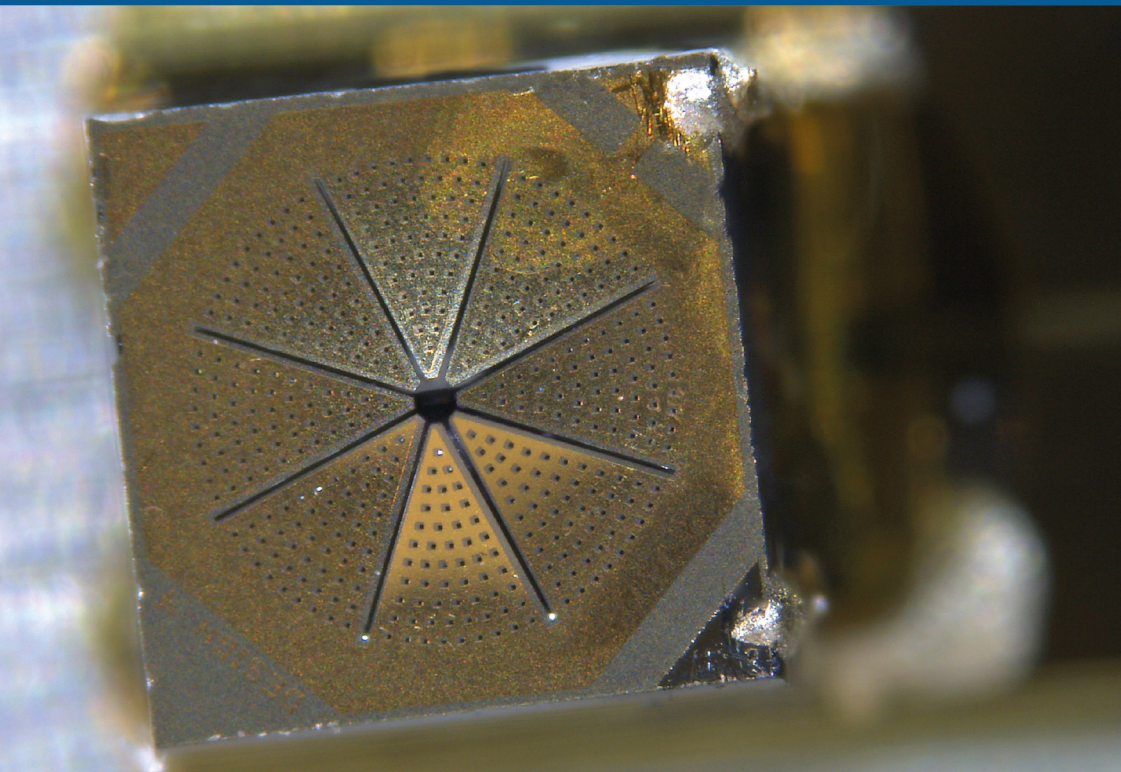


DOMINIK KALTENBACHER

Neuartiger piezoelektrischer Mikro-Biegeaktor als Schallwandler in einem implantierbaren Hörgerät



Herausgeber:

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl

Univ.-Prof. a. D. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

Dominik Kaltenbacher

**Neuartiger piezoelektrischer Mikro-Biegeaktor
als Schallwandler in einem implantierbaren
Hörgerät**

Kontaktadresse:

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart
Nobelstraße 12, 70569 Stuttgart
Telefon 0711 970-00, Telefax 0711 970-1399
info@ipa.fraunhofer.de, www.ipa.fraunhofer.de

STUTTGARTER BEITRÄGE ZUR PRODUKTIONSFORSCHUNG**Herausgeber:**

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl
Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl
Univ.-Prof. a. D. Dr.-Ing. Prof. E.h. Dr.-Ing. E.h. Dr. h.c. mult. Engelbert Westkämper

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart
Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF) der Universität Stuttgart
Institut für Steuerungstechnik der Werkzeugmaschinen und Fertigungseinrichtungen (ISW)
der Universität Stuttgart

Titelbild: © Dominik Kaltenbacher

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

ISSN: 2195-2892

ISBN (Print): 978-3-8396-0748-0

D 93

Zugl.: Stuttgart, Univ., Diss., 2013

Druck: Mediendienstleistungen des Fraunhofer-Informationszentrum Raum und Bau IRB, Stuttgart
Für den Druck des Buches wurde chlor- und säurefreies Papier verwendet.

© by **FRAUNHOFER VERLAG**, 2014

Fraunhofer-Informationszentrum Raum und Bau IRB
Postfach 800469, 70504 Stuttgart
Nobelstraße 12, 70569 Stuttgart
Telefon 0711 970-2500
Telefax 0711 970-2508
E-Mail verlag@fraunhofer.de
URL <http://verlag.fraunhofer.de>

Alle Rechte vorbehalten

Dieses Werk ist einschließlich aller seiner Teile urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die über die engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes hinausgeht, ist ohne schriftliche Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Dies gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen sowie die Speicherung in elektronischen Systemen.

Die Wiedergabe von Warenbezeichnungen und Handelsnamen in diesem Buch berechtigt nicht zu der Annahme, dass solche Bezeichnungen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und deshalb von jedermann benutzt werden dürften. Soweit in diesem Werk direkt oder indirekt auf Gesetze, Vorschriften oder Richtlinien (z.B. DIN, VDI) Bezug genommen oder aus ihnen zitiert worden ist, kann der Verlag keine Gewähr für Richtigkeit, Vollständigkeit oder Aktualität übernehmen.

GELEITWORT DER HERAUSGEBER

Produktionswissenschaftliche Forschungsfragen entstehen in der Regel im Anwendungszusammenhang, die Produktionsforschung ist also weitgehend erfahrungsbasiert. Der wissenschaftliche Anspruch der „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ liegt unter anderem darin, Dissertation für Dissertation ein übergreifendes ganzheitliches Theoriegebäude der Produktion zu erstellen.

Die Herausgeber dieser Dissertations-Reihe leiten gemeinsam das Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA und jeweils ein Institut der Fakultät für Konstruktions-, Produktions- und Fahrzeugtechnik an der Universität Stuttgart.

Die von ihnen betreuten Dissertationen sind der marktorientierten Nachhaltigkeit verpflichtet, ihr Ansatz ist systemisch und interdisziplinär. Die Autoren bearbeiten anspruchsvolle Forschungsfragen im Spannungsfeld zwischen theoretischen Grundlagen und industrieller Anwendung.

Die „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ ersetzt die Reihen „IPA-IAO Forschung und Praxis“ (Hrsg. H.J. Warnecke / H.-J. Bullinger / E. Westkämper / D. Spath) bzw. ISW Forschung und Praxis (Hrsg. G. Stute / G. Pritschow / A. Verl). In den vergangenen Jahrzehnten sind darin über 800 Dissertationen erschienen.

Der Strukturwandel in den Industrien unseres Landes muss auch in der Forschung in einen globalen Zusammenhang gestellt werden. Der reine Fokus auf Erkenntnisgewinn ist zu eindimensional. Die „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ zielen also darauf ab, mittelfristig Lösungen für den Markt anzubieten. Daher konzentrieren sich die Stuttgarter produktionstechnischen Institute auf das Thema ganzheitliche Produktion in den Kernindustrien Deutschlands. Die leitende Forschungsfrage der Arbeiten ist: Wie können wir nachhaltig mit einem hohen Wertschöpfungsanteil in Deutschland für einen globalen Markt produzieren?

Wir wünschen den Autoren, dass ihre „Stuttgarter Beiträge zur Produktionsforschung“ in der breiten Fachwelt als substantiell wahrgenommen werden und so die Produktionsforschung weltweit voranbringen.

Alexander Verl

Thomas Bauernhansl

Engelbert Westkämper

Neuartiger piezoelektrischer Mikro-Biegeaktor als Schallwandler in einem implantierbaren Hörgerät

Von der Fakultät für Konstruktions-, Produktions- und
Fahrzeugtechnik der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde
eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigte Abhandlung

vorgelegt von

Dominik Kaltenbacher
aus Schramberg

Hauptberichter:

Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl

Mitberichter:

Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. Hans-Peter Zenner

Tag der mündlichen Prüfung: 10. September 2013

Institut für Steuerungstechnik der Werkzeugmaschinen und
Fertigungseinrichtungen
der Universität Stuttgart

2014

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA. Große Teile wurden während des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung geförderten Projekts “RW-Implant - Rundfensterimplantat für Schwerhörige” erarbeitet. Die Arbeit soll einen Beitrag zur Entwicklung neuartiger implantierbarer Hörgeräte leisten, die die Lebensqualität hochgradig schwerhörigen Patienten verbessern können. Ohne weitreichende Unterstützung wäre die Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen, weshalb ich mich sehr herzlich bei allen beteiligten Personen bedanken möchte.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Dr. h.c. mult. Alexander Verl für die Erstellung des Hauptberichts und die konstruktive Begleitung der Arbeit. Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. Hans-Peter Zenner von der Universitäts-HNO-Klinik Tübingen danke ich für die Übernahme des Mitberichts sowie die Initiierung und Leitung des Forschungsprojekts RW-Implant, ohne dass ich nicht mit der äußerst spannenden Thematik implantierbarer Hörlösungen in Berührung gekommen wäre. Herrn Prof. Dr.-Ing. Michael Bargende danke ich für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes.

Allen Kollegen des Instituts gilt mein Dank für die angenehme Arbeitssphäre und die Unterstützung bei Fragen jeglicher Art. Besonderer Dank gilt Herrn Dr.-Ing. Jan Stallkamp für die intensive Betreuung und viele wertvolle Diskussionen zu Aufbau und Inhalt der Arbeit. Herrn Dipl.-Ing. Jonathan Schächtele danke ich für intensive Arbeitssitzungen zur Erarbeitung des elektromechanischen Modells. An mehreren Stellen der Arbeit konnte ich auf Erkenntnisse studentischer Arbeiten aufbauen. Hierfür bedanke ich mich bei Herrn Dipl.-Ing. Daniel Stoll, Herrn Dipl.-Ing. Stefan Saller und meinem heutigen Kollegen Herrn Dipl.-Ing. Andreas Rothfuss. Frau Dipl.-Ing. Daniela Wildenstein, Herrn Dr.-Ing. Ernst Dalhoff und Herrn Dr. rer. nat. Erich Goll vom Hörforschungszentrum Tübingen danke ich für Hilfestellungen bei der

Modellierung des Gehörs sowie bei der messtechnischen Charakterisierung von Aktorfunktionsmustern.

Ganz besonderer Dank gilt meiner Freundin Ronja und meiner Familie für intensives Korrekturlesen der Arbeit und für die wertvolle allgemeine Unterstützung und Motivation.

Kurzfassung

Weltweit sind mehr als 500 Millionen Menschen von Schwerhörigkeit betroffen. Zur Therapie werden in der Regel konventionelle Hörgeräte genutzt. Bei hochgradiger Schwerhörigkeit bieten ins Mittelohr implantierbare Hörgeräte eine gegenüber herkömmlichen Systemen überlegene Übertragungsqualität; sie sind jedoch aufgrund der invasiven Operation nicht weit verbreitet. Das Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA untersucht deshalb zusammen mit klinischen und technischen Forschungspartnern ein neues teilimplantierbares Hörgerätekonzept - das so genannte Rundfensterimplantat. Die Komponenten des Systems sollen in einer ambulanten, minimal-invasiven Operation unter Teilnarkose eingesetzt werden können.

Der im Mittelohr platzierte Schallwandler übersetzt das elektrische Signal des Hörgeräts in verstärkte mechanische Schwingungen und koppelt diese über das runde Fenster der Hörschnecke ins Innenohr ein. Der Wandler ist eine der Kernkomponenten des Implantats und gleichzeitig Gegenstand der wissenschaftlichen Untersuchungen der vorliegenden Arbeit. Basierend auf einer Analyse der geometrischen und akustischen Verhältnisse am Implantationsort werden Anforderungen an den Wandler formuliert und ein Lösungskonzept für dessen Realisierung vorgestellt. Ein neuartiger piezoelektrischer Mikro-Biegeaktor mit kreisförmiger Außengeometrie ist rechnerisch in der Lage, die audiologicalen Anforderungen an den Schallwandler eines implantierbaren Hörgeräts zu erfüllen. Für die Erfüllung der Anforderungen ist die optimale Auslegung des Aktors essentiell. Das in der Arbeit hergeleitete elektromechanische Modell ermöglicht die Berechnung wichtiger Aktoreigenschaften wie Auslenkungsamplitude, Kraft und Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von Aktorgeometrie, Materialparametern und anliegender elektrischer Wechselspannung. Die Modellierung ist Voraussetzung für die Aktordimensionierung und nimmt einen wesentlichen Teil der Arbeit ein.

Die Realisierung und Charakterisierung von Aktorfunktionsmustern im letzten Teil der Arbeit erlaubt die Evaluierung des Aktorprinzips und die Verifikation der erarbeiteten Modelle. Die Messergebnisse zeigen eine insgesamt gute Übereinstimmung mit den errechneten Kenndaten. Allerdings bleibt die Leistung der Funktionsmuster hinter den konservativ streng formulierten Anforderungen zurück. Ein Ausblick am Ende der Arbeit geht auf diesen Sachverhalt ein und beschreibt Optimierungsmöglichkeiten sowohl für den Schallwandler als auch für das Gesamtkonzept des Implantats. Gelingt es, diese Optimierungen umzusetzen und das Rundfensterimplantat zum Produkt weiterzuentwickeln, steht ein leistungsfähiges Hörgerät zur Verfügung, das die akustischen Vorteile eines Implantats ausschöpft und gleichzeitig minimal-invasiv implantiert werden kann.

Abstract

Many people in the world suffer from hearing loss. In most cases patients wear conventional hearing aids in order to improve their conversation abilities. Implantable hearing aids provide higher sound quality compared to traditional ones especially for people with severe hearing loss. However, due to the invasive implantation procedure not many implants are in use especially among old people. Therefore the Fraunhofer Institute for Manufacturing Engineering and Automation IPA and clinical and technical partners investigate a new concept of a partly implantable hearing device: the round window implant. It allows the implantation of the system's components with a minimally-invasive procedure under local anaesthesia.

The implantable sound transducer is one of the system's most important components. It transforms electrical hearing aid signals into amplified mechanical vibrations for the inner ear. Thus it is the main subject of the scientific examinations within this thesis. Based on the analysis of geometrical and audiological conditions at the implantation situs, an actuation concept for the sound transducer is described. A piezoelectric micro actuator with bending elements and a circular shape is capable of fulfilling the audiological requirements according to calculations of this work. Proper design of the actuator is essential in order to reach the specification. The design is based on mathematical models that have been derived in the main part of this thesis. They predict the actuator's electromechanical behaviour as a function of excitation frequency and geometrical parameters.

The latter part of the work describes realisation and characterisation of actuator prototypes and allows a concept evaluation as well as a verification of the electromechanical modeling. In general, the measurement results are consistent with the model. However, overall performance of the prototypes is slightly below the specified requirements, that are based on conservative assumptions. The last chapter describes future optimisation work regarding both the piezoelectric actuator as well as the overall concept of a round window implant. If this work is successful, a new innovative hearing device will be available with superior sound quality and a minimally invasive implantation procedure for the benefit of the patient.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	iii
Kurzfassung	v
Abstract	vii
Symbol- und Abkürzungsverzeichnis	xiii
Abbildungsverzeichnis	xix
Tabellenverzeichnis	xxii
1 Einleitung	1
2 Ausgangssituation	3
2.1 Hörphysiologie	3
2.2 Schwerhörigkeit und derzeitige Behandlungsmöglichkeiten .	6
2.3 Implantierbare Hörgeräte	8
2.3.1 Frühere klinisch zugelassene Systeme	9
2.3.2 Derzeit erhältliche implantierbare Hörgeräte	10
2.3.3 Diskussion der Systeme	15
2.4 Das Rundfensterimplantat: Ein neues Hörgerätekonzept . . .	16
2.5 Aufgabenstellung: Mikro-Schallwandler für ein Rundfenster- implantat	18
3 Analyse und Ableitung von Anforderungen	19
3.1 Vorgehensweise	19
3.2 Geometrische Bedingungen in der Rundfensternische - Ab- schätzung des Bauraums	21

3.3	Audiologische Anforderungen	23
3.3.1	Auslenkungsamplitude und Bandbreite der Wandler- schwingung	23
3.3.2	Anforderungen an die Kraft des Schallwandlers . . .	30
3.4	Biokompatibilität, Biostabilität und elektrische Betriebs- bedingungen	37
3.5	Zusammenfassung der Anforderungen	40
4	Wandlerprinzipien und -konfigurationen	41
4.1	Mikro- und feinwerktechnische Wandlerprinzipien	41
4.2	Magnetische Wandler	44
4.2.1	Reluktanzaktoren	45
4.2.2	Elektromagnetische Aktoren	47
4.2.3	Elektrodynamische Aktoren	49
4.2.4	Diskussion	56
4.3	Piezoelektrische Wandler	58
4.3.1	Mathematische Beschreibung des Piezoeffekts . . .	59
4.3.2	Piezoelektrische Aktorkonfigurationen	62
4.3.3	Quantitative Beschreibung von Multilayer- und Bie- geaktoren	65
4.4	Bewertung der Wandlerprinzipien und These der Arbeit . . .	70
5	Lösungsansatz	73
5.1	Vorgehensweise	73
5.2	Grundsätzlicher Aufbau und Geometrie	76
5.3	Analytisches elektromechanisches Aktormodell	79
5.3.1	Geometrie und Konventionen	79
5.3.2	Trägheitslasten und innere Spannungen des Schicht- verbunds	82
5.3.3	Freischnitt des Aktorelements und Herleitung der Biegedifferentialgleichung	85
5.3.4	Numerische Lösung der Differentialgleichung: Am- plitudenverlauf und Klemmkraft des Aktors	90
5.4	Modellierung des Aktors im implantierten Zustand	96
5.5	Dimensionierung des Aktors	104

6	Evaluierung von Aktorfunktionsmustern	109
6.1	Geometrie und Herstellprozess	110
6.2	Charakterisierung	113
6.2.1	Modellierung der Schwingungseigenschaften	114
6.2.2	Messverfahren zur Aktorcharakterisierung	123
6.2.3	Messergebnisse	128
6.3	Diskussion der Charakterisierungsergebnisse	130
6.4	Ergebnisbewertung hinsichtlich der Anwendung als Schallwandler	138
6.5	Zukünftige Arbeiten	141
7	Zusammenfassung	145
	Literaturverzeichnis	149

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

	Beschreibung	Einheit
δ_{RW}	Vom Schallwandler am runden Fenster erzeugte Auslenkungsamplitude	m_{rms} bzw. m_p
δ_{ST}	Auslenkungsamplitude der Steigbügelschwingung	m_{rms} bzw. m_p
δ	Auslenkungsamplitude eines harmonisch schwingenden Systems / eines allgemeinen Aktors	m
ϵ^S	Permittivität des Piezomaterials bei konstanter Dehnung	$A \cdot s \cdot V^{-1} \cdot m^{-1}$
ϵ^T	Permittivität des Piezomaterials bei konstanter mechanischer Spannung	$A \cdot s \cdot V^{-1} \cdot m^{-1}$
η	Dickenverhältnis von Piezo- und Substratschicht des Biegeaktors (Vorauslegung)	
μ_0	Magnetische Feldkonstante	$N \cdot m^{-2}$
ν_p	Querkontraktionszahl des Piezomaterials	
ν_s	Querkontraktionszahl des Substratmaterials	
ω_0	Eigenkreisfrequenz der Rundfensterschwingung bei Anregung mit idealem Wandler	s^{-1}
ω	Kreisfrequenz	s^{-1}
ω	Kreisfrequenz der Rundfensterschwingung bei Anregung mit idealem Wandler	s^{-1}
ψ	Dichteverhältnis von Piezo- und Substratmaterial des Biegeaktors (Vorauslegung)	
ρ_{Cu}	Dichte Kupfer	$kg \cdot m^{-3}$
ρ_E	Energiedichte eines allgemeinen Aktors	$J \cdot m^{-3}$
ρ_{Ti}	Dichte Titan	$kg \cdot m^{-3}$
$\rho_{E,WD}$	Energiedichte des idealen Wandlers	$J \cdot m^{-3}$
ρ_p	Dichte Piezomaterial	$kg \cdot m^{-3}$
ρ_s	Dichte Substratmaterial	$kg \cdot m^{-3}$

	Beschreibung	Einheit
ξ	Steifigkeitsverhältnis von Piezo- und Substratschicht des Biegeaktors (Vorauslegung)	
A_{Kern}	Querschnittsfläche des Eisenkerns im Tauchspulenaktor	m^2
$A_{RW}^{(h)}$	Horizontale Fläche der Rundfenstermembran	m^2
$A_{RW}^{(v)}$	Vertikale Fläche der Rundfenstermembran	m^2
A_{ST}	Stirnfläche der Steigbügelfußplatte	m^2
A_{Spalt}	Zylindermantelfläche des Luftspalts im Tauchspulenaktor	m^2
A_{WD}	Stirnfläche des Schallwandlers	m^2
A_{eff}	Wirksame Grundfläche des vom Schallwandler/Aktor verdrängten Volumen	m^2
A_{ML}	Grundfläche des piezoelektrischen Multilayeraktors (Vorauslegung)	m^2
$B_{0,max}$	Maximale magnetische Feldstärke	T bzw. $V_s \cdot m^{-2}$
B_0	Magnetische Feldstärke	T bzw. $V_s \cdot m^{-2}$
B_{max}	Sättigungsfeldstärke Polplatte im Tauchspulenaktor	$V_s \cdot m^{-2}$
b	Breite piezoelektrischer Biegeaktor (Vorauslegung)	m
BMBF	Bundesministerium für Bildung und Forschung	
$B_M \cdot H_M$	Energieprodukt Permanentmagnet im Tauchspulenaktor	$kJ \cdot m^{-3}$
\tilde{C}_p	Modifizierte Steifigkeit der Piezoschicht im Verbund	$N \cdot m^{-2}$
c_{WD}	Steifigkeit des im idealen Wandler verbauten Federelements	$N \cdot m^{-1}$
c	Federsteifigkeit	$N \cdot m^{-1}$
c^E	Mechanische Steifigkeit des Piezomaterials bei konstantem elektrischen Feld	$N \cdot m^{-2}$
$d_{Anker,i}$	Durchmesser Schwingungsankerbohrung im Tauchspulenaktor	m

	Beschreibung	Einheit
d_{Anker}	Durchmesser Schwingungsanker im Tauchspulenaktor	m
d_{Cu}	Durchmesser Kupferdraht im Tauchspulenaktor	m
d_{Kern}	Durchmesser Polkern im Tauchspulenaktor	m
d_i	Innendurchmesser Permanentmagnet im Tauchspulenaktor	m
D_{max}	Maximal erlaubter Dämpfungsgrad für die Rundfensterschwingung bei Anregung mit idealem Wandler	
D	Dielektrische Verschiebung im Piezomaterial	$A \cdot s \cdot m^{-2}$
D	Durchmesser eines allgemeinen Aktors	m
D	Dämpfungsgrad für die Rundfensterschwingung bei Anregung mit idealem Wandler	
D	Durchmesser des idealen Wandlers	m
d	Stößeldurchmesser des idealen Wandlers	m
d_L	Größe Luftspalt im Tauchspulenaktor	m
d	Piezelektrische Ladungskonstante	$A \cdot s \cdot N^{-1}$
d_p	Schwerpunktkoordinate der Piezoschicht im Verbund	m
d_s	Schwerpunktkoordinate der Substratschicht im Verbund	m
$dB SPL$	Dezibel Sound Pressure Level; Lautstärkeeinheit	
E_{WD}	Potentielle Energie des idealen Wandlers bei maximaler statischer Auslenkung	J
E	Elektrisches Feld im Piezomaterial	$V \cdot m^{-1}$
E_p	Elastizitätsmodul Piezomaterial	$N \cdot m^{-2}$
E_s	Elastizitätsmodul Substratmaterial	$N \cdot m^{-2}$
E	Mechanische Wandlerenergie	J
$e_{31,f}$	Effektive Kraftkonstante der Piezoschicht im Verbund	$A \cdot s \cdot m^{-2}$
e	Piezelektrische Kraftkonstante	$A \cdot s \cdot m^{-2}$
\widetilde{EI}	Von der Breite w unabhängige Anteile der Biegesteifigkeit des Aktorelements	$N \cdot m$

