elektronisch verarbeitet. Diese analogen Daten wurden danach in der „digital sound processor“ (DSP)-Karte des Computers mittels fast fourier transfer (fft) weiterverarbeitet und durch die software Polytec PSV analysiert. Microsoft Excel wurde zur weiteren Auswertung der Daten benutzt.

Die digitalisierten Daten wurden durch den Computer Fourier transformiert, um die Interpretation der einzelnen Frequenzen zu ermöglichen. Die Fourier Transformation erlaubt die Darstellung einer Schallwelle als periodische Funktion. Durch die Analyse erhält man aus einem zeitlich veränderlichen Signal (time domain) ein Spektrum der vorherrschenden Frequenzen (frequency domain) in einem definierten Zeitfenster. Dies erlaubt eine Frequenzanalyse. Mittels der PSV-200-Software konnte der Computer aus den gemessenen Daten ein dreidimensional bewegliches Modell des Trommelfelles simulieren.

(Siehe Fig.2, 3 und 4)

Fig. 2 Anordnung der Messgeräte

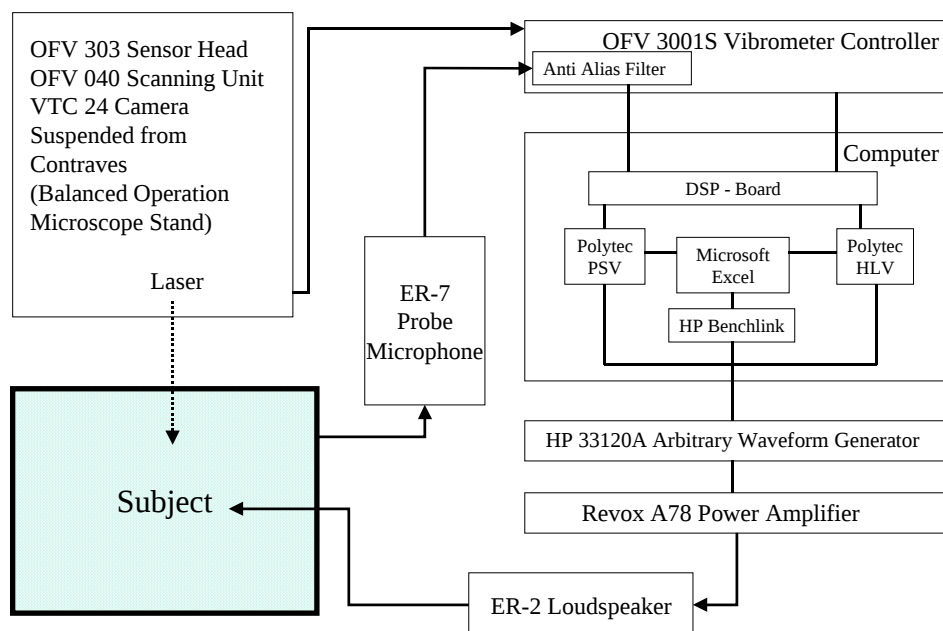


Fig. 3 Trommelfell bei 800Hz

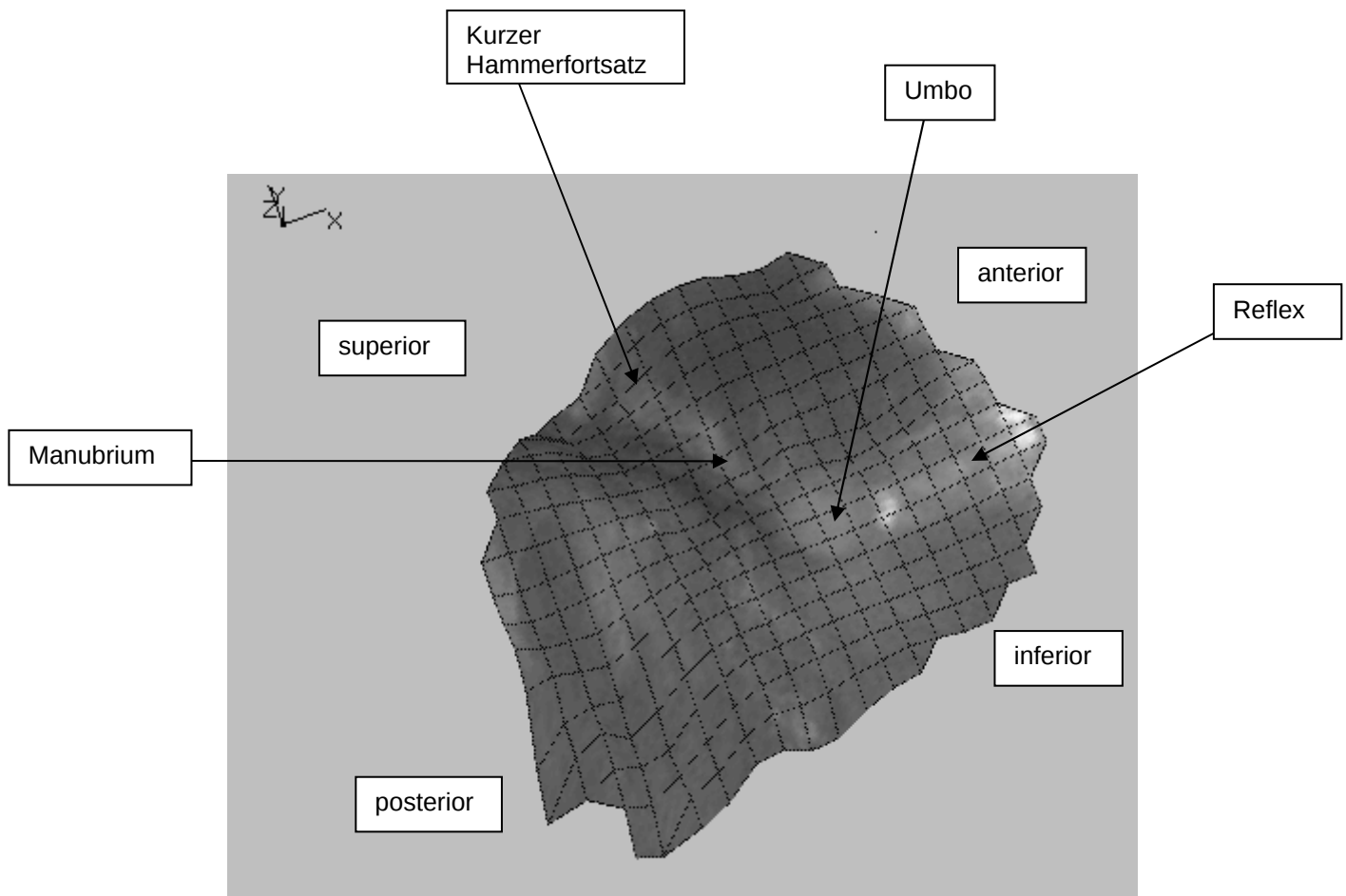
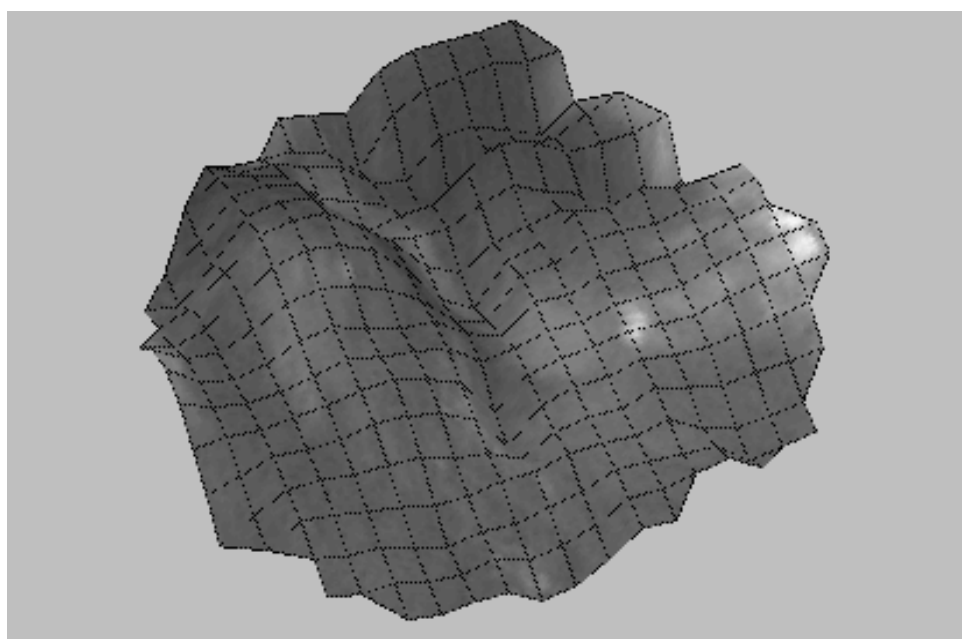


Fig.4 Trommelfell bei 1700Hz



4.4.2 Messablauf

Während den LDV-Untersuchungen lagen die Probanden auf einer Untersuchungsfläche.

Damit der Laserstrahl direkt auf das Trommelfell geleitet werden konnte, wurde ein modifizierter Ohrtrichter in den äusseren Gehörgang eingeführt.

Der Trichter wurde mit Ohrabdruckmasse (Otoform A-flex) in der Ohrmuschel fixiert, sodass von aussen, ohne Zutun, das Trommelfell eingesehen werden konnte.

Der Trichter war mit einem parallel geschliffenen Glas abgeschlossen, durch welches das Mikrophon und der Lautsprecher eingeführt wurden.

Durch den Abschluss des Trichters erreichte man weniger Verlust von Schalldruck nach aussen, und schirmte gleichzeitig das Trommelfell von Störfrequenzen ab.

Das Glasscheibchen auf dem Trichter wurde schräg zum Einfallswinkel des Laserstrahles angebracht, damit keine Reflexionen des Lasers am Glas die Messungen beeinträchtigen konnten.

Das Sondenmikrophon wurde eingeführt und anschliessend wurde der Multisintuston erzeugt und geeicht. Durch permanenten Vergleich des gemessenen Schalldruckes mit dem geeichten Schall, wie es der Computer mehrmals pro Sekunde durchführte, konnte eine gleichmässige Beschallung des Ohres sichergestellt werden. Auf allen Frequenzen wurde 80 dB Spl gehalten.

Danach wurde die Steuerung des Lasers anhand des Kamerabildes kalibriert und die zu messende „Scan-fläche“ bestimmt.

Das Trommelfell wurde dann systematisch „abgescannt“. Das Messsystem war dabei in der Lage, von drei Punkten pro Mikroquadratmeter den jeweils besten auszuwählen in Bezug auf die Stärke des reflektierten Strahles.

Anschliessend wurde auf die spezifischen Bewegungen des Umbo und des kurzen Hammerfortsatzes eingegangen.

4.4.3 Funktionsweise der einzelnen Geräte

4.4.3.1 Laser Interferometer

Die Lasermessung basiert auf dem Doppler Effekt.

Der Doppler Effekt ist eine von dem Physiker C. Doppler 1842 entdeckte Wellenlängenänderung einer Licht- oder Schallwelle bei einer relativen Bewegung von Quelle und Empfänger. Nähert sich die Quelle dem Beobachter, so erhöht sich die Zahl der pro Zeiteinheit ankommenden Licht- bzw. Schallwellen, die Linien im Spektrum verlagern sich nach dem Violett, bzw. der Ton wird höher. Entfernt sich die Quelle, verschiebt sich die Farbe zu rot, bzw. der Ton wird tiefer.

Der Laser wird auf einen bestimmten Punkt des Trommelfells fokussiert und das reflektierte Licht wird mit einem Referenzstrahl interferiert. Entsprechend der Geschwindigkeit des anvisierten Punktes auf dem Trommelfell wird also die Frequenz des Laserstrahles verschoben. Durch elektronische Demodulatoren werden diese Frequenzverschiebungen in ein Signal umgewandelt, das proportional zur Geschwindigkeit des gemessenen Punktes ist.

Mit der verwendeten Geräteanordnung wurde eine genügend hohe Lichtstärke erzielt, um ein günstiges Verhältnis von verwertbarem, reflektiertem Licht zu Artefakten zu erreichen. Demzufolge konnte auf ein Anbringen reflektierender Substanzen auf das Trommelfell verzichtet werden, wie das durch andere Arbeitsgruppen noch gemacht wurde. (Bally 1978; Gyo, Goode et al. 1986; Konradsson, Ivarsson et al. 1987; Goode, Ball et al. 1993; Stasche, Baker et al.

1994; Stasche, Foth et al. 1994; Goode, Ball et al. 1996; Asai, Huber et al. 1999; Heiland, Goode et al. 1999).

4.4.3.2 Akustische Stimulation

Der Soundgenerator (HP 33120A Arbitrary Waveform Generator) produzierte einen Multisinuston mit 31 logarithmisch verteilten Frequenzen von 500Hz bis 8kHz. Mittels Kontrolle durch das Mikrophon wurde auf allen 31 ausgewählten Frequenzen die gleiche Lautstärke erreicht. Wir arbeiteten mit einer Lautstärke von 80dB Spl pro Frequenz.

4.4.3.3 Lautstärke der akustischen Stimulation

Die akustische Stimulation erfolgte mit 80dB SPL pro Frequenz. Das ergab insgesamt 94dB SPL (A), was 1 Pascal entspricht. Diese Beschallung wurde auf jeder Seite jeweils für die Kalibrierung drei Minuten und für die Messung ein bis zwei Minuten aufrechterhalten, was subjektiv, mit einer Ausnahme, von allen Probanden problemlos toleriert wurde. Die gesetzlichen Bestimmungen sehen laut SUVA-Schweiz folgende Grenzwerte vor: Gemittelt über einen ganzen Tag (8h) sind 85dB zulässig. Bei Reduktion der Beschallungsdauer um die Hälfte erhöht sich dieser Wert um 3dB. Für eine Beschallung mit 94dB wären demnach eine Stunde Beschallungszeit problemlos tolerierbar. Die Beschallungszeit belief sich bei vorliegender Arbeit auf ca. 5 Minuten pro Ohr.

4.4.3.4 Mikrophon

Wir verwendeten ein Mikrophon (Etymotic Research ER-7C), das sich durch eine besonders flache Frequenzantwort (weniger als 2.5 dB Abweichung zwischen 500Hz und 8kHz) und einen besonders kleinen Aufnahmekörper auszeichnete.

Der Aufnahmekörper bestand aus einem flexiblen Silikonschlauch von 76mm Länge, 0.95mm Aussendurchmesser und 0,5mm Innendurchmesser.

Das Mikrophon wurde bis auf drei Millimeter vor das Trommelfell (Umbo) vorgeschoben, sodass sichergestellt werden konnte, dass der Multisinuston direkt vor dem Trommelfell bei allen Frequenzen die selbe Lautstärke erreichte.

Das Mikrophon lieferte die Daten an den Vibrometer Controller (siehe Anordnung der Geräte, und Fig. 2).

4.4.3.5 Tympanometer

Die Tympanometrie ist eine Messung zur Bestimmung der Impedanz des Ohres.

Erzeugt man bei intaktem Trommelfell im Gehörgang, in dem sich die Messsonde für den reflektierten Schallanteil befindet, zunächst einen Unterdruck, dann eine Druckgleichheit wie im Mittelohr und anschliessend einen Überdruck, lässt sich die Impedanzänderung durch die Messung des reflektierten Sondentonschallanteils in einer Kurve (Tympanogramm) aufzeichnen.

Der applizierte Schall hat eine Frequenz von 226Hz (siehe auch unter Bedeutung der Messwerte).

4.4.3.6 Mikroskop

Mit dem Mikroskop erfolgte die erste Beurteilung des Trommelfelles und unter Kontrolle des Mikroskops erfolgte auch das Einführen des Ohrtrichters.

Der Arbeitsabstand betrug 200mm.

4.5 Bedeutung der Messwerte

4.5.1 Audiometrie

Mit der Reintonschwellenaudiometrie werden Schallempfindungsschwellen bestimmt. 0dB HL (hearing level) ist bei jeder Frequenz die Intensität eines Tones, welche ein normales Ohr in 50% der Versuche zu hören vermag. (0dB ist also nicht mit einem Fehlen von Schall gleichzusetzen).

Die Nulllinie (0dB HL) verläuft im Audiogramm horizontal, es ist eine Relativdarstellung. Abweichungen von dieser Nulllinie (Hörverlust) werden in Dezibel (dB) angegeben.

Das Dezibel (dB) ist das logarithmische Verhältnis zwischen dem Bezugsschalldruck (0dB) und dem Prüfschalldruck. Nur so lässt sich der grosse Umfang des zu erfassenden Schalldruckbereiches darstellen.

In einer Absolutdarstellung (physikalische Hörschwelle, sound pressure level = SPL) würde die Nulllinie im tiefen und im hohen Frequenzbereich abwärts gekrümmt verlaufen, weil die Empfindlichkeit des Ohres im mittleren Frequenzbereich am grössten ist.

0dB SPL entsprechen in der physikalisch exakten Absolutdarstellung einem Schalldruck von 20 Mikropascal.

4.5.2 Tympanometrie

Der Tympanometer misst die akustische Impedanz des Ohres. Dies ist eine Bezeichnung für den Wellenwiderstand bzw. die Dämpfung, welche das Ohr der Ausbreitung von Schallwellen entgegensetzt, wodurch es frequenzabhängig zu einem unterschiedlichen Verhältnis zwischen Reflexion und Absorption der Schallwellen kommt.

Unter normalen Umständen ist das Trommelfell sehr nachgiebig, hat also eine hohe Compliance. Es hat nur einen kleinen Einfluss auf die Gesamtimpedanz des Ohres (Je steifer das Trommelfell, umso niedriger ist die Compliance).

Folgende Werte wurden bestimmt und in der Auswertung verwendet:

Ggv steht für das Gehörgangsvolumen

Sc. Steht für die Static Compliance des Trommelfelles.

