

AUS DER KLINIK UND POLIKLINIK
FÜR HALS-, NASEN- UND OHRENKRANKE
DER UNIVERSITÄT WÜRZBURG
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Jan Helms

MESSUNG DER DYNAMISCHEN EIGENSCHAFTEN DES
STAPESRINGBANDES

INAUGURAL - DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DER DOKTORWÜRDE DER
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER
BAYERISCHEN JULIUS - MAXIMILIANS - UNIVERSITÄT ZU WÜRZBURG

VORGELEGT VON
TOBIAS - SEBASTIAN WALLER
AUS AMBERG (OBERPFALZ)

WÜRZBURG, JUNI 2002

Referent: Univ. - Prof. Dr. med. J. Helms
Korreferent: Priv. - Doz. Dr. med. J. Müller
Dekan: Prof. Dr. med. V. ter Meulen

Tag der mündlichen Prüfung:

Der Promovend ist Arzt im Praktikum

MEINEM VATER

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Anatomie des Mittelohres.....	6
3	Problemstellung	9
4	Theoretische Grundlagen.....	11
4.1	Elektrostatische Anregung	11
4.2	Modellierung des Systems „Stapes-Stapesringband“ als Oszillator	13
4.3	Beschreibung der Fußplattengeometrie	15
5	Material, Messaufbau und Messdurchführung	17
5.1	Material	17
5.2	Messanordnung	19
5.3	Messdurchführung	21
6	Ergebnisse	25
6.1	Ergebnisse der Schwingungsmessungen	25
6.2	Messwerte für die Stapes-Massen.....	27
6.3	Werte für die Steifigkeit des Ringbandes	28
6.4	Werte für den Dämpfungsgrad des Ringbandes	29
6.5	Abmessung und Form der Stapesfußplatte	30
6.6	Korrelation zwischen Steifigkeit und Umfang der Fußplatte.....	33
7	Diskussion.....	34
8	Zusammenfassung	38
9	Literaturverzeichnis	41
10	Tabellarischer Anhang	44

1 Einleitung

Schon Mitte des 19. Jahrhunderts versuchten Wissenschaftler entscheidende Lebensabläufe durch physikalische und chemische Prozesse zu erklären. In diesem Sinne untersuchte Helmholtz die Übertragung der Schallwellen durch das Mittelohr zum Innenohr als physikalisch zu verstehendes Phänomen.

Einige Fragen über die mechanische Reaktion des Gehörknöchelchenverbundes auf den eintreffenden Schall sind bis heute unbeantwortet geblieben, obwohl zahlreiche Forscher seit den großartigen Arbeiten von Helmholtz aus den Jahren 1868 und 1883 die Eigenschaften der Gehörknöchelchenkette untersucht haben. Hierfür gibt es mehrere Gründe: Das Mittelohr liegt schwer zugänglich in einer Knochenhöhle, die Gehörknöchelchen und das Trommelfell bilden ein komplexes Mehrkörpersystem (Kauf, 1997) und die einzelnen Teile wiegen nur wenige Milligramm, so dass die meisten in der Technik etablierten Messmethoden für eine Untersuchung ausschieden.

Jedes der drei Gehörknöchelchen ist elastisch gelagert. Für den Fall, dass die drei Gelenke zwischen den Gehörknöchelchen eine beliebige Bewegung zuließen, entstünde ein schwingungsfähiges System mit 18 Freiheitsgraden. In Systemen dieser und auch geringerer Komplexität sind die Beziehungen zwischen den Größen, welche das System charakterisieren, und den messbaren Reaktionen so verflochten, dass sie intuitiv nicht mehr erfasst und gedeutet werden können (Thonndorf, 1973). Eine adäquate Beschreibung gelingt nur durch die Formulierung physikalischer Modelle in der Sprache der Mathematik.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Steifigkeit des Stapesringbandes bei der kolbenförmigen Ein- und Auswärtsbewegung des Stapes im ovalen Fenster untersucht. Wesentliche Determinanten dieses Systems sind die Masse des Stapes und die Steifigkeit des die Fußplatte umgebenden Ringbandes. Kunz errechnete 1995 die Steifigkeit des Ringbandes in theoretischen Ansätzen. Hüttenbrink führte 1992 statische Messungen am Stapesringband durch. Hier wird die Steifigkeit dynamisch in einem Frequenzbereich von einigen Kilohertz gemessen. Die Steifigkeit wird unter den gleichen physiologischen

Bedingungen erfasst, wie sie im Bereich der größten Empfindlichkeit des Ohres beim Hören mittel bis laut empfundener Schallereignisse vorliegen.

Die Gehörknöchelchen erfahren durch den auftreffenden Schall nur eine sehr geringe Auslenkung. Vlaming und Feenstra (1986) nennen für die Auslenkung des Trommelfellnabels (Umbo) bei 1000 Hz und 80 dB einen Wert von 4,5 nm. Auch der Umstand, dass die Bewegungen so winzig sind, hat eine exakte Messung der Gehörknöchelchenbewegung erheblich erschwert. Für die Messungen so kleiner Bewegungsamplituden fehlten bis in neuere Zeit genaue und leicht zu handhabende Messinstrumente.

2 Anatomie des Mittelohres

Das Hör- und Gleichgewichtsorgan liegt im härtesten Knochen des Körpers, dem Felsenbein. Dieses zieht vom Schläfenbein, welches im Bereich des seitlichen unteren Schädelknochens liegt, nach medial in Richtung Sella turcica, dem Hypophysenbett. Beide Organe, das Hör- und Gleichgewichtsorgan, reagieren auf mechanische Reize (Silbernagl und Despopoulos, 1991). Das Gleichgewichtsorgan registriert die Lage des Kopfes und dessen Bewegungen, das Ohr die Luftdruckschwankungen in der umgebenden Luft. Ein Jugendlicher mit gesundem Gehör hört typischerweise über einen Frequenzbereich von 20 Hz bis 20 kHz.

Das Ohr wird in drei Abschnitte gegliedert: Das äußere Ohr, gefolgt vom Mittelohr und dem Innenohr. Das äußere Ohr (Auris externa) besteht aus der Ohrmuschel (Auricula) und dem äußeren Gehörgang (Meatus acusticus externus). Die Ohrmuschel fungiert als Schalltrichter und richtungsabhängiger Filter. Ein Knorpelgerüst hält die trichterförmige Hautfalte formstabil und aufgespannt. Der äußere Gehörgang ist 25-35 mm lang und leicht in Richtung Mittelgesicht geschwungen.

Das Trommelfell (Membrana tympani) grenzt den äußeren Gehörgang gegen die Mittelohrhöhle (Cavum tympani) ab. Es ist eine perlmuttgraue Membran mit leicht ovaler Grundfläche. Zur Mitte zu, dem Umbo, ist es trichterförmig eingezogen. Der Durchmesser beträgt etwa 7 bis 8,5 mm, die Dicke etwa 0,1 mm. Das Trommelfell ist wie der äußere Gehörgang nasalwärts gedreht, sodass der obere, hintere Bereich weiter außen liegt. Man unterscheidet einen kleinen, spannungslosen Bereich, die Pars flaccida, und einen größeren, gespannten Bereich, die Pars tensa. Der für das Hören wichtige, gespannte Teil besteht aus drei Schichten: Der äußeren aus Plattenepithel, der mittleren stützenden Schicht aus Bindegewebe, und der innen anliegenden Schicht aus Schleimhaut. Die bindegewebige, mittlere Schicht selbst ist aus einem Fasernetzwerk von radiären und zirkulären Fasern aufgebaut. Diese Schicht fehlt in der Pars flaccida. Die Abgrenzung zwischen dem spannungslosen und dem gespannten Teil der Membran erfolgt durch zwei Schleimhautfalten an der Trommelfellinnenseite.

Das Mittelohr (Auris media) besteht aus mehreren pneumatisierten Räumen. Der zentrale Raum ist die Paukenhöhle, die etwa 20 mm hoch, 10 mm lang und 2 mm bis 10 mm breit ist. Sie beherbergt die für die Schallübertragung wichtigen Gehörknöchelchen. Zum Zwecke des, für die Funktion des Trommelfells, wichtigen Druckausgleichs ist die Paukenhöhle mit dem Rachenraum durch die Eustach'sche Röhre verbunden.

Die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel bilden eine bewegliche Kette. Sie sind einzeln in mehreren Bändern schwingungsfähig gelagert. Außerdem greift an Hammer und Stapes je ein Muskel an. Der schlanke Griff des Hammers ist mit dem Trommelfell verwachsen. Er wird zusätzlich durch das vordere, das seitliche und das obere Hammerband in seiner Ruhelage fixiert. Der Steigbügel ist im ovalen Fenster an seiner Fußplatte durch das Ringband aufgehängt. Der Amboss wird sowohl durch seine Verbindungen zu Hammer und Steigbügel, als auch durch das hintere Ambossband in seiner Position gehalten.

Der Steigbügel, an dem die Messungen in dieser Arbeit vorgenommen wurden, wird im folgenden genauer beschrieben. Er lässt sich in vier Teile gliedern: Kopf, Hals, die beiden Schenkel und die Fußplatte. Die Fußplatte ist durch ein mobiles Ringband im ovalen Fenster befestigt. Der Stapeskopf ist mit dem Amboss im Amboss-Steigbügelgelenk verbunden. Er ist in der Aufsicht oval und misst etwa 1,1 mm in Richtung der Längsachse der Fußplatte und etwa 0,8 mm quer dazu. Der Hals bildet den knöchernen Übergang vom Kopf zu den Schenkeln. Vorderer und hinterer Schenkel bilden zusammen einen spitzen Bogen und verbinden Kopf und Hals mit der Fußplatte. Der vordere Schenkel ist weniger gekrümmt und schmaler ausgebildet als der hintere, welcher nicht nur stärker gebogen, sondern auch kräftiger ist. Im Querschnitt sind die Schenkel bogenförmig, mit der offenen Seite nach innen gerichtet. Die Höhe von der Oberkante des Kopfes bis zur Oberseite der Fußplatte beträgt etwa 3,2 mm. Mit einer Länge von etwa 2,9 mm und einer Breite von etwa 1,3 mm bildet die Fußplatte den größten Anteil der Masse des Steigbügels. (À Wengen et al., 1995)

Es gibt zwei Muskeln, die im Mittelohr angreifen, den Trommelfellspanner und den Steigbügelmuskel. Ihre Aufgabe ist noch nicht gänzlich geklärt. Es wird argumentiert, dass ihre Kontraktion das Innenohr vor zu hohen Schalldrücken schützen soll (Hüttenbrink, 1988).

Weiter medial im Felsenbein liegt das Innenohr. Drei Kanäle, die Scala vestibuli, Scala media und Scala tympani winden sich $2\frac{1}{2}$ mal schneckenförmig um eine zentrale Achse, den Modiolus. Die Scala vestibuli und die Scala tympani kommunizieren an der Schneckenspitze über eine Öffnung, das Helicotrema. Die Scala tympani grenzt an ihrem basalen Ende an das runde Fenster, die Scala vestibuli an das ovale Fenster, dem der Steigbügel eingelagert ist.

Die drei Kanäle sind flüssigkeitsgefüllt; die Scala vestibuli und die Scala Tympani mit Perilymphe, die Scala media mit Endolymphe, wobei Membranen die drei Flüssigkeitsräume separieren. Scala vestibuli und Scala media trennt die Reissnersche Membran und Scala media und Scala tympani die

Basilarmembran. Auf der Basilarmembran liegt das Cortische Organ, das die Rezeptoren für die Schallwahrnehmung trägt. Tiefe Frequenzen erregen die Sinneszellen am apikalen Ende der Schnecke, hohe Frequenzen am basalen Ende. Die Sinneszellen übertragen die Informationen auf die angekoppelten Neuronen, und weiter über den Hörnerv an die höheren Zentren des ZNS.