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

	Beschreibung	Einheit
$EI(x_1)$	Biegesteifigkeit des Aktorelements an der Stelle x_1	$N \cdot m^2$
EPFL	École Polytechnique Fédérale de Lausanne	
F_L	Lorentz-Kraft	N
F_{WD}	Klemmkraft des idealen Wandlers	N
F	Kraft eines allgemeinen Aktors	N
F_{Cochl}	Gegenkraft der Cochlea auf den Gesamtaktor	N
F_{max}	Maximale Kraft des Tauchspulenaktors	N
F	An der Spitze des Biegeelements auftretende Kraft	N
f_0	Resonanzfrequenz eines allgemeinen Aktors	Hz
f_0	Resonanzfrequenz der Rundfensterschwingung bei Anregung mit idealem Wandler	Hz
FEM	Finite-Elemente-Methode	
FFT	Fast-Fourier-Transform	
$h_{El,ges}$	Gesamtdicke der Elektrodenschichten	m
h	Länge Polplatte im Tauchspulenaktor	m
h_{ges}	Gesamtdicke des Schichtverbunds	m
h_n	Abstand der neutralen Biegeebene vom unteren Rand der Schichtstruktur	m
h	Gesamthöhe piezoelektrischer Multilayer- bzw. Biegeaktor (Vorauslegung)	m
h_s	Piezoschichtdicke des Biegeelements	m
h_s	Substratschichtdicke des Biegeelements	m
HNO	Hals-Nasen-Ohren ...	
i	Imaginäre Einheit	
i	Index für folgende Richtungen und Rotationen im Raum: x, y, z, α, β und γ	
i	Stromstärke im Tauchspulenaktor	A
J	Stromdichte in der Tauchspule	$A \cdot m^{-2}$
i	Index für folgende Richtungen und Rotationen im Raum: x, y, z, α, β und γ	
k	Index für folgende Richtungen im Raum: x, y und z	

	Beschreibung	Einheit
L	Länge des Biegeelements	m
$l_{Anker,i}$	Tiefe Schwingungsankerbohrung im Tauchspulenaktor	m
l_{Anker}	Länge Schwingungsanker im Tauchspulenaktor	m
l_M	Länge Permanentmagnet im Tauchspulenaktor	m
l_{ges}	Gesamtlänge Tauchspulenaktor	m
l_{Cu}	Länge Kupferleitung im Tauchspulenaktor	m
l	Länge piezoelektrischer Biegeaktor (Vorauslegung)	m
l	Länge des idealen Wandlers	m
LDV	Laser-Doppler-Vibrometrie bzw. Laser-Doppler-Vibrometer	
$M_B(x_1)$	Biegemoment an der Stelle x_1	$N \cdot m$
$M_p(x_1)$	Piezoelektrisches Moment an der Stelle x_1	$N \cdot m$
m_{Anker}	Masse des Schwingungsankers im Tauchspulenaktor	kg
m_{Cu}	Masse des Spulendrahts im Tauchspulenaktor	kg
m_{WD}	Schwingende Masse des idealen Wandlers	kg
m	Geradensteigung des Breitenverlaufs des Biegeelements	
MEMS	Mikro-Elektro-Mechanisches-System	
N	Windungszahl der Tauchspule	
n	Schichtanzahl piezoelektrischer Multilayeraktor (Vorauslegung)	
P_{el}	Verfügbare elektrische Leistung Tauchspulenaktor	W
$P_{el,max}$	Maximal verfügbare elektrische Wandlerleistung	W
P_{el}	Elektrische Leistung des Wandlers	W
p_{RW}	Schalldruck am runden Fenster	Pa
p	Schalldruck	Pa
PMN	Blei-Magnesium-Niobat	
PVDF	Polyvinyliden-Flourid	
PZN	Blei-Zirkonat-Niobat	
PZT	Blei-Zirkonat-Titanat	

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

	Beschreibung	Einheit
q_i	Linienlast auf das Biegeelement	$N \cdot m^{-1}$
R_l	Längennormierter Widerstand Kupferdraht im Tauchspulenaktor	$\Omega \cdot m^{-1}$
r	Radius Tauchspule	m
S	Relative elastische Dehnung im Piezomaterial	
s^E	Mechanische Nachgiebigkeit des Piezomaterials bei konstantem elektrischen Feld	$m^2 \cdot N^{-1}$
SOI	Silicon on Insulator	
T	Mechanische Spannung im Piezomaterial	$N \cdot m^{-2}$
t_p	Piezoschichtdicke piezoelektrischer Multilayer- bzw. Biegeaktor (Vorauslegung)	m
t_s	Substratschichtdicke piezoelektrischer Biegeaktor (Vorauslegung)	m
$U_{el,max}$	Maximal erlaubte elektrische Spannung am Wandler	V
U_{el}	Am Wandler/Aktor anliegende elektrische Spannung	V
U_{th}	Theoretische Zersetzungsspannung von Wasser	V
U	Am Biegeelement anliegende elektrische Spannung	V
u_{RW}	Volumengeschwindigkeit am runden Fenster	$m^3 \cdot s^{-1}$
u	Volumengeschwindigkeit	$m^3 \cdot s^{-1}$
V_{Anker}	Volumen des Schwingungsankers im Tauchspulenaktor	m^3
V_D	Zylindervolumen: Aktorgrundfläche multipliziert mit der Biegeauslenkung δ	m^3
V_M	Volumen des Permanentmagneten	m^3
V_{RW}	Vom Schallwandler/Aktor am runden Fenster verdrängtes Volumen	m^3
V_{ST}	Bei der Steigbügelschwingung verdrängtes Volumen	m^3
V_{TS}	Volumen des Tauchspulenaktors	m^3
V_{WD}	Bauvolumen des idealen Wandlers	m^3

	Beschreibung	Einheit
V_D	Vom Aktor effektiv verdrängtes Zylindervolumen (idealisiert)	m^3
$V(x_1)$	Biegeauslenkung der neutralen Biegeebene an der Stelle x_1	m
w_0	Anfangsbreite des Biegeelements	m
w_1	Endbreite des Biegeelements	m
$w(x_1)$	Breite des Biegeelements an der Stelle x_1	m
Y	Vektorelement zur Beschreibung des linearen Zusammenhangs zwischen Auslenkungsamplitude und anliegender elektrischer Spannung U bzw. angreifender äußerer Last F	
$Z_{C,ak}$	Akustische Impedanz der Cochlea	$Pa \cdot s \cdot m^{-3}$
$Z_{C,mech}$	Mechanische Impedanz der Cochlea	$N \cdot s \cdot m^{-1}$
Z_{ak}	Akustische Impedanz	$Pa \cdot s \cdot m^{-3}$
z	Anzahl der parallelen Piezoschichten des Biegeelements	

Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematischer Schnitt durch das menschliche Ohr	4
2.2	Darstellung des Corti-Organ	6
2.3	Schematische Darstellung des Esteem-Systems von Envoy Medical	11
2.4	Schematische Darstellung der Vibrant Soundbridge von MED-EL	13
2.5	Schematische Darstellung des Vollimplantats von Otologics . . .	14
2.6	Schematische Darstellung des Rundfensterimplantats	16
3.1	Vorgehensweise zur Erarbeitung der Anforderungen	20
3.2	Schematischer Schnitt durch die Rundfensternische	22
3.3	Modell von Cochlea und idealem Wandler	24
3.4	Auslenkungsamplitudenverlauf der Steigbügelfußplatte	28
3.5	Schwingungswiderstände bzw. Impedanzen in Mittel- und Innenohr	31
3.6	Schallwandler und Cochlea als Feder-Masse-Dämpfer-System .	32
3.7	Frequenzgang des harmonisch angeregten Feder-Masse-Dämpfer- Systems	35
4.1	Magnetische Prinzipien elektromechanischer Wandler	45
4.2	Mikrotechnisch hergestellter Reluktanzaktor	47
4.3	Darstellung des elektromagnetischen Aktors nach Bintoro	48
4.4	Modell eines Tauchspulenaktors in einem Lautsprecher	49
4.5	Geometrie eines Tauchspulenaktors zur Vorauslegung	51
4.6	Richtungskonvention bei Piezokeramiken	60
4.7	Längs-, Quer- und Schereffekt piezoelektrischer Materialien . .	63
4.8	Bauformen piezoelektrischer Wandler	64
4.9	Schematische Darstellung der betrachteten Aktoren	65
5.1	Vorgehensweise zur Beschreibung des Lösungsansatzes	74
5.2	Rundaktor aus trapezförmigen Mehrschicht-Biegeaktorelementen	76
5.3	Auslenkung der Biegeelemente mit konstanter Krümmung . . .	76

5.4	Aufbau eines Biegeaktorelements mit drei parallelen Piezoschichten	78
5.5	Modellierung eines Wandlerelements mit mehreren Schichten	80
5.6	Konventionen zur Modellierung des Wandlerelements	81
5.7	Kräfte und Momente am freigeschnittenen Biegeaktor	86
5.8	Freischnitt des trapezförmigen Balkens in neutraler Lage	88
5.9	Geometrie der trapezförmigen Biegebalken des Aktors	93
5.10	Berechnete Eigenschaften eines exemplarischen Aktorelements	95
5.11	Schema des piezoelektrischen Biegeaktors im implantierten Zustand	97
5.12	Schwingungsmodell des Piezoaktors am runden Fenster	101
5.13	Auslenkungsamplitude und Phase des einschichtigen Biegeaktors	103
5.14	Auslenkungsamplitude und Phase des optimierten Biegeaktors	108
6.1	Geometrischer Entwurf der EPFL Aktorfunktionsmuster	111
6.2	Prozessablauf der EPFL zur Herstellung der Aktorfunktionsmuster	112
6.3	Aktorchip auf Testplatine	114
6.4	Geometrie der Biegeelemente vermessen unter dem Mikroskop	116
6.5	Auslenkungsamplitude und Klemmkraft für die EPFL-Aktoren	117
6.6	Ergebnisse der FEM-Modellierung	120
6.7	FEM-Auslenkungsberechnung mit zusätzlicher Randbedingung	122
6.8	Messaufbau zur Bestimmung der Auslenkungsamplitude	124
6.9	Qualitativer Verlauf der gemessenen Auslenkungsamplitude	126
6.10	Messaufbau zur Bestimmung der Aktorkraft	127
6.11	Erläuternde Darstellungen zur Klemmkraftmessung	129
6.12	Auslenkungsamplitudenverlauf gemittelt über die Aktorelemente	131
6.13	Durchschnittlich gemessene Klemmkraft eines Wandlerelements	133
6.14	Berechnete Auslenkungsamplitude eines Dreischicht-Aktors	139

Tabellenverzeichnis

3.1 Annahmen zur Geometrie im Mittelohr	25
4.1 Mikrotechnische Aktorprinzipien	42
4.2 Herstellverfahren in der Aktorik	46
4.3 Kenngrößen zur Auslegungsberechnung eines Tauchspulenaktors	52
4.4 Kenndaten magnetischer Aktoren; audiologische Anforderungen .	57
4.5 Bei Vorauslegung der Aktoren relevante Größen	67
4.6 Kenndaten Multilayer- und Biegeaktor; audiologische Anforderungen	69
4.7 Kenndaten Tauchspulen- /Biegeaktor; audiologische Anforderungen	71
5.1 Modellierungsparameter des exemplarischen Aktors	92
5.2 Vergleich des Piezoaktors mit idealem Wandler	100
5.3 Optimierte Aktorkonfigurationen	106
6.1 Parameter zur Bestimmung der Aktorkenngrößen	115
6.2 Materialeigenschaften des FEM-Modells	118
6.3 Gegenüberstellung von berechneten Kenndaten und Messergebnissen	134

1 Einleitung

In Deutschland leiden ca. 17 Millionen Menschen unter Schwerhörigkeit. Die Mehrzahl der Patienten kann mit klassischen Hörgeräten versorgt werden, die jedoch bei hochgradiger Schwerhörigkeit aufgrund von Rückkopplung und Verzerrung oft keine ausreichende Verstärkung und Tonqualität bieten. Ins Mittelohr implantierte Hörsysteme ermöglichen auch Patienten mit starkem Hörverlust ein gutes Sprachverstehen und die Wahrnehmung höherfrequenter Töne. Sie sind allerdings aufgrund des invasiven chirurgischen Eingriffs zur Implantation und hoher Kosten nicht weit verbreitet. Das Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA untersucht derzeit zusammen mit der Universitäts-HNO-Klinik Tübingen und weiteren Forschungspartnern ein neuartiges Konzept für ein teilimplantierbares Hörgerät - das sogenannte Rundfensterimplantat. Es sieht die Implantation der Systemkomponenten in einem ambulanten Eingriff unter lokaler Betäubung vor. Die bei bisherigen Implantaten notwendige invasive Operation entfällt und die audiologischen Vorteile eines Hörgeräteimplantats kommen uneingeschränkt zur Geltung.

Eines der wichtigsten Funktionselemente des Rundfensterimplantats ist der implantierbare Schallwandler, der vor der Membran des runden Fensters im Mittelohr platziert wird. Er wandelt elektrische Energie in verstärkte mechanische Schwingungen im hörbaren Frequenzbereich und koppelt diese ins Innenohr ein. Die wissenschaftlichen Untersuchungen des Schallwandlers bilden den Kern der vorliegenden Arbeit.

Zu Beginn der Arbeit erfolgt eine Beschreibung der Anatomie und Funktionsweise des menschlichen Gehörs. Funktionsstörungen und Behandlungsmöglichkeiten werden dargestellt mit dem Schwerpunkt auf der Behandlung schwerhöriger Patienten mit implantierbaren Hörgeräten. Darauf aufbauend wird das Konzept des Rundfensterimplantats im Detail vorgestellt und die Notwendigkeit der Untersuchung des Schallwandlers abgeleitet. Es folgt eine Analyse des Implantatkonzepts und die Ableitung konkreter Anforderungen an den Schallwandler des Hörgeräts. Der erarbeitete Kriterienkatalog ist die Basis für

die Untersuchung unterschiedlicher Wandlerprinzipien und -konfigurationen, die zur Erzeugung von Vibrationen im hörbaren Frequenzbereich in Frage kommen. Aus den untersuchten Aktorprinzipien wird das piezoelektrische Prinzip aufgrund der hohen möglichen Energiedichte und überlegener dynamischer Eigenschaften ausgewählt.

Im Hauptteil der Arbeit wird das neuartige Konzept eines piezoelektrischen Rundaktors mit trapezförmigen Biegeelementen vorgestellt. Um die Eigenschaften des Aktors als Schallwandler zu beschreiben, wird ein elektromechanisches Modell erarbeitet, das wichtige Funktionsparameter wie Schwingungsamplitude, Aktorkraft oder Resonanzfrequenz in Abhängigkeit der Geometrie, der Materialeigenschaften und der am Aktor anliegenden elektrischen Wechselspannung beschreibt. Mit Hilfe einer Parametervariation im Modell erfolgt eine Optimierung des Aktors hinsichtlich seiner Eigenschaften zur Hörverbesserung in implantiertem Zustand.

Für einen Funktionsnachweis des Aktorkonzepts und zur Validierung des elektromechanischen Aktormodells wurden in Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe von Professor Muralt vom Laboratoire Céramique der École Polytechnique Fédérale de Lausanne Funktionsmuster gefertigt und messtechnisch charakterisiert. Die Ergebnisse der Aktorcharakterisierung werden den modellierten Aktoreigenschaften gegenübergestellt. Abweichungen zwischen Messung und Modellierung werden diskutiert und ihre Bedeutung für die Anwendung des Aktors als Schallwandler bewertet. Die Arbeit schließt mit einem Ausblick auf die ausstehenden Forschungs- und Entwicklungsaufgaben.

In der vorliegenden Arbeit sind wesentliche Ergebnisse der wissenschaftlichen Untersuchung eines piezoelektrischen Mehrschicht-Biegeaktors für die Anwendung als Schallwandler in einem implantierbaren Hörgerät beschrieben. Die Arbeit trägt zur Machbarkeitsbewertung sowohl des Aktorkonzepts als auch des Konzepts des Rundfensterimplantats bei. Gemeinsam mit in naher Zukunft anstehender Forschungsarbeiten bildet sie die Basis für die Weiterentwicklung des Rundfensterimplantats zum Produkt. Im klinischen Einsatz könnte das Rundfensterimplantat vielen schwerhörigen Patienten ein gutes Sprachverstehen und gute Tonqualität in einem breiten Lautstärken- und Frequenzbereich ermöglichen, ohne dass für die Implantation eine invasive Operation unter Vollnarkose notwendig ist.

2 Ausgangssituation

Das Gehör des Menschen ist ein komplexes System, dessen Aufbau und Funktion in den folgenden Abschnitten kurz erläutert werden soll. Dies ist für das Verständnis der Funktionsweise von implantierbaren Hörgeräten hilfreich, der hauptsächlichen Anwendung des in der Arbeit untersuchten piezoelektrischen Mikroaktors. Zum Ende des Kapitels wird der neue Ansatz für die Behandlung von Schwerhörigkeit mit einem Rundfensterimplantat vorgestellt und schließlich die Aufgabenstellung der Arbeit - die Untersuchung eines implantierbaren Schallwandlers für ein solches Rundfensterimplantat - herausgearbeitet.

2.1 Hörphysiologie

Beim Hörvorgang des Menschen sind zwischen Eintreffen der Schallwelle an der Ohrmuschel bis zur Verarbeitung der Nervensignale im Gehirn viele biomechanische und biochemische Zwischenabläufe von Bedeutung. Die Vorgänge finden in drei Teilen des Ohres statt - dem Außenohr, dem Mittelohr und dem Innenohr. Die folgenden Abschnitte gehen kurz auf die Vorgänge ein. Sie orientieren sich an medizinischen Lehrbüchern der Physiologie [Klinke u. a., 2003], [Schmidt u. a., 2011], [Silbernagl u. a., 2003], [Thews u. a., 1991]. Abb. 2.1 dient dabei als Überblickszeichnung und hilft, die beteiligten Organe zu identifizieren.

Das Außenohr besteht aus der Ohrmuschel, dem Gehörgang und dem Trommelfell, das gleichzeitig die Grenze zum Mittelohr darstellt. Die wichtigsten Aufgaben des Außenohrs sind die Lokalisierung der Schallquelle und eine erste Tonhöhenfilterung. Am Ohr eintreffende Schallwellen gelangen in den Gehörgang und versetzen das Trommelfell in Schwingung.

Das Hebelsystem der Gehörknöchelchenkette (Ossikelkette) aus Hammer, Amboss und Steigbügel macht den Hauptteil des Mittelohres aus (siehe Abb. 2.1). Das Trommelfell auf der einen und die Membranen des runden und des ovalen Fensters auf der anderen Seite bilden die Grenzen zum Außen-

2 Ausgangssituation

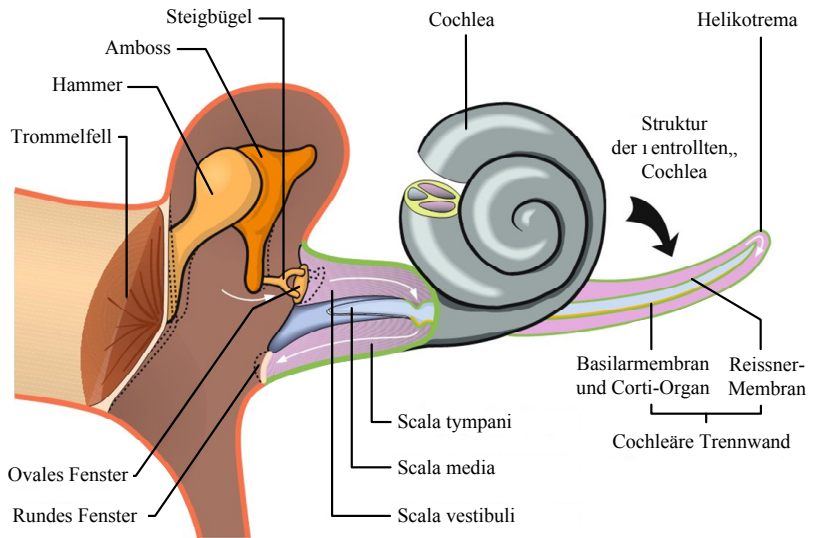


Abbildung 2.1: Schematischer Schnitt durch das menschliche Ohr
[Schmidt u. a., 2011]

bzw. Innenohr. Das durch Schallwellen in Schwingung versetzte Trommelfell überträgt die Vibrationen über Hammer und Amboss an den Steigbügel, der sie wiederum über die Membran des ovalen Fensters ins Innenohr einkoppelt. Die Hebelverhältnisse der Knöchelchen sorgen für eine Anpassung zwischen dem relativ hohen Schwingungswiderstand (Impedanz) der Gehörflüssigkeit im Innenohr und der niedrigen Impedanz der Luft im Außenohr. Die Reflexion von Schallwellen am Impedanzübergang wird dadurch vermindert.

Im Innenohr erfolgt eine mechanische Frequenzanalyse des eintreffenden Schalls und eine Umsetzung der vibratorischen Reize in Nervensignale. Das für diese komplexen Prozesse zuständige Organ ist die Gehörschnecke, oder auch Cochlea genannt. Wie in Abb. 2.1 zu sehen, ist die Cochlea schneckenförmig aufgebaut und besteht aus drei getrennten, parallel verlaufenden Flüssigkeitskanälen, die in Anlehnung an ihre Spiralform als Scala vestibuli (Vorhofstreppe), Scala media (mittlere Treppe) und Scala tympani (Paukentreppe) bezeichnet werden.

Neben der Erzeugung von Nervenreizen ist die Tonhöhenauflösung der eingekoppelten Schwingungen eine der Hauptaufgaben der Cochlea, was wie folgt funktioniert. Scala tympani und vestibuli sind am Ende der Schneckengänge - dem Helikotrema - verbunden. Da die Lympflüssigkeit der Kanäle als inkompressibel angenommen werden kann, muss das durch die Bewegung der Steigbügel Fußplatte verdrängte Flüssigkeitsvolumen an anderer Stelle des Systems ausweichen. Dies geschieht über die Membran des runden Fensters. Bildlich gesprochen bewegt sich die verdrängte Flüssigkeit also vom ovalen Fenster entlang der Reissnerschen Membran in der Scala tympani zum Helikotrema und von dort entlang der Basilarmembran in der Scala vestibuli zurück zum runden Fenster, das schließlich ausgewölbt wird. Diese fluidodynamischen Prozesse verursachen eine Schwingungsanregung im mittleren Flüssigkeitsschlauch, der Scala media. Man spricht von einer Wanderwelle auf der Scala media, die die Cochlea von der Schneckenbasis bis zum Zentrum durchläuft. Diese Wanderwelle ist frequenzabhängig. Schallwellen hoher Frequenzen haben ihr Schwingungsmaximum an der Schneckenbasis am runden und ovalen Fenster wohingegen Wanderwellen tiefer Frequenzen bis zum Helikotrema vordringen.

Im Corti-Organ, das in Abb. 2.2 schematisch dargestellt ist, werden aus den mechanischen Reizen der Wanderwelle elektrische Nervensignale erzeugt.

Das Organ sitzt auf der Basilarmembran in der Scala media und erstreckt sich über deren gesamte Länge - von der Schneckenbasis bis zum Helikotrema. Wie aus den obigen Abschnitten hervorgeht, werden je nach Frequenz des ans Ohr gelangenden Schalls unterschiedliche Abschnitte des Corti-Organs verschieden stark in Schwingung versetzt. Im Corti-Organ selbst sorgen dann die inneren und äußeren Haarzellen für zwei wichtige Prozesse, die schließlich zum menschlichen Höreindruck führen. Zum einen ist dies eine lokal sehr beschränkte mechanische Verstärkung der Wanderwelle durch eine Längenänderung der äußeren Haarzellen (Cochleärer Verstärker [Dallos, 1992; Zenner u. a., 1985]). Zum anderen wandeln die nachgeschalteten inneren Haarzellen die mechanischer Energie aus der Flüssigkeitsschwingung der Scala media in elektrische Nervensignale um, die über den Hörnerv ins Gehirn übermittelt werden.

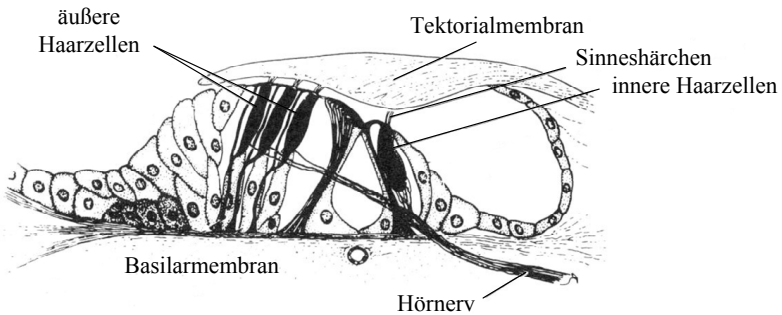


Abbildung 2.2: Darstellung des Corti-Organs [Thews u. a., 1991]

2.2 Schwerhörigkeit und derzeitige Behandlungsmöglichkeiten

In Deutschland leiden ca. 17 Millionen Menschen unter einer Schwerhörigkeit [Sohn u. Jörgenhaus, 2001; Heger u. Holube, 2010]. Einschränkungen des menschlichen Hörvermögens können an verschiedenen Stellen des Ge-

hört auftreten. Für die vorliegende Arbeit sind vor allem Schallleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit von Interesse, die -angelehnt an an Lehrbücher der HNO-Medizin - nachfolgend kurz dargestellt sind [Zenner, 2008], [Mrowinski u. a., 2006], [Probst u. Rosanowski, 2008].