Das Gehörgangsvolumen wird folgendermassen bestimmt. Wenn Luft in den Gehörgang geblasen wird, nimmt der Druck zu, wenn die Temperatur konstant bleibt. Nimmt man nun an, dass die Gehörgangswände unnachgiebig sind, gilt folgendes Gesetz:

$$P = k / V \text{ (Boyl'sches Gesetz)}$$

wobei k eine Konstante ist. Nach Umformung der rechten Seite ergibt sich

$$dP / dV = k \log V$$

Dieser Zusammenhang zeigt, dass eine Druckänderung durch eine Injektion einer bekannten Menge Luft in den Gehörgang nicht nur von dV abhängt, sondern auch von dem Ausgangsdruck P und dem Volumen V des Hohlraumes. Da dV und P bekannt sind und dP gemessen wird, ist es möglich, daraus V (Gehörgangsvolumen bzw. Ggv) zu errechnen

Als Compliance versteht man

$$C = dV / dP$$

Jedes Schallereignis löst durch Bewegung des Trommelfells eine Erweiterung des Gehörgangsvolumens aus. Diese Veränderung wird gemessen und daraus kann der Tympanometer das Tympanogramm bestimmen. Der höchste Punkt im Tympanogramm ist der Messpunkt, bei welchem der Gehörgangsdruck bei Schallinjektion dem Mittelohrdruck entspricht. Er wird als statische Compliance bezeichnet (SC).

4.5.3 Interferometrie

Mittels Interferometrie wird die Geschwindigkeit eines Trommelfellpunktes gemessen und die Software vollzieht danach die Umrechnung zum angezeigten Weg-Wert (Displacement) nach folgender Formel :

$$s(p) = v(p)/2\pi F$$

$s(p) = s(\text{peak})$ = Wegstrecke ; $v(p) = v(\text{peak})$ = Geschwindigkeit ; F = Frequenz

Als Wegstrecke wird der Abstand von der maximalen Auslenkung zum neutralen Punkt bezeichnet, in der Aufzeichnung, in welcher die Bewegung des betrachteten Punktes nach der Zeit aufgetragen ist (was eine Sinuskurve ergibt).

Zu beachten bleibt, dass aufgrund anatomischer Gegebenheiten der Laserstrahl nicht senkrecht auf das Trommelfell trifft. Der Messwinkel bewegt sich zwischen 15 und 30 Grad, wobei der interindividuelle Unterschied 15 Grad nicht übersteigt. Aufgrund dieses systematischen Messfehlers ergeben sich Abweichungen der Amplituden-Werte von umgerechnet 0.3 – 1.2 dB (interindividueller Unterschied 0.9 dB). Es besteht hingegen kein Einfluss auf die Phasenbestimmung.

Als Mass für das Geräuschniveau wurde durch das PSV 200 System für jeden Messpunkt die Kohärenz ermittelt. Bei einer Kohärenz von weniger als 0.9 wurde die Messung nicht berücksichtigt.

4.5.4 Vibrationsmodus

Das Trommelfell schwingt in Abhängigkeit der Frequenz mit unterschiedlichen Schwingungsmodi, z.B. liegt bei tiefen Frequenzen der akustischen Stimulation auf dem Trommelfell ein einziger Schwingungsmodus vor, bei höheren Frequenzen bilden sich aber weitere Zentren maximaler Auslenkung, der Schwingungsmodus wird komplexer.

4.5.5 Statistik

Folgende statistische Werte wurden jeweils angegeben:

Medium = Mittelwert aller Messungen

Range = höchster minus kleinster Wert

Standard deviation = Standard Abweichung

Median, auch Zentralwert genannt, ist der mittlere Wert, wenn alle Werte in einer Rangfolge aufgelistet werden; ist nicht empfindlich gegenüber den sogenannten "Ausreißern".

Bei den Korrelationsberechnungen sind folgende Werte in der Resultatzusammenstellung aufgeführt:

B = Schnittpunkt der Korrelationsgerade mit der Y-Achse

M = Steigung der Korrelationsgerade

r = Korrelationskoeffizient, welcher angibt, wie stark zwei Werte linear korrelieren

r^2 = Wert, der sich besser zur anschaulichen Darstellung des Zusammenhanges der betrachteten Werte eignet. Bei einer betrachteten Punktwolke mit zugehöriger Korrelationsgerade (siehe Fig.25) lässt sich mittels r^2 der wahrscheinlichste y-Wert eines Punktes bei bekanntem x-Wert errechnen, mittels folgender Formel.

$$S_y^2 = r^2 * S_y^2 * S_{\varepsilon}^2$$

wobei S_{ε}^2 die Varianz der Abstände der Punkte von der Korrelationsgerade darstellt.
 r^2 ist der Prozentsatz der Varianz des Y-Wertes, der durch den X-Wert erklärt wird, der Rest wird durch andere Faktoren bestimmt.

5 Ergebnisse

5.1 Audiometrie

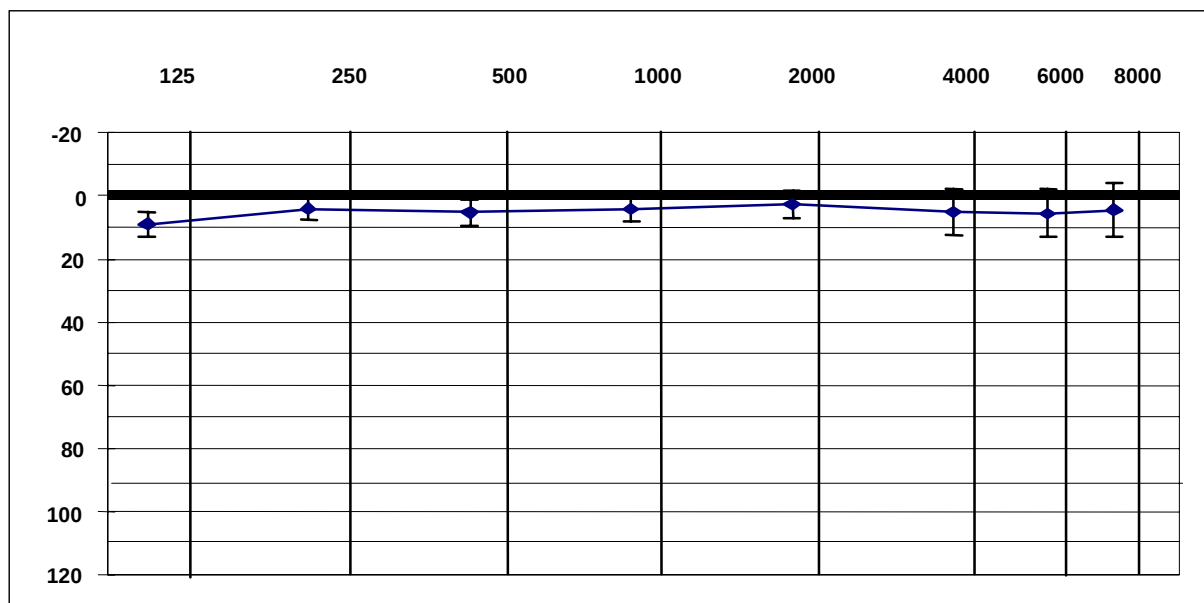
Die ausgewählten Probanden erreichen im Mittel bei allen Frequenzen nicht ganz die 0 dB Linie im Reintonschwellenaudiogramm.

Wie der Wert „range“ zeigt, war eine relativ breite Streuung der Werte, insbesondere bei den hohen Frequenzen, vorhanden (4000 Hz und 8000 Hz).

Tab.2 Messwerte Audiometrie (n=90 Ohren)

Audiometrie(Hz)	medium(dB)	range(dB)	standart deviation(dB)	median	n
125	8.8	15	3.9	10	90
250	4.0	15	3.5	5	90
500	5.4	20	4.0	5	90
1000	4.1	25	3.8	5	90
2000	2.7	20	4.2	0	90
4000	5.3	40	7.2	5	90
8000	4.5	40	8.6	5	90

Fig.5 Mittelwerte und Standardabweichung der Audiometrie an n=90 Ohren



5.1.1 Audiometriedaten im Seitenvergleich

Die Tabelle 3 zeigt eine im Mittel geringe Seitendifferenz der Hörschwelle. Wie die genauere Aufschlüsselung der Daten im Anhang Tab.6 zeigt, liegt die Differenz der Hörschwelle im Seitenvergleich lediglich bei 4000 Hz und bei 8000 Hz im Mittel über 5dB.

Der „range“ (=grösster minus kleinster Wert) liegt aber relativ hoch, d.h. es gab einzelne Probanden mit rechts und links unterschiedlich gutem Gehör (Probanden 21 und 67 je 25 dB Differenz bei 8000 bzw. 4000 Hz; Probanden 24, 29, und 45 je 20 dB Seitendifferenz bei 8000 Hz).

Tab.3 Audiometriedaten im Seitenvergleich (n=45)

mittlere Seitendiff. (dB) über alle Frequenzen	3.66
mittlere Standarddev. Der Seitendifferenzen (dB)	3.82
mittlerer Range der Seitendifferenzen (dB)	16.43
Median der Seitendifferenz (dB) der Hörschwelle	5

5.2 Impedanzaudiometrie (Tympanometrie)

Wie nachfolgende Tabelle zeigt, liegt die Compliance (Nachgiebigkeit) des Trommelfelles im Mittel bei 0.75 ml. Der „range“ von 1.56 besagt, dass der grösste ermittelte Wert 1.56 ml grösser ist als der kleinste Wert.

Die Werte GGV (Gehörgangsvolumen) sind angegeben in ml.

Tab.4 Tympanometrie-Ergebnisse (n=90)

Tympanometrie	medium	range	standard deviation	median
Ggv	1.22	2.04	0.36 (29%)	0.72
Sc	0.75	1.56	0.31 (41%)	0.70

5.2.1 Tympanometriedaten im Seitenvergleich

Die Messungen des Gehörgangsvolumens und der Trommelfellcompliance differieren im Seitenvergleich im Mittel 13% bzw. 21% des mittleren Wertes für GGV bzw. SC (statische Compliance). Der „range“ zeigt, dass es einzelne Probanden gab (Ausreisser), die besonders grosse Seitendifferenzen bei den gemessenen Daten aufwiesen. Entsprechend zeigen sich auch Differenzen zwischen Median und Mittelwert.

Tab.5 Tympanometriedaten im Seitenvergleich (n=45)

Linear	medium	st. dev.	median	range
GGV	0.16 (13%)	0.19	0.1	0.89
SC	0.21 (28%)	0.25	0.16	1.64

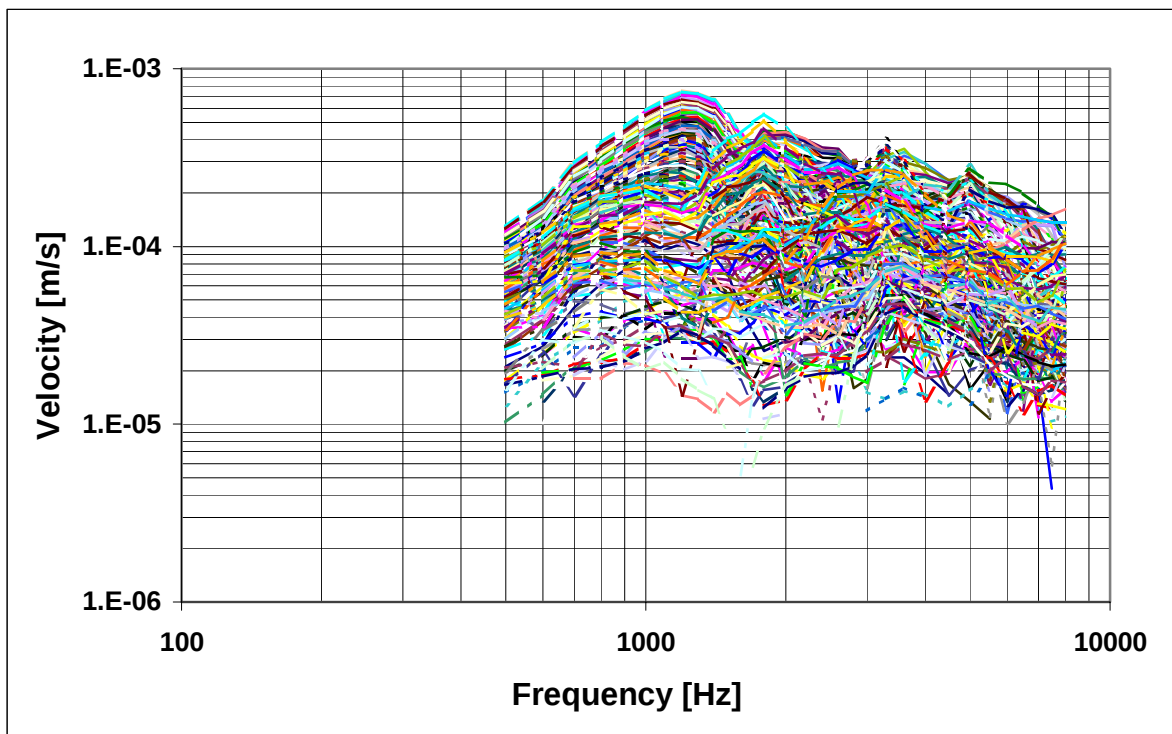
5.3 Trommelfellinterferometrie

Um die Bedeutung und die Berechnung der einzelnen Werte zu erläutern, werden zuerst die Ergebnisse eines repräsentativen Probanden erklärt und dann (unter 5.3.2 –5.3.5) wird auf die Ergebnisse der Gruppe eingegangen.

5.3.1 Repräsentatives Beispiel zur Erklärung

In Fig.6 sind die Geschwindigkeiten der gescannten Punkte des Trommelfelles bei Proband 57 dargestellt. Es zeigt sich eine grosse Variabilität der Geschwindigkeiten von >20dB, wobei die hohen Geschwindigkeiten den hinteren oberen Quadranten des Trommelfelles repräsentieren, die tiefen Geschwindigkeiten den Annulus fibrosus

Fig.6 Geschwindigkeit der Scannpunkte bei Proband 57



In nachfolgender Abbildung ist die Phase der gescannten Trommelfellpunkte in Bezug zu den Schwingungen des Umbo aufgetragen. Es ist auffällig, dass die Phasendifferenz bis 1100Hz relativ klein bleibt, und darüber die Phase der einzelnen Punkte stark divergiert. Dies bedeutet, dass Umbo und Trommelfell in den tiefen Frequenzen praktisch in Phase schwingt, in den höheren Frequenzen jedoch die verschiedenen Partien unabhängig schwingen.

Fig.7 Phase der Scannpunkte bei Proband 57

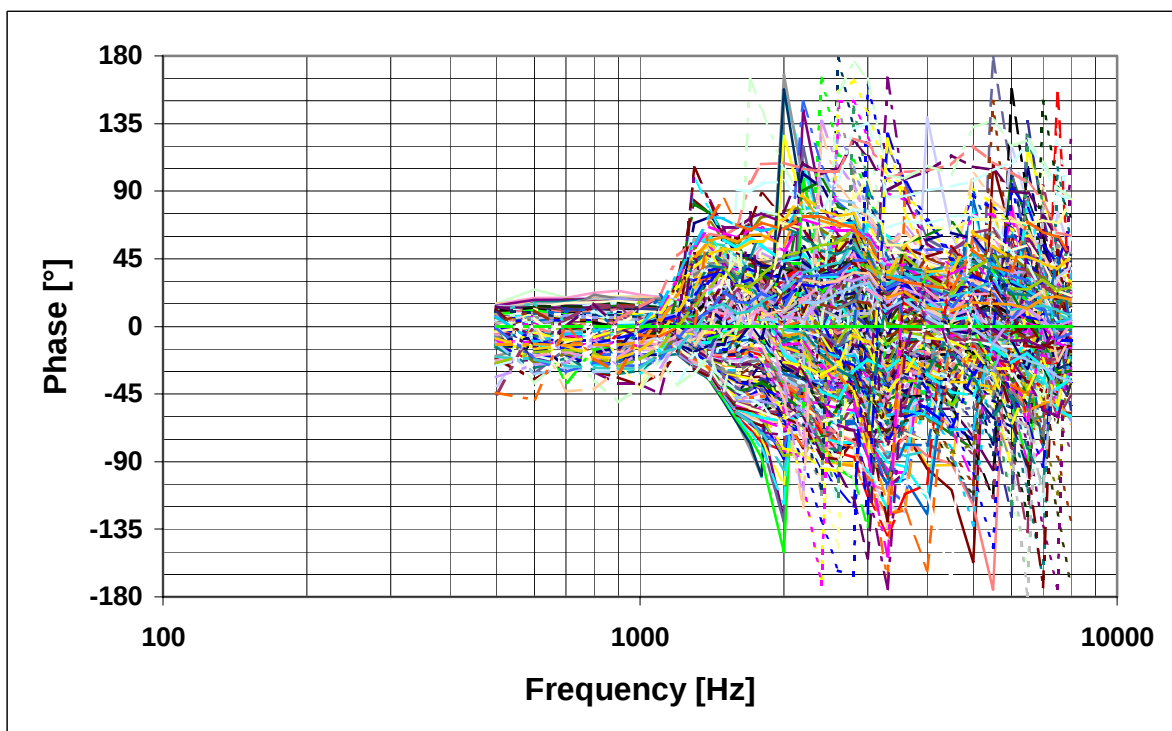


Fig.8 zeigt in einer Graphik die Anzahl der gescannten Punkte, die Differenz zwischen 95-stem und 5.Quantil und die Standardabweichung der Phase der gescannten Punkte. Der Grund für die Schwankung der verwendeten Punkte über die Frequenz ist die Kohärenz von 0.9 zwischen Lasermesswert und Mikrophon, welche für einen gültigen Datenpunkt verlangt wurde. Es zeigte sich , dass die Anzahl gültiger Punkte gegen die hohen und die tiefen Frequenzen absank. Die Graphik zeigt die massive Zunahme der Differenz der Phasen der gemessenen Trommelfellpunkte bei einer akustischen Stimulation über 1100Hz.