3 Problemstellung

In dieser Arbeit sollte die Steifigkeit des Ringbandes unter dynamischen Bedingungen gemessen werden, d.h. unter Bedingungen, wie sie beim Hören vorliegen. Dazu wurde von einer kolbenförmigen Bewegung des Stapes im ovalen Fenster ausgegangen. Diese Bewegungsrichtung zeichnet sich dadurch aus, dass in dieser Richtung Stapesbewegungen die für das Hören notwendigen Schwingungen im Innenohr am effizientesten anregen. Bei großen Schalldrücken können Kippbewegungen diese Ein- und Auswärtsbewegung modulieren.

Mittel- und Innenohr bilden zusammen ein komplexes System. Messungen an einem solch komplexen System sind schwierig zu interpretieren. Außerdem übertragen sich Unsicherheiten der Modellierung direkt auf die aus den Messungen abgeleiteten Parameter. Eine andere Schwierigkeit rührt daher, dass Mittel- und Innenohr von Knochen umschlossen im Felsenbein liegen und daher kaum ein messtechnischer Zugang besteht.

Die geschilderten Schwierigkeiten lassen sich ausräumen, wenn die Messungen nicht am intakten System, sondern an geeigneten Subsystemen vorgenommen werden. Als ein solches bietet sich das einfache System aus Stapes und Ringband an, welches für die Untersuchungen ausgewählt wurde.

Verglichen mit der Nachgiebigkeit des Ringbandes kann der Stapes als starrer Körper betrachtet werden. Dies gilt zumindest in guter Näherung für den

benutzten Frequenzbereich von einigen Kilohertz. Der Stapes ist außerdem wie jeder materielle Körper massebehaftet. Durch das Zusammenspiel von massebehaftetem Körper und elastischer Aufhängung im Ringband entsteht ein mechanischer Oszillator. Naheliegenderweise wird dieser mit konzentrierten, mechanischen Elementen modelliert. Das Modell konstituiert sich daher aus der Masse des Stapes, der Steifigkeit der elastischen Aufhängung und deren Dämpfungseigenschaften. Diese drei Elemente bestimmen in typischer Weise das Schwingungsverhalten des Stapes-Ringbandsystems. Aus der Messung des Amplitudenganges in Abhängigkeit von der Frequenz kann ohne allzu große Schwierigkeiten auf diese drei Systemparameter zurückgeschlossen werden. Beispielsweise wird die Resonanzfrequenz des ungedämpften Systems durch das Verhältnis von Steifigkeit und Masse bestimmt. Auf diese Beziehung wird letztendlich auch in dieser Arbeit zur Bestimmung der Steifigkeit des Ringbandes zurückgegriffen. Die Resonanzfrequenz des untersuchten Systems liegt bei einigen Kilohertz, sodass auch der zweiten eingangs gestellten Bedingung genügt wird, nämlich die Steifigkeit des Ringbandes unter dynamischen Bedingungen in einem physiologisch sinnvollen Frequenzbereich zu messen.

Damit das dargestellte Konzept tatsächlich realisiert werden konnte, galt es, eine weitere Schwierigkeit auszuräumen. Der Stapes musste in kontrollierter Weise angeregt werden. Dieses Problem ließ sich dadurch lösen, dass eine elektrostatische Anregung benutzt wurde. Die elektrostatischen Kräfte werden über einen winzigen Luftspalt berührungsfrei übertragen. Im Hinblick auf die äußerst geringen bewegten Massen des Systems und der Schwierigkeiten, welche eine mechanische Ankopplung eines Schwingers bereitet, ergibt sich eine elegante Lösung der mit der Anregung verbundenen Probleme. Ähnliche Probleme ergeben sich auch bei der Messung der Stapesbewegung. Auch hier werden sie durch die berührungsfreie Messung mit Hilfe eines Laservibrometers umgangen.

Es liegt nahe, die gemessenen Steifigkeiten des Ringbandes auf eine von der Größe der Fußplatte unabhängige Größe umzurechnen. Dafür muss die Länge

des Umfangs der krummlinig berandeten Fußplatte bekannt sein. Hierdurch erweiterte sich die Aufgabenstellung um die Vermessung der untersuchten Fußplatten. Daten und Methoden sollten möglichst einer Verarbeitung mit dem Computer entgegenkommen.

4 Theoretische Grundlagen

4.1 *Elektrostatische Anregung*

Die elektrostatische Anregung bietet im Vergleich zu einer Anregung mit mechanischer Kopplung an einen Schwinger zwei wesentliche Vorteile. Erstens, die Kraft wird berührungsfrei auf den Testkörper übertragen. Damit wird sichergestellt, dass keine feste Kopplung zu einem anderen schwingungsfähigen System besteht. Zweitens, die übertragene Kraft hängt nur von der anregenden Spannung ab und nicht von der benutzten Frequenz. Dieser Sachverhalt ist theoretisch begründet. Trotzdem wurde er durch Messungen der Übertragungsfunktion an kleinen Metallzungen auch experimentell überprüft (Schön, 1999).

Nach bekannten Beziehungen gleicht die zur Anregung verfügbare Kraft F dem Produkt aus der Ladung auf dem Testkörper und der elektrischen Feldstärke E am Ort der Ladung. In der benutzten Anordnung entsteht die Ladung auf dem Testkörper durch Influenz. Sie ist daher proportional zum anregenden elektrischen Feld. Da letzteres proportional zur Spannung zwischen Elektrode und Testkörper ist, wächst die einwirkende Kraft mit dem Quadrat der Spannung.

$$F \sim U^2 \quad (1)$$

Die direkte Umsetzung dieser Beziehung ist aus zwei Gründen unpraktisch. Zum einen, weil hohe Wechselspannungen benötigt werden, um eine genügend große Kraft zu erzeugen, die den Stapes mit einer gut messbaren Amplitude schwingen lässt. Zum anderen, da die Kraft mit dem Quadrat der Spannung

wächst, führt dies bei Anregung durch eine sinusförmige Spannung zu einer Frequenzverdopplung.

$$\sin^2(\omega t) = 1/2 \cdot (1 - \cos(2\omega t)) \quad (2)$$

Als Folge davon lässt sich die Berechnung der Übertragungsfunktion nicht mehr in der üblichen Weise mit einem FFT– Analysator durchführen. Die Abkürzung FFT steht für Fast Fourier Transformation, einen effizienten Algorithmus zur Berechnung der Fourier Transformation.

Diese Schwierigkeit kann durch die Überlagerung der sinusförmigen Wechselspannung U_{\sim} mit einer Gleichspannung $U_{=}$ überwunden werden. Nach der binomischen Formel liefert das Quadrat aus der Summe der beiden Spannungen drei Summanden:

$$(U_{=} + U_{\sim})^2 = U_{=}^2 + 2U_{=}U_{\sim} + U_{\sim}^2 \quad (3)$$

Interessant ist der zweite Term, das gemischte Glied. Es steht für eine anregende Kraft, die zur benutzten Wechselspannung proportional ist, also wie gewünscht auch mit der gleichen Frequenz oszilliert. Günstigerweise tritt als Multiplikator der Wert der Gleichspannung auf. Dies bedeutet, dass mit Wechselspannungen von einigen 100 Volt und Gleichspannungen von 500 – 1000 Volt, die sich beide gut beherrschen lassen, ausreichend große Kräfte erzeugt werden können.

Störend wirkt sich weiterhin der quadratische Term aus. Er macht den Einsatz von Filtern notwendig. Bei der Verwendung eines FFT-Analysators verhindert er gleichzeitig, dass mit Rauschsignalen angeregt werden kann und so die Transferfunktion sehr effizient simultan für einen ganzen Frequenzbereich über eine FFT berechnet werden kann. Im vorliegenden Fall wurde daher folgendes Vorgehen gewählt. Der in dem FFT-Analysator integrierte Signalgenerator wurde computergesteuert auf eine sinusförmige Ausgangsspannung mit vorgegebener Frequenz programmiert und aus dem Antwortsignal des Laservibrometers wurde die gleiche Frequenz mit dem FFT-Analysator herausgefiltert. Gleichzeitig wurde der zweite Eingang des FFT-Analysators benutzt, um über einen frequenzkompensierten Abschwächer die Spannung an

der Anregungselektrode zu messen, sodass die gemessene Schnelle-Amplitude automatisch auf die anregende Spannung normiert werden konnte.

Als Anregungselektrode diente ein Messingdraht mit einer Stärke von 1 mm. Das der Anregung dienende Ende der Elektrode war plan geschliffen und an den Kanten leicht abgerundet worden. Die Elektrode war elektrisch isoliert in einem Manipulator befestigt, der über seine drei senkrecht zueinander stehenden Achsen eine präzise Justierung zuließ. Die Elektrode wurde mit ihrem flachen Ende an die Metallkugel auf dem Stapeskopf herangeführt und über den Feintrieb des Manipulators auf einen Abstand von etwa 100µ eingestellt. Die Achse der Elektrode lag in der Flucht der Achse durch den Stapeskopf und damit in der beabsichtigten Schwingungsrichtung.

4.2 Modellierung des Systems „Stapes-Stapesringband“ als Oszillator

Eine auf den Stapes einwirkende Kraft beschleunigt diesen, führt zu einer Dehnung des Ringbandes und bewegt den Stapes gegen Reibungswiderstände im Ringband. Die eingeleitete Kraft F verzweigt also auf drei Teilkräfte F_M , F_D und F_F .

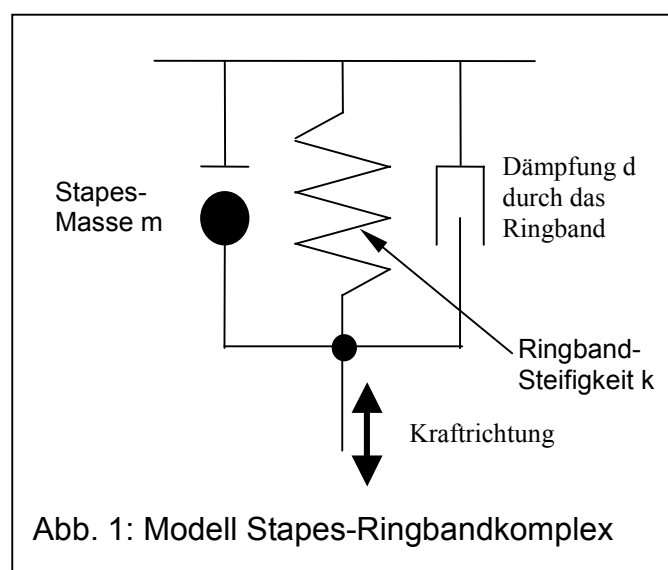
$$F = F_M + F_D + F_F \quad (4)$$

Hierin stehen die Indizes M, D und F für Masse, Dämpfung und Feder. Dies führt zu der in Abb.1 gezeigten Modellierung des Stapes-Ringbandkomplexes. Im Einzelnen gelten für die angeführten Kräfte folgende Beziehungen:

$$F_M = m \cdot a \quad (5)$$

$$F_D = d \cdot v \quad (6)$$

$$F_F = k \cdot x \quad (7)$$



Hierin steht m für die Masse des Schwingers, a für die Beschleunigung, d für den Reibungskoeffizienten, v für die Geschwindigkeit, k für die Steifigkeit der elastischen Aufhängung und x für die Auslenkung des Stapes. Da die Bewegung des Systems nur im eingeschwungenen Zustand gemessen wird, bietet sich eine Beschreibung durch komplexe Zeiger an. Diese werden im Folgenden fett gesetzt. ω bezeichnet die Kreisfrequenz. Die Gleichungen 5 bis 7 gehen damit unter Verwendung des Symbols i für die imaginäre Einheit über in:

$$\mathbf{F}_M = m \cdot i \omega \mathbf{v} \quad (8)$$

$$\mathbf{F}_D = d \cdot \mathbf{v} \quad (9)$$

$$\mathbf{F}_F = k \cdot \mathbf{v} / i \omega \quad (10)$$

Für die Gesamtkraft \mathbf{F} erhält man den im Komplexen linearen Zusammenhang:

$$\mathbf{F} = (i \omega \cdot m + d + k / i \omega) \mathbf{v} \quad (11)$$

Und nach der Geschwindigkeit \mathbf{v} aufgelöst und durch \mathbf{F} dividiert ergibt sich

$$\mathbf{v} / \mathbf{F} = (i \omega \cdot m + d + k / i \omega)^{-1} \quad (12)$$

Der Quotient aus \mathbf{v} und \mathbf{F} zeigt den typisch resonanzartigen Verlauf über der Frequenz ω . Für kleine und große Frequenzen verschwindet \mathbf{v} und in einem mittleren Frequenzbereich, in welchem die Anteile $i\omega \cdot m$ und $k/i\omega$ entgegengesetzt gleich groß werden und sich dadurch wegheben, wird die Geschwindigkeit maximal.

