

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

Laservibrometrische Schwingungsmessungen am
„Floating Mass Transducer“ des teilimplantierbaren
Mittelohrhörgerätes „Vibrant Soundbridge“

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von
Georg Tobias Strenger
aus Bremen

Würzburg, Juli 2009

Referent: Prof. Dr. med. J. Helms

Koreferent: Prof. Dr. med. R. Hagen

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 29.10.2009

Der Promovend ist Arzt

Meinen lieben Eltern

Inhalt

1	Einleitung 1	
2	Einführung in die Thematik und historischer Überblick	5
2.1	Der Hörvorgang	5
2.2	Arten der Schwerhörigkeit	7
2.3	Definition implantierbares Hörgerät	7
2.4	Entwicklung der implantierbaren Mittelohrhörgeräte	9
2.5	Heutige Systeme	17
2.5.1	MedEl Vibrant Soundbridge	17
2.5.2	Otologics MET Ossicular Stimulator	18
2.5.3	Soundtec Direct Drive Hearing System (DDHS)	20
2.5.4	Envoy Medical Esteem	21
2.5.5	Implex TICA LZ 3001	22
3	Theoretische Grundlagen	25
3.1	Bewegungsformeln	25
3.2	Schwingungen	26
3.3	Harmonische Schwingungen	26
3.4	Harmonische Schwingung und Kreisbewegung	30
3.5	Differentialgleichungen	32
3.6	Resonanz	33
3.7	Trägheitsmoment	34
3.8	Komplexe Zahlen	35
3.9	Freiheitsgrade	39
3.10	Übertragungsfunktion	40
3.11	Spitze-Spitze-Wert	41
4	Material und Methoden	42
4.1	Material	42
4.1.1	Messobjekt	42
4.1.2	Geräte	44
4.1.2.1	Laser-Doppler-Vibrometer	44
4.1.2.2	FFT-Analysator	46
4.1.2.3	4-Achsen-Kreuztisch	47
4.1.2.4	Computergestützte Steuerung	48
4.1.2.5	Operationsmikroskop	49

Inhalt

4.1.2.6	Waage	50
4.1.3	Versuchsaufbau	50
4.2	Methoden	56
4.2.1	Übertragungsfunktion	56
4.2.2	Linearität	57
4.2.3	Unterschiedliche Kabellängen	57
4.2.4	Schwingungsanalyse der Freiheitsgrade	58
4.2.5	Schwingungsmodelle	60
4.2.5.1	Allgemein: Gekoppelte Schwingung	60
4.2.5.2	Speziell: Federschwingung	64
4.2.6	Bestimmung der Schwingungskoeffizienten	70
4.2.7	Datenaufbereitung	71
5	Ergebnisse	75
5.1	Allgemeine Bemerkungen zu den Messergebnissen	75
5.2	Darstellung der Messergebnisse	75
5.3	Linearität	77
5.4	Abhängigkeit von der Kabellänge	81
5.5	Bestimmung der Freiheitsgrade	88
5.6	Resonanz bei 5 kHz	98
5.7	Lösen der Differentialgleichung	99
5.8	Zusammenfassung der Ergebnisse	106
6	Diskussion	107
6.1	Methodik	107
6.1.1	Schwingungsmodell	107
6.1.2	Messgenauigkeit des Systems	108
6.1.3	Einfluss eines schräg auftreffenden Messstrahls	108
6.1.4	Reflexionsfolie	109
6.1.5	Computergestützte Steuerung	110
6.1.6	Technisch physikalische Beschränkungen	110
6.1.7	Versuchsaufbau	112
6.2	Ergebnisdiskussion	113
6.2.1	Diskussion Kabellänge	113
6.2.2	Freiheitsgrade	114

Inhalt

6.2.3	Kraftbestimmung über die Differentialgleichung	116
6.3	Anwendung der Ergebnisse	118
6.3.1	Klinik	118
6.3.2	Forschung	120
7	Zusammenfassung	121
8	Literatur	124
	Abkürzungsverzeichnis	
	Danksagung	
	Lebenslauf	

1 Einleitung

„Nicht sehen trennt den Mensch von den Dingen, nicht hören trennt den Mensch von den Menschen.“

Dieses Immanuel Kant (1724–1804) zugeschriebene Zitat lässt erkennen, wie groß die Beeinträchtigung im täglichen Leben für Schwerhörige vor allem im sozialen Bereich ist. Tatsächlich kommen Blinde im Alltag meist besser mit ihrer Behinderung zu Recht als Gehörlose.

Schwerhörigkeit ist keine seltene Erkrankung, sondern in der Bevölkerung weit verbreitet. 16 Prozent aller Erwachsenen Europäer leiden an einer Hörminderung, die sie in ihrem Alltag beeinträchtigt. Das entspricht rund 71 Millionen Menschen [34].

Eine medizinische Therapie der Schwerhörigkeit ist nur in seltenen Fällen möglich. Zur Anwendung kommen aber je nach Ausmaß der Schwerhörigkeit verschiedene Rehabilitationsmaßnahmen. Neben hörverbessernden Operationen, wie z. B. der Stapesoperation bei Otosklerose, sind dies vor allem technische Hörhilfen. Die häufigste ist das klassische oder auch konventionelle Hörgerät.

Konventionelle Hörgeräte arbeiten nach dem Prinzip eines Megafons: Der ankommende Schall wird durch ein Mikrofon aufgenommen und durch einen Lautsprecher in verstärkter Form wieder abgegeben. Beim Hörgerät sorgt allerdings ein zwischengeschalteter, individuell eingestellter Mikroprozessor u. a. für die optimale Anpassung der jeweiligen Frequenzen an das Ohr des Trägers.

Heutzutage werden zwei Formen von Hörgeräten verwendet. Hinter-dem-Ohr (HdO) Geräte und In-dem-Ohr (IdO) Geräte. HdO-Geräte werden wie das Ende eines Brillenbügels hinter dem Ohr getragen. In dem dort sitzenden Gehäuse sind das Mikrofon, der Soundprozessor und der Miniaturlautsprecher untergebracht. Über einen kleinen Schlauch wird der Schall zu einem den Gehörgang nach außen abschließenden Ohrpassestück geleitet.

Einleitung

IdO-Geräte sind noch kompakter gebaut, so dass alle Komponenten im äußeren Gehörgang Platz finden. Diese Geräte sind unauffälliger zu tragen, erreichen jedoch nicht die Klangqualitäten der HdO-Ausführung.

Für mittel- bis hochgradig Innenohrschwerhörige stehen heute sehr leistungsfähige Hörgeräte zur Verfügung, trotzdem können nicht alle Patienten damit versorgt werden.

Konventionelle Hörgeräte haben folgende Nachteile:

- Der Miniaturisierung des Lautsprechers bildet die Basis für Verzerrungen [63]. Die maximale Ausgangsleistung ist hierdurch limitiert. Schall-schlauch und Gehörgang bilden zusätzliche Resonanzen. Dies und die Impedanz des Mittelohres beeinflussen die Klangqualität und behindern einen glatten Frequenzgang. Der Aufbau ist vergleichbar mit einer „High-End-Stereoanlage, die an Billiglautsprecher angeschlossen ist“ [42].
- Der Verschluss des äußeren Gehörgangs durch das Ohrpassstück bzw. das IdO-Gerät verursacht häufig ein unangenehmes Okklusionsgefühl. Die eigene Stimme wird verändert wahrgenommen und tiefe Töne, die normalerweise auch noch ohne Verstärkung gehört werden könnten, werden gedämpft.
- Gehörgangsekzeme und Entzündungen werden durch den Verschluss des Gehörgangs begünstigt.
- Durch das sichtbare Hörgerät kann es zu beruflicher und/oder sozialer Diffamierung und Diskriminierung kommen. (Schwerhörige werden häufig missverständlicherweise als weniger intelligent angesehen).
- Wegen der örtlichen Nähe von Mikrofon und Lautsprecher kann es zu lautem Rückkopplungspfeifen kommen, wenn bereits verstärkte Signale erneut vom Mikrofon empfangen werden.
- Die Berufsfähigkeit bestimmter Berufsgruppen wird eingeschränkt, v.a. an Hitze-, Feucht- und Staubarbeitsplätzen.

Die oben genannten Punkte sind u. a. die Gründe, weshalb etwa die Hälfte aller verschriebenen Hörgeräte gar nicht genutzt werden. In den USA nutzen nur

Einleitung

12 % der Menschen, die von einer technischen Hörhilfe profitieren würden, tatsächlich ein Hörgerät [33].

Seit etwa 4 Jahrzehnten wird an implantierbaren Hörgeräten geforscht, um diese Probleme zu beheben. Dabei ist ihre Funktion prinzipiell ähnlich derer konventioneller Hörgeräte: Sie sollen ankommenden Schall verstärken und an das Mittelohr abgeben. Implantierbare und konventionelle Hörgeräte unterscheiden sich jedoch in einem entscheidenden Punkt: Statt eines Lautsprechers besitzt das implantierbare Hörgerät einen elektromechanischen Wandler, der die elektrischen Signale in Schwingungen umwandelt und direkt auf die Ossikelkette überträgt.

Auf diese Weise wird eine bessere Klangwiedergabetreue mit einer breiteren Frequenzbandbreite erreicht. Es treten keine Verzerrungen und kein Rückkopplungspfeifen mehr auf. (In einigen Systemen kann es durch reverse Schallabstrahlung vom Trommelfell in den Gehörgang zu Rückkopplungseffekten kommen). Der äußere Gehörgang bleibt frei, so dass auch die Komplikationen des Ohrpassstückes wegfallen.

Die Systeme unterscheiden sich vor allem in der Ausführung und Ankopplung des bereits erwähnten elektromechanischen Wandlers. Von den am Markt befindlichen Systemen ist die Vibrant Soundbridge mit weltweit mehr als 2000 implantierten Geräten das am weitesten verbreitete aktive Mittelohrimplantat. Dieses System benutzt als Wandler den sogenannten Floating Mass Transducer (FMT).

Der FMT besteht aus einem von einer elektrischen Spule umwickelten Titanzylinder, der im Innern einen beweglichen Permanentmagneten beherbergt. Dieser Zylinder wird mit einer Klemme am langen Ambossschenkel befestigt. Die Schwingungen des Magneten im Inneren versetzen das ganze Gehäuse und somit auch die Ossikelkette in Vibrationen.

Trotz der bisherigen guten Erfolge und zufriedenen Patienten [87], werden die aktiven Mittelohrimplantate auch in der Fachwelt teilweise zurückhaltend be-

Einleitung

trachtet. Dies liegt zum einen an einigen Patienten, die trotz Mittelohrimplantat keine ausreichende Hörverbesserung erreichten, zum anderen an der notwendigen Invasivität der Implantation und den damit verbundenen Risiken [76].

Durch physikalische Schwingungsmessungen am elektromechanischen Wandler der Vibrant Soundbridge sollen die Eigenarten und die Leistungsfähigkeit dieses Systems von der technischen Seite aus untersucht werden.

2 Einführung in die Thematik und historischer Überblick

2.1 Der Hörvorgang

Schallwellen sind Molekülschwingungen elastischer Stoffe. Im täglichen Leben tritt der Schall als Druckschwankungen der Luft in Form von Kompressionswellen auf. Diese Kompressionswellen erreichen das Trommelfell, nachdem sie von Schultern, Schädelform, Ohrmuschel und äußerem Gehörgang modifiziert worden sind. Neben einem Beitrag zum Richtungshören, wird so auch ein Lautstärkegewinn erreicht. Die Ohrmuschel wirkt dabei als Trichter, der den Schall in den äußeren Gehörgang leitet, der Gehörgang bildet einen Resonanzraum, der zu einem Schalldruckpegelgewinn am Trommelfell führt. Es kommt so zu einem Schalldruckgewinn von bis zu 20 dB im für das Hören optimalen Bereich um 2500 Hz [116].

Am Trommelfell wird die Kompressionswelle in Vibration (Massenbewegung) umgesetzt. Die Aufgabe des Mittelohrs ist es, den hohen Schwingungswiderstand (Impedanz) des Innenohrs auszugleichen und das Innenohr zum Schwingen zu zwingen. Ohne Mittelohr würden etwa 98 % des Schalls am Innenohr reflektiert [116]. Anders als das Innenohr, kann das Trommelfell sehr leicht schwingen. Das Trommelfell und die Ossikelkette sorgen für eine Impedanzanpassung zwischen dem luftgefüllten äußeren Ohr und dem flüssigkeitsgefüllten Innenohr. Neben der Kraftverstärkung durch die Hebelwirkung der Gehörknöchelchen, bewirkt vor allem der Flächenunterschied von Trommelfell und ovalem Fenster eine Druckerhöhung ($\text{Druck} = \text{Kraft} / \text{Fläche}$). Auf diese Weise wird 30mal (60% statt 2%) soviel Schallenergie auf das Innenohr übertragen [116].

Die andere wichtige Funktion des Mittelohrs ist es, den Schall (in Form von Vibrationen) selektiv auf das ovale Fenster zu leiten. Dabei wirkt das Trommelfell auch als Schallprotector für das runde Fenster. Nur so ist eine entgegengesetzte Auslenkung dieser beiden Innenohrzugänge möglich, die eine wesentliche Voraussetzung für die Schwingungsfähigkeit der Cochlea dar-

stellt [116]. Da die Flüssigkeit im Innenohr nicht komprimierbar ist, kommt es zu einer Ausweichbewegung und damit zu einer Auslenkung von Reissnerscher Membran, Scala media, Cortischem Organ und Basilarmembran. Eine Einwärtsbewegung an der Stapesfußplatte muss somit durch eine Auswärtsbewegung an der Rundfenstermembran ausgeglichen werden und umgekehrt. Träfe der Schall von außen ungehindert gleichzeitig auf die Membran des runden Fensters und die Stapesfußplatte, wären diese bestrebt, in gleicher Phase zu schwingen und eine adäquate Cochleaauslenkung würde somit behindert.

Aufgrund der physikalischen Eigenschaften des Cochleaaufbaus entsteht eine (passive) Wanderwelle der cochleären Trennwand, die je nach Schallfrequenz an einem anderen Ort ihr Maximum hat. Das heißt, die Amplitude der Welle nimmt an einem bestimmten Ort entlang der Cochlea allmählich bis zu einem Maximum zu und nimmt im weiteren Verlauf fast abrupt wieder ab. Für hohe Frequenzen ist dies an der Cochleabasis (stapesnah), für tiefe Frequenzen in der Nähe der Cochleaspitze (stapesfern). Man spricht in diesem Zusammenhang vom Ortsprinzip (Ortstheorie, Tonotopie).

Am Ort des Maximums kommt es zu einer Relativbewegung (Scherbewegung) innerhalb der cochleären Bauelemente, die letztendlich eine Deflexion der Stereozilien der inneren Haarzellen bewirkt und damit zu einem Sinnesreiz des Hörnervs führt.

Durch die Impedanzanpassung des Mittelohrs gelingt es auch kleinen Schalldruckpegeln, eine Wanderwelle im Innenohr zu erzeugen. Allerdings reicht diese nicht aus, die inneren Haarzellen anzuregen, da jene erst ab 50-60 dB „hören“.[116]

Es wird eine interne Verstärkung benötigt. Dies ist vermutlich die Aufgabe der äußeren Haarzellen. Sie verstärken die winzige Wanderwelle hundert- bis tausendfach und sorgen außerdem für eine „spitzere“ Form der Welle. Dabei geht man davon aus, dass aktive Bewegungen der äußeren Haarzellen für diesen Effekt verantwortlich sind. Der Anteil der Wanderwelle, der durch die äußeren Haarzellen moduliert wird, wird auch aktive Wanderwelle genannt.

Erst mit diesem Mechanismus können die inneren Haarzellen mit einer erstaunlichen Frequenzselektivität gereizt werden. Bei einer Frequenz von 1000 Hz kann der Mensch einen Frequenzunterschied von 3 Hz wahrnehmen, eine Differenz von 3 Promille!

Im Zusammenhang mit den äußeren Haarzellen spricht man auch vom Innenohrverstärker.

2.2 Arten der Schwerhörigkeit

Es gibt drei Arten von Schwerhörigkeit:

1) Schalleitungsschwerhörigkeit

Die Schalleitungsschwerhörigkeit hat ihre Ursache im Gehörgang oder im Mittelohr. Wie der Name schon erkennen lässt, wird der Schall nicht mehr oder nur eingeschränkt zum intakten Innenohr weitergeleitet.

2) Schallempfindungsschwerhörigkeit

Die Schallempfindungsschwerhörigkeit hat ihre Ursache in der Cochlea (sensorische Schwerhörigkeit) oder in den neuralen Strukturen (neurale Schwerhörigkeit) des Hörsystems. Trotz intakter Weiterleitung des Schalls mangelt es an der Umwandlung in einen elektrischen Nervenimpuls bzw. an der Weiterleitung desselben. Die Ursache einer Hörstörung kann auch in einer kombinierten Schädigung dieser Strukturen liegen. Zusammenfassend spricht man von einer sensorineuralen Schwerhörigkeit.

3) Kombinierte Schwerhörigkeit

Von einer kombinierten Schwerhörigkeit spricht man beim Vorliegen einer Kombination der beiden erstgenannten Schwerhörigkeitsformen.

2.3 Definition implantierbares Hörgerät

Mit dem Begriff implantierbares Hörgerät ist gemeint, dass zumindest eine Komponente eines Hörgerätesystems implantiert wird. In diesem Fall ist die

Bezeichnung teilimplantierbares Hörgerät genauer. Das wesentliche zu implantierende Bauteil bildet die Schnittstelle zwischen Hörgerät und Körper und sorgt für die Umwandlung von Schall in kinetische Energie. Für (teil-)implantierbare Mittelohrhörgeräte ist dies der elektromechanische Wandler. Alle anderen Komponenten (Mikrofon, Verstärker, Signalprozessor, Batterie) liegen je nach System außerhalb oder innerhalb des Körpers. Von kosmetischem Vorteil ist ein sogenanntes vollimplantierbares Hörgerät, bei dem alle Bauteile innerhalb des Körpers liegen.

Man kann grundsätzlich vier verschiedene Typen von implantierbaren Hörgeräten unterscheiden [117]:

- 1) impedance transformation implant (ITI)
- 2) amplifier implant (AI)
- 3) cochlear implant (CI)
- 4) auditory brainstem implant (ABI)

ITI (Impedanz-Transformations-Implantate) eignen sich für Schallleitungsschwerhörigkeiten. Es muss lediglich die Impedanzanpassung ersetzen, die normalerweise das Mittelohr leistet. Danach verstärken die intakten äußeren Haarzellen das relativ schwache Signal. Die Anforderungen an die Ausgangsleistung sowie an die elektronische Steuerung eines ITIs sind gering. Beispiele für ein ITI sind das knochenverankerte Hörgerät BAHA [31, 97-99] und das Mittelohrimplantat P-MEI [90-92, 113, 115] (s. Kapitel 2.4).

AI (Amplifier Implantate: Verstärkerimplantate) werden bei sensorineuraler Schwerhörigkeit eingesetzt, die durch einen Defekt der äußeren Haarzellen bedingt ist. Das AI muss die Verstärkung der äußeren Haarzellen (des cochleären Verstärkers) ersetzen und den inneren Haarzellen ein adäquates Signal zukommen lassen. Im Vergleich zum reinen ITI erfordert ein AI eine erheblich bessere Wiedergabetreue, eine höhere Ausgangsleistung und stellt besondere Anforderungen an die Elektronik. Unter die Kategorie AI fallen die meisten implantierbaren Mittelohrhörgeräte.

CI (Cochlea Implantate) finden bei an Taubheit grenzender Innenohrschwerhörigkeit Verwendung, bei der der Hörnerv intakt ist. Ein CI ersetzt das komplette Innenohr inklusive der inneren Haarzellen. Ein flexibler Elektrodenträger wird in die Cochlea eingebracht, so dass die stimulierenden Elektroden auf direktem Wege die Ganglienzellen des Hörnervs im Ganglion spirale reizen können. Genau genommen wird also auch das Mittelohr ersetzt bzw. umgangen, da die Schallwellen, per Mikrofon aufgenommen und vom Soundprozessor in elektrische Signale umgewandelt, über die Elektroden an den Nerven übermittelt werden.

ABI (Hirnstammimplantate) setzen noch eine Station später auf der Hörbahn an und sind im Gegensatz zum CI nicht auf einen intakten Hörnerven angewiesen. Über eine im auditorischen Kerngebiet implantierte Elektrodenplatte erfolgt eine direkte Stimulation des Hirnstamms. Mittlerweile gibt es auch Mittelhirnimplantate, die ebenfalls in diese Kategorie eingeordnet werden sollten. Die Bezeichnung ABI ist dann allerdings nicht mehr ganz korrekt.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Schwingungsverhalten des Floating Mass Transducers der Vibrant Soundbridge. Die Vibrant Soundbridge zählt zu den Verstärkerimplantaten (AI), die die Funktion der äußeren Haarzellen ersetzen sollen. Ersetzt werden kann (bisher) allerdings nur die Verstärkung der passiven Wanderwelle, die physiologische Schärfenabstimmung der Wanderwellenspitze kann man von einem AI nicht erwarten.

Um die Arbeitsweise dieser Art von Hörgeräten besser zu verstehen und um die Entwicklungsgeschichte bis zu den modernen Mittelohrhörgeräten nachvollziehen zu können, wird im Folgenden ein historischer Überblick über diese besondere Gruppe von implantierbaren Hörgeräten gegeben.

2.4 Entwicklung der implantierbaren Mittelohrhörgeräte

Das „Herzstück“ eines implantierbaren Mittelohrhörgerätes ist der elektromechanische Wandler. Dieser kann grundsätzlich nach fünf verschiedenen Prinzipien arbeiten [117]: Magnetostruktiv, elektromagnetisch, elektrodynamisch,

dielektrisch oder piezoelektrisch. In klinisch zugelassenen Implantaten finden sich jedoch nur zwei Varianten, das elektromagnetische und das piezoelektrische Prinzip.

Elektromagnetisches Prinzip: Ein Permanentmagnet wird durch das Feld einer elektrischen Spule zu Schwingungen angeregt. Für eine optimale Kraftübertragung müssen Spule und Magnet exakt zueinander ausgerichtet sein und der Abstand zwischen beiden muss möglichst klein gehalten werden. Das magnetische Feld (und damit die übertragene Energie) nimmt proportional mit dem Kehrwert des Quadrats des Abstands von der Quelle ab [93]. Eine Zunahme des Abstandes zwischen Spule und Magnet um 10 mm bewirkt dabei einen Verlust von 40 dB [121] (Abb. 1).

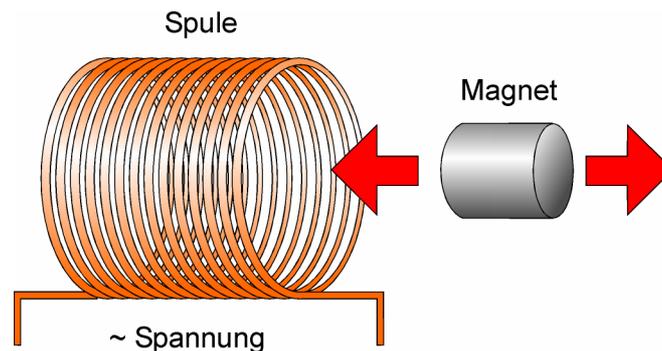


Abb. 1: Elektromagnetisches Prinzip. Ein Permanentmagnet wird durch das Feld einer elektrischen Spule bewegt.

Piezoelektrisches Prinzip: Piezokristalle verändern durch Anlegen einer elektrischen Spannung ihre Länge und können so zu Vibrationen angeregt werden. In Verbindung mit einem zweiten Körper kann die Längenänderung in eine Biegebewegung umgewandelt werden. Dies führt zu einer vergleichsweise großen Amplitude bei einem relativ geringen elektrischen Energieverbrauch (Abb. 2). Die Längenänderung ist dabei abhängig von der Größe des Piezokristalls. Ohne anliegende Spannung verhält sich ein Wandler auf der Basis des piezoelektrischen Prinzips im Gegensatz zu einem elektromagnetischen Wandler starr.

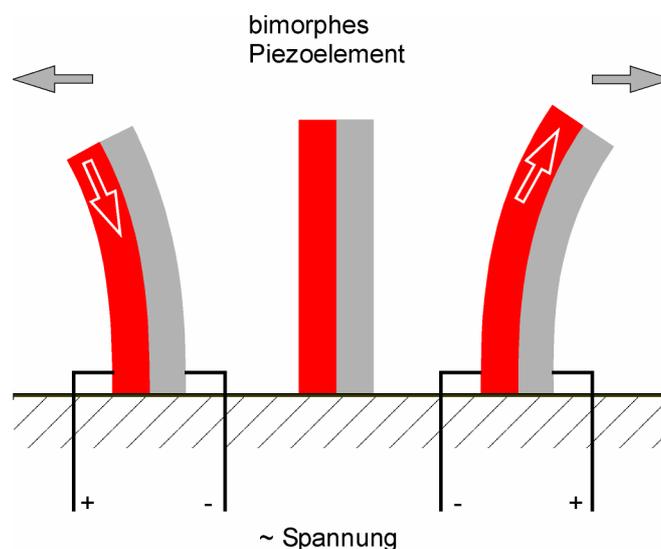


Abb. 2: Piezoelektrisches Prinzip: Durch eine anliegende Spannung verändert sich die Länge des Piezokristalls (rot). Durch Verbindung mit einem zweiten Körper (grau) kann die Längenänderung in eine Biegebewegung umgewandelt werden.

Wilska machte schon 1935 erste Experimente, mit elektromagnetischer Anregung das Mittelohr zu stimulieren [108, 109]. Er schreibt: „The essential feature is that vibrations produced at the eardrum by electrical methods are perceived in the inner ear in the same way as acoustical vibration.“

Djournon [13] berichtete 1957 von einem System bestehend aus einer Spule aus feinem Silberdraht mit einem Eisenkern und einer Isolation aus Plastikfilm, das im Mittelohr platziert wurde. Der Patient soll damit pfeifende Geräusche gehört haben und einige einfache gesprochene Wörter identifiziert haben.

Rutschmann [72] und Rutschmann et al. [73] studierten die elektromagnetische Stimulation des Tommelfells nach Ankleben eines 10 mg Magneten am Umbo von Normalhörenden. Angetrieben wurde der Magnet durch eine Spule von 7 cm Durchmesser, die über der Ohrmuschel getragen wurde. Der Abstand zum Magneten betrug dabei 3 bis 4 cm.

Glorig et al. [23] klebten einen Magneten auf den Umbo einer Versuchsperson, der durch einen externen Verstärker und einer Spule angetrieben wurde. Sprache wurde bei diesem Versuch „mit einer Klarheit, vergleichbar mit dem Klang von Kopfhörern“ gehört.

Goode [26, 27], Goode und Glatke [28] und Goode et al. [25] führten verschiedene Versuche zum Thema durch und variierten dabei das Gewicht (50 mg [26, 27], 10 bis 55 mg und 85 mg [28]) sowie das Material (Alnico V [26, 28], Platin-Kobalt [27], Samarium-Kobalt [25]) des Magneten. Einem Patienten mit leichter sensorineuraler Hörstörung wurde ein 85 mg schwerer Magnet in Kombination mit einer Silverstein-Hammer-Prothese für eine Dauer von 22 Monaten eingesetzt [28]. Die Luftleitungs-Hörschwellen waren bis 4000 Hz bei der zusätzlichen Masse unverändert, lediglich die Schwellen bei höheren Frequenzen wurden dadurch negativ beeinflusst.

Die treibende Spule war dabei im Gehörgang [25-27] bzw. auf der retroaurikulären Haut [28] platziert. Die Position im Gehörgang zeigte sich dabei als wesentlich effizienter.

Mahoney und Vernon [53] konnten durch Versuche an Meerschweinchen mit lärminduzierten Haarzellschaden zeigen, dass ein durch ein Piezoelement direkt die Gehörknöchelchen antreibendes System einem konventionellen Verstärkersystem bezüglich der relativen Sprachqualität überlegen ist. Sie nahmen für beide Verstärkungssysteme die durch ansonsten gleiche Sprachreize erzeugten Mikrofonpotentiale am runden Fenster der Meerschweinchencochlea auf und spielten diese anschließend normalhörenden Testpersonen vor. Im Falle der mechanischen Anregung konnten um 18 % bessere Werte für die Sprachdiskrimination erzielt werden.

Suzuki et al. [89-92] und Yanagihara et al. [111-115] entwickelten während eines fünf Jahre dauernden Regierungsprojekts in Japan zwei Arten von piezoelektrischen Mittelohrimplantaten. Das eine, P-MEI (Partial Middle Ear Implant), gebaut von Rion Co. Ltd. (Tokyo, Japan), ist ein partiell implantierbares System, das 1994 in Japan zur Patientenversorgung freigegeben wurde. Es wurde für

Schalleitungsschwerhörigkeit und eine gemischte Schwerhörigkeit bei chronischer Otitis media entwickelt.

Das andere System ist das komplett implantierbare T-MEI (Total Middle Ear Implant). Es wurde in Katzen getestet, jedoch nicht für klinische Studien freigegeben. Beide Systeme benutzen eine Stange aus Piezokristall, die an einer Seite fest verankert ist und mit dem freien Ende den Stapes am Köpfchen bzw. an der Fußplatte bei angelegter Spannung in Schwingungen versetzt. Zur Implantation ist jedoch eine Kettenunterbrechung notwendig bzw. wird ein vorgeschädigtes Mittelohr mit fehlendem langen Ambossfortsatz gefordert.

Hough et al. [36, 37] implantierten bei fünf Patienten einen Magneten in das Amboss-Steigbügel-Gelenk. Die Spule wurde in das Mastoid implantiert oder in den äußeren Gehörgang eingebracht. Dabei sahen sie einen Abstand zwischen Spule und Magnet von 15 mm vor. Sie berichten von erheblichen Schwellenabsenkungen sowie einer verbesserten Sprachdiskrimination der fünf Patienten.

Heide et al. [35] beschrieben 1988 ihre Ergebnisse an sechs Patienten mit Innenohrschaden und einem System aus einer tief im Gehörgang sitzender Spule und einem 25 bis 35 mg schweren Samarium-Kobalt-Magneten, der am Umbo befestigt war. Bei einem der sechs Patienten zeigte sich mit dem Implantat ein signifikant besserer Sprachdiskriminationstest (28 %) gegenüber einem konventionellen Hörgerät. Die anderen Testpersonen zeigten keinen signifikanten Unterschied, bemerkten aber wie schon Goode und Glatcke [28] beim Implantat einen ruhigeren, natürlicheren Klang und besseres Hören in lauter Umgebung ohne Rückkopplung.

Seit 1986 forschen Maniglia et al. auf dem Gebiet der implantierbaren Hörgeräte. In dem 1988 bzw. 1989 beschriebenen System [54, 56] wird ein auf dem Hammergriff befestigter Magnet von einer Gehörgangseinheit angetrieben, in der Mikrofon, Steuerung, Batterie und Spule vereinigt sind. Der Abstand zum Trommelfell (Magnet) betrug 1-2 mm. Die 1994 vorgestellte Weiterentwicklung [55] verwendet ein anderes Design: Ein am Ambosskörper aufgeklebter Magnet wird von einer intramastoidalen Spule angetrieben, die ihrerseits die Signale per

HF-Empfänger transkutan von einer externen Einheit aus Mikrofon, Verstärker und Batterie erhält.

Eine interessante Variante der elektromagnetischen Mittelohrstimulation, wenn auch kein implantierbares Hörgerät im eigentlichen Sinne, beschreiben Perkins und Pluinage [70]. Der Magnet ist hierbei an einer kleinen dünnen Silikon-scheibe angebracht, die mit Hilfe von einem Tropfen Öl durch Kapillarkräfte am Trommelfell haftet. Dieses „Ohrlinse“ genannte System von 3 mm Durchmesser wird entweder durch eine Spule im Gehörgang oder durch eine große Induktionsspule, die wie eine Halskette getragen wird, angetrieben. Der Vorteil dieses Systems liegt darin, dass es einfach anzulegen und bei Problemen ebenso leicht wieder entfernt werden kann, da das Mittelohr nicht eröffnet werden muss. Nach anfänglichen vielversprechenden Resultaten [24], stellte sich die Halskettenspule bei mittlerem bis schwerem Hörverlust jedoch als zu ineffektiv heraus.

Kartush [44] beschrieb ein von der Firma Smith and Nephew (London, UK) entwickeltes System bestehend aus einer Gehörgangsspule und einem Magneten, der auf der Mittelohrseite am Trommelfell befestigt wird.

Bei einem anderen Gerät, ebenfalls von Smith and Nephew, ist der Magnet in einer Gehörknöchelchenerersatzprothese (PORP bzw. TORP) integriert. Nach Tos et al. [100] zeigte sich bei sechs von neun Patienten ein audiometrischer Gewinn von bis zu 60 dB. In einem Fall kam es zu einer Implantatabstoßung als Komplikation.

Die Langzeit Ergebnisse von Cayé-Thomasen et al. [9] zeigen, dass aus unterschiedlichen Gründen keiner der ursprünglichen Patienten das System noch benutzt.

Dumon et al. 1995 [14] entwickelten einen dem japanischen P-MEI ähnlichen piezoelektrischen Vibrator, der ebenfalls am Stapeskopf ansetzt, aber keine Kettenunterbrechung erfordert. Ausgehend von effizienter in-vitro Leistungsfähigkeit wurde eine Tierversuchsreihe an Meerschweinchen begonnen.

Fredrickson und Kollegen [18-20] entwickelten seit 1973 bis heute systematisch über in-vitro Modelle, akute Tier- und chronische Primatenimplantation bis zur Serienreife und FDA-Freigabe ein System für Patienten mit mittlerem bis schwerem sensorineuralem Hörverlust. Das heutige Gerät wird unter dem Namen Otologics MET Ossicular Stimulator vertrieben [45] (s. Kapitel 2.5.2). Bei diesem System sitzt der elektromagnetische Wandler in der Schuppe des Schläfenbeins und treibt die Kette über eine Koppelstange an, die in eine durch einen Laser erzeugte Vertiefung im Ambosskörper reicht. In einer 282 Patienten umfassenden Studie wurde ein Sprachverständnis und eine subjektive Zufriedenheit von vergleichbar bis besser gegenüber konventionellen Hörgeräten erreicht [43].

Die Idee vom vollständig implantierbaren Hörgerät griffen Leysieffer und Zenner auf und entwickelten ein System, das als TICA LZ 3001 [49] auf den Markt kam. Sie verwendeten einen piezoelektrischen Aktor, der im Felsenbein implantiert wird und über eine Koppelstange den Amboss oder den Stapes antreibt. Eine dauerhaft implantierbare Energiequelle, sowie ein unter der Gehörgangshaut liegendes Mikrofon [50] sind Teil des Systems. Bei 19 von 20 Patienten gab es allerdings Probleme mit Rückkopplungseffekten, die eine reversible malleus neck dissection (RMND) notwendig machten [83].

Hudde und Hüttenbrink [41] stellten 1997 einen elektrodynamischen Wandler vor, der hydrodynamisch an die Rundfenstermembran angekoppelt ist. Ausführliche Berechnungen und Felsenbeinversuche ergaben jedoch, dass eine angestrebte 140 dB-Anregung des Innenohrs zur Versorgung hochgradiger Schwerhörigkeiten mit dem System nicht erreichbar sein würde. Zudem gab es technische Probleme, deren Lösung einen sehr großen Aufwand erfordern.

Spindel et al. benutzten ebenfalls die Rundfenstermembran als Ankopplungsstelle bei Experimenten an Meerschweinchen und im Felsenbeinmodell [84, 85]. Ein auf der Rundfenstermembran platzierter Magnet wird hierbei von einer nahegelegenen elektromagnetischen Spule in Vibrationen versetzt.

Welling et al. [103] berichten von der piezoelektrischen Anregung an einer Fensterung eines Bogenganges.

Die Vorteile durch die Unversehrtheit der Gehörknöchelchenkette stehen bei diesen Varianten der Innenohrankopplung allerdings den möglichen Risiken einer Innenohrverletzung gegenüber.

Die Arbeitsgruppe von Mills et al. [64] untersuchte in einer in-vitro Studie einen mehrschichtigen piezoelektrischen Wandler, der an die mediale Attikwand zementiert wird und am oberen Teil des Ambosskörpers ansetzt. Aufgrund der Hebelwirkung des Ambosses soll so die Wandleramplitude bis zu 4,6-mal verstärkt auf die Stapesfußplatte übertragen werden. Bis zur klinischen Anwendung sind noch mehrere Probleme zu lösen. So ist z. B. eine alternative Methode zur Wandlerbefestigung zu finden; außerdem sei die Stromaufnahme des Prototypen designbedingt höher als bei vergleichbaren piezoelektrischen Systemen.

Ball und Maxfield melden 1996 den sogenannten „Floating Mass Transducer“ [2] zum Patent an. Dies ist ein kleines Gehäuse, in dem Spule und Magnet vereinigt sind und das sich bei anliegender Wechselspannung selbst zum Schwingen anregen kann. Der FMT ist der elektromechanische Wandler des teimplantierbaren Mittelohrhörgerätes „Vibrant Soundbridge“ [16].

Die ursprüngliche Indikation der Vibrant Soundbridge wurde von reiner Schallempfindungsschwerhörigkeit auf kombinierte Schwerhörigkeit erweitert. Coletti berichtet 2006 erstmalig von einer direkten Ankopplung des FMT ans runde Fenster [11]. Ein neues Design kombiniert den FMT mit einer PORP bzw. TORP-Prothese [40]. Damit entfällt die Forderung eines intakten Mittelohrs für die Implantation der Vibrant Soundbridge. Die CE-Zulassung für diese veränderte Ankopplungsweise des FMTs erhielt das System im September 2007 [61].

2.5 Heutige Systeme

Heutzutage gibt es fünf moderne implantierbare Systeme, deren Entwicklung bis zu der Anwendung beim Menschen fortgeschritten ist. Sie alle arbeiten mit einem unterschiedlichen Prinzip, um die Gehörknöchelchenkette in Vibrationen zu versetzen. Die ersten vier der im Folgenden vorgestellten Mittelohrhörgeräte sind für die klinische Versorgung zugelassen.

2.5.1 MedEl Vibrant Soundbridge

Mit der weltweit ersten Implantation der Vibrant Soundbridge in Zürich 1996 erfolgte der eigentliche Durchbruch der implantierbaren Hörgeräte. Seitdem ist die Vibrant Soundbridge das am meisten implantierte Mittelohrhörgerät mit über 2000 versorgten Patienten.

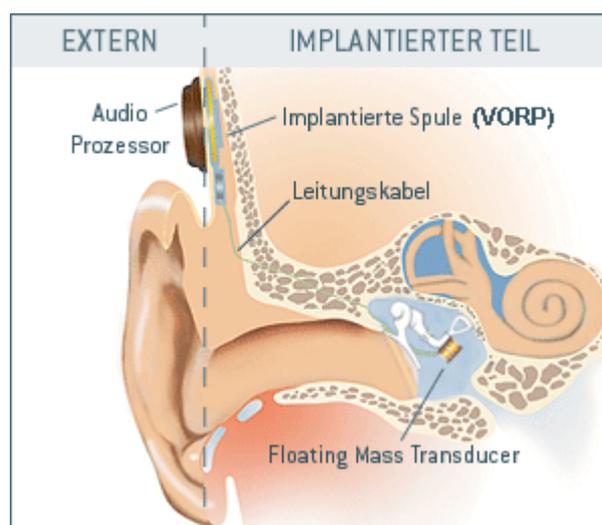


Abb. 3: Das Vibrant MedEL System mit dem sog. FMT als elektromechanischem Wandler am langen Ambossschenkel [58].

Zu diesem System gehören folgende Komponenten: Der externe „Audio Prozessor“ und das Implantat „Vibrating Ossicular Prosthesis“ (VORP, in Anlehnung an die passiven Mittelohrprothesen PORP und TORP) inklusive des über ein Kabel verbundenen „Floating Mass Transducers“ (FMT). Die externe Einheit vereinigt Mikrofon, Verstärker und Batterie, sowie einen Hochfrequenz-Sender zur Signalübertragung an die retroaurikulär subkutan implantierte Spule, die Teil

der sogenannten VORP ist. Ein mitimplantierter Magnet hält das Audio Prozessor Gehäuse am Schädel. Wie bei der Implantation eines CIs wird zuvor ein Implantatbett in die Schädelkalotte gefräst. Über eine posteriore Tympanotomie wird das Mittelohr eröffnet und der FMT mit einer daran befestigten Titanklemme an den langen Ambossfortsatz gecrimpt. Der FMT besteht aus einem ca. 2 mm langen Titangehäuse, in dem Spule und Magnet vereint sind. Durch anregende Wechselspannung gerät der Magnet im Innern in Schwingung und sorgt so für eine Vibration des gesamten FMT. Anders als bei bis dato üblichen Systemen ist der Abstand zwischen Spule und Magnet auf ein Minimum beschränkt und die Ausrichtung beider zueinander ist konstant. Er erfüllt damit zwei Prämissen für eine optimale Energieübertragung [93].

Ehemals von Symphonix (San Jose, CA, USA) gebaut und von Siemens (München, Deutschland) vertrieben, wird die Soundbridge jetzt von der Firma MedEl (Innsbruck, Österreich) produziert.

2.5.2 Otologics MET Ossicular Stimulator

Wie bereits erwähnt, ist dieses teilimplantierbare System der Firma Otologics (Boulder, CO, USA) das Ergebnis jahrelanger Forschung und Entwicklung der Arbeitsgruppe um Fredrickson [18-20]. Ähnlich wie bei der Vibrant Soundbridge befindet sich das Mikrofon zusammen mit einer Batterie und dem Audioprozessor in einem externen Gehäuse, das durch einen Magneten retroaurikulär am Schädel gehalten wird. Dies ist der sogenannte „Button Processor“. Die Signale werden in üblicher Weise durch Induktion auf das subkutane Implantat übertragen und per Kabel an den elektromagnetischen Wandler weitergeleitet. Der im Mastoid implantierte elektromagnetische Wandler treibt über eine Koppelstange den Ambosskörper an. Hierzu ist es notwendig, zuvor eine Vertiefung von etwa 0,75 mm in den Ambosskörper zu bohren, bzw. mit einem Laser zu schießen, in die später die Spitze der Koppelstange aus Aluminiumhydroxid eingeführt wird [19] (Abb. 4).