Fig.8 Standard Deviation und Quantildifferenz der Phase beim Proband 57

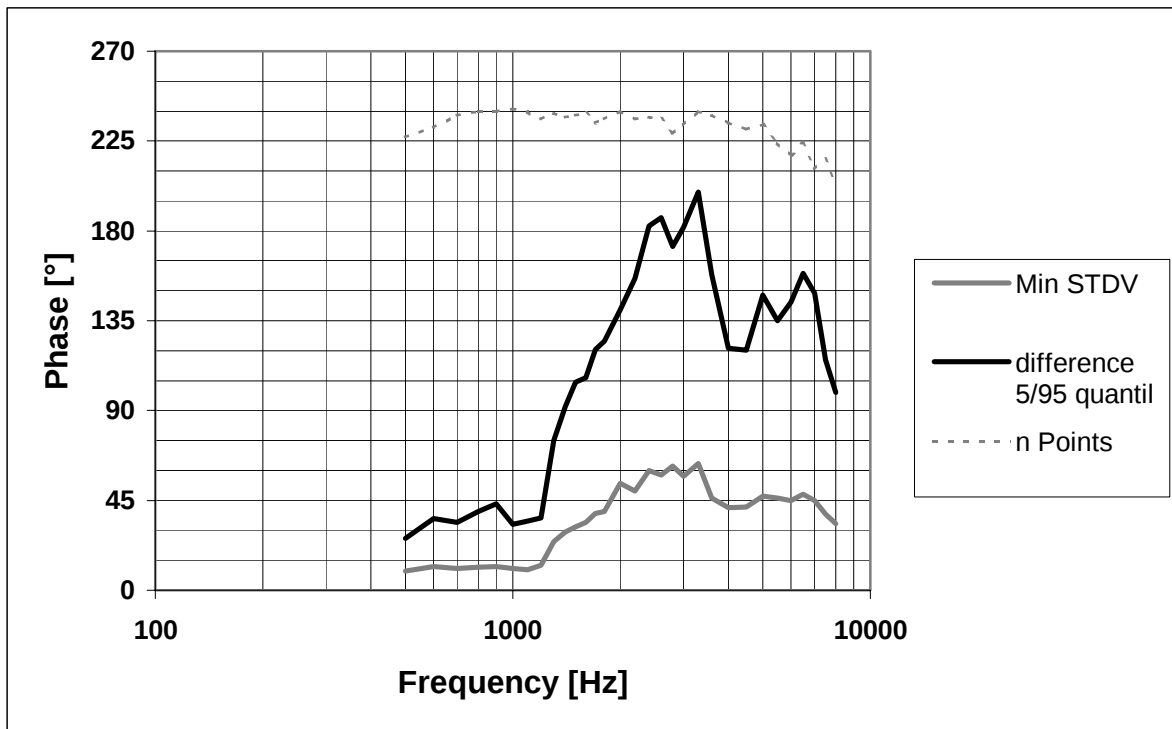
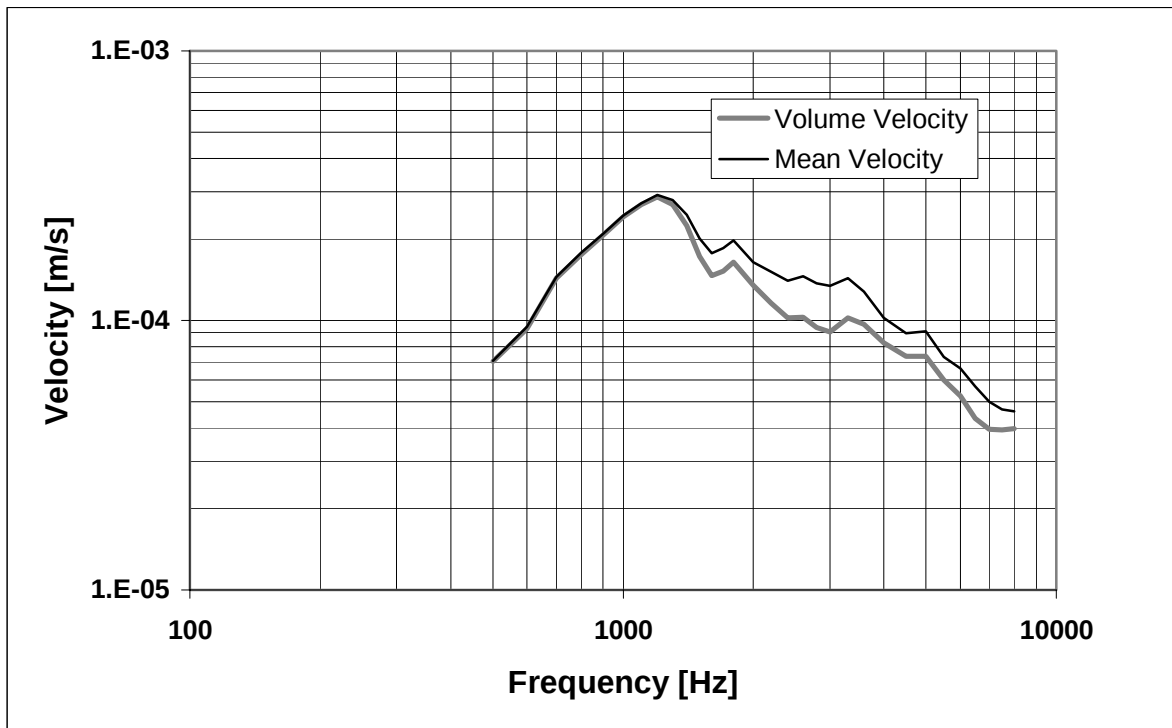


Fig.9 zeigt die mittlere Geschwindigkeit aller gemessenen Punkte des Trommelfelles von Proband 57 im Vergleich zu der Volumengeschwindigkeit bei dem ausgewählten Probanden. Die mittlere Geschwindigkeit wurde durch einfache Mittelung aller Punkte ohne Berücksichtigung der Phase gewonnen. Unter Volumengeschwindigkeit versteht man die komplexe Mittelung der Geschwindigkeit aller Punkte einer betrachteten Fläche mit Einbezug der Phase. Die Volumengeschwindigkeit zeigt also die eigentliche Geschwindigkeit des verdrängten Volumens über dem Trommelfell, wobei sie kleiner ist als die mittlere Geschwindigkeit, da nicht in Phase schwingende Punkte das total verdrängte Volumen verkleinern. Es zeigt sich, dass der Unterschied zwischen mittlerer Geschwindigkeit und Volumengeschwindigkeit vor allem in den höheren Frequenzen ab 1100Hz besteht, wo nicht alle Punkte des Trommelfelles in Phase schwingen. Der Unterschied ist jedoch lediglich etwa 5dB bei 3kHz.

Fig.9 Mittlere Geschwindigkeit vs Volumengeschwindigkeit (Proband 57)



5.3.2 Gemessene Punkte

Im Mittel wurden 95 Punkte auf dem Trommelfell gemessen (range= 5-244; st.dev.= 50) je nach Stärke des reflektierten Lichtes und der Grösse der einsehbaren Fläche. Vgl. Anhang Tab.10

5.3.3 Volumengeschwindigkeit

Die nachfolgende Graphik (Fig.10) zeigt die mittlere Geschwindigkeit der vom Laser gemessenen Punkte aller Probanden (inklusive der Standardabweichung) in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation. Zum Vergleich ist auch die mittlere Geschwindigkeit des Umbo, wie wir sie gemessen haben, in die Graphik eingetragen. Zusätzlich wurde als gestrichelte Linie die gemittelte Volumengeschwindigkeit der Trommelfelle aller Probanden aufgetragen.

Die mittlere Geschwindigkeit und die Volumengeschwindigkeit sind bis ca. 1100Hz gleich, in den höheren Frequenzen wurde eine ca. 2dB kleinere Volumengeschwindigkeit gemessen.

Die Umbogeschwindigkeitskurve liegt etwa 5dB unter dem Mittelwert aller gemessenen Punkte und verläuft ab etwa 4000Hz zusammen mit der Volumengeschwindigkeitskurve.

Die Standarddeviation beträgt etwa 10dB. (Siehe Fig.10)

Fig.10 Gemittelte Geschwindigkeit der Scanpunkte vs Umbo Vibration (n=90)

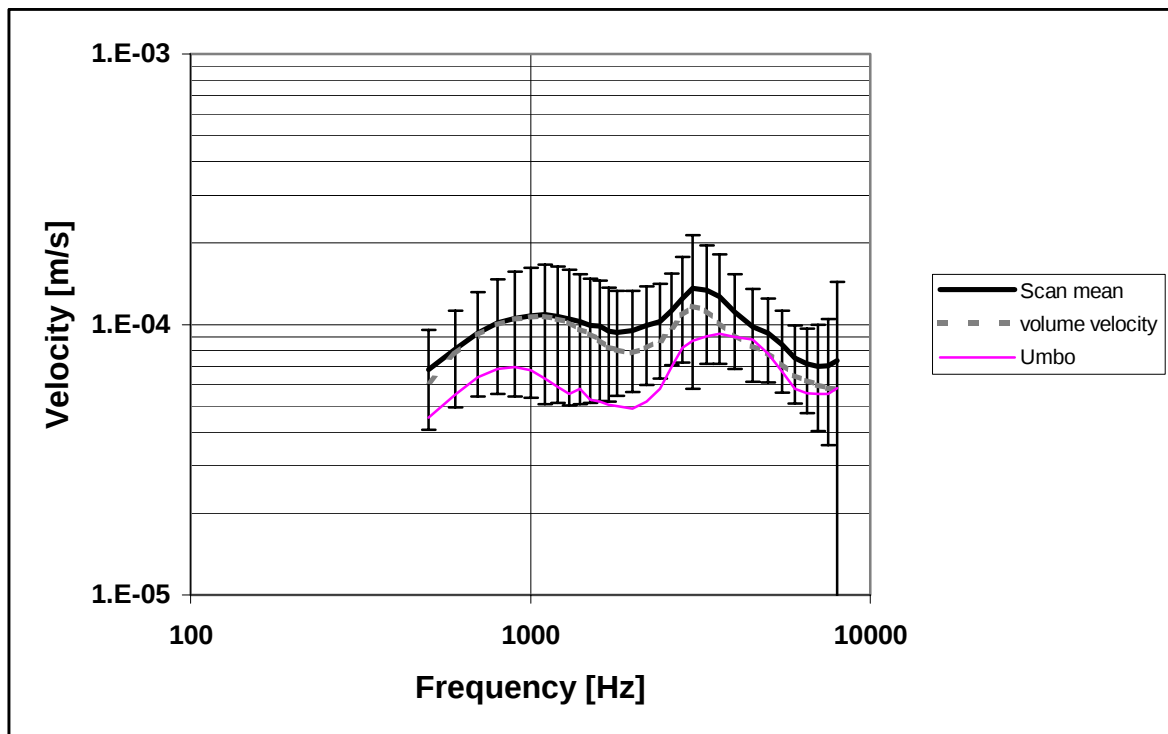
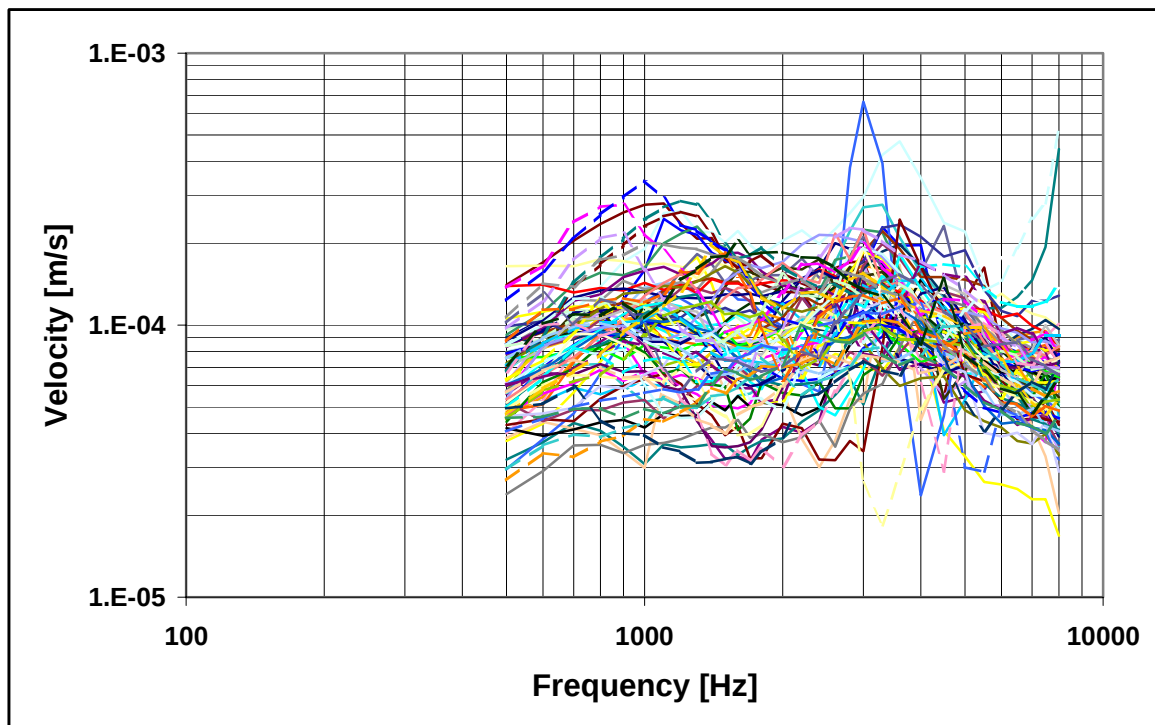


Fig.11 zeigt die mittlere Geschwindigkeit der gescannten Punkte aller Probanden in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation. Im Unterschied zu Fig.10 sind die Geschwindigkeiten der Scanpunkte aller 45 Probanden nicht untereinander gemittelt, sondern allesamt in der Graphik aufgezeichnet. Ab 2000Hz sind sogenannte Ausreisser ersichtlic, d.h. die mittlere Geschwindigkeit der Scanpunkte einzelner Probanden weicht vom Gros der Gruppe ab.

Fig.11 Mittlere Geschwindigkeit der Scanpunkte aller Probanden (n=90 Ohren)



5.3.4 Trommelfell Vibrationsmodi

Die Software Polytec PSV 200 erlaubte die Wiedergabe der gemessenen Auslenkungen der Trommelfellpunkte in Form eines 3D-filmes, welcher das Trommelfell in Bewegung darstellte; dies erlaubte die direkte graphische Bestimmung des Schwingungsmodus des Trommelfells.

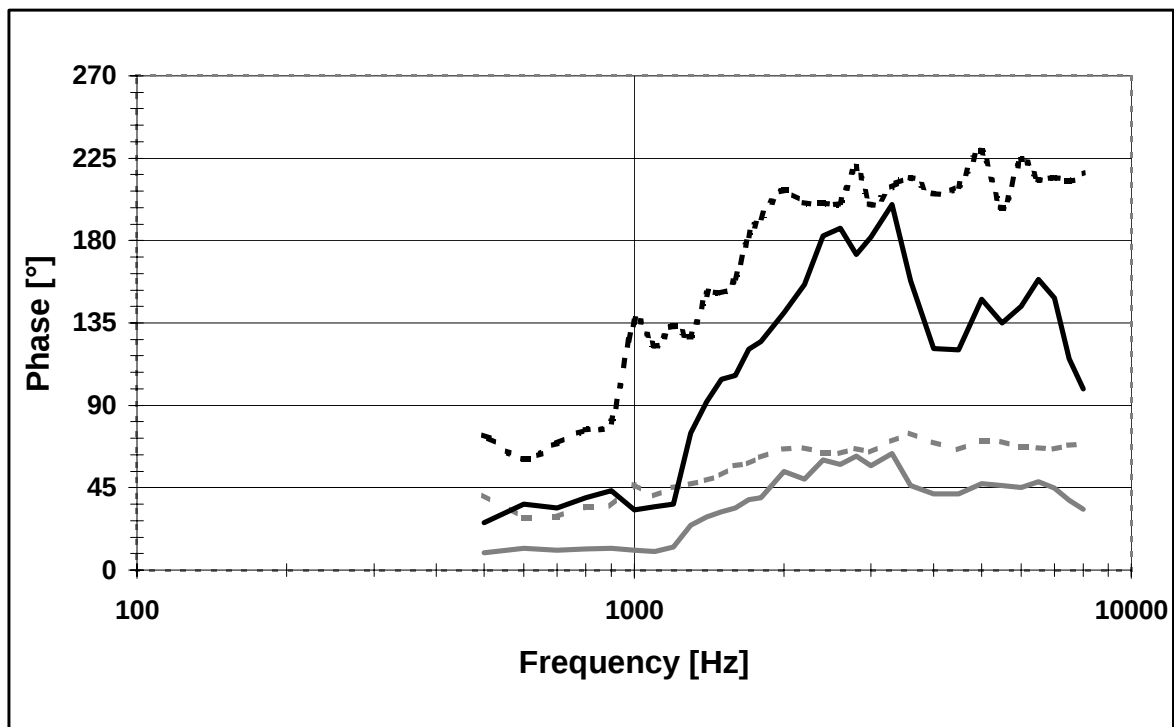
Dadurch konnten einerseits die Resonanzfrequenzen bestimmt werden und andererseits ein Setpoint, mit bekannter Phasendifferenz der Trommelfellpunkte, die beim Übergang in den nächst höheren Schwingungsmodus erreicht wird. (Siehe unter Fig.12). Für den Übergang vom ersten in den zweiten Schwingungsmodus wurde eine durchschnittliche Phasendifferenz (angegeben ist die Differenz der 95. und 5. Perzentile) von 58° bestimmt, oder 22.9° Standardabweichung der Phasen der Trommelfellpunkte.

Unsere Messungen ergaben eine maximale Beweglichkeit des Trommelfelles bei tiefen Frequenzen im hinteren oberen Quadranten. In den hohen Frequenzen liegen die Auslenkungen der Trommelfellpunkte aller vier Quadranten etwa gleich. Der Umbo zeigte nebst dem kurzen Hammerfortsatz bei allen Frequenzen die geringsten Bewegungsamplituden des ganzen Trommelfells.

5.3.5 Phase

Fig. 12 zeigt die Standardabweichung der Phasendifferenz aller gescannten Trommelfellpunkte (graue Linie) und die Differenz der 95. und 5-ten Perzentile (schwarze Linie) von Proband 57 (vgl.Fig.8). Ebenfalls dargestellt ist die 95. Perzentile dieser Werte von allen 45 Probanden (obere und untere gestrichelte Linie). Diese Grafik erlaubt eine graphische Bestimmung, bis zu welcher Frequenz das Trommelfell im ersten Modus schwingt. Sobald der Wechsel in den nächst höheren Modus stattfindet, nimmt auch die Phasendifferenz der Punkte sprunghaft zu. Dies ist bei den zwei ausgezogenen Linien bei ca. 1100Hz gut ersichtlich.