Gleichung (12) lässt sich durch die Messung des Quotienten \mathbf{v} / \mathbf{F} bei verschiedenen Frequenzen ω zu einem System linear unabhängiger Gleichungen erweitern, aus welchen die unbekannt Parameter des Systems m, d, k zu bestimmen sind. Da im vorliegenden Fall die absolute Größe der Kraft nicht bekannt war, und dadurch \mathbf{v} / \mathbf{F} nur bis auf einen Faktor durch Gleichung (12) festgelegt wird, wurde, um diese Unbestimmtheit zu eliminieren, die Masse m durch eine Wägung bestimmt. Dieser Unbestimmtheit Rechnung tragend wurde für die Auswertung der Gleichung (12) diese in die dimensionslose Form (13) überführt,

$$v / v_0 = 1 / (i\omega/\omega_0 + 2D + \omega_0/i\omega), \quad (13)$$

wobei die beiden neuen Größen ω_0 und D eingeführt wurden. ω_0 bezeichnet die Resonanzfrequenz des Systems und D den dimensionslosen Dämpfungsgrad.

$$\omega_0^2 = k / m \quad (14)$$

$$D = d / 2m\omega_0 \quad (15)$$

Das Tripel v_0 , ω_0 und D wurde durch Anpassung der theoretischen Resonanzkurve (13) an die gemessene Übertragungsfunktion berechnet (Waller, 1989). Hierzu wurden die nicht linearen Anpassungsalgorithmen der PC Software Mathcad 5.0 der Firma MathSoft benutzt.

4.3 Beschreibung der Fußplattengeometrie

Die Umrisslinie der Fußplatte verläuft krummlinig, sodass sich deren Länge nur mit etwas Aufwand bestimmen lässt. In dieser Arbeit wird dem Ansatz der Infinitesimalrechnung folgend die Länge der Umrisslinie durch einen Polygonzug aus stückweise geraden Strecken, deren Endpunkte auf der untersuchten Umrisslinie liegen, approximiert. Die Summe über die Länge aller Streckenzüge ergibt dann ein angenähertes Maß für die Länge der Berandung der Fußplatte. Ist der Kurvenverlauf durch eine genügend glatte Funktion vorgegeben und werden die Längen der einzelnen Streckenzüge kleiner und kleiner gemacht, so konvergiert das Verfahren gegen die wahre Länge der Kurve.

Die direkte Übertragung dieses Verfahrens auf das vorliegende messtechnische Problem ist mit einigen Nachteilen verbunden. Zunächst ist die Messung vieler kleiner Strecken aufwendig. Zum Zweiten gilt es bei der Wahl der Streckenlängen einen guten Kompromiss zu finden, weil eine reale Messung immer mit Messfehlern behaftet ist und der Beitrag dieser Messfehler mit der

Anzahl der summierten Teilstrecken wächst. Zu klein gewählte Strecken würden daher zu einem völlig unbrauchbaren Ergebnis führen.

Die angeführten Nachteile lassen sich umgehen, wenn man einen Zwischenschritt einführt und die Umrisslinie durch eine glatte Kurve approximiert. Die Form der Fußplatte gleicht näherungsweise einer eingedrückten Ellipse. Jeder beliebige Punkt P auf dem Umfang lässt sich durch zwei rechtwinklige Koordinaten x, y beschreiben. Für die Beschreibung der Umrisslinie wurde die Parameterform gewählt. Anstelle der gewohnten Funktionsgleichung $y = F(x)$ erhält man zwei Gleichungen

$$x = x(\varphi); y = y(\varphi) \quad (16)$$

welche jeden Punkt auf der Umrisslinie in Abhängigkeit von einer Hilfsvariablen φ , dem Parameter, darstellen. Für eine Ellipse gilt:

$$x = a \cos(\varphi); \text{ und } y = b \sin(\varphi) \quad (17)$$

In dieser Form zeigt sich die Verwandtschaft der Ellipse mit einem Kreis. Jeder Punkt auf dem Kreis wird so weit verzerrt, bis er auf dem entsprechenden Punkt der Ellipse zu liegen kommt. Um die Form der Fußplatte zu approximieren, wurden diese Gleichungen leicht abgeändert und die Konstante b durch eine wenig veränderliche Funktion, ein Polynom in x, ersetzt.

Mit Polynomen 3. Grades wurde eine Genauigkeit der Approximation von einigen Prozent erreicht, eine in unseren Augen ausreichende Präzision. Die im Anhang aufgeführten Parameter beziehen sich auf die nachfolgend gegebene Darstellung eines Randpunktes (x, y) der Fußplatte mit

$$(x; y) = a^* (\cos(\varphi) ; P(x) \sin(\varphi)). \quad (18)$$

$2*a$ steht für die Länge des größten Durchmessers, x für die x-Koordinate und $P(x)$ für das Polynom 3. Grades:

$$P(x) = c_3 x^3 + c_2 x^2 + c_1 x^1 + c_0$$

Die Längsachse der Fußplatte fungiert als x-Achse. Die y-Achse steht hierzu senkrecht und halbiert den von der x-Achse ausgeschnittenen Durchmesser.

Die Fußplatte ist im Allgemeinen zur Längsachse unsymmetrisch, daher erschien es vorteilhaft, die Umrisse der oberen und unteren Hälfte getrennt zu approximieren (Tabelle 6, im Anhang).

5 Material, Messaufbau und Messdurchführung

Die Untersuchung teilte sich in mehrere Schritte auf. Zunächst wurden die Felsenbeine präpariert, dann folgte die Messung der Übertragungsfunktion im Bereich der Resonanzfrequenz. Anschließend wurden die Stapedes freipräpariert, gewogen und ihre Fußplattenform vermessen. Den Messungen schloss sich die Verarbeitung der Daten am PC an.

5.1 Material

Die Messungen wurden an menschlichen Felsenbeinen durchgeführt. Die Felsenbeine waren vor der Präparation und zwischen den einzelnen Messungen bei -20°C in einem handelsüblichen Gefrierschrank eingefroren. Insgesamt wurden 20 Felsenbeine präpariert, welche fortlaufend von 1-20 durchnummeriert wurden. An allen 20 Felsenbeinen konnte die Stapes-Schwingung gemessen werden.

Die Luxation aus dem Ringband gelang nicht bei allen Präparaten problemlos. Deshalb wurden die Stapedes, nachdem sie aus dem ovalen Fenster herausgelöst waren, nochmals unter dem Mikroskop auf Schäden untersucht. 5 Stapedes waren nach der Entfernung aus dem Felsenbein beschädigt. Die Fußplatten der Felsenbeinpräparate mit den Nummern 2, 4 und 5 zeigten Absprengungen. Diese wurden für die folgenden Messungen nicht mehr berücksichtigt. Die beiden Präparate mit den Nummern 13 und 19 wiesen nach dem Entfernen aus dem Ringband eine Querfraktur in der Fußplatte auf, so dass die Länge der Fußplatte nicht genau zu bestimmen war.

5.1.1 Präparation der Felsenbeine

Die Felsenbeine wurden zunächst von außen anhaftender Haut, Fett und Muskelgewebe befreit. Es wurde besonders darauf geachtet, dass die innen anliegende Hirnhaut vollständig bis auf den Knochen entfernt wurde. Dieses Vorgehen ist ratsam, damit bei der Präparation die Schnittflächen der Bohrer und Fräser nicht durch Gewebestückchen verstopft werden.

Am Grat des Felsenbeins beginnend wurde der Knochen, an einer Vorwölbung etwas lateral des Ausgangs aus dem inneren Gehörgang mit einem Walzenbohrer nach kaudal abgefräst. Der Knochen wurde schichtweise so weit abgetragen, bis in der Tiefe das Vestibulum eröffnet wurde. Auf dessen Boden war die Stapesfußplatte zu sehen. Unter Sicht konnte die Öffnung nun so weit aufgebohrt werden, bis die Fußplatte für die Messung mit dem Laser gut zugänglich war.

Anschließend wurde der medial des Vestibulums liegende Anteil des Felsenbeins mit einem Sicherheitsabstand von etwa 5 Millimetern zur Stapesfußplatte mit einer Säge entfernt.

Im nächsten Schritt wurde vorsichtig von der Schnittfläche weiter nach lateral in Richtung der Paukenhöhle präpariert. Eine zunächst kleine Öffnung in der Paukenhöhle wurde für einen besseren Zugang vorsichtig erweitert.

Für die Messung am Stapes mussten Hammer, Amboss und Trommelfell entfernt werden. Hierbei bestand die Gefahr, das Stapesringband durch eine zu starke Bewegungen der anderen Ossikel zu dehnen. Aus diesem Grund wurde zunächst das Amboss-Steigbügelgelenk durchtrennt, so dass zwar der Stapes von der übrigen Kette isoliert, aber noch durch die Sehne des M.stapedius stabilisiert war.

Um die Ossikel leichter entnehmen zu können wurde auch die frontale Paukenhöhlenwand eröffnet. Hammer und Amboss wurden vorsichtig aus ihren Bandführungen luxiert und zusammen mit dem Trommelfell entfernt.

Nun konnte ohne größeres Risiko für das Stapesringband auch die Sehne des M. stapedius durchtrennt werden. Lose Teile der um den Stapes liegenden Schleimhaut wurden abpräpariert.

Danach wurde auf den Stapeskopf eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 1 mm und einer Masse von 2,0 mg mit Sekundenkleber aufgeklebt. Diese Kugel diente der Übertragung der elektrostatischen Kräfte auf den Stapes. Durch die Verklebung konnte eine starre Verbindung mit dem Stapesknochen geschaffen werden. Andernfalls bestünde die Gefahr, da die Kraft oberflächlich einwirkt, dass lose Schleimhaut und Knorpelfetzen zu Artefakten führten. Die direkte Einleitung der Kraft über die Kugel auf den Knochen vermeidet dieses Risiko.

Ein weiterer Vorteil der aufgeklebten Kugel besteht in der vergrößerten Masse des Stapes-Stahlkugelsystems. Die Masse des Stapes ist wegen des nur schwer zu fassenden Wasseranteils nur ungenau zu bestimmen, die Masse der Stahlkugel ist dagegen gut definiert. Die Masse des Stapes-Stahlkugelsystems ließ sich daher mit einem kleineren relativen Fehler bestimmen als dies für den Stapes allein möglich gewesen wäre.

Abschließend wurde noch, damit das Präparat im Manipulator festgeschraubt werden konnte, ein 4 mm großes Loch in die Temporalschuppe gebohrt.