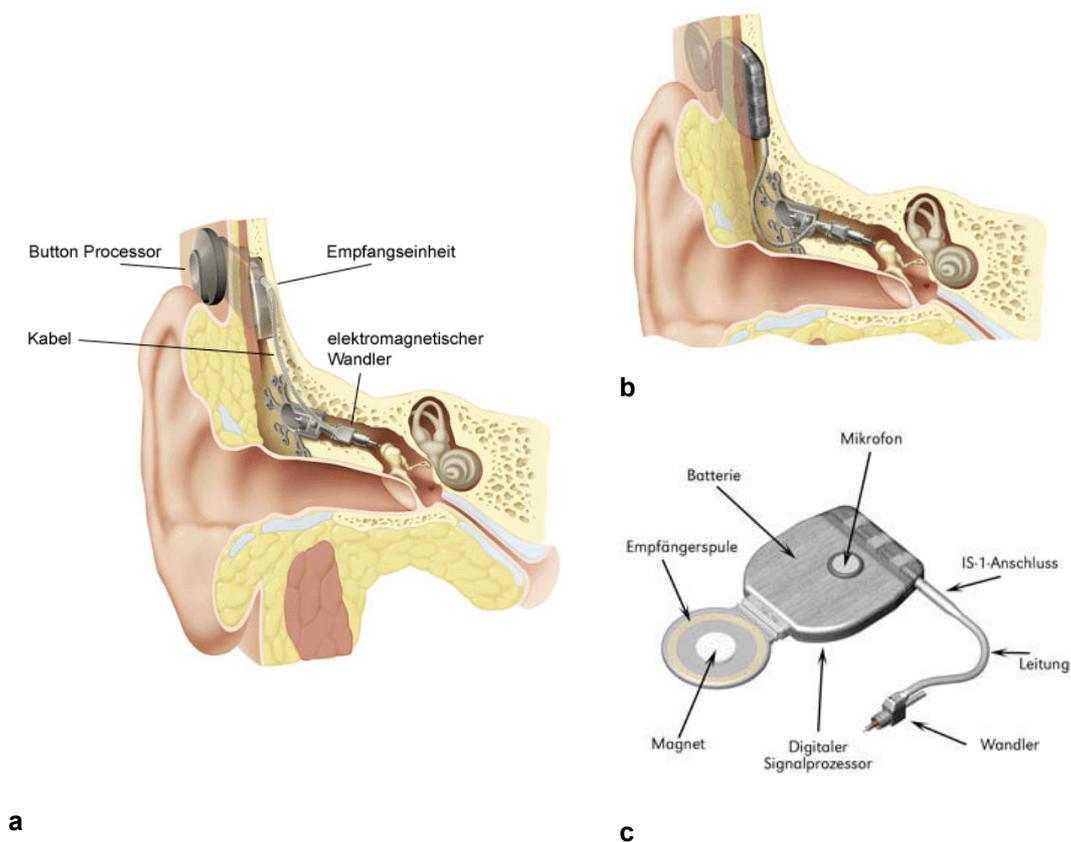


Abb. 4: Das Otologics MET Ossicular Stimulator System. Über eine Koppelstange wird der Amboss angetrieben. **a:** Teilimplantierbare Version, **b:** Vollimplantat „Carina“, **c:** Komponenten des Vollimplantates [67].

Der MET Ossicular Stimulator wurde weltweit bisher bei über 400 Patienten implantiert [69]. Seit 2001 besteht die Zulassung zur klinischen Anwendung in Europa. Im Gegensatz zur Implantation der Vibrant Soundbridge dauert der Eingriff bei dem MET etwa doppelt so lange und es wird außerdem ein Spezialaergerät benötigt, um die Ankopplungsvertiefung im Ambosskörper zu schaffen. Der im Vergleich zur Vibrant Soundbridge etwas höheren Leistungsfähigkeit des MET steht eine größere Schwingungsdämpfung auf das Mittelohr bei abgeschaltetem Implantat gegenüber [82].

Seit 2003 arbeitet die Firma Otologics an einer voll implantierbaren Version des MET Ossicular Stimulators (Abb. 4 b/c), die als Otologics Carina im Oktober 2006 die CE-Zertifizierung bekam [68].

2.5.3 Soundtec Direct Drive Hearing System (DDHS)

Das Direct Drive Hearing System der Firma Soundtec (Oklahoma City, OK, USA) ist eine Weiterentwicklung auf der Basis früherer Arbeiten von Hough [38]. Ein kleiner Magnet von der Größe einer Kugelschreiberspitze wird bei diesem elektromagnetisch arbeitenden System mit einer ringförmigen Befestigung über das exartikulierte Amboss-Steigbügelgelenk geschoben. Danach wird das Gelenk wieder verbunden. Die antreibende Spule ist in ein Pastsstück integriert, welches vor dem Trommelfell tief im äußeren Gehörgang sitzt. Wichtig für die Funktionalität ist ein genau angepasstes Gehörgangspastsstück, da davon die Ausrichtung und der Abstand zwischen Spule und implantiertem Magneten und damit die Leistungsfähigkeit des Gerätes abhängt (s. Kapitel 2.4). Die zur Ansteuerung erforderlichen elektronischen Bauteile, sowie Mikrofon und Batterie sind wie bei konventionellen Hörgeräten entweder als Hinter-dem-Ohr-Gerät zu tragen oder sie sind wie bei einem In-dem-Ohr-Gerät im Gehörgangspastsstück mit untergebracht [39].

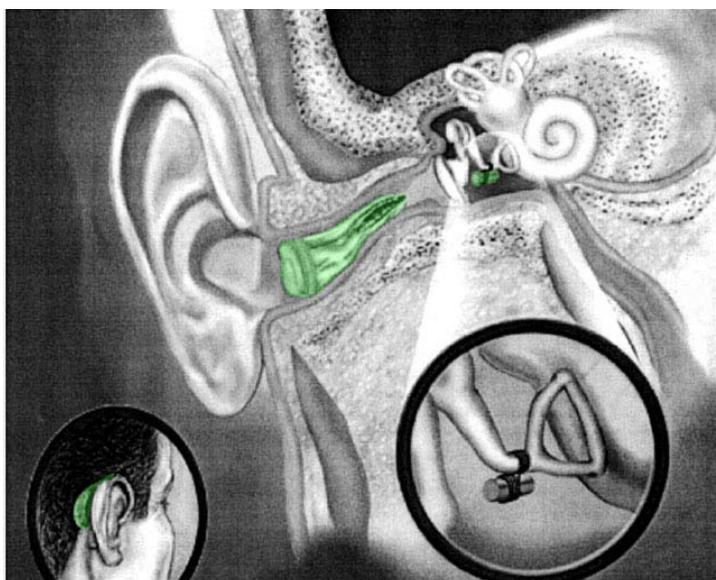


Abb. 5: Soundtec DDHS. Ein am Amboss-Steigbügelgelenk eingebrachter Magnet wird über eine elektrische Spule im Gehörgang angeregt [80].

Da nur der Magnet selbst implantiert werden muss, ist die Operation sehr viel weniger invasiv als bei anderen Mittelohrhörgeräten. Der Eingriff kann problemlos ambulant in Lokalanästhesie vorgenommen werden [38].

Die FDA-Zulassung besteht seit September 2001 für den HdO-Prozessor, seit September 2002 für den IdO-Prozessor. In Deutschland ist das Gerät nicht erhältlich [7].

Aufgrund der wenig aufwendigen Operation und der teilweise klassischen externen Komponenten sind die Kosten geringer als bei allen anderen Systemen. Man darf allerdings nicht vergessen, dass der Gehörgang mit dem Ansteuerungsgerät gefüllt ist und damit einige der bekannten Probleme konventioneller Hörgeräte wieder auftauchen.

2.5.4 Envoy Medical Esteem

Das Esteem Device der Firma Envoy Medical (St. Paul, MN, USA) (früher Envoy Device der Firma St. Croix Medical) ist ein voll implantierbares System. Es arbeitet auf piezoelektrischer Basis mit der Besonderheit, dass sowohl die Schallaufnahme als auch die Vibrationsausgabe über piezoelektrische Aktoren geschieht [57]. Wie bereits erwähnt, erzeugt ein Piezokristall elektrische Spannung, wenn man ihn mechanisch verformt. Durch Ankopplung eines sogenannten „sensor transducers“ am lateralen Ambosskörper, dient das Trommelfell als natürliches Mikrofon des Systems. Der ankommende Schall wird vom Trommelfell wie gewohnt als Vibration auf den Hammer und nachfolgend auf den Amboss übertragen. Der Piezo „sensor“ wandelt diese Schwingungen in elektrische Signale um, die wiederum an einen Soundprozessor weitergeleitet werden. Soundprozessor und Verstärker befinden sich mit der Batterie in einem Gehäuse und werden in Analogie zu den anderen Systemen unter der Haut in ein Knochenbett eingepflanzt. Die verstärkten und modulierten Signale können nun über einen sogenannten „driver transducer“ an den Stapes abgegeben werden. Damit dieser Kreislauf funktioniert, sind allerdings eine Kettenunterbrechung der Ossikel und eine Teilentfernung von 1-2 mm des Ambosses nötig. Wegen der notwendigen Kettenunterbrechung bedeutet die Implantation einen signifikanten Eingriff auf die Resthörfähigkeit und wird daher von vielen Otologen abgelehnt.

Die im Steuermodul enthaltene Batterie ist nicht wiederaufladbar und hat laut Hersteller eine Lebensdauer von 3-5 Jahren (je nach Nutzungsdauer des Gerätes). Danach muss das komplette Modul in einer Operation ausgetauscht werden. Bisher gibt es keine Daten, die diese Angaben über die Lebensdauer der Batterie stützen. Es sei jedoch angemerkt, dass dies, verglichen mit anderen Hörgeräten, eine sehr lange Lebensdauer bzw. ein sehr niedriger Energieverbrauch des Implantats ist.

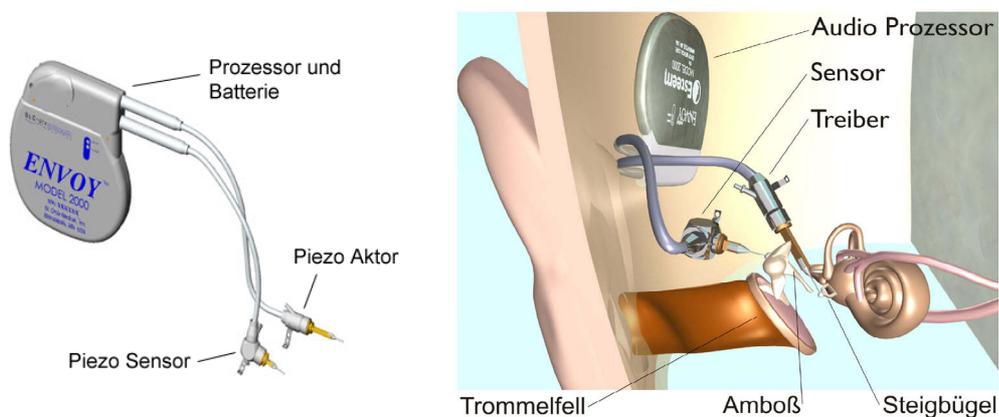


Abb. 6: Envoy Esteem. Nach Unterbrechung der Kette werden die Ambossschwingungen von einem Piezo als Mikrofon aufgenommen. Die Vibration wird über ein weiteres Piezo-element verstärkt auf den Stapes übertragen [15].

In einer Phase 1 Studie wurden 2002 7 Patienten mit dem Envoy Device versorgt [10]. Bei nur 3 der 7 Patienten funktionierte das Gerät noch 12 Monate nach der Implantation. Der funktionelle Gewinn der Patienten war bei 500, 1000 und 2000 Hz in etwa mit dem von herkömmlichen Hörgeräten vergleichbar. Bei Frequenzen von 3000 Hz und darüber reichte das Envoy Device nicht an Hörgeräte heran. Das verbesserte Envoy Esteem hat seit Mai 2006 die CE-Zulassung für Europa [66].

2.5.5 Implex TICA LZ 3001

Das TICA LZ nach Leysieffer-Zenner der Firma Implex (Ismaning, Deutschland) wurde ebenfalls als komplett implantierbares Mittelohrhörgerät konzipiert. Ein in die hintere knöcherne Gehörgangswand transmastoidal subkutan implantierba-

res Mikrofon nimmt den Schall trommelfellnah aus dem Gehörgang auf und nutzt dadurch die Richtcharakteristik und Schallvorverstärkung der Ohrmuscheln. Das Gehäuse um das Prozessormodul enthält außerdem eine wieder-aufladbare Batterie und wird ähnlich einem Cochlea-Implantat-Gehäuse retroaurikulär auf der Schädelkalotte subkutan implantiert. Ein im Mastoid untergebrachter piezoelektrischer Aktor wird über eine Koppelstange an den Amboss angekoppelt. Dies geschieht entweder über einen Titanclip am langen Ambossschenkel oder direkt am Ambosskörper (Abb. 7).

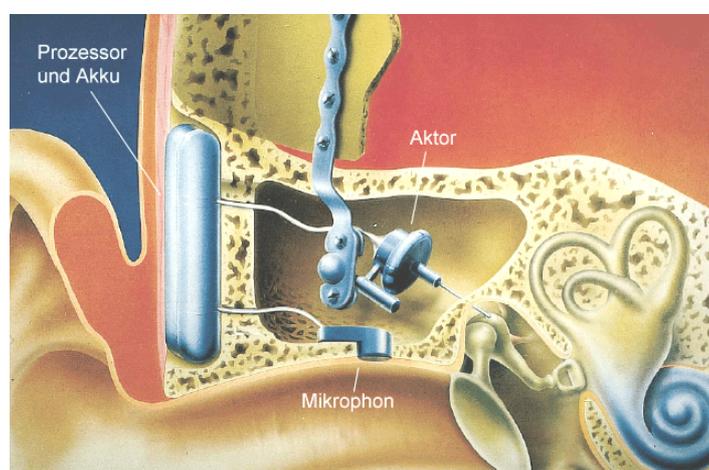


Abb. 7: Implex TICA. Ein im ausgebohrten Mastoid befestigter Piezowandler treibt über eine Koppelstange den Amboss an. Vollimplantierbares System [49].

Das System wurde an 20 Patienten erprobt [119-121]. Wegen des unter der Gehörgangshaut implantierten Mikrofons kam es bei 19 Patienten jedoch durch eine reverse Schallabstrahlung vom Trommelfell zu Rückkopplungspfeifen, weshalb eine „reversible malleus neck dissection“ (RMND) durchgeführt werden musste. Die reversible Hammerhalsdissektion ist ein Verfahren, bei dem ein 1-1,5 mm langes Stück aus dem Hammerhals reseziert wird und bei Bedarf durch einen Tropfen Zement rekonstruiert werden kann [120].

Die audiometrischen Ergebnisse zeigten nach RMND bei 89% der Patienten Verbesserungen der Einsilbverständlichkeit. Die maximalen Verstärkungsgewinne waren frequenzabhängig und betrugen 40 dB bei 2 kHz, 50 dB bei 3 kHz und 55 dB bei 4 kHz.

Einführung in die Thematik und historischer Überblick

Die Implex AG musste wegen finanzieller Schwierigkeiten im Jahr 2000 Konkurs anmelden, daher ist das TICA zur Zeit nicht mehr erhältlich [48].

3 Theoretische Grundlagen

Zum besseren Verständnis der in dieser Arbeit untersuchten Schwingungsvorgänge und der dabei verwendeten mathematischen Methoden werden hier einige mathematisch-physikalische Grundlagen kurz referiert (vgl. [95]):

3.1 Bewegungsformeln

Die Geschwindigkeit v ist physikalisch definiert als Weg x , der in einer bestimmten Zeit t zurückgelegt wird. Das d steht dabei jeweils für die Differenz, also die Änderung von Weg bzw. Zeit. Es gilt:

$$v = \frac{dx}{dt} \quad (1)$$

Unter Beschleunigung a versteht man die Geschwindigkeitsänderung pro Zeiteinheit:

$$a = \frac{dv}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} \quad (2)$$

Die drei Newtonschen Axiome besagen:

1. Ein Körper bleibt in Ruhe oder bewegt sich mit konstanter Geschwindigkeit weiter, wenn keine äußere Kraft auf ihn einwirkt. Die Summe aller Kräfte, die an dem Körper angreifen, bleibt konstant:

$$F = \sum_i F_i = 0 \quad (3)$$

2. Die Beschleunigung eines Körpers ist direkt proportional zur Kraft, die auf ihn wirkt und umgekehrt proportional zu seiner Masse:

$$a = \frac{F}{m} \quad (4)$$

3. Kräfte treten immer paarweise auf. Wenn Körper A eine Kraft auf Körper B ausübt, so wirkt eine gleichgroße Kraft entgegengesetzt von Körper B auf Körper A. „Actio gleich reactio“.

3.2 Schwingungen

Man unterscheidet periodische und nicht periodische Schwingungen. Periodische Schwingungen durchlaufen in festen Zeitabständen immer wieder die gleichen Schwingungszustände. Einfachstes Beispiel hierfür ist ein Pendel z. B. an einer Uhr.

3.3 Harmonische Schwingungen

Wird ein Gegenstand aus seiner Gleichgewichtslage ausgelenkt, so wirkt auf ihn eine rücktreibende Kraft (Rückstellkraft). Ist die Rückstellkraft proportional zur Auslenkung, stellt sich eine harmonische Schwingung ein.

Ein typisches Beispiel ist ein Gegenstand an einer Feder (Abb. 8).

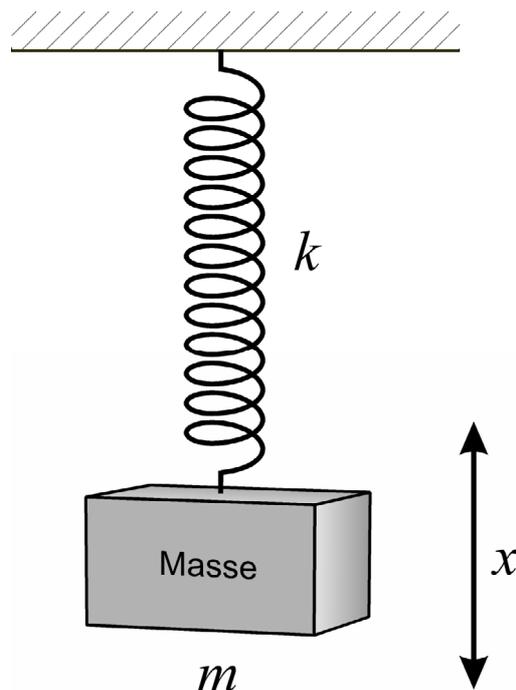


Abb. 8: Einfacher Federschwinger mit der Masse m

Theoretische Grundlagen

Wird dieser Gegenstand mit der Masse m aus seiner Ruhelage um den Betrag x ausgelenkt, wirkt auf ihn durch die Feder nach dem Hookeschen Gesetz die Kraft F_x , mit einer die Feder beschreibenden Federkonstanten k :

$$F_x = -k \cdot x \quad (5)$$

Der Ausdruck ist negativ, da die rücktreibende Kraft der Auslenkung entgegengesetzt ist. Nach dem zweiten Newtonschen Axiom ist die Kraft auch definiert als die Masse mal der Beschleunigung. Also können wir schreiben:

$$F_x = -k \cdot x = m \cdot a = m \cdot \frac{d^2x}{dt^2} \quad (6)$$

oder

$$a = \frac{d^2x}{dt^2} = -\frac{k}{m} \cdot x \quad (7)$$

Die Beschleunigung ist also proportional zu der Auslenkung und dieser entgegengesetzt. Damit ist die Bedingung für eine harmonische Schwingung erfüllt. Die Beschleunigung ist die zweifache Ableitung einer Funktion x nach der Zeit. Wir suchen also nach einer Funktion x , um diese Differentialgleichung zu lösen.

Die Zeit, die ein Schwinger braucht, um eine vollständige Schwingung durchzuführen, also an dem Punkt ankommt, an dem er gestartet ist, bezeichnet man als Periode oder Schwingungsdauer T .

Der Kehrwert der Schwingungsdauer heißt Frequenz ν und wird in der Einheit Hertz ($\text{Hz} = \text{s}^{-1}$) angegeben. ν ist der griechische Buchstabe ν und ist nicht zu verwechseln mit v für die Geschwindigkeit. Aufgrund der Ähnlichkeit wird die Frequenz im Folgenden mit dem ebenfalls gebräuchlichen Buchstaben f bezeichnet.

$$f = \frac{1}{T} \quad (8)$$

Theoretische Grundlagen

Bestimmt man die Auslenkung eines schwingenden Gegenstandes als Funktion der Zeit experimentell, indem man z. B. an dem schwingenden Gegenstand aus Abb. 8 einen Stift befestigt und einen Papierstreifen gleichmäßig an diesem vorbeiführt (Abb. 9), so erhält man eine Kurve mit sinus-/cosinusförmigen Verlauf, der gegeben ist durch:

$$x = A \cdot \cos(\omega \cdot t + \delta) \quad (9)$$

Die sog. Amplitude A ist gleich der größten Auslenkung aus der Ruhelage, ω wird als Kreisfrequenz und δ als Phasenkonstante bezeichnet. Bewegungen, deren Auslenkung x dieser Gleichung gehorchen, werden harmonische Schwingungen genannt.

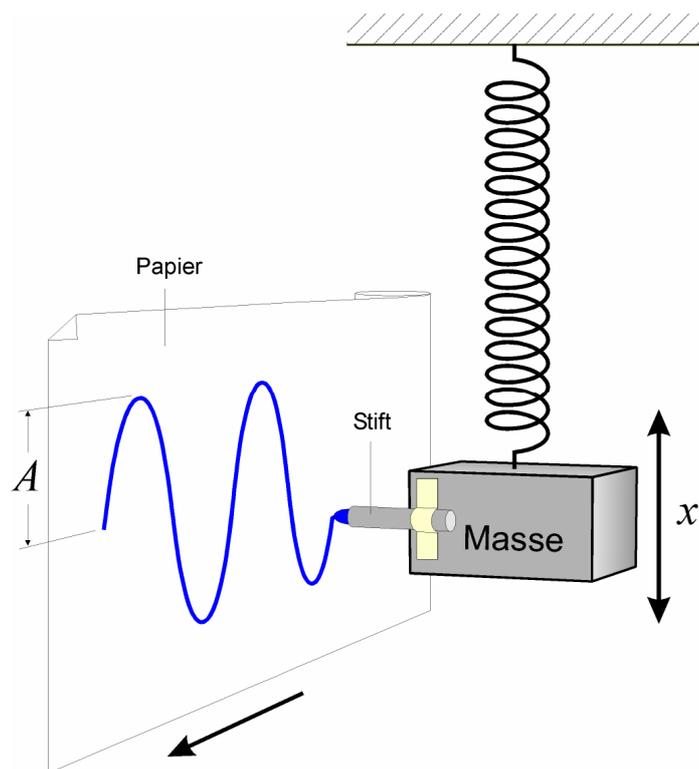


Abb. 9: Schwingende Masse, an der ein Stift befestigt ist. Führt man einen Papierstreifen gleichmäßig an dem sich auf und ab bewegendem Stift vorbei, wird die sinusförmige Schwingung als Funktion auf dem Papier sichtbar.

Theoretische Grundlagen

Das Argument der Kosinusfunktion ist die sogenannte Phase. Pro komplettem Schwingungszyklus (in der Zeit T) erhöht sich die Phase um 2π . Da $\cos(\omega \cdot t + \delta + 2\pi) = \cos(\omega \cdot t + \delta)$, gilt nach einem Schwingungsdurchgang für die Phase:

$$\omega(t+T) + \delta = \omega \cdot t + \delta + 2\pi \quad (10)$$

oder

$$\omega T = 2\pi \quad (11)$$

und so

$$T = \frac{2\pi}{\omega} \quad (12)$$

Setzt man nun Gleichung (8) in (11) ein, erhält man einen Ausdruck für die Kreisfrequenz ω :

$$\omega = 2\pi \cdot f \quad (13)$$

Die Kreisfrequenz wird in Bogenmaß (Einheit rad) durch Zeit (Einheit s) ausgedrückt.

Die Phasenkonstante δ hängt von der Wahl des Zeitpunktes $t = 0$ ab. Das heißt, wie groß die Auslenkung x zu Beginn unserer Betrachtung ist. Der Einfachheit halber wählen wir den Zeitpunkt $t = 0$ so, dass x gleich der Maximalauslenkung, also $x = A$ ist. Damit wird die Phasenkonstante $\delta = 0$ und verschwindet aus unserer Gleichung:

$$x = A \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (14)$$

Die erste Ableitung nach der Zeit liefert die Geschwindigkeit v :

$$v = \frac{dx}{dt} = -\omega \cdot A \cdot \sin(\omega \cdot t) \quad (15)$$

Theoretische Grundlagen

Die Ableitung der Geschwindigkeit nach der Zeit ergibt die Beschleunigung a :

$$a = \frac{d^2x}{dt^2} = -\omega^2 \cdot A \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (16)$$

oder

$$a = -\omega^2 \cdot x \quad (17)$$

Ein Vergleich mit Formel (7) zeigt, dass der Ansatz $x = A \cdot \cos(\omega \cdot t)$ die Differen-

tialgleichung $\frac{d^2x}{dt^2} = -\frac{k}{m} \cdot x$ löst, wenn die Konstanten Masse m und Federkonstante k mit der Kreisfrequenz ω in der Form

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (18)$$

verknüpft sind.

3.4 Harmonische Schwingung und Kreisbewegung

Eine harmonische Schwingung kann sich auch in einer Kreisbewegung ausdrücken. Abb. 10 verdeutlicht diesen Zusammenhang.

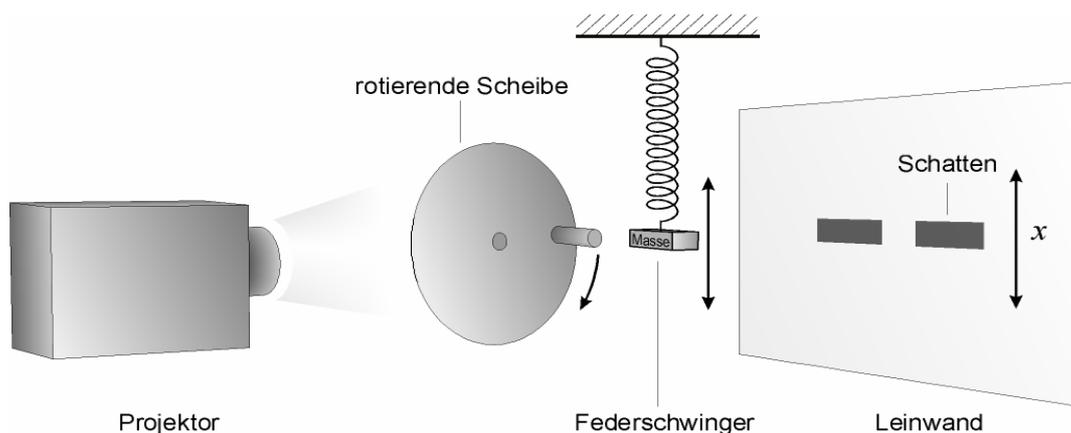


Abb. 10: Der Vergleich der in Phase schwingenden Schatten einer rotierenden Kurbel und eines Federschwingers macht die Übertragbarkeit der harmonischen Schwingung auf eine Kreisbewegung deutlich.

Theoretische Grundlagen

Ein Zapfen an einer rotierenden Scheibe und ein Massstück an einer Feder werfen, angestrahlt von einem Projektor, ihre Schatten auf eine dahinterstehende Leinwand. Beide Bewegungen können nun so aufeinander abgestimmt werden, dass sich die Schatten synchron auf und ab bewegen. Hierzu muss die Dauer eines Scheibenumlaufes mit der Periode des Federschwingers übereinstimmen. Da wir wissen, dass der Federschwinger eine harmonische Schwingung ausführt, muss die Kreisbewegung der Scheibe ebenfalls eine harmonische Schwingung ausdrücken können.

Mathematisch kann man sich diese Beziehung zwischen harmonischer Schwingung und Kreisbewegung als die Bewegung eines Punktes mit konstanter Geschwindigkeit v auf einer Kreisbahn mit dem Radius A vorstellen (Abb. 11).

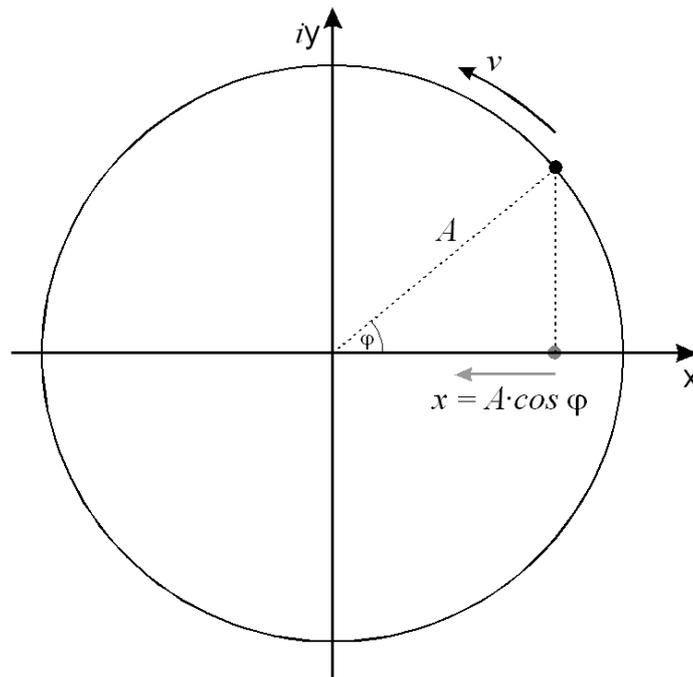


Abb. 11: Mathematische Darstellung der harmonischen Schwingung als Kreisbahn eines Punktes

Die Winkelgeschwindigkeit ω lässt sich als $\omega = \frac{v}{A}$ ausdrücken. φ ist der zwischen der x-Achse und dem Punkt eingeschlossene Winkel.

Er verändert sich mit der Zeit t :

$$\varphi = \omega \cdot t \quad (19)$$

Aus der Abbildung sieht man, dass die x-Komponente des Punktes gleich

$$x = A \cdot \cos \varphi \quad (20)$$

$$x = A \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (21)$$

ist (Definition des Kosinus). Die x-Komponente ist die Projektion des Punktes auf die x-Achse und entspricht der Gleichung (14), der Definition für eine harmonische Schwingung.

3.5 Differentialgleichungen

In Abb. 12 sieht man wieder ein Beispiel für eine harmonische Schwingung, jetzt allerdings in der physikalischen Symbolik dargestellt. Wie in Abb. 8 hängt ein Gewicht an einer Feder. In der Realität würde ein solcher Schwinger aber auf Grund der vorhandenen Reibung nicht ewig weiter schwingen. Um diesen Umstand zu verdeutlichen, ist in die Abbildung ein Dämpfungselement eingezeichnet.

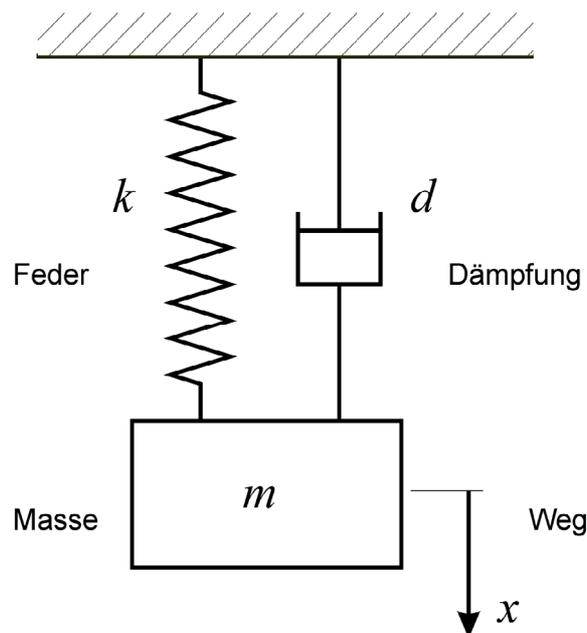


Abb. 12: Einfacher Federschwinger mit der Masse m , der Federkonstanten k und der Dämpfung d . Der bei der Schwingung zurückgelegte Weg wird mit x bezeichnet.

Lenkt man das Gewicht nun aus seiner Ruhelage aus, schwingt es beim Loslassen auf und ab. Die Auslenkung (Amplitude) von der Ruhelage wird im folgenden immer kleiner werden, bis der Schwinger an seinem Nullpunkt wieder zum Stillstand kommt. Nun stellen wir uns vor, auf das Gewicht wirkt nicht nur anfangs eine einmalige Kraft (das Auslenken durch Ziehen nach unten) sondern immer wieder mit einer gewissen Regelmäßigkeit, so dass das Gewicht in einer gleichmäßigen Bewegung bleibt. Eine solche Schwingung nennt man harmonische gedämpfte erzwungene Schwingung. Man kann sie mathematisch beschreiben und zwar mit Hilfe von Differentialgleichungen. Eine Differentialgleichung ist die Bestimmungsgleichung einer Funktion, in der neben der gesuchten Funktion mindestens eine ihrer Ableitungen vorkommt.

$$m \cdot \frac{dv}{dt} + d \cdot v + k \cdot \int v \cdot dt = F_0 \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (22)$$

$$\underbrace{\hspace{1.5cm}}_{F_T} \quad \underbrace{\hspace{1.5cm}}_{F_D} \quad \underbrace{\hspace{1.5cm}}_{F_R} \quad \underbrace{\hspace{1.5cm}}_{F_E}$$

mit

$$v = v_0 \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (23)$$

Die Schwingung stellt sich als Summe der einzelnen Kräfte, die an dem Körper angreifen dar. Hier sind das: Trägheitskraft F_T , Dämpfung F_D und die Rückstellkraft F_R . Ihnen entgegengesetzt ist die Erregerkraft F_E . F_T ist abhängig von der Masse m und der Beschleunigung. F_D ist abhängig von der Dämpfungskonstanten d und der Geschwindigkeit. F_R ist abhängig von der Federkonstanten k und vom Weg. Die Kosinusbeziehung von F_E zeigt an, dass es sich um eine periodisch anregende Kraft handelt.

3.6 Resonanz

Vgl. [96]

Bei einer erzwungenen Schwingung hängt die Amplitude des Systems und damit seine Energie nicht nur von der Amplitude der anregenden Kraft, sondern auch von deren Frequenz ab. Ist die anregende Frequenz gleich der Eigenfrequenz des schwingenden Systems, kann sich die resultierende Amplitude um

ein Vielfaches von der Erregeramplitude aufschaukeln. Dieses Phänomen wird als Resonanz bezeichnet. Die Eigenfrequenz ist diejenige Frequenz mit der ein System schwingen würde, wenn weder Anregung noch Dämpfung wirksam wären. Eine angeschlagene Stimmgabel schwingt z. B. immer in ihrer spezifischen Eigenfrequenz. Ein System kann auch mehrere Eigenfrequenzen haben. Diejenige Frequenz, bei der es zu einem lokalen Maximum der Amplitude kommt, bezeichnet man als Resonanzfrequenz. In einem gedämpften System liegt die Resonanzfrequenz in der Nähe der Eigenfrequenz.

3.7 Trägheitsmoment

Vgl. [94, 107]

Das Trägheitsmoment Θ ist eine physikalische Größe, die in der Mechanik die Trägheit eines starren Körpers gegenüber einer Änderung seiner Rotationsbewegung angibt.

Analog zum Zweiten Newtonschen Axiom für lineare Bewegungen (Gleichung (4)) gilt für Drehbewegungen:

$$M = \Theta \cdot \alpha \quad (24)$$

Das resultierende Drehmoment M entspricht der resultierenden Kraft F , das Trägheitsmoment Θ entspricht der Masse m und die Winkelbeschleunigung α entspricht der linearen Beschleunigung a .

Das Drehmoment ist definiert als das Produkt von der Kraft F und dem Abstand r vom Drehpunkt, an dem diese Kraft angreift.

$$M = F \cdot r \quad (25)$$

Das Trägheitsmoment eines Körpers hängt von seiner Form, der Massenverteilung und zusätzlich von der Drehachse ab.

Für eine Punktmasse m im Abstand r von der Drehachse beträgt das Trägheitsmoment (Abb. 13):

$$\Theta = m \cdot r^2 \quad (26)$$

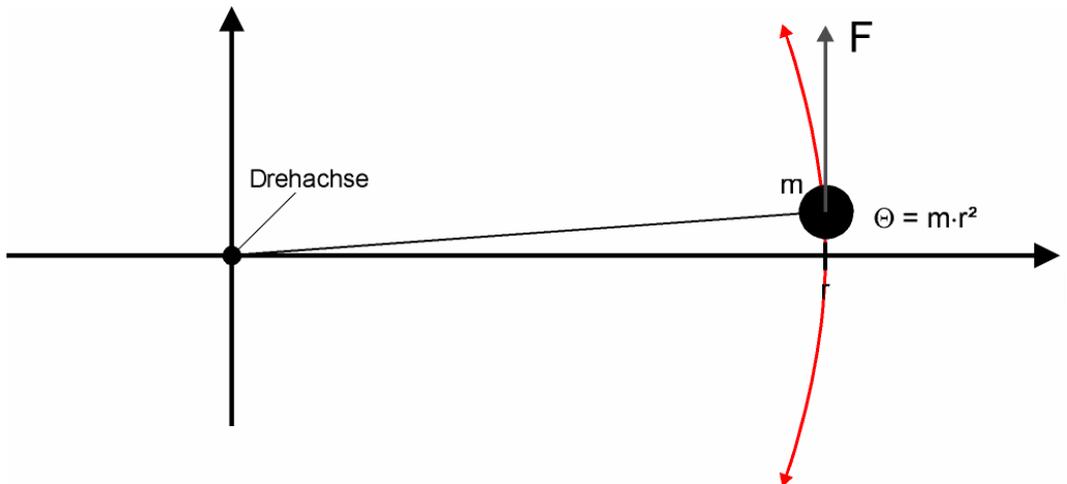


Abb. 13: Punktmasse m auf einer Kreisbahn (rot) im Abstand r von der Drehachse, die durch den Ursprung verläuft.

Die Formeln zur Berechnung von Trägheitsmomenten einfacher geometrischer homogener (konstante Masseverteilung) Körper lassen sich in der Literatur nachschlagen. Sie sind üblicherweise für Rotationsachsen durch den Körperschwerpunkt angegeben.

Mit Hilfe des Steinerschen Satzes lassen sich Trägheitsmomente auch für Körper berechnen, deren Rotationsachse nicht durch den Schwerpunkt verläuft.

Der Satz von Steiner besagt, dass für das Trägheitsmoment eines starren Körpers bezüglich einer beliebigen Drehachse und dem Trägheitsmoment für die parallel dazu verschobenen Drehachse durch den Körperschwerpunkt gilt:

$$\Theta = \Theta_{\text{Schwerpunkt}} + m \cdot r^2 \quad (27)$$

Der Abstand beider Achsen ist r . Die Gesamtmasse des Körpers ist m .

3.8 Komplexe Zahlen

Vgl. [12]

Die Berechnung von Schwingungsvorgängen und Differentialgleichungen lässt sich mit Hilfe von komplexen Zahlen stark vereinfachen, da sich die komplizierten Beziehungen in Zusammenhang mit Produkten von Sinus- und Kosinus-

funktionen durch Produkte von Exponentialfunktionen ersetzen lassen, bei denen lediglich die Exponenten addiert werden müssen.

Komplexe Zahlen stellen eine Erweiterung des Zahlenbereiches der reellen Zahlen dar, durch die auch Wurzeln von negativen Zahlen gezogen werden können. In der Menge der reellen Zahlen gibt es für $x^2 = -1$ keine Lösung. Durch Einführen einer neuen Zahl i , der sogenannten imaginären Einheit, gelingt die Lösung der Gleichung.

$$i \cdot i = i^2 = -1 \quad (28)$$

$$i = \sqrt{-1} \quad (29)$$

Komplexe Zahlen werden in der Form $z = a + i \cdot b$ dargestellt, wobei a und b reelle Zahlen sind. a bezeichnet man auch als Realteil, b als Imaginärteil der komplexen Zahl z . Als konjugiert komplexe Zahl z^* zu $z = a + i \cdot b$ bezeichnet man die komplexe Zahl $z^* = a - i \cdot b$. Der Betrag einer komplexen Zahl liefert wieder eine reelle Zahl:

$$|z| = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (30)$$

Zur Veranschaulichung komplexer Zahlen verwendet man die sog. Gaußsche Zahlenebene oder auch komplexe Zahlenebene. Dabei werden auf der x-Achse eines rechtwinkligen Koordinatensystems die reellen, auf der y-Achse die imaginären Zahlen mit der Einheit i aufgetragen. Die x-Achse wird auch als reelle Achse, die y-Achse als die imaginäre Achse bezeichnet. Genau wie man eine reelle Zahl eindeutig auf einem Punkt einer Zahlengeraden abbilden kann, wird jeder komplexen Zahl $z = a + i \cdot b$ genau ein Punkt (z) mit den Koordinaten (a, b) auf der komplexen Ebene eineindeutig zugeordnet (Abb. 14).