Fig.12 Standardabweichung und Perzentilendifferenz der Phasendifferenz beim Proband 57 und bei der untersuchten Population (n=45)



5.4 Schwingungen des Umbo

Nachfolgende Graphik zeigt den Bewegungsumfang des Umbo in Meter bei allen gemessenen Probanden, in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation (80dB SPL über allen Frequenzen).

Im Mittel liegt der Bewegungsumfang bis 1100Hz bei etwa 11nm, danach fällt er bis etwa 1nm bei 8000Hz ab. Es gibt eine gewisse Streuung der Messwerte, die im Bereich von 10dB liegt.

Fig.13 Umbobewegungen bei 80dB (n=90 Ohren)

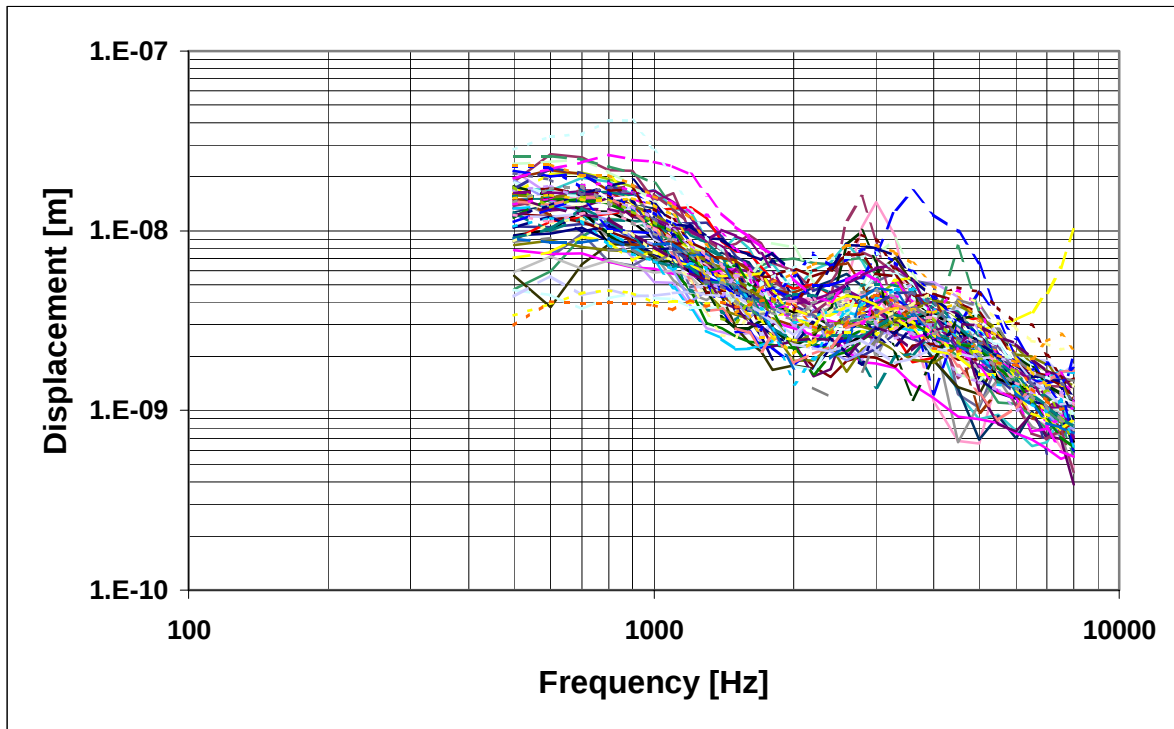
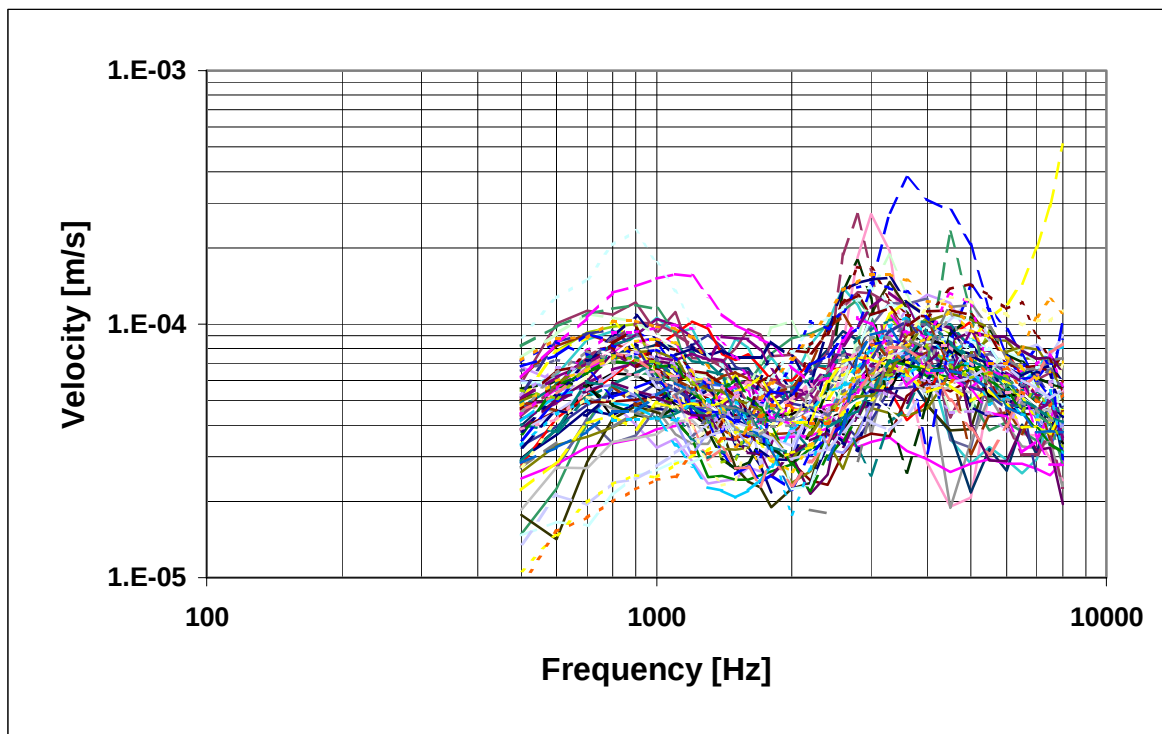


Fig.14 zeigt die Geschwindigkeit (m/s) des Umbo in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation (80dB SPL) bei allen Probanden.

Die Geschwindigkeit ist der vom Laser primär bestimmte Wert, aus ihm liess sich der Bewegungsumfang berechnen, welcher in Fig.13 dargestellt wurde.

Wie man aus Fig.14 entnehmen kann, sind zwei Geschwindigkeitsmaxima des Umbo festzustellen, bei ungefähr 1000Hz und bei etwa 3000Hz.

Fig.14 Geschwindigkeit des Umbo bei 80dB (n=90Ohren)



In Fig.15 ist der Mittelwert und die Standardabweichung der Umbobewegung in Meter in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation (80dB SPL) aufgetragen. Zusätzlich stellen die fein punktierten Linien die zehnte und neunzigste Perzentile der mittleren Umboauslenkung dar.

Die Standardabweichung liegt über allen Frequenzen unterhalb 10dB, ist aber in den hohen Frequenzen tendenziell höher als in den tiefen.

Die Standardabweichung und die 10. und 90. Perzentile laufen deshalb ungefähr parallel, da es anscheinend einige Ausreisser gibt, welche die Standardabweichung vergrößern, die Perzentilen aber nicht beeinflussen.

Fig.15 Mittelwert der Umbobewegung inkl. Standardabweichung (n=90)

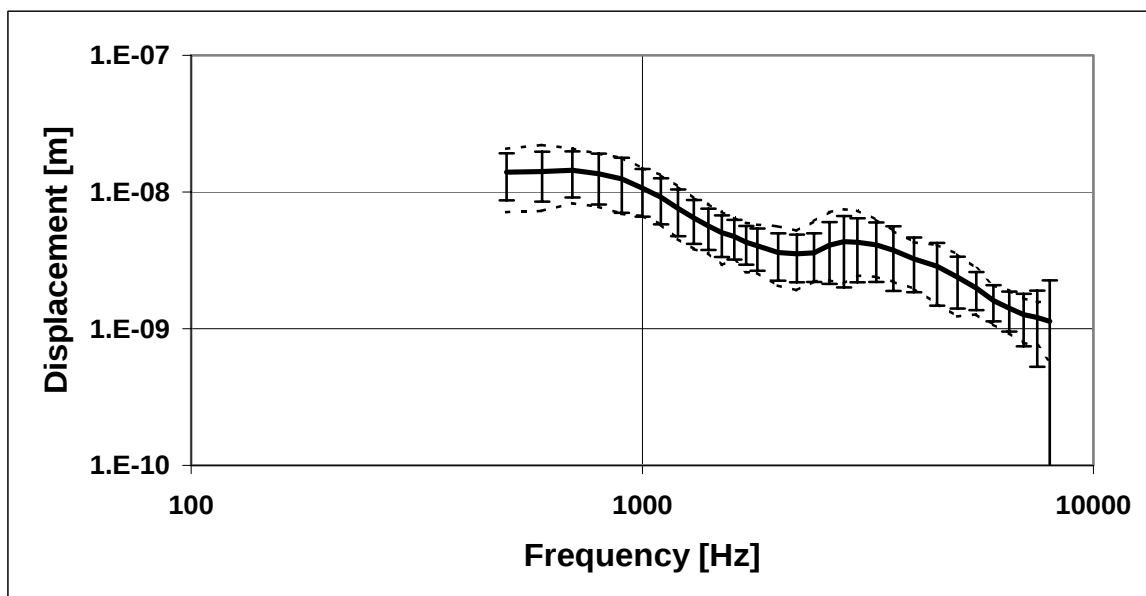
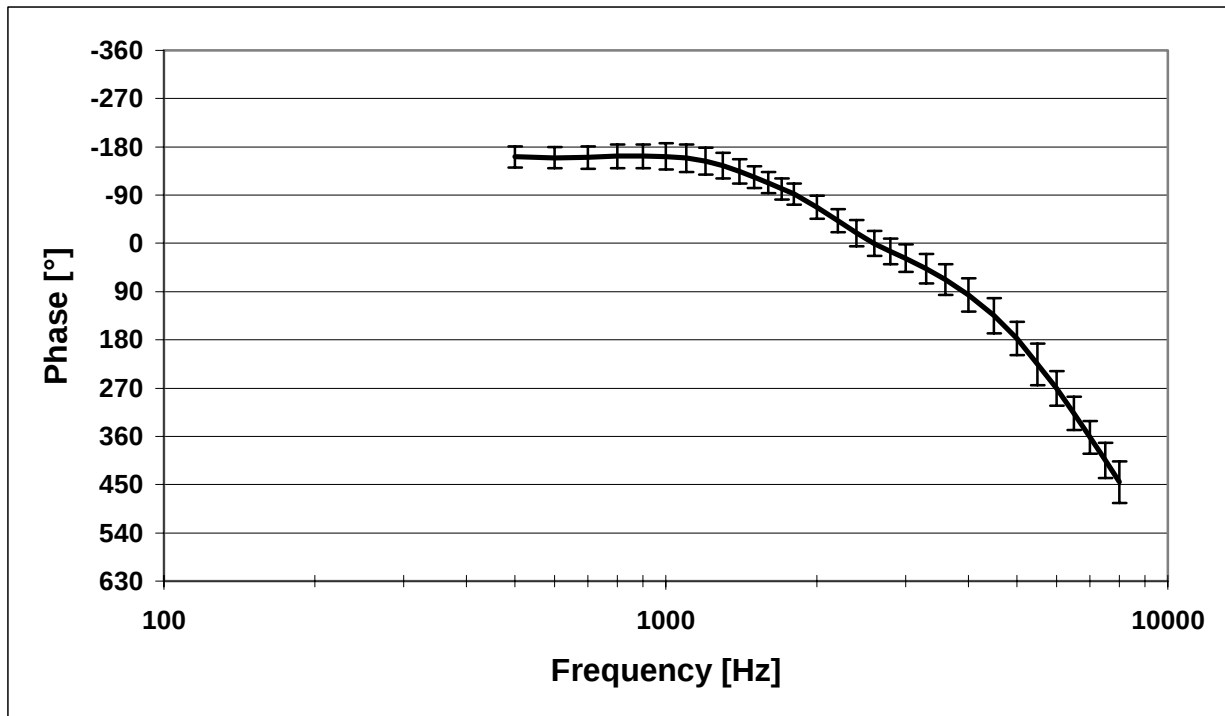


Fig.16 lässt die mittlere Phase der Umbobewegung, relativ zur gemessenen Phase des Mikrophonsignals, mit Standardabweichung erkennen. Die mittlere Standardabweichung liegt bei etwa 30° in den tiefen Frequenzen und nimmt mit der Erhöhung der Frequenz der akustischen Stimulation deutlich zu. Siehe Fig.16 und auch Fig.28 im Anhang.

Fig.16 Mittlere Phase und Standardabweichung der Umbobewegung (n=90)



5.5 Schwingungen des kurzen Hammerfortsatzes

Nachfolgende Graphik zeigt den Bewegungsumfang des kurzen Hammerfortsatzes in Meter bei allen gemessenen Probanden in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation (80dB SPL über allen Frequenzen). Der Bewegungsumfang des kurzen Hammerfortsatzes ist kleiner als derjenige des Umbo und beträgt bis 1000Hz im Mittel 5nm, nimmt anschliessend gegen die hohen Frequenzen ab bis zu 0.5nm im Mittel. Siehe Fig.17.

Fig.17 Bewegungen des kurzen Hammerfortsatzes bei 80dB (n=90)

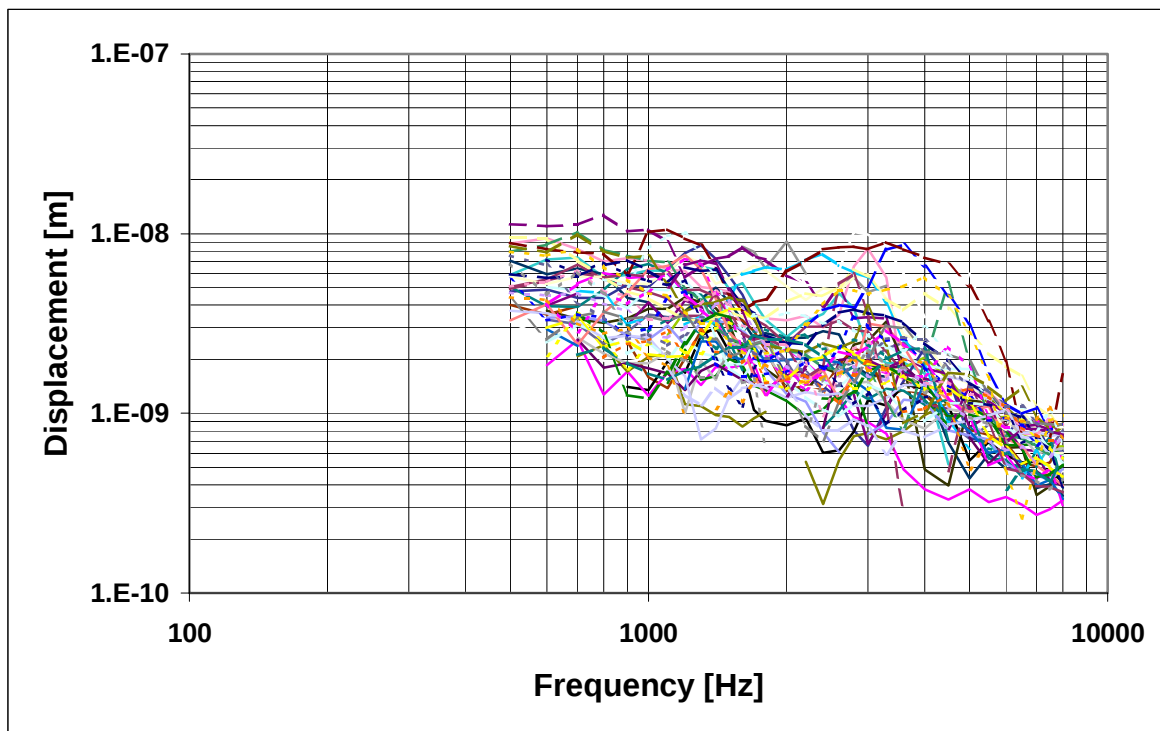
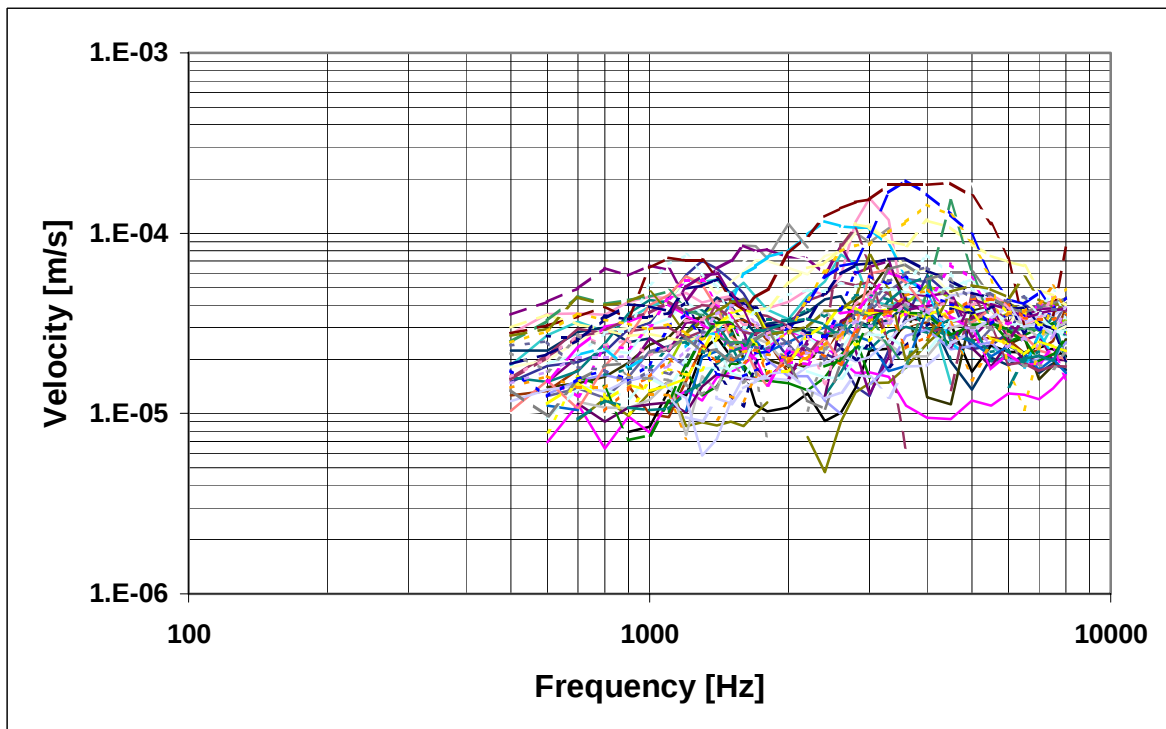