5.2 Messanordnung

Als Messtisch wurde ein schwerer, 18 cm breiter und 51 cm langer Doppel-T-Träger aus Eisen verwendet, der gleichzeitig als Plattform für die Befestigung des Laservibrometers und der Felsenbeine diente. Die Felsenbeinpräparate wurden in der Aufnahme eines dreiachsigen Manipulators mit einer Rändelschraube festgeschraubt. Durch die drei Antriebe konnten die Felsenbeine unter Kontrolle eines Zeiss-Operationsmikroskops bequem und präzise in den Fokus des Laserstrahls gebracht werden. Für die Halterung und Positionierung der Anregungselektrode wurde ebenfalls ein dreiachsiger Manipulator verwendet.

Die für die Anregung benutzte Spannung wurde von dem integrierten Signalgenerator des Dual Channel FFT Analyzer der Firma Ono Sokki, Modell CF-910, erzeugt und über einen handelsüblichen Audioverstärker für die nachgeschaltete, im Eingang niederohmige Transformator-Kette verstärkt. Die Kette aus fünf Transformatoren bewirkt zweierlei. Zum einen transformiert sie

die Wechsellspannung in die Höhe und zum anderen kann diese damit erdfrei auf die Gleichspannung aus einem regelbaren Hochspannungsnetzteil mit einseitig geerdetem Ausgang aufaddiert werden.

Die Schwingungen des Stapes wurden mit einem Laser-Vibrometer der Firma Polytec gemessen. Es besteht aus dem optischen Kopf und einem Signalprozessor. Der optische Kopf, Modell OFV-302, sendet und empfängt den Laserstrahl zur Schwingungsmessung. Um den Focusabstand zum Präparat zu verkleinern, wurden zwischen Objektiv und Interferometer Zwischenringe, wie sie für Fotoapparate gebräuchlich sind, eingesetzt. Durch den kleineren Abstand vergrößert sich der Raumwinkel für die Aufnahme des reflektierten Laserlichtes, sodass auch an nicht stark reflektierenden Flächen problemlos gemessen werden kann. Für die Messungen am Stapes wurde ein Abstand von etwa 10 cm gewählt.

Der Signalprozessor, Modell OFV-3000, demoduliert das vom Messkopf kommende Signal und liefert eine zur Schwingungsgeschwindigkeit proportionale Ausgangsspannung.

Das elektrische Ausgangssignal des Vibrometers wird zur Weiterverarbeitung in den Y-Eingang des FFT-Analysators eingespeist. Über den zweiten Eingang, den X-Eingang, wurde über einen kompensierten Abschwächer die Anregungsspannung gemessen, sodass die gemessene Geschwindigkeit der Schwingung auf die Anregungsspannung bezogen werden konnte. Diese Normierung führte der Waveanalyser automatisch durch. Für jeden eingestellten Frequenzwert wurden 8-16 Einzelmessungen gemittelt.

Gesteuert wurde der FFT-Analysator über den IEC-Bus durch einen PC (Abb. 2). Die Bedienung erfolgte über eine grafische Oberfläche. Vor den Messungen konnten die untere und obere Grenze für den abzutastenden Frequenzbereich zusammen mit der Schrittweite festgelegt werden. Der Fortgang der Messung konnte in einem Fenster verfolgt werden. Je nach Auswahl konnte der Amplituden- oder Phasenverlauf dargestellt werden. In eigenen Anzeigefeldern wurden die Werte für Frequenz, Amplitude, Phase und Kohärenz angezeigt. Nach Abschluss der Messung konnten die Daten zur weiteren Verarbeitung auf Diskette abgespeichert werden.

5.3 Messdurchführung

5.3.1 Schwingungsmessungen

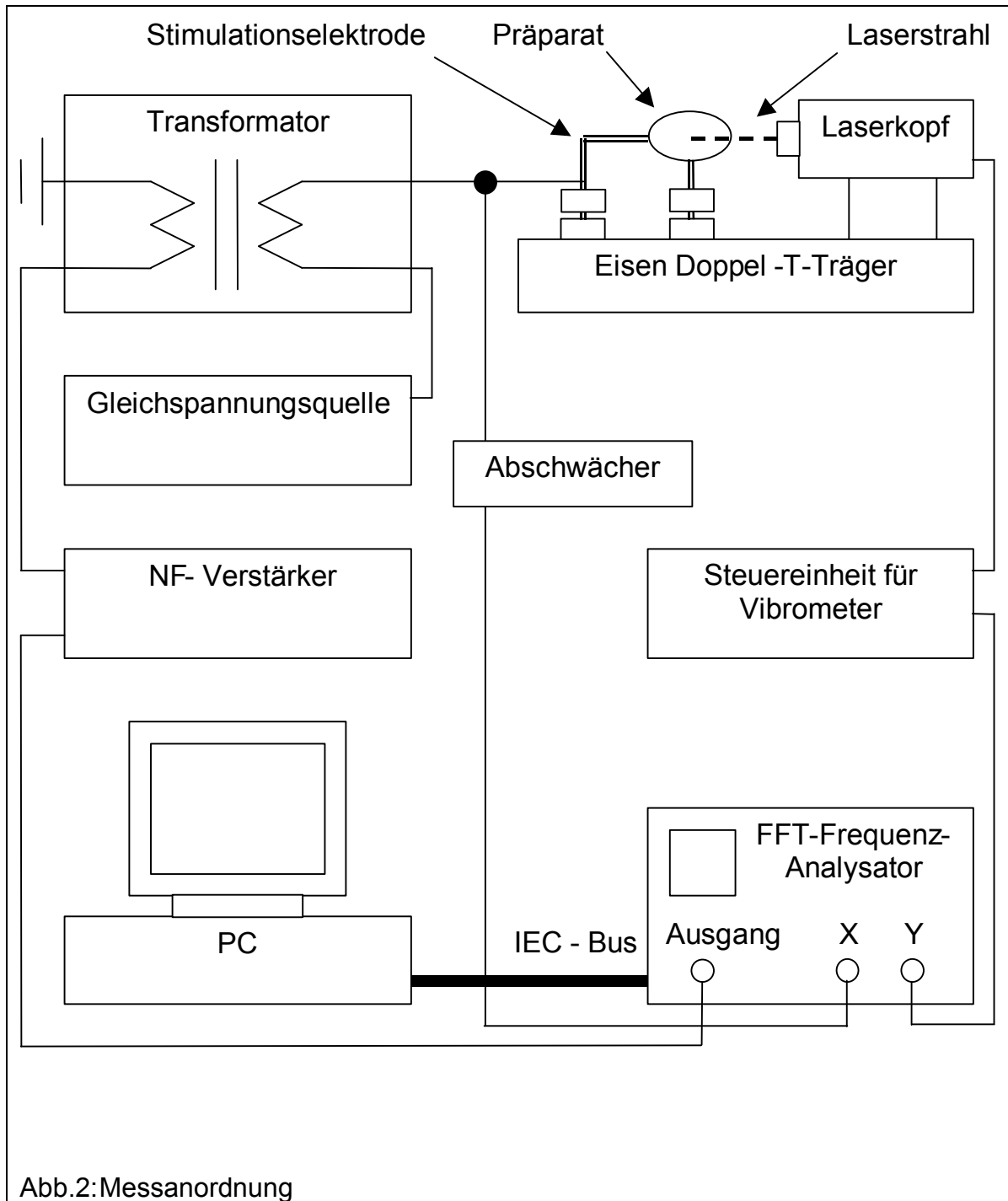


Abb.2: Messanordnung

Vor Messbeginn wurden die Präparate in eine durchsichtige Plastiktüte eingeschlagen, damit sie während der Messung nicht austrockneten. Die zu messenden Felsenbeinpräparate wurden, wie bereits beschrieben, an einem dreiachsigen Manipulator befestigt. Die cochleäre Seite der Fußplatte wurde zunächst durch Drehen der Einspannvorrichtung senkrecht zum Laserstrahl ausgerichtet. Danach wurde der Messpunkt auf die Mitte der Fußplatte einjustiert und der optimale Abstand zum Laservibrometer hergestellt. Die Einjustierung der Mitte wurde mit dem OP-Mikroskop kontrolliert.

Die Anregungselektrode wurde von der Stapeskopfseite bis auf etwa 100 μ an die Stahlkugel auf dem Stapeskopf herangeführt. Sie sollte in Schwingungsrichtung des Stapes über dem Stapeskopf liegen. Durch geringfügige Veränderungen der Position wurde versucht, eine möglichst große Amplitude der Schwingung zu erzielen. Diese Einstellmessungen wurden bei einer frei wählbaren Frequenz durchgeführt.

Nach optimaler Einstellung des Präparates wurde eine grobe, orientierende Messung durchgeführt. Aus der auf dem Bildschirm dargestellten Übertragungsfunktion wurde die Resonanzfrequenz abgeschätzt und ein angemessener, in etwa symmetrischer Frequenzbereich um die Resonanzfrequenz für die eigentliche Messung festgelegt.

Für die nun folgende Messung der Stapesschwingungen wurden kleine, feiner auflösende Frequenzschritte von etwa 100 Hz gewählt. Diese Schrittweite schien ein angemessener Kompromiss zwischen der Zeitdauer für eine Messung und der Genauigkeit für die Bestimmung der Resonanzfrequenz und Anpassung einer Resonanzkurve an die Messdaten zu sein. Wie bereits erwähnt, wurde der Fortgang der Messung an der Darstellung der Messpunkte auf dem PC-Bildschirm kontrolliert. Nach jeder Messreihe wurden die Daten auf Diskette gespeichert. Für die weitere Bearbeitung wurden die Daten in Mathcad geladen. Dieses PC-Programm stellte die notwendigen Algorithmen zur Anpassung der in ω nichtlinearen Resonanzfunktion an die Messdaten bereit. Minimiert wurde die Summe der Abweichungsquadrate.

5.3.2 Bestimmung der Form der Fußplatte

Die Form der Fußplatte wurde in mehreren Schritten bestimmt. Dazu wurden die Stapedes aus den Felsenbeinen entnommen. In einem ersten Schritt wurden die Fußplatten fotografiert. Dazu wurden die Stapedes auf dem Aufnahmetisch mit ein wenig Knetmasse in aufrechter Position gehalten, so dass sie senkrecht zur Aufnahme richtung standen. Diese Einstellung wurde per Augenmass kontrolliert und nötigenfalls korrigiert. Die Knetmasse wurde farbig gewählt, so dass deren blaue Farbe einen guten Kontrast zur gelblichen Fußplatte bildete. Die Aufnahmen wurden mit einem handelsüblichen Fotoapparat, Contax RTS, in Verbindung mit einem OP-Mikroskop der Firma Zeiss gemacht. Die Kamera war über eine Zeiss-Winkeloptik angeflanscht. Das Mikroskop erlaubte eine formatfüllende Vergrößerung bei guter Bildschärfe. Optimale Ergebnisse brachte der in der klinischen Routine bewährte Diafilm, Fujitsu 160 für Kunstlicht. Damit die Bilder nicht verwackelten, wurde der Fotoapparat über einen Fußschalter ausgelöst. Die Abbildungen wurden als Dias entwickelt und zur weiteren Verarbeitung in den PC eingescannt.

Für die weitere Bearbeitung der Abbildungen am PC wurde ein kleines Visual Basic Programm benutzt. Der Rand der Fußplatte wurde einem radialem Gitter folgend in 10 Gradschritten mit der Maus angeklickt. Bei jedem Klick wurden die Mauskoordinaten vom Computer übernommen und gespeichert. Nachdem der Umfang auf diese Weise abgescannt worden war, wurden die x, y-Koordinaten für die 36 auf dem Umfang liegenden Punkte für jeden Stapes in einer Datei gespeichert. Diese Daten konnten dann in Mathcad eingelesen und für die Berechnung der Form und des Umfangs der Fußplatten genutzt werden. Wie weiter oben beschrieben, wurde die Umrisslinie der Fußplatten durch glatte, mathematische Funktionen approximiert. Die Genauigkeit der Approximation lag mit Ausnahme des Felsenbeins Nr. 11 bei 1-2%. Bei diesem Felsenbein geht die Berandung der Fußplatte auf der einen Seite mit einem scharfen Knick von der Längsrichtung in die Querrichtung über. Wegen dieser einen Fußplatte wollten wir nicht auf Polynome höheren Grades zur Approximation ausweichen.