Schallleitungsschwerhörigkeit

Unter Schallleitungsschwerhörigkeit versteht man ein reduziertes Hörvermögen aufgrund einer eingeschränkten Beweglichkeit der Gehörknöchelchen - vor allem des Steigbügel (Stapesfixation). Ursache ist die Veränderung der Knochenstrukturen im Mittelohr (Otosklerose), die zu einem Einwachsen des Steigbügels im ovalen Fenster führen kann. Der klassische Therapieansatz für die Schallleitungsschwerhörigkeit ist die Mittelohrchirurgie. Bei einer inoperablen Otosklerose findet eine Behandlung mit knochenverankerten Hörgeräten statt.

Schallempfindungsschwerhörigkeit

Die Schallempfindungsschwerhörigkeit wird sehr häufig auch als Innenohrschwerhörigkeit bezeichnet, was bereits auf die Ursache dieser Art Hörverlust hindeutet. Ein teilweises Absterben der inneren und äußeren Haarzellen im Corti-Organ des Innenohres zeigt sich für den eingeschränkten Höreindruck verantwortlich. Zwei Prozesse sind hierbei entscheidend. Die eingeschränkte Aktivität der äußeren Haarzellen führt zu einem Ausfall des cochleären Verstärkers, d.h. die sich auf der Basilarmembran ausbreitende Wanderwelle wird lokal nicht mehr durch die Kontraktion der äußeren Haarzellen verstärkt. Dies führt zu einer verschlechterten Tonhöhenauflösung in der Cochlea sowie zu einer reduzierten Reizung der inneren Haarzellen. Zweitens können diese bei der Schallempfindungsschwerhörigkeit selbst ebenfalls geschädigt sein, was zu einer weiteren Reduzierung des Hörvermögens führt. Schallempfindungsschwerhörigkeit tritt vermehrt im Lebensabschnitt ab ca. 60 Jahren auf und wird deshalb auch als Altersschwerhörigkeit bezeichnet. Sie ist die am häufigsten auftretende Art der Schwerhörigkeit [Mazurek u. a., 2008].

Die Schädigungen der Haarzellen in der Cochlea sind irreversibel, d.h. bereits abgestorbene Zellen können weder chirurgisch noch medikamentös regeneriert werden. Eine Möglichkeit zur Verbesserung des Hörvermögens bei Schallempfindungsschwerhörigkeit ist daher die Verstärkung des am Ohr ein-

treffenden Schalls mit Hörgeräten und damit verbunden die erhöhte Reizung der noch intakten Haarzellen. Hörgeräte existieren mit unterschiedlichsten technischen Ansätzen und in verschiedensten Varianten, die von konventionellen über knochenverankerte bis hin zu implantierbaren Hörgeräten reichen. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit dem Schallwandler eines implantierbaren Hörgeräts, weshalb nachfolgend eingehender auf die Versorgungssituation mit Hörimplantaten eingegangen wird.

2.3 Implantierbare Hörgeräte

Implantierbare Hörgeräte (aktive Mittelohrimplantate) geben ihre Schallenergie nicht an die Luftsäule im äußeren Gehörgang ab, sondern übertragen sie mechanisch an unterschiedliche Organe des Mittelohrs. Hierfür implantiert der behandelnde Operateur einen Schallwandler ins Mittelohr - über einen künstlich geschaffenen Zugang parallel zum Gehörgang. Im Rahmen einer so genannten Mastoidektomie wird hierfür ein poröser Teil des Schädelknochens (Mastoidknochen) oberhalb des Gehörgangs ausgefräst. Der Schallwandler ist eine wichtige Komponente aktiver Mittelohrimplantate. Er setzt die von Mikrofon und Soundprozessor des Hörgeräts kommende elektrische Energie in mechanische Schwingungen um. Gegenüber klassischen Hörgeräten bietet die mechanische Ankopplung den Vorteil eines erhöhten Verstärkungspotentials; Luft als relativ schlechter Schallleiter ist an der Übertragung nicht mehr beteiligt und die Schalleinkopplung findet in unmittelbarer Nähe des Innenohrs statt. Weitere Vorteile aktiver Implantate sind reduzierte Rückkopplungseffekte und geringere Verzerrungen des Tonsignals [Beutner u. Hüttenbrink, 2009].

Seit mehreren Jahrzehnten wird an implantierbaren Hörgeräten geforscht und entwickelt (z.B. [Goode, 1970], [Yanagihara u. a., 1984], [Hough u. a., 1986]) mit dem Ergebnis, dass mittlerweile einige Systeme kommerziell erhältlich, oder bereits wieder vom Markt verschwunden sind bzw. sich derzeit in der klinischen Erprobung befinden. In den folgenden Abschnitten soll ein Überblick über wichtige Hörimplantate gegeben werden. Der Schwerpunkt liegt hierbei auf der Beschreibung des Schallwandlers, seines Ankopplungsortes und der damit verbundenen medizinischen Implantationstechnik.

Eine abschließende Diskussion der Systeme zeigt Defizite und Optimierungsmöglichkeiten auf und motiviert den Ansatz des Rundfensterimplantats als neuartiges implantierbares Hörgerät.

2.3.1 Frühere klinisch zugelassene Systeme

Das weltweit erste Hörgerät, das einem Patienten implantiert wurde, entstand in einer japanischen Arbeitsgruppe um Yanagihara [Yanagihara u. a., 1987] und wurde später als E-Type Device von der Firma Rion in Japan kommerzialisiert [Yanagihara u. a., 2001]. Der implantierte Schallwandler des Systems ist ein piezoelektrischer Biegeaktor der das Steigbügelköpfchen vibratorisch anregt und im Mastoidknochen verankert ist. Trotz guter audiologischer Ergebnisse ist das Rion derzeit nicht mehr erhältlich [Backous u. Duke, 2006].

Das Direct Drive System der Firma Soundtec geht auf langjährige Arbeiten der Arbeitsgruppe um Hough in Oklahoma zurück [Hough u. a., 1986], [Baker u. a., 1995]. Es besteht aus einer hinter dem Ohr platzierten Einheit aus Mikrofon und Signalprozessor, einer im Gehörgang angeordneten elektrischen Spule sowie einem implantierbaren Permanentmagneten, der zwischen Steigbügelköpfchen und Ambossfortsatz an der Gehörknöchelchenkette fixiert ist [Dyer, 2005] [Hough u. a., 2001]. Die vor dem Trommelfell positionierte Spule erzeugt ein magnetisches Wechselfeld, das ins Mittelohr eindringt und den implantierten Magneten zu verstärkten Vibrationen anregt. Das System ist von der amerikanischen FDA zugelassen, derzeit aber nicht kommerziell verfügbar.

Das Implantat TICA (totally integrated cochlea-amplifier) wurde in der Universitäts-HNO-Klinik in Tübingen unter der Leitung von Professor Zenner entwickelt und später von der Implex GmbH, Ismaning, vermarktet. Erste Konzepte für das Implantat entstanden ab 1990 und bildeten die Basis für die Entwicklung von Prototypen und klinischen Implantaten, die 1997 erstmals kurzzeitig intraoperativ validiert wurden [Leysieffer u. a., 1997a,b, 1998] [Zenner u. a., 1997]. Die erste vollständige Implantation des TICA fand 1998 statt und führte mit weiteren Studien letztlich zur Zulassung des Systems [Zenner u. Leysieffer, 1998; Zenner u. a., 2004]. Der piezoelektrische Schallwandler des TICA ist im aufgebohrten Mastoid mechanisch verankert und wirkt direkt auf den Amboss. Das TICA ist als Vollimplantat ausgestaltet,

wobei das implantierbare Mikrofon den Schall über die Gehörgangswand aufnimmt und so ein Richtungshören erlaubt. Die Implex GmbH ist heute nicht mehr existent und hat die Patente des TICA an das Unternehmen Phonak verkauft, das die Vermarktung jedoch nicht weiter vorantreibt.

2.3.2 Derzeit erhältliche implantierbare Hörgeräte

Neben den beschriebenen Ansätzen für implantierbare Hörgeräte befinden sich heute drei kommerzielle Systeme im klinischen Einsatz. Dies sind das Vollimplantat Esteem der US-amerikanischen Firma Envoy Medical, die Vibrant Soundbridge der österreichischen Firma MED-EL und das Carina-System von Otologics, ebenfalls aus den USA [Ball, 2010; Maurer, 2009].

Das Esteem-System von Envoy Medical

Das Esteem System ist ein Vollimplantat, d.h. Mikrofon, Signalprozessor, Akku und Schallwandler befinden sich unter der Haut. Sowohl das Mikrofon als auch der Schallwandler sind piezoelektrische Biegeelemente, die wie in Abb. 2.3 dargestellt im Mittelohr implantiert werden. Der piezoelektrische Sensor nimmt die mechanischen Schwingungen des Amboss' auf und wandelt sie in ein elektrisches Signal, das über eine Leitung durch den aufgebohrten Mastoid an den Soundprozessor übertragen wird. Dort findet eine elektronische Signalverarbeitung statt. Über eine weitere Leitung durch den Mastoid wird der Wandler angesprochen, der mittels piezoelektrisch ausgelöster Biegeschwingungen den Steigbügelknochen zu Vibrationen anregt. Beide piezoelektrischen Biegeelemente sind im Mastoid mit Knochenzement fixiert. Um Rückkopplungen zwischen Wandler und Sensor zu vermeiden, ist es notwendig, während der Implantation die Knöchelchenkette zwischen Amboss und Steigbügel zu unterbrechen. Seit 2006 besitzt das Esteem die Zulassung für Europa [Maurer u. Savvas, 2010].

Die Vibrant Soundbridge von MED-EL

Das Soundbridge-System ist eine teilimplantierbare Lösung. Der so genannte Audioprozessor der Vibrant Soundbridge wird außerhalb des Körpers oberhalb des Ohres im Haar des Patienten befestigt. Er nimmt die eintreffenden Schallwellen über ein Mikrofon auf, verarbeitet diese und gibt sie an eine Sendespule weiter. Unter der Kopfhaut an der Schädelbasis ist in Deckung zum Audiopro-

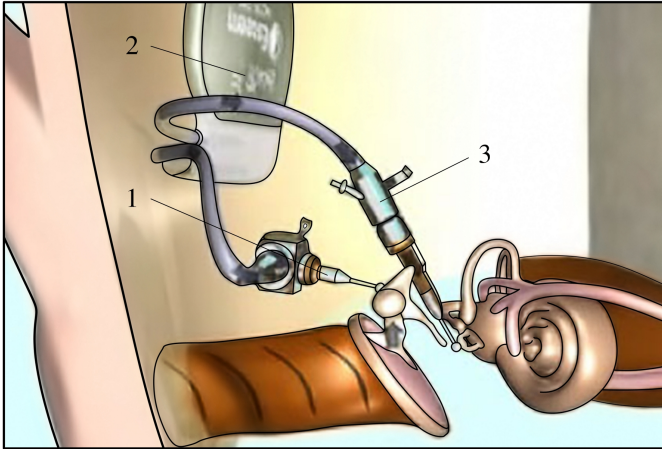


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung des Esteem Systems Firma Envoy Medical mit piezoelektrischem Vibrationssensor (Mikrofon) (1), Signalprozessor und Akku (2) und piezoelektrischem Schallwandler (3) nach [Haynes u. a., 2009]

zessor eine Empfängerspule implantiert. Mittels elektrischer Induktion ist es möglich, die elektrischen Signale des Audioprozessors durch die Kopfhaut auf den implantierten Teil des Systems zu übertragen. Mit der Empfängerspule verbunden ist der im Mittelohr platzierte Floating Mass Transducer (FMT); ein Schallwandler, der mit einer Metallklammer am langen Ambossfortsatz befestigt ist (siehe Abb. 2.4). Der FMT ist ein elektromagnetischer Wandler und funktioniert nach dem Prinzip der Massenträgheit [Ball, 2010]. Ein zylindrischer Seltenerd magnet ist axial beweglich im Zentrum zweier Spulen gelagert, die abhängig vom elektrischen Anregungssignal ein magnetisches Wechselfeld erzeugen. Die gegenseitige Anziehung bzw. Abstoßung von Feld und Magnet sorgt für eine Schwingung des Magnets in axialer Richtung, die über die Metallklammer auf die Gehörknöchelchen übertragen wird und diese zur verstärkten Schwingung anregt. Für die elektrische Verbindung zwischen Empfängerspule und FMT muss bei der Implantation ein Kabel im vorher aufgebohrten Mastoidknochen verlegt werden.

Das MET-System von Otologics

Kernelement des Otologics-Systems ist der so genannte Middle Ear Transducer (MET), ein elektromagnetischer Schallwandler, der im Mastoidknochen mittels einer Titanhalterung verankert wird. Der Stößel des Schallwandlers ist im implantierten Zustand in mechanischem Kontakt mit dem Hammerknöchelchen (siehe Abb. 2.5). Die vom Wandler erzeugten Vibrationen des Stößels werden direkt auf die Gehörknöchelchen übertragen und sorgen für die notwendige Verstärkung des Schalls.

Der MET wird von Otologics sowohl als Teilimplantat als auch unter dem Namen Carina-Hörsystem als Vollimplantat vermarktet. Beim Vollimplantat befinden sich Mikrofon, Akku und Soundprozessor unter der Kopfhaut an der Schädelbasis, wohingegen beim Teilimplantat dort nur eine Empfängerspule ähnlich dem MED-EL-System platziert ist. Mittels elektrischer Induktion können in diesem Fall die elektrischen Signale des Soundprozessors durch die Kopfhaut auf das Implantat übertragen werden. Der Schallwandler ist über einen flexiblen Leiter mit der Empfängerspule bzw. dem Soundprozessor beim Vollimplantat verbunden. Für die Verankerung des Schallwandlers im Mittelohr ist die Ausfräsung des Mastoidknochen notwendig (Mastoidektomie). In Verbindung mit der Freiräumung des Implantatbetts an der Schädelbasis

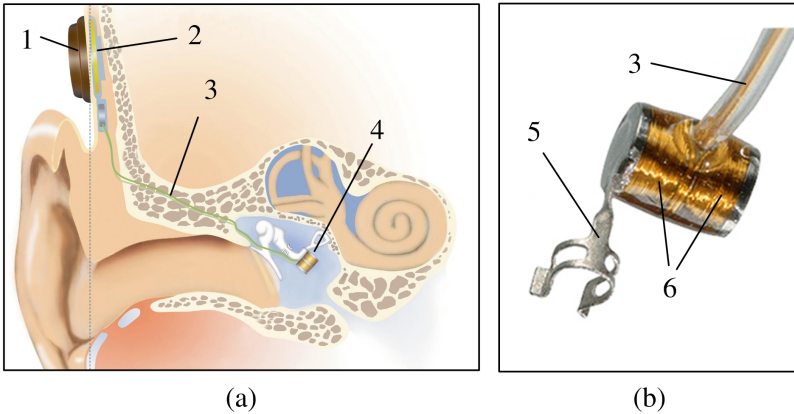


Abbildung 2.4: (a) Schematische Darstellung der Vibrant Soundbridge des Herstellers MED-EL mit Audioprozessor (1), Empfänger- spule (2), Verbindungskabel im Mastoid (3) und Floating Mass Transducer (4) nach [Verhaegen u. a., 2008]; (b) FMT mit Titanklammer (5) und Spulen (6) nach [Backous u. Duke, 2006]

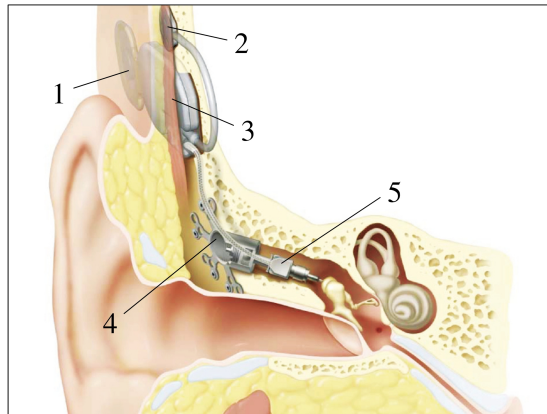


Abbildung 2.5: Schematische Darstellung des Vollimplantats von Otolotik mit Empfängerspule zur Aufladung (1), Mikrofon (2), Signalprozessor und Akku (3), Titanverankerung (4) und Schallwandler (5) nach [Kasic u. a., 2008]

und der aufwändigen Einstellung der mechanischen Vorspannung zwischen Schallwandler und Ossikel ist für die Implantation ein ungefähr dreistündiger operativer Eingriff notwendig.

2.3.3 Diskussion der Systeme

Die Darstellung kommerzieller Hörgerätsysteme im vorigen Kapitel zeigt, dass es möglich ist, sichere und körperverträgliche aktive Hörimplantate zu entwickeln. Die Wirksamkeit der Versorgung mit Implantaten wurde für die unterschiedlichen Systeme in einer Vielzahl an Studien untersucht [Truy u. a., 2008; Fraysse u. a., 2001; Luetje u. a., 2002; Chen u. a., 2004]. In den meisten Fällen wird von einer guten Versorgung im Vergleich zu konventionellen Hörgeräten berichtet. Insbesondere das messbare Sprachverstehen bei Störschall sowie die subjektive Einschätzung der Hörfähigkeit durch die Patienten ist verbessert [Bassim u. Fayad, 2010]. Träger von Teil- oder Vollimplantaten merken außerdem positiv an, dass die kosmetische Beeinträchtigung durch die Komponenten des Hörgeräts geringer und die fehlende Okklusion des Gehörgangs angenehm sei [Schmuziger u. a., 2006].

Klare Nachteile der Implantate sind die aufwändige und invasive Operation, teilweise verbunden mit der irreversiblen Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette, sowie der relativ hohe Preis der Systeme von bis zu 20.000 € - die Kosten für die Operation eingeschlossen. Darüber hinaus ist die Behandlung der inoperablen Schalleitungsschwerhörigkeit mit aktiven Implantaten nur über eine Schalleinkopplung am runden Fenster möglich, was bisher nur eine Variante des Otologics-Systems ermöglicht. Folglich besteht insgesamt ein Bedarf an implantierbaren Hörgeräten, die kostengünstiger sind, eine weniger invasive Implantation ermöglichen und eine Behandlung von Schalleitungs- und Schallempfindungsschwerhörigkeit erlauben. Im folgenden Kapitel wird mit dem Rundfensterimplantat ein Konzept vorgestellt, das diese Bedingungen erfüllt.

2.4 Das Rundfensterimplantat: Ein neues Hörgerätekonzept

Der Begriff Rundfensterimplantat bezeichnet eine neuartige Konzept für ein teilimplantierbares Hörgerät. Das Hörsystem besteht aus drei Hauptkomponenten, dem äußeren Gehäuse, das hinter dem Ohr getragen wird, der optischen Übertragungsstrecke und dem in der Rundfensternische implantierten Schallwandler. Das System ist im implantierten Zustand schematisch in Abb. 2.6 dargestellt.

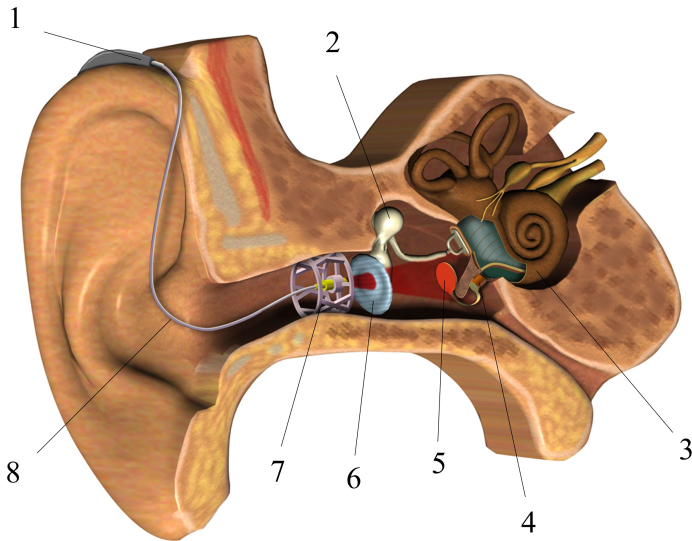


Abbildung 2.6: Schematische Darstellung des Rundfensterimplantats mit äußerem Gehäuse (1), Gehörknöchelchen (2), Cochlea (3), Schallwandler (4), Photodiode (5), Trommelfell (6), LED (7) und elektrischer Leitung (8)

Der am Ohr des Trägers eintreffende Schall wird zunächst von einem Mikrofon im externen Gehäuse aufgenommen und in elektrische Signale umgewandelt. Mittels einer Batterie und der ebenfalls im Gehäuse verbauten Verarbeitungselektronik wird das Signal gewandelt und per elektrischem Kabel an die optische Übertragungsstrecke gesendet. Die optische Strecke besteht aus einer vor dem Trommelfell platzierten LED und einer ins Mittelohr implantierten Photodiode. Die LED wandelt das vom Soundprozessor eintreffende Signal in infrarotes Licht, das das Trommelfell dank dessen Transmissionseigenschaften nahezu verlustfrei passiert. In der Photodiode findet daraufhin die Rückumwandlung des Lichtes in elektrische Signale statt. Über die optische Strecke werden folglich kabellos akustische Informationen vom Gehörgang ins Mittelohr übertragen.

Vor dem runden Fenster im unteren Teil des Mittelohrs ist der implantierbare Schallwandler platziert und über ein flexibles Leiterbändchen mit der Photodiode kontaktiert. Der Schallwandler wiederum wandelt die elektrischen Signale der Diode in mechanische Schwingungen, die dann über die Membran des runden Fensters ins Innenohr eingekoppelt werden. Dass diese „Rückwärtsanregung“ der Gehörschnecke zum gleichen Höreindruck beim Patienten führt wie bei der regulären „Vorwärtsanregung“ über Gehörknöchelchen und ovales Fenster, wurde in mehreren medizinischen Untersuchungen mit Hilfe des Schallwandlers der Vibrant Soundbridge (vgl. Kapitel 2.3.2) gezeigt [Nakajima u. a., 2010; Colletti u. a., 2006; Kiefer u. a., 2006; Beltrame u. a., 2009].

Die Implantation der inneren Komponenten gestaltet sich gegenüber den existierenden Systemen aufgrund der drahtlosen Signal- und Leistungsübertragung sehr viel weniger invasiv. Es ist kein weiterer Zugang zum Mittelohr notwendig, so dass auf die aufwändige Mastoidektomie verzichtet werden kann. Der Operateur klappt vielmehr mit einem retroaurikulären Zugang Ohrmuschel und Trommelfell zur Seite - ein Standardverfahren der Mittelohrchirurgie [Strutz u. a., 2010] - und bringt Photodiode, Leiterband und Schallwandler ins Mittelohr ein. Der Wandler wird in die Rundfensternische eingepasst und mit Bindegewebe fixiert, wohingegen die Photodiode auf der so genannten Promontorialwand hinter dem Trommelfell abgelegt wird. Die Implantationstechnik orientiert sich insgesamt an der klassischen Mittelohr-

chirurgie. Idealerweise kann die Implantation ambulant unter Teilnarkose erfolgen.

Das vorgestellte Konzept des Rundfensterimplantats zeichnet sich gegenüber den kommerziell verfügbaren Hörgeräteimplantaten durch eine einfache und schnelle Implantation aus. Die Platzierung des Schallwandlers auf dem runden Fenster erlaubt neben der Behandlung der Schallempfindungsschwerhörigkeit auch die Linderung von Schallleitungs- und kombinierter Schwerhörigkeit. Die miniaturisierte LED im Gehörgang ist in einem offenen Ohrpassstück fixiert, so dass der Patient im Gehörgang kein Okklusionsgefühl empfindet. Das äußere Gehäuse des Rundfensterimplantats wird wie bei klassischen Hörgeräten hinter der Ohrmuschel getragen und bietet im Falle erfolgreicher Miniaturisierung wenig kosmetische Beeinträchtigung.

2.5 Aufgabenstellung: Mikro-Schallwandler für ein Rundfensterimplantat

Der vor dem runden Fenster platzierte Schallwandler des Rundfensterimplantats ist eines der wichtigsten Komponenten im Gesamtsystem. Die Untersuchung des Schallwandlers im Kontext der Versorgung von Schwerhörigkeit ist die wissenschaftliche Problemstellung der vorliegenden Arbeit. Dabei spielen die Implantationsbedingungen eine große Rolle. Um beim Patienten über Jahre hinweg den Höreindruck zu verstärken, muss der Wandler in der Lage sein, bei sehr eingeschränktem Bauraum und „feindlicher“ Umgebung (feuchtwarmer Atmosphäre, aggressive Körpermedien) ausreichend kräftige mechanische Schwingungen zu erzeugen - bei möglichst geringem Energieverbrauch.

Bei der Beantwortung der Fragestellung im Verlauf der Arbeit gilt folgende Vorgehensweise. Im Analyseteil werden die Randbedingungen, die sich aus der Implantationsumgebung und dem Hörgerätekonzept ergeben, eingehend untersucht und technische Anforderungen abgeleitet. Diese Anforderungen sind die Grundlage für die Analyse unterschiedlicher Wandlerprinzipien und -Konfigurationen in Kapitel 4. Der Lösungsansatz ist ein neuartiger piezoelektrischer Mikro-Scheibenaktor aus Biegewandlerelementen, der in Kapitel 5 dargestellt und berechnet wird. Es folgen die Validierung des neuartigen Schallwandlers sowie Zusammenfassung und Ausblick.