Fig.18 zeigt die Geschwindigkeit (m/s) des kurzen Hammerfortsatzes in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen Stimulation (80dB SPL) bei allen Probanden. Die Geschwindigkeit ist der vom Laser primär bestimmte Wert, aus ihm liess sich der Bewegungsumfang berechnen (Fig.17)

Fig.18 Geschwindigkeit des kurzen Hammerfortsatzes bei 80dB (n=90)

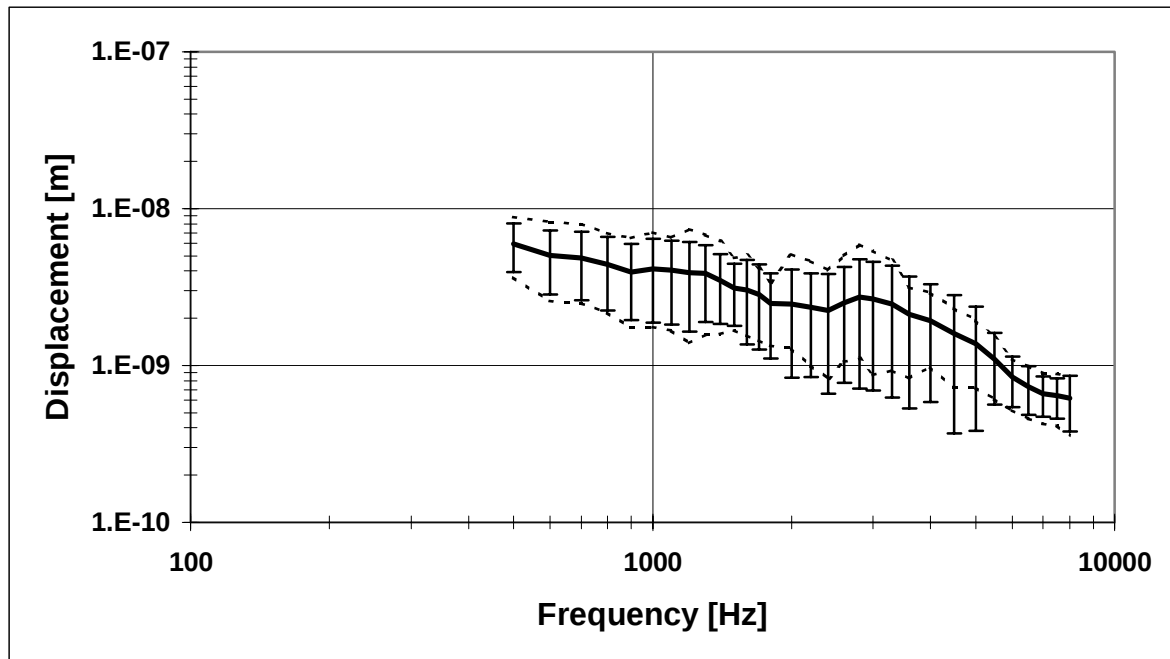


In Fig.19 ist der Mittelwert und die Standardabweichung der Bewegung des kurzen Hammerfortsatzes in Meter in Abhängigkeit zur Frequenz der akustischen

Stimulation (80dB SPL) aufgetragen. Zusätzlich stellen die fein punktierten Linien die zehnte und neunzigste Perzentile der mittleren Bewegung des kurzen Hammerfortsatz dar.

Die Standardabweichung beträgt zwischen 5dB und 18dB. Zum Teil überragt die Standardabweichung die Perzentilen, dies aus Gründen, wie sie oben (Fig.15) erklärt wurden.

Fig.19 Mittelwert inkl. Standardabw. der Bewegung des kurzen Hammerfortsatzes (n=90)



5.6 Manubrium Vibrationsmodus

Der Hammer beschreibt bei akustischer Stimulation keine einfache Rotationsbewegung um eine fixe Achse, wie dies klassischerweise vermutet wurde, sondern eine frequenzabhängige, komplexe Bewegung (Decraemer and Khanna 1994; Decraemer, Khanna et al. 1999). Die Bewegung hat zwei Komponenten, eine rotatorische und eine translatorische Bewegungskomponente; zusätzlich variiert der Anteil dieser Komponenten mit der Frequenz der akustischen Stimulation. In den tieferen Frequenzen überwiegt die rotatorische Bewegungskomponente, diese Dominanz nimmt aber mit zunehmender Frequenzhöhe eher wieder ab. Auch existiert eine Phasendifferenz zwischen Manubrium und Schallwelle, die mit der Frequenz veränderlich ist.

Bei einer komplexen Bewegung ist die Rotationsachse mathematisch nicht definiert, da die beiden Bewegungskomponenten, Translation und Rotation, sich nicht einfach auftrennen lassen. Die Methode „Instantaneous Rotation Axis“, wie sie von Decraemer (Decraemer and Khanna 1994) benutzt wird, ist schwierig interpretierbar. Darum beschreiben wir die Rotationsachse des Hammers durch den Punkt verlaufend, in dem die Bewegung minimal ist. Dies erscheint gerechtfertigt durch die vorwiegend rotatorische Bewegung des Malleus.

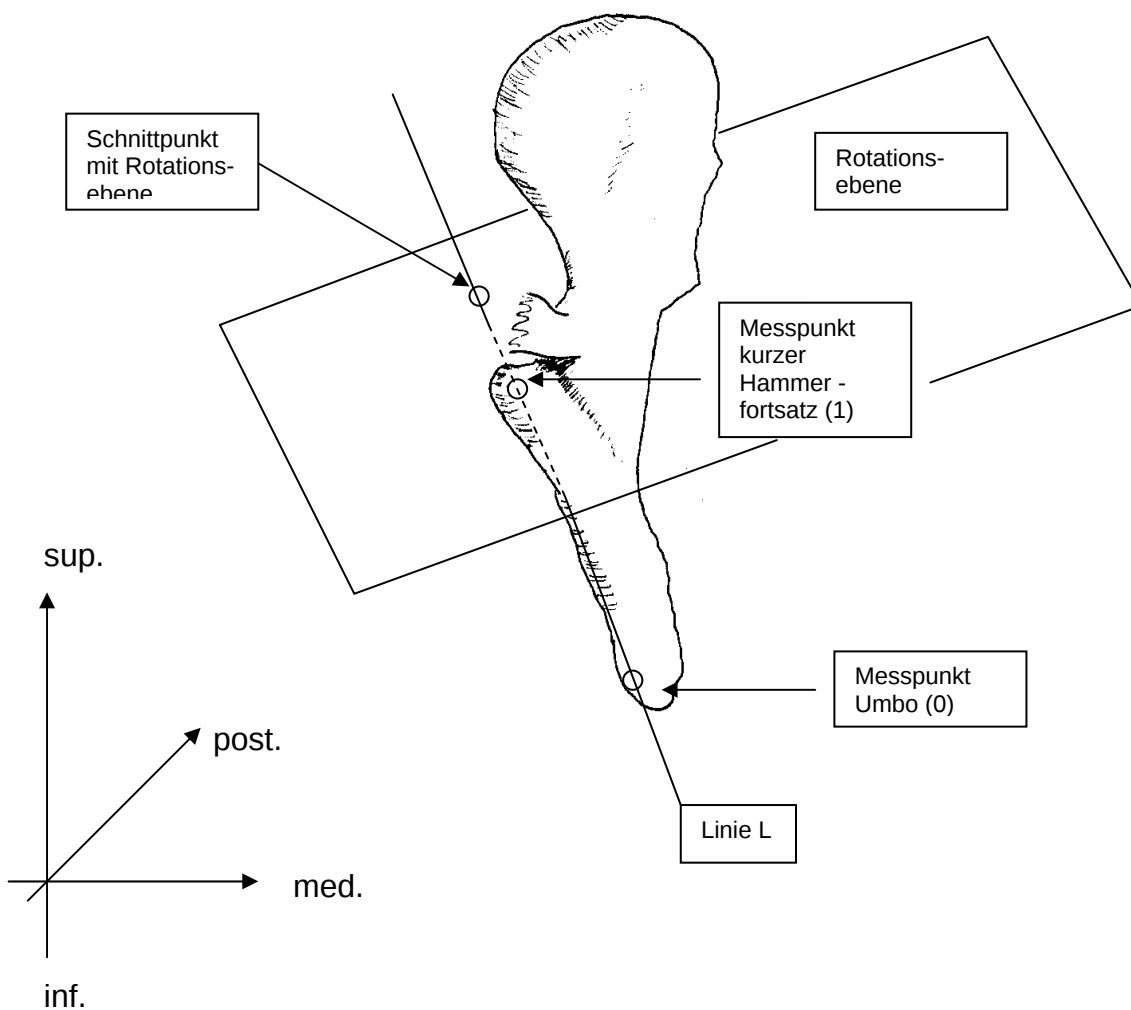
Zur Analyse der Bewegung wird folgende Formel herangezogen

$$V(x) = V_0 + \omega_0 \times r(x)$$

Wobei V_x die Geschwindigkeit im Punkt x darstellt, V_0 der Translationsvektor, ω_0 der Rotationsvektor und $r(x)$ die Ordinalkoordinate vom Punkt x . Bis auf $r(x)$ sind alle Variablen komplexe Vektoren in jeweils einer Dimension. Wenn man nun das x bestimmt, in dem $V(x)$ minimal wird, hat man den Punkt gefunden durch den die Rotationsachse verläuft.

Zur Veranschaulichung sind die geometrischen Verhältnisse in Fig.20 aufgezeichnet.

Fig.20

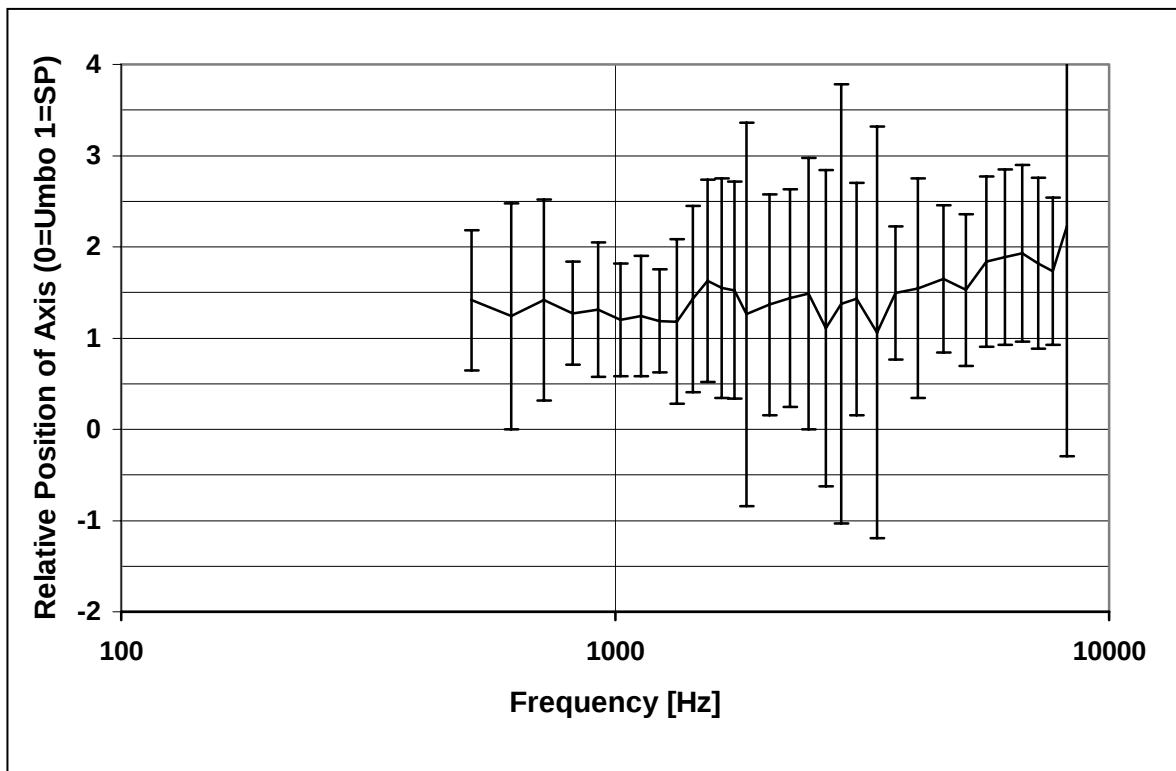


Da die Messungen in jeweils zwei Dimensionen durchgeführt wurden, kann die Höhe der Rotationsachse in Bezug auf die Messpunkte berechnet werden (siehe oben). Die Achse liegt dann innerhalb der Ebene im rechten Winkel zur Linie L (Verbindung der Messpunkte).

Fig.21 stellt die relative Position der Rotationsachse dar, in Abhängigkeit der Frequenz der akustischen Stimulation. In der Graphik wurden der Umbo und der

kurze Hammerfortsatz als Referenzpunkte mit den Werten 0 (für Umbo) und 1 (für den kurzen Hammerfortsatz) belegt.

Fig.21 Rotationsachse des Malleus



Wie Fig. 21 zeigt, liegt die Rotationsachse bei 1000 Hz bei ungefähr 1.3, das heisst in der Verlängerung der Achse Umbo – kurzer Hammerfortsatz, auf der Höhe des vorderen Hammerbandes. Mit Zunahme der Frequenz bewegt sich die Achse in Richtung Hammerkopf. Siehe auch Fig.20.

5.6.1 Korrelation Umbobewegung mit Tympanometriedaten

Durch den statistischen Vergleich des Bewegungsumfanges des Umbo mit der statischen Compliance des Trommelfelles wurde versucht, die Aussagekraft der durch LDI gemessenen Daten zu erweitern und Erwartungen über das Schwingungsverhalten des Hammers zu bestätigen.

Die Auswertung der gemessenen Daten ergab einen signifikanten Zusammenhang der Umbobewegung und der Trommelfellcompliance in den tieferen Frequenzbereichen (500 –1400Hz), d.h. mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% ($p=0.05$) besteht ein linearer Zusammenhang zwischen dem Bewegungsumfang des Umbo und der statischen Compliance des Trommelfells. Die Steigung „m“ der Korrelationsgeraden (linearer Regressionskoeffizient) ist dabei positiv.

Dies bedeutet, dass die Umbobewegungen grösser ausfallen, wenn die Trommelfellcompliance gross wird. Allerdings gilt diese Aussage nur der Tendenz nach, da der Korrelationskoeffizient „r“ relativ klein bleibt, im Rahmen von 24% – 46%. Siehe Anhang Tab. 7

5.6.2 Korrelation der Bewegung des kurzen Hammerfortsatzes mit den Tympanometriedaten

Eine signifikante Korrelation zwischen der Grösse der Bewegungen des kurzen Hammerfortsatzes und der Trommelfellcompliance ergab sich für die Frequenzen 1000 –1300Hz. Der Korrelationskoeffizient „r“ bewegt sich zwischen 29% und 33%. Siehe auch im Anhang Tab. 8

5.6.3 Korrelation Hörschwelle mit Umboauslenkung

Die Korrelation folgender Werte, Hörschwelle in Dezibel und Umbobewegung in Meter, zeigte einen signifikanten Zusammenhang bei 1000Hz (r=24%) und bei 4000Hz (r=27%). Da die Umbobewegung bis 500 Hz (untere Grenze) bestimmt wurde, erstreckte sich auch die Korrelation nur bis zu diesem Wert. Siehe auch im Anhang Tab.9.

6 Diskussion

6.1 Messungen

6.1.1 Audiometrie

Die Audiometrie zur Messung der Hörschwellen der Probanden hat gezeigt, dass die untersuchte Population das Nullniveau (die als Norm definierte Hörschwelle) nicht erreichte. Die Abweichung lag aber im Schnitt unter 5dB, siehe Tab.2. Als Grund für das im Durchschnitt schlechtere Gehör könnte ein jüngerer Durchschnittsalter der Normpopulation, nach der die Normhörschwelle bestimmt wurde, aufgeführt werden. Die geringe Seitendifferenz, die im Schnitt etwa 0.5dB betrug (siehe Tab.3), spricht dafür, dass eine hörgesunde Population untersucht wurde.

6.1.2 Tympanometrie

Die Auswertung der Tympanometriedaten ergab einen grossen „range“ der betrachteten Daten (GGV und SC). In Anbetracht der Messmethode, bei der das Anbringen der Gehörgangsabdichtung die Ermittlung des Gehörgangsvolumens mitbestimmt, erstaunt dies nicht. Zudem sind grössere, interindividuelle Unterschiede des äusseren Gehörgangsvolumens bekannt.

Dass die Werte für die statische Compliance stark streuen, hängt damit zusammen, dass die Bestimmung der Compliance vom Gehörgangsvolumen abhängt.

Jedoch lässt uns die geringe Seitendifferenz der Messwerte auf eine hohe Messgüte schliessen (siehe Tab.4 und Tab.5).

6.1.3 Trommelfellinterferometrie

6.1.3.1 Gemessene Punkte

Mit der verwendeten Messtechnik und Geräteanordnung war es möglich, nicht nur einen bestimmten Punkt des Trommelfells zu messen, wie dies bei bisher publizierten Studien der Fall war, (Goode, Ball et al. 1996; Rodriguez, Zenner et al. 1997) sondern innerhalb weniger Sekunden die Auslenkung einer grossen Anzahl Punkte mit einer Scanning-Messung zu erfassen. Ähnliche Messungen an Felsenbeinpräparaten wurden bereits von Goode (Goode, Ball et al. 1993) und Konradson (Konradsson, Ivarsson et al. 1987) beschrieben. Unsere Studie, welche am lebenden Menschen durchgeführt wurde, erfasste im Schnitt 95 Punkte pro Messung. Die relativ hohe Standardabweichung der gemessenen Punkteanzahl pro Proband ist zurückzuführen auf die automatische Restriktion, die der Computer durchführte, um die Messwerte, welche eine Kohärenz von weniger als 0.9 aufwiesen, auszufiltern.