Die mathematische Beschreibung der Fußplatte erlaubt, die Form der Fußplatte komprimiert darzustellen und erleichtert es, aus den gemessenen Daten den Umfang zu berechnen.

5.3.3 Bestimmung der Fußplattenabmessungen

Die Aufnahmen der Fußplatte geben zwar deren Umrisse wieder, aber nicht die absoluten Abmessungen. Die absoluten Maße der Fußplatte wurden mit einem Messmikroskop der Firma Leica, Modell VMM 50, bestimmt, dessen optische Auflösung bei einem Mikrometer liegt. Im Okular war ein Fadenkreuz zur genauen Positionierung des Objektes und zum einfachen Abfahren einzelner Messpunkte angebracht. Der Messtisch konnte über zwei Feintriebe bewegt werden. Die Größe der Verschiebung des Tisches wurde digital angezeigt, wobei die Anzeige an einer beliebigen Stelle auf Null zurückgesetzt werden konnte. Auch hier wurden die Stapedes in gleicher Weise wie bei den fotografischen Aufnahmen durch Knetmasse fixiert. Die Fußplatte wurde so ausgerichtet, dass die Richtung der maximalen Ausdehnung mit der Querbewegung des Tisches zusammenfiel. Gemessen wurden Länge und Breite der Fußplatte, die Breite in der Mitte der Längsachse.

5.3.4 Stapeswägungen

Die Berechnung der Ringbandsteifigkeiten setzt wie beschrieben die Kenntnis der Masse der Stapedes voraus. Die Wägung wurde unter ähnlichen Bedingungen, wie sie während der Schwingungsmessungen herrschten, vorgenommen. Um dies zu erreichen, wurden die Stapes vor der Wägung zusammen mit einem befeuchteten Wattestreifen in einem luftdicht zu verschließenden Pipetiergefäß aufbewahrt.

Die Wägung wurde mit einer elektrischen Analysen- und Präzisionswaage der Firma Sartorius (Modell Sartorius Basic BA 210 S) mit einer Messgenauigkeit

von $\pm 0,0001\text{g}$ durchgeführt. Die Waage kalibrierte sich automatisch. Der jeweilige Stapes wurde direkt vor dem Wiegen aus dem Pipetiergefäß mit dem angefeuchteten Wattestreifen entnommen und in ein neues, trockenes Pipetiergefäß gegeben. Das Gefäß wurde luftdicht verschlossen und gewogen. Anschließend wurde das leere Behältnis gewogen und das Gewicht aus der Differenz beider Wägungen berechnet.

6 Ergebnisse

6.1 Ergebnisse der Schwingungsmessungen

Der Verlauf der Übertragungsfunktion wurden an 20 Felsenbeinpräparaten gemessen. Abb.3 und Abb.4 zeigen einen typischen Amplituden- und Phasengang, wie er an den Präparaten gemessen wurde, hier am Beispiel von

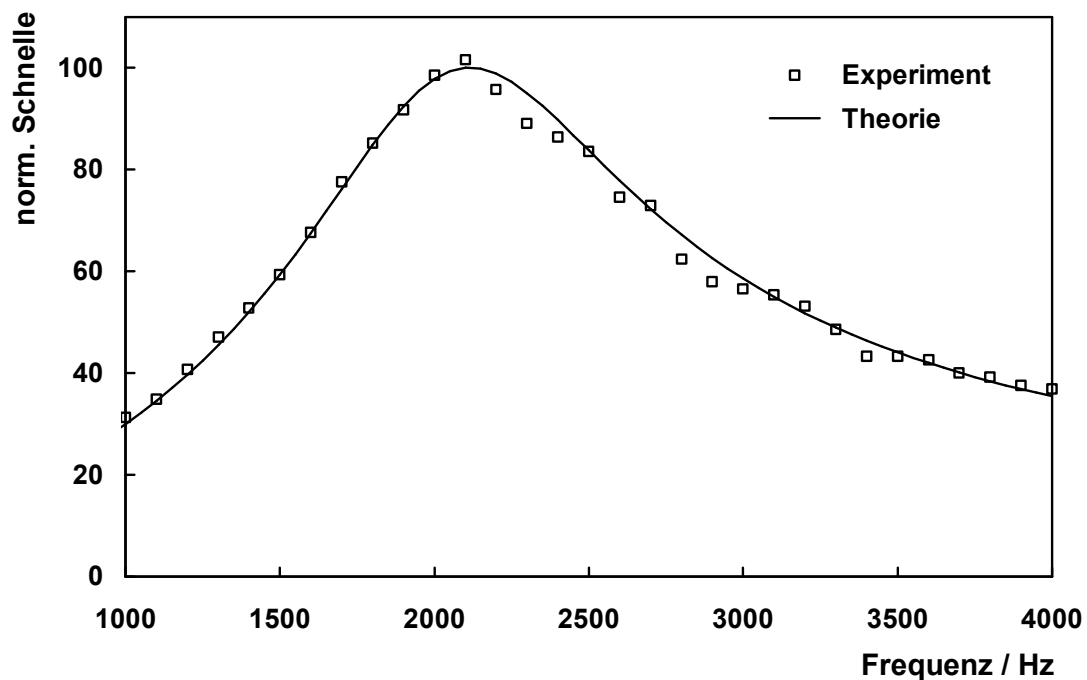


Abb.3: Amplitudenverlauf der Schwingung an Stapes 11

Präparat 11. In den Abbildungen sind die berechneten Resonanzkurven bereits mit eingetragen. Abb.3 zeigt den Amplitudenverlauf. In Y-Richtung ist die Amplitude der normierten Schnelle über der auf der X-Achse aufgetragenen Frequenz dargestellt. Die Resonanzfrequenz liegt in diesem Beispiel bei etwa

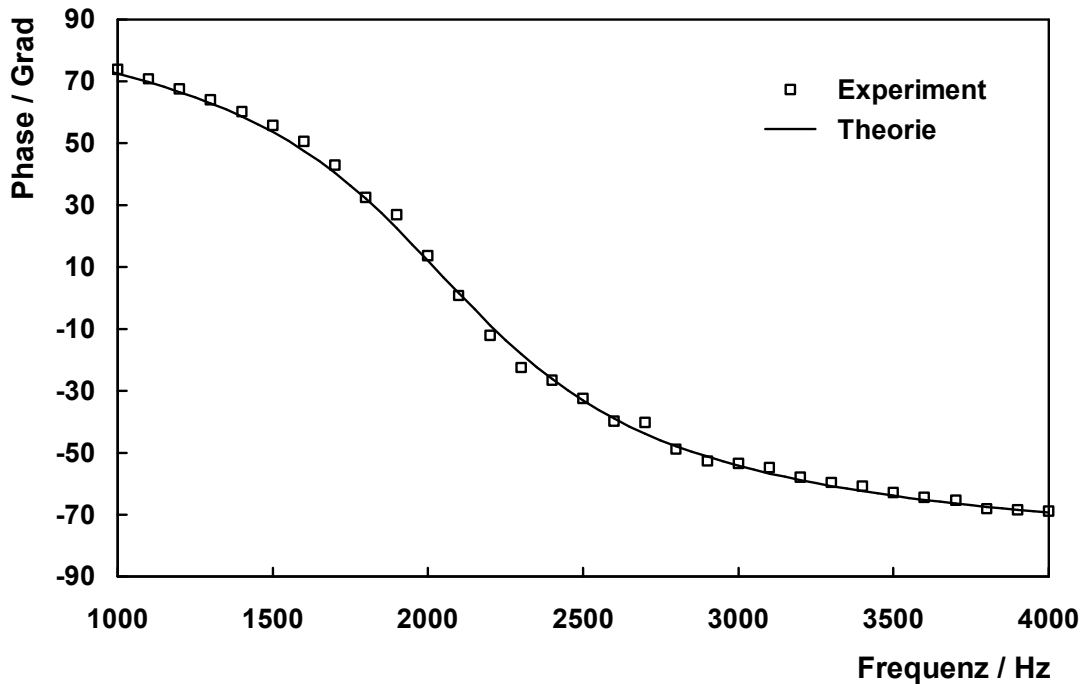


Abb.4: Phasengang der Schwingung an Stapes 11

2100 Hz.

Die einzelnen Messwerte liegen 100 Hz auseinander. Abb. 4 zeigt den Phasengang des gleichen Präparates. Die Phase variiert wie erwartet asymptotisch zwischen $+90^\circ$ bis -90° . Offensichtlich beschreibt das zugrunde gelegte Modell die gemessenen Daten in befriedigender Weise. Lediglich im Bereich um 200 Hz wurden Andeutungen einer zusätzlichen Resonanz unbekannter Genese gesehen.

6.2 Messwerte für die Stapes-Massen

Die Masse der Stapedes mit Stahlkugel und Kleber variiert in der untersuchten Stichprobe in einem Bereich von 3,6 bis 5,9 mg (Tabelle 1). Diese Werte wurden für die Berechnung der Steifigkeiten benutzt.

Stapes	Masse	
	Stapes mit Kugel	Stapes ohne Kugel
1	4,5	2,5
3	4,6	2,6
6	4,6	2,6
7	4,8	2,8
8	3,9	1,9
9	4,9	2,9
10	5,4	3,4
11	5,0	3,0
12	3,6	1,6
13	5,9	3,9
14	5,1	3,1
15	5,0	3,0
17	4,0	2,0
18	4,4	2,4
19	4,7	2,7
20	4,6	2,6

Tabelle 1: Masse der Stapedes

Von den gemessenen Massen der Stapes-Stahlkugel-Systeme wurden 2 mg für die Masse der Stahlkugel abgezogen, die Masse des ausgetrockneten Klebers wurde vernachlässigt. Die Masse der Stapedes variierte zwischen 1,6 und 3,9 mg. Auch diese Werte sind in Tabelle 1 wiedergegeben. Die Massen der 16 gewogenen Präparate verteilen sich um einen Mittelwert von etwa 2,7 mg mit einer Standardabweichung von 0,6 mg.

6.3 Werte für die Steifigkeit des Ringbandes

Die Steifigkeit des Ringbandes wurde aus der Resonanzfrequenz ω_0 und der Stapesmasse nach Gleichung 14 errechnet. Der Mittelwert aus 17 Messungen beträgt 1238 N/m bei einer Standardabweichung von 970 N/m. Bei den Präparaten mit der Nummer 1 und 19 wurden mit 4521 N/m und 2404 N/m sehr große Werte für die Steifigkeit gemessen (Tabelle 2). Diese Werte liegen, gemessen an der Standardabweichung der Restwerte, so weit vom Mittelwert entfernt, dass pathologische Veränderungen unterstellt werden dürfen. Ohne diese beiden 'Ausreißer' ergibt sich ein weit engeres Spektrum für die Steifigkeitswerte. So verringert sich der Mittelwert auf etwa 940 N/m und die Standardabweichung auf 350 N/m.

Wie der nahezu lineare Verlauf der bereinigten Werte im Wahrscheinlichkeitsnetz (Abb. 5) zeigt, sind die Steifigkeitswerte annähernd normalverteilt. Auf der X-Achse, deren Maßstab entsprechend einer Normalverteilung verzerrt ist, sind die Werte der geschätzten Summenhäufigkeit in Prozent, auf der Y-Achse die zugehörigen Steifigkeiten in N/m abgetragen.