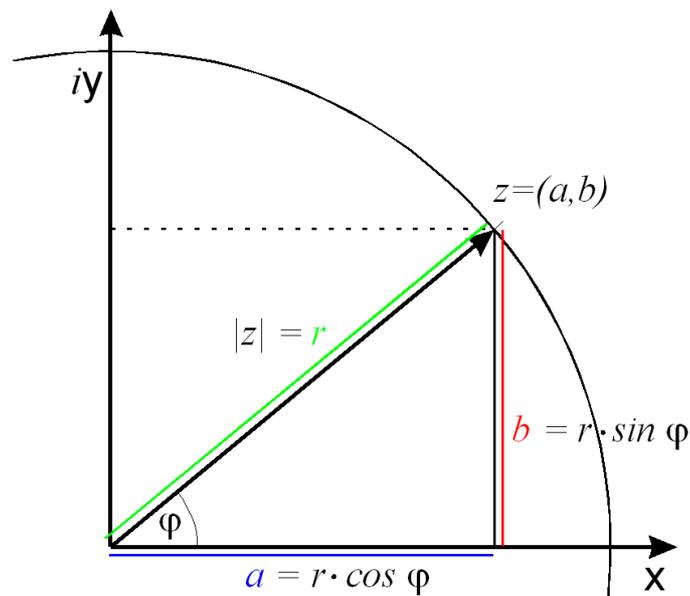


Abb. 14: Darstellung in der komplexen Ebene. X bezeichnet die reelle, iy bezeichnet die imaginäre Achse.

r lässt sich über den Satz des Pythagoras berechnen:

$$r^2 = a^2 + b^2 \quad (31)$$

$$r = \sqrt{a^2 + b^2} = |z| \quad (32)$$

Der Betrag $|z|$ gibt also den Abstand des Punktes (z) vom Ursprung an.

In Analogie zu den entsprechenden Rechenregeln für zweidimensionale Vektoren, werden für die komplexen Zahlen $z_1 = a + i \cdot b$ und $z_2 = c + i \cdot d$ folgende Verknüpfungsregeln definiert:

Addition / Subtraktion:

$$z_1 \pm z_2 = (a \pm c) + i \cdot (b \pm d) \quad (33)$$

Zwei komplexe Zahlen werden addiert, indem Real- und Imaginärteil getrennt addiert werden. Addiert man z mit ihrer konjugiert komplexen Zahl z^* , erhält man den doppelten Realteil:

$$z + z^* = (a + i \cdot b) + (a - i \cdot b) = 2 \cdot a \quad (34)$$

Theoretische Grundlagen

Multiplikation:

$$z_1 \cdot z_2 = (a \cdot c - b \cdot d) + i \cdot (a \cdot d + b \cdot c) \quad (35)$$

Division:

$$\frac{z_1}{z_2} = \frac{a \cdot c + b \cdot d}{c^2 + d^2} + i \cdot \frac{b \cdot c - a \cdot d}{c^2 + d^2} \quad (36)$$

In der sogenannten Polardarstellung, kann der Punkt (a,b) auch durch einen Vektor \vec{z} der Länge r und dem Winkel φ , den der Vektor mit der Abszisse einschließt dargestellt werden. Dabei gilt es zu beachten, dass der Vektor dieselbe Lage einnimmt für zwei Winkel, deren Differenz ein ganzzahliges Vielfaches von 2π ist.

Stellt man sich den Vektor als Zeiger vor, der sich mit der Winkelgeschwindigkeit ω gegen den Uhrzeigersinn um den Nullpunkt bewegt, bekommt man in Analogie zu (20) bzw. (21) wieder eine harmonische Schwingung auf der x-Achse:

$$b = r \cdot \sin \varphi \quad (37)$$

$$a = r \cdot \cos \varphi \quad (38)$$

Für z gilt also:

$$z = r(\cos \varphi + i \cdot \sin \varphi) \quad (39)$$

Jetzt kommt der Schritt, durch den die Berechnung mit komplexen Zahlen so einfach wird, denn nach Euler gilt (unter Einführung der Eulerschen Zahl e):

$$e^{i\varphi} = \cos \varphi + i \cdot \sin \varphi \quad (40)$$

und damit:

$$z = r \cdot (\cos \varphi + i \cdot \sin \varphi) = r \cdot e^{i\varphi} \quad (41)$$

Eine beliebige komplexe Zahl z kann also durch $z = r \cdot e^{i\varphi}$ in Polarkoordinaten dargestellt werden. Die Multiplikation vereinfacht sich jetzt zu:

$$z_1 \cdot z_2 = r_1 \cdot r_2 \cdot e^{i(\varphi_1 + \varphi_2)} \quad (42)$$

und die Division zu:

$$\frac{z_1}{z_2} = \frac{r_1}{r_2} e^{i(\varphi_1 - \varphi_2)} \quad (43)$$

Vor allem die Ableitung und die Integration werden durch die e-Funktion stark vereinfacht. Die Differentialgleichung zur Beschreibung einer harmonischen gedämpften angeregten Schwingung schreibt sich in komplexer Schreibweise:

$$\operatorname{Re} \left(m \cdot i\omega \cdot e^{i\omega t} + d \cdot e^{i\omega t} + \frac{k}{i\omega} e^{i\omega t} \right) \cdot v_0 = \operatorname{Re} (F_0 \cdot e^{i\omega t}) \quad (44)$$

Das Re vor der Klammer bedeutet, dass nur der Realteil der komplexen Funktion gemeint ist. Durch Kürzen von $e^{i\omega t}$ und Setzen von $v_0 = x$, erhält man:

$$x \left(i\omega \cdot m + d + \frac{k}{i\omega} \right) = F_0 \quad (45)$$

Mit dieser Formel ist also das System des einfachen gedämpften Federschwinners aus Abbildung 12 vollständig beschrieben.

3.9 Freiheitsgrade

Unter Freiheitsgrad versteht man die Möglichkeit eines Systems, im Raum Bewegungen durchzuführen. Die Anzahl der Freiheitsgrade ist die Anzahl der voneinander unabhängigen Koordinaten, die zu der Bestimmung des Systems notwendig sind. Das heißt, jede mögliche Bewegungsrichtung im dreidimensionalen Raum entlang einer Koordinatenachse oder um diese rotiert, entspricht einem Freiheitsrad.

Der FMT frei im Raum schwebend hat also sechs Freiheitsgrade. Er kann theoretisch vor - zurück, hin - her, hoch - runter schwingen und dabei zusätzlich um jede der drei Achsen rotieren (Abb. 15).

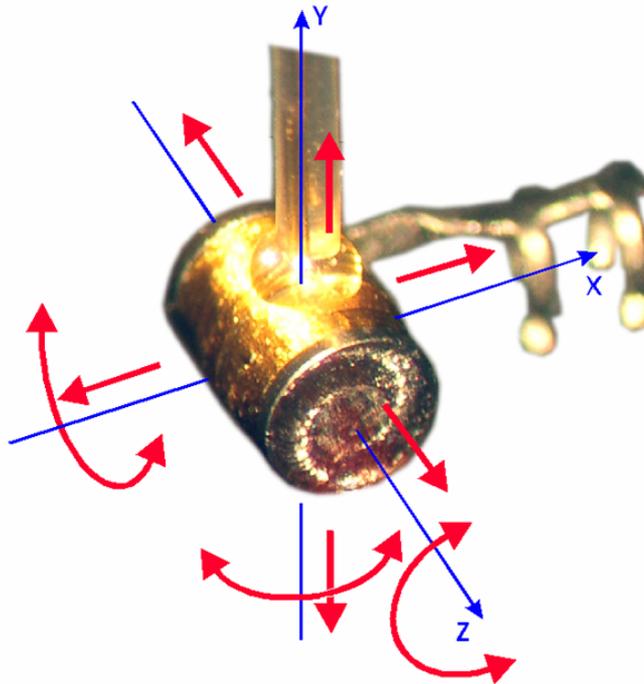


Abb. 15: Der FMT mit Darstellung der Freiheitsgrade (rote Pfeile) bei der Schwingung im 3dimensionalen Raum. Neben der translatorischen Bewegung entlang der drei Achsen ist jeweils auch eine Rotation um die Achse möglich.

3.10 Übertragungsfunktion

Vgl. [105]

Die Übertragungsfunktion oder auch Transferfunktion ist eine mathematische Beschreibung des Verhaltens eines linearen, zeitabhängigen Systems, das genau einen Eingang und einen Ausgang besitzt. Sowohl das Eingangssignal $x(t)$ als auch das Ausgangssignal $y(t)$ besteht aus einer Überlagerung von je einer Sinus- und Cosinusschwingung für jede von endlich oder unendlich vielen Frequenzen.

Die Übertragungsfunktion ist dann diejenige komplexwertige Funktion, die, in Abhängigkeit von der Kreisfrequenz ω beschreibt, um welchen Faktor $|H|$ das System die Amplitude verändert und um welchen Phasenwinkel φ es die Phase verschiebt.

$$H(\omega) = |H(\omega)| \cdot e^{i\varphi(\omega)}$$

Mit anderen Worten: Die Übertragungsfunktion stellt den Faktor dar, mit dem man die Eingangsfunktion multiplizieren muss, um die Ausgangsfunktion zu erhalten.

3.11 Spitze-Spitze-Wert

Der Spitze-Spitze-Wert, abgekürzt pp aus dem englischen *peak-to-peak amplitude*, gibt bei einer Wechselgröße die Höhe der Auslenkung gemessen vom niedrigsten bis zu höchsten Wert an. Er entspricht damit genau dem doppelten der Amplitude (Abb. 16).

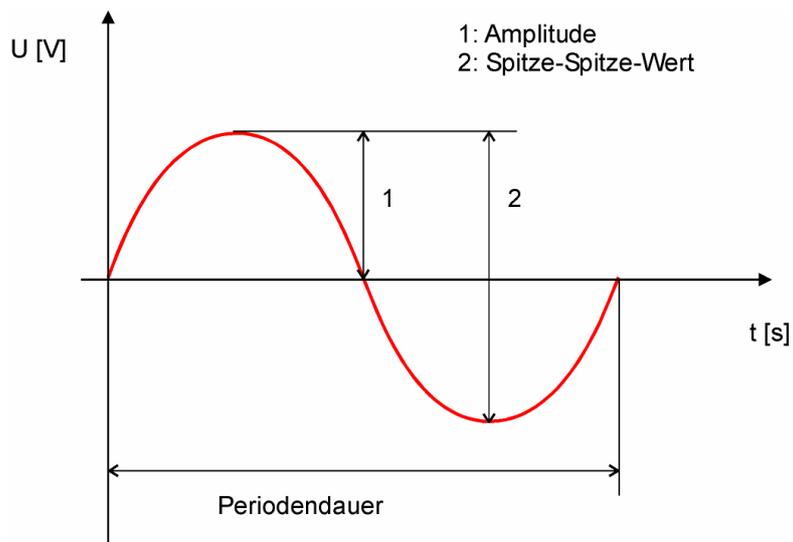


Abb. 16: Unterschied zwischen Amplitude und Spitze-Spitze-Wert einer Wechselspannung

4 Material und Methoden

4.1 Material

4.1.1 Messobjekt

Der Floating Mass Transducer (FMT) ist der Teil der Vibrant Soundbridge, der die zuvor vom Mikrofon aufgenommenen Schallwellen direkt, das heißt unter Umgehung des Trommelfells, als Schwingungen auf die Gehörknöchelchenkette überträgt.

Der FMT besteht aus einem Titanzylinder von 2,2 mm Länge und einem Durchmesser von 1,5 mm, um den ein 0,05 mm feiner, polyimidummantelter Golddraht auf jeder Seite als Spule gewickelt ist. In dem Titanzylinder befinden sich ein Magnet aus Samarium-Kobalt (SmCo), sowie zwei Dämpfungselemente. Eine abschließende Schicht aus Acryl versiegelt den FMT. In der Mitte der Spule taucht die silikonummüllte zuführende Leitung in die Ummantelung ein [3] (Abb. 17-19).

An einem Ende des FMT ist eine Metallklemme (Titan) angebracht, durch die der Schwinger am langen Ambossschenkel befestigt wird (Abb. 18).

Ein an der zuführenden Leitung angelegter Wechselstrom versetzt den Magneten im Innern in Schwingungen. Die Titanhülle bewegt sich in entgegengesetzter Richtung. Die Kraft F ist dabei proportional zum angelegten Strom.

Zur Verfügung standen insgesamt 5 FMTs, von denen 3 nur für Testzwecke und Versuchsmessungen zu verwenden waren, da sie nicht den Produktionsstandards eines klinischen Implantates entsprachen. 2 der 5 FMTs waren von einer Güte, wie sie bei der Implantation am Menschen zum Einsatz kommen. Zu diesen beiden als „e5“ bzw. „e7“ bezeichneten Transducern lagen die Produktionstestdatenblätter der Firma Symphonix vom 08.10.1999 vor.

Alle Versuche wurden konsequenterweise zuerst mit den 3 „schlechten“ FMTs durchgeführt, um bei Erfolg der Methode im zweiten Schritt die Messungen mit den 2 „guten“ Transducern zu wiederholen. Dadurch sollte einer möglichen

elektrischen oder mechanischen Zerstörung der filigranen Messobjekte vorgebeugt werden.

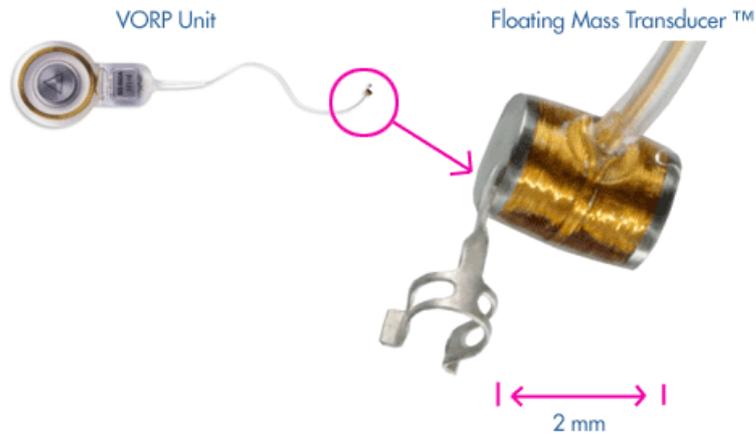


Abb. 17: FMT am Ende der sog. VORP [60].

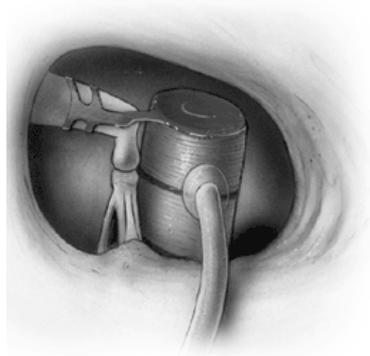


Abb. 18: Der FMT in situ am langen Ambossschenkel [59].

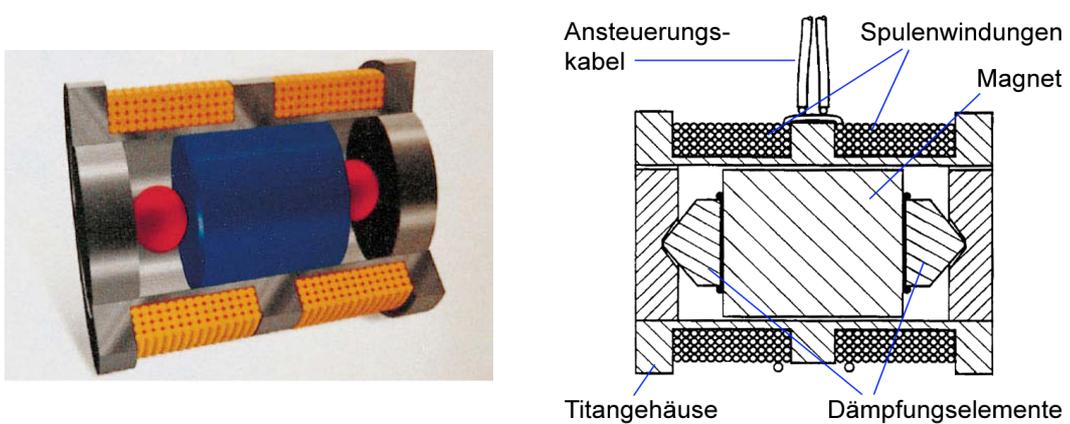


Abb. 19 a/b: FMT mit teils freigelegter Hülle. Im Innern sieht man den beweglichen Magneten in blau, die elastischen Dämpfungselemente sind in rot dargestellt. Daneben die schematische Zeichnung aus der Patentschrift [5, 118].

4.1.2 Geräte

4.1.2.1 Laser-Doppler-Vibrometer

Ein Laser-Doppler-Vibrometer (LDV) ist ein Gerät, mit dem Schwingungsvorgänge bis in den MHz-Bereich mit sehr linearer Phasen-Kennlinie und hoher Amplitudengenauigkeit gemessen werden können. Da es ein berührungsfreies Messverfahren ist, eignet es sich besonders für die Messung von sehr kleinen und leichten Strukturen.

Bewegt sich eine Schallquelle auf den Beobachter zu, nimmt dieser den Schall mit einer vergrößerten Frequenz wahr. Er hört den Ton höher. Umgekehrt verhält es sich bei Entfernung der Schallquelle vom Beobachter. Nun wird der Ton tiefer wahrgenommen, die Frequenz ist vermindert.

Analog dazu verhält sich eine elektromagnetische Welle, die von einem bewegten Objekt reflektiert wird. Für die resultierende Frequenzverschiebung f_D gilt die Beziehung

$$f_D = \frac{2v}{\lambda} \quad (47)$$

mit v gleich der Geschwindigkeit des Objektes und λ gleich der Wellenlänge der ausgesandten Welle.

Unter Ausnutzung dieses als Doppler-Effekt bekannten Phänomens (nach C. A. Doppler 1803–1853) kann das LDV mit Hilfe eines Interferometers die Frequenz f_D messen und die Geschwindigkeit v eines bewegten Objektes errechnen, da die Wellenlänge λ durch den verwendeten Laser vorgegeben ist.

Bei Überlagerung zweier zeitlich kohärenter Lichtstrahlen mit den Einzelintensitäten I_1 und I_2 , ist die Gesamtintensität beider Strahlen nicht einfach gleich der Summe der Einzelintensitäten, sondern sie ist nach der Formel

$$I_{ges} = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos\left(2\pi \cdot \frac{r_1 - r_2}{\lambda} + \delta_1 - \delta_2\right) \quad (48)$$

mit einem sogenannten Interferenzterm moduliert.

Für diesen Interferenzterm gilt: Bei einer Wegdifferenz zwischen beiden Strahlen, die einem ganzzahligen Vielfachen der Wellenlänge des Lichtes entspricht, beträgt die Gesamtintensität das Vierfache einer Einzelintensität. Bei einer halbzahligen Vielfachen der Wellenlänge beträgt die Gesamtintensität dagegen genau Null [30].

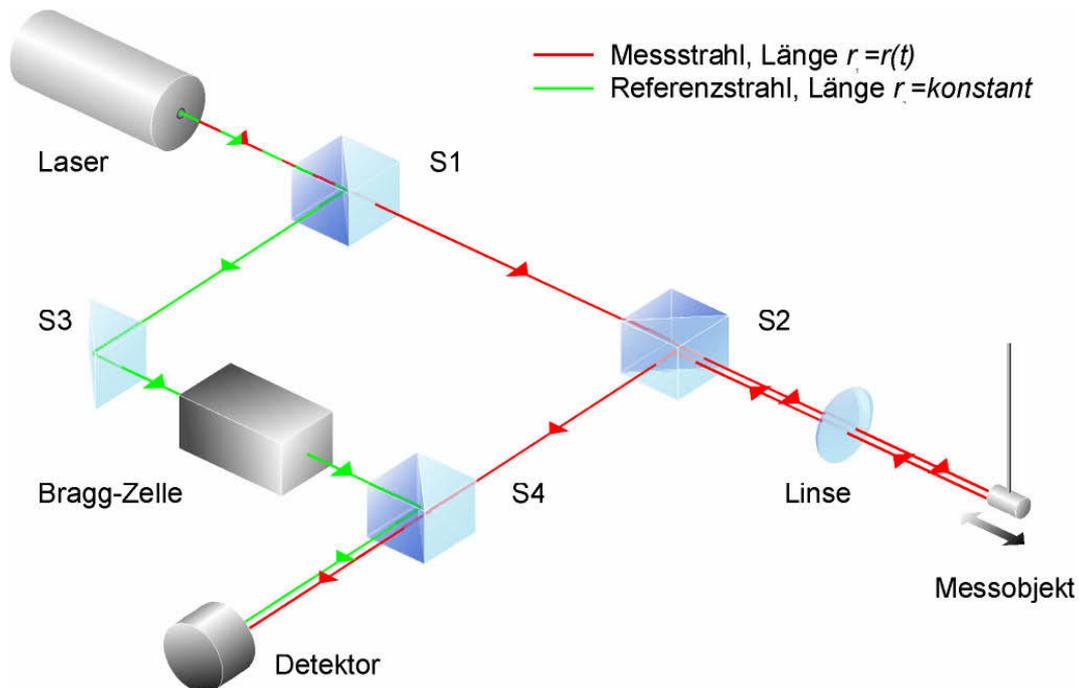


Abb. 20: Schema des Messprinzips eines Laser-Doppler-Vibrometers. Der Laserstrahl wird über die Strahlenteiler S1-4 in einen Mess- und einen Referenzstrahl aufgeteilt und nach der Reflexion des Messstrahls vom Messobjekt auf einem Detektor zur Überlagerung gebracht.

Abb. 20 zeigt ein Schema der Funktionsweise eines LDV. Der Laserstrahl wird von einem Strahlteiler S1 in einen Mess- und in einen Referenzstrahl aufgeteilt. Über weitere Strahlteiler aus halbdurchlässigen Spiegeln wird schließlich der vom Messobjekt reflektierte und modulierte Messstrahl mit dem Referenzstrahl konstanter Frequenz auf einem Detektor zur Überlagerung gebracht. Hier entsteht nun ein für die Interferometrie typisches Hell-Dunkel-Muster. Dabei entspricht ein Hell-Dunkel-Zyklus auf dem Detektor der Verschiebung des Objektes um genau eine halbe Wellenlänge des verwendeten Lichtes. Messtechnisch wird die Modulationsfrequenz des Interferenzmusters bestimmt, die direkt proportional zur Geschwindigkeit des Messobjektes ist (vgl. [30]).

Da eine Objektbewegung vom Interferometer weg das gleiche Modulationsmuster hervorruft wie eine Bewegung auf das Interferometer zu, ist in den Strahlengang des Referenzstrahls zusätzlich ein akustisch-optischer Modulator (sog. Bragg-Zelle) zwischengeschaltet, der diesen Unterschied aufdecken kann.

Die Bewegung des FMT wurde mit einem Ein-Punkt Laser-Doppler-Vibrometer der Firma Polytec (Waldbronn, Deutschland) gemessen. Es besteht aus einem Messkopf „OFV 302“ und einem Vibrometer-Controller „OFV 3000 Signalprozessor“. Der Messkopf sendet und empfängt den Laserstrahl eines HeNe-Lasers der Wellenlänge 633 nm und mit einer Austrittsleistung von 1 mW.

Das frequenzmodulierte Signal des Messkopfes wurde vom Vibrometer-Controller demoduliert und lieferte eine zur Geschwindigkeit proportionale Ausgangsspannung. Ein sog. Tracking-Filter konnte am Controller eingeschaltet werden, der kurzzeitige Reflexionsaussetzer bei schwachen optischen Signalen überbrücken kann.

4.1.2.2 FFT-Analysator

Die Analyse des Ausgangssignals des LDV wurde mit einem 2-Kanal FFT-Analysator, Modell CF-910, der Firma Ono Sokki (Yokohama, Japan) durchgeführt (Abb. 21). FFT steht hierbei für fast fourier transformation. Unter einer Fourier-Analyse versteht man die Zerlegung einer periodischen Bewegung in sinusförmige bzw. kosinusförmige Teilschwingungen. (Nach J.D. Fourier, 1768–1830).

Der Frequenzbereich des FFT-Analysators reichte bis 40 kHz, verwendet wurde aber nur der für das (menschliche) Hören relevante Bereich bis 10 kHz. Da die Auflösung unabhängig vom gewählten Messbereich 400 Linien betrug, hatten die einzelnen Spektrallinien im 10 kHz Bereich einen Abstand von 25 Hz.

Gleichzeitig diente der FFT-Analysator als Signalgenerator für den FMT. Der Ausgang lieferte sowohl weißes Pseudoräuschen als auch monofrequente Signale.

Normalerweise wurde bandbegrenztes (0–10 kHz) weißes Rauschen als Anregung benutzt, das heißt das anregende Signal enthielt alle Frequenzen im ge-

wählten Bereich bei etwa gleicher Amplitude auf einmal. Auf diese Weise kann in kürzester Zeit eine Übertragungsfunktion gemessen werden. Nur im Falle eines schlechten Signal-Rauschverhältnisses wurde jede Frequenz einzeln nacheinander gemessen. Die gewonnene Signalqualität ging allerdings zu Lasten der Zeit. Ein kompletter Scan über die Frequenzen 100 Hz bis 10 kHz dauerte mit monofrequenten Signalen etwa 9 Minuten, im Gegensatz zu wenigen Sekunden der erstgenannten Methode.

Auf einem Display wurden die Daten als Funktion angezeigt. Über ein eingebautes Diskettenlaufwerk konnte man die gemessenen Daten auf 3,5-Zoll-Disketten speichern und auch gespeicherte Messungen ins Display laden.



Abb. 21: FFT-Analysator der Firma Ono Sokki. Auf dem Display wird die aktuelle Übertragungsfunktion angezeigt.

4.1.2.3 4-Achsen-Kreuztisch

Das LDV war auf einen Kreuztisch, Modell M-510.12, der Firma Physik Instrumente (Karlsruhe, Deutschland) montiert. Damit konnte das LDV vom Messprogramm am Computer aus in jeder Raumrichtung in μm -Schritten bewegt wer-

den. Zusätzlich war es möglich, das Vibrometer um die vertikale Achse zu drehen. Ein genaues und rekonstruierbares Ansteuern der einzelnen Messpunkte war auf diese Weise möglich. Lediglich der Startpunkt musste manuell festgelegt werden. Dieses entweder durch ein Bewegen des Messobjektes am Mikro-manipulator oder wiederum vom Messprogramm aus durch Bewegen des Vibrometers.

Angesteuert wurde der Kreuztisch über den DC-MotorController C-804, sowie den DC-Power Amplifier C-824, beide ebenfalls von der Firma Physik Instrumente.

4.1.2.4 Computergestützte Steuerung

Die Steuerung des 4-Achsen-Kreuztisches und die Speicherung der Messdaten des FFT-Analysators wurde von einem Personal Computer mit 486 DX 50 MHz CPU und 8 MB RAM übernommen. Das Betriebssystem war MS DOS. Ein IEEE Interface ermöglichte das Ansteuern der Geräte. Die Messsoftware war mit „Lab Windows“ der Firma National Instruments Corporation (Austin, TX, USA) programmiert worden (T. Strenger, basierend auf F. Schön, Softwarebibliothek der HNO-Klinik, Abb. 22).

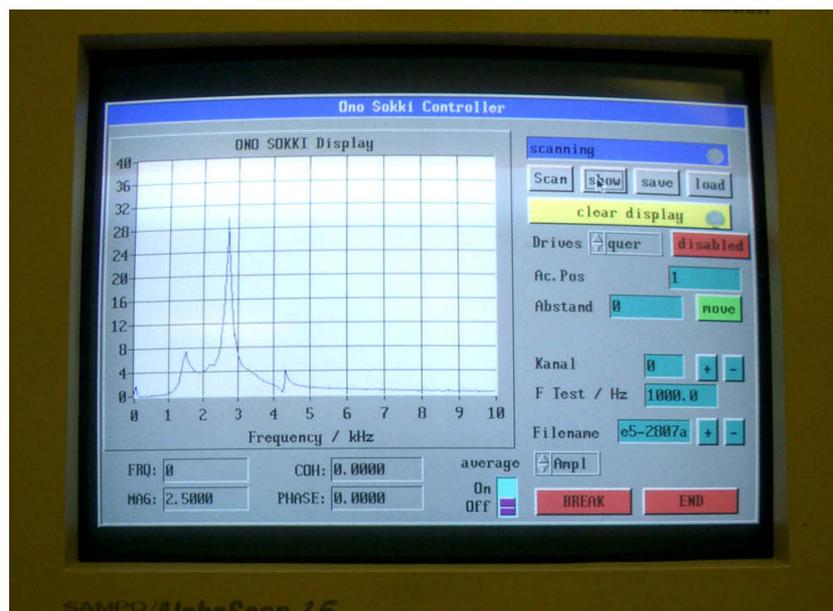


Abb. 22: Bildschirmoberfläche des Messprogramms. Links wird die aktuell gemessene Übertragungsfunktion angezeigt, im rechten Teil lässt sich der Kreuztisch steuern, die Messung starten und das Ergebnis speichern.

Zu Beginn der Messungen wurden zunächst am FFT-Analysator die Grundeinstellungen vorgenommen. Dazu gehörten der zu messende Frequenzbereich, die Anregungsspannung, sowie die Anzahl der Mittelungen. Üblich waren Frequenzen von 100 Hz bis 10 kHz und 16 Mittelungen. Nach abgeschlossener Messung wurden die Daten aus dem FFT-Analysator ausgelesen und auf der Festplatte des Computers gespeichert. Außerdem wurden die Daten als Übertragungsfunktion auf dem Monitor angezeigt, wobei zu jeder Frequenz die Amplitude und die Phase abgerufen werden konnten.

Im Gegensatz zu den Messungen mit weißem Rauschen wurde bei der monofrequenten Scan-Messung die Messung vom Messprogramm aus gestartet und nun auch nacheinander alle Frequenzen in 25 Hz-Schritten einzeln gemessen. Da hier jeder einzelne Wert mit einer vorher eingestellten Mittelung gemessen wird, hebt sich das Messsignal stärker von eventuellem Störrauschen ab. Die Messung dauert aber auch sehr viel länger.

Das Auslesen des FFT-Analysators mit dem PC hatte einen zusätzlichen Vorteil: Auf diese Weise konnten die Daten gleich im DOS-Format abgespeichert und weiterverarbeitet werden. Die Speicherung auf dem analysatoreigenen Diskettenlaufwerk geschah nämlich in einem eigenen Format, das erst umständlich über ein Hilfsprogramm PC-lesbar konvertiert werden musste.

4.1.2.5 Operationsmikroskop

Zur genauen Justierung des Laserstrahls auf dem FMT wurde ein binokulares Operationsmikroskop der Firma Carl Zeiss (Heidenheim, Deutschland) mit einer Brennweite von $f = 160$ mm verwendet. Obwohl der vom Vibrometer verwendete Laser mit 1 mW Leistung nur eine geringe Energie hat, wurden zum Schutz der Augen grüne Filter in den Strahlengang eingefügt. Die Grünfilter halfen auch bei der Positionierung des Messpunktes auf dem FMT, da reflektiertes Streulicht wegfällt und so der eigentliche Punkt schärfer sichtbar wird.

4.1.2.6 Waage

Das Wägen aller relevanter Massen geschah mit einer elektronischen Analysenwaage der Firma Sartorius (Göttingen, Deutschland), Typ Handy H110 mit einer Ablesegenauigkeit von 0,0001 g. Der Probenteller dieser Waage ist von einem Plexiglasgehäuse umgeben, so dass die Messung vor äußeren Einflüssen, wie etwa Luftströmungen geschützt war (Abb. 23).

Der Wägevorgang lief wie folgt: Ein leeres, luftdicht verschließbares Plastikdöschen wurde auf den Probenteller gestellt, die Waage dann per Knopfdruck tariert, d.h. „genullt“. Nun wurde das Döschen von der Waage entfernt, mit der zu messenden Probe befüllt und abermals auf die Waagschale gestellt. Die Anzeige zeigte jetzt die Masse des Messobjektes in g bis auf 4 Nachkommastellen.



Abb. 23: Laborwaage Sartorius Handy H110

4.1.3 Versuchsaufbau

Für eine möglichst erschütterungsfreie Messung war der Versuchsaufbau auf einem schweren Doppel-T-Träger aus Eisen mit den Abmessungen 180 mm

Breite, 514 mm Länge und 180 mm Höhe befestigt. Dieser wiederum stand auf einer schwingungsdämpfenden Gummimatte.

Zur Bestimmung des Schwingungsverhaltens des FMTs wurde dieser an seinem eigenem Zuleitungskabel aufgehängt. Hierzu wurde eine Einspannvorrichtung entwickelt, die es ermöglichte, den FMT um 360° zu drehen, um ihn von allen Seiten einer Messung zugänglich zu machen, ohne die Länge des Kabels und damit die Messbedingungen zu ändern (Abb. 24).

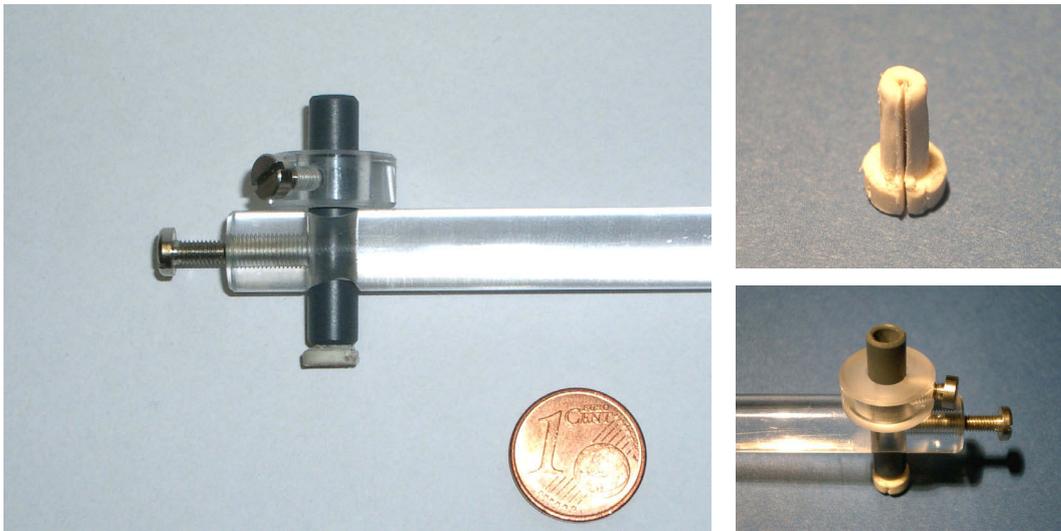


Abb. 24: Angefertigte Einspannvorrichtung. Das FMT-Kabel wird durch das graue Röhrchen geführt und in dem weißen Stopfen festgeklemmt. So ist eine 360° Drehung möglich, ohne die Kabellänge zu ändern.

Die Einspannvorrichtung bestand aus einem 10 mm starken Plexiglasstab an dessen einem Ende eine Bohrung ein 6 mm dickes und 30 mm langes Plastikröhrchen aufnehmen konnte. Ein Arretierring aus Plexiglas bestimmte die Eintauchtiefe des Röhrchens und verhinderte ein Durchrutschen, behinderte jedoch nicht die Drehung des Röhrchens um seine Längsachse. Zur Fixierung eines einmal eingestellten Drehwinkels diente eine Schraube von der Endseite des Plexiglasstabes her.

Zur sicheren Führung und Fixierung des FMT-Kabels kam ein Gummistopfen zur Anwendung, der passgenau, konisch zulaufend in das senkrechte Röhrchen geklemmt wurde. Hierdurch wurde auch gleichzeitig das Kabel des FMT in einer Führungsrinne in der Mitte des Stopfens festgeklemmt.

Material und Methoden

Die Einspannvorrichtung war ihrerseits an einem Mikromanipulator der Firma Brinkmann Instrumentenbau (Mannheim, Deutschland) befestigt. So konnte die Einspannvorrichtung und damit der FMT in 1/10 mm Schritten in drei Raumrichtungen bewegt werden, um den FMT im Laserstrahl zu positionieren. Der Mikromanipulator war an einem Stativ derselben Firma befestigt, das über einen starken Magneten mit dem Stahlträger verbunden war.

Material und Methoden

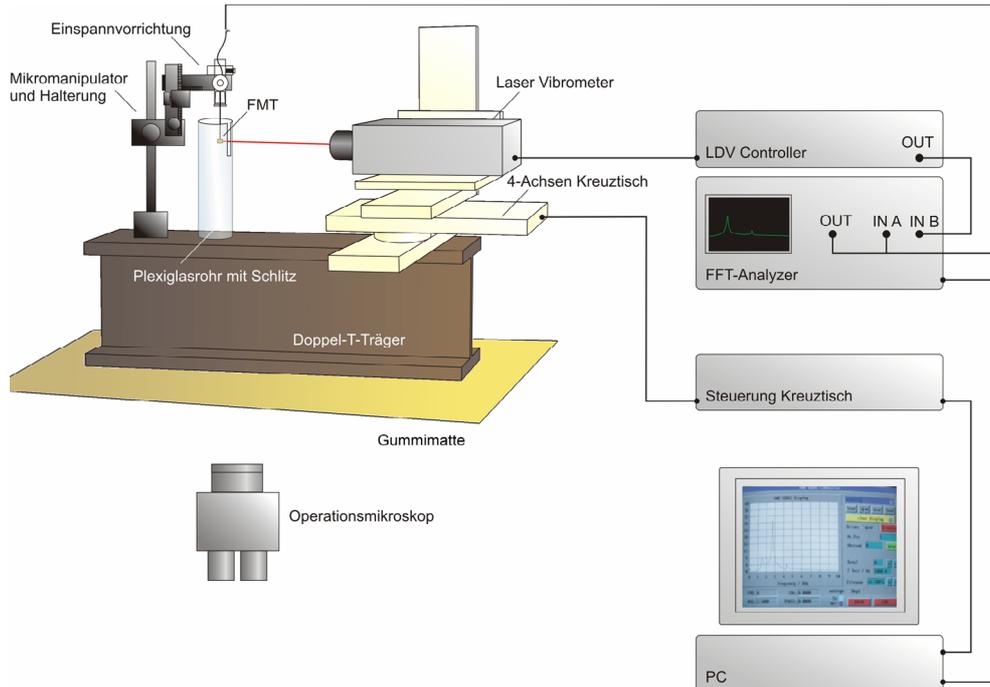


Abb. 25: Versuchsaufbau. Der FMT ist durch den Mikromanipulator in 3 Achsen bewegbar. Die Schwingung wird durch den Ausgang des FFT-Analyzers angeregt. Als Referenz geht dasselbe Signal in den Eingang A ein. An Eingang B liegt das Ausgangssignal des LDV. Der Messablauf wird ebenso wie die Bewegung des LDV von einem PC gesteuert, in dem auch die Messdaten gespeichert werden.



Abb. 26: Versuchsaufbau. Mit dem Mikroskop kann der Messpunkt festgelegt und der Scan überprüft werden. Der Steuer-PC ist nicht im Bild.

Material und Methoden

Eine Röhre aus Plexiglas wurde benutzt, um die Schwingung vor äußeren Einflüssen (Luftströmungen) zu schützen. Das Messobjekt hing von oben in die Röhre hinein, so dass es von allen Seiten umschlossen war. Um jedoch die Messung durch den Laserstrahl nicht zu stören, war auf einer Seite eine schlitzförmige Aussparung in das Plexiglas gefräst worden (Abb. 27).

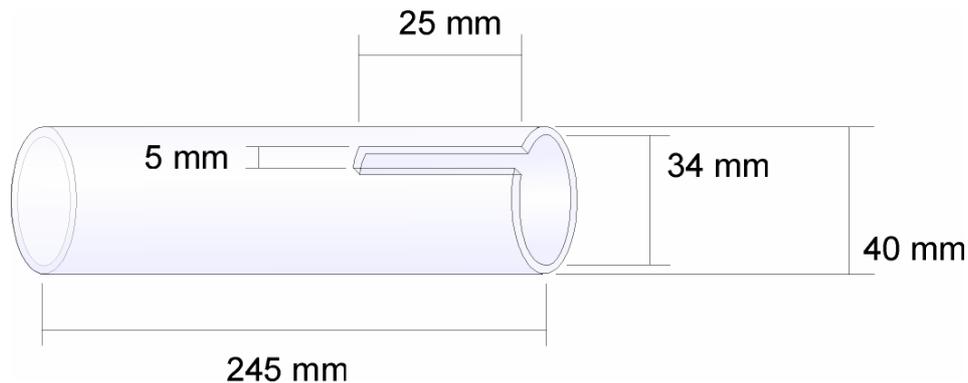


Abb. 27: Plexiglasröhre zum Schutz des FMT vor äußeren Einflüssen. Der Laserstrahl fällt durch die schlitzförmige Aussparung.

Für weitere Messungen wurde der FMT in eine Klemmvorrichtung am Ende einer Blattfeder eingespannt. Auf diese Weise wurde dem FMT die Schwingungsrichtung vorgegeben und er besaß nunmehr nur noch einen Freiheitsgrad. Die Blattfeder aus Federstahl hatte eine Länge von 15 mm, eine Breite von 2 mm und eine Stärke von 0,5 mm. An das eine Ende wurde lotrecht zur Feder eine eigens angefertigte, für den FMT passgenaue Klemme aus Aluminiumblech der Stärke 0,3 mm mit Zwei-Komponenten-Epoxydharz-Kleber UHU plus sofortfest, UHU (Bühl/Baden, Deutschland) geklebt (Abb. 28/29).

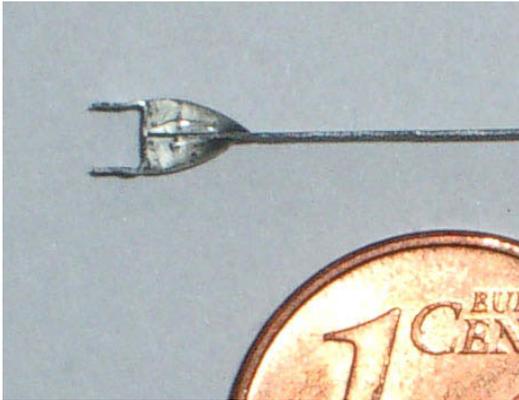


Abb. 28: Aluminiumklemme an einer Blattfeder

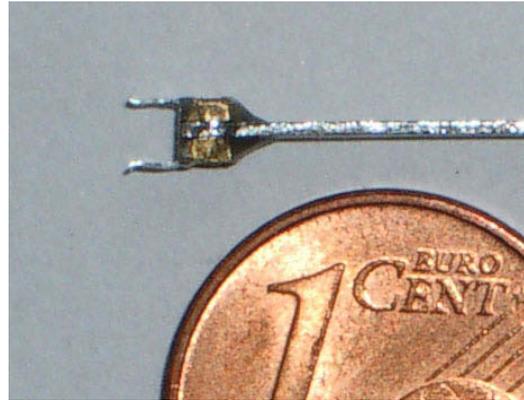


Abb. 29: Klemme mit zusätzlichen Gewichten

Das andere Ende der Feder wurde fest in eine Haltevorrichtung aus Messing eingespannt, wobei teilweise Gummidämpfer zwischen Blattfeder und Messinghalterung eingefügt wurden. Die Länge des freien Blattfederendes konnte durch unterschiedliches Einspannen variiert werden (Abb. 30).