6.1.3.2 Volumengeschwindigkeit

Nach unseren Messungen verläuft die Kurve der Volumengeschwindigkeit bis etwas über 1000Hz zusammen mit der Kurve, welche die gemittelte Geschwindigkeit der Scanpunkte darstellt (siehe Fig.10). Dies kann nur der Fall sein, wenn das Trommelfell bei diesen niedrigen Frequenzen im einfachsten Schwingungsmodus schwingt, d.h. wenn nur geringe Phasenunterschiede zwischen den einzelnen Trommelfellpunkten bestehen. Die beiden Kurven trennen sich danach, um aber

weiterhin parallel zu verlaufen, wobei die Volumengeschwindigkeit geringere Werte annimmt als die Durchschnittsgeschwindigkeit der gescannten Punkte. Dies lässt sich dadurch erklären, dass das Trommelfell einen komplexeren Schwingungsmodus einnimmt und damit die Bewegungsamplitude der Trommelfellpunkte abnimmt.

Der maximale Unterschied zwischen Volumengeschwindigkeit und Durchschnittsgeschwindigkeit der Scanpunkte beträgt weniger als 5dB. Dies ist ein Mass für den Verlust an Übertragungsenergie des Trommelfelles. Der Verlust hält sich somit bei Zunahme der Frequenz in kleinem Rahmen.

Die Fig.10 zeigt uns zudem, dass die Geschwindigkeit des Umbo im Vergleich zur Volumengeschwindigkeit der Scanpunkte bei tiefen Frequenzen relativ klein ist, bei den hohen Frequenzen fällt die Differenz aber bescheiden aus. Somit wird das erwartete Resultat bestätigt, dass der Umbo das rigideste Areal des Trommelfells darstellt.

6.1.3.3 Trommelfell Vibrationsmodi

Aufgrund der Bestimmung der Phasenunterschiede der einzelnen Trommelfellpunkte wie auch aufgrund graphischer Auswertung der Messwerte mittels dreidimensionaler Computersimulation des Trommelfells war es möglich, die Frequenz zu bestimmen, bei welcher das Trommelfell von einem in einen anderen Schwingungsmodus wechselt. Es ist auch gelungen, die Resonanzfrequenzen des Trommelfelles zu bestimmen. Dabei zeigte sich, dass der 1. Schwingungsmodus zwischen ca.700Hz und 1110Hz auftritt, der Wechsel in den nächst höheren Modus sich ca. bei Frequenz 1100Hz vollzieht. Die Trommelfellpunkte des hinteren oberen Quadranten bewegen sich bei tiefen Frequenzen am stärksten. Die Bewegungsamplituden des Trommelfells nivellieren sich bei höheren Frequenzen dann aus, wobei der Umbo bei allen Frequenzen die geringsten Bewegungsamplituden aufweist (neben dem kurzen Hammerfortsatz). Diese Resultate stimmen demnach überein mit den Resultaten aus früheren Studien wie der holographischen Messung an Felsenbeinen(Torndorf and Khanna 1968), der LDI an Felsenbeinen(Konradsson, Ivarsson et al. 1987), der ESPI am Menschen(Lokberg, Hogmoen et al. 1980) und Computersimulation(Wada and Kobayashi 1990).

Bei der Auswertung der Daten der Phasenunterschiede war es aufgrund der besseren Trennschärfe einfacher, mit der Differenz von 5.und 95. Perzentile zu arbeiten, als mit der Standardabweichung, um die Resonanzfrequenzen zu bestimmen.

6.1.3.4 Normwerte Umbo

Bisher gab es zwei Studien, bei denen an einer grossen Anzahl menschlicher Probanden Normwerte der Umboauslenkung bestimmt wurden (Goode, Ball et al. 1993; Rodriguez, Zenner et al. 1997). Goode untersuchte 95 Ohren an 50 normalhörenden Probanden. Das Durchschnittsalter der von Goode untersuchten Population betrug im Unterschied zu vorliegender Studie (26 Jahre) 53 Jahre (vgl.Tab1). Auch Goode untersuchte die Umboauslenkung mit einer akustischen Stimulation von 80dB SPL.

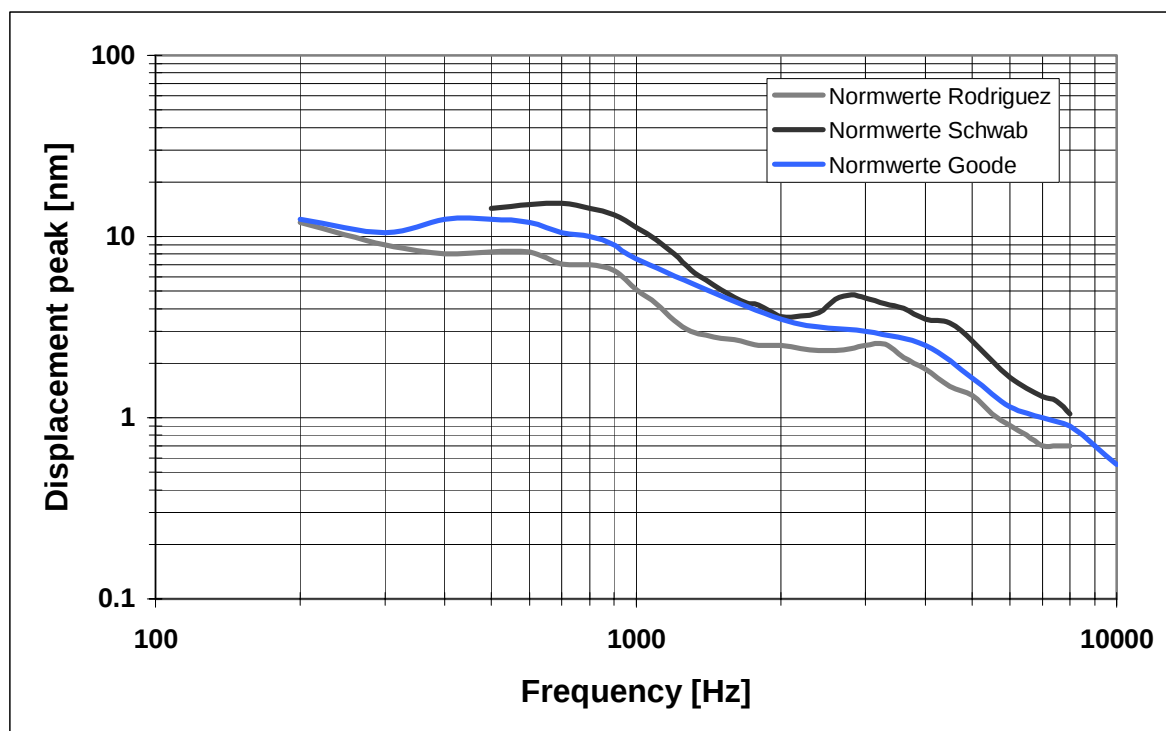
Rodriguez untersuchte 21 Ohren an 15 normalhörenden Probanden (Das Durchschnittsalter wurde leider nicht angegeben). Die Normwerte der Umboauslenkung aus allen drei Studien sind zum Vergleich in Fig. 22 aufgezeichnet. Im Unterschied zu vorliegender Studie verwendete Goode reflektierendes Material für seine Messungen am Umbo. Diese Material stellt eine Masse dar und verfälscht möglicherweise das Schwingungsverhalten des Umbo. Dies ist eine mögliche

Erklärung für den Unterschied der Messungen Goodes zu den vorliegenden Messungen.

In einem Zwei-stichproben T-Test wurden die Resultate von Goode und Rodriguez untereinander und jeweils mit den Resultaten der vorliegenden Studie verglichen. Es ergaben sich folgende Resultate:

In den tiefen (500Hz-800Hz) und mittleren Frequenzen (um 2000Hz) wie auch bei hoher Frequenz (8000Hz) gab es keine signifikante Unterschiede zwischen den Resultaten der vorliegenden Studie und den Resultaten von Goode (bei einem $p < 0.05$). Hingegen unterscheiden sich die Resultate von Rodriguez von denen von Goode signifikant, ausser bei den Frequenzen zwischen 3000Hz und 5000Hz. Die fehlende Übereinstimmung der drei Studien ist am ehesten auf die verschiedenen Messtechniken zurückzuführen; möglicherweise spielt auch das unterschiedliche Durchschnittsalter der Populationen der verglichenen Studien eine Rolle. Das Durchschnittsalter ist jedoch nur bei der vorliegenden und bei Goode's Studie bekannt. Nach Goode (Goode, Ball et al. 1996) unterscheidet sich die Umboauslenkung der verschiedenen Altersklassen eindeutig, die Differenzen sind aber nicht signifikant.

Fig.22 Normwerte der Umboauslenkung bei 80dB SPL



6.1.3.5 Normwerte kurzer Hammerfortsatz

Der kurze Hammerfortsatz ist beim Menschen neben dem Umbo im Unterschied zur Katze, bei der das Trommelfell am ganzen Hammergriff befestigt ist (Decraemer, Khanna et al. 1991), der einzige Punkt, an dem die Gehörknöchelchen mit dem Trommelfell fest verwachsen sind (Graham, Reams et al. 1978). Dies konnten wir in den dreidimensionalen Trommelfell-simulationsfilmen mit unserer Arbeit bestätigen. Weiter ist aus geometrischen Gründen zu erwarten, dass Hammerpathologien sich vor allem in unterschiedlichem Schwingungsverhalten des kurzen Hammerfortsatzes manifestieren, was natürlich spätere klinische Studien noch zeigen müssen. Deshalb verdient dieser Punkt des Trommelfells besondere Beachtung. Bisher gab es noch

keine Studien, welche Angaben über den Bewegungsumfang des kurzen Hammerfortsatzes machen konnten.

Der Bewegungsumfang des kurzen Hammerfortsatzes ist etwa halb so gross wie derjenige des Umbo und beläuft sich auf etwa 5nm bei tiefer Anregungsfrequenz und sinkt mit zunehmender Frequenz ab bis 0.5nm bei 8kHz. Die zwei Maxima der Auslenkung bei 1000Hz und 3000Hz (siehe Fig.17), sind Ausdruck von Resonanzfrequenzen.

6.1.3.6 Messgenauigkeit

Für alle Messungen wurde der Signal-Rausch-Abstand berechnet, welcher jeweils zwischen 10dB und 25dB lag. Gleichzeitig vollzog der Computer bei jeder Messung eines Punktes während der Scanningmessung eine automatische Kontrolle der Messgüte. Erfüllt die Messung eines Punktes nicht das Kriterium einer Kohärenz von mehr als 0.9 zwischen Laserreflektion und Mikrophonmessung wurde der Punkt nicht berücksichtigt. Demzufolge kann von einer guten Qualität der Messung ausgegangen werden. Dies aus folgendem Grund:

Um die Güte der Messungen zu ermitteln, überprüften wir auch die Variation des Mittelwertes und der Standardabweichung für die Umboauslenkung, die Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes, die Malleus Rotationsachsenposition und die relative Translation des Malleus bei fünf definierten Gruppen.

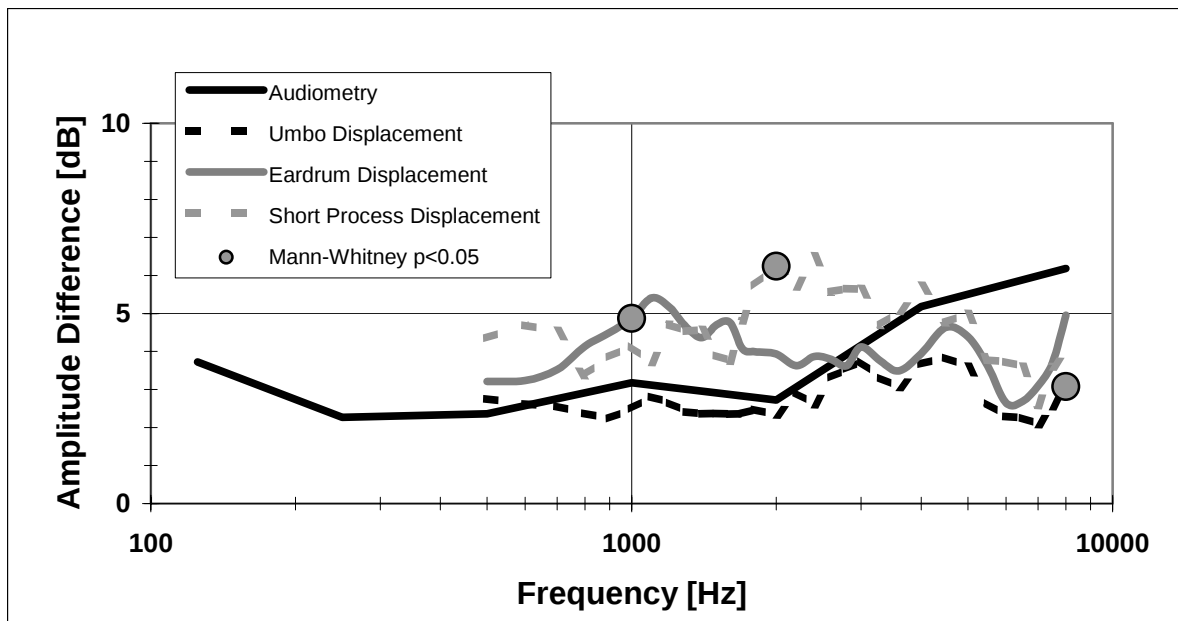
Wir nahmen an, dass eine gute Messung eine kleine Differenz vom Messwert rechts und links aufwies. Die fünf Gruppen unterschieden sich dadurch, dass bei Gruppe eins nur diejenigen Probanden für die Ausrechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung berücksichtigt wurden, welche eine Seitendifferenz von weniger als 1dB bei den betrachteten Werten aufwiesen. Bei Gruppe zwei wurde eine Seitendifferenz von 3dB toleriert, bei Gruppe 3 5dB, bei Gruppe 4 10dB, und bei Gruppe 5 wurden die Werte aller Probanden verwertet.

Der Mittelwert und die Standardabweichung für die oben definierten Grössen unterschieden sich nun nicht signifikant, was beweist, dass die Kohärenz als Gütekriterium allein sehr gut geeignet ist.

6.1.3.7 Seitendifferenzen

In Fig.23 sind die gemittelten Seitendifferenzen (in dB) der folgenden Messwerte aufgezeichnet: Umboauslenkung, Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes, Volumengeschwindigkeit und Hörschwelle nach Reintonschwellenaudiometrie. Die geringsten Seitendifferenzen ergaben sich bei der Umboauslenkung, die grössten Differenzen wies die Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes auf. Die Seitendifferenzen sind bei allen betrachteten Werten in der selben Grössenordnung. Statistisch signifikant unterschied sich die Reintonschwellenaudiometrie von der Volumengeschwindigkeit im Bereich von 1000Hz, von der Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes bei 2000Hz und von der Umboauslenkung bei 8000Hz. Die Messung der Umboauslenkung stellte sich dabei als genaueste Methode heraus, bzw. als Messung mit den geringsten Seitendifferenzen. Es ist allerdings zu bemerken, dass die Audiometrie nur in 5dB Schritten bestimmt wird (Siehe auch Tab.11 und Fig.25, 26 und 27 im Anhang).

Fig.23 Seitendifferenzen in Dezibel



6.1.3.8 Malleusrotationsachse

Die Bestimmung der Malleusrotationsachse ist schon seit einiger Zeit ein Thema, mit welchem sich verschiedene Arbeitsgruppen befassen haben. Die erste Arbeit stammt von Helmholtz (Helmholtz 1868), welcher die Achse als vom vorderen Hammerband bis zum kurzen Incusfortsatz verlaufend beschrieb und damit zum ersten Mal die Hebelwirkung der Gehörknöchelchen definierte. Dieses Ergebnis wurde von weiteren Gruppen bestätigt (Békésy 1960; Guinan and Peake 1966). Neuere Untersuchungen zeigten aber eine Frequenzabhängigkeit der Malleusrotationsachse (Decraemer, Khanna et al. 1991), wobei in anderen Studien die rotatorische Komponente der Malleusbewegung auch in Frage gestellt wurde (Hüttenbrink 1992; Hüttenbrink 1992). Bis jetzt wurde aber noch nie die Rotationsachse des Malleus am lebenden Menschen untersucht.

Wir haben dies nun mit unserer Methode (siehe auch 5.6) getan und haben folgende Resultate erhalten: In den tiefen Frequenzen stimmen unsere Resultate mit der klassischen Arbeit von Helmholtz überein, doch zeigte sich, dass die Rotationsachse bei höheren Frequenzen sich in Richtung des Malleuskopfes verlagerte, was in guter Übereinstimmung dem Computersimulationsmodell von Wada et.al. entspricht (Wada, Metoki et al. 1992).

6.1.3.9 Vorteile und Möglichkeiten der Laser Vibrometrie

- Es ist möglich Bewegungen des Hammers und des Trommelfelles über einen grossen Frequenzbereich, berührungsfrei und mit hoher Genauigkeit zu analysieren, was mit anderen Verfahren bisher nicht befriedigend gelungen ist.
- Das Verfahren ist geeignet zur objektiven Beurteilung der Trommelfell- und Mittelohrfunktion anhand der Bewegungen des Umbo und des Trommelfelles, welche die mechanischen Verhältnisse im Mittelohr widerspiegeln. Die klinische Relevanz dieses Messverfahrens muss jedoch noch überprüft werden. Eine auf diese Arbeit aufbauende Studie der ORL-Universitätsklinik Zürich ist daran, diese Frage zu klären.

6.1.3.10 Nachteile der angewandten Technik

- Die Grösse der Apparatur, eine miniaturisierte Technik würde das Einstellen des Lasers erleichtern
- Es war nicht immer möglich, aufgrund der individuellen Anatomie der Probanden, das ganze Trommelfell mit dem Laser einzusehen, ohne am Ohrtrichter zu manipulieren, was natürlich Druckveränderungen im äusseren Gehörgang zur Folge hat, welche sich auswirken könnten auf die Bewegungen des Trommelfells. Hier würde ein endoskopisches Verfahren vielleicht Vorteile bringen.
- Die Anschaffung der LDI-Geräte ist äusserst kostspielig.