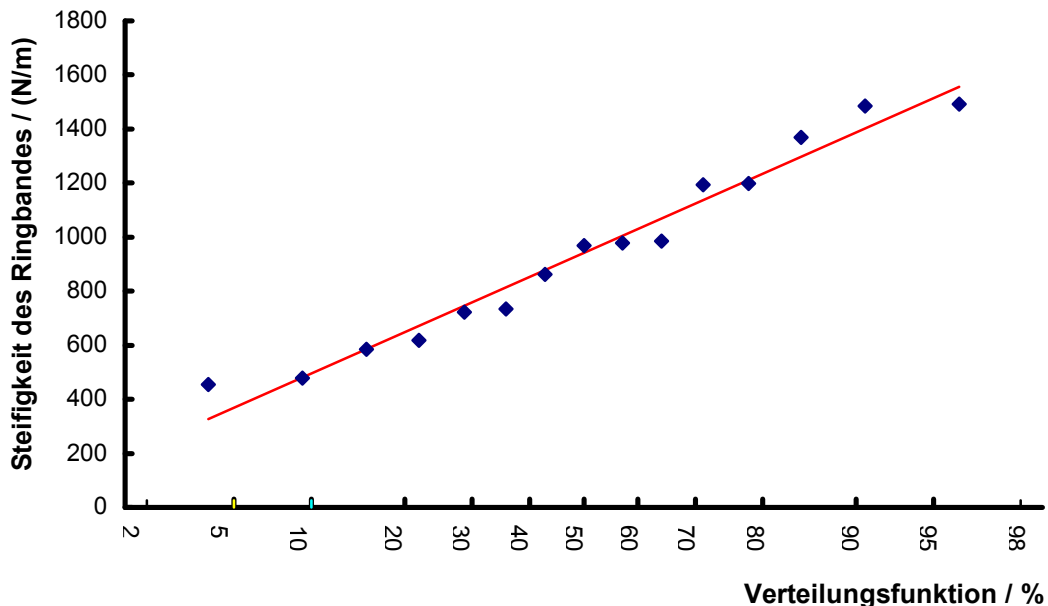


Abb.5: Verteilung der Steifigkeitswerte im 'Gaußpapier'

Stapes	Masse / mg	Freq / Hz	Steifkeit / (N/m)
1	4,50	5045	4522
3	4,60	2330	986
6	4,60	2010	734
7	4,80	2800	1486
8	3,90	2520	978
9	4,90	2660	1369
10	5,40	1840	722
11	5,00	2090	862
12	3,60	2085	618
13	5,90	2040	969
14	5,10	1540	478
15	5,00	2460	1195
16	5,40	2645	1491
17	4,00	1925	585
18	4,40	1620	456
19	4,70	3600	2405
20	4,60	2570	1200
Mittelwert	4,73	2458	1238
Standardabw.	0,58	832	973

Tabelle 2: Masse, Resonanzfrequenz und Steifigkeit der Stapedes und Ringbänder

6.4 Werte für den Dämpfungsgrad des Ringbandes

Als dimensionslose Größe ist der Dämpfungsgrad leichter anschaulich zu interpretieren als der Dämpfungskoeffizient. Aus diesem Grund werden hier die Werte für den Dämpfungsgrad wiedergegeben. Der Zusammenhang zwischen beiden Größen ist durch Gleichung 15 gegeben. Werte größer als 1 für den Dämpfungsgrad ergeben sich für aperiodisch gedämpfte Schwinger. Schwinger mit Werten kleiner 1 schwingen periodisch aus. Im periodischen Fall ist der Dämpfungsgrad direkt mit dem Dekrement, der Abnahme der Schwingungsamplitude innerhalb einer Schwingungsperiode, verknüpft. In der untersuchten Stichprobe liegen alle Werte für den Dämpfungsgrad unter 1. Der Mittelwert liegt bei 0,38. Bei diesem Wert für den Dämpfungsgrad beträgt die

Restamplitude nach einer Schwingung etwa 12 %. Die Einzelwerte sind in Tabelle 3 wiedergeben. Sie streuen um 0,09 oder 22 %.

Stapes	Dämpfungsgrad	Restamplitude nach 1 Schwingung
1	0,40	0,08
3	0,45	0,06
6	0,39	0,09
7	0,21	0,27
8	0,51	0,04
9	0,33	0,13
10	0,41	0,08
11	0,37	0,28
12	0,36	0,11
13	0,51	0,04
14	0,45	0,06
15	0,33	0,12
17	0,43	0,07
18	0,24	0,22
19	0,28	0,17
20	0,42	0,07
Mittelwert	0,38	0,12
Standardabw.	0,09	0,08

Tabelle 3: Dämpfungsgrade und Amplituden-Regression

6.5 Abmessung und Form der Stapesfußplatte

Bezüglich der Abmessungen der Stapesfußplatten fiel bei der Präparation auf, dass deren Längen und Breiten nur wenig variierten. Tabelle 4 zeigt die gemessenen Werte für die Länge und Breite der Fußplatten.

Bei der Entnahme der Stapedes aus den Felsenbeinen zerbrachen die Fußplatten der Stapedes mit den Nummern 2, 4, 5 und 16 soweit, dass sie nicht mehr vermessen werden konnten. Die entsprechenden Werte fehlen deshalb in der Tabelle. Bei der Kontrolle der anderen Fußplatten fanden sich Frakturlinien

an den Präparaten mit den Nummern 13 und 19. Bei diesen beiden Präparaten wurde deshalb nur die Breite gemessen. Diese Fußplatten konnten trotzdem für die Berechnung der Ringbandsteifigkeit im Bezug auf deren Umfang genutzt werden, da für die Berechnung des Umfanges nur ein absolutes Maß der Fußplattengröße notwendig ist.

Stapes	Längsachse [mm]	Querachse [mm]
1	2,63	1,07
3	2,76	1,24
6	3,00	1,47
7	2,77	1,49
8	2,83	1,21
9	3,19	1,31
10	2,69	1,25
11	3,22	1,43
12	2,80	1,12
13	zerbrochen	1,53
14	2,54	1,41
15	3,12	1,36
17	3,39	1,46
18	2,85	1,72
19	zerbrochen	1,50
20	2,93	1,26
Mittelwert x	2,91	1,37
Standardabw. s	0,25	0,17
s / x	8,6%	12,5 %

Tabelle 4: Länge und Breite der Fußplatten

Die Fußplatten weisen bezüglich ihrer Form eine breite Varianz auf. Es sind Formen von nahezu symmetrisch oval bis zu der eines menschlichen Fußabdruckes aufgefallen. Abbildung 6 zeigt die Fußplatte des Felsenbeinpräparates mit der Nummer 7. Hier kann man eine Form der

Fußplatte erkennen, wie man sie üblicherweise in Anatomiebüchern findet. Die offenen Quadrate markieren die Messpunkte. Die ausgezogene Linie zeigt den Verlauf der vom Rechner an die Messpunkte angepassten Kurve. Die Koeffizienten für die Polynome 3. Grades sind im Anhang in Tabelle 6 und Tabelle 7 aufgelistet.

Der maximale Fehler der gefitteten Kurve lag im Bereich von 2%. Diese Genauigkeit erschien uns ausreichend, besonders im Hinblick auf die Ungenauigkeiten beim Fotografieren und der Übernahme der Umrisse in den PC.

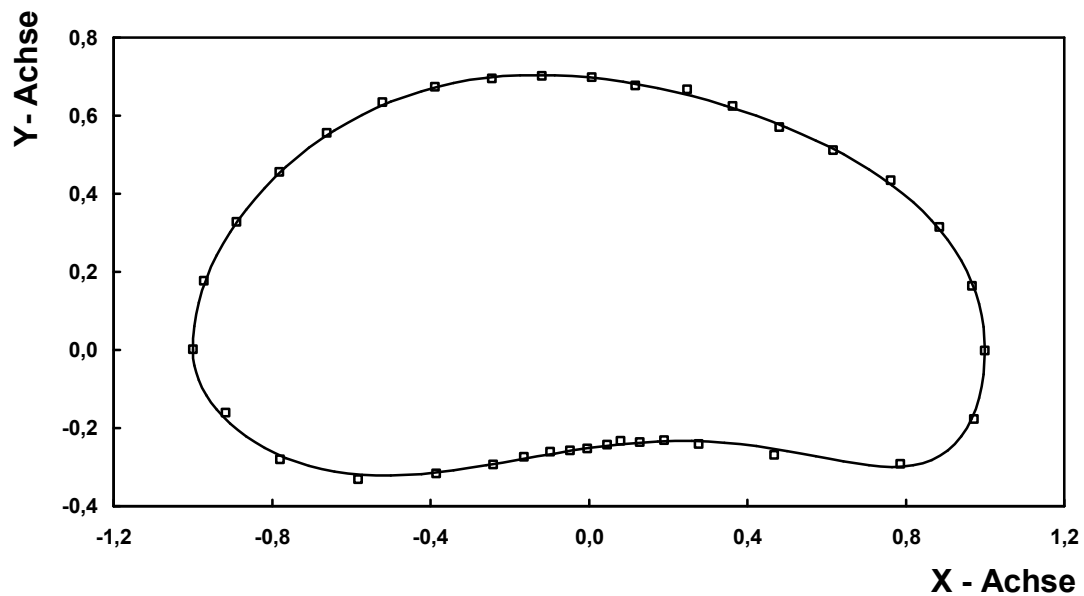


Abb. 6: Form der Stapesfußplatte 7 mit Messpunkten und approximierter Berandung

6.6 Korrelation zwischen Steifigkeit und Umfang der Fußplatte

Der Umfang der Fußplatten wurde bestimmt, weil ein Zusammenhang zwischen der Größe der Fußplatte und der Steifigkeit des Ringbandes nicht von vornherein ausgeschlossen werden konnte. Die unsystematischen Fluktuationen in den gemessenen Steifigkeiten ließen den Nachweis eines solchen Zusammenhangs aber schon bei Sichtung der Daten als

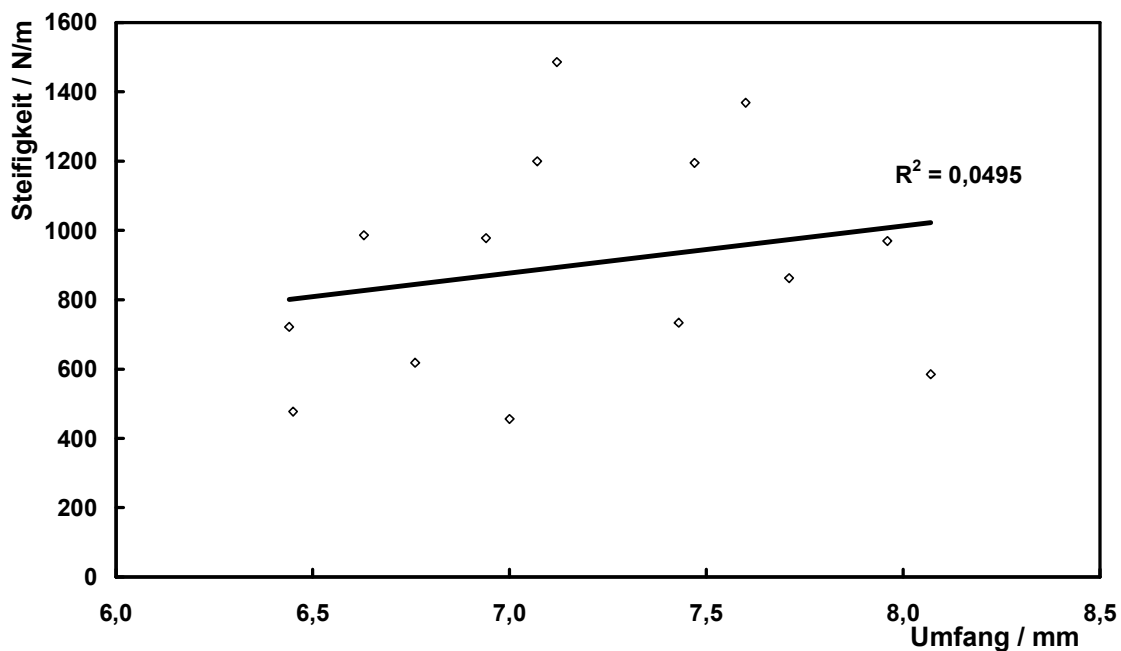


Abb. 7: Streudiagramm der Korrelation zwischen Steifigkeit und Umfang mit Regressionsgerade

unwahrscheinlich erscheinen.