3 Analyse und Ableitung von Anforderungen

In den vorangehenden Teilkapiteln wird das neuartige Konzept eines Rundfensterimplantats für die Versorgung von Schwerhörigen beschrieben. Der Schallwandler des Implantats ist eine der Hauptkomponenten des Hörsystems und seine wissenschaftliche Untersuchung Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Ausgehend vom Konzept erfolgt in diesem Kapitel eine Analyse der Betriebsbedingungen des Schallwandlers sowie, daraus abgeleitet, die Formulierung grundlegender Anforderungen.

3.1 Vorgehensweise

Die Vorgehensweise zur Erarbeitung der Anforderungen an den Schallwandler ist in Abb. 3.1 dargestellt und gliedert sich in die drei Anforderungskategorien „Bauraum“, „audiologische Anforderungen“ sowie „Biokompatibilität und Biostabilität“. Zur Definition des für das Implantat zur Verfügung stehenden Bauraums wird die Anatomie des Implantationsorts - die Rundfensternische - auf Basis wissenschaftlicher Studien analysiert. Klinische Implantationsversuche mit Wandlerdummies runden dieses Teilkapitel ab.

Anforderungen an die audiologischen Eigenschaften des Schallwandlers sind von besonderer Wichtigkeit und gliedern sich in die Anforderung nach Auslenkungsamplitude und Bandbreite der Wandler-schwingung sowie der notwendigen Wandlerkraft. Zur Ableitung der notwendigen Auslenkungen wird zunächst ein Modell des Schwingungssystems aus Chochlea, Steigbügelknöchelchen und einem idealen Wandler auf der Rundfenstermembran erarbeitet. Im Anschluss geht die Arbeit auf den Zusammenhang zwischen der Auslenkungsamplitude der Steigbügel Fußplatte und dem Lautstärkeindruck des Menschen ein. Über die Verdrängungsverhältnisse zwischen der Bewegung von Steigbügel Fußplatte und idealem Wandler kann mit diesem Wissen auf die Auslenkungsamplitude geschlossen werden, die ein idealer Schallwandler am runden Fenster erzeugen muss, um beim Patienten ein für

3 Analyse und Ableitung von Anforderungen

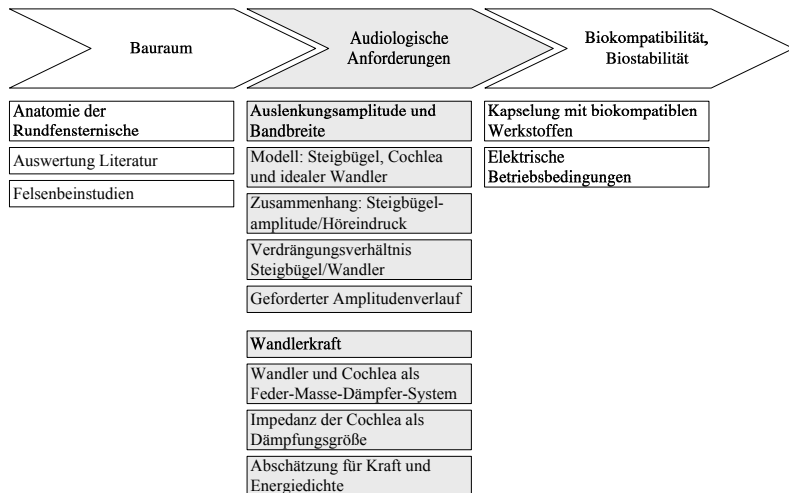


Abbildung 3.1: Vorgehensweise zur Erarbeitung der Anforderungen an den implantierbaren Schallwandler

gutes Sprachverstehen ausreichenden Lautstärkeindruck zu erzeugen. Die Betrachtung der Frequenzabhängigkeit der Wandleramplitude ergibt zusätzliche Anforderungen an die Schwingungsbandbreite des Wandlers.

Zur Abschätzung der notwendigen Kräfte des Schallwandlers wird das Schwingungssystem des Mittelohrs bei mittleren Frequenzen von einem bis fünf Kiloherz betrachtet. In diesem Bereich können die Schwingungswiderstände von Gehörknöchelchen, Trommelfell und der Membranen von rundem und ovalem Fenster vernachlässigt werden; allein die mechanische Impedanz der Cochlea wirkt dem Schallwandler entgegen. Aufbauend auf dieser Überlegung wird der implantierte Schallwandler in Zusammenspiel mit der Cochlea idealisiert als Feder-Masse-Dämpfer-System beschrieben. Der Wert für die Impedanz der Cochlea - die Dämpfungsgröße des Systems - wird daraufhin basierend auf mehreren wissenschaftlichen Quellen abgeschätzt. Aus den Eigenschaften des Feder-Masse-Dämpfer-Systems mit der Impedanz der Cochlea als Dämpfer lassen sich abschließend die Anforderungen an Kraft und Energiedichte des Schallwandlers ableiten.

Das Kapitel zur Biokompatibilität und -Stabilität untersucht im Wesentlichen die für Implantate zugelassenen Werkstoffe sowie die elektrischen Betriebsbedingungen zur Vermeidung von Wasserelektrolyse als typischen Versagensmechanismus von elektrisch aktiven Implantaten.

3.2 Geometrische Bedingungen in der Rundfensternische - Abschätzung des Bauraums

Zur Anatomie des runden Fensters und seiner direkten Umgebung (Rundfensternische) existieren zahlreiche wissenschaftliche Publikationen (z.B. [Hartwein u. Rauchfuss, 1988; Stewart u. Belal, 1981; Roland u. a., 2007]). [Okuno u. Sando, 1988] gelangen mit ihrer graphischen Methode an histologischen Schnitten von humanen Felsenbeinen eine sehr genaue 3D-Rekonstruktion der Anatomie. Die Datenbasis der Studie mit $n = 40$ untersuchten Felsenbeinen ist im Vergleich zu anderen Studien breit, so dass sich die folgenden Überlegungen auf die Ergebnisse von Okuno beziehen.

Eine der wichtigsten Erkenntnisse der Studie ist, dass sich die Membran des runden Fensters aus zwei Teilflächen zusammensetzt, die nahezu rechtwinklig

3 Analyse und Ableitung von Anforderungen

zueinander angeordnet sind. Okuno bezeichnet die Flächen als horizontalen und vertikalen Teil der Membran. Seinen Messungen zufolge weisen die Teilmembranen folgende durchschnittliche Flächen $A_{RW}^{(v)}$ bzw. $A_{RW}^{(h)}$ auf:

$$A_{RW}^{(v)} = 1,28 \text{ mm}^2 \pm 0,34 \text{ mm}^2$$

$$A_{RW}^{(h)} = 1,01 \text{ mm}^2 \pm 0,23 \text{ mm}^2$$

In Abb. 3.2 sind die geometrischen Verhältnisse mit einem Schnitt durch die Rundfensternische schematisch dargestellt.

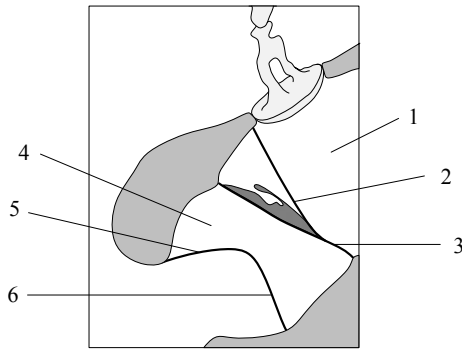


Abbildung 3.2: Schematischer Schnitt durch die Rundfensternische mit Scala Vestibuli (1), Reissnermembran (2), Basilarmembran (3), Scala Tympani (4) sowie vertikalem (5) und horizontalem (6) Teil der Rundfenstermembran

Folglich ist es naheliegend, den implantierbaren Schallwandler auf einer der beiden Teilflächen zu platzieren, vorzugsweise auf der größeren vertikalen Membran. Geht man von einer annähernd runden Geometrie der Teilfläche aus, ist der Durchmesser des Schallwandlers auf maximal

$$D = 2 \cdot (A_{RW}^{(v)} / \pi)^{1/2} = 1,28 \text{ mm}$$

beschränkt. Diese Annahme konnte durch Implantationsversuche an der Universitäts-HNO-Klinik Tübingen bestätigt werden. Beim Einsetzen zylinderförmigen Dummies unterschiedlicher Größe in humane Felsenbeine zeigte sich, dass Dummies mit einem Durchmesser von bis zu $D = 1,3 \text{ mm}$ und einer Länge von $l = 2 \text{ mm}$ mit kleinen chirurgischen Eingriffen (Abtragung knöcherner Strukturen) gut vor der Membran in der Rundfensternische platziert werden konnten [Goll, 2010]. Aus der Anatomie und den Versuchen lässt sich die konservative Abschätzung ableiten, dass der Schallwandler ein maximales Bauvolumen von $V_{WD} = \varnothing 1,2 \times 2 \text{ mm}^3$ nicht überschreiten darf.

3.3 Audiologische Anforderungen

Audiologische Anforderungen an den Schallwandler ergeben sich aus den akustischen Gegebenheiten des menschlichen Gehörs. Wichtige Kenngrößen sind die Auslenkungsamplitude der Rundfensterschwingung als Maß der akustischen Verstärkung, die für das Erzeugen der Auslenkung notwendige Aktorkraft sowie der Frequenzbereich, in dem der Wandler wirksam sein muss.

3.3.1 Auslenkungsamplitude und Bandbreite der Wandlerschwingung

Modellierung von Steigbügel, Cochlea und idealem Wandler

Den Überlegungen zu audiologischen Anforderungen an den Schallwandler liegt ein vereinfachtes Modell der Cochlea zu Grunde, das auf den Überlegungen von [Schraven u. a., 2011] beruht und in Abb. 3.3 dargestellt ist. Dabei wird die Cochlea in „ausgerolltem“ Zustand betrachtet. Die parallelen Flüssigkeitskanäle von Scala Tympani und Scala Vestibuli sind durch die Membran des runden Fensters und durch die Steigbügelfußplatte auf dem ovalen Fenster begrenzt. Die Membran des runden Fensters weist, wie im vorigen Abschnitt beschrieben, eine horizontale und eine vertikale Teilfläche auf. Ein idealer Schallwandler wird in direktem Kontakt mit der vertikalen Teilmembran angenommen und regt diese im Betrieb zu Schwingungsbewegungen an. Der nicht schwingende Teil des Wandlers ist starr in der Rundfensternische verankert.

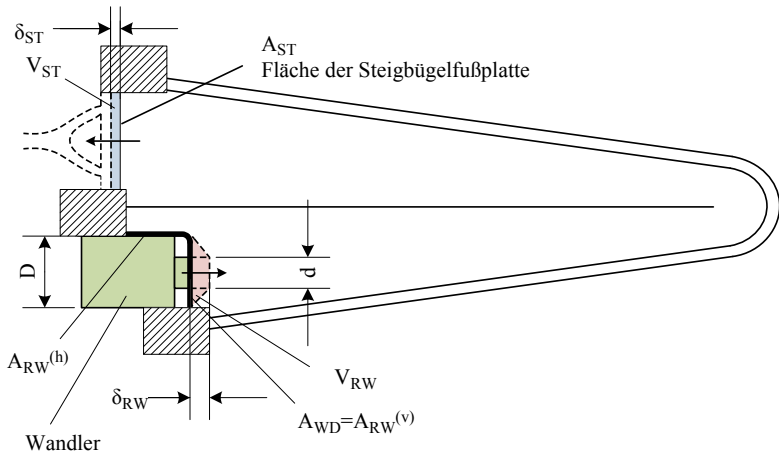


Abbildung 3.3: Modell von Cochlea und idealem Wandler

In der betrachteten Anordnung ist der Schallwandler so platziert, dass die Rundfenstermembran unter einer mechanischen Vorspannung steht.

Das Modell sieht vor, dass der Wandler die vertikale Teilfläche der Rundfenstermembran komplett bedeckt. Die Membran ist an ihrem Rand fest mit den umgebenden Knochenstrukturen verwachsen. Eine Schwingungsanregung direkt am Rand ist nicht möglich. Folglich wird davon ausgegangen, dass der Aktor in seinem Zentrum einen separaten zylindrischen Stößel mit einem Durchmesser von $d = D/2$ aufweist, der die Membran mittig anregt. Weiterhin wird davon ausgegangen, dass das dadurch verdrängte Volumen am runden Fenster V_{RW} die Geometrie eines Kegelstumpfs einnimmt (siehe Abb. 3.3). Dessen Volumen berechnet sich zu:

$$V_{RW} = \frac{\pi}{12} \cdot (D^2 + d \cdot D + d^2) \cdot \delta_{RW} \quad (3.1)$$

mit dem Wandlerdurchmesser D , dem Stößeldurchmesser d und der vom Wandler verursachten Auslenkungsamplitude am runden Fenster δ_{RW} . Geht

man davon aus, dass der Stößel einen halb so großen Durchmesser hat wie der gesamte Wandler ($d = D/2$) folgt unter Berücksichtigung der Wandlerstirnfläche A_{WD} :

$$V_{RW} = \frac{7}{12} \cdot \frac{\pi D^2}{4} \cdot \delta_{RW} = \frac{7}{12} \cdot A_{WD} \cdot \delta_{RW} = \frac{7}{12} \cdot A_{RW}^{(v)} \cdot \delta_{RW} \quad (3.2)$$

Die geometrischen Bedingungen des Modells sind in die Skizze eingetragen und zusammenfassend in Tabelle 3.1 zahlenmäßig hinterlegt.

Tabelle 3.1: Annahmen zur Geometrie im Mittelohr nach [Okuno u. Sando, 1988], [Aibara u. a., 2001], [Békésy, 1960]

Formelzeichen	Beschreibung	Wert
$A_{RW}^{(v)}$	vertikale Fläche Rundfenstermembran	1,28 mm ²
A_{ST}	Fläche der Steigbügelfußplatte	3,2 mm ²
$A_{WD} = A_{RW}^{(v)}$	Grundfläche des Schallwandler	1,28 mm ²
$D = 2 \sqrt{A_{RW}^{(v)} / \pi}$	Durchmesser Schallwandler	1,28 mm
$d = D/2$	Durchmesser Wandlerstößel	0,64 mm

Zusammenhang zwischen Auslenkungsamplitude der Steigbügelfußplatte und empfundener Lautstärke

Geht man von der Inkompressibilität der Gehörflüssigkeit aus, muss das vom Wandler verdrängte Volumen an anderer Stelle der Cochlea ausweichen (Hypothese der konstanten Volumenverdrängung, u.a. gezeigt durch [Stenfelt u. a., 2004]). Im betrachteten Modell findet dieser Ausgleich ausschließlich am ovalen Fenster, durch die kolbenförmige Bewegung der Steigbügelfußplatte, statt. Eventuelle Ausgleichsbewegung der horizontalen Teilmembran des

runden Fensters werden vernachlässigt. Die Plausibilität dieser Annahme ist in [Schraven u. a., 2011] beschrieben.

Die Schwingungsamplitude der kolbenförmigen Ausgleichsbewegung des Steigbügel bei der Anregung des runden Fensters kann als Maß für die Lautstärke des menschlichen Höreindrucks verwendet werden [Nakajima u. a., 2009]. Das bedeutet, dass eine bestimmte Schwingung der Steigbügel Fußplatte einem bestimmten Schalldruckpegel im Gehörgang zugeordnet werden kann, egal ob die Cochlea über Gehörknöchelchen und ovales Fenster „vorwärts“, oder über einen Schallwandler auf der Rundfenstermembran „rückwärts“ angeregt wird.

Dieses Wissen lässt sich für die Abschätzung der benötigten Auslenkung des Schallwandlers nutzen. Bei gesunden Menschen besteht ein linearer frequenzabhängiger Zusammenhang zwischen Schalldruck im Gehörgang und Geschwindigkeits- bzw. Auslenkungsamplitude der Steigbügel Fußplatte. In mehreren Studien wurden diese Übertragungseigenschaften des Mittelohrs vermessen.

[Kringelbott u. Gundersen, 1985] bestimmen experimentell die Übertragungsfunktion zwischen Schalldruck im Gehörgang und der Volumengeschwindigkeit am runden Fenster von insgesamt 68 präparierten humanen Felsenbeinen. Über die Fläche der Steigbügel Fußplatte von $A_{ST} = 3,2 \text{ mm}^2$ schließen die Autoren auf die Auslenkungsamplitude der Fußplatte. [Chien u. a., 2009] führen ihre Messungen an lebenden Patienten durch. Sie bestimmen bei insgesamt 14 Patienten die Übertragungsfunktion zwischen Schalldruck und Geschwindigkeitsamplitude der Fußplatte.

In der vorliegenden Arbeit bildet die Auslenkungsamplitude der Fußplatte die Bezugsgröße. In Abb. 3.4 sind die gemessenen Größen der beiden Studien in Auslenkungsamplituden umgerechnet und vergleichend dargestellt. Analog zur Definition der Lautstärke in $dB \text{ SPL}$ sind die Amplituden als rms-Werte aufgetragen. Darüber hinaus stellen die abgebildeten Übertragungsfunktionen die Steigbügelschwingung bei einem konkreten Schalldruckpegel im Gehörgang von 120 dB SPL oder 20 Pa dar. Um eine gute Lautstärkendynamik und gutes Sprachverstehen beim Patienten zu erzeugen, muss der implantierbare Schallwandler bei Rückwärtsanregung Schwingungsamplituden erzielen, die einer Vorwärtsanregung von 120 dB SPL entsprechen [Leysieffer u. a., 1997b].

Bei Betrachtung der Übertragungsfunktionen fällt auf, dass die Kurven zunächst flach verlaufen, bevor sie ihr Amplitudenmaximum bei Frequenzen zwischen 700 und 1000 Hz erreichen. In der Dekade zwischen einem und zehn Kilohertz verringern sich die Amplituden um ungefähr zwei Zehnerpotenzen, d.h. sie fallen um 40 dB ab. Die Studie an lebenden Patienten von [Chien u. a., 2009] kommt insgesamt zu höheren Schwingungsauslenkungen als [Kringelbotn u. Gundersen, 1985] mit einem Maximum von $\delta_{ST} = 0,6 \mu m_{rms}$ bei ca. 700 Hz. Die nachfolgenden Überlegungen gehen davon aus, dass die Ergebnisse von Chien realistischer sind, da sie auf Messungen bei lebenden Patienten beruhen.

Wie bereits erwähnt, sollte der Schallwandler mindestens so große Auslenkungsamplituden am Steigbügel erzeugen, die beim normalen Hören einem Schalldruckpegel von 120 dB SPL entsprechen und zwar über den gesamten Frequenzbereich. Der aus dieser Bedingung resultierende geforderte Frequenzverlauf der erzeugten Steigbügelschwingung ist zusätzlich zu den Messkurven in Abb. 3.4 eingezeichnet. Es wird bis zu einer Frequenz von $f = 1500 \text{ Hz}$ ein flacher Verlauf mit einer Auslenkungsamplitude von $\delta_{ST} = 0,6 \mu m_{rms}$ gefordert. Bei höheren Frequenzen darf die Amplitude mit -40 dB/Dekade abfallen.

Mit Erfüllung dieser Forderungen liegt die von einem derartigen Wandler verursachte Steigbügelschwingung oberhalb der von Chien und Kringelbotn vermessenen Kurven. Bei den Messwerten aller Studien handelt es sich um Mittelwerte aus unterschiedlichen Felsenbeinen bzw. Probanden. Daher können für einzelne Patienten höhere Anforderungen nicht ausgeschlossen werden. Allerdings dient der geforderte Frequenzverlauf zu diesem Zeitpunkt lediglich als erster Anhaltspunkt für die Auswahl eines geeigneten Wandlerprinzips in Kapitel 4. Die hier angenommenen Zusammenhänge sollten später in eigenen klinischen Studien mit prototypischen Schallwandlern verifiziert werden.

Verdrängungsverhältnis zwischen Wandler und Steigbügelußplatte

Bei der Umrechnung von geforderter Steigbügelschwingung in notwendige Wandlerauslenkung gilt das Prinzip der konstanten Volumenverdrängung, d.h. das bei der Steigbügelschwingung bewegte Volumen der Gehörflüssigkeit V_{ST} ist gleich dem am runden Fenster vom Wandler aktiv verdrängten Volumen

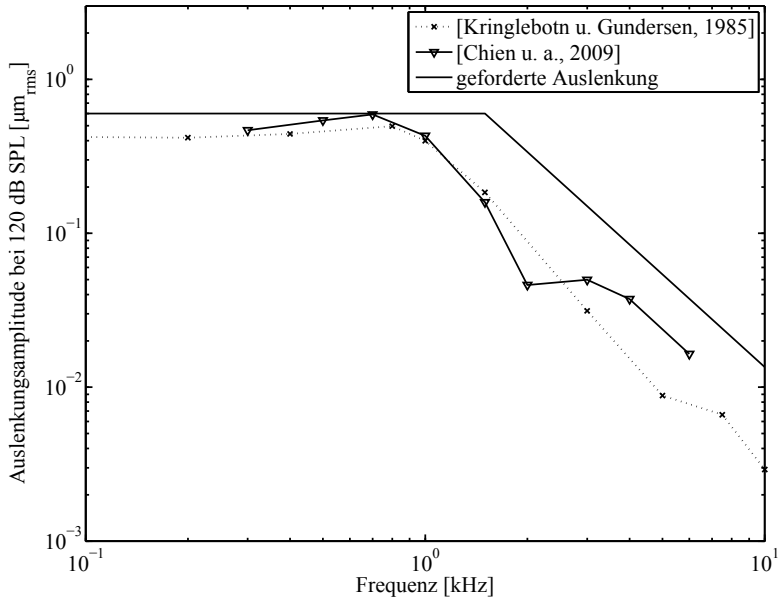


Abbildung 3.4: Auslenkungsamplitudenverlauf der Steigbügel Fußplatte über die Frequenz umgerechnet auf eine Anregung durch 120 dB SPL im Gehörgang nach den Studien von [Kringlebotn u. Gundersen, 1985] und [Chien u. a., 2009] sowie die daraus abgeleitete geforderte Auslenkung

V_{RW} . Das bewegte Volumen am Steigbügel errechnet sich aus der Auslenkung δ_{ST} multipliziert mit der Fläche der Fußplatte A_{ST} . Daraus folgt:

$$V_{RW} = V_{ST} = \delta_{ST} \cdot A_{ST} \quad (3.3)$$

Das vom Wandler verdrängte Kegelstumpfvolumen beträgt wie weiter oben berechnet $V_{RW} = 7/12 \cdot A_{RW}^{(v)} \cdot \delta_{RW}$. Daraus lässt sich das Amplitudenverhältnis zwischen Wandler und Steigbügel wie folgt bestimmen:

$$\frac{\delta_{RW}}{\delta_{ST}} = \frac{12}{7} \cdot \frac{A_{ST}}{A_{RW}^{(v)}} \approx 4,3 \quad (3.4)$$

Geforderter Auslenkungsamplitudenverlauf des Wandlers

Aus dem Verdrängungsverhältnis resultiert der geforderte Frequenzverlauf der Auslenkungsamplitude des Wandlerstößels analog zur geforderten Steigbügelauslenkung (Abb. 3.4), skaliert mit dem Faktor 4,3. Der Schallwandler muss in der Lage sein, bis zu einer Frequenz von 1,5 kHz kegelförmiges Volumen mit Auslenkungsamplitude von $\delta_{RW} = 2,6 \mu m_{rms}$ an der Rundfenstermembran zu erzeugen. Für höhere Frequenzen fallen die notwendigen Amplituden mit 40 dB/Dekade ab.

Eine weitere wichtige Anforderung an das Implantat besteht in einer möglichst großen spektralen Bandbreite des Systems. Um den genauen Frequenzbereich zu definieren, für den die eben berechneten Auslenkungen zur Verfügung gestellt werden müssen, gibt es mehrere Anhaltspunkte. Das Hauptaugenmerk bei der Hörgeräteversorgung liegt in der Rehabilitation des Sprachverstehens des Patienten. Der Hauptsprachbereich des Menschen liegt zwischen 300 Hz und 3 kHz [Hick u. Hick, 2009]. Diesen Bereich gilt es in jedem Fall abzudecken. Moderne konventionelle Hörgeräte erreichen Frequenzen bis zu 8 kHz [McDermott, 2010]. Leysieffer geht in seiner Anforderungsanalyse für das in Kapitel 2.3.1 vorgestellte TICA-Implantat soweit, erreichbare Frequenzen von bis zu 10 kHz zu fordern [Leysieffer u. a., 1997b].

Basierend auf diesen Anhaltspunkten wird für das Wandlerimplantat dieser Arbeit eine Bandbreite von 50 Hz bis 10 kHz gefordert. Für die Auslenkungsamplitude ergibt sich hieraus keine zusätzliche Anforderung, da der gerordnete

Verlauf aus Abb. 3.4 in diesem Frequenzbereich oberhalb der von [Chien u. a., 2009] gemessenen Steigbügelauslenkung bei normaler Anregung liegt.