Eine weitere Versuchsreihe benutzte eine etwas modifizierte Blattfeder: Hier waren am Ende der Klemme zusätzlich kleine Gewichte aus Messing, Masse $m_1=0,0222\text{g}$ und $m_2=0,0220\text{g}$, ebenfalls mit Zwei-Komponenten-Kleber angebracht (Abb. 29). Dieses definierte zusätzliche Gewicht diente zur Minimierung des Fehlers aufgrund der nicht genau bestimmbar Masse des FMTs plus Kabelanteil.

Für eine bessere Verbindung zwischen Klemme und FMT sorgte etwas wiederablösbare Haftmasse „BluTack“ der Firma Bostik (Thomastown, Australien). Die Halterung wurde großzügig mit dämpfender Knetmasse eingepackt, um ein Mitschwingen und damit eine Einflussnahme auf die Messung zu unterdrücken (Abb. 30). (Zur Erinnerung: Das LDV vermag Auslenkungen im Femtometerbereich [10^{-12} m] wahrzunehmen).

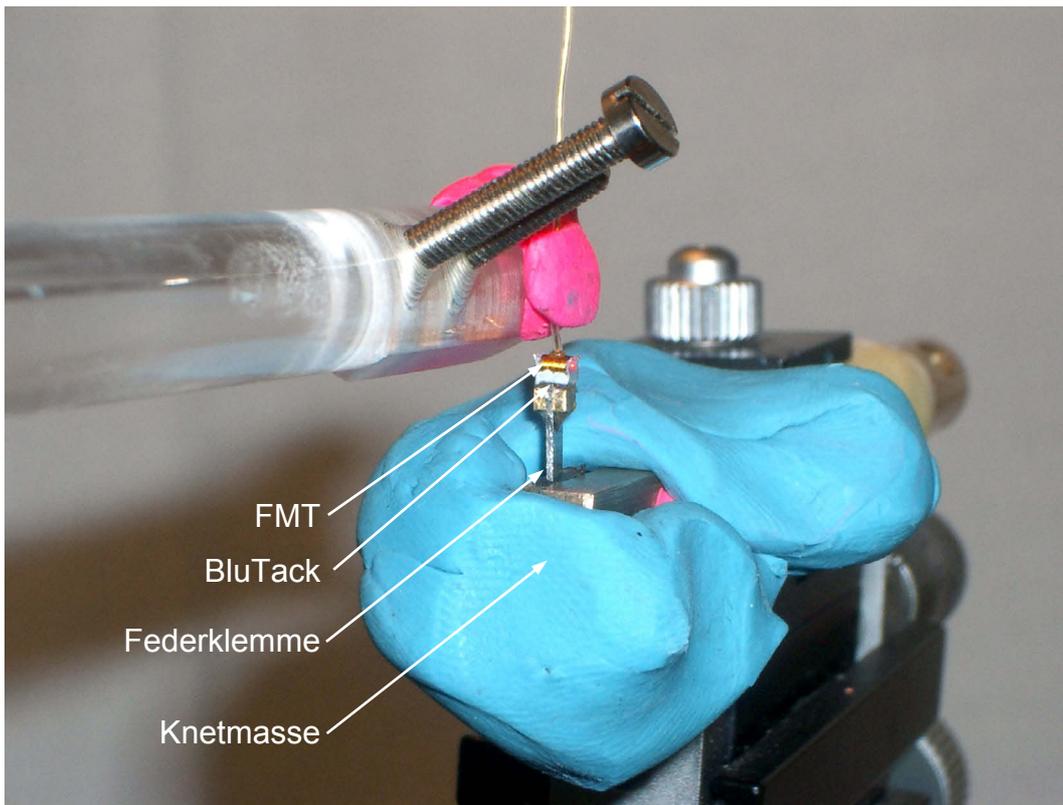


Abb. 30: Blattfeder mit FMT eingespannt in die Halterung. Zwischen FMT und der Klemme ist das „BluTack“ zu erkennen. Die blaue Knetmasse dient der Dämpfung der Einspannvorrichtung.

4.2 Methode n

4.2.1 Übertragungsfunktion

Bei allen Messungen wurde eine Übertragungsfunktion (Transferfunktion) aufgezeichnet. Wie bereits oben erwähnt, liefert das Laservibrometer am Ausgang eine Spannung proportional zur Schnelle des Messobjektes. Die Übertragungsfunktion setzt diese Spannung in Verhältnis zu einem Referenzsignal, in unserem Fall der Anregungsspannung des FMTs. Mit der Übertragungsfunktion wurden außerdem die Phase und die Kohärenz für jede Messfrequenz registriert. Die Kohärenzfunktion ist ein Maß für den Grad der linearen Abhängigkeit zweier Signale über der Frequenz. Bei vollständiger linearer Abhängigkeit ergibt sich für die Kohärenz über den gesamten Frequenzbereich der Wert

„1“. Ein von „1“ abweichender Wert gibt einen Hinweis auf Unsicherheiten bei der Messung. Dies kann durch ein nichtlineares Verhalten des Systems bedingt sein, aber auch z. B. durch Rauschen und andere Störeinflüsse [106]. Vereinfacht gesagt, die Kohärenz sollte bei „1“ liegen, um die Messergebnisse verwenden zu können.

4.2.2 Linearität

Um festzustellen, ob die Höhe der anregenden Spannung des FMTs auf die Messungen einen Einfluss hat, musste zunächst das Verhalten der Schwingung bei unterschiedlichen Anregungsspannungen untersucht werden.

Der FMT wurde hierzu, wie oben beschrieben, in die Klemmvorrichtung mit einer Kabellänge von 5 cm ab Klemme eingespannt und der Laserstrahl senkrecht zur Vorderfläche positioniert. Der Messpunkt war konstant auf einer gedachten senkrechten Linie in der Mitte der FMT Kreisfläche eingestellt, an dem in Vorversuchen ein gutes Messsignal erhalten wurde.

Die Einzelmessungen der Übertragungsfunktion wurden bei ansteigenden Anregungsspannungen von 5, 10, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 200 und 250 mV durchgeführt.

Nach Auswertung der Linearität fanden alle folgenden Messungen bei einer konstanten Erregerspannung von 50 mV (Kapitel 4.2.3 und 4.2.4) bzw. 100 mV (Kapitel 4.2.5) statt.

4.2.3 Unterschiedliche Kabellängen

Das Zuleitungskabel des FMT, an dem dieser im Versuch auch aufgehängt wird, nimmt unweigerlich auf die zu messenden Schwingungen Einfluss. Dies geschieht durch die einer Schwingung zugehörigen Faktoren Masse, Steifigkeit und Dämpfung. Experimentell sollte dieser Einfluss durch mehrere Versuchsreihen mit unterschiedlicher Aufhängung des FMTs untersucht werden. Gemessen vom Klemmstopfen der Einspannvorrichtung bis zum Körper des FMT wurde an jeweils 6 aufsteigenden Punkten in der senkrechten Kreishalbirunden der Vorderseite des FMT mit je 250 μm Abstand bei unterschiedlichen Kabellängen die Übertragungsfunktion aufgezeichnet. Die Schwingungen beider

FMTs wurden nacheinander mit 50, 30, 20, 10, 5 und 2 mm Kabellänge gemessen.

4.2.4 Schwingungsanalyse der Freiheitsgrade

Zur Bestimmung des Schwingungsverhaltens in den drei Raumebenen sollte der FMT von allen Seiten abgescannt werden. Das heißt, jeweils senkrecht zum Laserstrahl sollten entlang der Flächen Punkt für Punkt die Transferfunktion bestimmt werden, um so einen Eindruck des Schwingungsverhaltens der Gesamfläche zu erhalten.

Auf der Vorderseite des FMT wurde ein Raster mit 37 Messpunkten angelegt (Abb. 31, 32) und entsprechend der Abbildung die Messungen Punkt für Punkt durchgeführt. Die Ansteuerung der Messpunkte erfolgte hierbei halbautomatisch durch den computergesteuerten Kreuztisch, so dass keine Manipulation an der Aufhängung der FMTs vorgenommen werden musste.

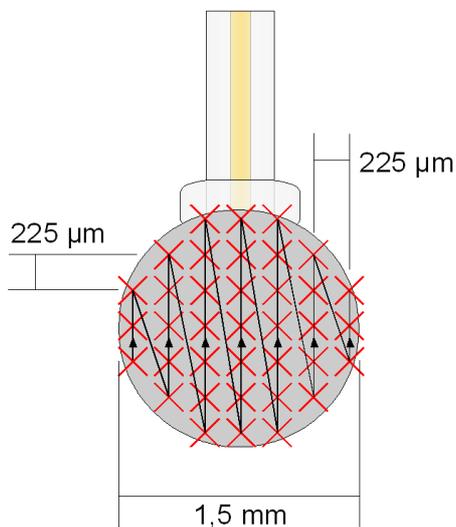


Abb. 3 1: Scanraster auf der FMT-Vorderfläche. Die schwarzen Pfeile zeigen den Scanverlauf. Es gab 37 Scanpunkte, je mit einem Abstand von 225 µm.

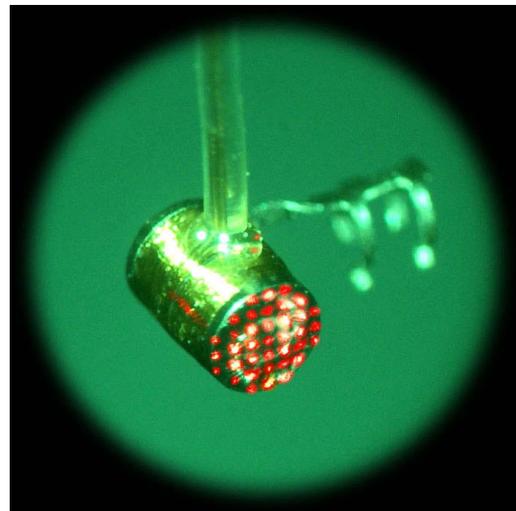


Abb. 3 2: Das Original-Scanraster als Summationsbild aus 37 Fotos der einzelnen Scanpunkte.

Danach wurde die Aufhängung entsprechend der Vorrichtung (s. o.) um 90° gedreht und die Seite vermessen. Auf der Seite wurden nur 9 Messpunkte ent-

lang einer Geraden in der waagerechten Mittellinie festgelegt, da die gewölbte Oberfläche des Transducerzylinders weiter oben bzw. unten kein ausreichend gutes Signal in Richtung Vibrometer reflektierte (Abb. 33, 34).

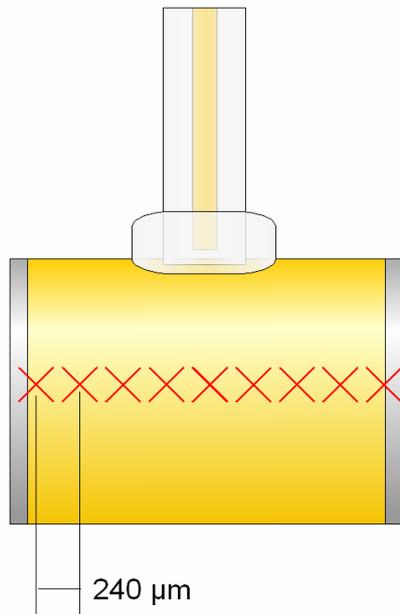


Abb. 33: Scanraster auf der FMT-Seite. Es wurden 9 Punkte in einem Abstand von 240 µm schrittweise gemessen.

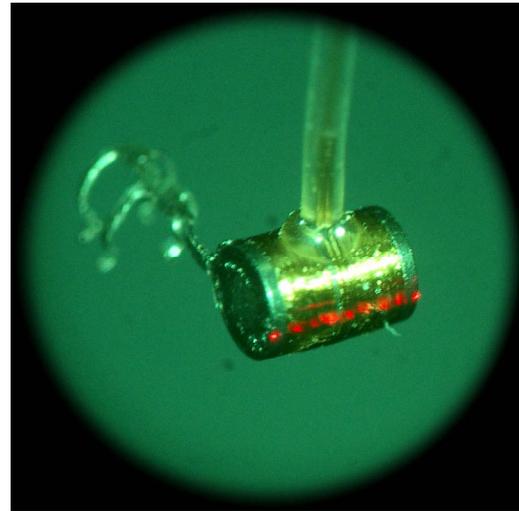


Abb. 34: Das Original-Scanraster als Summationsbild aus 9 Fotos der einzelnen Scanpunkte.

Zum Schluss wurde auch die Unterseite analog zur Seite schrittweise durchgemessen, wobei nun die gesamte Einspannvorrichtung des FMTs gedreht werden musste, um die Unterseite dem Laservibrometer präsentieren zu können. Aufgrund der Schwerkraft musste hier allerdings eine besonders kurze Kabellänge gewählt werden, so dass der FMT gerade noch vom relativ rigiden Kabel in der Waagerechten gehalten werden konnte. Die Unterseitenmessung erfolgte zweimal: Zuerst war der Transducer aufrecht orientiert, bei der zweiten Messung wurde die Unterseite in waagerechter Position vermessen (Abb. 35). Bei beiden FMTs wurden die Messungen einmal mit 30 mm, einmal mit 50 mm Kabellänge durchgeführt. Für die Unterseite musste die Kabellänge jeweils auf 10 mm reduziert werden.

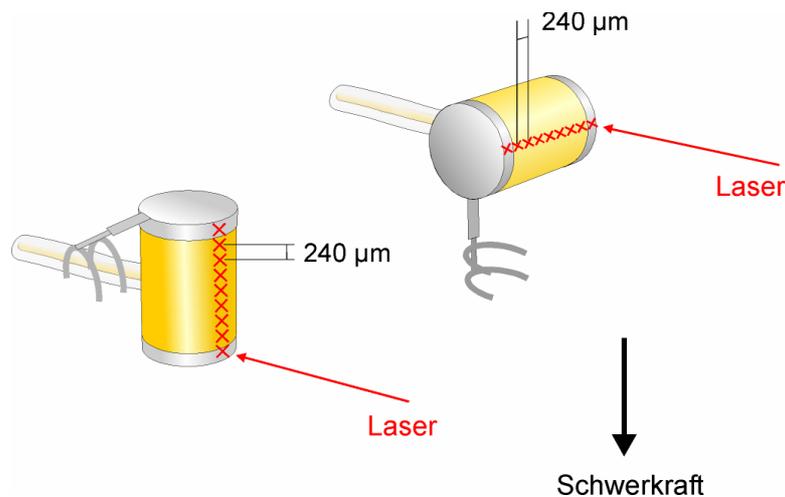


Abb. 35: Scanraster auf der FMT Unterseite. Die Einspannung erfolgte am kurz gefassten waagerechten Kabel, um die Unterseite dem Laser präsentieren zu können. Um einen möglichen Einfluss der Schwerkraft erkennen zu können, wurde der FMT einmal aufrecht orientiert und einmal horizontal orientiert gemessen.

4.2.5 Schwingungsmodelle

4.2.5.1 Allgemein: Gekoppelte Schwingung

In der Physik ist es ein gebräuchliches Verfahren, experimentelle Schwingungssysteme anhand eines Schwingungsmodells abzubilden, um sich das System in seine Teilsysteme zerlegt zu verdeutlichen und das Gesamtsystem nach bekannten Formeln berechnen zu können. Die „Zutaten“ aus denen ein Schwingungsmodell besteht sind jeweils die schon genannten Koeffizienten Masse, Steifigkeit und Dämpfung. Das einfachste System ist der in Kapitel 3.5 beschriebene Federschwinger. Komplexere Systeme sind durch Kopplung verbundene Einzelschwinger, wobei sich das Gesamtsystem nicht einfach wie mehrere Einzelsysteme verhält, sondern die Massen sich gegenseitig beeinflussen und auch mit unterschiedlicher Phase schwingen können. Das heißt, sie bewegen sich teilweise zum gleichen Zeitpunkt in unterschiedliche Richtungen (Abb. 36).

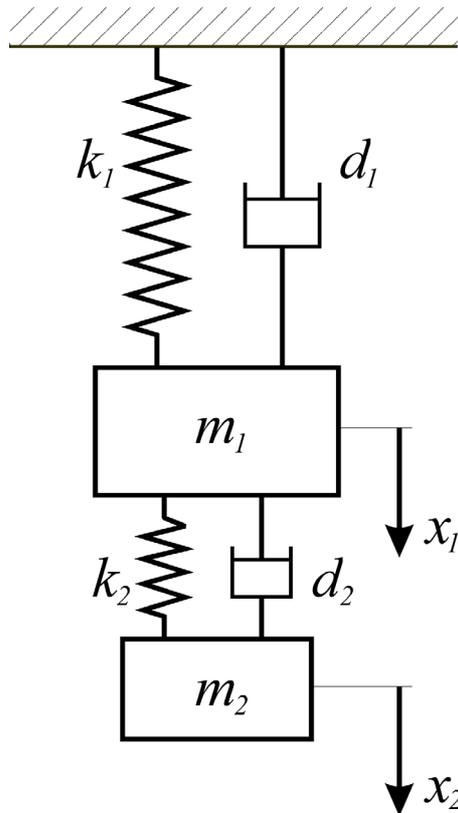


Abb. 36: Gekoppelte gedämpfte Schwingung. m_1 und m_2 schwingen nicht unbedingt in gleicher Phase.

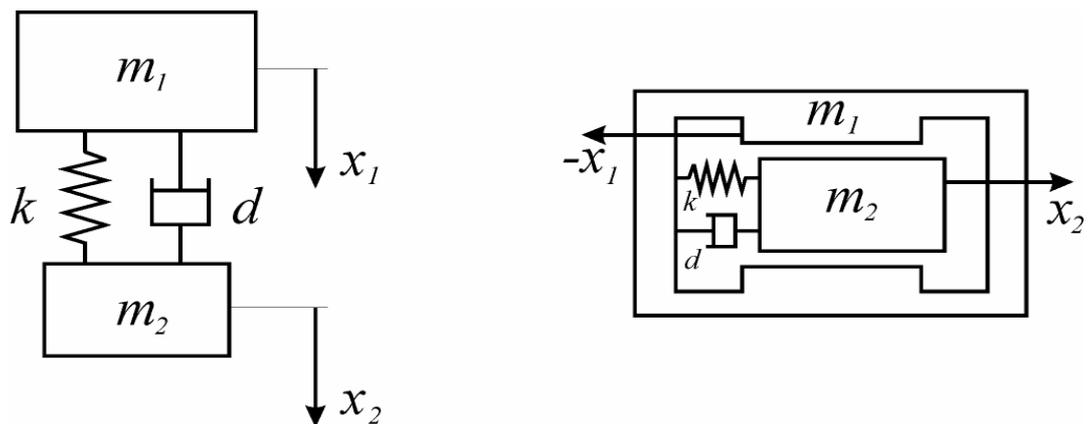


Abb. 37: FMT als physikalisches Schwingungsmodell. Zwei Massen sind über ein Feder- und ein Dämpfungselement verbunden. Rechts: Modell auf die Geometrie des Schwingers übertragen.

Die Abb. 37 zeigt das physikalische Schwingungsmodell des Floating Mass Transducers. Zwei Massen, das Gehäuse (mit Titanzylinder, Drahtspule und Acrylhülle) und der Magnet im Innern sind über eine Feder und einen Dämpfer miteinander verbunden und haben keine Befestigung zu einer äußeren Struktur. Dieses Modell gilt natürlich nur für den FMT im Speziellen. In der Realität schwebt der Transducer nicht schwerelos im Raum, sondern hat immer eine Befestigung, die in diesem Modell nicht berücksichtigt ist, aber auf das Schwingungsverhalten einen Einfluss ausübt, wie z. B. das Zuleitungskabel. Das zur Blattfedermessung gehörende Schwingungsmodell entspricht dem der gekoppelten Schwingung aus Abb. 36. Zur FMT-Hüllenmasse m_1 muss nun allerdings die Masse der Klemme und der Zusatzgewichte addiert werden, daraus ergibt sich eine für die Berechnung einzusetzende Masse $m_{\text{außen}}$ (Abb. 38).

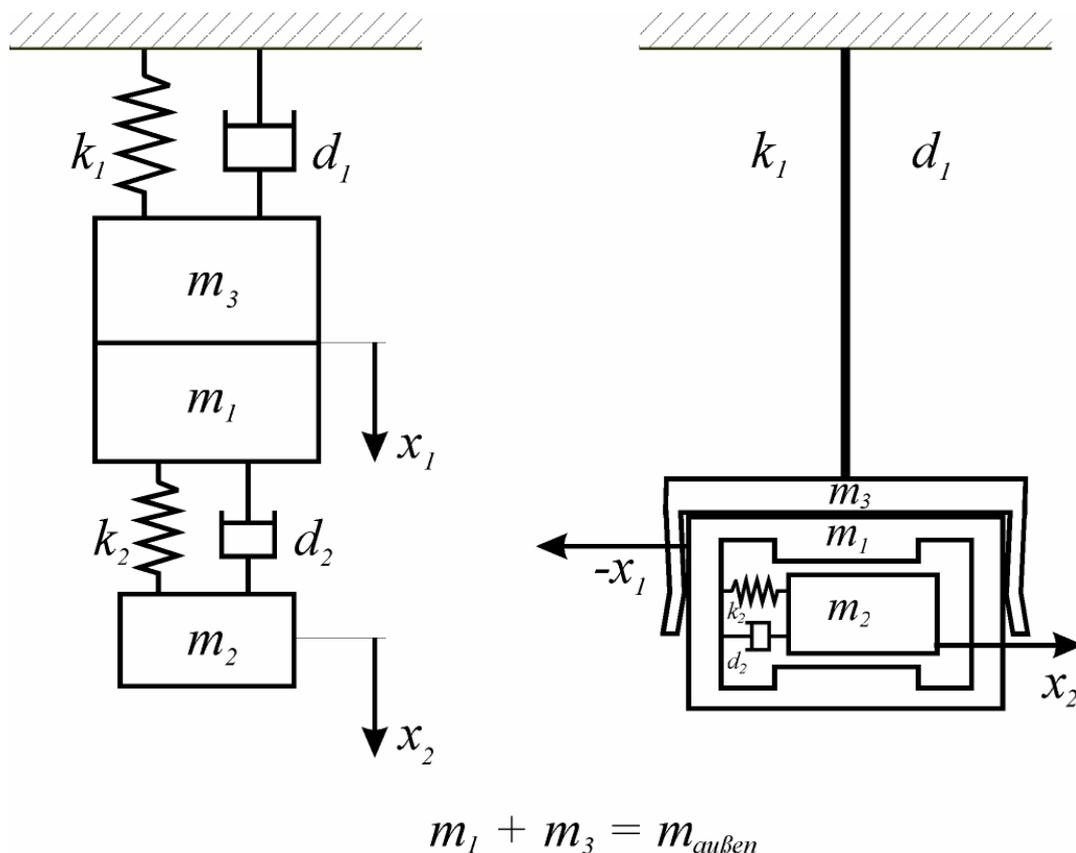


Abb. 38: Links: Schwingungsmodell bei Messung mit Blattfederklemme. Die Masse der Klemme m_3 wird zur Masse der FMT-Hülle m_1 addiert und verhält sich als eine Masse $m_{\text{außen}}$. Rechts: Modell schematisch als Blattfeder mit eingespanntem FMT.

Die entsprechenden Differentialgleichungen für eine gekoppelte erzwungene gedämpfte Schwingung lauten wie folgt [79]:

$$m_{\text{außen}} \cdot \frac{dv_1}{dt} + (d_1 + d_2) \cdot v_1 + (k_1 + k_2) \cdot \int v_1 \cdot dt - d_2 \cdot v_2 - k_2 \cdot \int v_2 \cdot dt = -F_0 \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (49)$$

und

$$m_2 \cdot \frac{dv_2}{dt} + d_2 \cdot v_2 + k_2 \cdot \int v_2 \cdot dt - d_2 \cdot v_1 - k_2 \cdot \int v_1 \cdot dt = F_0 \cdot \cos(\omega \cdot t) \quad (50)$$

In Analogie zu (44) und (45), erhält man in komplexer Schreibweise und nach Einsetzen von

$$v_1 = v_{1,0} \cdot e^{i \cdot \omega t + \varphi_1} \quad (51)$$

und

$$v_2 = v_{2,0} \cdot e^{i \cdot \omega t + \varphi_2} \quad (52)$$

für das Gehäuse mit Feder

$$v_{1,0} \cdot \left(i \cdot \omega \cdot m_{\text{außen}} + d_1 + d_2 + \frac{k_1 + k_2}{i \cdot \omega} \right) - v_{2,0} \cdot \left(d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega} \right) = -F \quad (53)$$

und für den Magneten

$$v_{2,0} \cdot \left(i \cdot \omega \cdot m_2 + d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega} \right) - v_{1,0} \cdot \left(d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega} \right) = F \quad (54)$$

Entsprechend der Vorstellung, dass ein der Spule des FMTs anliegender Strom den Magneten zu einer Auslenkung bewegt und das Gehäuse gemäß dem 3. Newtonschen Axiom mit einer betragsmäßig gleichgroßen Kraft in die Gegenrichtung bewegt wird, setzen wir

$$F = -F \quad (55)$$

Nach umformen, kann man nun nach $v_{1,0}$ auflösen:

$$v_{1,0} = F \cdot \frac{-i \cdot \omega \cdot m_2}{\left(i \cdot \omega \cdot m_{\text{au\ss}en} + d_1 + d_2 + \frac{k_1 + k_2}{i \cdot \omega}\right) \cdot \left(i \cdot \omega \cdot m_2 + d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega}\right) - \left(d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega}\right)^2} \quad (56)$$

Damit haben wir die Funktion, um die theoretische Schnelle $v_1 = v_{1,0} \cdot e^{i\omega t}$ an der Blattfederklemme in Abhängigkeit der Kreisfrequenz ω zu berechnen. Die Übertragungsfunktion ergibt sich aus dem Betrag:

$$H(\omega) = |v_1| \quad (57)$$

Die Zeigerdarstellung in der komplexen Ebene ist durch

$$\text{Re}(v_1) \text{ über } \text{Im}(v_1)$$

möglich und der Phasengang lässt sich durch das Argument (Winkel des Umlaufenden Zeigers in der Polardarstellung) ausdrücken:

$$\varphi = \arg(v_1) \quad (58)$$

4.2.5.2 Speziell: Federschwingung

Das oben beschriebene Modell gilt streng genommen nur für translatorische Bewegungen. Für den theoretischen Fall einer in einem Punkt konzentrierten Masse an einer masselosen Feder (Abb. 38) ergäbe sich bei den hier auftretenden sehr kleinen Amplituden kein Unterschied.

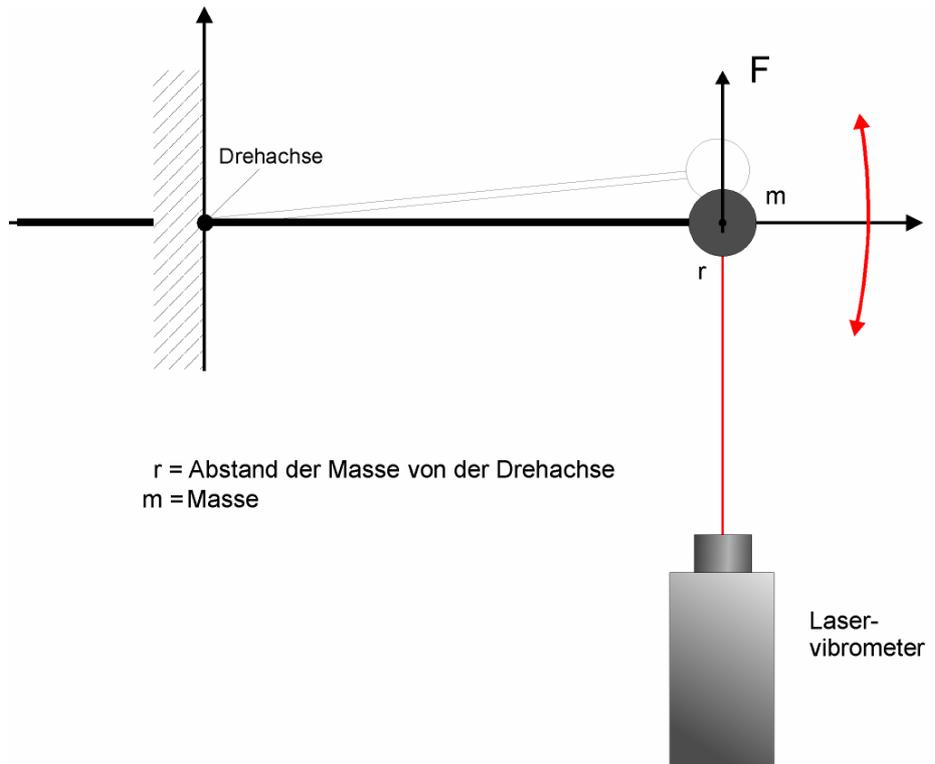


Abb. 39: Federschwinger mit Masse m , die in einem Punkt konzentriert ist. (Man beachte die Ähnlichkeit zu Abb. 13 zur Veranschaulichung des Trägheitsmoments.)

Der verwendete Versuchsaufbau beinhaltet jedoch einige Besonderheiten, die zu berücksichtigen sind:

Entlang der Federachse befinden sich weitere Massen, die je nach Abstand zur Einspannung mit einem unterschiedlichen Anteil in die Schwingungsberechnung mit eingehen (Abb. 40).

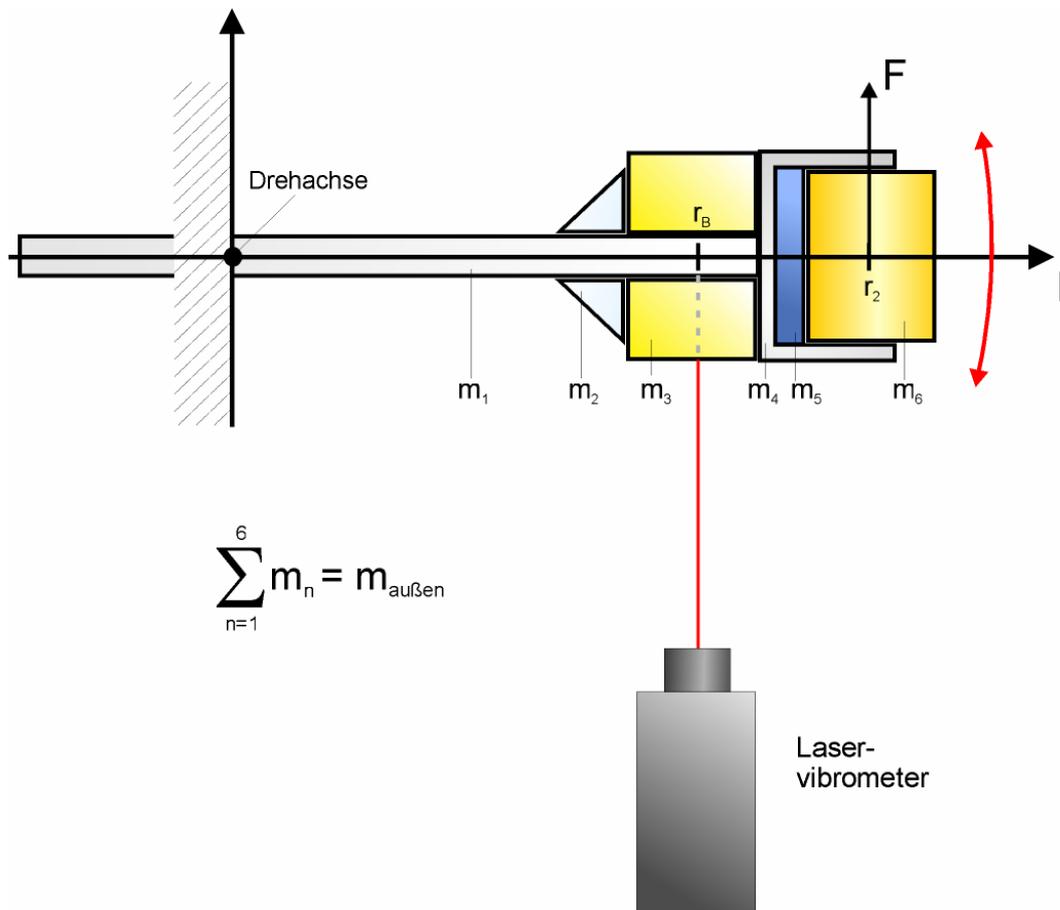


Abb. 40: Reale Messbedingungen. Die einzelnen Massen m_1 - m_6 sind über die Länge l verteilt. Die Kraft F greift an Punkt r_2 an, die Schnelle wird am Beobachtungspunkt r_B gemessen.

Wegen der einseitigen Einspannung der Blattfeder und der damit verbundenen Rotationsbewegung bewegen sich die verschiedenen Massen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, da innerhalb eines vorgegebenen Zeitintervalls (in Abhängigkeit von der Frequenz) eine unterschiedliche lange Strecke zurückgelegt werden muss. Die Schwingungsamplitude x ist am Ende der Blattfeder größer als nahe zur Drehachse hin (Abb. 41). Dementsprechend variiert die gemessene Amplitude je nach Beobachtungspunkt r_B .

Die Winkelgeschwindigkeit ω , also die Winkeländerung des Winkels φ pro Zeiteinheit und das Verhältnis x / r bleibt für alle Massen hingegen gleich.

Im vorliegenden Fall liegen die Massen m_{1-6} mit den Abständen r_{1-6} zur Drehachse. Die einwirkende Kraft F des FMT wirkt an Ort r_{FMT} und die Auslenkung x_B soll an Ort r_B gemessen werden. Daraus ergibt sich:

$$\left(m_1 \cdot r_1^2\right) \cdot \left(\frac{dx_B}{dt} \cdot r_B\right) = F \cdot r_{FMT} \quad (63)$$

Das Trägheitsmoment der einzelnen Körper ist proportional zur Masse und zu r^2 . Das heißt, durch Addition der einzelnen Trägheitsmomente lässt sich ein Korrekturfaktor errechnen, der den Masseinfluss in Abhängigkeit vom jeweiligen Abstand zur Drehachse berücksichtigt. Durch die Berechnung des Gesamtträgheitsmomentes aller Massen, die in $m_{au\beta en}$ (= Feder, Klebstoff, Gewichtstückchen, Klemme, BluTack und FMT-Gehäuse) zusammengefasst sind, lässt sich eine korrigierte Masse MM errechnen, die sich statt der ursprünglichen Masse $m_{au\beta en}$ in die Formel (56) einsetzen lässt.

Wird am Ende die Schwingungsamplitude auf den Ort der Kraffteinwirkung (Position des FMTs) normiert, kann der Beobachtungspunkt frei gewählt werden, in dem das Verhältnis zu r_{FMT} berücksichtigt wird. Formel (56) verändert sich somit zu:

$$v_{1,0} = F \cdot \left(\frac{-i \cdot \omega \cdot m_2}{\left(i \cdot \omega \cdot MM + d_1 + d_2 + \frac{k_1 + k_2}{i \cdot \omega}\right) \cdot \left(i \cdot \omega \cdot m_2 + d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega}\right) - \left(d_2 + \frac{k_2}{i \cdot \omega}\right)^2} \right) \cdot \frac{r_B}{r_{FMT}} \quad (64)$$

Die Feder ist in der Realität nicht masselos. Neben dem Eigengewicht der Feder, das die Schwingung beeinflusst, biegt sich die Feder außerdem bei der Schwingung durch, sie verhält sich also nicht, wie oben gezeichnet, starr (Abb. 42).

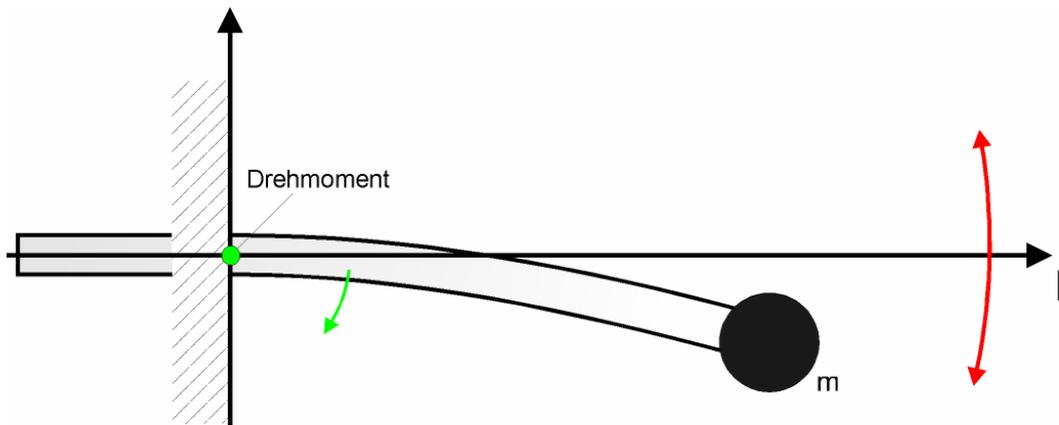


Abb. 42: Durchbiegung einer einseitig eingespannten Blattfeder unter Massebelastung der Punktmasse m . Am Ort der Einspannung tritt ein Drehmoment auf.

In der Abbildung wird die Feder am Ende durch eine Punktmasse belastet. Durch die in der Realität räumlich ausgedehnte Masse kommt es zu einem weiteren Drehmoment am Ende der Feder, das dem anderen Drehmoment entgegengesetzt wirkt (Abb. 43).

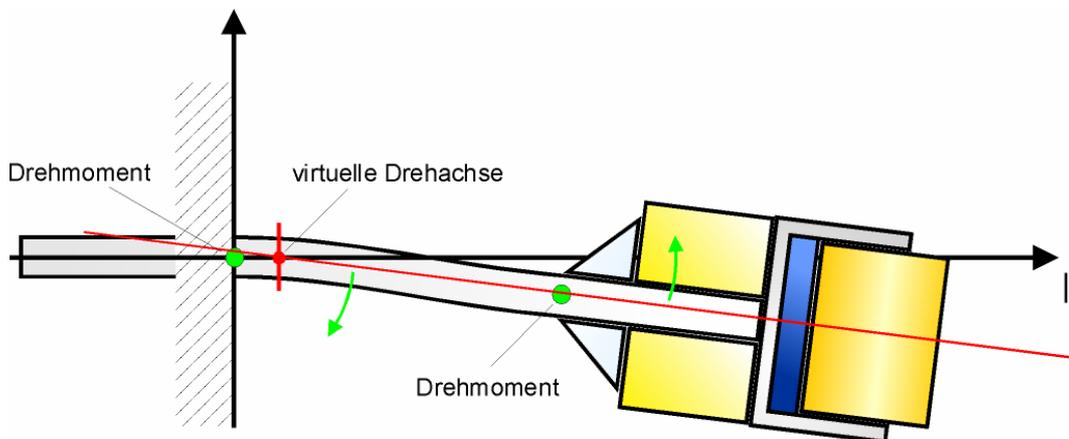


Abb. 43: Ein gegensätzliches Drehmoment tritt am Ende der Feder als Folge der länglichen Masse auf. Es resultiert eine Schwingung um eine virtuelle Drehachse.

Der obere eingefasste Anteil der Feder ist mit den Gewichtstückchen, der Klemme und dem FMT fest verklebt und verhält sich starr. Man kann nun näherungsweise den ganzen Schwinger wie in Abb. 41 als starr annehmen, der sich als Ganzes jedoch nicht um den Einspannungspunkt, sondern um eine virtuelle Drehachse bewegt. Die virtuelle Drehachse lässt sich herausfinden, indem man

durch die starre Achse eine Gerade zieht und die Kreuzungsstelle mit der x-Achse aufsucht.

4.2.6 Bestimmung der Schwingungskoeffizienten

In dem einfachen Modell zweier durch eine Feder verbundener Massen (Abb. 37) könnte man die eine Masse einfach fest einspannen und über die Schwingung der anderen unter Kenntnis der beiden Massen Steifigkeit und Dämpfung mühelos errechnen. Der Floating Mass Transducer bietet allerdings eine Besonderheit: Eine der zwei schwingenden Massen ist dem Beobachter nicht zugänglich. Sie liegt im Innern der Transducerhülle verborgen. Spannte man die Außenhülle in eine starre Halterung ein, fände im Innern eine Schwingung statt, von der man von außen nichts mitbekäme. Es musste eine Möglichkeit gefunden werden, den FMT an einer mitschwingenden Halterung zu befestigen, die leicht ins zu berechnende Modell zu integrieren ist, um am Ende den FMT wieder für sich betrachten zu können.

Hierzu wurde die Methode mit der oben beschriebenen Klemme am Ende einer eingespannten Blattfeder entwickelt. Eine Blattfeder ist als einfaches Schwingungsmodell bekannt und verhält sich wie der Federschwinger aus Abb. 12. Zusammen mit dem FMT ergibt das System nun die schon beschriebene gekoppelte Schwingung aus Abb. 38. Zwar ist auch hier die innere Masse dem Laserstrahl und damit der Messung nicht zugänglich, zur Berechnung des Gesamtsystems aber bei bekannter Magnetmasse nicht notwendig. Durch die Messwerte eines einzelnen Punktes an einem der beiden gekoppelten Systeme gelingt es, in Übereinstimmung mit dem physikalischen Modell, den gesamten Schwingungsvorgang zu beschreiben und ihn in die Teilsysteme zu zerlegen.