6.2 Stapediusreflex

Probemessungen ergaben, dass während unserer Messung der Stapediusreflex ausgelöst wurde. Der dadurch hingennommene Messfehler beläuft sich aufgrund eigener Erfahrungen und Untersuchungen von Svane-Knudson auf ca. 3-5dB (Svane-Knudsen and Michelsen 1989). Dies könnte ein Problem darstellen, wenn in späteren klinischen Studien mit diesem Gerät Diagnosen an Patienten gestellt werden sollten, welche keinen oder nur noch einen sehr geringen Stapediusreflex zeigen (z.B. Otosklerosepatienten).

Der Fehler musste aber hingennommen werden, da bei zu geringer Lautstärke der akustischen Stimulation die Kohärenz der Messung zu klein war.

6.3 Ausreisser

Bei jeder Messung von Parametern an lebenden Objekten findet man Ausreisser als Ausdruck einer natürlichen interindividuellen Streuung.

Es war zu beobachten, wie die interindividuelle Streuung der Messwerte (Umbo Auslenkung, Umbogeschwindigkeit, Auslenkung kurzer Hammerfortsatz und Geschwindigkeit) tendenziell mit zunehmender Frequenz der akustischen Stimulation zunahm. Dies ist auf das Schallfeld zurückzuführen, welches mit geringerer Wellenlänge zunehmend inhomogen und schwieriger zu kalibrieren wird.

Durch die automatische Fehlerbereinigung des Computers, der sowohl bei Scanning-Messungen als auch bei Punktmessungen nur Messwerte berücksichtigte, welche eine Kohärenz von mehr als 0.9 aufwiesen, ist davon auszugehen, dass die Werte der „Ausreisser“ effektiv stark von dem Mittelwert abweichen und nicht Messfehler darstellen.

6.4 Statistik

6.4.1 Zusammenhang zwischen Umboauslenkung und statischer Compliance

Die Korrelation der beiden Grössen: Umbobewegungsumfang und statische Compliance des Trommelfelles ergab nur einen geringen linearen Zusammenhang. Es ist daher kaum möglich, aus der exakten Messung der Umboauslenkung den Wert der Trommelfellcompliance mit einer befriedigenden Genauigkeit vorauszusagen, auch umgekehrt ist dies nicht möglich.

Die Erwartung, dass die Umbobewegungen tendenziell grösser ausfallen bei grosser Nachgiebigkeit (Compliance) des Trommelfelles, wurde bestätigt.

Dass die Korrelation vor allem bei niedriger Frequenz höhere Werte annimmt, ist insofern bemerkenswert, als auch die Tympanometriemessung nur bei der Frequenz von 266 Hz durchgeführt wird. Dies aus folgendem Grund: würde die

Anregungsfrequenz zu hoch gewählt, würde nicht mehr überall im äusseren Gehörgang der selbe Druck herrschen, was die korrekte Messung verunmöglichte. Die Wellenlänge des vom Tympanometer applizierten Tones sollte also eine um vieles grössere Dimension haben als die Länge des Gehörganges, um diese unerwünschten Druckunterschiede im Messraum (Gehörgang) zu vermeiden.

6.4.2 Zusammenhang zwischen der Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes mit der statischen Compliance

Für die Korrelation des Bewegungsumfanges des kurzen Hammerfortsatzes mit der statischen Compliance gilt das schon unter 5.6.1 über die Korrelation Umboauslenkung vs. statische Compliance Gesagte. Der Korrelationskoeffizient ist zu gering, um aus dem bekannten Wert der einen Grösse den Wert der anderen Grösse mit hoher Genauigkeit vorauszusagen.

6.4.3 Zusammenhang zwischen Umboauslenkung und Hörschwelle

Bei 1000Hz nimmt der Korrelationskoeffizient (r) den Wert 24% an, und die Steigung „ m “ der Korrelationsgerade (linearer Regressionskoeffizient) nimmt einen negativen Wert an. Das bedeutet, dass der Bewegungsumfang des Umbo desto kleiner wird, je grösser der Hörverlust ist. Ein Proband mit grossem Hörverlust (angegeben in dB) hat also eher eine kleine Umboauslenkung. Angesichts des relativ kleinen Wertes von „ r “ gilt dies nur tendenziell.

Bei 4000Hz ist dieser Zusammenhang genau umgekehrt, bei einem „ r “ von 27%, d.h. wenn der Hörverlust bei 4000Hz gross ist, ist der Tendenz nach auch der Umbobewegungsumfang grösser als die Norm.

6.5 Schlussfolgerungen

Vorliegende Arbeit ermittelte Normwerte der Umboauslenkung und der bisher wenig bekannten Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes. Zusätzlich wurden Normalwerte der Volumengeschwindigkeit des Trommelfells bestimmt und zum ersten Mal das Bewegungsverhalten des Manubriums am lebenden Menschen analysiert. Weitere Studien an erkrankten Probanden werden die Aussagekraft der an gesunden Probanden gemessenen Werte evaluieren.

Die LDI erlaubte eine komplette berührungsfreie Analyse beider Trommelfelle eines Probanden in weniger als 45 Minuten. Durch die Montage der Messeinheit auf einen ausbalancierten Operationsmikroskopständer war die einfache Handhabung gewährleistet. Der Anwendbarkeit in der Klinik dürfte aus methodischen Gründen nichts im Wege stehen.

Der Vergleich der Umboauslenkung mit den aus früheren Studien bekannten Werten mittels Zweistichproben-T-Test, insbesondere mit den Werten aus der Studie von Rodriguez, welcher ebenfalls die LDI als Messmethode verwendete, ergab teilweise signifikante Unterschiede für die Normwerte der Umboauslenkung. Die Unterschiede der Resultate waren jedoch kleiner als eine Standardabweichung.

Die Berechnungen der linearen Korrelationen zwischen den Grössen statische Compliance bzw. Reintonhörschwelle einerseits und den Grössen Umboauslenkung, bzw. Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes andererseits ergab nur geringe lineare Zusammenhänge. Die LDI kann die herkömmlichen klinischen Untersuchungsmethoden nicht ersetzen, aber sehr wohl ergänzen.

7 Anhang

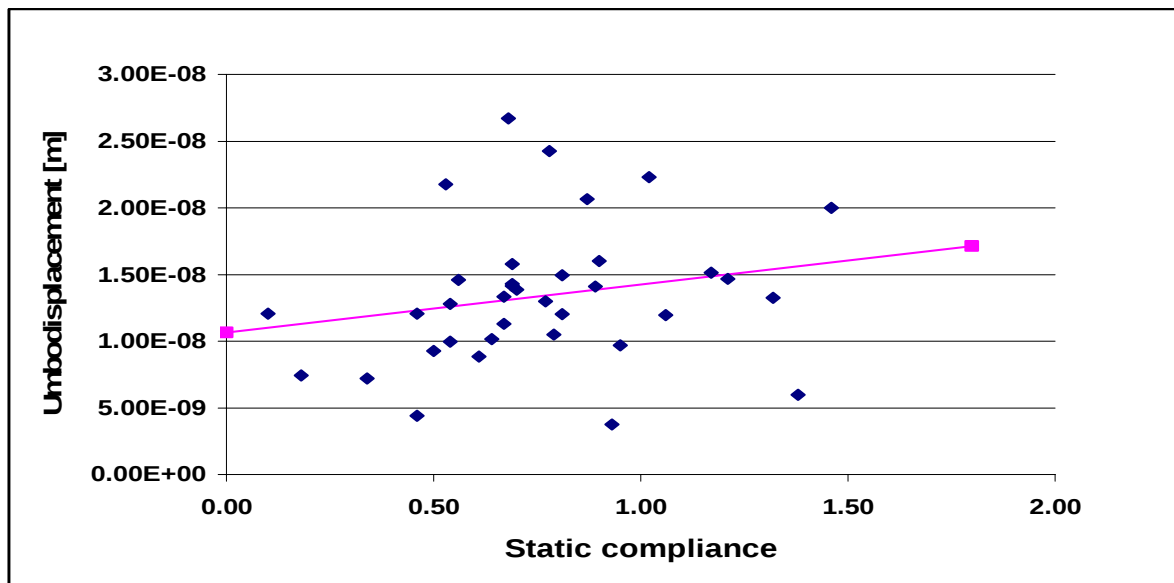
Tab.6 Differenzen re. vs. li. Von Audiometrie und Tympanometriedaten

Audio	frequency	medium	median	standard dev.	range
	125	3.73	5	3.36	15
	250	2.27	0	2.69	10
	500	2.36	0	2.70	10
	1000	3.18	5	3.77	20
	2000	2.73	0	3.16	10
	4000	5.18	5	4.81	25
	8000	6.18	5	6.23	25
Tymp	linear	medium	standard dev.	median	range
	GGV	0.16(13%)	0.19	0.10	0.89
	SC	0.21(28%)	0.25	0.16	1.64
	log [dB]	medium	standard dev.	median	range
	GGV	1.04	1.15	0.74	5.36
	SC	2.38	2.04	1.77	11.79

Tab.7 Korrelation Umbo displacement vs. Trommelfell compliance

Hz	b=	m=	r ² =	r=	signifikant für p=0.05	signifikant bei p=0.01
500	8.8197E-09	6.1516E-09	0.12011714	0.34657919	ja	ja
600	8.9478E-09	6.4806E-09	0.10786663	0.44555345	ja	ja
700	8.5409E-09	7.539E-09	0.14497783	0.45947738	ja	ja
800	7.8849E-09	7.8313E-09	0.15150863	0.42354004	ja	ja
900	7.0091E-09	7.336E-09	0.15390291	0.42684815	ja	ja
1000	6.8231E-09	5.2971E-09	0.13928838	0.39778498	ja	ja
1100	6.4992E-09	3.7427E-09	0.09884969	0.37802319	ja	ja
1200	5.9498E-09	2.4608E-09	0.05960781	0.37431232	ja	ja
1300	4.9752E-09	2.3534E-09	0.07017553	0.37862297	ja	ja
1400	4.5891E-09	1.6707E-09	0.05695447	0.32672531	ja	ja
1500	4.4587E-09	9.1073E-10	0.01948739	0.14985769	nein	nein
1600	4.826E-09	1.1042E-10	0.00033356	0.01987058	nein	nein
1700	4.3646E-09	1.5954E-10	0.00082531	0.03505806	nein	nein
1800	3.6317E-09	6.6573E-10	0.01386855	0.19712356	nein	nein
2000	2.9084E-09	9.2983E-10	0.02805413	0.23583477	ja	nein
2200	2.7375E-09	9.9683E-10	0.04143597	0.27184231	ja	nein
2400	2.8288E-09	9.874E-10	0.04117917	0.30356134	ja	ja
2600	3.1402E-09	1.0862E-09	0.03025404	0.19502464	nein	nein
2800	3.3692E-09	1.202E-09	0.03130103	0.13027332	nein	nein
3000	3.4294E-09	1.1244E-09	0.03251335	0.18525761	nein	nein
3300	3.1103E-09	1.4238E-09	0.04017296	0.22038614	nein	nein
3600	2.6659E-09	1.6435E-09	0.04326261	0.22784442	nein	nein
4000	2.3537E-09	1.1726E-09	0.05750576	0.3148921	ja	ja
4500	1.6831E-09	1.3901E-09	0.09745484	0.36509571	ja	ja
5000	1.8234E-09	7.2931E-10	0.0460185	0.27274601	ja	nein
5500	1.78E-09	2.5838E-10	0.01384505	0.11492066	nein	nein
6000	1.5613E-09	4.8326E-11	0.00070616	0.0995608	nein	nein
6500	1.2824E-09	1.7021E-10	0.00957279	0.02359056	nein	nein
7000	1.1595E-09	1.8404E-10	0.00921501	0.09800747	nein	nein
7500	1.046E-09	2.518E-10	0.01104489	0.10622115	nein	nein
8000	9.3176E-10	2.9689E-10	0.00561443	0.00768573	nein	nein

Fig.24 Korrelation Umboauslenkung vs statische Compliance bei 600Hz



Tab. 8 Korrelation displacement kurzer Hammerfortsatz vs. Trommelfell compliance

Hz	b=	m=	r ² =	r=	signifikant bei p=0.05
500	1.36E-09	1.67E-09	2.7%	16.6%	nein
600	2.19E-09	1.34E-09	2.4%	15.6%	nein
700	2.41E-09	1.50E-09	3.4%	18.5%	nein
800	2.30E-09	1.40E-09	3.1%	17.7%	nein
900	1.99E-09	1.45E-09	4.5%	21.3%	nein
1000	1.56E-09	2.20E-09	8.1%	28.5%	ja
1100	1.59E-09	2.48E-09	10.8%	32.9%	ja
1200	1.72E-09	2.19E-09	8.9%	29.8%	ja
1300	1.90E-09	2.02E-09	8.7%	29.5%	ja
1400	2.35E-09	8.96E-10	2.5%	15.7%	nein
1500	2.81E-09	5.00E-11	0.0%	1.1%	nein
1600	3.22E-09	-4.97E-10	0.9%	9.2%	nein
1700	2.98E-09	-4.46E-10	0.7%	8.6%	nein
1800	2.50E-09	-3.20E-10	0.5%	6.9%	nein
2000	2.06E-09	1.86E-10	0.1%	3.5%	nein
2200	2.03E-09	1.55E-10	0.1%	3.2%	nein
2400	1.76E-09	3.78E-10	0.6%	7.4%	nein
2600	1.78E-09	5.81E-10	1.2%	10.8%	nein
2800	1.98E-09	5.22E-10	0.7%	8.5%	nein
3000	1.98E-09	5.90E-10	1.0%	10.1%	nein
3300	1.63E-09	9.05E-10	2.4%	15.6%	nein
3600	1.20E-09	1.07E-09	4.4%	20.9%	nein
4000	9.82E-10	1.10E-09	6.5%	25.4%	nein
4500	7.63E-10	8.64E-10	5.9%	24.3%	nein
5000	8.82E-10	5.16E-10	2.6%	16.2%	nein
5500	9.99E-10	5.45E-11	0.1%	3.1%	nein
6000	8.95E-10	-1.32E-10	1.4%	11.9%	nein
6500	8.33E-10	-1.93E-10	4.1%	20.1%	nein
7000	7.36E-10	-1.84E-10	4.6%	21.5%	nein
7500	6.37E-10	-5.35E-11	0.5%	7.0%	nein
8000	5.74E-10	-4.85E-11	0.2%	5.0%	nein

Tab.9 Korrelation Umboauslenkung vs Hörschwelle

Hz	b=	m=	r ² =	r=	signifikant für p=0.05
500	1.34E-08	-1.26E-10	0.59%	7.67%	nein
1000	1.17E-08	-2.89E-10	5.80%	24.09%	ja
2000	3.16E-09	2.46E-11	0.31%	5.53%	nein
4000	2.54E-09	1.06E-10	7.39%	27.18%	ja
8000	1.06E-09	4.36E-12	0.02%	1.55%	nein

Tab.10 Anzahl Messpunkte

Anzahl gemessene Punkte				
frequency	medium	standard dev	P 0.1	P 0.9
500	77.57	48.38	24.1	144.8
600	85.24	50.08	28.1	159.4
700	90.59	51.49	31	166.4
800	93.78	52.11	30.2	167.2
900	94.50	51.33	32	163.6
1000	94.54	51.49	32.2	167
1100	94.07	50.50	29.5	158.8
1200	93.79	49.39	33.1	157.9
1300	92.33	49.64	33.1	157.5
1400	92.21	49.56	36.1	154.8
1500	91.35	49.54	30.3	152.8
1600	92.34	50.11	33	160
1700	92.32	49.96	28.6	158.3
1800	91.21	48.79	33	157.3
2000	93.30	49.30	34	165.1
2200	95.84	49.72	35.1	170.5
2400	97.07	49.70	34.2	170
2600	100.07	51.04	34.3	167.9
2800	102.96	50.73	42.4	174.6
3000	105.02	51.83	40.2	177
3300	106.61	51.42	40.2	178
3600	106.24	52.24	38.3	178.6
4000	104.09	51.03	37.2	173.9
4500	100.82	51.28	35.2	171.8
5000	100.32	50.11	37	173.4
5500	97.09	49.46	39	166
6000	93.62	48.35	37	161.9
6500	92.85	47.90	35.3	151.8
7000	91.09	47.11	35.2	147.6
7500	89.71	47.41	32.3	143.9
8000	86.65	47.33	30	151.1
medium all frequencies	94.81	49.95	33.91	162.87

Tab.11 Seitendifferenzen

Mittelwerte	umbo	stand.dev.	kurzer HF	stand.dev.	vol. geschw.	stand.dev.
500	2.76169892	2.56118673	4.35143297	1.87978253	3.21303957	1.90804516
600	2.62188016	2.88996969	4.69150388	2.12984923	3.236279492	2.069584028
700	2.56709173	2.02634496	4.54376917	2.15061641	3.527126381	2.141478958
800	2.38188462	1.97237425	3.37433096	2.54188709	4.135582622	2.582235791
900	2.24041412	2.01002619	3.85254559	2.01067729	4.497696278	3.327309627
1000	2.49345694	1.97285481	4.14685351	2.04548916	4.868128869	3.40282355
1100	2.82148529	2.07225267	3.70766639	2.53916559	5.405420976	4.536763271
1200	2.6549852	2.35511918	4.7087314	3.00061285	5.151417575	4.545298606
1300	2.41553589	2.09801633	4.53615208	2.65436406	4.633756253	4.011336906
1400	2.3596605	1.92289341	4.56526047	2.18910753	4.36101926	4.404684415
1500	2.37594007	1.59972742	3.90013362	2.57009279	4.697931711	4.450607539
1600	2.35486339	1.52163523	3.74183776	3.27714455	4.762381234	4.618502264
1700	2.3595963	1.73726208	4.79892565	3.56490586	4.073912155	3.761377914
1800	2.47877364	2.39832258	5.72532333	3.64635652	3.99485565	3.352426794
2000	2.3419305	2.37371933	6.23938251	3.97502646	3.933089999	3.287951319
2200	2.92830628	2.16916999	5.70113638	4.70874618	3.627837245	4.139521063
2400	2.60514304	1.94676745	6.51033744	3.45334652	3.866051401	3.726601519
2600	3.31722897	2.52762321	5.56629838	3.75020502	3.789992333	2.749681303
2800	3.54347223	3.14332235	5.65330218	3.75462496	3.622092021	3.436200349
3000	3.75295167	3.41029148	5.64660932	4.37585615	4.117004393	4.867610993
3300	3.31352748	2.73125352	4.68976344	3.18997888	3.739752393	3.66872337
3600	3.05951237	3.45041859	5.0640608	4.82023846	3.487303663	2.535280785
4000	3.66760966	3.09840404	5.72452843	5.14967028	3.943735935	4.231470948
4500	3.84646304	5.24057994	4.75902171	5.0319637	4.637783066	4.809696556
5000	3.59949032	3.70638547	4.99279272	3.00188284	4.391682927	3.84541422
5500	2.64657939	2.00086365	3.77219311	2.65296275	3.612885234	3.67076701
6000	2.29671044	2.05183119	3.7328158	2.56411372	2.650352957	3.23633975
6500	2.26238595	1.8177637	3.60835198	2.77156024	2.688736571	2.487997246
7000	2.0859393	2.10287189	2.58351794	1.81907003	3.09437849	2.744514738
7500	2.55587656	2.49188405	3.60242309	2.35363118	3.700570658	3.031059638
8000	3.07754952	3.27278464	3.9620479	3.1107209	4.95099153	4.02264202