Das entsprechende Streudiagramm mit beinahe horizontal verlaufender Regressionsgeraden ist in Abbildung 7 gezeigt. Der Umfang der Fußplatten vermag danach nur den vernachlässigbar geringen Anteil von 5 % in der Varianz der Steifigkeit erklären ($R^2 = 0,0495$).

7 Diskussion

Die hier durchgeführten Untersuchungen wurden an einem Teilsystem der Gehörknöchelchenkette, dem Stapes-Ringband-System, vorgenommen. Der Aufspaltung in Teilsysteme liegt die Vorstellung zu Grunde, das Gesamtsystem der Gehörknöchelchen könne aus mehreren Teilsystemen zusammengesetzt werden, wobei Messungen an den Teilsystemen einfacher und genauer auszuführen sind als am intakten Gesamtsystem. Zudem sind die an den Teilsystemen gewonnenen Messergebnisse weniger komplex, sodass sie leichter zu interpretieren und Fehler leichter zu erkennen sind. Es liegt selbstverständlich nahe, die Synthese der Teilsysteme in einem abschließenden Schritt auch am 'ungestörten' System des Mittelohres bei angekoppeltem Innenohr zu überprüfen.

Die Positionierung der Felsenbeinpräparate erfolgte manuell und wurde per Augenmass kontrolliert. Eine ungenaue Ausrichtung der Fußplatte führt zu einer fehlerhaften Messung der Ein- Auswärtsbewegung. Die manuelle Ausrichtung der Fußplatte kann laut Schede (1995) jedoch als ausreichend genau angenommen werden, da deutlich sichtbare Abweichungen von bis zu 10 Grad gemäß einer Cosinus-Funktion den Messwert nur um etwa 2 % verringern.

Die Anregungselektrode sollte mittig über der Stahlkugel und senkrecht zur Fußplatte ausgerichtet werden. Auch diese wurde per Augenmass einjustiert. Hier gilt gleichermaßen, dass die Kraftkomponente in Stapeslängsrichtung wie bei der Schwingungsmessung mit dem Cosinus des Winkels, der idealerweise 0° beträgt, abnimmt.

Die Elektrode sollte möglichst knapp über der Stahlkugel positioniert sein. Nah an der Elektrode sollte sie sein, damit schon bei möglichst kleinen Spannungen eine gute Anregung gewährleistet wird. Der Abstand durfte aber auch nicht zu klein gewählt werden, weil sich dann vermutlich wegen elektrischer Überschlüge das Signal-Rauschverhältnis wieder verschlechterte.

Die Kraftübertragung auf den Stapes erfolgte über die darauf festgeklebte Stahlkugel. So konnte eine starre Verbindung zur knöchernen Struktur des Stapes sichergestellt werden. Vorversuche hatten gezeigt, dass die oberflächlich angreifenden elektrostatischen Kräfte zu einer Relativbewegung zwischen Schleimhaut und Knochengüst führen können, wodurch ein Mehrkörpersystem mit zusätzlichen Eigenfrequenzen und komplexerer Übertragungsfunktion entsteht.

Mit den üblichen Messgeräten war es bisher schwierig und aufwendig, die winzigen Schwingungsamplituden der Gehörknöchelchen zu messen. Moderne Laser-Doppler-Vibrometer erleichtern diese Aufgabe ungemein. Die kommerzielle Verfügbarkeit zusammen mit einem tolerablen Preis der Laservibrometer führten zu einer neuerlichen Renaissance der Untersuchungen am Mittelohr. Für die Anwendung im Mittelohr ist es äußerst vorteilhaft, dass die Bewegung der nur wenige Milligramm schweren Knöchelchen berührungsfrei abgetastet werden kann.

Auch für die Anregung der Stapesbewegung war ein System mit gleich günstigen Eigenschaften wünschenswert. Es sollte sicher und leicht anzuwenden und die Kraft berührungsfrei übertragbar sein. Diese Bedingungen wurden von der benutzten elektrostatischen Anregung erfüllt. Ein weiterer Vorteil dieser Anregung liegt in der Unabhängigkeit der eingeleiteten Kraft von der anregenden Frequenz. Sie hängt im untersuchten Frequenzbereich, wie schon in Abschnitt 4.1 erwähnt, nur von der angelegten Spannung und nicht von der benutzten Frequenz ab.

Für die Schwingungsmessungen wurde ein lineares Modell für die kolbenförmige Bewegung des Stapes im Ringband zugrunde gelegt. In dem untersuchten Bereich um die Resonanzfrequenz approximiert die aus dem Modell abgeleitete Resonanzkurve den gemessenen Verlauf innerhalb der durch das Rauschen der Signale bestimmten Unschärfe. Indirekt wird damit

auch die Annahme, die Dehnung des Stapesringbandes könne durch das Hook'sche Gesetz beschrieben werden, bestätigt. Dies deckt sich mit Angaben in der Literatur, wonach das Ringband in dem für die Kommunikation relevanten Frequenz- und Schalldruckbereich eine lineare Beziehung zwischen Schalldruck und Auslenkung aufweist. Marchbanks und Martin fanden 1984, dass bis zu einer Amplitude von 5 μm von dieser Linearität ausgegangen werden kann. Kalb und Price bestätigen diese Ergebnisse. Sie geben den notwendigen Schalldruck für derartige Auslenkungen bei etwa 140 dB an. Bei den hier durchgeführten Messungen wurden Amplituden von etwa 100 nm verwendet. Auslenkungen in dieser Größenordnung werden durch mittlere Schalldrücke von 80 bis 90 dB hervorgerufen.

Für die Berechnung der Ringbandsteifigkeit wurde eine kolbenförmige Ein- und Auswärtsbewegung des Stapes zugrunde gelegt. Die Art der Aufhängung und die Geometrie der Fußplatte lassen keine starke Kopplung der ebenfalls möglichen Kippbewegungen mit der kolbenförmigen Ein- und Auswärtsbewegung erwarten. Die Richtung der anregenden Kraft wurde, wie bereits diskutiert, so gewählt, dass nur die Ein- und Auswärtsbewegung angeregt wurde. In diesem Sinne sorgte auch die Ausrichtung des Laserstrahls dafür, dass nur die Bewegungskomponente in Richtung der kolbenförmigen Schwingung gemessen wurde. Trotzdem wurde an einem Felsenbein geprüft, ob die Ein- und Auswärtsbewegungen tatsächlich frei von Kippbewegungen waren. Innerhalb der Messgenauigkeit konnten dabei keine Kippbewegungen festgestellt werden. Diese Sichtweise deckt sich auch mit Angaben in der Literatur, wonach Kippbewegungen erst bei sehr hohen Schalldrücken angeregt werden. Kauf et al. finden ebenfalls, dass die Kippbewegungen des Stapes über die Fußplattenachsen auch bei sehr hohen Schallpegeln klein bleiben.

Die Steifigkeit des Ringbandes wurde ebenfalls schon mehrfach beschrieben. Untersuchungen wurden sowohl an tierischen als auch an menschlichen Felsenbeinpräparaten durchgeführt. Lynch et al. fanden bei Katzenfelsenbeinen eine vergleichbar große Varianz. Die Messwerte reichten von 430 N/m bis 1240

N/m. Marchbenks und Martin ermittelten beim Menschen einen durchschnittlichen Wert von 720 N/m, Kalb und Price eine Ringbandsteifigkeit von 886 N/m. Diese Werte entsprechen, innerhalb der Fehlergrenzen, den vorliegenden. Die Durchschnittswerte liegen in der vorliegenden Arbeit zwar höher, einzelne Messergebnisse überlagern sich aber. Der Unterschied erweist sich als nicht signifikant. Marchbenks und Martin wählten ein besonderes Verfahren. Sie bestimmten die Steifigkeit des Ringbandes durch Manipulationen am Sehnenansatz des M. stapedius.

Kunz et al. experimentierten mit verschiedenen Gelatineproben und schlossen aus diesen Versuchen auf die Steifigkeit des Ringbandes. Als Referenzwert für die Ringbandsteifigkeit orientierten sie sich an den Arbeiten von Marchbenks und Martin. Der Wert von 720 N/m, den Marchbenks und Martin gemessen hatten, wurde als zu hoch bewertet. Sie argumentierten, dass die Messungen einige Zeit in Anspruch genommen hätten, während der das Ringband ausgetrocknet sein könnte, sodass zu hohe Steifigkeiten gemessen worden wären. Für ihre Berechnungen wählten Kunz et al. für die Ringbandsteifigkeit ein Elastizitätsmodul von 60000 N/m^2 , was nach ihren Berechnungen etwa 650 N/m entspricht. In der vorliegenden Arbeit wurden die Präparate vor den Messungen in eine Plastikfolie eingeschlagen und auf diese Weise vor Austrocknung geschützt.

	Lang	Bolz und Lim	Anson und Bast	Kunz et al.	Kirikae	Wengen et al.
Länge / mm (Mittel)	2,7	3,0	2,99	2,6	2,96	3,00
Breite / mm (Mittel)	1,5	1,1	1,41	1,2	1,33	1,37

Tabelle 5: Vergleich verschiedener Messungen (in Anlehnung an Kunz et al., 1995).

Form und Größe der Fußplatte wurden schon mehrmals beschrieben. Die hier gemessenen Mittelwerte entsprechen denen aus der Literatur. Auch die anatomische Varianz der Fußplattenform wurde schon von Sarrat et al. (1988) beschrieben (Tabelle 5).

8 Zusammenfassung

Die Gehörknöchelchenkette repräsentiert mit den drei elastisch gelagerten und gekoppelten Ossikeln ein sehr komplexes schwingungsfähiges System. Die Beziehung zwischen den messbaren Bewegungen und den spezifischen Eigenschaften der Systemkomponenten sind so komplex, dass es günstiger erscheint, die Systemparameter aus Messungen an Teilsystemen und nicht aus Messungen am 'ungestörten' Gesamtsystem abzuleiten. In diesem Sinne wurde hier beispielhaft das Schwingungsverhalten des Stapes-Stapesringband-Systems untersucht. Drei Parameter charakterisieren dieses System, die Stapesmasse, die Steifigkeit des Ringbandes und die mit der Dehnung des Ringbandes verbundene Dämpfung.

Die elektrostatische Anregung stellte in diesem Zusammenhang eine Neuerung dar. Sie bietet zwei große Vorteile, erstens, die Kraft wird berührungsfrei übertragen, und zweitens, die Größe der Kraft ist unabhängig von der anregenden Frequenz.

Die Reaktion des Stapes auf die anregende Kraft wurde ebenfalls berührungsfrei mit einem Laser-Doppler-Vibrometer in einem angemessenen Bereich um die Resonanzfrequenz gemessen.

Steifigkeit und Dämpfung des Ringbandes wurden aus der kolbenförmigen Ein- und Auswärtsbewegung des Stapes im ovalen Fenster ermittelt. Durch die Art der Anregung und der Messung wurden mögliche Kippbewegungen des Stapes

wirkungsvoll unterdrückt. Ein Einfluss auf die Messungen wurde nicht beobachtet. Auch im intakten Mittelohr stellen die erst bei hohen Schalldrücken auftretenden Rotationen um die Fußplattenachsen nur eine Modulation der eigentlichen Überträgerfunktion der Ossikelbewegungen vom Mittelohr auf das Innenohr dar.