3.3.2 Anforderungen an die Kraft des Schallwandlers

Die notwendige Auslenkung der Rundfenstermembran wurde im letzten Teilkapitel abgeschätzt. Nachfolgend wird die dafür notwendige Wandlerkraft ermittelt. Die Grundlage der Überlegungen bildet das weiter oben beschriebene Schwingungsmodell der Gehörschnecke mit dem Wandler platziert auf dem runden Fester (Abb. 3.3).

Modellierung von Schallwandler und Cochlea als Feder-Masse-Dämpfer-System

Bei Rückwärtsanregung stehen der Wandlerschwingung mehrere Schwingungswiderstände (Impedanzen) entgegen, die durch eine ausreichende Wandlerkraft zu überwinden sind. Diese Widerstände sind die massebehaftete Impedanz von Gehörflüssigkeit und Knöchelchen, die steifigkeitsdominierte Impedanz der Rundfenstermembran, der Aufhängungsbänder der Gehörknöchelchen, des Ringbandes um den Steigbügel und des Trommelfells sowie die reibungsdominierte Impedanz der Cochlea. In Abb. 3.5 sind die Impedanzbeiträge schematisch dargestellt.

Um zu einer ersten Abschätzung für die notwendige Klemmkraft des Wandlers (Kraft im unausgelenkten Zustand bei mechanischer Klemmung) zu gelangen, wird die Schwingungssituation im Mittel- und Innenohr bei mittleren Frequenzen von $1 - 5 \text{ kHz}$ betrachtet. In diesem Bereich ist das Schwingungsverhalten des Hörsystems weder masse- noch steifigkeitsdominiert; Reibungseffekte stellen den maßgeblichen Schwingungswiderstand dar. Steifigkeitsdominierte Widerstände treten bei niedrigeren Frequenzen in Erscheinung, massedominierte Impedanzen bei höheren [Merchant u. a., 1996; Zwislocki, 1962]. In einer ersten Näherung werden daher im mittleren Frequenzbereich die Impedanzbeiträge von Gehörknöchelchen, Trommelfell, ovalem Fenster und Rundfenstermembran vernachlässigt. Das schwingungsmechanische Modell vereinfacht sich und berücksichtigt lediglich Schwingungseinflüsse des Wandlers (schwingende Masse m_{WD} , Steifigkeit c_{WD} , Klemmkraft F_{WD}) kombiniert mit der reibungsbehafteten mechanischen Impedanz der Cochlea

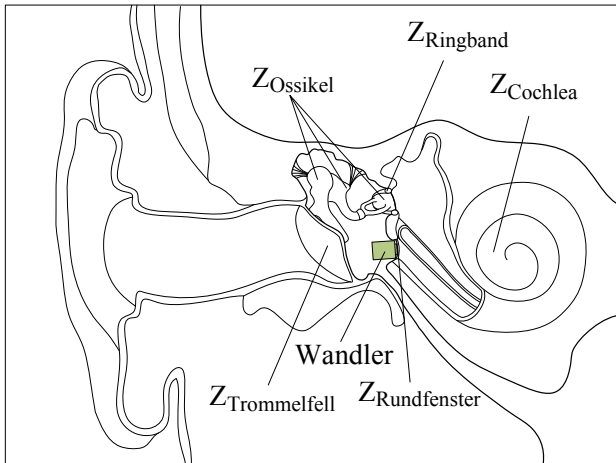


Abbildung 3.5: Schwingungswiderstände bzw. Impedanzen in Mittel- und Innenohr, die dem Wandler bei Rückwärtsanregung entgegenstehen

$Z_{C,mech}$, welche als geschwindigkeitsabhängiger Dämpfer modelliert wird. Es ergibt sich ein Feder-Masse-Dämpfer-System mit harmonischer Kraftanregung, das in Abb. 3.6 dargestellt ist.

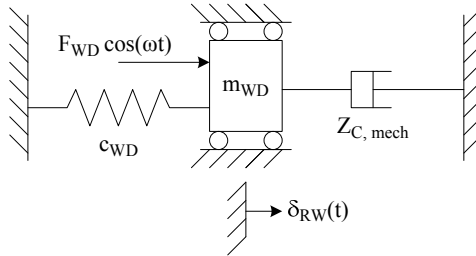


Abbildung 3.6: Schallwandler und Cochlea modelliert als Feder-Masse-Dämpfer-System mit Wandlerklemmkraft F_{WD} , -Steifigkeit c_{WD} und -Masse m_{WD} sowie der mechanischen Eingangsimpedanz der Cochlea $Z_{C,mech}$ und der Rundfensterauslenkung δ_{RW}

Mechanische Impedanz der Cochlea als Dämpfungsgröße

Die Schwingungseigenschaften des Wandlers hängen stark von Funktionsprinzip und Auslegung ab und werden in Kapitel 4 behandelt. Für die Schwingungseigenschaften der Cochlea gibt es Erkenntnisse aus der Literatur. Messergebnisse zur akustischen Impedanz sind im Rahmen von mindestens drei Felsenbeinstudien veröffentlicht [Nakajima u. a., 2009; Aibara u. a., 2001; Merchant u. a., 1996]. Alle Beiträge gehen von einer nahezu frequenzunabhängigen, reibungsdominierten Impedanz im Frequenzbereich von 0,1 – 5 kHz aus. Die gemessenen Impedanzwerte unterscheiden sich teilweise deutlich. In der neuesten Studie von Nakajima liegt die mittlere akustische Impedanz aus sechs vermessenen Felsenbeinen bei ungefähr $Z_{C,ak} = 30 \text{ G}\Omega = 30 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$. Merchant berichtet von 80 GΩ im Frequenzbereich bis 3 kHz, bei allerdings nur einem vermessenen Felsenbein. Die Studie von Aibara beruht auf elf vermessenen Proben und zeigt einen durchschnittlichen Wert von $Z_{C,ak} = 20 \text{ G}\Omega$.

Ziel der Anforderungsanalyse in diesem Abschnitt der Arbeit ist, einen ersten Anhaltspunkt für die notwendige Wandlerkraft zu erhalten. Daher wird das von Merchant vermessene Felsenbein als statistischer Ausreißer gewertet und für die folgende Abschätzung ein Wert von $Z_{C,ak} = 30 \text{ G}\Omega$ angesetzt. Die akustische Impedanz ist definiert als:

$$\underline{Z}_{ak} = \frac{p}{u} \quad (3.5)$$

mit der komplexen akustischen Impedanz Z_{ak} , dem komplexen Schalldruck p und der komplexen Volumengeschwindigkeit u . Grundsätzlich kann die akustische Impedanz neben Reibungs- auch Masse- sowie Steifigkeitsanteile aufweisen und ist deshalb eine komplexe Größe. Im betrachteten Fall reiner Reibungsanteile verschwindet die Phasenverschiebung und der Betrag der Cochleaimpedanz ergibt sich mit Schalldruck und Volumengeschwindigkeit des runden Fensters p_{RW} bzw. u_{RW} zu:

$$Z_{C,ak} = \frac{p_{RW}}{u_{RW}} \quad (3.6)$$

Um den Schwingungswiderstand der Cochlea als idealen Dämpfer zu modellieren, muss die akustische Impedanz in eine mechanische umgerechnet werden. Hierfür gilt die Gleichung:

$$Z_{C,mech} = Z_{C,ak} \cdot A_{eff}^2 \quad (3.7)$$

mit der effektiven Fläche A_{eff} des vom Wandler verdrängten Kegelvolumens am runden Fenster. Zur Bestimmung der effektiven Fläche wird das Kegelvolumen V_{RW} in ein Zylindervolumen mit der Höhe der geforderten Stößelauslenkung umgerechnet (siehe Gleichung 3.2):

$$V_{RW} = \frac{7}{12} A_{RW}^{(v)} \delta_{RW} = A_{eff} \delta_{RW} \quad (3.8)$$

Daraus folgt:

$$A_{eff} = \frac{7}{12} \cdot A_{RW}^{(v)} \quad (3.9)$$

und schließlich für die mechanische Impedanz mit eingesetzten Zahlenwerten:

$$Z_{C,mech} = Z_{C,ak} \cdot A_{eff}^2 = 30 \text{ G}\Omega \cdot \left(\frac{7}{12} \cdot 1,28 \text{ mm}^2 \right)^2 = 16,73 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Ns}}{\text{m}} \quad (3.10)$$

Mit diesem Zahlenwert für die mechanische Impedanz der Cochlea ist die Komponente des Feder-Masse-Dämpfer-Modells aus Abb. 3.6 bestimmt, die unabhängig von Funktionsprinzip und Auslenkung des Wandlers ist. Die Erarbeitung der Wandlerkenngrößen folgt in den nächsten Abschnitten.

Abschätzung von geforderter Wandlerkraft und Energiedichte

Das Schwingungsverhalten des erarbeiteten Feder-Masse-Dämpfer-Systems (Abb. 3.6) stellt ein Standardproblem der Mess- und Regelungstechnik sowie der Maschinendynamik dar und ist unter anderem in [Hollburg, 2007] beschrieben. Dort findet sich auch die formelmäßige Beschreibung des Frequenzgangs für die Auslenkungsamplitude des Wandlers. Sie lautet:

$$\delta_{RW}(\omega) = \frac{F_{WD}}{c_{WD}} \frac{1}{\sqrt{\left(1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2\right)^2 + 4D^2 \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}} \quad (3.11)$$

mit der Rundfensterauslenkung δ_{RW} , der Kreisfrequenz ω , der Eigenkreisfrequenz ω_0 sowie dem Dämpfungsgrad D . Resonanzfrequenz und Eigenkreisfrequenz des Systems (f_0 bzw. ω_0) hängen von Steifigkeit und Masse des Wandlers wie folgt ab:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \omega_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{c_{WD}}{m_{WD}}} \quad (3.12)$$

Der dimensionslose Dämpfungsgrad berechnet sich aus Resonanzkreisfrequenz ω_0 , Dämpfungskoeffizient bzw. mechanischer Impedanz $Z_{C,mech}$ und der Wandlermasse m_{WD} :

$$D = \frac{Z_{C,mech}}{2 m_{WD} \omega_0} \quad (3.13)$$

In Abb. 3.7 ist der Frequenzgang der Auslenkungsamplitude des Systems aus Formel 3.11 für unterschiedliche Dämpfungsgrade schematisch dargestellt. Unterhalb der Resonanzfrequenz des Systems stellt sich ein horizontaler Verlauf der Auslenkung ein, dessen Niveau von Wandlerkraft und -steifigkeit abhängt. Je nach Dämpfungsgrad ergibt sich bei der Eigenfrequenz eine Resonanzüberhöhung der Auslenkungsamplitude, die bei nicht vorhandener Dämpfung ($D = 0$) ins Unendliche steigt. Im Frequenzbereich oberhalb der Resonanz fallen die Auslenkungen mit 40 dB/Dekade ab.

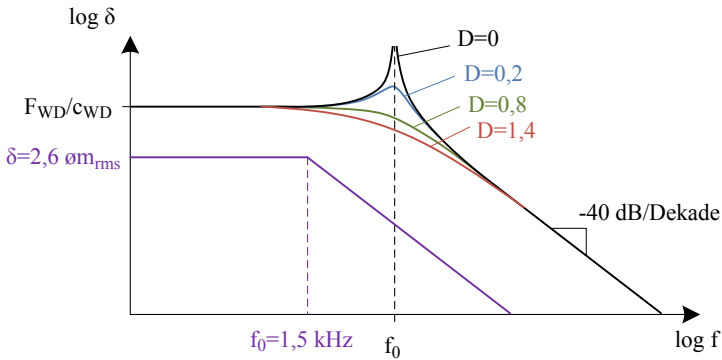


Abbildung 3.7: Frequenzgang der Auslenkungsamplitude des harmonisch angeregten Feder-Masse-Dämpfer-Systems bei unterschiedlichen Dämpfungsgraden; geforderter Frequenzgang der vom Wandler erzeugten Rundfensterschwingung

Für die Auslegung des Wandlers ergeben sich aus Abb. 3.7 mehrere Erkenntnisse. Die Kombination aus Wandlerklemmkraft und -steifigkeit muss

so gewählt sein, dass die Rundfensterauslenkung im niedrigen Frequenzbereich (quasistatische Auslenkung) oberhalb der geforderten Auslenkung von $\delta_{RW} = 2,6 \mu m_{rms} = 3,6 \mu m_p$ liegt, die in der Abbildung skizziert ist.

Die Resonanzfrequenz des Wandlers, abhängig von Steifigkeit und Masse, sollte bei über $1,5 kHz$ liegen. Hohe Steifigkeiten tragen zu einer hohen Resonanzfrequenz bei, allerdings gehen sie mit der Forderung nach einer hohen Aktorkraft einher, da ansonsten die quasistatische Auslenkung sinkt. Weiterhin ist eine möglichst geringe schwingende Masse vorteilhaft für die Resonanzfrequenz, wirkt sich aber negativ auf den Dämpfungsgrad aus.

Aus den Bedingungen zur Resonanz und der quasistatischen Auslenkung lässt sich eine erste Abschätzung für die minimal zu erreichende Klemmkraft des Wandlers ableiten. Allerdings ist dafür eine Abschätzung der bewegten Masse des Wandlerstößels m_{WD} notwendig (vgl. Abb. 3.3). Damit die Auslenkungsamplitude bei Resonanzanregung nicht unter die quasistatische Auslenkung abfällt, ist ein maximaler Dämpfungsgrad von $D_{max} = 0,5$ zulässig. Im Falle einer Resonanzfrequenz des Systems von $f_0 = 1,5 kHz$ folgt aus Gl. 3.13 die minimale schwingende Masse des Wandlers:

$$m_{WD} = \frac{Z_{C,mech}}{2 D_{max} 2\pi f_0} \geq 1,8 \mu g \quad (3.14)$$

Mit der Masse und der Kombination der Gleichungen für Resonanz (Gl. 3.12) und quasistatische Auslenkung (Gl. 3.16) folgt für die minimale Wandlerkraft:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{c}{m}} \geq 1500 Hz \quad (3.15)$$

$$\delta_{RW} = \frac{F_{WD}}{c} \geq 3,6 \mu m_p \quad (3.16)$$

$$\Rightarrow F_{WD} = 4\pi^2 f_0^2 m \delta_{RW} \geq 581 \mu N \quad (3.17)$$

$$\Rightarrow c_{WD} = \frac{F}{\delta_{RW}} \geq 160 \frac{N}{m} \quad (3.18)$$

Die untere Abschätzung der Wandlerkraft von $F_{WD} \geq 581 \mu N$ dient als erster Anhaltspunkt für die Wahl eines Wandlerprinzips im nächsten Kapitel.

Minimale Wandlerenergie E_{WD} und Energiedichte $\rho_{E,WD}$ sind weitere Größen, die sich aus der Steifigkeit, der quasistatischen Auslenkung und dem maximalen Bauraum des Wandlers von $D = 1,2 \text{ mm} \times l = 2 \text{ mm}$ ableiten lassen. Dabei wird die in der Steifigkeit des Wandlers gespeicherte potentielle Energie bei maximaler Auslenkung und im statischen Zustand als Maß für die Aktorenergie berücksichtigt. Damit ergibt sich:

$$E_{WD} = \frac{1}{2} c_{WD} \delta_{WD}^2 \geq 1,06 \text{ nJ} \quad (3.19)$$

$$\rho_{E,WD} = \frac{E_{WD}}{\pi \cdot D^2/4 \cdot l} \geq 467 \frac{\text{mJ}}{\text{m}^3} \quad (3.20)$$

3.4 Biokompatibilität, Biostabilität und elektrische Betriebsbedingungen

Neben den audiologischen Anforderungen bestehen für ein Schallwandlerimplantat strenge Anforderungen an seine Biokompatibilität und Langzeitstabilität. Die elektrischen Betriebsbedingungen ergeben sich aus dem Konzept der drahtlosen Signal- und Energieeinkopplung mittels optischer Strecke, das die für den Wandler verfügbare elektrische Leistung limitiert.

Biokompatibilität

Um Entzündungen und Abstoßungsreaktion des Körpers gegenüber dem Implantat zu vermeiden, ist seine Kapselung mit medizinisch zugelassenen biokompatiblen Werkstoffen unerlässlich. Grundsätzlich unterscheidet man zwischen einer hermetischen Verkapselung aus anorganischen Materialien wie Metall, Keramik oder Glas und nicht hermetischen Kapselungen aus Kunststoff [Lechleitner u. a., 2003]. Hermetische Kapselungen lassen keinen Materialaustausch über Diffusion zu, sind jedoch mechanisch steif und daher für schwingende Elemente des Implantats nur bedingt geeignet. Nicht-hermetische Kapselungen sind flexibel aber nicht absolut diffusionsfrei. Im folgenden Abschnitt zur Biostabilität wird auf diesen Punkt nochmals separat eingegangen.

Im Bereich der Mittelohrchirurgie und der Hörgeräteimplantate gibt es eine Vielzahl an hermetischen und nichthermetischen Kapselungsmaterialien, die medizinisch zugelassen sind und häufig eingesetzt werden. Folgende Auflistung fasst die wichtigsten Biomaterialien für das Mittelohr aus zwei wissenschaftlichen Veröffentlichungen zusammen und verschafft so einen ersten Überblick [Neumann u. Jahnke, 2003; Dormer u. Gan, 2001]:

- Metalle (hermetisch):
 - Titan und Titanlegierungen
 - Edelstahl
- Keramiken (hermetisch):
 - Aluminiumoxid (Al_2O_3)
 - Hydroxiapatit
- Kunststoffe (nichthermetisch):
 - Silikonelastomere
 - Polyurethane
 - Polytetrafluorethylen (PTFE bzw. Teflon)
 - Polyethylen hoher Dichte (HDPE)
 - Polyamide
 - Poly-p-xylene (Parylene)

Der in dieser Arbeit untersuchte Schallwandler muss mit Materialien dieser Liste verkapselt sein, um als Implantat biokompatibel zu sein und keine Abstoßungsreaktionen des Körpers hervorzurufen.

Biostabilität und elektrische Betriebsbedingungen

Medizinische Implantate müssen nach der Implantation für einen sehr langen Zeitraum zuverlässig im Körper funktionieren. Man spricht in diesem Zusammenhang von der Langzeitstabilität bzw. Langzeitbiostabilität. Angestrebt ist eine Verweilzeit im Körper von mindestens 15 Jahren [Leysieffer, 1997]. Entscheidend für die Langzeitstabilität ist der Schutz des Implantats

3.4 Biokompatibilität, Biostabilität und elektrische Betriebsbedingungen

vor Korrosion, ausgelöst durch aggressive Körpermedien oder Entzündungen im Mittelohr. Eine hermetische Kapselung des Implantats schützt zwar zuverlässig vor Korrosion, kann jedoch an vibrierenden oder flexiblen Teilen des Implantats nicht realisiert werden. Dies ist vor allem beim Schallwandler und dem flexiblen Verbindungskabel zwischen Schallwandler und Photodiode der Fall. Diese Komponenten müssen daher flexibel mit Kunststoff verkapselt werden.

Daraus ergeben sich allerdings zusätzliche Anforderungen an das Implantat. Aufgrund der Gasdurchlässigkeit der Kunststoffe kann Wasserdampf bis zu den spannungsführenden Schichten vordringen und zu Korrosion durch Wasserelektrolyse führen.

Der Versagensmechanismus der Wasserelektrolyse läuft wie folgt ab. Aufgrund des Wasserdampfes zwischen spannungsführenden Leiterbahnen baut sich ein elektrolytisches System mit den beiden Leiterbahnen als Anode bzw. Kathode und dem Wasserdampf als Elektrolyt auf. Beim Überschreiten der Zersetzungsspannung von Wasser entsteht an den beiden Polen Wasserstoff und Sauerstoff in Form von Gasbläschen. Diese Gasbläschen führen über einen längeren Zeitraum zu einer Delaminierung zwischen Leiterbahn und Kunststoffbeschichtung und folglich zur Zerstörung der Kapselung und einem Versagen des Implantats. Um diesem Versagensmechanismus vorzubeugen, muss die Spannung zwischen den Leiterbahnen bei Betrieb des Implantats unterhalb der Zersetzungsspannung von Wasser liegen. Theoretisch liegt diese bei $U_{th} = 1,23 \text{ V}$, aufgrund so genannter Überspannungen in der Praxis jedoch höher [Schmidt, 2003].

Für den Betrieb des Implantats gilt aufgrund der beschriebenen Korrosion durch Elektrolyse eine Beschränkung der elektrischen Anregungsspannung von $U_{el,max} = 1,3 V_p$. Dieser Wert liegt etwas oberhalb der theoretischen Zersetzungsspannung von Wasser. Aufgrund der genannten Überspannungen und der Tatsache, dass beim Betrieb des Implantats kaum Gleich- sondern vielmehr Wechselspannungen übertragen werden, scheint die Annahme ausreichend sicher.

Neben der Begrenzung der Betriebsspannung legt die verfügbare elektrische Leistung die Betriebsbedingungen des Schallwandlers fest. Aufgrund der optischen Einkopplung von Energie- und Signal ins Mittelohr ist mit einer maximal verfügbaren Leistung von $P_{el,max} = 1 \text{ mW}$ zu rechnen [Dalhoff, 2010].

Eine höherer Leistungsbedarf würde zu einer verkürzten Lebensdauer der Batterie im Gehäuse hinter der Ohrmuschel und eventuell zu einer Aufheizung des Trommelfells aufgrund der hohen Lichtleistung der Diode führen.

3.5 Zusammenfassung der Anforderungen

Die elektrischen Betriebsbedingungen des letzten Abschnitts komplettieren die wichtigsten Anforderungen an den Schallwandler des Rundfensterimplantats. Zur besseren Übersichtlichkeit sind alle Randbedingungen hier nochmals aufgelistet. Im folgenden Kapitel werden diese Anforderungen unterschiedlichen physikalischen Wandlerprinzipien sowie konkreten Wandlerausführungen aus dem Stand der Technik gegenübergestellt.

1. Bauraum
 - Zylindrische Geometrie mit $V_{WD} < \varnothing 1,2 \cdot 2 \text{ mm}^3$
2. Audiologische Anforderungen an den idealen Schallwandler
 - Auslenkungsamplitude unter Last: $\delta_{RW} > 2,6 \mu\text{m}_{rms}$ bzw. $3,6 \mu\text{m}_p$
 - Statische Wandlerkraft: $F_{WD} > 581 \mu\text{N}$
 - Energiedichte: $\rho_{E,WD} > 467 \text{ mJ} \cdot \text{m}^{-3}$
 - Resonanzfrequenz: $f_0 > 1,5 \text{ kHz}$
3. Forderungen nach Biokompatibilität und -Stabilität
 - Kapselung mit biokompatiblen Werkstoffen
 - Kleine Spannungen zur Vermeidung von Wasserelektrolyse
4. Elektrische Betriebsbedingungen
 - Spannung: $U_{el} < 1,3 \text{ V}_p$
 - Leistung: $P_{el} < 1 \text{ mW}$

4 Wandlerprinzipien und -konfigurationen zur Erzeugung von Vibrationen im hörbaren Frequenzbereich

Im vorangehenden Kapitel sind die Anforderungen an den Schallwandler des Rundfensterimplantats definiert. Dies ist die Voraussetzung für die Auswahl eines geeigneten Wandlerprinzips, die in diesem Kapitel erfolgt. Ausgehend von einem Überblick über Prinzipien, die für die Implantatabmessungen in Frage kommen, erfolgt eine intensive Untersuchung und rechnerische Vorauslegung von magnetischen und piezoelektrischen Aktoren. Die Bewertung der Aktovarianten und die Formulierung der These der vorliegenden Arbeit schließen das Kapitel ab.

4.1 Mikro- und feinwerktechnische Wandlerprinzipien

In den mikro- bzw. feinwerktechnischen Abmessungen des Implantats gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher physikalischer Wandlerprinzipien für die Umsetzung von elektrischer Energie in mechanische Bewegung. Die in Tabelle 4.1 zusammengestellte Liste fasst die wichtigsten Varianten aus vier Literaturstellen zusammen und gliedert sie nach ihrem physikalischen Prinzip ([Ballas u. a., 2009], [Wilson u. a., 2007], [Kohl, 2004], [Janocha, 2010]).

Während einige dieser Aktovarianten weitgehend erforscht sind und ihre technische Umsetzung erwiesen ist, befinden sich andere Prinzipien noch in einem frühen Entwicklungsstadium. Über den technologischen Reifegrad hinaus zeigen die Prinzipien unterschiedliche Eigenschaften, die sie für den implantierbaren Akto unterschiedlich gut eignen.

Von den magnetischen Prinzipien sind das elektromagnetische, das elektrodynamische und das Reluktanzprinzip technisch etabliert und kommen für das Implantat in Frage. Eine eingehendere Untersuchung erfolgt im nächsten Kapitel.