In Fig.25, 26 und 27 sind die Seitendifferenzen der mittleren Volumengeschwindigkeit, der Umboauslenkung und der Auslenkung des kurzen Hammerfortsatzes mit dem Bereich der Standardabweichung in Abhängigkeit der Frequenz der akustischen Stimulation aufgetragen. Die Differenz ist relativ konstant über die Frequenz

Fig.25 Seitendifferenz der Volumengeschwindigkeit bei allen Scanningmessungen mit Bereich der Standardabweichung

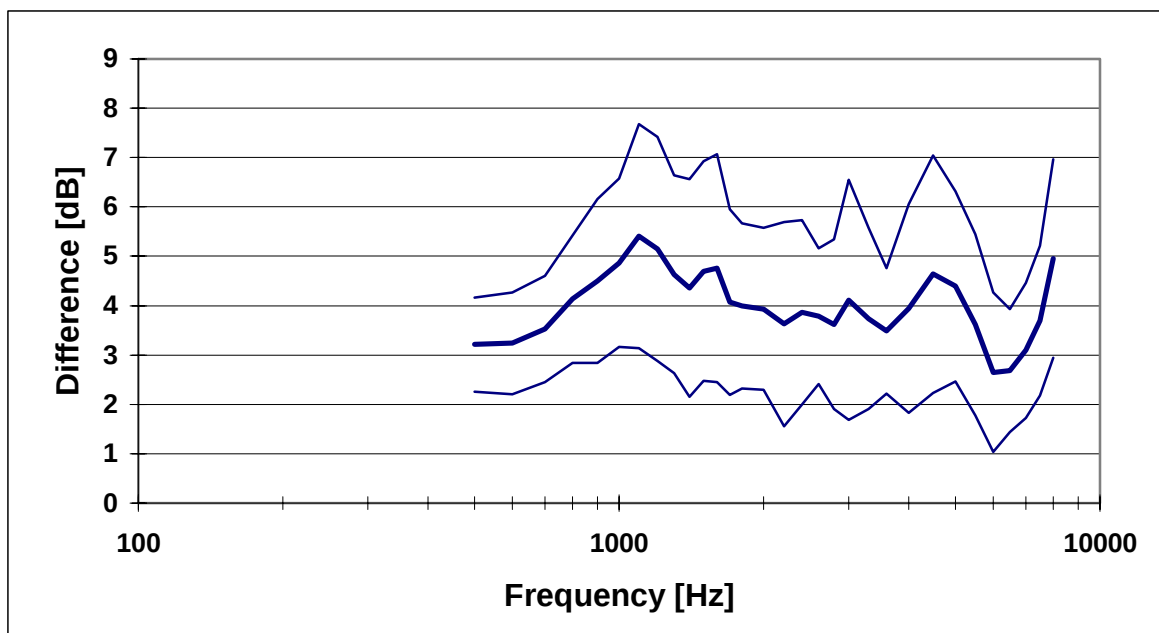


Fig.26 Seitendifferenzen der Umboauslenkung mit Bereich der Standardabweichung

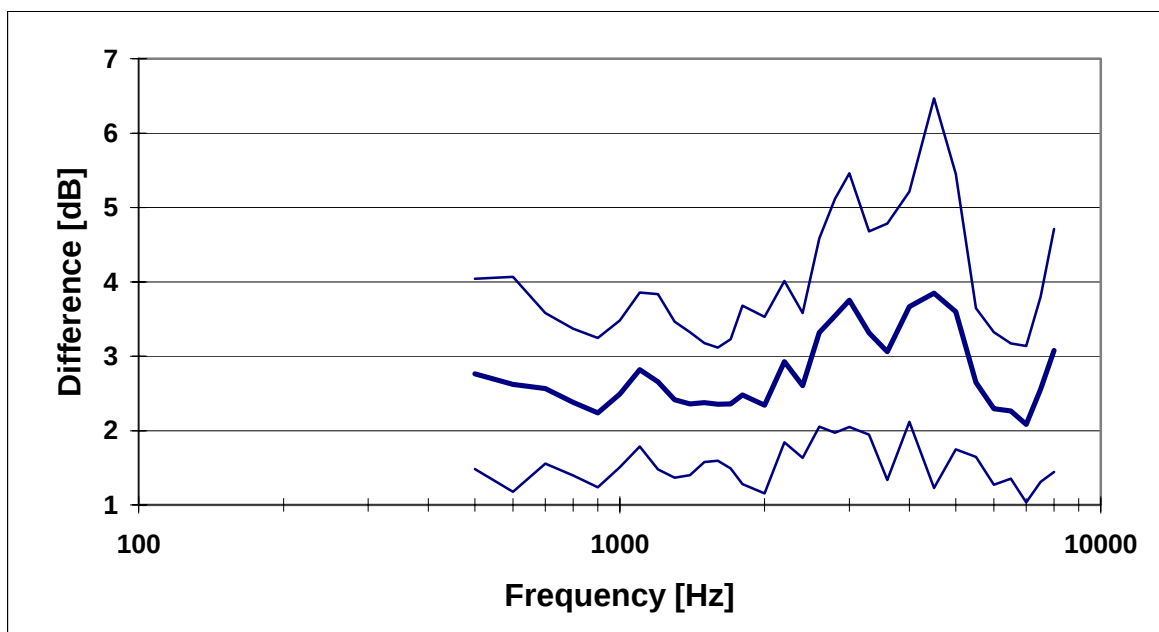


Fig.27 Seitendifferenz der Bewegung des kurzen Hammerfortsatzes mit Bereich der Standardabweichung

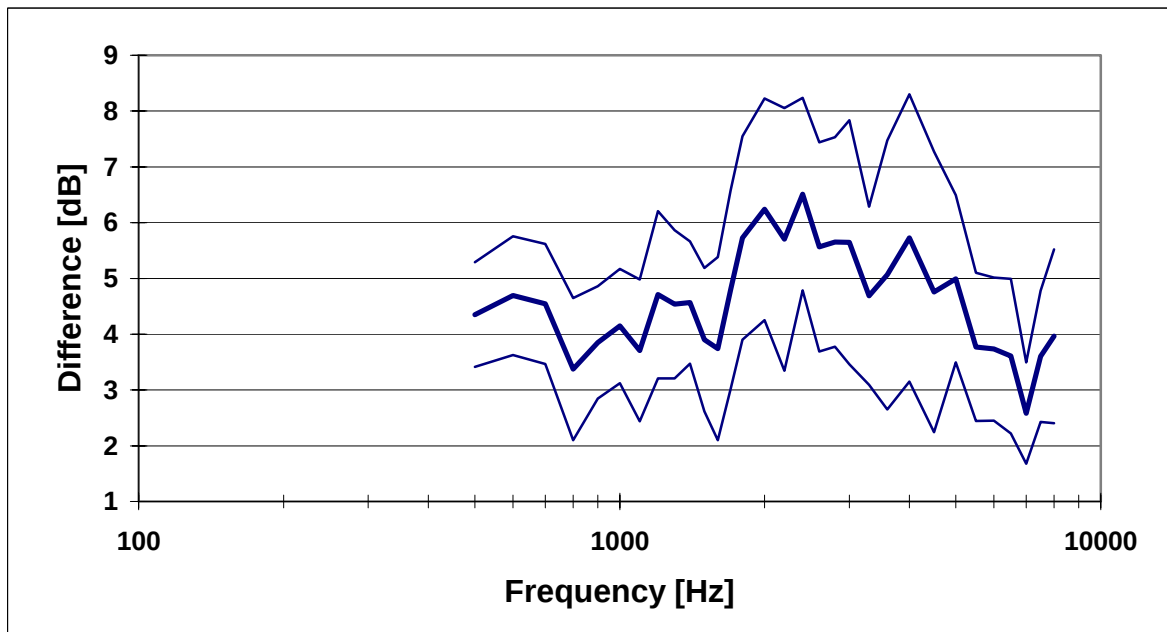
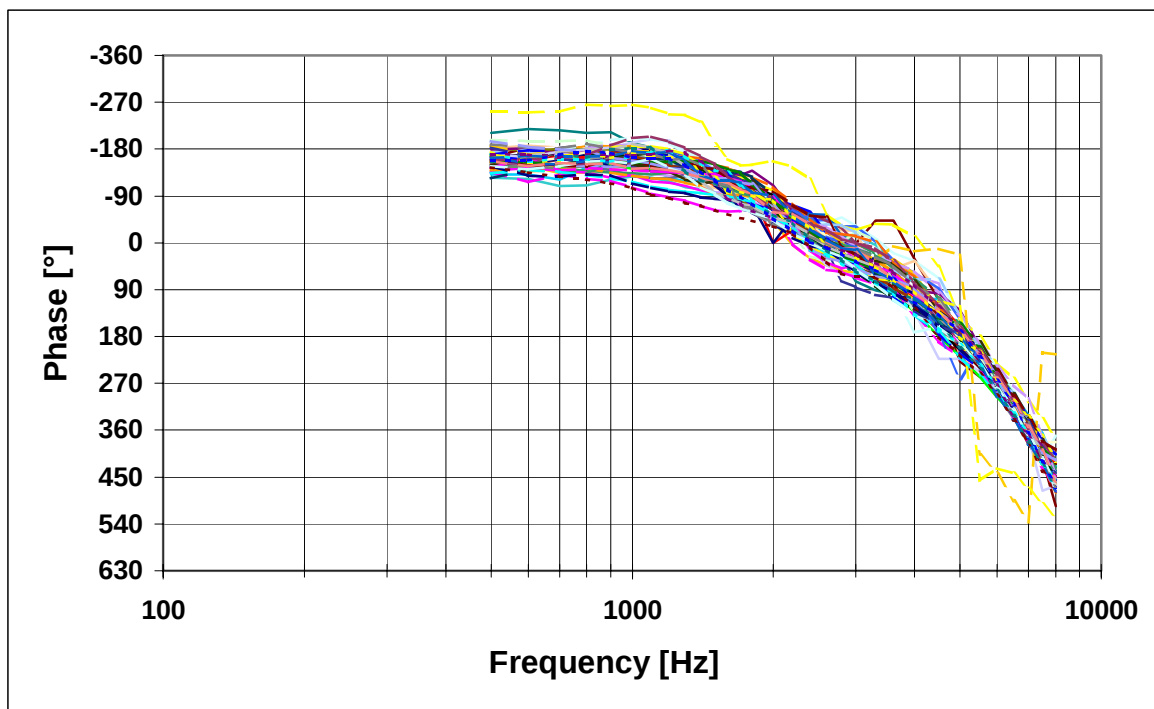


Fig.28 Phase der Umbobewegung vs Frequenz der akustischen Stimulation



8 Literaturverzeichnis

Asai, M., A. Huber, et al. (1999). "Analysis of the best site on the stapes footplate for ossicular chain reconstruction." *Acta Otolaryngol (Stockh)* 119: 356-61.

Bally, v. G. (1978). "Holography in Otology." *Laryng. Rhinol.* 57, 444.

Békésy, v. G. (1960). *Experiments in hearing*. New York, NY, McGraw-Hill.

Decraemer, W., S. Khanna, et al. (1999). Measurement and modelling of the three-dimensional vibration of the stapes in cat. *Symposium on Recent Developments in Auditory Mechanics*, Sendai, Japan.

Decraemer, W., S. Khanna, et al. (1991). "Malleus vibration mode changes with frequency." *Hearing Research* 54: 305-318.

Decraemer, W. F. and S. M. Khanna (1994). "Modellung the malleus vibration as a rigid body motion with one rotational and one translational degree of freedom." *Hearing Research* 72: 1-18.

Gilad-P, Shtrikman-S, et al. (1967). "Application of the Mossbauer method to ear vibrations." *J-Acoust-Soc-Am.* 41(5): 1232-36.

Goode, R., G. Ball, et al. (1993). "Measurement of umbo vibration in human subjects-method and possible clinical applications." *Am-J-Otol.* 14(3): 247-51.

Goode, R., G. Ball, et al. (1996). "Laser Doppler vibrometer (LDV) - A new clinical tool for the otologist." *Am J Otol* 17: 813-22.

Graham, M. D., C. Reams, et al. (1978). "Human Tympanic Membrane - Malleus Attachment." *Ann Otol.* 87: 426-431.

Guinan, J. and W. Peake (1966). "Middle-ear characteristics of anesthetized cats." *J Acoust Soc Am* 34: 1514-23.

Gundersen, T. and K. Hogmoen (1976). "Holographic vibration analysis of the ossicular chain." *Acta Otolaryngol* 82: 16-25.

Gyo, K., R. Goode, et al. (1986). "Effect of middle ear modification on umbo vibration." *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 112: 1262-68.

Heiland, K., R. Goode, et al. (1999). "A human temporal bone study of stapes footplate movement." *Am-J-Otol* 20(1): 81-6.

Helmholz, v. H. (1868). "Ueber die Mechanik der Gehörknöchelchen und des Trommelfelles." *Plüger Arch.* 1: 1-60.

Helms, J. (1974). "Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Funktion des normalen, erkrankten und operierten Trommelfells." *Acta Oto-Laryngol.*

Hüttenbrink, K.-B. (1992). "Die Mechanik und Funktion des Mittelohres; Teil 1." Laryngo-Rhino-Otol. 71: 545-551.

Hüttenbrink, K. B. (1989). "Die funktionelle Bedeutung der Aufhängebänder der Gehörknöchelchenkette." Laryngo-Rhino-Otol 68: 146-151.

Hüttenbrink, K. B. (1992). "Die Mechanik und Funktion des Mittelohres. Teil 2." Laryngo-Rhino-Otol. 71: 626-631.

Hüttenbrink, K. B. (1996). "The Mechanics of the Middle-Ear at Static Air Pressures."

Konradsson, K., A. Ivarsson, et al. (1987). "Computerized laser Doppler interferometric scanning of the vibrating tympanic membrane." Scand Audiol 16: 159-66.

Lokberg, O. J., K. Hogmoen, et al. (1980). "Vibration measurements of the human tympanic membrane in vivo." Acta. Otolaryngol. Stockh. 89(1-2): 37-42.

Rodriguez, J., H. Zenner, et al. (1997). "Laservibrometrie - Ein Mittelohr- und Kochleaanalysator zur nicht invasiven Untersuchung von Mittel- und Innenohrfunktionsstörungen." HNO 45: 997-1007.

Stasche, N., A. Baker, et al. (1994). "Laserdopplervibrometrische Schwingungsmessungen am menschlichen Trommelfell nach Stapesfixierung." Laryngo-Rhino-Otol 73: 353-57.

Stasche, N., H. Foth, et al. (1994). "Middle ear transmission disorders-Tympanic membrane vibration analysis by laser-Doppler-vibrometry." Acta Otolaryngol (Stockh) 114: 59-63.

Svane-Knudsen, V. and A. Michelsen (1989). "Effect of crossed stapedius reflex on vibration of malleal handle in man." Acta Otolaryngol (Stockh) 107: 219-24.

Tonndorf, J. and M. Khanna (1968). "Submicroscopic displacement amplitudes of the tympanic membrane (cat) measured by a laser interferometer." JASA 44(6): 1546-54.

Wada, H. and T. Kobayashi (1990). "Dynamical behavior of middle ear: Theoretical study corresponding to measurement results obtained by a newly developed measuring apparatus." J. Acoust. Soc. Am. 87: 237-245.

Wada, H., T. Metoki, et al. (1992). "Analysis of dynamic behavior of human middle ear using a finite-element method." J. Acoust. Soc. Am. 92: 3157-3168.

9 Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt meinem Betreuer, Herrn Dr. med. A. Huber für seine überaus wohlwollende und bereitwillige Hilfe und Unterstützung bei meiner Arbeit. Seine weite Kenntnis kam mir in jeder Hinsicht zugute, wie auch die professionelle Art der Wegweisung und die freundliche Offenheit im Gespräch.

Ebenso bin ich meinen Eltern sehr zu Dank verpflichtet, die mich grosszügig finanziell unterstützten.

Herrn Prof. Dr. med. St. Schmid danke ich für alle Bemühungen, insbesondere für die abschliessende Korrektur der Arbeit.

10 Curriculum Vitae

10.1 Personalien

Christoph Schwab
Gartenstrasse 14
8134 Adliswil
01/710 93 13
ch.schwab@datacomm.ch

10.2 Curriculum Vitae

1975	18. Sept. in Zürich geboren als zweites Kind von Peter Schwab, dipl. Masch.- Ing. ETH und Françoise Schwab, dipl. Primarlehrerin, aus Zürich, Adliswil
April 1982- Juli 1993	Besuch der 1. – 11. Klasse der Rudolf Steiner Schule Zürich
August 1993 – März 1996	Besuch der privaten Mittelschule AKAD und Abschluss mit Eidgenössischer Matura C
Okt. 1996	Beginn des Medizinstudiums in Zürich
Juli 1997	1. Propädeutikum bestanden
Okt. 1997	Beginn des zweiten Studienjahres
Sept. 1998	2. Propädeutikum bestanden
Okt. 1998	Beginn des dritten Studienjahres, Beginn der Dissertation in der ORL Klinik Zürich
Juli 1999	1. Teil Staatsexamen bestanden
Oktober 1999	Beginn des 4. Studienjahres
August 2000	Beginn des 5. Studienjahres auf der Chirurgie in Affoltern am Albis