Die Werte wurden durch Anpassung des errechneten Schnelleverlaufs eines eindimensionalen Schwingers an die gemessenen Schnelle bestimmt. Das Modell beschreibt die kolbenförmige Ein- und Auswärtsbewegung des Stapes. Die Art der Bewegung wird durch drei Parameter festgelegt: den Wert der schwingenden Stapesmasse, der Steifigkeit des Ringbandes und der mit einer Dehnung des Ringbandes verursachten Dämpfung. Da anstelle der Kraft die anregende Spannung gemessen wurde, musste ein Systemparameter durch eine unabhängige Messung bestimmt werden. Hierfür bot es sich an, die Stapesmasse durch Wiegen zu bestimmen.

Die gemessene Resonanzfrequenz lag im Mittel bei 2500 Hz. Für die Steifigkeit der von zwei 'Ausreißen' befreiten Werte ergab sich ein mittlerer Wert vom 940 N/m und einer Streuung von 350 N/m. Die Werte für den Dämpfungsgrad betragen $0,38 \pm 22\%$.

Ergänzend wurde der Umfang der Fußplatten bestimmt. Hierfür wurden zwei Verfahren kombiniert: Die Form wurde an Hand von Fotografien und die absoluten Abmessungen wurden mit einem Messmikroskop bestimmt. Die Bilder wurden in einen PC übernommen und die Umrisslinie wurde in 36 Punkten mit der Maus markiert. Der Azimut der Markierungen war durch ein eingeblendetes radiales Netz festgelegt. Anschließend wurde nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate getrennt für die obere und untere Stapeshälfte die Umrisslinie durch eine glatte mathematische Funktion approximiert. Die Approximationsfunktion wurde benutzt um enger liegende Stützstellen auf der Umrisslinie zu berechnen. Abschließend wurden die

Sehnenstückchen zwischen den Stützzellen als Näherung für den Umfang aufsummiert.

Der Umriss der Stapesfußplatten variierte zwischen einer ovalen Form und der eines menschlichen Fußabdruckes. Eine Form war mit den benutzten Polynomen 3. Grades nur grob zu approximieren. Es schien uns nicht sinnvoll, wegen dieser einen Fußplatte Polynome höheren Grades zu benutzen, auch wegen der Größe der im Anhang mitgeteilten Tabellen. Für die übrigen Fußplatten wird der Umriss auf einige Prozent genau approximiert.

Die Ausmaße der Fußplatten variierten von 1.4 mm bis 2.9 mm in der Länge und von 1.1 mm bis 1,7 mm in der Breite. Diese Abmessungen entsprechen denen aus der Literatur.

9 Literaturverzeichnis

Anson, B.J. ; Bast, T.H. (1946):

The development of the auditory ossicles and associated structures in man; Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., Vol 55: 467-494

Bolz, E.A.; Lim, D.J. (1972):

Morphology of the stapediovestibular joint; Acta Otolaryng., Vol 73: 10-17

Helmholtz, H. (1868): Die Mechanik der Gehörknöchelchen und des Trommelfells; Pflügers Arch. Ges. Physiol., Band 1: 1-60

Helmholtz, H. (1883): Über die Mechanik der Gehörknöchelchen; Wiss. Abhandlungen, Band 2; Joh. Ambrosius Barth Verlag, Leipzig: 503-514

Hüttenbrink, K.B. (1992): Die Mechanik und Funktion des Mittelohres; Teil 1: Die Ossikelkette und die Mittelohrmuskeln; Laryng. Rhinol. Otol. 71: 545-551

Hüttenbrink, K.B. (1988): Zur Fixationstheorie der Mittelohrmuskelfunktion; Laryngo-Rhino-Otol., Nr. 67: 404-411

Kalb, J.; Price, J.R. : Mathematical modell of the ear's response to weapon impulse; U.S. Army Human Engineering Laborities, Aberdeen Proving Ground, Maryland 21005-5001

- Kauf, A. (1997): Dynamik des Mittelohrs; Fortschr.-Ber. VDI Reihe 17, Nr. 159 Düsseldorf, VDI Verlag
- Kirikae, I. (1960): The structure and function of the middle ear; University of Tokyo Press, Tokyo
- Kunz, M.; Schiehlen, W.; Eiber, A.; Kauf, A. (1995):
Beschreibung der elastischen Eigenschaften des Ringbandes; Studienarbeit STUD-131, Institut B für Mechanik, Universität Stuttgart
- Lang, J. (1992): Klinische Anatomie des Ohres; Springer Verlag, Berlin
- Lynch, T.J.; Nedzelnitsky, V.; Peake, W.T. (1982):
Input impedance of the cochlea in cat; J. Acoust. Soc. Am., Vol 27(1): 108-130
- Marchbenks, R.J.; Martin, A.M. (1984):
Theoretical and experimental evaluation of the diagnostic potential of the TMD system; ISVR memorandum No. 652, Southampton University
- Sarrat, R.; Guzman, A. G.; Torres A. (1988):
Morphological variations of human ossicula tympani; Acta Anat., 131: 147-149, Basel
- Schede, B. (1995): Laservibrometrische Untersuchungen der Gehörknöchelchenkette an Felsenbeinpräparaten; Dissertation, Bayer. Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

Schön, F. (1999): Measurements of Ossicular Vibrations in the Middle Ear; *Audiol. Neurootol.* 4: 142-149

Silbernagl, S.; Desopopoulos, A. (1991):
Taschenatlas der Physiologie, 4. überarbeitete Auflage;
Georg Thieme Verlag, Stuttgart: 316-321

Thonndorf, J. (1973): Die Physik des Mittelohres; *Arch. Klin. Exp. Rhino-Oto-Laryngology*, New York, 205:217-221

Vlaming, M.S.M.G; Feenstra, L. (1986):
Studies on the mechanics of the human middle ear;
Clin. Otolaryng. 11: 353-363

Waller, K.; Schmidt, R. (1989):
Schwingungslehre für Ingenieure; BI Wissenschafts-
verlag Mannheim, Wien, Zürich

À Wengen, D.F.; Hironobu Kurokawa; Shinsei Nishihara; Goode, R.L. (1995):
Measurements of the stapes superstructure; *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 104: 311-316

10 Tabellarischer Anhang

Tabelle 6: Werte für den halben Durchmesser a und die Koeffizienten der Polynome dritten Grades, $P(x) = c_3 x^3 + c_2 x^2 + c_1 x^1 + c_0$, zur Beschreibung der Stapesumrisslinie für die obere und untere Hälfte der Fußplatten. $X(\varphi) = a \cdot \cos(\varphi)$, $y(\varphi) = a \cdot P(x(\varphi)) \cdot \sin(\varphi)$

Tabelle 7: Länge des Umfangs der Stapesfußplatten

Stapes	a	C ₃ oben	C ₂ oben	C ₁ oben	C ₀ oben	C ₃ unten	C ₂ unten	C ₁ unten	C ₀ unten
1	1,31	-0,0251	0,0641	0,2000	0,5930	0,1630	0,1600	-0,1920	0,2380
3	1,38	-0,0491	0,0088	-0,0264	0,5420	-0,0479	0,2140	0,0193	0,3120
6	1,50	-0,0386	-0,0219	-0,0314	0,5140	0,1170	0,2000	0,0140	0,4930
7	1,38	0,0878	-0,0097	-0,0985	0,6980	0,2830	0,3360	-0,1430	0,2510
8	1,42	-0,2970	0,0556	0,0536	0,6090	0,0606	0,3220	-0,0003	0,1900
9	1,59	-0,1830	-0,0128	0,0684	0,5860	0,0925	0,2500	-0,0632	0,2060
10	1,35	-0,0018	-0,0038	0,1710	0,5440	0,3530	0,2580	-0,2880	0,1870
11	1,61	-0,1600	0,1240	0,1390	0,1850	0,2360	0,0030	-0,2250	0,6430
12	1,40	-0,0063	0,1510	0,0174	0,2640	0,0645	0,0232	0,0180	0,6190
13	1,64	0,2060	0,0333	-0,0818	0,5050	0,2460	0,1120	-0,2400	0,4200
14	1,27	-0,2710	0,1300	0,2690	0,7210	0,1020	0,2140	-0,0683	0,2560
15	1,56	-0,1260	-0,0367	0,1500	0,6140	0,0772	0,2020	-0,0800	0,2150
17	1,69	-0,0576	0,0954	0,1610	0,2540	0,2520	-0,0745	-0,2280	0,6010
18	1,43	-0,1950	0,1820	0,1910	0,1940	0,3490	-0,1340	-0,1860	0,7500
19	1,59	0,0132	0,1210	0,0267	0,3110	0,2520	-0,1030	-0,2260	0,6260
20	1,47	-0,0205	0,0626	0,0772	0,2570	0,2980	-0,0972	-0,3000	0,6840

Tabelle 6: Koeffizienten der Polynome 3. Grades für die Approximation der Umrisslinie

Beispielhafte Berechnung der Koordinaten für Stapes 7 bei $\varphi = 60^\circ$:

$$(x; y) = a * ((\cos(\varphi) ; P(x) \sin(\varphi)).$$

$$X = a * \cos 60^\circ ;$$

$$X = 1,36 \text{ mm} * 0,5 = 0,68;$$

$$Y = a * P(x) * \sin(60^\circ) ; P(x) = c_3 x^3 + c_2 x^2 + c_1 x^1 + c_0;$$

$$P(x) = 0,0878 * 0,5^3 + (-0,0097)*0,5^2 + (-0,0985)*0,5 + 0,6980 = 0,6573;$$

$$Y = 1,36 \text{ mm} * 0,6573 * \sin(60^\circ) = 0,77;$$

Stapes	Umfang [mm]
1	12,7
3	13,3
6	14,9
7	14,0
8	13,8
9	15,3
10	12,8
11	15,4
12	13,5
13	15,9
14	12,9
15	14,9
17	16,1
18	14,1
19	15,4
20	14,2
Mittelwert	14,3
Standardabw.	1,1

Tabelle 7: Länge des Umfangs der Stapesfußplatten

11 Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Jan Helms, Direktor der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität zu Würzburg, bin ich für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und die großzügige Ausstattung des Arbeitsplatzes zu besonderem Dank verpflichtet.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Joachim Müller, Oberarzt an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität zu Würzburg, danke ich für die freundliche Übernahme des Korreferates und die Einweisung in die Präparation der Felsenbeine.

Herrn Dr. Franz Schön, Physiker an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten der Universität zu Würzburg, möchte ich für die stete Unterstützung in allen Phasen der Arbeit danken. Ohne seine Hilfe, mit der er mir auch in seiner Freizeit zur Seite stand, wäre es mir nicht möglich gewesen, die Experimente in dieser Weise durchzuführen und zu interpretieren. Besonderer Unterstützung bedurfte es in der Anwendung der Schwingungstheorien zur Auswertung und Interpretation der Messergebnisse. Lehrreich waren auch die Diskussionen über die unterschiedliche Blickweise eines Physikers gegenüber der eines Mediziners.

Lebenslauf

Name: Tobias-Sebastian Waller

Geburtstag: 28. Oktober 1975

Geburtsort: Erlangen

Familienstand: ledig

1981 - 1985: Max-Josef-Schule, Amberg

1985 - 1992: Erasmus-Gymnasium, Amberg

1992 - 1993: Big Bear Highschool, Big Bear, Californien, USA

1993 – 1995: Erasmus-Gymnasium, Amberg

Abschluss: Allgemeine Hochschulreife (Abitur)

SS 1996 - WS 2001/2: Studium der Humanmedizin an der Bayerischen
Julius-Maximilians-Universität, Würzburg

März 1998: Ärztliche Vorprüfung

März 1999: Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

März 2001: Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Mai 2002: Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Seit Oktober 2001: Fernstudium zum Diplom-Gesundheitsökonom am
Braunschweig-Institut, Köln

Ab August 2002: Arzt im Praktikum an der Klinik und Poliklinik für Hals-,
Nasen- und Ohrenkranke der Julius-Maximilians-
Universität zu Würzburg