Die Blattfeder erfüllt noch einen anderen Zweck: Sie reduziert die Anzahl der Freiheitsgrade auf die Hauptschwingung des FMT, nämlich die Vor- und Zurückbewegung (bzw. in der klinischen Anwendung die pistonartige Bewegung senkrecht zur Stapesfußplatte). Bei den zuvor beschriebenen Versuchen war es nötig, dass der FMT möglichst unbeeinflusst im Raum aufgehängt wurde, um die Freiheitsgrade für die Messung nicht zu beschränken. Will man jedoch die

Koeffizienten (Masse, Steifigkeit, Dämpfung) für das schwingende System bestimmen und damit auch einen Rückschluss auf die wirkenden Kräfte zulassen, ist ein möglichst einfaches System wünschenswert. Mit jedem zusätzlichen Freiheitsgrad steigt die Anzahl der zu bestimmenden Unbekannten.

Durch Vorversuche wurde die richtige Blattfederlänge (hierdurch erfolgt jeweils ein Eingriff in das erste Schwingungssystem mit Verschiebung der Resonanzfrequenz) herausgefunden, so dass die Resonanzamplituden beider Systeme in der Übertragungsfunktion gut voneinander abzugrenzen waren. Nun konnten die eigentlichen Messungen mit der entsprechend eingestellten Federlänge durchgeführt werden.

Es wurden jeweils mehrere Messpunkte in der senkrechten Mittellinie aufsteigend gewählt, an denen einmal in einer Bandbreite bis 10 kHz und einmal bis 5 kHz mit 100 mV Anregung gemessen wurden. Aufgrund der vom FFT-Analyzer vorgegebenen 400 Spektrallinien für das gesamte Spektrum verdoppelte sich damit die Auflösung der Messung bei einer Bandbreite von 5 kHz.

4.2.7 Datenaufbereitung

Die Auswertung der Messdaten geschah am PC mit dem Programm Excel 2000 der Firma Microsoft (Redmond, WA, USA) bzw. Mathcad 2001 Professional der Firma PTC (Needham, MA, USA).

Zur Bestimmung der Schwingungskoeffizienten wurden die experimentell gemessenen Daten in Mathcad eingelesen. Die Übertragungsfunktion ließ sich nun entlang des verwendeten Frequenzspektrums aufzeichnen. Anhand des oben aufgezeigten Schwingungsmodells wurde anschließend die zugehörige theoretische Übertragungsfunktion errechnet nach der Formel (64) bzw. (54).

Eine Berechnung nach oben genannter Formel ist natürlich nur unter Kenntnis der darin genannten Koeffizienten möglich. Diese aber galt es durch die Messung herauszufinden. Man muss also „das Pferd von hinten aufzäumen“ unter der Annahme, dass die gemessene Übertragungsfunktion mit der theoretisch berechneten Funktion nur dann zur Deckungsgleichheit gebracht werden können, wenn alle in die Formel eingesetzten Koeffizienten richtig sind. Dazu muss

natürlich das verwendete Modell die tatsächliche Schwingung richtig beschreiben.

Dabei waren zunächst nur die einzusetzenden Massen durch Wägen bekannt. Die Masse des Magneten im Innern des FMT wurde mit 8 mg angenommen [3]. Die unbekannt Parameter Steifigkeit und Dämpfung mussten vorerst nach abgeschätzter Größenordnung willkürlich gewählt werden. Nach dem „Trial and Error“ Prinzip wurden die Koeffizienten anschließend so verändert, dass die rechnerische Übertragungsfunktion der gemessenen sehr nahe kam. So erfolgte eine schrittweise Annäherung an den experimentell gemessenen Kurvenverlauf. Dabei bewirkte eine Veränderung der Dämpfungskoeffizienten die Höhe der Resonanzamplituden, eine Veränderung der Steifigkeiten die Resonanzfrequenzen und eine Veränderung der Kraft legt die Dimension der Amplituden fest.

Nach der manuellen „Grobabstimmung“ folgte die endgültige Koeffizientenbestimmung per integrierter Softwarefunktion durch das Mathcad Programm. In dem Algorithmus wurden die Koeffizienten so lange angepasst, bis die Differenz der einzelnen Messpunkte beider Funktionen ein Minimum erreichte und man nahezu deckungsgleiche Kurvenverläufe erhielt (Abb. 44).

Material und Methoden

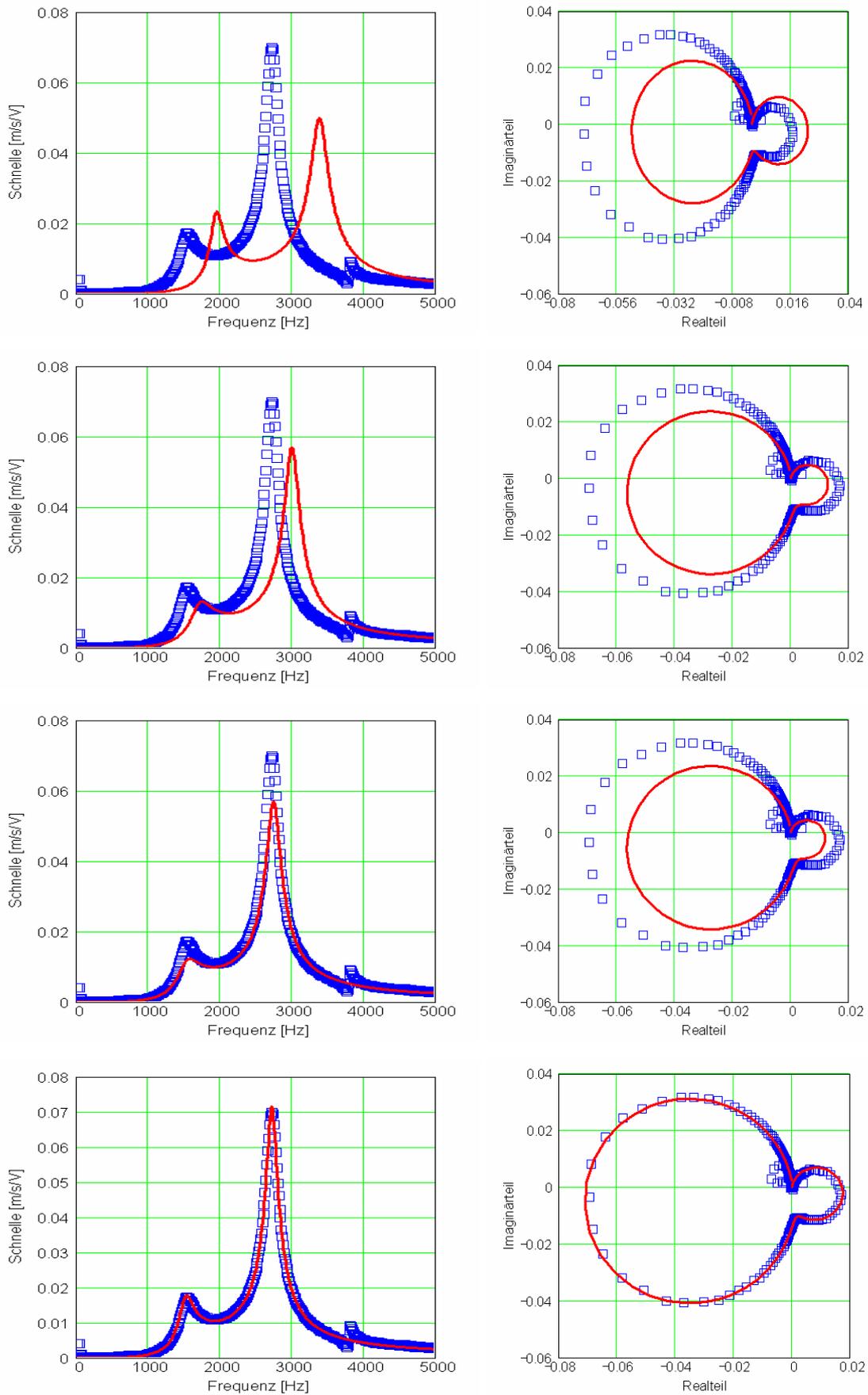


Abb. 44: Kurvenfit der Übertragungsfunktionen. Von oben nach unten: Zunächst manuelle Annäherung, im letzten Schritt erfolgt der exakte Fit per Softwarefunktion. Rechts daneben jeweils die Darstellung in der Komplexen Ebene.

Material und Methoden

Die jetzt verwendeten Koeffizienten sind damit die gesuchten, die die gemessene Schwingung eindeutig beschreiben. Außerdem erhält man nun einen Wert für die Kraft, die der Schwinger unter der verwendeten Spannung aufbringt.

5 Ergebnisse

5.1 Allgemeine Bemerkungen zu den Messergebnissen

Der Floating Mass Transducer wurde in einer für das Hören relevanten Bandbreite von 0 bis 10 kHz mit weißem Rauschen angeregt. Gleichzeitig wurde mit dem Laservibrometer die Geschwindigkeit des schwingenden FMT über alle Frequenzen gemessen. Der FFT-Analyzer kann dieses Messsignal in die einzelnen Frequenzbänder zerlegen. So bekommt man für jedes Frequenzband (im Abstand von 25 Hz) einen Geschwindigkeitswert in Abhängigkeit der anregenden Spannung. Als sogenannte Übertragungsfunktion wird eine Kurve ausgegeben, die in der gewählten Bandbreite für jeden Kanal (je 25 Hz) eine zur Geschwindigkeit proportionale Spannung, normiert auf eine Anregungsspannung von 1 V, angibt. Je nach spezifischem Frequenzgang des Schwingers treten bei unterschiedlichen Frequenzen unterschiedlich hohe Geschwindigkeiten auf. Zur Verdeutlichung: Wird der FMT mit einer Frequenz von 1000 Hz angeregt, bewegt er sich pro Sekunde 1000 Mal vor und zurück, bei 2000 Hz 2000 Mal usw. Die Schwingungsamplitude ist dabei relevant für die Geschwindigkeit. Sie ist der Weg, der innerhalb von f^{-1} Sekunden zurückgelegt wird. Bei gleicher Amplitude muss der Schwinger innerhalb einer Sekunde die Strecke 1000 bzw. 2000 Mal zurücklegen. Die Geschwindigkeit muss also bei 2000 Hz doppelt so groß sein wie bei 1000 Hz.

Abb. 55 zeigt typische Übertragungsfunktionen des FMT, gemessen frei hängend am eigenen Stromkabel. Im Kurvenverlauf sieht man mehrere örtliche Maxima. An diesen Frequenzen finden sich Resonanzen. Am deutlichsten treten diese um 1,5 kHz und knapp oberhalb von 5 kHz auf.

5.2 Darstellung der Messergebnisse

Aus den gewonnenen Daten wurden zunächst die zugehörigen Übertragungsfunktionen als Schnelle v in m/s über die Frequenz f in Hz aufgezeichnet (z. B. Abb. 55). Zum besseren Vergleich mit LDV-Messungen am Mittelohr in der Lite-

Ergebnisse

ratur, die sich zumeist auf die Schallübertragung beziehen, erfolgte teilweise die Darstellung im doppelt logarithmischen Koordinatensystem (z. B. Abb. 50).

Durch Division der Schnelle durch die Kreisfrequenz nach der Formel

$$Amplitude_{pp} = \frac{Schnelle_{pp}}{2 \cdot \pi \cdot f} \quad (65)$$

konnte die Bewegung des Schwingers als Spitze-Spitze-Wert (Amplitude_{pp}= 2 x Amplitude) in µm über die Frequenz aufgetragen werden.

Für die Untersuchung der Schwingungsbewegung zur Überprüfung der Freiheitsgrade wurden die Flächenscans in einem dreidimensionalen Koordinatensystem entsprechend dem Scanraster dargestellt. Die gleichzeitige Darstellung der Schwingungsamplituden aller Messpunkte vermittelte den Eindruck einer dreidimensionalen FMT-Frontplatte, an der eine translatorische und eine rotatorische Bewegung qualitativ leicht zu erkennen war (Abb. 59).

Für die Schwingungsmessungen mit Messpunkten entlang einer Geraden bot sich die Darstellung als Zeiger in der komplexen Ebene an [8]. Dabei wird die Amplitude der Schwingung als Länge des Zeigers abgebildet und der Phasenwinkel der Schwingung als Drehung des Zeigers um den Nullpunkt (s. Kapitel 3.8) Bei der Schwingung eines Festkörpers schwingen alle Punkte des Körpers mit der gleichen Phase. Die Schwingung eines jeden Punktes entlang einer Geraden auf dem FMT wird als Zeiger in der komplexen Ebene repräsentiert. Dadurch ergibt sich durch Vektoraddition ein Zeiger, der die Überlagerung aller Schwingungen abbildet (Abb. 45) [78].

Ergebnisse

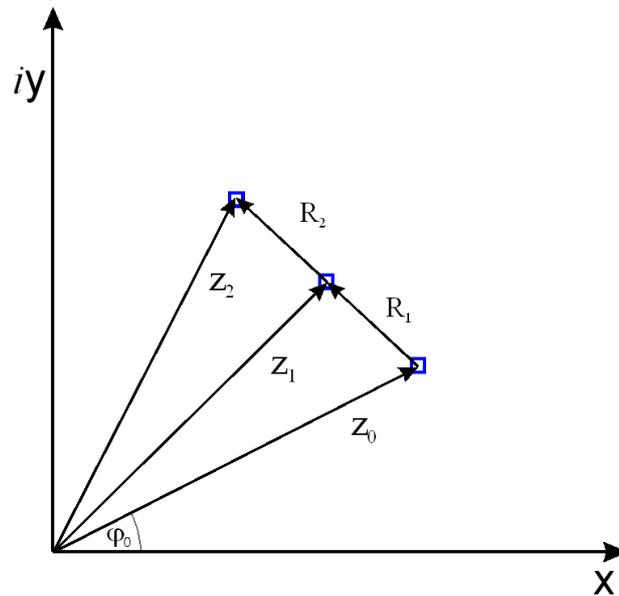


Abb. 45: Darstellung überlagerter Schwingungen durch komplexe Zeiger. Zum Beispiel ist die durch Z_1 dargestellte Schwingung eine Überlagerung von Z_0 und R_1

Bei einer reinen Drehbewegung eines Festkörpers schwingen alle Punkte mit dem gleichen Betrag der Phase, jedoch mit einer unterschiedlichen Amplitude. Die Zeiger haben also eine unterschiedliche Länge und liegen alle übereinander. Es resultiert eine Gerade durch den Ursprung. Die Länge des entsprechenden Zeigers im Nullpunkt ist null, dementsprechend führt der korrespondierende Punkt auf dem Körper keine Bewegung aus. Hier liegt die Rotationsachse.

Tritt zur Drehbewegung eine Translation hinzu, wird eine Überlagerung beider Bewegungen beobachtet. Der gemessene Zeiger addiert sich aus dem Zeiger für die translatorische Bewegung des Schwerpunktes des Festkörpers und dem Zeiger der Rotationsbewegung um diesen Schwerpunkt. Es resultiert also eine Gerade, die aus dem Nullpunkt verschoben ist.

Wählt man äquidistante Messpunkte, so kommen auch die Zeigerenden äquidistant zu liegen.

5.3 Linearität

Es wurden für jeden FMT 13 Messungen bei ansteigenden Anregungsspannungen (5, 10, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 200 und 250 mV)

Ergebnisse

durchgeführt. Da es sich bei der Anregungsspannung um einen Mittelwert über die 400 Frequenzen handelt, wich der Ist-Wert teilweise geringfügig vom Soll ab.

Zur Auswertung wurde in Mathcad ein Arbeitsblatt programmiert, in dem die Messdaten in eine Matrix eingelesen und automatisch graphisch dargestellt wurden.

Auf einen Blick wurden so die Übertragungsfunktionen aller Messungen gleichzeitig, entsprechend der jeweiligen Spannung wahlweise in 2D oder 3D dargestellt (Abb. 46).

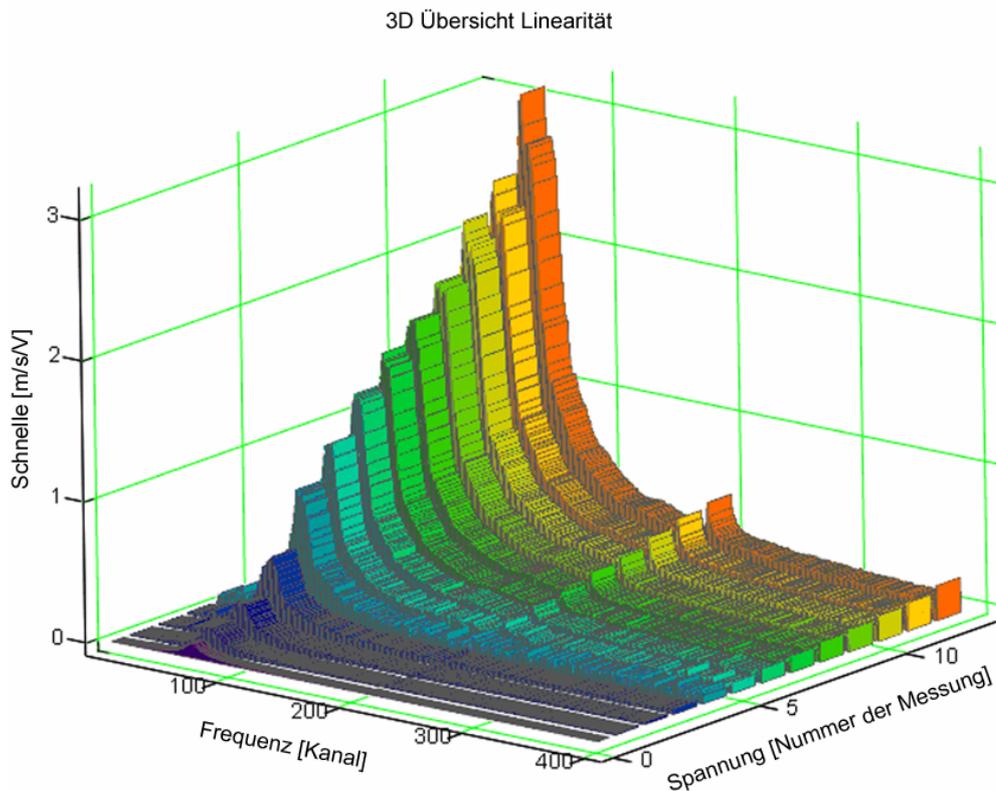


Abb. 46: Übertragungsfunktionen bei ansteigender Anregungsspannung am FMT e5 in der 3D Darstellung. Das Koordinatensystem war frei in allen Raumrichtungen drehbar. Auch hier ist der Zusammenhang zwischen Größe der Spannung und Höhe der Amplitude gut zu erkennen. Die anregende Spannung ist jeweils als 401. Messwert in Volt eingetragen

Verhält sich der FMT linear, erwartet man eine ansteigende Amplitude_{pp} proportional zur ansteigenden Anregungsspannung. Das heißt, je größer die Spannung, desto größer muss die gemessene Schnelle sein.

Ergebnisse

Trägt man die zu einer einzelnen Spektrallinie gehörigen Messwerte über die Spannung auf, müsste die Funktion unter Annahme eines linearen Verhaltens des Schwingers eine Gerade ergeben.

Die 3dimensionale Übersicht (Abb. 46) lässt erkennen, dass die einzelnen Geraden in Abhängigkeit von der Frequenz eine unterschiedliche Steigung haben müssen.

Ergebnisse

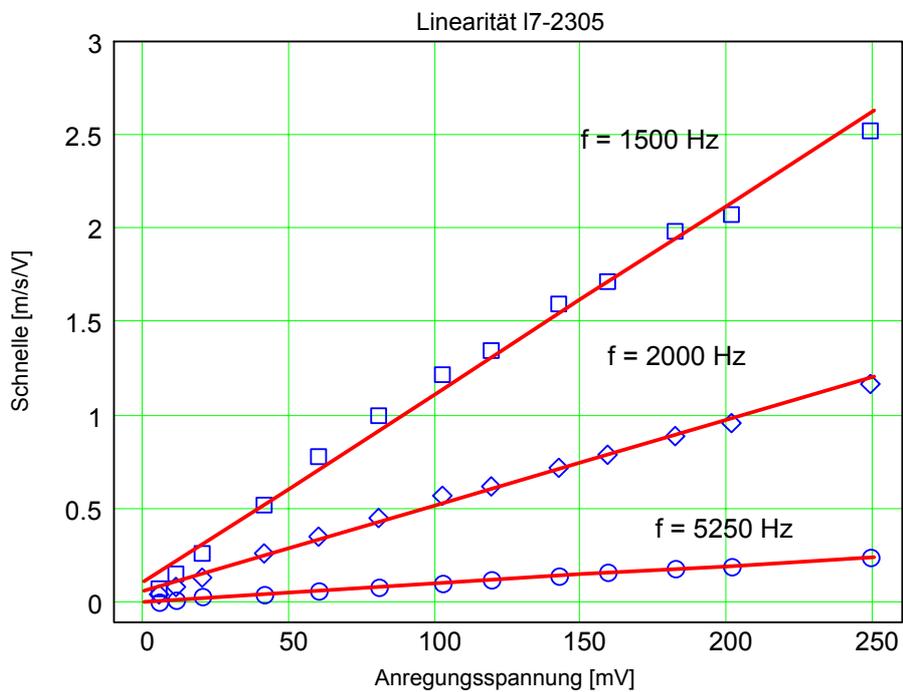
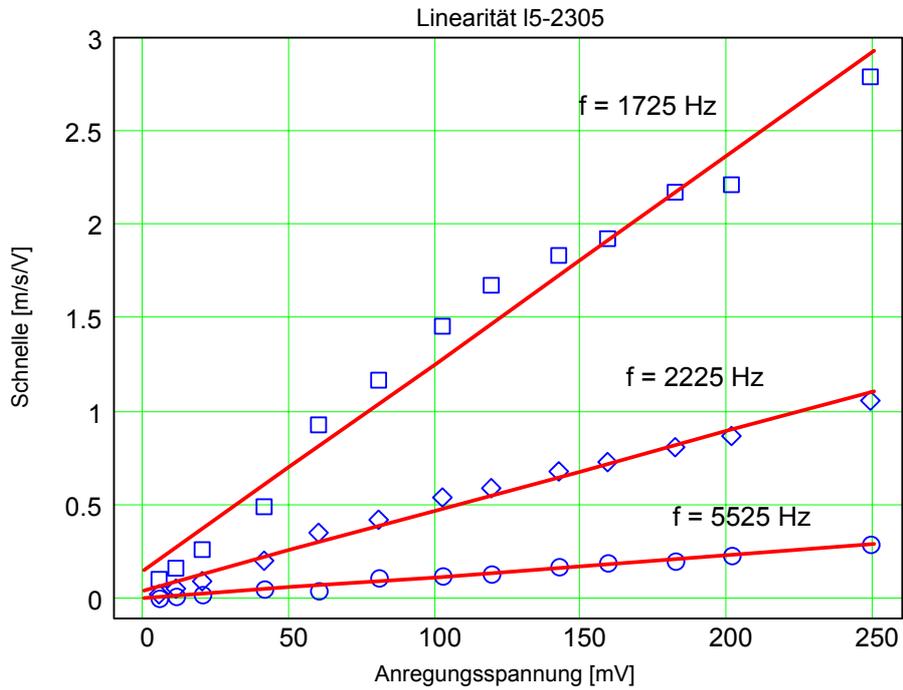


Abb. 47 und **Abb. 48**: Darstellung der einzelnen Geschwindigkeiten der 13 Messungen im Resonanzmaximum (oben FMT e5: Frequenz 1775 Hz, unten FMT e7: Frequenz 1500 Hz), sowie exemplarische Frequenzen. Eine rechnerisch ermittelte Trendlinie ist jeweils in rot eingezeichnet.

Die Abbildungen 47 und 48 zeigen die Schnelle in Abhängigkeit von der Spannung für exemplarische Frequenzen. Eine Trendlinie wurde den Messreihen jeweils zugefügt. Naturgemäß ist die relative Abweichung von der Geraden im Resonanzmaximum, also der größten Amplitude, am höchsten.

Wie gefordert, wird die Amplitude mit steigender Spannung proportional größer. Das Schwingungsverhalten des FMT ist damit linear zur Anregungsspannung. Schwingungsversuche mit einer ausgewählten Anregungsspannung sind demnach auf jede andere Spannung (in dem Bereich bis 250 mV) übertragbar.

5.4 Abhängigkeit von der Kabellänge

Es wurden vergleichende Messungen mit unterschiedlich lang eingespanntem Kabel des FMT durchgeführt (Kabellänge: 50, 30, 20, 10, 5 und 2 mm). Gemessen wurde auf der Vorderfläche des FMT an 6 äquidistanten Messpunkten mit einem Abstand von 250 μm auf einer senkrecht verlaufenden Geraden.

Sämtliche Daten wurden in eine Matrix bei Mathcad eingelesen und die einzelnen Übertragungsfunktionen einander gegenübergestellt. Dabei wurden sowohl die jeweiligen Übertragungsfunktionen an einem konstanten Messpunkt und unterschiedlichen Kabellängen miteinander verglichen, als auch die Übertragungsfunktionen bei gleich bleibender Kabellänge und aufsteigendem Messpunkt.

Für eine schnelle Übersicht des Schwingungsverhaltens der FMT-Vorderfläche anhand der vorliegenden Messpunkte wurden die jeweils 6 Messpunkte einer Kabellänge zu einer virtuellen Geraden im Koordinatensystem zusammengefasst. Je nach zu betrachtender Frequenz konnten nun die Translation in Längsachsenverlauf und die Rotation um die Querachse des FMTs in Form einer Geraden abgelesen werden. Ließ man die einzelnen Frequenzbänder von Mathcad schnell hintereinander aufsteigend anzeigen, konnte ein Film erzeugt werden der einem das Schwingungsmuster der gewählten Geraden über das gesamte Spektrum eindrucksvoll vermittelte.

Jetzt müssen nur alle 6 Geraden übereinander gezeichnet zu werden, um einen direkten Vergleich des Einflusses der verschiedenen Kabellängen zu erhalten;

Ergebnisse

wieder entsprechend für eine einzelne Frequenz oder als Überblick im „Film“ über das Frequenzspektrum (Abb. 49 a-f).

Ergebnisse

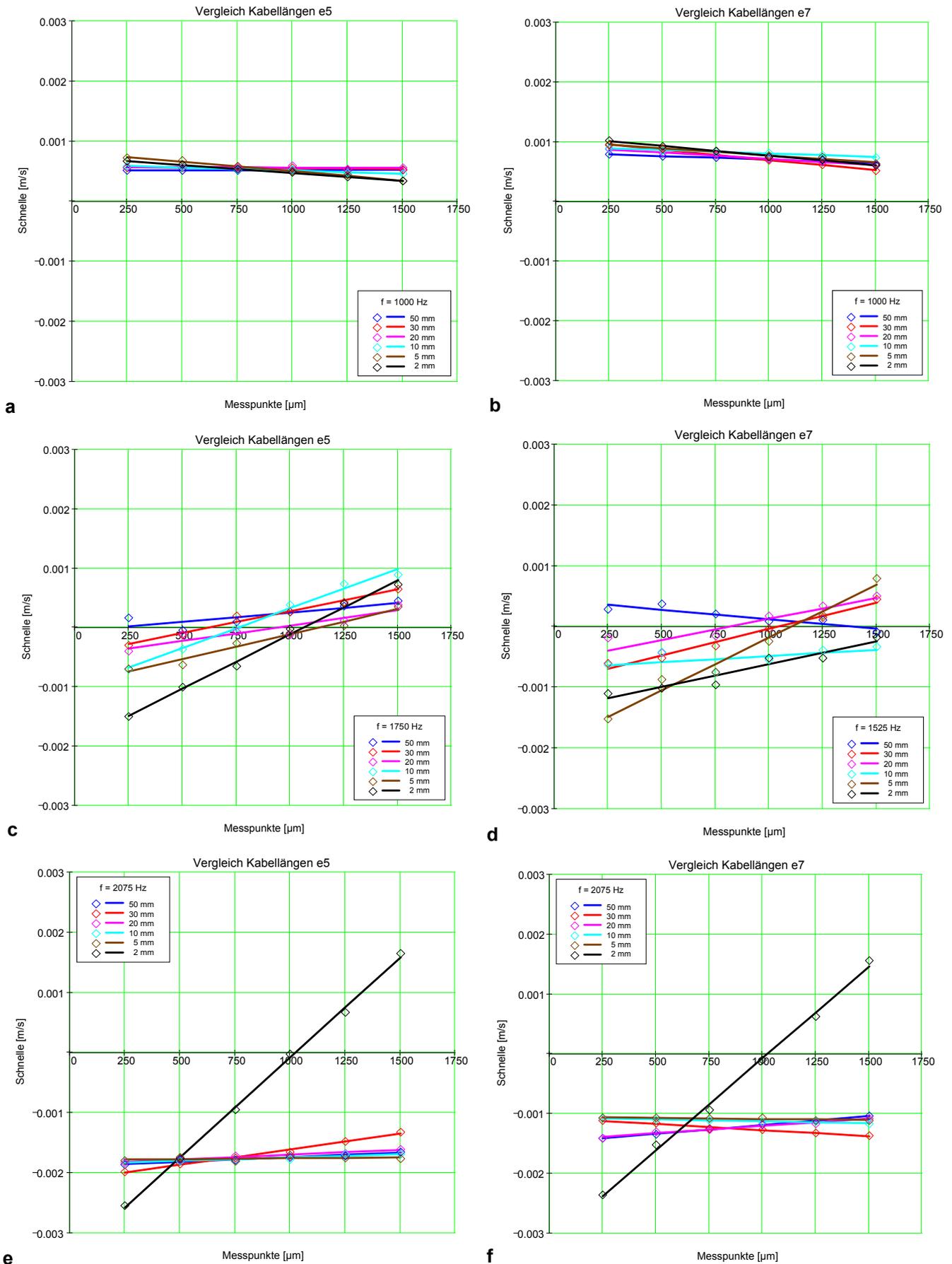


Abb. 49 a -f: Darstellung aufsteigender Messpunkte an FMT-Vorderseite bei unterschiedlichen Kabellängen bei exemplarischen Frequenzen. Bei insgesamt ähnlichem Schwingungsverhalten (z. B. $f = 1000$ Hz), gibt es eine leichte Abweichung in den Resonanzfrequenzen. Beim 2 mm Kabel kommt es zu einer zusätzlichen starken Rotation des FMT im Bereich um 2 kHz.

Ergebnisse

Bis auf die zu erwartende Streuung der Geraden im jeweiligen Resonanzmaximum der beiden FMTs, zeigen die aufgezeichneten Geraden ein recht ähnliches Verhalten über das Spektrum bis 10 kHz (Abb. 49 a-d).

Ein deutlich anderes Muster ergibt sich bei einer Kabellänge von 2 mm: Mit dem sehr kurz gefassten Kabel kommt es immer wieder zu einer verstärkten Rotation der Geraden und damit des gesamten FMTs. Am deutlichsten tritt dieses Phänomen im Bereich von etwa 2 bis 2,6 kHz auf (Abb. 49 e/f). Während die übrigen Geraden eine fast reine Translation anzeigen, zeigt die 2 mm Gerade bei 2 kHz eine reine Rotation um den Messpunkt 4, zu erkennen am Schneiden der x-Achse bei 1000 μm . Das bedeutet, die korrespondierenden Punkte des FMTs zu den Messpunkten 1-3 schwingen bei 2 mm Kabellänge und 2 kHz Frequenz nach vorne, während zur gleichen Zeit die korrespondierenden Punkte zu 5 und 6 sich nach hinten bewegen. Punkt 4 befindet sich als Rotationspunkt in Ruhe.

In Relation zu den Geraden bei den anderen Kabellängen findet eine Rotation um Punkt 2 (e5) bzw. um einen Punkt zwischen 2 und 3 (e7) statt, hier werden die übrigen Geraden entsprechend gekreuzt.

Die Auswirkungen des kurzen Kabels auf die Spitze-Spitze Auslenkung des FMTs im Spektrum bis 10 kHz zeigen die doppelt logarithmisch aufgetragenen Übertragungsfunktionen (Abb. 50-53). Gemessen im Schnittpunkt der Geraden ist kaum ein Unterschied der Kurvenverläufe zu sehen, während es am Messpunkt 6 zu einer deutlichen Zusatzresonanz knapp oberhalb von 2 kHz kommt.

Das Kabel kann modellhaft auch als einseitig eingespannte Blattfeder mit dem FMT am freien Ende gesehen werden. Bei einem lang gefassten Kabel (30 und 50 mm) verhält sich diese Blattfeder beliebig nachgiebig und nimmt daher kaum Einfluss auf die Schwingung des FMT. Die Kabelmasse ist jedoch zu einem gewissen Anteil in die Berechnungen mit einzubeziehen, da sie mitbewegt werden muss. Näherungsweise geschieht dies nach der Formel für den Einfluss der Eigenmasse an der Schwingung einer einseitig eingespannten Blattfeder [52]:

$$Masse_{\text{außen}} = Masse_{\text{Gehäuse}} + \frac{33}{140} \cdot Masse_{\text{Kabel}} \quad (66)$$

Ergebnisse

Einen Sonderfall bilden die Messergebnisse der Versuche mit einer Kabellänge von 2 mm. Das hier sehr kurz gefasste Kabel verhält sich relativ steif und nicht mehr so nachgiebig wie bei den anderen Messungen. Im Bereich der Eigenfrequenz des Kabels kommt es zu einer zusätzlichen Rotation um die Querachse des Transducers.

Die weiteren Messungen wurden entsprechend mit einer Kabellänge von 30 und 50 mm durchgeführt.

Ergebnisse

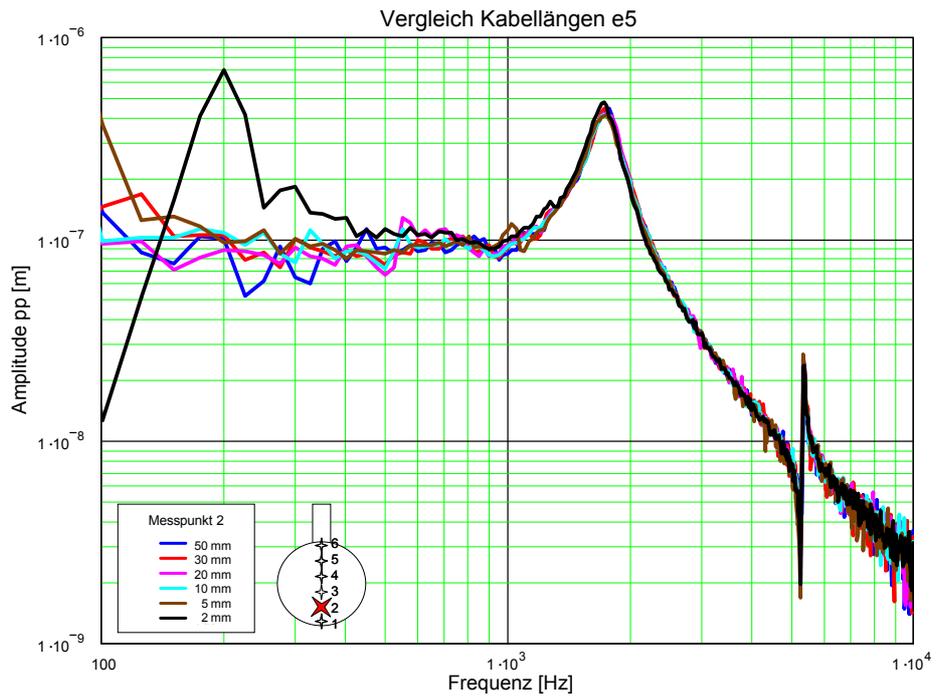


Abb. 50: Messpunkt 2 auf e5

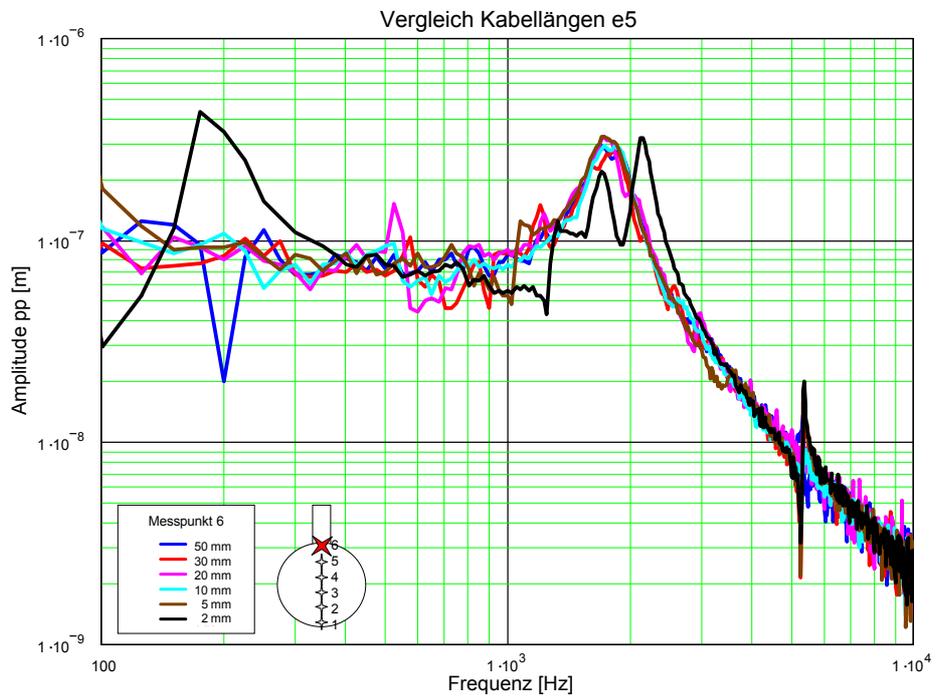


Abb. 51: Messpunkt 6 auf e5

Ergebnisse

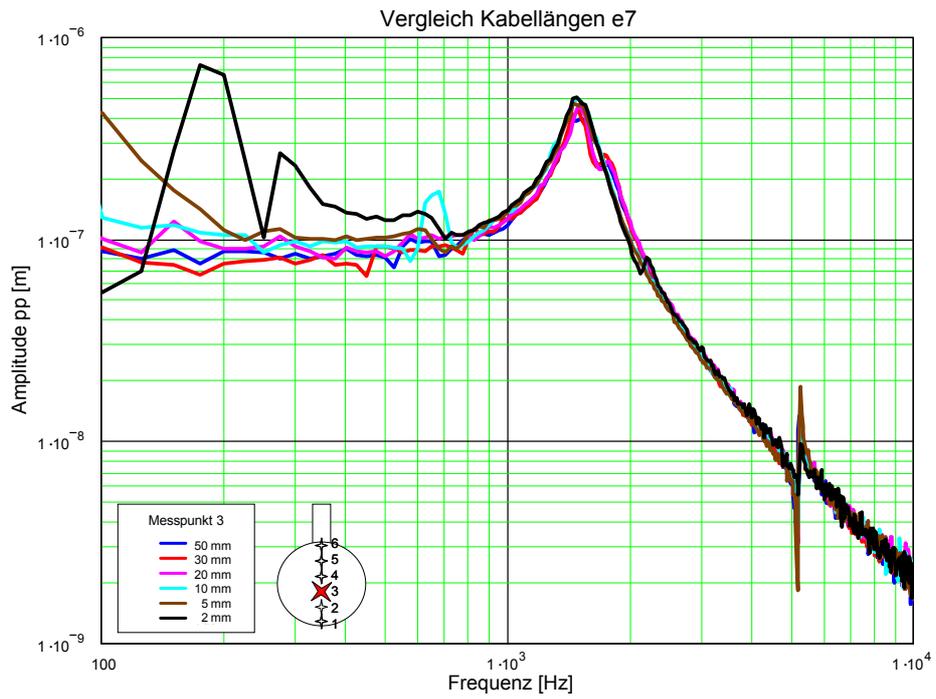


Abb. 52: Messpunkt 3 auf e7

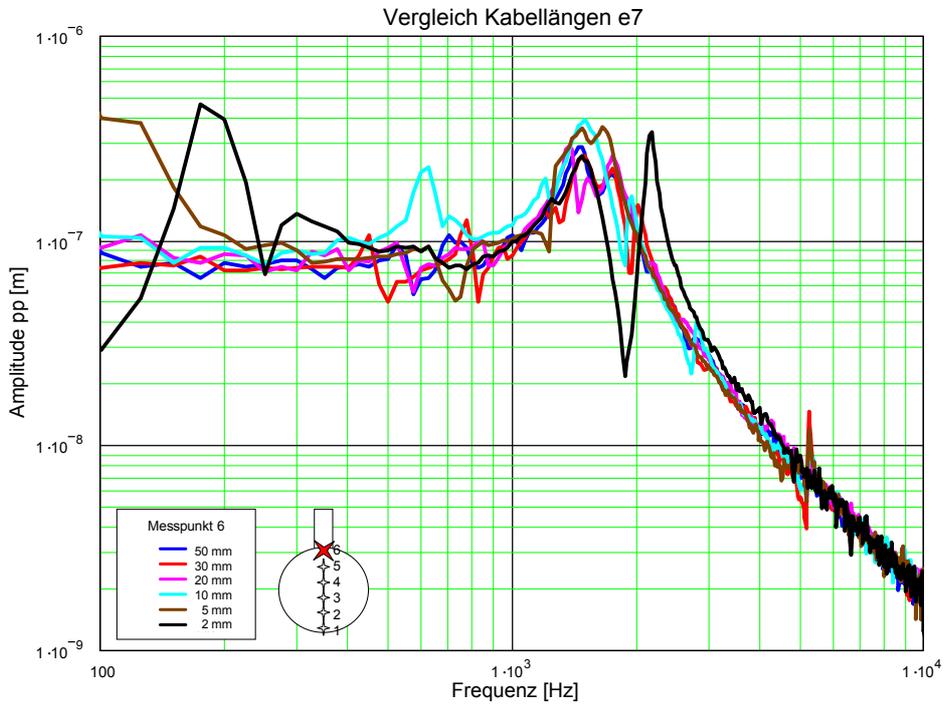


Abb. 53: Messpunkt 6 auf e7

5.5 Bestimmung der Freiheitsgrade

Aus der Theorie ist bekannt [75], dass für jeden Freiheitsgrad eine charakteristische Frequenz existiert. Für jede Frequenz gibt es eine Bewegung mit einer bestimmten Schwingungsform.