Tabelle 4.1: Mikrotechnische Aktorprinzipien

Magnetisches Prinzip:

Magnetostriktiver Aktor
Magnetischer Formgedächtnisaktor
Reluktanzaktor
Elektromagnetischer Aktor
Elektrodynamischer Aktor

Elektrisches Prinzip:

Elektrostatistischer Aktor
Aktor mit elektroaktiven Polymeren (EAP)
Piezoelektrischer Aktor

Thermisches Prinzip:

Thermischer Formgedächtnisaktor
Bimetallaktor

Der Effekt der Magnetostraktion wird im Vergleich derzeit eher grundlegend erforscht. Magnetostruktive Materialien ändern ihre geometrische Form, wenn sie einem sich ändernden Magnetfeld ausgesetzt sind. Dabei können Dehnungen von $2000 \mu\text{m} \cdot \text{m}^{-1}$ erreicht werden [Janocha, 2010]. Magnetostraktion lässt sich für den Bau unterschiedlicher Aktoren nutzen. Zylinderförmige Aktorelemente können sich in Richtung ihrer Längsachse ausdehnen und verkürzen. Biegewandler bestehend aus einer passiven Trägerschicht und einer aktiven magnetostruktiven Schicht. Die Formänderung in der aktiven Schicht führt zu einer Biegebewegung der Schichtstruktur [Quandt u. Ludwig, 2000]. Für beide Fälle gilt, dass wenn man die für das Implantat notwendigen Auslenkungen erreichen will, hohe magnetische Feldstärken von bis zu $200 \text{kA} \cdot \text{m}^{-1}$ notwendig sind [Janocha, 2010]. Diese Felder müssen im Mittelohr mit einer Spule erzeugt werden, was bei einer zur Verfügung stehenden elektrischen Leistung für das Implantat von einem Milliwatt nicht realistisch erscheint. Daher sind magnetostruktive Aktoren trotz ihrer hohen Energiedichte und guter dynamischer Eigenschaften für das Rundfensterimplantat ungeeignet.

Magnetische Formgedächtnislegierungen (magnetic shape memory, MSM) zeigen eine noch ausgeprägtere Formänderung bei sich änderndem Magnetfeld. Die erreichbaren Dehnungen liegen bei bis zu 10% bei Schaltfrequenzen von bis zu 5kHz [Suorsa u. a., 2004]. Der Effekt der Formänderung beruht auf einer Umorientierung der Kristallstruktur im Material, ausgelöst durch ein Magnetfeld. Diese Umorientierung erzeugt innere Reibung im MSM-Element und führt vor allem bei höheren Frequenzen zu einer starken Erwärmung des Aktors. Darüber hinaus handelt es sich beim magnetischen Formgedächtniseffekt um einen nicht reversiblen Prozess, d.h. bei abwesendem Magnetfeld kehrt der Aktor nicht wieder in seinen Ursprungszustand zurück. Deshalb müssen MSM-Elemente im aktorischen Betrieb gegen eine Feder arbeiten. Kommerzielle MSM-Aktoren haben daher heute noch Abmessungen im Bereich weniger Zentimeter [Tellinen u. a., 2002]. Allerdings ist die Herstellung von MSM-Dünnschichten für die Fertigung von Mikroaktoren Gegenstand aktueller Forschung [Bernard u. a., 2009]. Eine kommerzielle Umsetzung von MSM-Mikroaktoren ist bisher nicht bekannt. Insgesamt sind magnetische Formgedächtnislegierungen für aktorische Anwendung eine sehr interessante Materialklasse, für eine Anwendung als implantierbarer Schallwandler sind jedoch noch zu viele technische Fragen ungelöst.

Thermische Aktoren gibt es in Form von Bimetall-Biegewandlern und thermischen Formgedächtniswandlern. Beide Bauformen beruhen auf der Formänderung von Werkstoffen bei sich ändernder Temperatur. Für dynamische Anwendungen stößt das thermische Aktorprinzip schnell an seine Grenzen. Zwar ist es möglich, die Aktorstruktur sehr schnell mit elektrischem Strom zu erhitzen, die langsame Abkühlung aufgrund begrenzter Wärmeabfuhr verhindert jedoch hohe Schaltfrequenzen. Zur Erzeugung von Schall sind thermische Aktoren ungeeignet.

Elektrische Aktoren erzielen ihre Auslenkung aufgrund eines sich ändernden elektrischen Felds. Die Stärke des Effekts hängt von der Feldstärke und damit stark von der Höhe der elektrischen Spannung ab. Elektrostatische Aktoren und Aktoren mit elektroaktiven Polymeren können daher mit der zur Verfügung stehenden Spannung von 1,3 V nicht genügend Energie für die Schallverstärkung erzeugen [Tabib-Azar, 1998], [Rosset u. a., 2008]. Für das piezoelektrische Prinzip gibt es die Möglichkeit, sehr dünne Piezoschichten von wenigen Mikrometern herzustellen [Muralt, 2000]. Da sich die elektrische Feldstärke aus dem Quotienten aus Spannung und Elektrodenabstand bestimmt, können für dünne Schichten auch bei kleiner Spannung ausreichend große Feldstärken realisiert werden. Darüber hinaus zeichnet sich das piezoelektrische Prinzip durch hohe Energiedichte und gute dynamische Eigenschaften aus [Kohl, 2004]. Daher ist es grundsätzlich für die Anwendung als Schallwandler geeignet.

Zusammenfassend haben sich von den magnetischen Prinzipien elektromagnetische, Reluktanz- sowie elektrodynamische Aktoren als potentiell geeignet herausgestellt. Vom elektrischen Prinzip bleiben piezoelektrische Aktoren. Unterschiedliche Bauformen der genannten Wandler werden in den folgenden Kapiteln betrachtet, rechnerische vorausgelegt und bewertet.

4.2 Magnetische Wandler

Die große Gruppe der magnetischen Wandler basiert auf unterschiedlichen Aktorprinzipien, die in Abb. 4.1 dargestellt sind. Namentlich sind dies das elektrodynamische, das Reluktanz-, und das elektromagnetische Prinzip [Kohl, 2004]. Magnetostriktiver Effekt und magnetischer Formgedächtniseffekt ge-

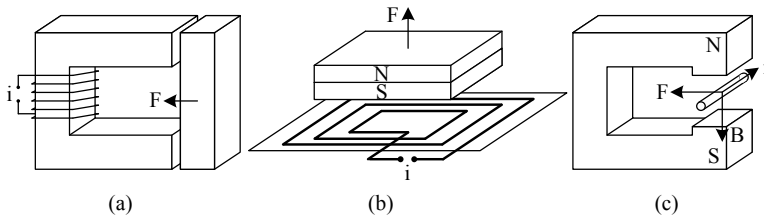


Abbildung 4.1: Magnetische Prinzipien elektromechanischer Wandler: (a) Reluktanzprinzip; (b) elektromagnetisches Prinzip; (c) elektrodynamisches Prinzip

hören ebenfalls zu dieser Gruppe, sind aber - wie weiter oben erwähnt - für den implantierbaren Schallwandler uninteressant.

In den folgenden Abschnitten erfolgt eine eingehende Betrachtung und Bewertung der drei magnetischen Prinzipien hinsichtlich ihrer Eignung für das Wandlerimplantat. Bei der Umsetzung von Aktorprinzipien spielt die Fertigungstechnologie eine entscheidende Rolle. Es wird deshalb bei der folgenden Betrachtung zwischen feinwerktechnischen und mikrotechnischen Fertigungsverfahren differenziert, deren typische Herstellprozesse und Strukturabmessungen in Tabelle 4.2 aufgelistet sind. Dabei lässt sich nicht jeder Herstellprozess auf jedes Aktorprinzip anwenden. Dieser Sachverhalt beeinflusst die Einzelaktoren maßgeblich und wird nachfolgend bei den jeweiligen Wirkprinzipien genau erläutert.

4.2.1 Reluktanzaktoren

Die Auslenkung von Reluktanzaktoren beruht auf der magnetischen Anziehungskraft eines beweglichen Ankers durch ein magnetisches Joch - in der Regel eine Spule mit Kern. Hintergrund ist die Energieminimierung durch Schließen des Luftspalts zwischen Anker und Joch. Reluktanzaktoren können feinwerk- und mikrotechnisch ausgeführt werden. Nachteil der feinwerktechnischen Umsetzung ist die eingeschränkte Aktordynamik, da mit dem

Tabelle 4.2: Herstellverfahren in der Aktorik [Ballas u. a., 2009]

	Typische Verfahren	Strukturgrößen
Feinwerktechnik:	Mikrofräsen/-Drehen, Erodiervverfahren, Laserschweißen/-schneiden, Spritzguss, Spulenwickeln	$> 100 \mu\text{m}$
Mikrotechnik:	Lithographie, Bedampf-/Sputterverfahren, Mikrogalvanik, (3D-) Ätzverfahren, Bondverfahren	$> 10 \mu\text{m}$

metallischen Anker eine relativ große Masse bewegt werden muss. So liegt die erste Resonanzfrequenz von feinwerktechnischen Reluktanzaktoren entsprechender Größe meist bei unter zwei Kilohertz.

Bei der mikrotechnischen Ausführung von Reluktanzaktoren sind Anker und Joch aufgrund der Strukturierungstechniken (Lithographie, Äzstechniken, Mikrogalvanik) flächig angeordnet. Ein Beispielaktor ist in Abb. 4.2 dargestellt. Die Schwingungsauslenkung findet ebenfalls in der Aktorebene auf einem Substrat statt. Dies macht eine Ankopplung auf der Membran des runden Fensters schwierig. Weiterhin wird auch beim mikrotechnischen Reluktanzaktor eine relativ große Masse bewegt, so dass die Aktordynamik eingeschränkt ist. Die Resonanzfrequenz des abgebildeten Wandlers liegt beispielsweise mit 113 Hz zu niedrig, um den für das Implantat geforderten Frequenzbereich abzudecken [Rogge u. a., 1996].

Folglich sind weder feinwerk- noch mikrotechnisch hergestellte Reluktanzaktoren besonders gut für das Rundfensterimplantat geeignet. Ausschlaggebend sind die eingeschränkte Dynamik beider Bauformen sowie die ungünstige flächige Anordnung mikrotechnischer Reluktanzaktoren.

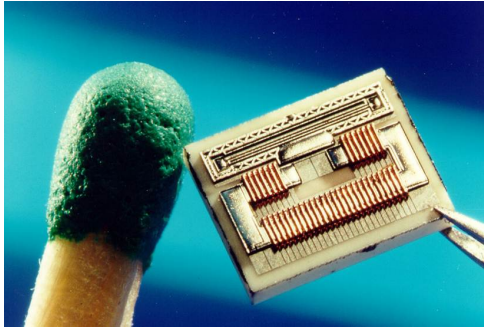


Abbildung 4.2: Mikrotechnisch hergestellter Reluktanzaktor [Rogge u. a., 1996], [Kohl, 2007]

4.2.2 Elektromagnetische Aktoren

Elektromagnetische Aktoren basieren auf der Anziehungskraft zweier magnetischer Feldquellen. In der hier relevanten mikrotechnischen Ausführung (oft als Magnetic Micro-Actuators and Systems bzw. MAGMAS bezeichnet [Cugat u. a., 2006]) sind dies in der Regel eine Flachspule und ein darüber angeordneter Permanentmagnet. Durch die wechselnde Bestromung der Flachspule wird die Anziehungskraft zwischen Spule und Magnet variiert und der Aktor zu Schwingungen angeregt.

[Sutanto u. a., 2005] und [Bintoro u. a., 2005] beschreiben in ihren Arbeiten einen elektromagnetischen Mikroaktor mit Abmessungen in der Größenordnung des Implantats (Durchmesser $1,6\text{ mm}$, Höhe $0,6\text{ mm}$). Dabei wird ein an Silizium-Mikrobalken aufgehängter Permanentmagnet durch den Einfluss einer darunter angeordneten Flachspule bewegt (siehe Abb. 4.3). Die Autoren berichten von erreichbaren statischen Aktorauslenkungen von $70\text{ }\mu\text{m}_p$ und Kräften von $1,5\text{ mN}$. Das entspricht einer verfügbaren mechanischen Energie von $E = 52,5\text{ nJ}$ und einer Energiedichte von $\rho_{E,WD} = 44\text{ J m}^{-3}$. Diese Werte erfüllen die Anforderungen an den Schallwandler. Allerdings liegt die dafür benötigte elektrische Leistung mit 630 mW weit oberhalb der zur Verfügung stehenden Leistung des Implantats von einem Milliwatt (siehe Kapitel 3.4).

4 Wandlerprinzipien und -konfigurationen

Die Stromstärke der Flachspule hängt linear von der elektrischen Leistung des Systems ab und bestimmt wiederum linear Aktorkraft und Aktorauslenkung, bei konstant angenommener Steifigkeit der Siliziumaufhängung.

Reduziert sich also die elektrische Leistung auf ein Milliwatt liefert der Aktor noch eine statische Auslenkung von $0,11 \mu\text{m}$ und eine Klemmkraft von $2,38 \mu\text{N}$ - für den Schallwandler des Implantats sind $3,6 \mu\text{m}_p$ bzw. $581 \mu\text{N}$ gefordert. Die skalierte Energiedichte des elektromagnetischen Aktors beträgt $\rho_{E,WD} = 3,65 \mu\text{J m}^{-3}$. Weiterhin weist der von Sutanto und Bintoro beschriebene Aktor eine Reaktionszeit von zwei Millisekunden auf. Ab Frequenzen von 500Hz ist folglich mit einer Reduzierung der Aktorauslenkung zu rechnen. Verantwortlich hierfür ist die relativ große bewegte Masse des Permanentmagneten.

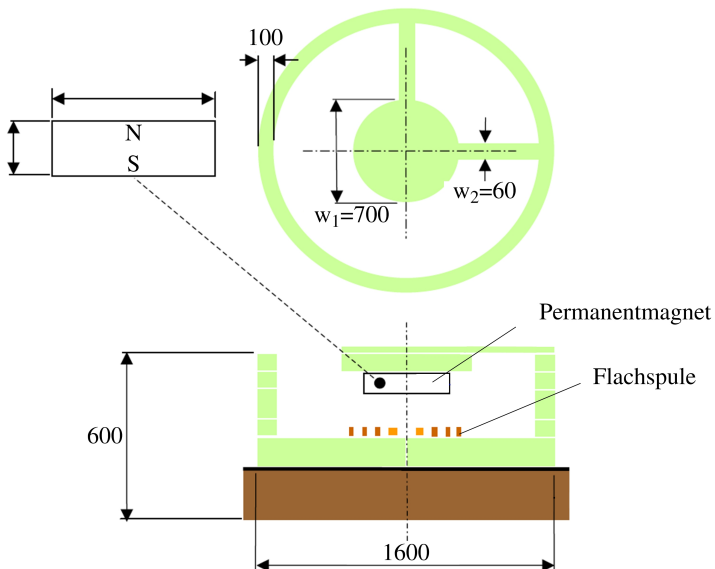


Abbildung 4.3: Schematische Darstellung des elektromagnetischen Aktors nach [Bintoro u. a., 2005]; Maßangaben in Mikrometer

Zusammenfassend lässt sich aufgrund der veröffentlichten Daten abschätzen, dass mikrotechnisch hergestellte elektromagnetische Aktoren nicht für einen implantierbaren Schallwandler geeignet sind. Ausschlaggebend ist die zu geringe verfügbare Aktorenergie.

4.2.3 Elektrodynamische Aktoren

Elektrodynamische Aktoren nutzen die Lorentz-Kraft auf einen stromdurchflossenen Leiter im Magnetfeld, um Bewegungen und Kräfte zu erzeugen. Der Tauchspulenaktor ist ein typisches Beispiel hierfür (siehe Abb. 4.4). Ein Permanentmagnet erzeugt mit Hilfe ferromagnetischer Polplatten ein radiales magnetisches Feld B_0 , in dem sich eine federnd gelagerte Spule befindet. Wird die Spule bestromt, wirkt auf jede Spulenwindung die Lorentz-Kraft F_L senkrecht zu den magnetischen Feldlinien, also in Richtung der Spulenachse. Dies führt letztlich zu einer Bewegung der Spule, die aktorisch genutzt werden kann.

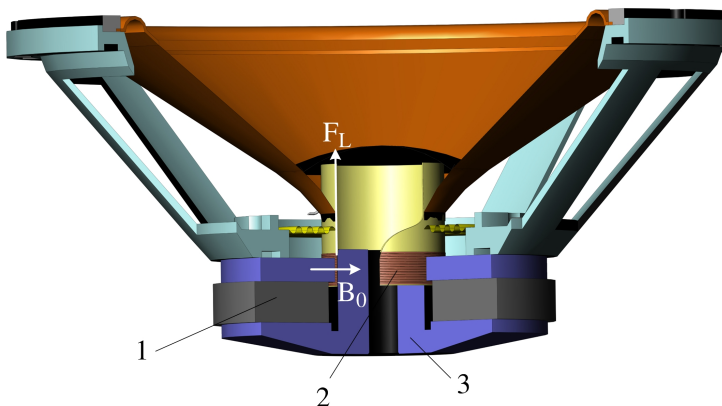


Abbildung 4.4: Modell eines Tauchspulenaktors in einem Lautsprecher mit Permanentmagnet (1), Spule (2) und Polplatten (3)

Bei Tauchspulenaktoren befindet sich mit der Spule und deren Aufhängung nur ein kleiner Anteil der Gesamtmasse des Aktors in Bewegung. Ein gutes dynamisches Verhalten des Aktors ist die Folge. Hauptanwendungsgebiete von Tauchspulenaktoren sind daher Systeme mit schnellen Bewegungen wie beispielsweise Lautsprecher oder Schwingtische.

Aufgrund der komplexen 3D-Geometrie der Spule werden Tauchspulenaktoren bisher nicht mikrotechnisch hergestellt. Für die möglichen Wandlerabmessungen im Mittelohr ist allerdings eine feinwerktechnische Realisierung einer Tauchspule denkbar. Aus diesem Grund erfolgt in den folgenden Abschnitten eine Vorauslegung für ein solches elektrodynamisches Wandlerimplantat.

Vorauslegung eines feinwerktechnischen Tauchspulenaktors

Die Auslegung des Tauchspulenaktors erfolgt anhand einer konkreten Aktorgeometrie, die an die Bedingungen des Rundfensterimplantats angepasst sind. So sind Größe sowie die zur Verfügung stehende elektrische Energie durch die Anforderungen definiert. Alle zur Berechnung der Aktorkenngrößen wichtigen geometrischen Größen sind Abb. 4.5 zu entnehmen. Aufgrund der feinwerktechnischen Ausführung der Tauchspule wird von Strukturstärken nicht kleiner als $0,1\text{ mm}$ ausgegangen. In Tabelle 4.3 sind neben den Geometrieparametern die sonstigen Berechnungsannahmen eingetragen. Ziel der Tauchspulenauslegung ist es, die für den implantierbaren Schallwandler wichtigsten Aktorkenngrößen zu ermitteln: Aktorkraft, Auslenkung, Energiedichte und die Resonanzfrequenz zur Abschätzung des dynamischen Verhaltens. Daraus lässt sich die grundsätzliche Eignung des Aktorprinzips für das Implantat abschätzen.

Die bei der Vorauslegung berücksichtigten Berechnungsformeln stammen aus einem Grundlagenwerk zu elektromechanischen Systemen der Mikrotechnik [Ballas u. a., 2009]. Nach Ballas ergibt sich die **maximale Aktorkraft** wie folgt:

$$F_{max} = B_{0,max} \cdot l_{Cu} \cdot i \quad (4.1)$$

mit der maximalen Feldstärke im Ringspalt $B_{0,max}$, der Länge des Kupferdrahts l_{Cu} und der Stromstärke i . Bei der so berechneten Maximalkraft handelt es sich um die statische Klemmkraft, d.h. der bewegliche Teil der Tauchspule

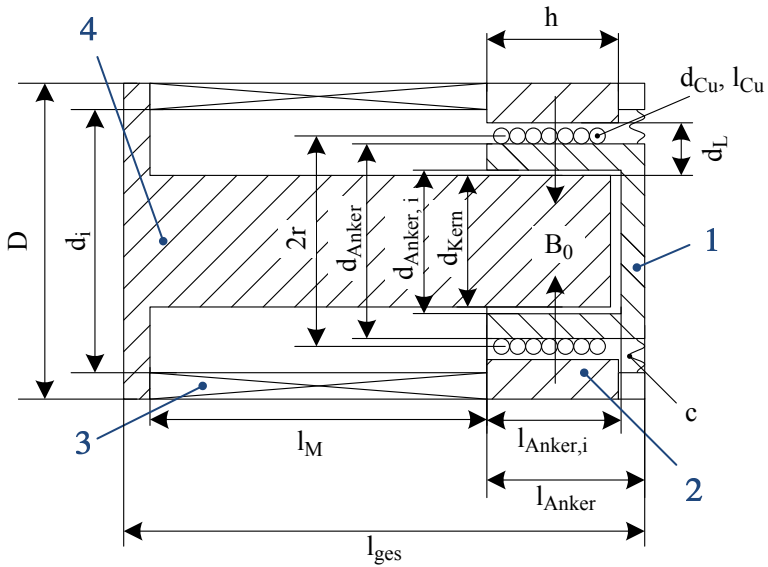


Abbildung 4.5: Geometrie eines Tauchspulenaktors zur Vorauslegung mit beweglichem Anker (1), äußerer Polplatte (2), Permanentmagnet (3) und Polkern (4)

Tabelle 4.3: Kenngrößen zur Auslegungsberechnung eines Tauchspulenaktors

Geometrische Parameter			
D	Durchmesser Gesamtkaktor	1200	μm
d_i	Innendurchmesser Permanentmagnet	1000	μm
d_{Anker}	Durchmesser Anker	740	μm
$d_{Anker,i}$	Durchmesser Ankerbohrung	520	μm
d_{Kern}	Durchmesser Polkern	500	μm
d_{Cu}	Durchmesser Spulendraht	60	μm
l_{Cu}	Länge Spulendraht	17,6	mm
d_L	Luftspalt Polplatte - Kern	200	μm
l_{Anker}	Länge Anker	600	μm
$l_{Anker,i}$	Tiefe Ankerbohrung	500	μm
l_{ges}	Länge Gesamtkaktor	2000	μm
l_M	Länge Permanentmagnet	1300	μm
r	Radius Tauchspule	400	μm
h	Länge Polplatte	500	μm
Materialparameter			
ρ_{Ti}	Dichte Titan	4500	$kg\ m^{-3}$
ρ_{Cu}	Dichte Kupfer	8920	$kg\ m^{-3}$
Magnetische Parameter			
$B_M \cdot H_M$	Energieprodukt Permanentmagnet	338	$kJ\ m^{-3}$
B_{max}	Sättigungsfeldstärke Polplatte	2,35	$Vs\ m^{-2}$
μ_0	Magnetische Feldkonstante	1,257	$\mu N\ A^{-2}$
Elektrische Parameter			
R_l	Widerstand Spulendraht	6,05	$\Omega\ m^{-1}$
P_{el}	Verfügbare el. Leistung	1	mW

ist im betrachteten Fall in Ruhe gehalten. Für die Lösung von Gleichung 4.1 ist zunächst die magnetische Feldstärke im Ringspalt der Tauchspule zu berechnen. Diese hängt außer vom Energieprodukt des Permanentmagneten auch von der Sättigungsfeldstärke in den Polen ab. Kobalt-Eisen-Legierungen erreichen hohe Sättigungsfeldstärken von bis zu $B_{max} = 2,35 \text{ Vs m}^{-2}$ [Vacuumschmelze GmbH, 2001]. Die höchste magnetische Feldstärke wird an der Stelle des engsten Querschnitts erreicht. Bei der betrachteten Geometrie ist dies der Querschnitt des Polkerns. Über die Flächenverhältnisse von Kern A_{Kern} und Luftspalt A_{Spalt} lässt sich nun die maximal mögliche Feldstärke im Spalt errechnen:

$$B_{0,max} = \frac{A_{Kern}}{A_{Spalt}} \cdot B_{max} = \frac{d_{Kern}^2 \pi}{8\pi r h} B_{max} = 367 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Vs}}{\text{m}^2} \quad (4.2)$$

Um diese Feldstärke zu erreichen, muss der Permanentmagnet ein ausreichend großes Energieprodukt aufweisen. Neodym-Eisen-Bor-Seltenerd-magnete erreichen sehr hohe Energieprodukte, die zwischen $B_M H_M = 200 \text{ kJ m}^{-3}$ und $B_M H_M = 400 \text{ kJ m}^{-3}$ liegen [Hitachi Metals, Ltd, 2008]. Für das in der Rechnung berücksichtigte Material NMX 44 liegt es bei $B_M H_M = 338 \text{ kJ m}^{-3}$. Für die Überprüfung der Leistungsfähigkeit des Magnets wird der Fall einer optimalen Tauchspulengeometrie betrachtet. Dabei tritt keine Sättigung im Kern auf. Für die kleinen Abmessungen des Implantats ist dieser Fall allerdings unrealistisch. Nach [Ballas u. a., 2009] ergibt sich die Feldstärke im Spalt für den idealen Fall zu:

$$B_0 = \sqrt{\frac{\mu_0 \cdot B_M H_M \cdot V_M}{2\pi r h d_L}} = 871 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Vs}}{\text{m}^2} \quad (4.3)$$

mit der magnetischen Feldkonstante μ_0 , dem Energieprodukt $B_M H_M$ und dem Magnetvolumen $V_M = 1/4 \cdot \pi (D^2 - d_f^2) \cdot l_M$. Der errechnete theoretische Wert liegt höher als der real mögliche, der durch die Sättigung im Polkern beschränkt ist. Folglich ist der betrachtete Permanentmagnet in der Lage, die aufgrund der Polkerengeometrie maximale Feldstärke $B_{0,max}$ zu erzeugen.

Es folgt die Berechnung der Länge des Kupferdrahts der Schwingspule. Geht man von einer einlagigen Spulenwicklung und einem Drahtdurchmesser

von $d_{Cu} = 0,06 \text{ mm}$ aus, können $N = 7$ Windungen gut auf dem beweglichen Anker platziert werden. Über den Spulenradius ergibt sich hieraus die Länge des Kupferdrahts:

$$l_{Cu} = 2\pi r N = 17,6 \text{ mm} \quad (4.4)$$

Die Stromstärke in der Tauchspule lässt sich über die zur Verfügung stehende elektrische Leistung $P_{el} = 1 \text{ mW}$ (siehe Kapitel 3.4) und den Widerstand des Kupferlackdrahts berechnen. Kupferlackdraht nach IEC 60317 [International Electrotechnical Commission, 2008] hat nach Herstellerangaben einen längennormierten Widerstand von $R_l = 6,05 \Omega \text{ m}^{-1}$ [Elektrisola, 2011]. Mit der Länge des Drahts l_{Cu} errechnet sich der Gesamtwiderstand zu $R = R_l \cdot l_{Cu} = 106 \text{ m}\Omega$. Daraus ergibt sich schließlich die Stromstärke:

$$i = \sqrt{\frac{P_{el}}{R}} = 97 \text{ mA} \quad (4.5)$$

Damit sind alle Faktoren von Gleichung 4.1 bekannt. Mit eingesetzten Zahlenwerten folgt für die Aktorkraft:

$$F_{max} = B_{0,max} \cdot l_{Cu} \cdot i = 626 \mu\text{N} \quad (4.6)$$

Bei der Kraftberechnung muss zusätzlich noch die auftretende Stromdichte in der Spule berücksichtigt werden. Zu hohe Stromdichten führen zu einer übermäßigen Erhitzung des Kupferdrahts und folglich zu dessen Zerstörung. Die maximal zulässige Stromdichte hängt vom Durchmesser des Leitungsquerschnitts ab. Für abnehmende Durchmesser nimmt die zulässige Stromdichte aufgrund besserer Wärmeableitung zu und liegt für einen Drahtdurchmesser von $d_{Cu} = 0,06 \text{ mm}$ bei ungefähr 150 A mm^{-2} [Cugat u. a., 2003]. Im betrachteten Fall tritt folgende, nach den Arbeiten von Cugat noch zulässige, Stromdichte J auf:

$$J = i \cdot A_{Cu}^{-1} = \frac{4 \cdot i}{\pi d_{Cu}^2} = 34,3 \frac{\text{A}}{\text{mm}^2} \quad (4.7)$$

Nach der Berechnung der Aktorkraft erfolgt die Überprüfung der geforderten **Auslenkung**. Ein großer konstruktiver Vorteil der Tauchspule ist der hohe erreichbare Stellweg, ermöglicht durch die achsparallele Bewegung der Spule im Ringspalt. Das Verbleiben der kompletten Spule im Volumen des Ringspalts begrenzt die Bewegung. Die geforderte Auslenkung des Implantats von $\delta_{RW} = 3,6 \mu m_p$ ist gegenüber der axialen Ausdehnung des Spalts von $h = 500 \mu m$ sehr klein und daher problemlos zu erreichen. Darüber hinaus begrenzt die Dimensionierung der Federmembran, an dem der schwingende Anker befestigt ist, die Aktorauslenkung. Für die Vorauslegung sei die Membran gerade so steif, dass die maximale Aktorkraft F_{max} zur geforderten Auslenkung δ_{RW} führt.

Aus Aktorkraft und -auslenkung lässt sich als weiterer Kennwert des elektrodynamischen Antriebs die **Energiedichte** der betrachteten Tauchspule im quasistatischen Zustand ($f \ll f_0$) errechnen. Als Energiemaß wird die in der Feder gespeicherte potentielle Energie bei Vollausslenkung herangezogen:

$$E = 1/2 c \delta^2 = 1/2 \delta F$$

mit dem Volumen der Tauchspule V_{TS} folgt die Energiedichte ρ_E :

$$\rho_E = \frac{F_{max} \delta}{2 V_{TS}} = \frac{2 \cdot F_{max} \delta}{D^2 \pi l_{ges}} = 504 \frac{mJ}{m^3} \quad (4.8)$$

Es folgt die Abschätzung des **dynamischen Verhaltens** der Tauchspule. Wie aus Abb. 4.4 ersichtlich bildet der bewegliche Teil der Tauchspule näherungsweise ein Feder-Masse-System. Die erste Resonanzfrequenz dieses Systems hängt von der Schwingmasse und der Federsteifigkeit ab. Für die folgende überschlägige Berechnung ist die Feder linear ausgelegt. Für ihre Steifigkeit gilt:

$$c = \frac{F_{max}}{\delta} = 172 \frac{N}{m} \quad (4.9)$$

Die schwingende Gesamtmasse setzt sich aus Kupferdraht und Schwingkörper zusammen. Geht man von der berechneten Drahtlänge dem Drahtdurchmesser von $d_{Cu} = 0,06 mm$ aus, ergibt sich mit der Dichte von Kupfer $\rho_{Cu} = 8920 kg m^{-3}$ die Masse des Kupferdrahts m_{Cu} :

$$m_{Cu} = \frac{1}{4} \cdot \pi d_{Cu}^2 \cdot l_{Cu} \cdot \rho_{Cu} = 444 \text{ ng} \quad (4.10)$$

Die Masse des schwingenden Ankers lässt sich aus seinem Volumen und der Materialdichte bestimmen. Titan ist als Implantatwerkstoff zugelassen und lässt sich mit Erodierverfahren auch in solch feinen Strukturen fertigen. Mit Titan als Ankerwerkstoff folgt:

$$m_{Anker} = V_{Anker} \cdot \rho_{Ti} = \frac{1}{4} \pi \left(d_{Anker}^2 \cdot l_{Anker} - d_{Anker,i}^2 \cdot l_{Anker,i} \right) \cdot \rho_{Ti} = 683 \text{ ng} \quad (4.11)$$

Aus Federsteifigkeit und Masse des schwingenden Systems ergibt sich die erste Resonanzfrequenz zu:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{c}{m_{Cu} + m_{Anker}}} = 1,97 \text{ kHz} \quad (4.12)$$

Alle wichtigen Kenndaten des Tauchspulenaktors liegen damit vor. Die konkret berechnete Tauchspule ist dabei noch nicht vollständig optimiert. Eine solche Optimierung lässt jedoch keine Abweichung der Aktorkenngrößen um Größenordnungen erwarten. Deshalb kann eine grundlegende Bewertung der Eigenschaften der Tauchspule basierend auf den Berechnungsdaten im folgenden Abschnitt erfolgen.

4.2.4 Diskussion

In Tabelle 4.4 sind nochmals die erreichbaren Kenngrößen der betrachteten magnetischen Aktorprinzipien den Anforderungen an das Implantat gegenübergestellt. Dabei wird erneut deutlich, dass Reluktanz- und elektromagnetisches Prinzip nicht für das Implantat geeignet sind. Im Fall des elektrodynamischen Tauchspulenansatzes sind gute Eigenschaften hinsichtlich Aktorkraft, Auslenkung und Resonanzfrequenz zu erkennen. Auch die Energiedichte liegt im geforderten Bereich, weshalb von den magnetischen Prinzipien die elektrodynamische Tauchspule am ehesten für das Implantat in Frage kommt.

Tabelle 4.4: Gegenüberstellung der Kenndaten magnetischer Aktoren und der audiologischen Anforderungen

Audiologische Anforderungen		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	3,6	μm_p
Klemmkraft:	581	μN
Energiedichte:	467	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	1,5	kHz
Reluktanzaktor, z.B. [Rogge u. a., 1996]		
Resonanzfrequenz:	200	kHz
Elektromagn. Aktor, z.B. [Bintoro u. a., 2005]		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	ca. 0,1	μm_p
Klemmkraft:	ca. 2,4	μN
Energiedichte:	ca. 4	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	ca. 0,5	kHz
Elektrodynamischer Aktor (Tauchspule)		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	3,6	μm_p
Klemmkraft:	626	μN
Energiedichte:	504	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	1,97	kHz

4.3 Piezoelektrische Wandler

Der piezoelektrische Effekt wurde wissenschaftlich fundiert erstmals von den Brüdern Jacques und Pierre Curie im Jahr 1880 beschrieben [Curie u. Curie, 1880]. Unter dem von den Curie-Brüdern beobachteten direkten Effekt versteht man die bei der mechanischen Verformung eines piezoelektrischen Materials entstehende elektrische Ladungstrennung. Die Entdeckung des inversen piezoelektrischen Effekts erfolgte wenige Jahre später. Bei der Untersuchung eines implantierbaren Schallwandlers im Rahmen der vorliegenden Arbeit ist dieser „aktorische“ Effekt relevant; er beschreibt die mechanische Verformung eines piezoelektrischen Körpers bei Änderung eines ihn durchsetzenden elektrischen Felds. Diese Verformung kann entweder direkt oder übersetzt zur Verrichtung von mechanischer Arbeit genutzt werden. Seit der Entdeckung des Piezoeffekts vor über hundert Jahren sind Piezoaktoren inzwischen in zahllosen technischen Anwendungen umgesetzt, wie beispielsweise in Einspritzdüsen im PKW, bei hoch genauen Positioniereinrichtungen für die Chipindustrie oder in medizinischen Ultraschallgeräten.

Die ersten piezoelektrischen Aktorsysteme basierten auf der Verwendung von kristallinem Quarz. Die Entdeckung der weit stärkeren Piezoelektrizität bei polykristallinen Keramiken wie Bariumtitanat [Hippel, 1950] oder Blei-Zirkonat-Titanat (PZT) [Jaffe, 1958] brachte einen deutlichen Fortschritt und führte zu immer neuen Anwendungen von Piezoaktoren [Taylor u. Gagnepain, 1992]. Noch heute ist PZT das am weitesten verbreitete Aktormaterial. Durch die neusten Entwicklungen von piezokeramischen Mischsystemen aus PZT, Blei-Magnesium-Niobat (PMN) und Blei-Zirkonat-Niobat (PZN) können die Materialeigenschaften der Keramiken sehr genau den Anforderungen der Aktoranwendung angepasst werden [Wang, 2004] [Chao u. a., 2008]. Parallel zur Entdeckung von Piezokeramiken rückten piezoelektrische Polymere wie Polyvinyliden Fluorid (PVDF) in den Fokus [Kawai, 1969]. Trotz des gegenüber PZT kleineren Effekts sind diese Materialien aufgrund der einfachen und günstigen Herstellung interessant und auch kommerziell verbreitet, beispielsweise in Ultraschallernzeugern und Hydrophonen [Fukada, 2000].

Der implantierbare Schallwandler dieser Arbeit kann als Mikro-Elektro-Mechanisches-System (MEMS) betrachtet werden. Bei piezoelektrischen MEMS werden heute aufgrund der relativ großen Piezoelektrizität und der

beherrschbaren Prozesse hauptsächlich PZT-Dünnschichten (Dicke: $1 - 2 \mu\text{m}$) eingesetzt [Muralt, 2008]. Die Eigenschaften dieser Schichten bilden daher die Grundlage für die Untersuchung des piezoelektrischen Prinzips in diesem Kapitel. Bisher unerwähnt blieb die Tatsache, dass piezoelektrische Keramiken wie PZT einen Polungsprozess durchlaufen, um ihre piezoelektrischen Eigenschaften zu erlangen. Bei erhöhter Temperatur wird die Keramik hierfür einem starkem elektrischen Feld ausgesetzt, das die Ausrichtung der polaren Kristallstrukturen entlang der elektrischen Feldlinien erzwingt. Diese Polarisierung des Materials bleibt beim anschließenden Abkühlen erhalten und ist letztlich für die Piezoelektrizität verantwortlich. Die Richtung, in der das elektrische Polungsfeld anliegt und in der sich das Material ausrichtet, wird Polarisationsrichtung genannt.

4.3.1 Mathematische Beschreibung des Piezoeffekts

Zunächst ist für die weitere Betrachtung eine mathematische Beschreibung des elektromechanischen Verhaltens piezoelektrischer Keramiken wichtig. Die piezoelektrischen Grundgleichungen nach [IRE, 1949] bilden hierfür die Basis. In erster Näherung geben diese die linearen Zusammenhänge zwischen den elektrischen und mechanischen Eingangsgrößen in Matrixschreibweise an. Für die Beschreibung eines piezoelektrischen Aktors sind die folgenden Gleichungen maßgeblich:

$$S = s^E T + [d]^t E \quad [..]^t \rightarrow \text{transponierte Matrix} \quad (4.13)$$

$$T = c^E S - [e]^t E \quad (4.14)$$

$$D = dT + \varepsilon^T E \quad (4.15)$$

$$D = eS + \varepsilon^S E \quad (4.16)$$

wobei die Eingangsgrößen S für die relative elastische Dehnung, T für die mechanische Spannung, E für die elektrische Feldstärke und D für die dielektrische Verschiebung stehen. Gleichzeitig sind in den Grundgleichungen die piezoelektrischen Materialkonstanten definiert. Dies sind die Nachgiebigkeit bzw. Steifigkeit bei konstantem elektrischen Feld s^E bzw. c^E , die

4 Wandlerprinzipien und -konfigurationen

piezoelektrische Ladungs- und Kraftkonstante d und e sowie die Permittivität bei konstanter Dehnung ϵ^S bzw. bei konstanter mechanischer Spannung ϵ^T .

Die Matrixschreibweise der Grundgleichungen sei nochmals anhand des Spannungs-Dehnungs-Zusammenhangs (Gl. 4.13) erläutert. In Indexschreibweise lautet er:

$$S_i = s_{ij}^E T_j + [d]_{ki}^t E_k \quad i, j = 1, 2, \dots, 6 \quad k = 1, 2, 3 \quad (4.17)$$

Für die Indizes i und j sind die drei Raumrichtungen x, y, z und die drei Rotationen im Raum α, β und γ von eins bis sechs durchnummeriert; Index k gibt die Richtung des elektrischen Feldes an und berücksichtigt daher nur die Raumrichtungen x, y und z (siehe Abb. 4.6). Weiterhin ist in den genannten Standards festgelegt, dass das Material in 3-Richtung (entlang der z -Achse) polarisiert ist.

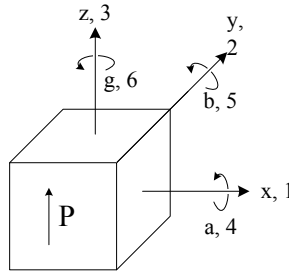


Abbildung 4.6: Richtungskonvention bei Piezokeramiken (Polarisationsrichtung P entlang der z -Achse)

Ausgeschrieben ergibt sich Gleichung 4.17 zu:

$$\begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{11}^E & s_{12}^E & s_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ s_{12}^E & s_{11}^E & s_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ s_{13}^E & s_{13}^E & s_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & s_{44}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & s_{66}^{E*} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{31} \\ 0 & 0 & d_{33} \\ 0 & d_{15} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix}$$

$${}^*s_{66}^E = 2(s_{11}^E - s_{12}^E)$$

Die Einträge der Matrizen sind bereits an die Symmetrieklasse von Piezokeramiken wie PZT nach [IRE, 1961] angepasst. D.h. für den Dehnungs-Spannungs-Zusammenhang ergeben sich die sieben unabhängigen Materialparameter s_{11}^E , s_{12}^E , s_{13}^E , s_{44}^E , d_{31} , d_{33} und d_{15} . Die Matrizen für die weiteren Materialparameter c^E (mechanische Steifigkeit) e (piezoelektrische Kraftkonstante) und ε^S bzw. ε^T (Permittivität) sehen für piezoelektrische Keramiken wie folgt aus:

$$c^E = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{12}^E & c_{11}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{13}^E & c_{13}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(c_{11}^E - c_{12}^E) \end{bmatrix}$$

$$[e]^T = \begin{bmatrix} 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & e_{15} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \varepsilon^{S,T} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{22} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33} \end{bmatrix}^{S,T}$$

4.3.2 Piezoelektrische Aktorkonfigurationen

Geht man von einem mechanisch unbelasteten Piezoaktor aus ($T = 0$) treten im Dehnungs-Spannungs-Zusammenhang (Gl. 4.13) die drei inversen piezoelektrischen Effekte auf, namentlich der Längs- oder Longitudinaleffekt, der Quer- oder Transversaleffekt und der Schereffekt. Liegt entlang der Polarisationsrichtung des Piezos ein elektrisches Feld an, dehnt sich das Material in dieser Richtung aus (Längseffekt); gleichzeitig verjüngt es sich quer zur Polarisation in 1- und 2-Richtung (Quereffekt). Verlaufen die elektrischen Feldlinien hingegen senkrecht zur Polarisation (also in 1- oder 2-Richtung) schert das Material um die 2- bzw. 1-Achse (also in 5- oder 4-Richtung). Die drei Effekte sind schematisch in Abb. 4.7 dargestellt.

Längs-, Quer- und Schereffekt lassen sich unterschiedlich für die Konstruktion von piezoelektrischen Aktoren nutzen. Die typischsten Grundbauformen piezoelektrischer Aktoren sind Einzelstellelemente, Multilayeraktoren, Röhrenaktoren, Scherwandler und Biegewandler [Heimann u. a., 2007] (Abb. 4.8). Teilweise sind diese Grundelemente mit mechanischen Übersetzungen versehen, um die Aktorauslenkung zu erhöhen [Janocha, 2010]. Darüber hinaus lassen sich Piezoelemente in geschickter Weise so kombinieren, dass sich ihre Einzelauslenkungen auf ein mechanisches Zwischenelement übertragen und

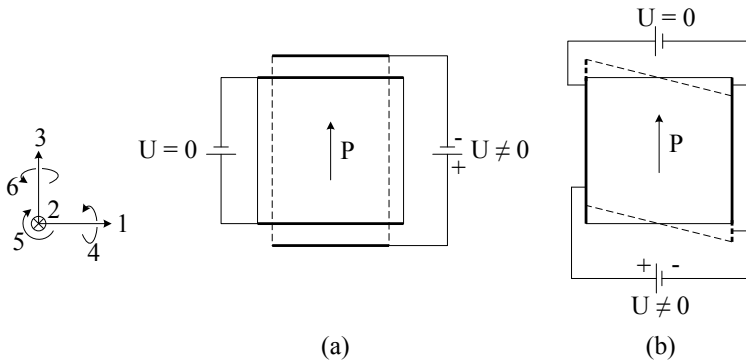


Abbildung 4.7: Längs- und Quereffekt (a) bzw. Schereffekt (b) piezoelektrischer Materialien

sich in dieser Weise zu einem großen Gesamtstellweg summieren. „Piezomotor“ oder „piezoelektrischer Motor“ hat sich als Bezeichnung für solche Systeme durchgesetzt. Eine ausführliche Zusammenstellung von Piezomotoren findet sich in [Janocha, 2010].

Für den untersuchten implantierbaren Schallwandler können aufgrund des begrenzten Bauraums keine mechanischen Übersetzungselemente eingesetzt werden; es kommen nur Grundbauformen piezoelektrischer Elemente in Frage. Weiterhin gilt es zu beachten, dass aufgrund der Spannungsbegrenzung auf 1,3V der Abstand zwischen den beiden Elektroden möglichst gering zu halten ist. Die Stärke des elektrischen Felds und damit die des Piezoeffekts bestimmt sich nämlich aus dem Quotienten aus Spannung und Abstand der Elektroden. Bei der Herstellung von MEMS sind Schichtdicken von $1 - 2 \mu\text{m}$ möglich. Röhrenaktoren lassen sich mit solch kleinen Wandstärken jedoch nur sehr schwer realisieren; Scheraktoren und Einzelstellelemente zeigen nur einen sehr kleinen Effekt. Folglich kommen für den implantierbaren Schallwandler nur Multilayer- und Biegeaktoren in Betracht.

Um beide Aktorkonfigurationen miteinander vergleichen zu können, findet im folgenden Abschnitt eine Vorauslegung eines Multilayer- und eines

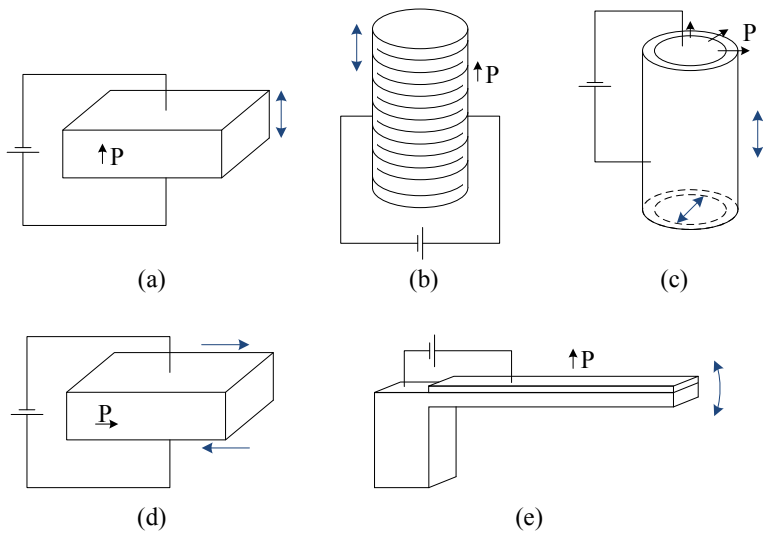


Abbildung 4.8: Bauformen piezoelektrischer Wandler: Einzelstapellement (a), Stapel- bzw. Multilayeraktor (b), Röhrenaktor (c), Scherwandler (d) und Biegewandler (e)

Biegeaktors zum Einsatz als implantierbarer Schallwandler statt. Den Berechnungen liegen die Materialparameter piezoelektrischer Dünnschichten der Arbeitsgruppe um Professor Muralt von der École Polytechnique Fédérale de Lausanne zu Grunde [Muralt, 2009].

4.3.3 Quantitative Beschreibung von Multilayer- und Biegeaktoren

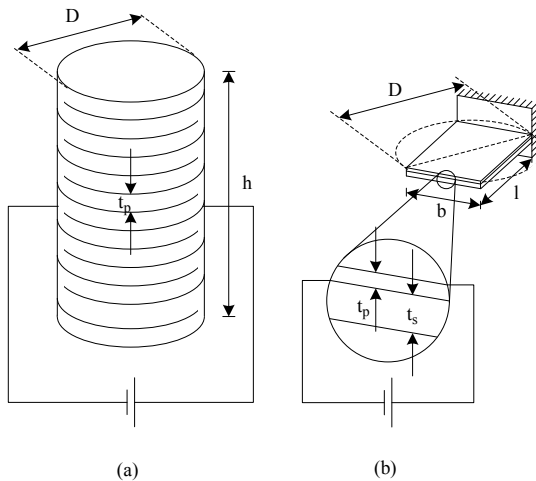


Abbildung 4.9: Schematische Darstellung der betrachteten Aktoren: (a) Multilayeraktor (nicht alle Elektroden dargestellt), (b) Biegeaktor

In Abb. 4.9 sind die zum Vergleich gewählten Aktorgeometrien dargestellt. Der betrachtete zylinderförmige Multilayeraktor hat einen Durchmesser von $D = 1,2 \text{ mm}$, besteht aus Piezoschichten der Dicke $t_p = 1 \mu\text{m}$ und weist eine Gesamthöhe von $h = 2 \text{ mm}$ auf. Die Dicke der zwischen den Piezoschichten liegenden Elektroden wird bei der Berechnung vernachlässigt. Aus Schicht-

dicke und Gesamthöhe des Aktors ergibt sich die Anzahl der Schichten zu $n = 2000$.

Der Biegeaktor wird vereinfacht mit quadratischer Grundfläche mit $l = b \leq (1/2 \cdot D^2)^{1/2}$ betrachtet. Mit angenommenen $l = b = 0,85 \text{ mm}$ liegt seine Abmessung innerhalb des am runden Fenster erlaubten Durchmessers von $D = 1,2 \text{ mm}$. Er besteht aus einer passiven Trägerschicht aus Silizium der Dicke $t_s = 3 \mu\text{m}$ und einer Piezoschicht der Dicke $t_p = 1 \mu\text{m}$.