Wie in Kapitel 4.2.4 beschrieben, gelingt z. B. die Bestimmung einer Rotationsachse durch die Abtastung einer Objektseite entlang mehrerer Messpunkte. Um die Schwingungsbewegungen in den drei Raumebenen zu untersuchen, wurde der FMT entsprechend von vorn, von der Seite und von unten „gescannt“.

Nun können die einzelnen Übertragungsfunktionen entlang einer Abtastreihe miteinander verglichen werden.

Auf der Vorderfläche gab es 37 Messpunkte in 7 Zeilen und 7 Spalten (Abb. 31, 32). Bei einer ausschließlichen Vor- und Zurückbewegung des FMTs entlang des Lasermessstrahls würde an man allen Messpunkten die gleiche Übertragungsfunktion messen. Sollte der FMT allerdings zusätzlich eine Kipp- bzw. Rotationsbewegung ausführen, wäre dies anhand der unterschiedlichen Kurvenverläufe sichtbar. Eine Schwingungsbewegung zur Seite oder auf und ab, sowie eine Rotation um die Längsachse blieben dem Beobachter aus dieser einen Messrichtung jedoch verborgen. Durch die Messung aus drei senkrecht aufeinander stehenden Achsen, können alle Bewegungen erfasst werden. Zur Verdeutlichung siehe Abb. 54.

Ergebnisse

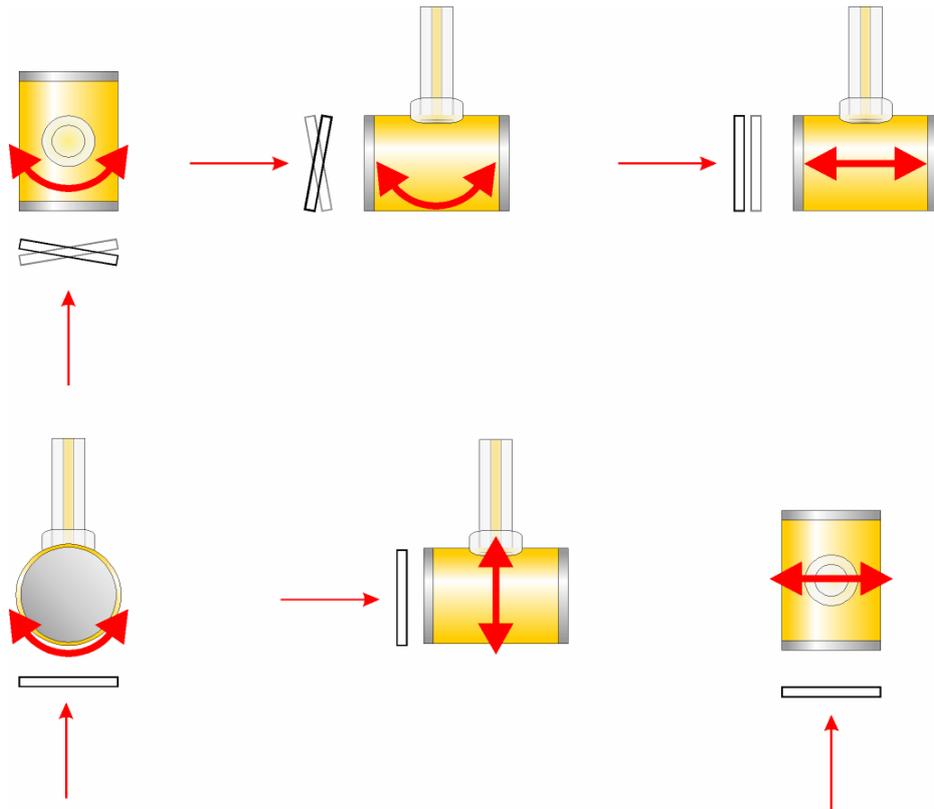


Abb. 5 4: Sichtbare (oben) und unsichtbare (unten) Freiheitsgrade bei Messung von frontal. Schematisch daneben, das scheinbare Verhalten der Frontfläche für den Beobachter.

Schwingungsbewegung \longleftrightarrow Laserstrahl \longrightarrow

Für einen ersten Überblick wurden die Übertragungsfunktionen des Frontscans erst spaltenweise und dann zeilenweise miteinander verglichen. Bei insgesamt sehr ähnlichen Kurvenverläufen, unterschieden sich die Amplituden in den Resonanzfrequenzen jeweils deutlich voneinander (Abb. 55, 56).

Dies lässt bereits die These zu, dass der FMT im Wesentlichen eine Vor- und Zurückbewegung entlang seiner Längsachse ausführt. Um die Bereiche der Resonanzfrequenzen kommt eine rotatorische Komponente hinzu.

Ergebnisse

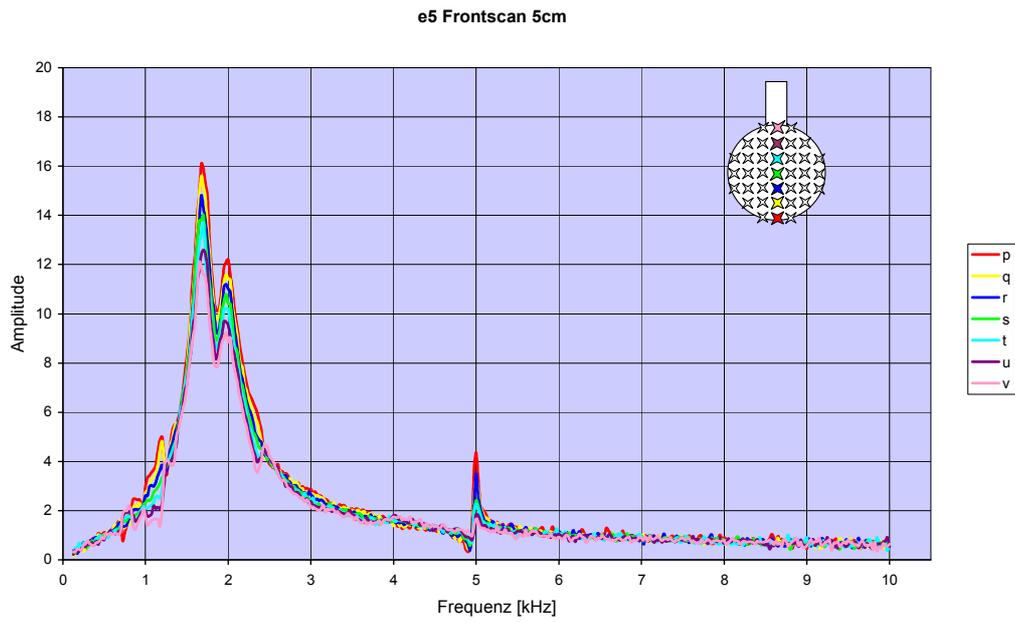


Abb. 55: Übertragungsfunktionen einer exemplarischen Spalte des Frontscans an e5 bei 5cm Kabel im Vergleich.

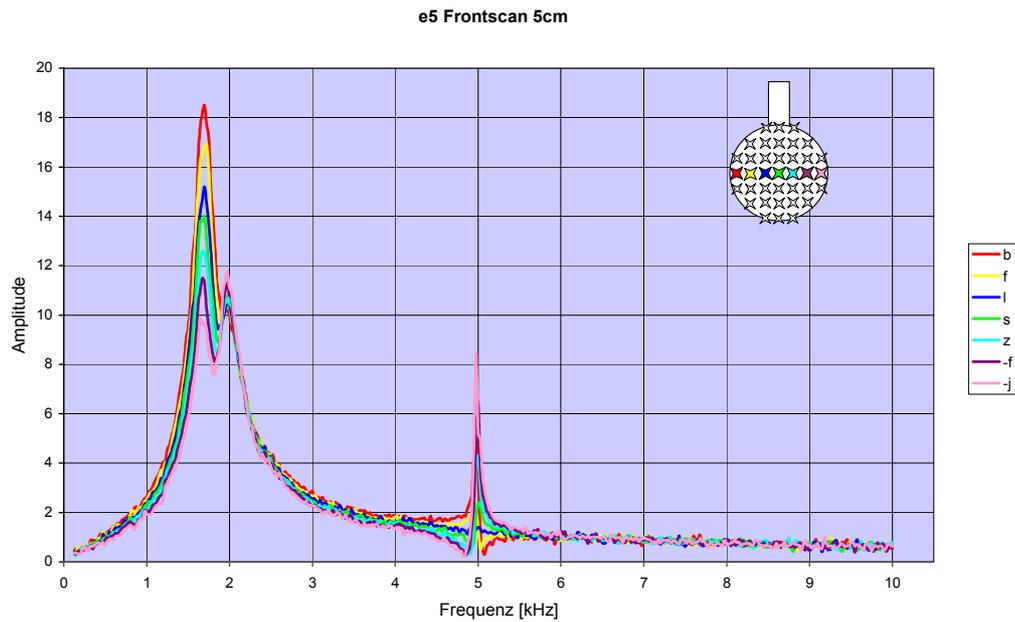


Abb. 56: Übertragungsfunktionen einer exemplarischen Zeile des Frontscans an e5 bei 5cm Kabel im Vergleich.

Ergebnisse

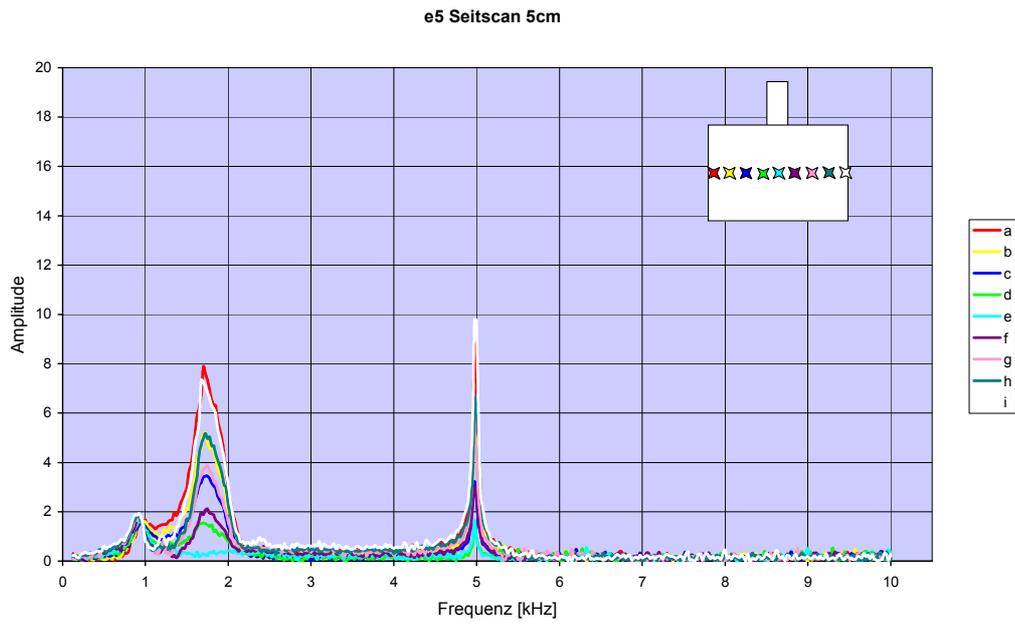


Abb. 57: Übertragungsfunktionen des Seitscans an e5 bei 5cm Kabel im Vergleich.

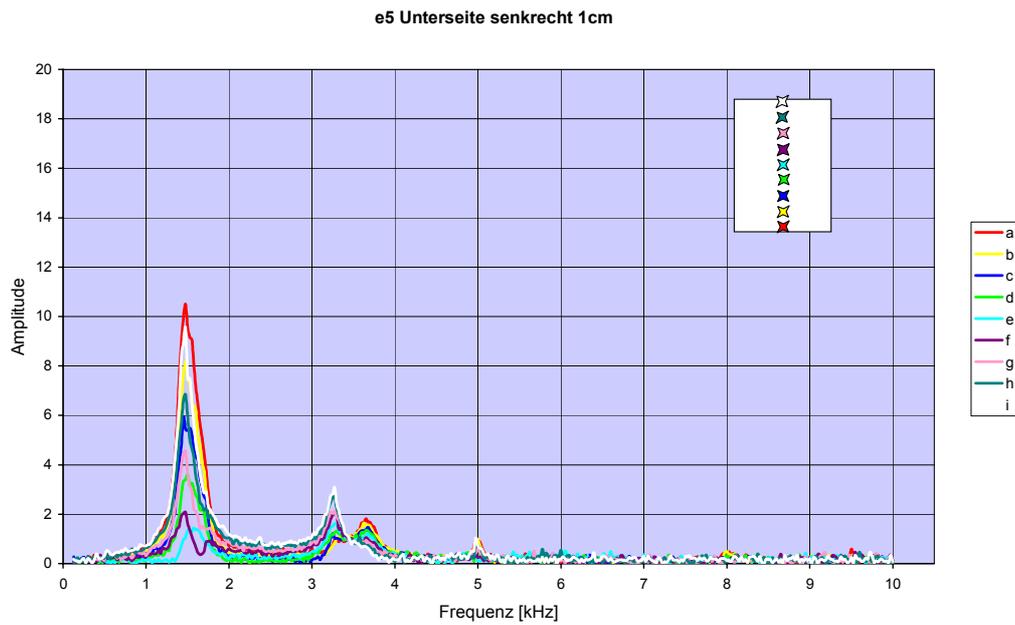


Abb. 58: Übertragungsfunktionen des Unterseitenscans an e5 bei 1cm Kabel und senkrecht ausgerichteten FMT im Vergleich.

Ergebnisse

Um die rotatorischen Bewegungen deutlicher darzustellen, wurden die Daten in Mathcad so aufbereitet, dass die Amplitudenwerte aller Messpunkte für alle Frequenzen in eine dreidimensionale Matrix geschrieben wurden. Für jede beliebige Frequenz konnte nun eine 3dimensionale Darstellung der Amplitude der FMT-Vorderfläche erstellt werden. Eine schräg liegende Fläche zeigte nun auf einen Blick die Rotationsrichtung an. Mit einer Softwarefunktion konnte eine Filmsequenz erzeugt werden, die das Verhalten der FMT-Vorderfläche bei schrittweiser Frequenzerhöhung anzeigt. Auf diese Weise konnte besonders komfortabel das Schwingungsverhalten über das gesamte Spektrum beurteilt werden.

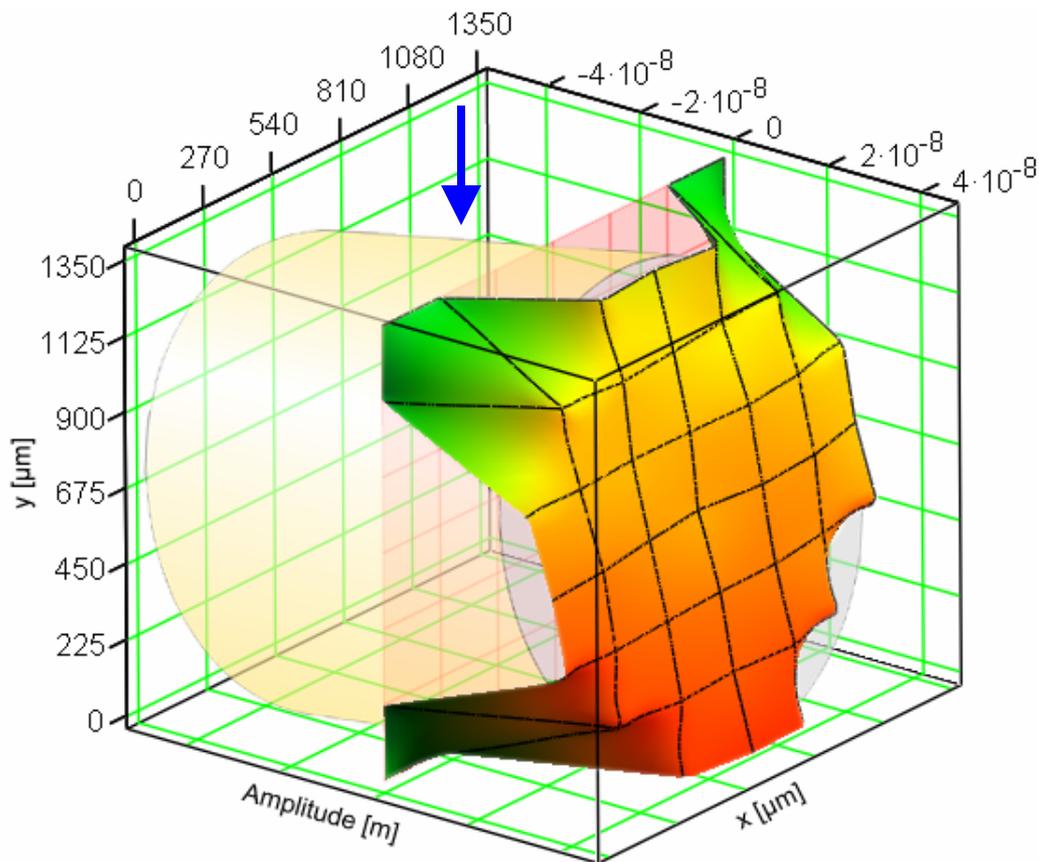
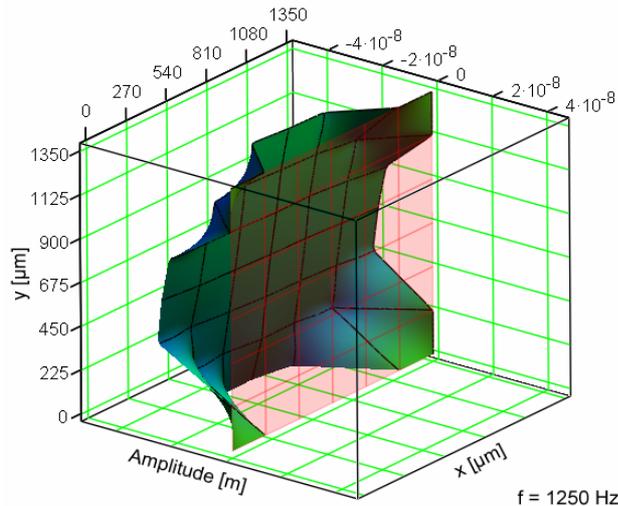


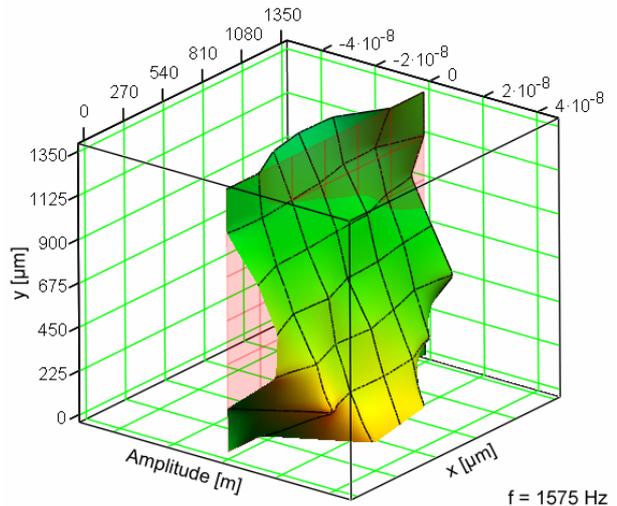
Abb. 59: Beispiel für die 3dimensionale Darstellung der Amplitude der FMT-Vorderfläche in Mathcad. Der blaue Pfeil kennzeichnet die Seite, an der das Kabel befestigt ist. Das Raster zeigt die Messpunkte in x- und y-Richtung an. Neben der hauptsächlichlichen Vor- und Zurückbewegung zeigt sich eine Kippbewegung in zwei Ebenen.

Zur Verdeutlichung ist der Umriss des FMT schematisch eingezeichnet.

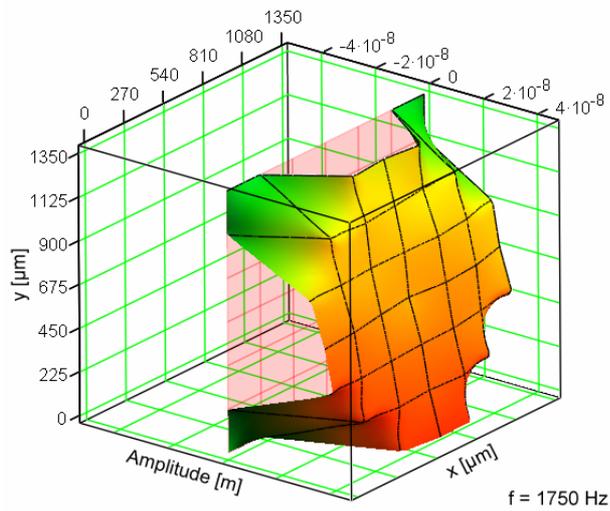
Ergebnisse



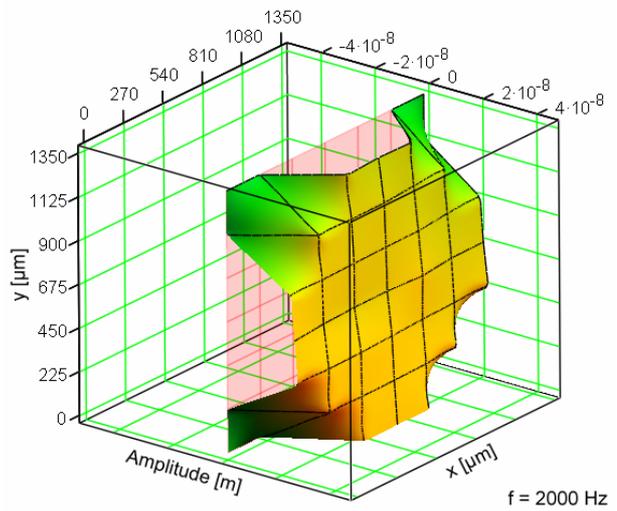
a



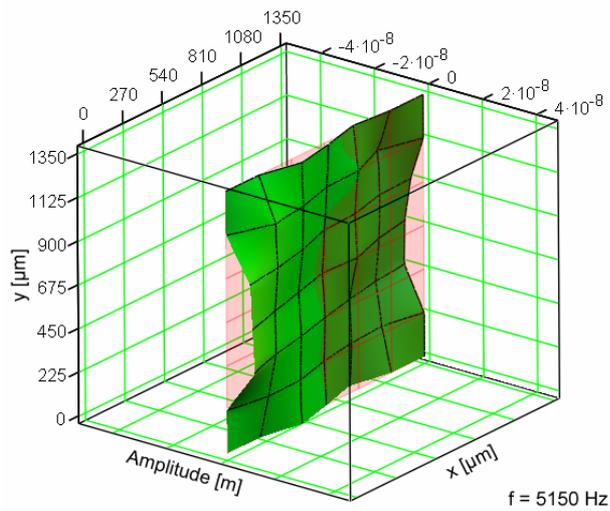
b



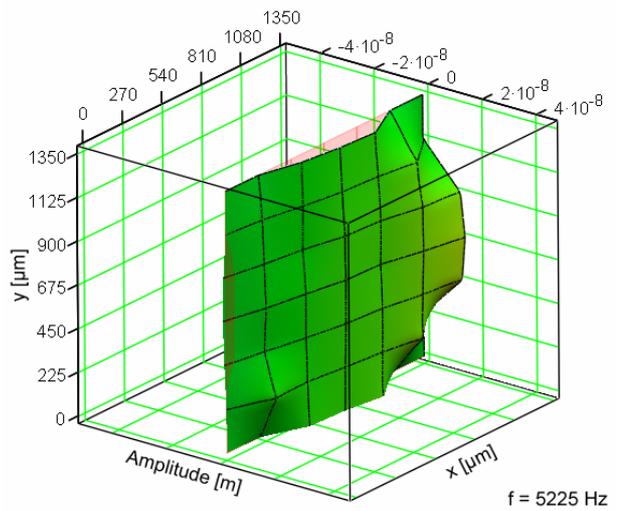
c



d



e



f

Abb. 60 a-f: 3dimensionale Darstellung der FMT-Frontfläche bei unterschiedlichen Frequenzen. Die Höhe der Amplitude wird zusätzlich durch einen Farbverlauf verdeutlicht. Die transparent-rote Ebene zeigt die Ruhelage der Vorderfläche an.

Ergebnisse

Anhand der dreidimensionalen Vorderfläche kann man die pistonartige Translation entlang der z-Achse erwartungsgemäß als Hauptbewegung des FMT ablesen. Hinzu kommt eine Rotation um die Querachse und um die senkrechte Achse. Diese treten hauptsächlich in den Resonanzmaxima auf (Abb. 60 a-d). Sehr gut lässt sich eine zusätzliche Rotation um die y-Achse im Bereich um 5 kHz, der Eigenfrequenz des Ambossklemmchens, erkennen.

Die Darstellung des Seiten- und des Unterseitenscans macht die fast ausschließliche Rotationsbewegung dieser Seiten deutlich (Abb. 61, 62). Aufgetragen sind auf der linken Seite jeweils die Amplituden der einzelnen Messpunkte - je nach Phase, ober- oder unterhalb der x-Achse. Rechts daneben ist die beschriebene Zeigerdarstellung in der komplexen Ebene abgebildet. Wie gefordert, liegen alle Messpunkte auf einer Geraden, nahezu äquidistant. Der Geradenverlauf durch den Ursprung zeigt die reine Rotationsbewegung an.

Die Abbildungen der Übertragungsfunktionen in der Mitte geben einen Überblick über die Amplitudengröße zu der jeweiligen Frequenz.

Der Unterseitenscan war aus technischen Gründen mit seitlicher Aufhängung durchgeführt worden. Um den Schwerkrafteinfluss auszuschließen, erfolgten die Messungen sowohl mit senkrechter, als auch mit horizontaler Orientierung des FMT. Beide Messreihen sind ins gleiche Koordinatensystem eingetragen (Abb. 62). Wie zu erkennen, zeigen sich nahezu identische Verläufe. Man kann eine Rotationsbewegung um die x-Achse in der Mitte des FMT erkennen. Tatsächlich kommt es um 3400 Hz außerdem zu einer geringen Translation entlang der y-Achse.

Ergebnisse Unterseitenscan

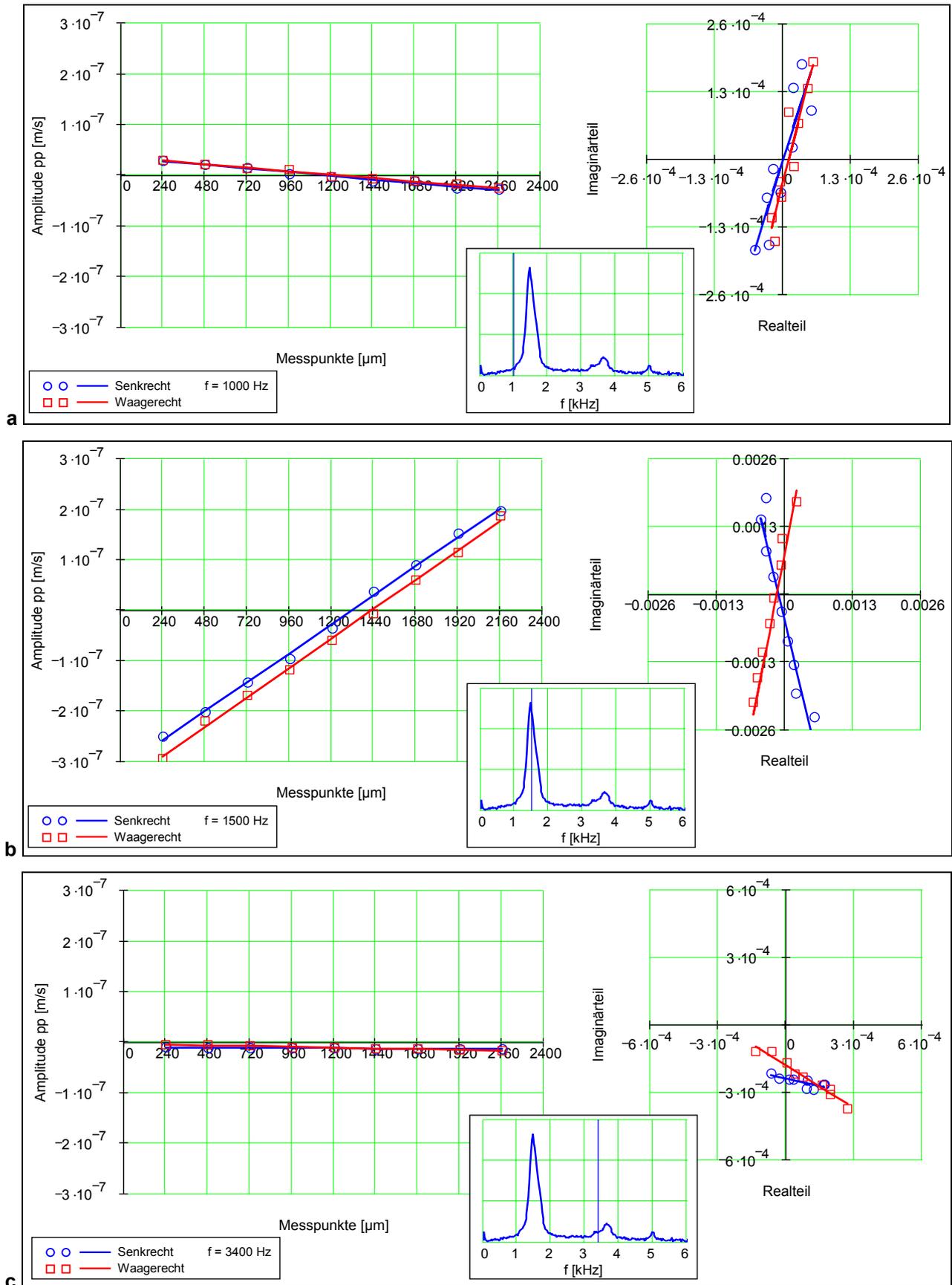


Abb. 61 a-c: Darstellung fortlaufender Messpunkte an der FMT-Unterseite bei exemplarischen Frequenzen sowohl in horizontaler- als auch in vertikaler Ausrichtung des FMTs e5. Beide Messreihen sind jeweils in das gleiche Koordinatensystem eingetragen. Man beachte die variierende Skalierung der komplexen Ebene (rechts) zur deutlicheren Darstellung. Als Übersicht dient die Darstellung der Übertragungsfunktion jeweils in der Mitte.

Ergebnisse

Ein ähnliches Bild zeigt der Seitenscan (Abb. 63). Auch hier ist deutlich die fast reine Rotation um die y -Achse in der Mitte des FMT zu erkennen. Im Bereich von 1000 Hz kommt es zu einer zusätzlichen Translation entlang der x -Achse. Die Messreihen der beiden FMTs sind hier ins selbe Koordinatensystem eingetragen. Aufgrund der etwas anderen Kennlinien, jeweils zu den entsprechenden Resonanzfrequenzen.

Ergebnisse Seitenscan

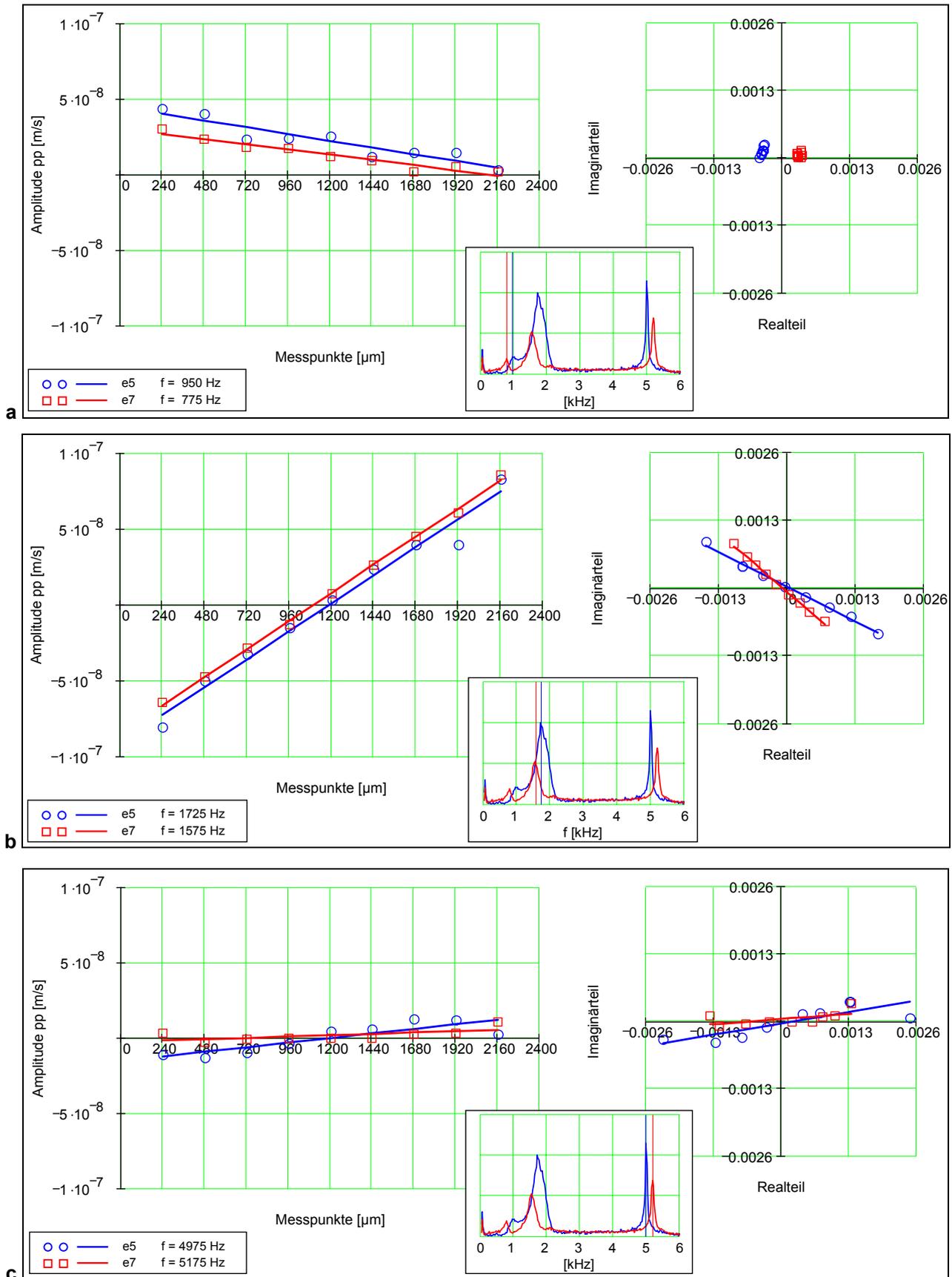


Abb. 62 a-c: Darstellung fortlaufender Messpunkte auf der Seite des FMTs bei exemplarischen Frequenzen. FMT e5 und e7 sind jeweils in das gleiche Koordinatensystem eingetragen. Rechts die Darstellung in der komplexen Ebene.

Als Übersicht dient die Darstellung der Übertragungsfunktion jeweils in der Mitte.

Ergebnisse

In der Zusammenschau der Scanergebnisse lässt sich eine Schwingungsbewegung in allen untersuchten Freiheitsgraden feststellen, allerdings überwiegen die Bewegungen in drei Freiheitsgraden: Der FMT schwingt neben der pistonartigen Hauptbewegungsrichtung in einer Rotation um die senkrechte und um die horizontale Achse. Die Translation entlang der x-Achse fällt erwartungsgemäß klein aus. Ebenfalls mit sehr kleiner, aber nachweisbarer Amplitude, kommt es auch zu einer Translation entlang der y-Achse. Eine Rotation um die z-Achse, war ob der runden Form des FMT mit den angewandten Messmethoden nicht nachweisbar, sie ist allerdings auch unwahrscheinlich.

Von sechs möglichen Freiheitsgraden schwingt der FMT in mind. fünf, mit deutlichem Überwiegen einer Bewegung in drei Freiheitsgraden (Abb. 63 a/b).

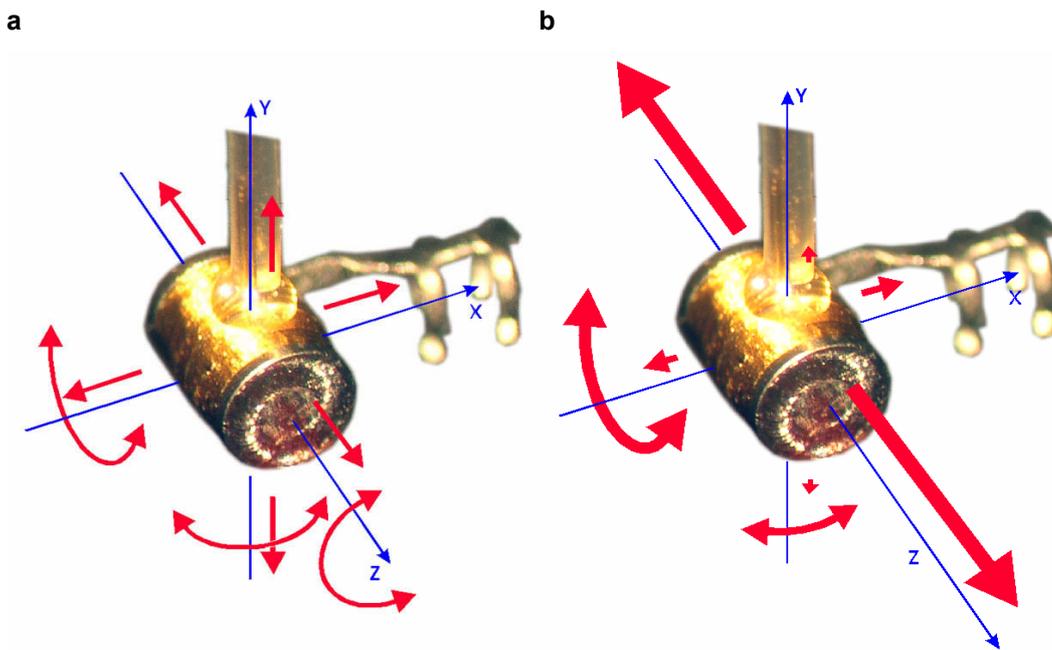


Abb. 63 a: Mögliche Freiheitsgrade der FMT-Schwingung. **b:** Tatsächlich genutzte Freiheitsgrade bei der Schwingung des FMT. Die Größe der Pfeile steht in Relation zu den tatsächlichen Amplituden.

5.6 Resonanz bei 5 kHz

Die Übertragungsfunktionen der FMT-Schwingungen zeigte regelmäßig eine zusätzliche Resonanz knapp oberhalb von 5 kHz. In den Scanmessungen zeigte sich diese besonders bei Messungen in der horizontalen Ebene ausgeprägt und mit fortlaufendem Messpunkt ab- bzw. zunehmend, dass eine Rotations-

Ergebnisse

schwingung vermutet wurde. Da der FMT bei den Messungen inklusive der Befestigungsklemme für den Amboss gemessen wurde, lag nahe, dass diese exzentrisch gelegene Masse die Rotation bedingte.

Zur Überprüfung wurde ein Messpunkt auf der Klemmenspitze gewählt. Hier konnte eine extreme Resonanzamplitude bei der gesuchten Frequenz gefunden werden (Abb. 64), die diese These unterstützt.

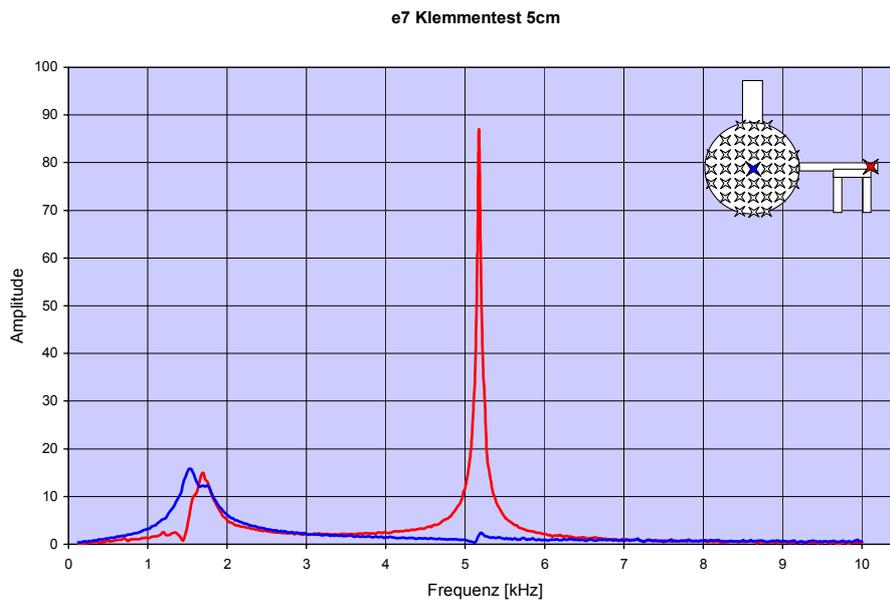


Abb. 64: Messpunkt auf der Klemmenspitze. Extreme Resonanz oberhalb von 5 kHz (rot). Zum Vergleich die Übertragungsfunktion auf Mitte der Vorderseite (blau).

5.7 Lösen der Differentialgleichung

Die Messungen wurden für beide FMTs (e5 und e7) jeweils mit der Blattfeder mit und ohne Zusatzgewichte durchgeführt. Außerdem erfolgten die Messungen in der Frequenzbreite bis 10 kHz und, um die Auflösung zu erhöhen, bis 5 kHz.

Gemäß der Annahme der Verbiegung der Blattfeder (Kapitel 4.2.5.2) wurde die Schwingung der Feder an aufsteigenden Messpunkten bestimmt, um die Lage der virtuellen Drehachse herauszufinden (Abb. 65).

Ergebnisse

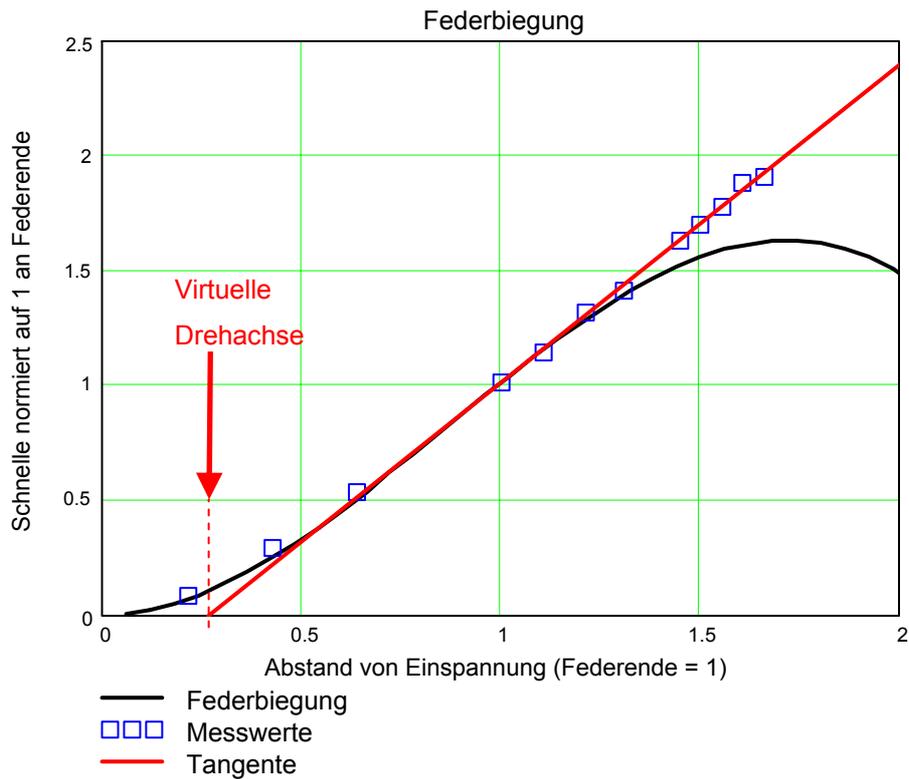


Abb. 65: Die am Modell berechnete Federbiegung deckt sich mit den aufsteigenden Messpunkten. Der weitere Teil des Schwingers am Ende der Feder (1,1) verhält sich starr. Die Tangente am Punkt 1,1 zeigt im Nulldurchgang die virtuelle Drehachse an.

Nach Einsetzen aller bekannten Parameter in MathCad konnten die unbekanntesten bestimmt werden. Abb. 66 zeigt exemplarisch den Kurvenfit für den FMT e5 der Messung mit der Blattfeder mit Zusatzgewichten.

Ergebnisse

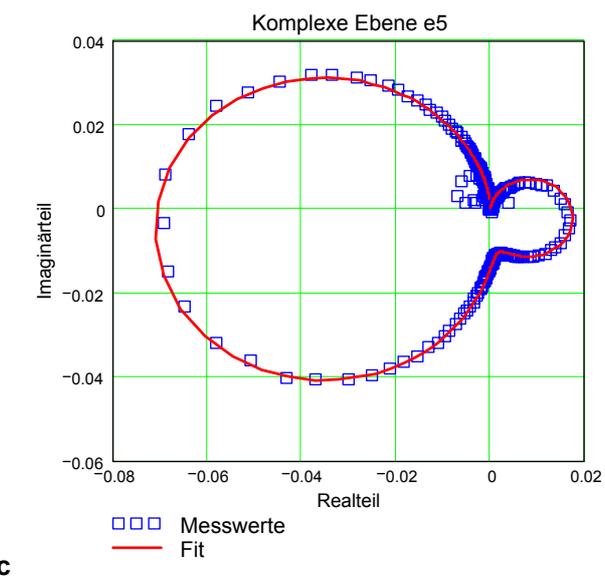
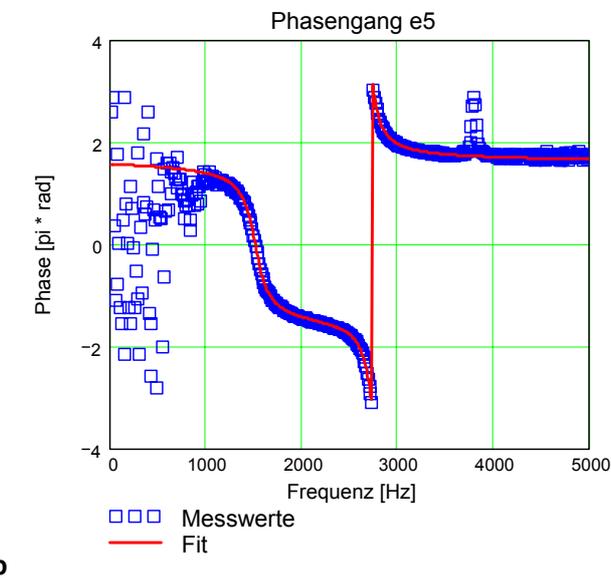
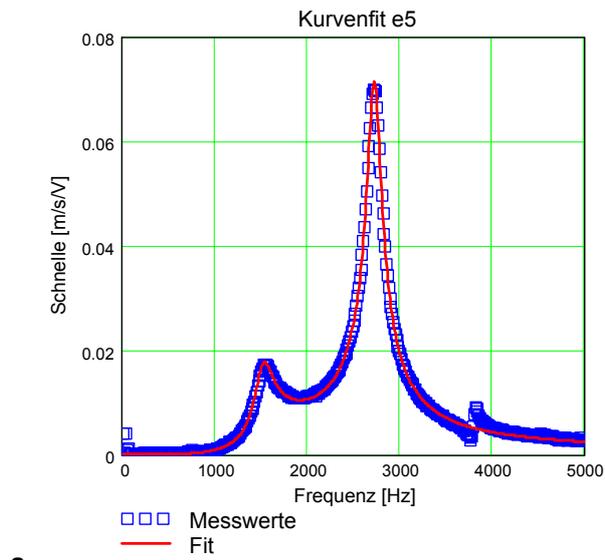


Abb. 66 a-c: Kurvenfit in Mathcad gefolgt vom Phasengang und von der Zeigerdarstellung in der komplexen Ebene. Die Resonanz des Klemmchens liegt nun auf Grund der gekoppelten Schwingung unterhalb von 4 kHz. Sie wurde für den Fit nicht berücksichtigt, da sie keinen Einfluss auf das Ergebnis nimmt.

Ergebnisse

Die Schwingungskoeffizienten lauten für e5:

	Schwingung 1: (Gehäuse + Blattfeder):	Schwingung 2 (Magnet):
Steifigkeit $k \left[\frac{N}{m} \right]$	15650	774,289
Dämpfung $\left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$	0,033	0,012

Daraus ergibt sich für die Kraft:

$$F = 2,915 \text{ mN / V}$$

entsprechend: 292 μN bei 100mV, 146 μN bei 50 mV

Die Schwingungskoeffizienten lauten für e7:

	Schwingung 1: (Gehäuse + Blattfeder):	Schwingung 2 (Magnet):
Steifigkeit $k \left[\frac{N}{m} \right]$	16020	555,447
Dämpfung $\left[\frac{N \cdot s}{m} \right]$	0,042	0,011

Daraus ergibt sich für die Kraft:

$$F = 2,987 \text{ mN / V}$$

entsprechend: 299 μN bei 100mV, 150 μN bei 50 mV

Der FMT bringt also eine Kraft von knapp 3 mN pro 1 Volt angelegter Spannung auf, die an den Steigbügel oder das runde Fenster übertragen werden. Der erzeugte Druck hängt nach der Formel $Druck = Kraft / Fläche$ von der Angriffsfläche ab, auf die diese Kraft appliziert wird.

Für den Stapes ist diese Fläche etwa 3,2 mm² groß, entsprechend der Größe der Stapesfußplatte [104]. Damit lautet die Formel für den Druck p :

$$p = \frac{F}{3,2 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2} \quad (67)$$

in der Einheit Pascal (Pa).

Ergebnisse

Nach der bekannten Formel für den Schalldruckpegel L :

$$L = 20 \cdot \log \frac{p}{p_0} \quad (68)$$

mit einem Umgebungsluftdruck von $p_0 = 20 \cdot 10^{-5} \text{ Pa}$, errechnet sich für den FMT ein äquivalenter Schalldruckpegel auf die Fußplatte bei 100 mV Anregungsspannung von:

133,17 dB SPL für den FMT e5

und

133,38 dB SPL für den FMT e7.

Jetzt ist es möglich, eine Vorhersage über die Amplitude der Stapesauslenkung zu machen. Die Auslenkung errechnet sich nach

$$X_S = \frac{P_S}{i\omega \cdot A_{FP} \cdot Z_{SC}} \quad (69)$$

mit der Auslenkung X_S , dem Druck auf den Stapes P_S , der Winkelgeschwindigkeit ω entsprechend $2\pi \cdot f$, der Fläche der Stapesfußplatte A_{FP} , und der Eingangsimpedanz der Cochlea mit Stapes und Ringband Z_{SC} [62].

Unter der Eingangsimpedanz versteht man den Widerstand, der überwunden werden muss, um die flüssigkeitsgefüllte Cochlea zum Schwingen zu bringen. Die Impedanz ist frequenzabhängig. Sie wurde sowohl theoretisch [21, 122] als auch experimentell bestimmt [1, 51, 62, 71]. Die angegebenen Werte für die Eingangsimpedanz der Cochlea variieren je nach Autor zum Teil um den Faktor 3 (Abb. 67).

Ergebnisse

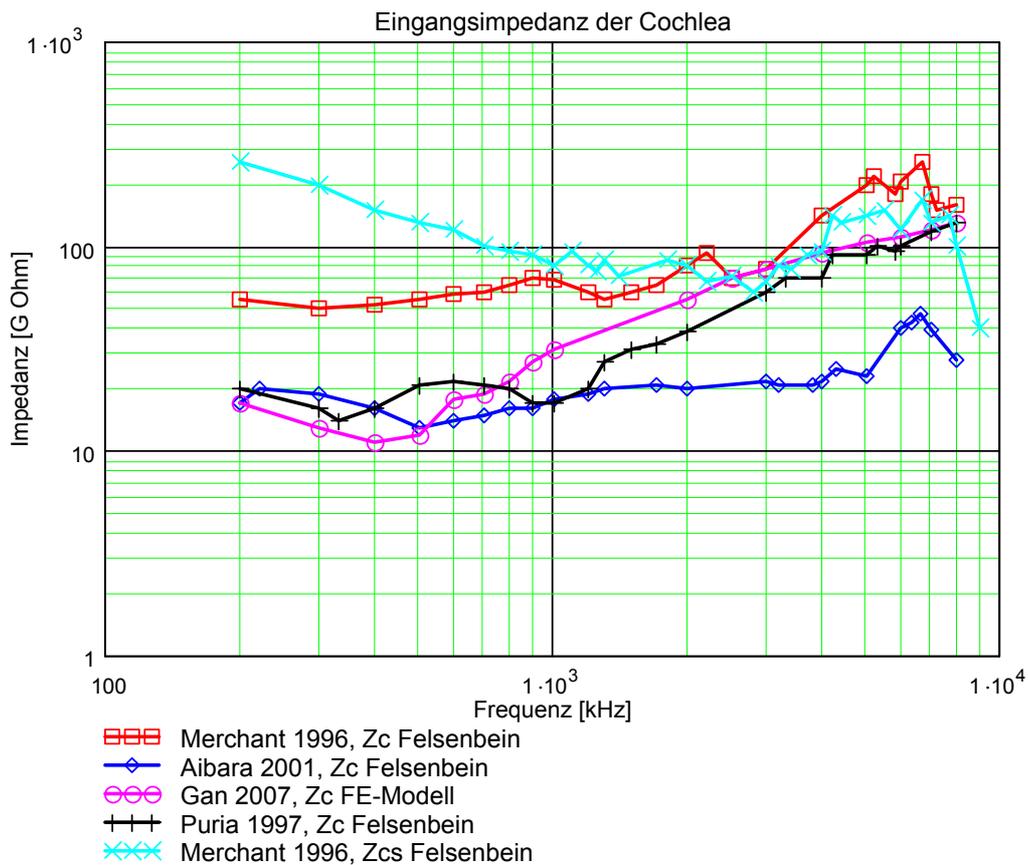


Abb. 67: Literaturvergleich der Eingangsimpedanz der Cochlea in der Einheit akustisches Ohm. Zc steht für die alleinige Impedanz der Cochlea, Zcs für die Impedanz der Cochlea inklusive Stapes.

Eine Messung am lebenden Menschen ist (bisher) nicht möglich. Lynch et al. [51] führten Messungen an Katzen durch, die anderen Ergebnisse stammen aus Felsenbeinversuchen [1, 62, 71], bzw. wurden am Modell [21] errechnet. Bei der Messung ist es wichtig, dass die Cochlea keine Luft enthält, da sich durch die Kompressibilität der Luft im Gegensatz zur inkompressiblen Flüssigkeit eine andere Impedanz ergibt [62]. Merchant et al. führten ihre Experimente daher an frischen Felsenbeinen durch, die nicht zuvor eingefroren waren [62]. Ferner gilt es zu beachten, ob die reine Cochleaimpedanz bestimmt wurde, oder die Summe der Impedanzen, die an der Schwingung beteiligt sind z. B. Impedanz von Stapes und Ringband. Bei einer intakten Kette kommt selbstverständlich noch die Impedanz des Mittelohres hinzu. Zur weiteren Berechnung wurden die von Gan et al. [21] bzw. Puria et al. [71] angegebenen Eingangsimpedanzen verwendet.

Ergebnisse

Es lässt sich nun eine frequenzabhängige Kurve für die Stapesauslenkungen berechnen und mit experimentellen Stapesauslenkungen bei Schallanregung im Gehörgang aus der Literatur vergleichen [21, 22, 102] (Abb. 68). Da die Stapesamplitude von der Anregungsspannung des FMT abhängt, muss ein entsprechend angepasster Spannungswert verwendet werden. Nach der Formel (69) kann der äquivalente Schalldruckpegel am Stapes und damit die zu verwendende Spannung errechnet werden.

Die meisten Autoren haben die Stapesamplituden bei Anregung durch Schall auf das Trommelfell gemessen. Dementsprechend muss für eine Vergleichbarkeit des äquivalenten Schalldruckes auf den Stapes die Verstärkung durch das Mittelohr hinzuaddiert werden. Für die mittleren Frequenzen beträgt die Mittelohrverstärkung etwa 20-23 dB [1, 71].

Ein Schalldruckpegel von 90 dB SPL bei 1 kHz vor dem Trommelfell entspricht also einem Schalldruck am Stapes von etwa 110 dB.

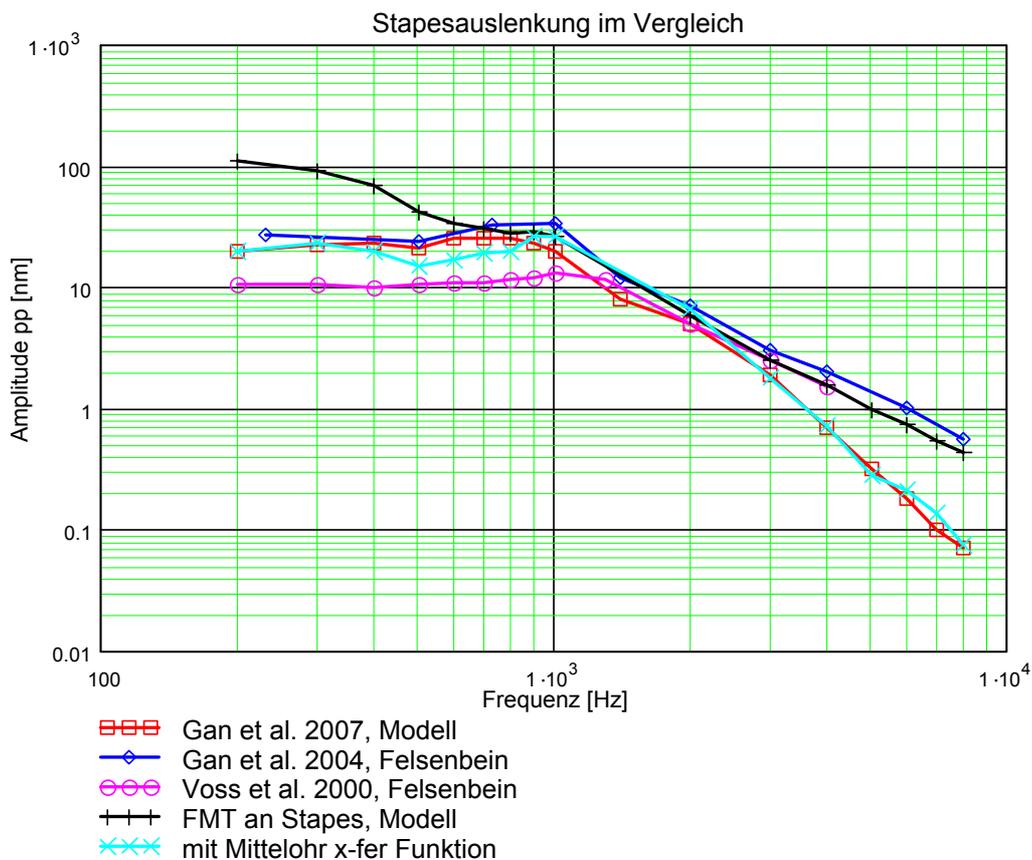


Abb. 68: Errechnete Stapesauslenkung im Vergleich zu Literaturangaben bei 90 dB SPL im Gehörgang und entsprechend 9,81 mV als Anregungsspannung am FMT e5. Für die schwarze Kurve wurde mit konstanten 20 dB Mittelohrverstärkung gerechnet, die hellblaue Kurve berücksichtigt die frequenzabhängige Verstärkung unter Verwendung der Mittelohrübertragungsfunktion nach Aibara et al. [1].

Abb. 68 zeigt die errechneten Stapesamplituden bei einer äquivalenten Kraft des FMT von 113 dB SPL (9,81 mV an FMT e5; 9,58 mV an e7) am Stapes und umgerechnet 90 dB SPL vor dem Trommelfell (schwarz, +). Eine zweite Kurve (hellblau, x) berücksichtigt die frequenzabhängige Schalldruckverstärkung durch das Mittelohr unter Verwendung der Mittelohrübertragungsfunktion nach Aibara et al. [1].

5.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

1. Die Schwingungsamplitude des FMTs ist linear proportional zur Anregungsspannung.
2. Ein kurz gefasstes Kabel von 2 mm nimmt deutlichen Einfluss auf die Übertragungsfunktion, für längere Kabellängen ist der Einfluss zu vernachlässigen.
3. Der FMT nutzt hauptsächlich 3 von 6 Freiheitsgraden.
4. Die Klemme zur Ambossbefestigung bewirkt eine zusätzliche Resonanz bei 5 kHz.
5. Die Kraft des FMT liegt größenordnungsmäßig bei 3 mN / V.
6. Für einen Schalldruckpegel am Stapes, äquivalent zu 90 dB SPL im Gehörgang, werden etwa 9,7 mV Anregungsspannung am FMT benötigt

6 Diskussion

6.1 Methodik

6.1.1 Schwingungsmodell

Der Begriff Modell ist nach Stachowiak [86] durch drei Merkmale gekennzeichnet:

1. Abbildung. Ein Modell ist immer ein Abbild von etwas, eine Repräsentation natürlicher oder künstlicher Originale, die selbst wieder Modelle sein können.
2. Verkürzung. Ein Modell erfasst nicht alle Attribute des Originals, sondern nur diejenigen, die dem Modellschaffer bzw. Modellnutzer relevant erscheinen.
3. Pragmatismus. Pragmatismus bedeutet soviel wie Orientierung am Nützlichen. Ein Modell ist einem Original nicht von sich aus zugeordnet. Die Zuordnung wird durch die Fragen Für wen?, Warum? und Wozu? relativiert. Ein Modell wird vom Modellschaffer bzw. Modellnutzer innerhalb einer bestimmten Zeitspanne und zu einem bestimmten Zweck für ein Original eingesetzt. Das Modell wird somit interpretiert.

Das verwendete physikalische Schwingungsmodell folgt diesen drei Punkten. Die gemessene Schwingung wird durch das Modell abgebildet. Das Modell erfasst die wesentlichen Attribute des Versuchsaufbaus. Es wurde zu dem Zweck eingesetzt, die gemessene Schwingung durch bekannte Gleichungen zu berechnen. In einem ersten Ansatz wurde das Modell zunächst einfacher gehalten, als letztendlich verwendet. Im ursprünglichen Modell wurde vereinfacht für die Blattfeder eine Schraubenfeder eingesetzt, da nur die translatorische Bewegung entlang der Längsachse berechnet werden sollte. Gemäß Forderung 2 wäre diese Verkürzung durchaus zulässig.

Es zeigte sich jedoch, dass die errechneten Werte je nach Messpunkt des Lasers entlang der Blattfeder teilweise deutlich variierten. Durch die Hebelgesetze ist die Amplitude der Blattfeder mit ansteigender Entfernung des Messpunktes von der Einspannung naturgemäß zunehmend größer. Um diesem

Umstand gerecht zu werden, musste dieses Verhalten in dem angepassten Modell entsprechend berücksichtigt werden.

Ob das verwendete Modell die Wirklichkeit sinnvoll abbildet, zeigt sich daran, dass der errechnete Übertragungsfunktionsverlauf dem gemessenen ähnelt, im Idealfall mit diesem deckungsgleich ist. Dies konnte daran gezeigt werden, dass im angepassten Modell die auf die Feder wirkende Kraft unter Berücksichtigung unterschiedlicher Messpunkte als gleich berechnet werden konnte.

6.1.2 Messgenauigkeit des Systems

Der Hersteller gibt für das LDV für den empfindlichsten Messbereich eine Auflösung von 8 nm ($8 \cdot 10^{-9}$ m) an. Die kleinste messbare Amplitude wird durch die Größe des Rauschens bestimmt. Da es durch Mittelung im Zeitbereich möglich ist, das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern, können Signale auch unterhalb der Rauschgrenze isoliert werden. Auf diese Weise konnten Amplituden im Femtometer-Bereich (10^{-15} m) gemessen werden [74, 77].

6.1.3 Einfluss eines schräg auftreffenden Messstrahls

Der FMT wurde bei allen Messungen unter binokularer mikroskopischer Kontrolle senkrecht zum Strahlengang des LDV ausgerichtet. Wegen der geringen Größe des zu messenden Objektes bestand damit grundsätzlich die Möglichkeit, dass der Messstrahl nicht genau orthogonal auf das Objekt traf.

Das LDV misst den Anteil des Schwingungsvektors, der in Richtung des Laserstrahls zeigt. Bei einem Winkel φ zwischen Schwingungsrichtung und Messstrahl ist dies das $\cos(\varphi)$ -fache der Gesamtschwingung [74].

Bei kleinen Winkeln φ führt diese Abhängigkeit nur zu geringen Fehlern. Eine bereits sehr deutlich sichtbare Abweichung von der Senkrechten um 10° verringert den Messwert nur um 1,5 % (Abb. 69).

Diskussion

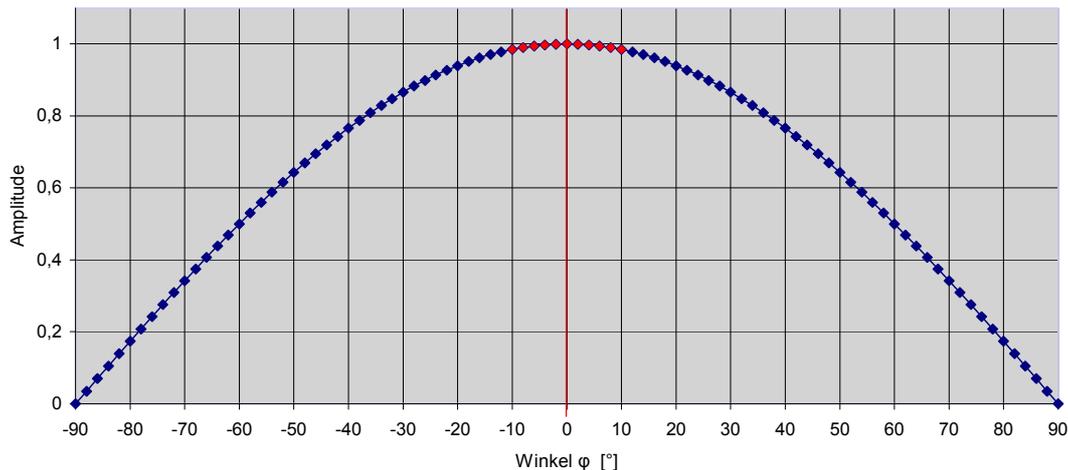


Abb. 69: Abhängigkeit des Vibrometermesswertes vom Winkel zwischen Laserstrahl und Schwingungsrichtung. Innerhalb des Intervalls von -10° bis 10° verringert sich der Messwert um max. 1,5 % [74].

6.1.4 Reflexionsfolie

Das Laserdopplervibrometer kann nur arbeiten, wenn der ausgesandte Messstrahl auch vom Messobjekt reflektiert wird und dieser reflektierte Laserstrahl wieder genau am Objektiv des LDVs auftrifft. Bei metallischen Oberflächen ist dies in der Regel kein Problem. Für schlechter reflektierende Oberflächen und für Bedingungen, bei denen der Messstrahl am Objekt eine Ablenkung erfährt, gibt es die Möglichkeit, die Messbedingungen mit einem stark reflektierenden Medium zu beschichten. Zu diesem Zweck stand eine selbstklebende Reflexionsfolie der Firma 3M (St. Paul, MN, USA) zur Verfügung. Für die durchgeführten Messungen wurden vergleichende Versuche angestellt, um herauszufinden, ob sich die Messwerte von einer Messung mit Reflexionsfolie von denen einer Messung am blanken Objekt unterscheiden. Bei einigen Messkonfigurationen konnte zwar ein stärkeres reflektiertes Signal am Laservibrometer über die eingebaute LED-Anzeige registriert werden. Es konnte jedoch keine Abweichung der Messwerte festgestellt werden, so dass bei allen weiteren Versuchen auf eine Reflexionsfolie verzichtet wurde. Eine zusätzliche, wenn auch sehr kleine Massebelastung durch die Folie konnte dadurch vermieden werden.

6.1.5 Computergestützte Steuerung

Die Steuerung der Versuche über das selbstgeschriebene Messprogramm vom PC aus vereinfachte und verkürzte die Messungen deutlich. Durch den standardisierten Ablauf mit dem Programm können außerdem Fehler durch Unachtsamkeit bei der Messung verhindert werden. Das Ansteuern der einzelnen Scanpunkte über den computergesteuerten 4-Achsen Kreuztisch war μm -genau und somit der manuellen Ausrichtung überlegen. Damit verbunden war auch eine Reproduzierbarkeit der Messungen, da einzelne Messpunkte wiederholt exakt aufgesucht werden konnten.

Einen erheblichen, vor allem zeitlichen Vorteil brachte das automatische Auslesen der Messdaten aus dem FFT-Analyzer und simultane Speichern im DOS-Format. Neben dem umständlichen manuellen Speichern auf einer Diskette des FFT-Analyzers mit anschließendem Auslesen in einem PC-Laufwerk entfiel das Umwandeln der Daten über ein Hilfsprogramm in das richtige PC-kompatible Format.

6.1.6 Technisch physikalische Beschränkungen

Der FFT-Analyzer stellte über das gewählte Frequenzspektrum 400 Kanäle zur Verfügung. Bei einer Bandbreite von 10 kHz erfolgte die Anregung über das Spektrum in Schritten von 25 Hz. Die dazwischen liegenden Frequenzen werden nicht miterfasst. Man darf jedoch davon ausgehen, dass bei den im Verhältnis zu den anregenden Frequenzen kleinen Schritten (bei 500 Hz 5 %, bei 2000 Hz 1,25 %) keine wesentlichen Informationen verloren gehen.

Zur Verbesserung der Auflösung wurde dennoch bei einigen Messungen das Spektrum auf 5 kHz begrenzt, um den Kanalabstand auf 12,5 Hz zu halbieren. Dies war möglich, da die charakteristischen Resonanzen unterhalb von 5 kHz lagen.

Beim Seitenscan und Unterseitenscan des FMT ist der Messstrahl des LDV auf die konvexe Seite des FMT-Zylinders gerichtet. Der Winkel der FMT-Oberfläche zum Laserstrahl ergibt sich somit aus der Tangente. In der Medianen beträgt dieser Winkel 90° und das Licht wird optimal zum Messkopf reflektiert. Wurde

jedoch versucht, auch ober- bzw. unterhalb der Medianen des Zylinders zu messen, reichte das in Richtung LDV reflektierte Licht für ein eindeutiges Signal nicht aus (Abb. 70). Es daher nicht möglich, auch von der FMT-Seite und -Unterseite einen Flächenscan durchzuführen.

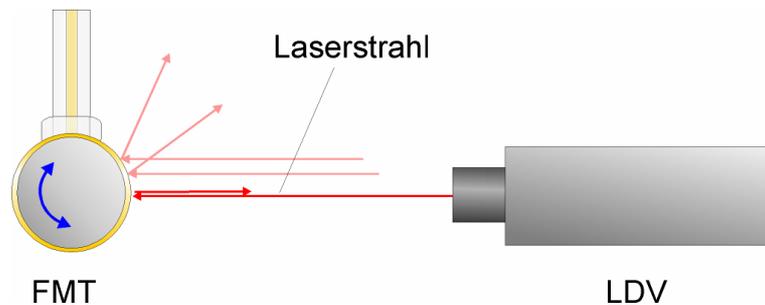


Abb. 70: Bei Messungen ober- oder unterhalb der Medianen der FMT-Seite wird durch die gewölbte Oberfläche der Hauptteil des Laserstrahls vom LDV-Objektiv weg reflektiert.

Aufgrund der gekrümmten Seiten des FMTs kann mit den durchgeführten Messungen keine Aussage über die Rotation um die Längsachse gemacht werden. Mit einem Trick wäre dies möglich gewesen: Befestigt man eine kleine Leiste tangential zur gekrümmten FMT-Oberfläche, würden Rotationsbewegungen um diese Achse sichtbar. Die Enden der Leiste bewegten sich entsprechend vor und zurück (Abb. 71). Da eine solche Rotationsbewegung nicht in relevanter Größenordnung zu erwarten ist, wurde auf die Durchführung einer solchen Messung verzichtet.

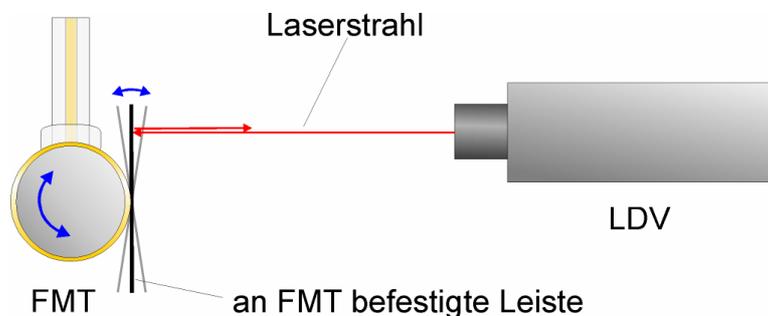


Abb. 71: Trick zur Sichtbarmachung der Rotation um die Längsachse des FMT: Die Enden einer an der Seite befestigten Leiste bewegen sich bei einer Rotation des FMT in Richtung des LDV vor und zurück.

Bei dem Scan der Unterseite des FMTs war eine direkte Messung von unten mit dem auf dem Kreuztisch befestigten Laservibrometer nicht möglich. Es musste daher das Messobjekt selbst entsprechend um 90° in die Horizontale gedreht eingespannt werden. Durch die Eigensteifigkeit des FMT-Kabels war es bei kurz gefasstem Kabel bis zu 10 mm möglich, den FMT waagrecht „aufzuhängen“. Bei größeren Längen bog sich das Kabel aufgrund der Schwerkraft nach unten durch.

Um einen daraus entstehenden Einfluss auf die Schwingung erkennen zu können, wurden die Ergebnisse bei horizontaler Ausrichtung der FMT Unterseite mit denen der vertikalen Ausrichtung verglichen. Es konnte jedoch kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

6.1.7 Versuchsaufbau

Wie schon im Kapitel 6.1.1 beschrieben, erwies sich die Rotationsbewegung um den Einspannpunkt der Blattfeder und damit die größer werdenden Amplituden zum Ende der Feder hin als störend. Dies wurde bei der Planung des Aufbaus nicht ausreichend berücksichtigt.

Bei der Planung des Versuchsaufbaus wurde Wert auf eine sichere und leicht zu lösende Befestigung des FMTs gelegt. Zur Abstimmung der Steifigkeit und der Eigenfrequenz der Feder sollte diese möglichst einfach mit unterschiedlichen Längen einzuspannen sein.

Um die Schwingung wie gewollt auf einen Freiheitsgrad zu beschränken, hätte der FMT in der Mitte zwischen zwei Blattfedern eingeklemmt werden können, die wiederum an beiden Enden eingespannt gewesen wären (Abb. 72).

Durch die zweifache Einspannung hätte eine Rotation um den Einspannpunkt vermieden und das ursprüngliche vereinfachte Modell hätte wahrscheinlich angewandt werden können. Allerdings hätte die gewollte Frequenzabstimmung durch Längenänderung der beiden Federn nicht so simpel wie bei nur einer Feder erfolgen können und wäre nicht so einfach reproduzierbar gewesen.

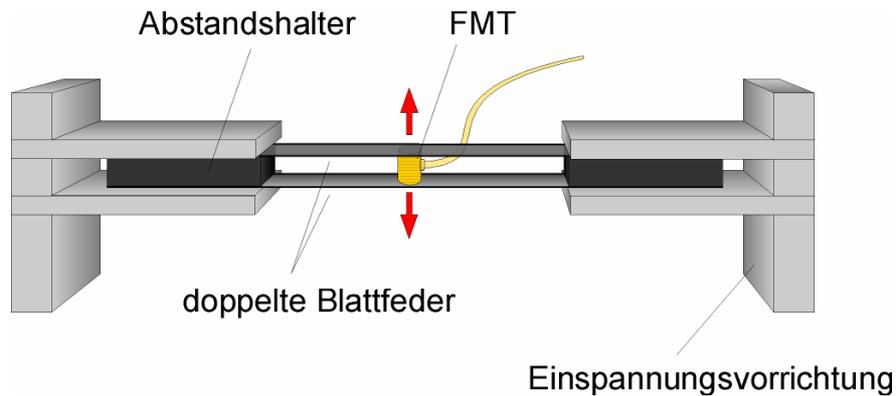


Abb. 72: FMT zwischen zwei Blattfedern eingespannt. Die Freiheitsgrade sind dadurch auf einen beschränkt. Eine Rotation wird verhindert.

6.2 Ergebnisdiskussion

6.2.1 Diskussion Kabellänge

Im Arbeitsplatzversuch sollte der FMT zunächst möglichst frei schwingend untersucht werden, ohne die Bewegung durch eine Befestigung zu beeinflussen. Auf eine Stromversorgung kann dabei selbstverständlich nicht verzichtet werden. Ebenso wenig kann der FMT schwerelos im Raum schweben. Die Befestigung an einer Halterung ist daher unumgänglich. Das eigene Zuleitungskabel stellt die kleinstmögliche Befestigung dar. Damit verbunden ist unweigerlich eine gewisse Einflussnahme auf die Schwingung.

Die Größe der Einflussnahme wird erneut durch die bereits genannten Parameter Masse, Steifigkeit und Federkonstante definiert.

Die Ergebnisse zeigen einen nur geringen Unterschied der Übertragungsfunktionen bei den 6 verwendeten Kabellängen. Nur bei dem mit 2 mm sehr kurz gefassten Zuleitungskabel entsteht eine zusätzliche Resonanz mit daraus resultierender deutlicher Rotationsbewegung des FMTs.

Bei länger gefasstem Kabel wird die Federkonstante zu vernachlässigen sein und sich das Kabel als beliebig nachgiebig verhalten. Die Masse des Kabels ist in allen Fällen klein gegenüber der Masse des Schwingers, berücksichtigt wird

nur die bewegte Kabelmasse. Die Steifigkeit nimmt zu, umso kürzer das Kabel gefasst ist.

So kann gefolgert werden, dass sich der zunehmende Anteil der Steifigkeit bei einer Kabellänge von 2 mm in der Übertragungsfunktion bemerkbar macht. Bei einem länger gefassten Kabel nimmt die Veränderung der Kabellänge keinen großen Einfluss auf die Übertragungsfunktion.

In vivo ist der FMT stets an eine andere Struktur im Mittelohr angekoppelt. Es herrschen daher andere Bedingungen als im freien Schwingungsversuch und die Ergebnisse sind daher nur bedingt auf die in vivo Situation übertragbar.

Eine vorstellbare Einflussnahme auf die Übertragung in vivo wäre jedoch ein nicht spannungsfrei in der Pauke verlaufendes Zuleitungskabel, das die Schwingung im Sinne einer Dämpfung behindert oder, wie im Versuch mit extrem kurz gefassten Kabel (2 mm), die Übertragungsfunktion verändert und eine zusätzliche Resonanz erzeugt. Vorstellbar ist dies vor allem bei der Ankopplung des FMTs ans runde Fenster, da hier der FMT und damit evtl. auch das Kabel in eine Faszienschicht eingehüllt werden soll, um eine bessere Ankopplung zu erreichen [11, 46, 110].

6.2.2 Freiheitsgrade

Die bei der Implantation beim Menschen angestrebte Anregung der Gehörknöchelchenkette bzw. des Innenohrs ist pistonartig senkrecht zur Fußplatte des Stapes bzw. zum runden Fenster, um eine optimale Energieübertragung zu erreichen [101, 17].

Dementsprechend wäre eine reine translatorische Vor- und Zurückbewegung des FMT entlang der Längsachse wünschenswert. Jede Bewegung in zusätzlichen Freiheitsgraden bedeutet einen Energieverlust in der gewünschten Achse. Es konnte gezeigt werden, dass neben der translatorischen Längsachsenbewegung Schwingungsbewegungen in allen erfassten Freiheitsgraden messbar waren. Neben vernachlässigbar kleinen Amplituden entlang der Querachse und der senkrechten Achse spielen vor allem Rotationsbewegungen um dieselben Achsen eine Rolle.

Erstere ist durch die Aufhängung am Kabel zu erklären. Anders als bei einem starren Pendel kommt es jedoch nicht zu einer Rotation um den Befestigungspunkt des Kabels, sondern die relative Rotationsachse ist in Richtung FMT verschoben. Der genaue Verlauf der Rotationsachse lässt sich anhand der Verkipfung der Frontplatte des FMTs berechnen.

Die Rotation um eine senkrechte Achse ist wahrscheinlich vor allem durch die exzentrisch liegende Masse der Ambossklemme bedingt. Die Rotationsachse verläuft durch den Schwerpunkt der Massen von FMT Gehäuse mit dem Magneten und der Klemme, geringfügig aus dem Mittelpunkt des FMT in Richtung Klemme verschoben.

In vivo wird die Art der Ankopplung erheblichen Einfluss auf die Freiheitsgrade des FMT haben. Insbesondere bei der Befestigung am langen Ambossschenkel über die vorgesehene Klemme wird es zu einer noch ausgeprägteren rotatorischen Komponente der Schwingung kommen. Grund hierfür ist die durch die Anatomie im Bereich Amboss-Steigbügelgelenk bedingte entfernte Befestigung des FMTs von seinem Schwerpunkt. Die Rotationsachse wird noch mehr in Richtung Klemmenspitze verschoben sein.

Rein physikalisch kommt es hierdurch zu einem Energieverlust für die gewünschte pistonartige Bewegung. Die Summe der Energie in einem System bleibt gleich. Somit fehlt der translatorischen Bewegung dieser Anteil an der Gesamtenergie, der für eine Rotation gebraucht wird. Ob diese Feststellungen Auswirkungen auf das Hörergebnis haben, müsste in weiteren Messungen überprüft werden. Eventuell wäre über eine verbesserte Fixierung des FMT schwerpunktnah z. B. an den Steigbügelschenkeln nachzudenken. Bei neuesten Entwicklungen kommt der FMT auch direkt an eine PORP / TORP angeklemt oder in diese integriert zur Anwendung [40]. Hierbei liegt die Ankopplung wie gefordert schwerpunktnah.

Interessant ist dazu eine persönliche Mitteilung von Ball [4]. Er habe im Felsenbeinversuch einen FMT um 90° verdreht an den langen Ambossschenkel angekopelt. Also parallel zur Fußplatte und somit senkrecht zur geforderten Schwingungsrichtung. Erstaunlicherweise habe Ball dennoch eine recht gute Schwingungsübertragung auf das Innenohr messen können.

Es gilt zu überprüfen, inwieweit die Forderung nach einem exakt senkrecht auf die Fußplatte ausgerichteten FMT im Hörergebnis des Patienten relevant ist. Die im Versuch gezeigten Rotationsbewegungen des FMT scheinen in vivo eine untergeordnete Rolle zu spielen.

Auch die physiologische Auslenkung des menschlichen Stapes ist nicht streng senkrecht pistonartig. Es kommen Rotationsbewegungen der Fußplatte in 2 Achsen vor. Ball et al. [6] und Hato et al. [32] konnten dies bei laservibrometrischen Scanningmessungen der Gehörknöchelchenkette bzw. der Fußplatte nachweisen.

Für die Ankopplung ans runde Fenster entfällt die Frage bezüglich der exzentrischen Befestigung. Bei der Operation wird die Ambossklemme vor der Implantation abgeschnitten. Umso mehr kommt die eigentliche Bewegung des FMT zum Tragen. Auch hier wird eine pistonartige Bewegung senkrecht zur Rundfenstermembran als optimale Schwingungsrichtung vermutet. Bisher fehlt allerdings eine experimentelle Überprüfung, ob dies tatsächlich so ist. Bei den bis heute weltweit wenigen durchgeführten Rundfensterankopplungen wird der FMT auf das runde Fenster gestellt und mit Faszie abgedeckt. Es kann noch keine sichere Aussage getroffen werden, ob eine reine Übertragung auf die Rundfenstermembran oder ein zusätzlicher Knochenkontakt optimale Ergebnisse liefert. Möglicherweise erweist sich eine „unsaubere“ Schwingung mit rotatorischer Komponente in diesem Fall sogar als positiv.

6.2.3 Kraftbestimmung über die Differentialgleichung

Der Kurvenfit zeigt eine fast deckungsgleiche Kurve von Modell und Experiment. Man erkennt jedoch kleine Bereiche der Übertragungsfunktion, an denen es eine Abweichung gibt.

Zunächst der Bereich der tiefen Frequenzen von 0 bis 1000 Hz: Folgt man dem Kurvenverlauf, findet hier keine nennenswerte Bewegung statt. Es kann nur eine geringe Amplitude gemessen werden und dementsprechend ungenau ist die Messung. Erkennbar ist dies an der Kohärenz, die unterhalb von 1 kHz deutlich von 1 abweicht. Weitere Abweichungen der Kurvenverläufe gibt es bei zusätzlichen Resonanzen, die das Modell nicht berücksichtigt. Am auffälligsten

ist dies an der 5 kHz Resonanz des Ambossklemmchens zu sehen (die jetzt wegen der zusätzlichen Massebelastung auf etwa 4 kHz verschoben ist). Da diese außerhalb der Hauptresonanzen liegt, ist sie für das Ergebnis vernachlässigbar.

Am Ende der Berechnung steht das Ergebnis einer Kraft, die der FMT an der Federklemme in Abhängigkeit von der Spannung aufbringt. Die Angabe in Milli-Newton (mN) ist für HNO-Ärzte und Audiologen wenig greifbar. Es lag daher eine Angabe des Schalldruckpegels nahe, mit der eine Kraft auf den Stapes vergleichbar wäre. Wie gezeigt, hängt die Berechnung des Schalldruckpegels von der Kenntnis der beteiligten Impedanzen ab. Die Eingangsimpedanz der Cochlea wurde Literaturangaben entnommen und variiert je nach Autor. Merchant et al. [62] unterscheiden als einzige zwischen reiner Cochleaimpedanz und Impedanz von Stapes, Ringband und Cochlea. Der Unterschied macht sich besonders in den tiefen Frequenzen bemerkbar, da hier das System durch die Steifigkeit kontrolliert ist, im Gegensatz zum durch die Masse kontrollierten System in den hohen Frequenzen.

Merchant et al. [62] weichen in ihren Angaben jedoch auch im hohen Frequenzbereich von den anderen Autoren ab. Puria et al. [71] führen dies unter anderem auf bei den Messungen vorhandene Luft im Vestibulum bzw. in der Scala tympani der Felsenbeine zurück. Eine andere Möglichkeit der Erklärung ist die verwendete Messmethode: Während die Messungen anderer Autoren mit einem Laservibrometer durchgeführt wurden, erfolgten Merchants Messungen mit einem optischen Bewegungssensor (Ångstrom-Resolver 201). Da die gemessenen Auslenkungen in der Größenordnung von Atomdurchmessern stattfinden, ist eine Messungsgenauigkeit vorstellbar. Zu klein gemessene Stapesamplituden ergäben rechnerisch eine zu große Cochleaimpedanz.

Der Vergleich der über die Kraft des FMT errechneten Stapesamplituden mit den Angaben der Literatur zeigt eine größenordnungsmäßig sehr gute Übereinstimmung. Besonders ab 2 kHz ergibt sich ein sehr ähnlicher Kurvenverlauf. Unterhalb von 1 kHz ergeben sich im Vergleich zu große Stapesamplituden. Dies ist durch die o. g. Problematik der verwendeten Impedanzangaben – reine

Cochleaimpedanz vs. Impedanz von Cochlea plus Stapes und Ringband – erklärbar.

Insgesamt lassen die gezeigten Ergebnisse vermuten, dass die Bestimmung der Kraft des FMT recht genau gelungen ist. Anhand des Vergleichs mit den Stapesauslenkungen lässt sich die Bestimmung der richtigen Größenordnung belegen.

6.3 Anwendung der Ergebnisse

6.3.1 Klinik

Für die optimale Energieübertragung wird eine Ausrichtung des FMTs entlang der Schwingungsachse des Stapes gefordert [101, 17], um der physiologischen, hauptsächlich pistonartigen Fußplattenbewegung [6, 32] gerecht zu werden.

Aus physikalischen Gesichtspunkten wäre es am besten, den FMT senkrecht auf das Zentrum der Fußplatte zu stellen. Die Anatomie von Stapesoberbau und Amboss-Steigbügel-Gelenk verhindert jedoch ein solches Vorgehen. Als Kompromiss wird die Befestigung am langen Amboss-Schenkel mit der am FMT vorhandenen Klemme praktiziert. Hierbei sind drei Dinge zu beachten:

- die Befestigung selbst
- die Entfernung des FMT vom Amboss-Steigbügel-Gelenk
- die Eigenschwingung des Klemmchens

Die Ankopplung muss aus physikalischen Gesichtspunkten so fest wie möglich erfolgen, um keine Bewegung an der Koppelstelle zuzulassen. Einerseits muss das Titanklemmchen also fest angezogen werden, andererseits darf der filigrane Ambossschenkel nicht verletzt werden. Bei anatomischen Varianten, insbesondere bei konisch zulaufendem Ambossschenkel ist ein adäquates „Crimpen“ mitunter schwierig, weshalb hier von einigen Autoren zusätzlich der Einsatz von Zement empfohlen wird [47].

Snik et al. untersuchten den Einfluss von Zement an der Ankopplungsstelle gegenüber der reinen Crimptechnik [81]. Bei den 6 Patienten mit Zementanwen-

dung gab es gegenüber den 5 Patienten ohne Zement keinen negativen Effekt auf die postoperative Hörschwelle. Eine Verbesserung der Übertragung konnte lediglich bei 2 kHz um etwa 10 dB zu Gunsten der Zementgruppe festgestellt werden. Es wurde daher die generelle Verwendung von Zement nicht empfohlen.

In der Arbeit von Graßhoff [29] zeigte sich ein Zugewinn in der passiven Mittelohrübertragung bei Anregung durch einen Gehörgangslautsprecher unter Verwendung von Zement gegenüber ohne Zement im Bereich zwischen 1 und 3 kHz. Es wurden allerdings nur 2 Präparate untersucht.

Es wird empfohlen, die Titanklemme so weit wie möglich proximal am Ambossschenkel zu befestigen um den FMT so möglichst nahe an das Gelenk zu bringen. Es soll dabei auch ein Kontakt zwischen dem FMT und dem Stapes, vorzugsweise am Gelenk hergestellt werden [101].

Der Unterschied der Position vom engen Gelenkkontakt zu weitestmöglicher Gelenkferne wurde von Needham et al. experimentell an vier Felsenbeinen untersucht [65]. Dabei zeigte sich in allen Präparaten eine schlechtere Übertragung v. a. für höhere Frequenzen an der zweiten Position. Maximal war der Unterschied 25 dB bei 5 kHz. Zum anderen wurde der Effekt der zusätzlichen Massebelastung der Kette durch den FMT untersucht. Hierbei zeigte die entfernte Position eine größere Dämpfung auf die Fußplattenamplitude als die gelenknahe Position. Ein Effekt, der durch Hebelgesetze erklärt werden kann.

Die Befestigung über die weit exzentrische Titanklemme ist vergleichbar mit dem beschriebenen Blattfederversuch. Der Arm des Klemmchens kann als Blattfeder mit einer Eigenfrequenz um 5 kHz betrachtet werden. Vorstellbar ist, dass durch die Eigenschwingungsbewegung des Klemmenarms Übertragungsenergie verloren geht. Durch die Hebelwirkung ist die Ankopplungsstelle besonders rotatorischen Kräften ausgesetzt, die evtl. auch eine Lockerung der Ankopplung bewirken können.

6.3.2 Forschung

Wünschenswert wären in einem nächsten Schritt die direkte Überprüfung der Ergebnisse im Felsenbeinmodell. Die hohe Reproduzierbarkeit der Messungen und die Genauigkeit des FMT lassen schon jetzt vermuten, dass sich der FMT hervorragend als Akteur in Felsenbeinversuchen auch anderer Fragestellungen nutzen lässt. Unter Kenntnis der aufgebrauchten Kraft in Abhängigkeit der Spannung ist eine genaue Anregungsdosierung möglich.

7 Zusammenfassung

Zur apparativen Versorgung von Schwerhörigkeiten stehen seit mehreren Jahrzehnten äußerlich zu tragende (konventionelle) Hörgeräte zur Verfügung. Fast ebenso lange wird an implantierbaren Hörgeräten geforscht, um verschiedene systembedingte Eigenschaften konventioneller Hörgeräte zu verbessern.

Konventionelle Hörgeräte wandeln Luftschall in elektrische Signale um und geben diese verstärkt als Luftschall wieder aus. Statt der Lautsprechermembran konventioneller Hörgeräte, versetzt der elektromechanische Wandler implantierbarer Mittelohrhörgeräte über eine direkte Ankopplung das Mittel- bzw. das Innenohr in Schwingungen.

Erst im letzten Jahrzehnt konnten sich (teil-)implantierbare Mittelohrhörgeräte in der klinischen Anwendung durchsetzen und stehen heutzutage zwar nicht als Ersatz der konventionellen Hörgeräte, jedoch als sinnvolle Ergänzung in der Patientenversorgung zur Verfügung. Das weltweit am häufigsten implantierte System ist die sogenannte Vibrant Soundbridge.

Der elektromechanische Wandler des Systems Vibrant Soundbridge nennt sich Floating Mass Transducer (FMT). Diese flottierende Masse ist ein kleiner Magnet im Innern eines etwa 2 mm großen Titantönnchens, das von einer elektrischen Spule umwickelt ist. Wird ein Wechselstrom an diese Spule angelegt, bewegt sich der Magnet mit der Frequenz des Stromes vor- und zurück. Das Gehäuse bewegt sich entgegengesetzt und überträgt die Schwingungen nach entsprechender Ankopplung auf die Gehörknöchelchenkette bzw. das runde Fenster.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Schwingungsvorgänge und die Leistungsfähigkeit des FMT von der technischen Seite aus zu untersuchen, um Hinweise zu gewinnen, den klinischen Erfolg verbessern zu können.

Zum besseren Verständnis der verwendeten (und dem Mediziner meist nicht trivialen) mathematischen und physikalischen Methoden werden einige theoretische Grundlagen zu Schwingungsmodellen und deren Berechnung in der Arbeit referiert.

Zusammenfassung

Das Schwingungsverhalten zweier zur Verfügung stehender FMTs als Messobjekte wurde mittels eines Laserdopplervibrometers (LDV) untersucht. Die Laserdopplervibrometrie ist ein berührungsloses Messverfahren, bei dem durch die Frequenzverschiebung des vom Objekt reflektierten Lasermessstrahls kleinste Schwingungsgeschwindigkeiten und damit -auslenkungen bis in den Femtometerbereich (10^{-15} m) gemessen werden können.

Es wurde zunächst die messtechnische Linearität der FMTs geprüft. Danach wurde der Einfluss der Kabellänge des Anregungskabels auf die Schwingung untersucht. In weiteren Messreihen erfolgte die Bestimmung der Anzahl der Freiheitsgrade, die der FMT während der Schwingung ausnutzt.

Mit einem veränderten Versuchsaufbau wurde schließlich noch die Kraft bestimmt, die der FMT je anliegender Spannung auf eine angekoppelte Struktur auszuüben vermag.

Es konnte gezeigt werden, dass die Schwingungsamplitude des FMTs linear proportional zu Anregungsspannung ist.

Die Kabellänge des Zuleitungskabels nimmt normalerweise keinen Einfluss auf das Schwingungsverhalten des FMTs. Bei sehr kurz eingefasstem Kabel konnte jedoch ein deutlicher Effekt nachgewiesen werden.

Die Schwingung in 5 von 6 Freiheitsgraden wurde nachgewiesen, wobei der FMT hauptsächlich 3 Freiheitsgrade nutzt. Es überwiegt die gewünschte pistonartige translatorische Bewegung entlang der Längsachse.

Unter der Verwendung von physikalischen Schwingungsmodellen zu gekoppelten Schwingungen konnten die Messwerte der FMT-Schwingung mit einem theoretisch berechneten Kurvenverlauf zur Deckung gebracht werden. Anschließend konnten dadurch die Schwingungskoeffizienten der Differentialgleichung bestimmt werden. Aus dem Ergebnis ließ sich eine Kraft von größenordnungsmäßig 3 mN pro Volt Anregungsspannung errechnen. Über die Umrechnung der Kraft auf äquivalente Schalldruckpegel am Stapes konnten die Messwerte mit Literaturangaben verglichen werden und eine gute Korrelation gezeigt werden.

Zusammenfassung

Die Ergebnisse werden vor dem Hintergrund der Anwendbarkeit in der Klinik und der Forschung diskutiert. Während das Schwingungsverhalten in drei Dimensionen Untersuchungsansätze zur Ankopplung des FMTs am Amboss und am runden Fenster aufzeigt, lassen sich die Angaben der Kraft und der Koeffizienten der Differentialgleichung für Felsenbeinmessungen z. B. mit einem FMT als Schwingungs-Aktor nutzen.

Teilergebnisse der Arbeit wurden in Form eines Posters auf der 77. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V. 2006 in Mannheim präsentiert [88]. Das Poster wurde mit dem Broicher Preis prämiert.

8 Literatur

1. Aibara R. et al., *Human middle-ear sound transfer function and cochlear input impedance*. Hear Res, 2001. 152(1-2): p. 100-109.
2. Ball G., *Implantable electromagnetic hearing transducer*, 1996. Patent (Nr. 5554096), USA
3. Ball G., *Persönliche Mitteilung*. 2003
4. Ball G., *Persönliche Mitteilung*. 2005
5. Ball G. et al., *Dual Coil Floating Mass Transducers*, 1999. Patent (Nr. 5897486), USA
6. Ball G.R., Huber A., Goode R.L., *Scanning laser Doppler vibrometry of the middle ear ossicles*. Ear Nose Throat J, 1997. 76(4): p. 213-218, 220, 222.
7. BNET, *Soundtec receives FDA approval for ear canal sound processor*, 2002.
http://findarticles.com/p/articles/mi_qn4182/is_20020913/ai_n10154582,
Zugriffsdatum: 29.02.2008
8. Brauch W., Dreyer H.-J., Haacke W., *Mathematik für Ingenieure*, 9. Auflage, 1995. B. G. Teubner, Stuttgart
9. Caye-Thomasen P. et al., *Long-term results and experience with the first-generation semi-implantable electromagnetic hearing aid with ossicular replacement device for mixed hearing loss*. Otol Neurotol, 2002. 23(6): p. 904-911.
10. Chen D.A. et al., *Phase 1 clinical trial results of the envoy system: A totally implantable middle ear device for sensorineural hearing loss*. Otolaryngol Head Neck Surg, 2004. 131(6): p. 904-916.
11. Colletti V. et al., *Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window*. International journal of audiology, 2006. 45(10): p. 600-608.
12. Digel W., Kwiatkowski G., *Meyers großes Taschenlexikon in 24 Bänden*, Band 12: Klas-Las 3. Auflage, 1990. B.I. Taschenbuchverlag, Mannheim, Wien, Zürich
13. Djourno A., Eyries C., Vallancien B., *De l'excitation du nerf cochlear chez l'homme par induction à diastance à l'aide microbabinage à demure*. CR Soc Biol, 1957. 151: p. 423.
14. Dumon T. et al., *Piezoelectric middle ear implant preserving the ossicular chain*. Otolaryngol Clin North Am, 1995. 28(1): p. 173-187.

15. Envoy Medical GmbH, *Pressemappe*, 2007.
http://www.presseportal.de/pm/65186/1200872/envoy_medical_gmbh,
Zugriffsdatum: 17.02.2008
16. Fisch U. et al., *Clinical experience with the Vibrant Soundbridge implant device*. Otol Neurotol, 2001. 22(6): p. 962-972.
17. Fraysse B. et al., *A multicenter study of the Vibrant Soundbridge middle ear implant: early clinical results and experience*. Otol Neurotol, 2001. 22(6): p. 952-961.
18. Fredrickson J.M. *Ongoing investigations into the practicality of an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss [abstract 28]*. in *International Symposium on Electronic Implants in Otology*. 1993. Orlando, FL.
19. Fredrickson J.M., Cotichia J.M., Khosla S., *Ongoing investigations into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss*. Otolaryngol Clin North Am, 1995. 28(1): p. 107-120.
20. Fredrickson J.M., Tomlinson D., Davis E., *Evaluation of an electromagnetic implantable hearing aid*. Can J Otolaryngol, 1973. 2: p. 53-62.
21. Gan R.Z., Reeves B.P., Wang X., *Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea*. Annals of biomedical engineering, 2007. 35(12): p. 2180-2195.
22. Gan R.Z., Wood M.W., Dormer K.J., *Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system*. Otol Neurotol, 2004. 25(4): p. 423-435.
23. Glorig A., *Magnetically coupled stimulation of an electromagnetic implantable hearing aid*. J Acoust Soc Am, 1972. 52: p. 694-696.
24. Goode R. *Electromagnetic middle ear hearing device research and clinical application [abstract 30]*. in *International Symposium on Electronic Implants in Otology*. 1993. Orlando, FL.
25. Goode R., Aritomo H., Gonzales J., *The implantable hearing aid in Tissue integration in Oral and Maxillo-facial Reconstruction*, 1986. Excerpta Medica, Amsterdam, pp. 199-208.
26. Goode R.L., *An implantable hearing aid. State of the art*. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol, 1970. 74(1): p. 128-139.
27. Goode R.L., *Implantable hearing aids*. Otolaryngol Clin North Am, 1978. 11(1): p. 155-161.

Literaturverzeichnis

28. Goode R.L., Glattke T.J., *Audition via electromagnetic induction*. Arch Otolaryngol, 1973. 98(1): p. 23-26.
29. Graßhoff E., *Experimentelle Studie an menschlichen Felsenbeinpräparaten zur Optimierung der Ankopplung von aktiven Mittelohrimplantaten mittels Laser-Doppler-Vibrometrie*, 2001. Thesis, Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Medizinische Hochschule Hannover
30. *Grundlagen der Vibrometrie in Polytec LM INFO Special, Geschäftsbereich Lasermesssysteme*, 1/2003. Polytec GmbH, Waldbronn, pp. 14-15.
31. Hakansson B. et al., *The bone-anchored hearing aid. Principal design and a psychoacoustical evaluation*. Acta Otolaryngol, 1985. 100(3-4): p. 229-239.
32. Hato N., Stenfelt S., Goode R.L., *Three-dimensional stapes footplate motion in human temporal bones*. Audiol Neurootol, 2003. 8(3): p. 140-152.
33. *Hearing aid devices - professional and patient labeling and conditions for sale in Audiology Update*, 12/1993. 1977 Food and Drug Administration Regulations, pp. 3-5.
34. hear-it.org, *Jeder Sechste ist schwerhörig*, 2008. <http://german.hear-it.org/forside.dsp?forside=yes&area=34>,
Zugriffsdatum: 26.03.2008
35. Heide J., Tatge G., Sander T., *Development of a semi-implantable hearing device in Advances in Audiology*, Band 4: Middle ear implant: Implantable hearing aids, Herausgeber: Suzuki J., 1988. Karger, Basel, pp. 32-43.
36. Hough J. et al., *Middle ear implantable hearing device: ongoing animal and human evaluation*. Annals of Otology, Rhinology & Laryngology, 1988. 97(6 Pt 1): p. 650-658.
37. Hough J. et al., *A middle ear implantable hearing device for controlled amplification of sound in the human: a preliminary report*. Laryngoscope, 1987. 97(2): p. 141-151.
38. Hough J.V. et al., *Semi-implantable electromagnetic middle ear hearing device for moderate to severe sensorineural hearing loss*. Otolaryngol Clin North Am, 2001. 34(2): p. 401-416.
39. Hough J.V. et al., *Middle ear electromagnetic semi-implantable hearing device: results of the phase II SOUNDTEC direct system clinical trial*. Otol Neurotol, 2002. 23(6): p. 895-903.

Literaturverzeichnis

40. Huber A.M. et al., *A new implantable middle ear hearing device for mixed hearing loss: A feasibility study in human temporal bones*. Otol Neurotol, 2006. 27(8): p. 1104-1109.
41. Hüttenbrink K.B., *Implantierbare Hörgeräte für hochgradige Schwerhörigkeit. Grundsätzliche Überlegungen zu ihrem Einsatz und ein Versuch der technischen Realisierung (Dresdner/Bochumer Modell)*. HNO, 1997. 45(10): p. 742-744.
42. Hüttenbrink K.B., *Current status and critical reflections on implantable hearing aids*. Am J Otol, 1999. 20(4): p. 409-415.
43. Jenkins H.A. et al., *Otologics Middle Ear Transducer Ossicular Stimulator: performance results with varying degrees of sensorineural hearing loss*. Acta oto laryngologica, 2004. 124(4): p. 391-394.
44. Kartush J.M. *Electromagnetic ossicular augmentation device [abstract 32]*. in *International Symposium on Electronic Implants in Otology*. 1993. Orlando, FL.
45. Kasic J.F., Fredrickson J.M., *The Otologics MET ossicular stimulator*. Otolaryngol Clin North Am, 2001. 34(2): p. 501-513.
46. Kiefer J., Arnold W., Staudenmaier R., *Round window stimulation with an implantable hearing aid (Soundbridge) combined with autogenous reconstruction of the auricle - a new approach*. ORL, 2006. 68(6): p. 378-385.
47. Lenarz T. et al., *Vibrant Soundbridge System: Ein neuartiges Hörimplantat für Innenohrschwerhörige. Teil 2: Audiologische Ergebnisse*. Laryngo rhino otologie, 2001. 80(7): p. 370-380.
48. Leuwer R., *Gestörtes Hören. Die apparative Versorgung der Schwerhörigkeit: Konventionelle und implantierbare Hörgeräte*. Laryngo- Rhino- Otologie, 2005. 84 Suppl 1: p. S51-59.
49. Leysieffer H. et al., *Ein vollständig implantierbares Hörsystem für Innenohrschwerhörige: TICA LZ 3001*. HNO, 1998. 46(10): p. 853-863.
50. Leysieffer H., Müller G., Zenner H.P., *Ein implantierbares Mikrofon für elektronische Hörimplantate*. HNO, 1997. 45(10): p. 816-827.
51. Lynch T.J., 3rd, Nedzelnitsky V., Peake W.T., *Input impedance of the cochlea in cat*. J Acoust Soc Am, 1982. 72(1): p. 108-130.
52. Magnus K., Popp K., *Schwingungen*, 6. Auflage, 2002. Teubner, Stuttgart
53. Mahoney T., Vernon J., *Speech-induced cochlear potentials. A research technique*. Arch Otolaryngol, 1974. 100(5): p. 403-404.

54. Maniglia A.J., *Implantable hearing devices. State of the art.* Otolaryngologic Clinics of North America, 1989. 22(1): p. 175-200.
55. Maniglia A.J. et al., *A contactless electromagnetic implantable middle ear device for sensorineural hearing loss.* Ear Nose Throat J, 1994. 73(2): p. 78-82, 84-78, 90.
56. Maniglia A.J. et al., *Electromagnetic implantable middle ear hearing device of the ossicular-stimulating type: principles, designs, and experiments.* Annals of Otology, Rhinology, & Laryngology - Supplement, 1988. 136: p. 3-16.
57. Maniglia A.J. et al., *Bioelectronic options for a totally implantable hearing device for partial and total hearing loss.* Otolaryngologic Clinics of North America, 2001. 34(2): p. 469-483.
58. Med-El GmbH, *Funktion der Vibrant Soundbridge.* <http://www.vibrant-medel.com/Lang/ger/Function/index.asp?m=2&u=1>,
Zugriffsdatum: 16.07.2007
59. Med-El GmbH, *Soundbridge Implant Procedure*, 2000.
<http://www.vibrantmedel.us/archive/layout/audio.asp?SCREEN=audio&page=audiolmplantProc>,
Zugriffsdatum: 14.03.2007
60. Med-El GmbH, *What is the Vibrant Soundbridge?*, 2000.
<http://www.vibrantmedel.us/archive/layout/medical.asp?SCREEN=audio&page=audioWhatIs>,
Zugriffsdatum: 26.06.2007
61. Med-El GmbH, *Vibrant Soundbridge® - now approved to treat conductive and mixed hearing losses*, 2007. <http://www.vibrant-medel.com/Professional/int/News/news.asp?m=7&u=1>,
Zugriffsdatum: 20.03.2008
62. Merchant S.N., Ravicz M.E., Rosowski J.J., *Acoustic input impedance of the stapes and cochlea in human temporal bones.* Hear Res, 1996. 97(1-2): p. 30-45.
63. Miller J.D., Niemoeller A.F., *Hearing aid design and evaluation for a patient with a severe discrimination loss for speech.* J Speech Hear Res, 1967. 10(2): p. 367-372.
64. Mills R.P., Wang Z.G., Abel E.W., *In vitro study of a multi-layer piezoelectric crystal attic hearing implant.* J Laryngol Otol, 2001. 115(5): p. 359-362.
65. Needham A.J. et al., *The effects of mass loading the ossicles with a floating mass transducer on middle ear transfer function.* Otol Neurotol, 2005. 26(2): p. 218-224.

Literaturverzeichnis

66. OpenPR.de, *Erstes mikrofonloses vollimplantiertes Hörsystem mit CE-Zulassung*, 2006. <http://openpr.de/news/105211/Erstes-mikrofonloses-vollimplantiertes-Hoersystem-mit-CE-Zulassung.html>,
Zugriffsdatum: 29.02.2008
67. Otologics, LLC (Deutschland), *Forschung und Entwicklung*, 2003.
http://www.otologics.com/de/de_rnd_frm.cfm,
Zugriffsdatum: 05.07.2005
68. Otologics, LLC (Deutschland), *Pressemitteilung*, 2006.
<http://www.otologics.com/newsandevents.htm>,
Zugriffsdatum: 17.02.2008
69. Otologics, LLC (Deutschland), *Persönliche Mitteilung*. 2005
70. Perkins P., Pluinage V. *The Earlens system: A new method of sound transduction to the human ear - current status [abstract 34]*. in *International Symposium on Electronic Implants in Otology*. 1993. Orlando, FL.
71. Puria S., Peake W.T., Rosowski J.J., *Sound-pressure measurements in the cochlear vestibule of human-cadaver ears*. J Acoust Soc Am, 1997. 101(5 Pt 1): p. 2754-2770.
72. Rutschmann J., *Magnetic Audition - auditory stimulation by means of alternating magnetic fields acting on a permanent magnet fixed to the eardrum*. IRE Trans Med Electron, 1959. 6: p. 22-23.
73. Rutschmann J., Page H.J., Fowler Jr. E.P. *Auditory stimulation: Alternating magnetic fields acting on a permanent magnet fixed to the eardrum*. in *American Physiological Society Meeting*. 1958. Philadelphia.
74. Schede B., *Laservibrometrische Untersuchungen der Gehörknöchelchenkette an Felsenbeinpräparaten*, 1995. Thesis, Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke, Universität Würzburg
75. Schiehlen W., Eberhard P., *Technische Dynamik*, 2. Auflage, 2004. Teubner, Stuttgart
76. Schmuziger N. et al., *Long-term assessment after implantation of the Vibrant Soundbridge device*. Otol Neurotol, 2006. 27(2): p. 183-188.
77. Schön F., *Persönliche Mitteilung*. 2003
78. Schön F., Müller J., *Measurements of ossicular vibrations in the middle ear*. Audiol Neurotol, 1999. 4(3-4): p. 142-149.
79. Seto W., *Theory and Problems of Mechanical Vibrations*, 1964. McGraw Hill Book Company, New York, St. Louis, San Francisco, Toronto, Sydney

80. Silverstein H. et al., *Experience with the SOUNDTEC implantable hearing aid*. Otol Neurotol, 2005. 26(2): p. 211-217.
81. Snik A., Noten J., Cremers C., *Gain and maximum output of two electromagnetic middle ear implants: are real ear measurements helpful?* J Am Acad Audiol, 2004. 15(3): p. 249-257.
82. Snik F.M., Cremers W.R., *The effect of the "floating mass transducer" in the middle ear on hearing sensitivity*. Am J Otol, 2000. 21(1): p. 42-48.
83. Spindel J.H., *Middle ear implantable hearing devices*. American Journal of Audiology, 2002. 11(2): p. 104-113.
84. Spindel J.H., Corwin J., Ruth R.A. *The basis for a round window electromagnetic implantable hearing aid*. in *Proceedings of the 13th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 1991. Orlando.
85. Spindel J.H., Lambert P.R., Ruth R.A., *The round window electromagnetic implantable hearing aid approach*. Otolaryngol Clin North Am, 1995. 28(1): p. 189-205.
86. Stachowiak H., *Allgemeine Modelltheorie*, 1973. Springer, Wien, New York
87. Sterkers O. et al., *A middle ear implant, the Symphonix Vibrant Soundbridge: retrospective study of the first 125 patients implanted in France*. Otol Neurotol, 2003. 24(3): p. 427-436.
88. Strenger T. et al., *Untersuchungen zum Schwingungsverhalten des Floating Mass Transducers der Vibrant Soundbridge*, Poster, 77. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie, 2006, Mannheim
89. Suzuki J. et al., *Further clinical experiences with middle-ear implantable hearing aids: indications and sound quality evaluation*. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec, 1989. 51(4): p. 229-234.
90. Suzuki J., Kodera K., Yanagihara N., *Evaluation of middle-ear implant: a six-month observation in cats*. Acta Otolaryngol, 1983. 95(5-6): p. 646-650.
91. Suzuki J., Kodera K., Yanagihara N., *Middle ear implant for humans*. Acta Otolaryngol, 1985. 99(3-4): p. 313-317.
92. Suzuki J., Yanagihara N., Kadera K., *The partially implantable middle ear implant, case reports*. Adv Otorhinolaryngol, 1987. 37: p. 178-184.
93. Tipler P.A., *Die Quellen des magnetischen Feldes in Physik*, 1994. Spektrum Akademischer Verlag, pp. 848.

Literaturverzeichnis

94. Tipler P.A., *Drehbewegungen in Physik*, 1994. Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg, Berlin, Oxford, pp. 225-278.
95. Tipler P.A., *Schwingungen in Physik*, 1994. Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg, Berlin, Oxford, pp. 379-388.
96. Tipler P.A., *Schwingungen in Physik*, 1994. Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg, Berlin, Oxford, pp. 406.
97. Tjellstrom A., Hakansson B., *The bone-anchored hearing aid. Design principles, indications, and long-term clinical results*. Otolaryngol Clin North Am, 1995. 28(1): p. 53-72.
98. Tjellstrom A. et al., *Osseointegrated titanium implants in the temporal bone. A clinical study on bone-anchored hearing aids*. Am J Otol, 1981. 2(4): p. 304-310.
99. Tjellstrom A. et al., *Direct bone anchorage of external hearing aids*. J Biomed Eng, 1983. 5(1): p. 59-63.
100. Tos M., Salomon G., Bonding P., *Implantation of electromagnetic ossicular replacement device*. Ear Nose Throat J, 1994. 73(2): p. 92-96, 98-100, 102-103.
101. *Vibrant Soundbridge Reference Manual for Surgeons*. 2000, Symphonix Devices Inc.
102. Voss S.E. et al., *Acoustic responses of the human middle ear*. Hear Res, 2000. 150(1-2): p. 43-69.
103. Welling D., Barnes D., Padgett W. *Auditory stimulation of the inner ear via the semicircular canals [abstract 9]*. in *International Symposium on Electronic Implants in Otology*. 1993. Orlando, FL.
104. Wever E., Lawrence M., *Physiological Acoustics*, 1954. Princeton University Press, Princeton, NJ
105. Wikipedia.de, *Übertragungsfunktion*, 2006.
<http://de.wikipedia.org/wiki/%C3%9Cbertragungsfunktion>,
Zugriffsdatum: 12.10.2006
106. Wikipedia.de, *Kohärenz (Physik)*, 2008.
[http://de.wikipedia.org/wiki/Kohärenz_\(Physik\)](http://de.wikipedia.org/wiki/Kohärenz_(Physik)),
Zugriffsdatum: 29.02.2008
107. Wikipedia.de, *Trägheitsmoment*, 2008.
<http://de.wikipedia.org/wiki/Tr%C3%A4gheitsmoment>,
Zugriffsdatum: 08.12.2008

Literaturverzeichnis

108. Wilska A., *Eine Methode zur Bestimmung der Hörschwellenamplituden des Trommelfells bei verschiedenen Frequenzen*. Skand Arch Physiol, 1935. 72: p. 161-165.
109. Wilska A., *A direct method for determining threshold amplitudes of the eardrum at various frequencies* in *The Middle Ear*, Band Kobrak H.G., 1959. University of Chicago Press, Chicago, pp. 76-79.
110. Wollenberg B. et al., *Integration des aktiven Mittelohrimplantates in die plastische Ohrmuschelrekonstruktion*. HNO, 2007. 55(5): p. 349-356.
111. Yanagihara N. et al., *Implantable hearing aid. Report of the first human applications*. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 1987. 113(8): p. 869-872.
112. Yanagihara N., Gyo K., Hinohira Y., *Partially implantable hearing aid using piezoelectric ceramic ossicular vibrator. Results of the implant operation and assessment of the hearing afforded by the device*. Otolaryngol Clin North Am, 1995. 28(1): p. 85-97.
113. Yanagihara N. et al., *Perception of sound through direct oscillation of the stapes using a piezoelectric ceramic bimorph*. Ann Otol Rhinol Laryngol, 1983. 92(3 Pt 1): p. 223-227.
114. Yanagihara N. et al., *Long-term results using a piezoelectric semi-implantable middle ear hearing device: the Rion Device E-type*. Otolaryngol Clin North Am, 2001. 34(2): p. 389-400.
115. Yanagihara N. et al., *Development of an implantable hearing aid using a piezoelectric vibrator of bimorph design: state of the art*. Otolaryngol Head Neck Surg, 1984. 92(6): p. 706-712.
116. Zenner H.P., *Physiologische und biochemische Grundlagen des normalen und des gestörten Gehörs* in *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis*, Band 1 Ohr, Herausgeber: Naumann H.H., et al., 1994. Thieme, Stuttgart, pp. 81-211.
117. Zenner H.P., *Implantierbare Hörgeräte - der aktuelle Stand*. Laryngo-Rhino- Otologie, 2000. 79 Supplement 2: p. 141-161.
118. Zenner H.P., Leysieffer H., *Aktive elektronische Hörimplantate für Mittel- und Innenohrschwerhörige--eine neue Ära der Ohrchirurgie. Teil I: Grundprinzipien und Nomenklaturvorschlag*. HNO, 1997. 45(10): p. 749-757.
119. Zenner H.P., Leysieffer H., *Totally implantable hearing device for sensorineural hearing loss*. Lancet, 1998. 352(9142): p. 1751.

Literaturverzeichnis

120. Zenner H.P., Leysieffer H., *Total implantation of the Implex TICA hearing amplifier implant for high frequency sensorineural hearing loss: the Tübingen University experience*. Otolaryngol Clin North Am, 2001. 34(2): p. 417-446.
121. Zenner H.P. et al., *Erste Implantationen eines vollständig implantierbaren elektronischen Hörsystems bei Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit*. HNO, 1998. 46(10): p. 844-852.
122. Zwislocki J., *Analysis of some auditory characteristics* in *Handbook of Mathematical Psychology*, Band III, Herausgeber: Luce R.D., Bush R.R., Galanter E., 1965. Wiley and Sons, New York, pp. 3-97.

Abkürzungsverzeichnis

°	Grad
δ	Phasenkonstante
Θ	Trägheitsmoment
λ	Wellenlänge
μ	Mikro-, 10^{-6}
μm	Mikrometer
π	Kreiszahl
φ	Winkel
ω	Kreisfrequenz
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
a	Beschleunigung
A	Amplitude
A	Fläche
Abb.	Abbildung
ABI	Auditory Brainstem Implant
AG	Aktiengesellschaft
al.	alii bzw. aliae
AI	Amplifier Implant
Arg	Argument
BAHA	Bone Anchored Hearing Aid
bzw.	beziehungsweise
c	Zenti-, 10^{-2}
CA	California
CE	Conformité Européenne
CI	Cochlear Implant
cm	Zentimeter
Co.	Company
CO	Colorado
cos	Kosinus
CPU	Central Processing Unit

Abkürzungsverzeichnis

d	Dämpfungskonstante
d	Differenz
dB	Dezibel
e	Eulersche Zahl
e5	Messobjekt FMT e5
e7	Messobjekt FMT e7
f	Frequenz
F	Kraft
F _D	Dämpfung
F _E	Erregerkraft
F _R	Rückstellkraft
F _T	Trägheitskraft
FDA	Food and Drug Administration
FFT	Fast Fourier Transformation
FMT	Floating Mass Transducer
g	Gramm
G	Giga-, 10 ⁹
H(ω)	Übertragungsfunktion
HdO	Hinter dem Ohr
HeNe	Helium-Neon
HF	Hochfrequenz
Hz	Herz
i	imaginäre Einheit
I	Intensität
IdO	In dem Ohr
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
Im	Imaginärteil
ITI	Impedance Transformation Implant
k	Federkonstante
k	Kilo-, 10 ³
kHz	Kiloherz
L	Schalldruckpegel

Abkürzungsverzeichnis

LDV	Laserdopplervibrometer
Ltd.	Limited
m	Masse
m	Milli-, 10^{-3}
M	Drehmoment
M	Mega-, 10^6
MA	Massachusetts
MB	Megabyte
mg	Milligramm
MHz	Megahertz
mm	Millimeter
MM	korrigierte Masse
mN	Millinewton
MN	Minnesota
mV	Millivolt
mW	Milliwatt
n	Nano-, 10^{-9}
N	Newton
NJ	New Jersey
Nm	Nanometer
p	Druck
Pa	Pascal
PC	Personal Computer
P-MEI	Partial Middle Ear Implant
PORP	Partial Ossicular Replacement Prosthesis
pp	peak to peak
r	Radius
r _B	Beobachtungsort
RAM	Random Access Memory
Re	Realteil
RMND	Reversible Malleus Neck Dissection
s.	siehe
s. o.	siehe oben

Abkürzungsverzeichnis

sin	Sinus
SmCo	Samarium-Cobalt
sog.	sogenannte
SPL	Schalldruckpegel
t	Zeit
T	Periode
TICA	Totally Integrated Cochlea Amplifier
T-MEI	Total Middle Ear Implant
TORP	Total Ossicular Replacement Prosthesis
USA	United States of America
u. a.	unter anderem
usw.	und so weiter
v	Geschwindigkeit
V	Volt
v. a.	vor allem
vgl.	vergleiche
VORP	Vibratory Ossicular Prosthesis
W	Watt
WA	Washington
x	Weg
x-fer Funktion	Transferfunktion = Übertragungsfunktion
X	Auslenkung
z	komplexe Zahl
z^*	konjugiert komplexe Zahl
Z	Impedanz
Z	komplexer Zeiger
z. B.	zum Beispiel

Danksagung

Für die großzügige Ausstattung des Arbeitsplatzes und der Möglichkeit, die Untersuchungen an der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Würzburg durchführen zu können, bedanke ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. Jan Helms.

Herrn Prof. Dr. med. Rudolf Hagen danke ich für das Interesse an dieser Arbeit und die Übernahme des Koreferates.

Bei Herrn Prof. Dipl.-Ing. Ludwig Moser möchte ich mich für die Überlassung des Dissertationsthemas sowie für seine Betreuung und Beratung bedanken. Durch ihn wurde meine Neugier für die HNO-Heilkunde geweckt, der ich bis heute gerne treu geblieben bin.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. phys. Franz Schön für seinen nimmermüden Einsatz, die gemessenen Schwingungen mit der Theorie in Einklang zu bringen und damit interpretierbar und berechenbar zu machen. Trotz erheblichen Umfangs blieben diese Nachhilfestunden in Physik in unterhaltsamer und extrem lehrreicher Erinnerung.

Ohne Herrn Geoffrey Ball, der mir die FMTs zur Verfügung stellte, wäre die Arbeit nicht möglich gewesen.

Ebenfalls sei meinem Onkel Herrn Dipl.-Phys. Heiko Lehning für die Durchsicht des Manuskripts und seine nützlichen Anmerkungen gedankt.

Meinen Eltern und meinen Brüdern danke ich für immerwährende Motivation und Unterstützung.

Schließlich danke ich meiner Verlobten Frau Christina Rüther für den geduldigen Verzicht auf gemeinsame Zeit während des Schreibens und für ihren steten Rückhalt.

Nicht unerwähnt bleiben sollen „die Jungs“, meine Freunde und Weggefährten seit Beginn des Studiums.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name	Georg <u>Tobias</u> Strenger
Geburtsdatum	01.04.1977
Geburtsort	Bremen
Familienstand	ledig

Werdegang

<i>1983–1987</i>	Grundschule an der Carl-Schurz-Straße in Bremen
<i>1987–1993</i>	Kippenberg-Gymnasium in Bremen
<i>1993–1996</i>	Hermann-Böse-Gymnasium in Bremen
<i>1996–1997</i>	Wehrdienst als Obergefreiter beim Heeresmusikkorps 3 in Lüneburg
<i>1997–2004</i>	Studium der Humanmedizin an der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
<i>11/2004</i>	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und Approbation als Arzt
<i>2005–2007</i>	Wissenschaftlicher Assistent an der Klinik und Poliklinik für HNO „Otto Körner“ der Universität Rostock, Direktor: Prof. Dr. H.W. Pau
<i>seit 08/2007</i>	Wissenschaftlicher Assistent an der Hals-Nasen-Ohrenklinik und Poliklinik rechts der Isar der TU München, Direktor: Prof. Dr. H. Bier

Tobias Strenger