Weitere bei der Rechnung berücksichtigte Materialparameter sind in Tabelle 4.5 aufgeführt. Neben Aktorauslenkung und -Kraft werden für die beiden Aktoren auch Energiedichte und Resonanzfrequenz berechnet und gegenübergestellt. Dabei liegt an den Aktoren jeweils eine elektrische Spannung von $U_{el} = 1,3 \text{ V}$ an.

Multilayeraktor

Die Auslenkung des unbelasteten Multilayeraktors ($T = 0$) ergibt sich nach Gl. 4.17 und mit am Ende eingesetzten Zahlenwerten zu:

$$\delta = n \cdot S_3 \cdot t_p = n \cdot d_{33} \cdot E_3 \cdot t_p = n \cdot d_{33} \cdot U_{el} = 0,7 \mu\text{m}. \quad (4.18)$$

Die vom betrachteten Aktor maximal aufbringbare Kraft bei Klemmung ($S = 0$) beträgt ebenfalls nach Gl. 4.17 und der Aktorfläche A_{ML} :

$$F = -T_3 \cdot A_{ML} = \frac{d_{33}}{s_{33}^E} \cdot \frac{U_{el}}{t_p} \frac{\pi D^2}{4} = 36,4 \text{ N} \quad (4.19)$$

Aus Klemmkraft, lastfreier Auslenkung und Volumen des Aktors lässt sich seine Energiedichte berechnen. Wie bereits bei den formulierten Anforderungen und den magnetischen Aktoren bildet die in der AktorstEIFigkeit bei maximaler Auslenkung und quasistatischem Verhalten ($f \ll f_0$) gespeicherte potentielle Energie das Maß der Aktorenergie:

$$\rho_E = \frac{F \cdot \delta}{2 \cdot A \cdot h} = 5440 \frac{\text{J}}{\text{m}^3} \quad (4.20)$$

Tabelle 4.5: Zusammenstellung der bei Vorauslegung der Aktoren relevanten Größen

Geometrische Parameter:			
h	Höhe des Piezoaktors	2	mm
D	Durchmesser Piezoaktor	1,2	mm
$l = b$	Länge bzw. Breite Piezobiegeaktor	0,85	mm
t_p	Piezoschichtdicke	1	μm
t_s	Substratschichtdicke	3	μm
Piezoelektrische Parameter:			
d_{33}	Piezoelektrische Ladungskonstante	260	$pm V^{-1}$
d_{31}	Piezoelektrische Ladungskonstante	-120	$pm V^{-1}$
s_{33}^E	Mechanische Nachgiebigkeit	10,5	$10^{-12} Pa^{-1}$
c_{11}^E	Mechanische Steifigkeit	77,6	GPa
Sonstige Materialparameter:			
E_s	E-Modul Substratschicht	130	GPa
ρ_p	Dichte Piezomaterial	7750	$kg m^{-3}$
ρ_s	Dichte Substratmaterial	2330	$kg m^{-3}$
Elektrische Parameter:			
U_{el}	Elektrische Aktorspannung	1,3	V

Als weitere wichtige Kenngröße des Multilayeraktors folgt schließlich die Abschätzung seiner Resonanzfrequenz f_0 nach [Janocha, 2010]:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi l} \sqrt{\frac{3}{s_{33}^E \rho_p}} = 483 \text{ kHz} \quad (4.21)$$

Biegeaktor

Mit dem betrachteten Biegeaktor aus einer passiven Trägerschicht und einer aktiven piezoelektrischen Schicht (einem so genannten piezoelektrischen Monomorphaktor) beschäftigen sich zahlreiche Publikationen. Die an dieser Stelle durchgeführte Vorauslegung des Biegeaktors orientiert sich an den übereinstimmenden Beiträgen von [Steel u. a., 1978] und [Wang u. Cross, 1998]. Zunächst seien drei der von den Autoren benutzten Abkürzungen eingeführt. Die Verhältnisse der Steifigkeiten, Dicken und Materialdichten der passiven Silizium- und der aktiven piezoelektrischen Schicht des Aktors werden mit ξ , η bzw. ψ bezeichnet. In den Verhältnissen steht der Index p für die Piezoschicht und s für die Siliziumschicht (Substratschicht):

$$\xi = \frac{E_s}{(c_{11}^E)_p}; \quad \eta = \frac{t_s}{t_p}; \quad \psi = \frac{\rho_s}{\rho_p} \quad (4.22)$$

Die lastfreie Auslenkung des Biegeaktors δ ergibt sich den Autoren nach und mit am Ende eingesetzten Zahlenwerten zu:

$$\delta = \frac{3\xi\eta(1+\eta)}{\xi^2\eta^4 + 4\xi\eta^3 + 6\xi\eta^2 + 4\xi\eta + 1} \cdot d_{31} \cdot \frac{U_{el}}{t_p^2} \cdot l^2 = 13,1 \mu\text{m}. \quad (4.23)$$

Für die Klemmkraft gilt entsprechend:

$$F = \frac{6 \cdot b \cdot (t_p + t_s)^2 \cdot c_{11}^E \cdot \xi \eta}{8 \cdot l \cdot (\xi \eta + 1) (1 + \eta)} d_{31} \frac{U_{el}}{t_p} = 30,3 \mu\text{N}. \quad (4.24)$$

Aus lastfreier Auslenkung, Klemmkraft und Aktorgeometrie folgt die Arbeitsdichte analog zum Multilayeraktor:

$$\rho_E = \frac{F \cdot \delta}{2 \cdot l \cdot b \cdot (t_p + t_s)} = 68,6 \frac{\text{J}}{\text{m}^3} \quad (4.25)$$

Die Resonanzfrequenz von Biegeaktoren wird nur im Beitrag von [Wang u. Cross, 1998] betrachtet:

$$f_0 = \frac{3,52(t_s + t_p)}{4\pi l^2} \sqrt{\frac{c_{11}^E}{3\rho_p} \cdot \frac{\xi^2 \eta^4 + 2\xi(2\eta + 3\eta^2 + 2\eta^3) + 1}{(1 + \eta\psi)(\xi\eta + 1)(1 + \eta)^2}} = 4,8 \text{ kHz} \quad (4.26)$$

Diskussion

Tabelle 4.6: Gegenüberstellung der berechneten Kenndaten von Multilayer- und Biegeaktor sowie der audiologischen Anforderungen

Audiologische Anforderungen		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	3,6	μm_p
Klemmkraft:	581	μN
Energiedichte:	467	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	1,5	kHz
Multilayeraktor		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	0,7	μm_p
Klemmkraft:	36,4	N
Energiedichte:	$2720,0 \cdot 10^3$	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	483	kHz
Biegeaktor		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	13,1	μm_p
Klemmkraft:	30,3	μN
Energiedichte:	$68,6 \cdot 10^3$	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	4,8	kHz

In Tabelle 4.6 sind die Kenndaten der beiden untersuchten Aktorkonfigurationen den audiologischen Anforderungen an einen implantierbaren Schallwandler gegenübergestellt.

Beim Multilayeraktor fällt auf, dass er aufgrund seiner hohen Klemmkraft eine hohe Energiedichte erreicht, aber die geforderten Aktorauslenkungen um den Faktor sechs verfehlt. Seine Resonanzfrequenz liegt weit oberhalb des geforderten Werts, so dass eine gute audiologische Bandbreite auch bei hohen Frequenzen zu erwarten ist. Einschränkend sei erwähnt, dass eine Realisierung des berechneten Multilayeraktors eine große Herausforderung darstellt. Bis zu zweitausend Piezoschichten mit einer Dicke von nur einem Mikrometer aufeinander aufzubringen - mit den zwischenliegenden Elektrodenschichten - ist mit heutigen Mitteln der Mikrosystemtechnik, wenn überhaupt, nur mit äußerst hohem technischem Aufwand möglich.

Die Interpretation der Biegeaktorkennwerte liefert folgende Erkenntnisse. Seine mögliche Auslenkung ist dreimal so hoch wie gefordert, allerdings bei zu niedrigen Aktorkräften. Die Energiedichte des Biegeaktors ist aufgrund seiner passiven Substratschicht geringer als beim Multilayeraktor aber immer noch sehr viel höher als gefordert. Die zu erwartende Resonanzfrequenz liegt für den Biegeaktor deutlich oberhalb des geforderten Werts; eine gute audiologische Bandbreite ist also erreichbar. Die mikrotechnische Prozessierbarkeit von Biegewandlern der betrachteten Dimensionen wurde bereits gezeigt (z.B. [Leighton u. a., 2007])

Die beiden letzten Abschnitte legen nahe, dass ein modifizierter Biegeaktor besser für die Anwendung als Schallwandler in einem implantierbaren Hörgerät geeignet ist als ein Multilayeraktor. Allerdings muss hierfür vor allem dessen Aktorkraft erhöht und die Geometrie für die Ankopplung an die Membran des runden Fensters angepasst werden. Das Aufbringen mehrerer paralleler Piezoschichten auf einem Substrat ist ein denkbarer Ansatz zur Steigerung der Aktorkraft. Eine kreisrunde Anordnung von Biegebalken zu einem Gesamtaktor bietet sich mögliche Anpassung der Geometrie an die Form des runden Fensters an.

4.4 Bewertung der Wandlerprinzipien und These der Arbeit

Die beiden vorangehenden Kapitel beschäftigen sich eingehend mit magnetischen und piezoelektrischen Aktorkonfigurationen und ihrer Eignung als

Schallwandler eines Rundfensterimplantats. Ergebnis ist, dass sowohl ein Tauchspulenaktor als auch ein piezoelektrischer Biegeaktor für das Implantat in Frage kommen. Die errechneten Kenndaten zu diesen beiden Aktorarten sind einander nochmals in Tabelle 4.7 gegenübergestellt.

Tabelle 4.7: Gegenüberstellung der berechneten Kenndaten von Tauchspulen- und Biegeaktor sowie der audiologischen Anforderungen

Audiologische Anforderungen		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	3,6	μm_p
Klemmkraft:	581	μN
Energiedichte:	467	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	1,5	kHz
Tauchspulenaktor		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	3,6	μm_p
Klemmkraft:	626	μN
Energiedichte:	504	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	1,97	kHz
Biegeaktor		
Lastfreie Auslenkungsamplitude:	13,1	μm_p
Klemmkraft:	30,3	μN
Energiedichte:	$68,6 \cdot 10^3$	$mJ m^{-3}$
Resonanzfrequenz:	4,8	kHz

Bei Betrachtung der Daten fallen für beide Aktoren Schwächen auf. Beim Piezoaktor liegen diese in der zu geringen Aktorkraft; bei der Tauchspule im ungünstigeren dynamischen Verhalten. Allerdings weist das piezoelektrische Prinzip eine gegenüber der Tauchspule über hundertmal höhere Energiedichte auf. Gelingt es also, die Kraft mehrerer Biegeaktoren durch eine günstige Anordnung zu addieren, kann die geforderte Aktorkraft theoretisch gut erreicht

werden. Demgegenüber ist eine Resonanzoptimierung der Tauchspule zwar vorstellbar, das elektrodynamische Prinzip bleibt jedoch beim dynamischen Verhalten immer hinter dem piezoelektrischen zurück. Diese Fakten sind ausschlaggebend dafür, dass für das Implantat ein piezoelektrischer Biegewandler eher geeignet scheint, als ein Tauchspulenaktor. Weitere wichtige Gründe sind die voraussichtlich günstige parallele Fertigbarkeit der Piezoaktoren mittels mikrosystemtechnischer Prozesse, das Potential zur weiteren Miniaturisierung und ein potentiell geringerer Energieverbrauch im Betrieb.

Die wissenschaftliche These der Arbeit lautet folglich, dass es möglich ist, einen piezoelektrischen Mikro-Biegeaktor so zu entwerfen und zu realisieren, dass er als Schallwandler eines Rundfensterimplantats eingesetzt werden kann und beim Patienten einen Höreindruck von 120 dB SPL in einem Frequenzbereich von 50 Hz bis 10 kHz erzeugt.

5 Lösungsansatz: Piezoelektrischer Rundaktor mit trapezförmigen Biegeelementen

Aus den Betrachtungen des vorhergehenden Kapitels zu unterschiedlichen Wandlerprinzipien und -konfigurationen geht hervor, dass das piezoelektrische Prinzip bei den fraglichen Baugrößen im Mittelohr die höchste Energiedichte erreicht. Die reine Energiedichtebetrachtung reicht jedoch, wie bereits geschildert, nicht aus. Vielmehr sind die richtige Kombination aus Aktorkraft- und Auslenkungsamplitude sowie die dynamischen Aktoreigenschaften entscheidend. Der piezoelektrischen Biegeaktor hat sich diesbezüglich in Kapitel 4 als vielversprechender Ansatz herausgestellt.

5.1 Vorgehensweise

In den folgenden Teilkapiteln erfolgt die Beschreibung des Lösungsansatzes dieser Arbeit: Untersucht wird ein piezoelektrischer Rundaktor mit trapezförmigen Mehrschicht-Biegeelementen, bestehend aus einer passiven Substratschicht und mehreren einseitig aufgetragenen parallelen Piezoschichten. Die Vorgehensweise zur Vorstellung und Untersuchung des Lösungsansatzes ist in Abb. 5.1 dargestellt. Das Kapitel gliedert sich in drei Hauptabschnitte, die den grundsätzlichen Aufbau des Aktors, die Modellierung seiner Schwingungseigenschaften sowie abschließend seine optimierte Dimensionierung behandeln.

Die Beschreibung des Aktoraufbaus geht zunächst auf die geometrische Form, bestehend aus einem kreisrunden massiven Ring und zur Mitte zulaufenden Biegeelementen, ein. Darauf aufbauend wird die Funktionsweise als piezoelektrischer Multimorph-Biegeaktor beschrieben. Der Hauptteil des Kapitels beschäftigt sich mit der Herleitung eines analytischen elektromechanischen Modells zur Beschreibung der Schwingungseigenschaften der Biegeelemente in Abhängigkeit von geometrischer Form, Materialeigenschaf-

5 Lösungsansatz

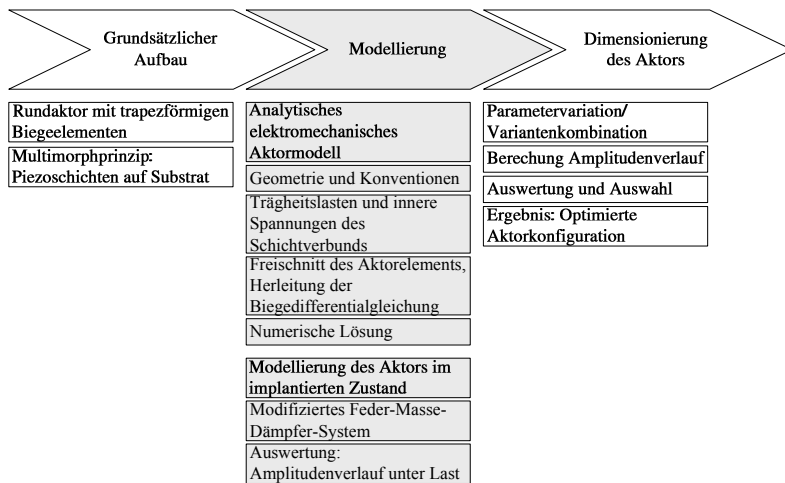


Abbildung 5.1: Vorgehensweise zur Beschreibung des Lösungsansatzes

ten, äußerer Lasten und elektrischer Anregungsspannung und -Frequenz. Die Schwingungseigenschaften werden sowohl im Leerlauf (ohne äußere Last) als auch im implantierten Zustand unter der Last der Cochlea betrachtet. Zu Beginn der Herleitung, der die Biegetheorie des elastischen Balkens zugrunde liegt, werden Geometrie der Biegeelemente sowie Namens- und Richtungskonventionen der Modellierung vorgestellt. Die Betrachtung der Trägheitslasten bei dynamischer Bewegung und der inneren mechanischen Spannungen im Verbund aus Substrat- und Piezoschichten ist die Voraussetzung für die Formulierung einer Biegedifferentialgleichung, gestützt auf das Momentengleichgewicht am Biegeelement mit freigeschnittenen inneren Momenten. Die numerische Lösung der Biegedifferentialgleichung ergibt folgende wichtige Aktoreigenschaften: Verlauf der Auslenkungsamplitude über der Anregungsfrequenz (lastfrei), Klemmkraft und Resonanzfrequenz.

Für die Modellierung der Aktorschwingungen unter Last der Cochlea muss das in Kapitel 3.3.2 betrachtete Schwingungssystem aus idealem Wandler und Cochlea an die errechneten Eigenschaften des piezoelektrischen Biegeaktors angepasst werden. Das idealisierte Feder-Masse-Dämpfer-System wird modifiziert, erlaubt aber nach wie vor Rückschlüsse auf den Amplitudenverlauf unter Last, aus dem auf den Höreindruck des Patienten rückgeschlossen werden kann.

Die Modellierung ist Voraussetzung für die Dimensionierung des Aktors hinsichtlich seiner Anwendung als implantierbarer Schallwandler. Für die Dimensionierung stehen viele Aktorparameter aufgrund der Randbedingungen bereits fest. Die äußeren Abmessungen des Aktors sind durch die geometrischen Bedingungen im Mittelohr vorgegeben, die Höhe der elektrischen Anregungsspannung ist zur Vermeidung von Korrosion auf $1,3 V_p$ begrenzt und die Materialeigenschaften von Substrat- und Piezoschichten sind konstant. Als variable Parameter bleiben die Dicke von Substrat- und Piezoschichten sowie die Anzahl der parallelen Piezoschichten auf dem Substrat. Diese Parameter werden in einem realistischen Bereich mit diskreten Werten variiert und zu verschiedenen Aktorkonfigurationen kombiniert. Für jede dieser Aktorkonfigurationen erfolgt eine Analyse des Auslenkungsamplitudenverlaufs unter Last. Der abschließende Vergleich mit dem geforderten Verlauf identifiziert jene Konfigurationen, die die Anforderungen erfüllen und für einen ausreichend starken Höreindruck beim Patienten sorgen.

5.2 Grundsätzlicher Aufbau und Geometrie

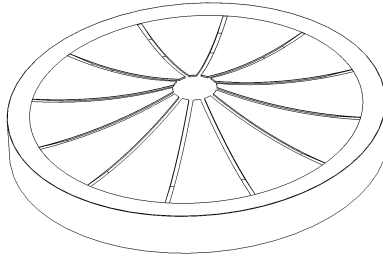


Abbildung 5.2: Rundaktor aus trapezförmigen Mehrschicht-Biegeaktorelementen im ausgelenkten Zustand

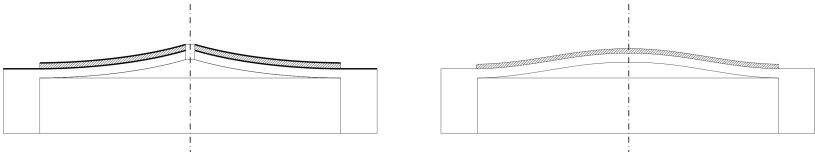


Abbildung 5.3: Auslenkung der Biegeelemente mit konstanter Krümmung im Vergleich zu einer geschlossenen Membran mit Wendepunkt in der Biegelinie

Der zu untersuchende piezoelektrische Multimorph-Biegeaktor weist eine kreisförmige Außengeometrie auf und setzt sich aus mehreren trapezförmigen Aktorelementen zusammen, die auf den Kreismittelpunkt zulaufen (siehe Abb. 5.2). Die Aktorelemente bestehen aus einer passiven Trägerschicht und mehreren parallel übereinander aufgetragenen piezoelektrischen Dünnschichten. Die Biegeelemente lassen sich mit mikrosystemtechnischen Fertigungsverfahren aus einem Träger-Substrat (beispielsweise aus Silizium) strukturieren. Vorteil der geschlitzten Trapezform der Elemente sind die im Vergleich zu einer geschlossenen Membran erhöhten Biegeauslenkungen im Zentrum des

Aktors. Wie in Abb. 5.3 dargestellt ist bei der Biegung der geschlitzten Strukturen eine konstante Krümmung möglich, wohingegen die Biegelinie einer geschlossenen Membran im Querschnitt zwei Wendepunkte zeigt, was die Biegeauslenkung einschränkt.

Das Funktionsprinzip von piezoelektrischen Biegeaktoren wurde in Kapitel 4.3.2 bereits behandelt. Zur Vertiefung sei sie jedoch an dieser Stelle nochmals kurz rekapituliert. Die zur Mitte der Aktorscheibe spitz zulaufenden Biegebalkenelemente tragen mehrere piezoelektrische Schichten. Diese Schichten dehnen sich in Abhängigkeit von ihrer Polarisierung und dem anliegenden elektrischen Feld in Balkenlängsrichtung aus bzw. ziehen sich zusammen. Dies induziert im Verbund aus Substrat und Piezoschichten mechanische Spannungen, die letztlich zu einer Aufwärts- oder Abwärtskrümmung jedes einzelnen Biegeelements führen. Die Auslenkung der Balkenenden hängt also direkt von der anliegenden elektrischen Spannung ab und kann für die akustische Anregung des Innenohrs aktorisch genutzt werden.

Der Aufbau eines Aktorelements mit drei Piezoschichten ist beispielhaft in Abb. 5.4 dargestellt. Auf der passiven Trägerstruktur (Substrat) ist eine erste Elektrodenschicht aufgebracht. Darüber befinden sich drei parallele piezoelektrische Schichten mit Zwischenelektroden. Die oberste Schicht bildet wiederum eine Elektrode. Das piezoelektrische Material ist senkrecht zu den Schichtebenen (Aktorebene) polarisiert, jedoch mit von Schicht zu Schicht wechselnder Richtung. Die Elektroden sind so kontaktiert, dass benachbarte Paare mit elektrischen Spannungen entgegengesetzten Vorzeichens beaufschlagt werden können. Dadurch bilden sich innerhalb der Schichtstruktur elektrische Felder senkrecht zur Aktorebene mit über die Dicke alternierenden Richtungen aus. Aufgrund des Transversaleffekts des Piezomaterials verkürzen sich die piezoelektrischen Schichten in Aktorlängsrichtung, falls die Feldrichtung des elektrischen Felds mit der Polarisierungsrichtung des Materials übereinstimmt, bzw. verlängern sich, falls sie entgegengesetzt gerichtet sind. Dies führt zu einer Auf- bzw. Abwärtskrümmung des Biegeelements.

Ein Schichtverbund mit mehreren Piezoschichten bietet gegenüber einem einschichtigen Biomorphaktor den Vorteil einer erhöhten Aktorkraft bei gleichbleibender Biegeauslenkung. Durch die Mehrzahl an Schichten nimmt insgesamt das Volumen an Piezomaterial zu. Die gleichbleibenden Elektrodenabstände zwischen den einzelnen Schichten halten das elektrische Feld über den

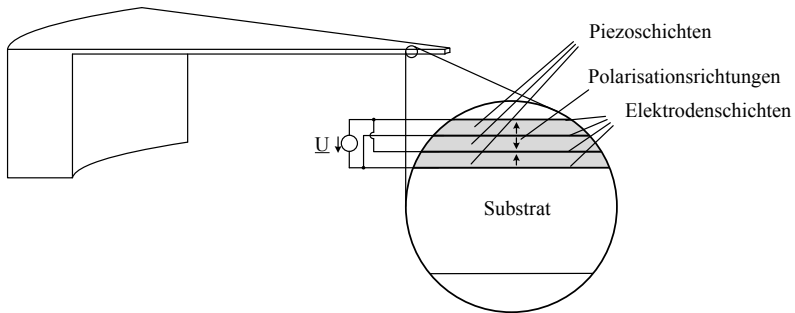


Abbildung 5.4: Aufbau eines Biegeaktorelements mit drei parallelen Piezoschichten auf einem Substrat

gesamten Schichtaufbau konstant, so dass das mechanische Energiepotential des Schichtsystems insgesamt zunimmt.

Prozesstechnisch lassen sich allerdings nicht beliebig viele Piezoschichten auf der passiven Trägerstruktur aufbringen. Für mittels Siebdruck aufgebrachte piezoelektrische Dickschichten ($60 - 70 \mu\text{m}$) wird in der Literatur von bis zu fünfzehn parallelen Schichten berichtet [Yao u. a., 1999]. Biege wandler mit bis zu drei Piezo-Dünnschichten erscheinen daher technisch machbar. Die grundlegende Untersuchung des piezoelektrischen Biege wandlerprinzips im vorangehenden Kapitel hat die Notwendigkeit einer Kraftsteigerung verdeutlicht.

Für die biokompatible Kapselung des vorgestellten filigranen Aktorkonzepts eignet sich die Beschichtung mit Parylene. Parylene hat die Eigenschaft, bei der Bedampfung von Bauteilen in kleinste Strukturen einzudringen und diese schon ab einer Dicke im Sub-Mikrometerbereich poren- und fehlerfrei zu verkapseln [Tan u. Craighead, 2010]. Darüber hinaus ist Parylene als Werkstoff für elektronische Implantate medizinisch zugelassen (vgl. Kapitel 3.4).

5.3 Analytisches elektromechanisches Aktormodell

Gegenstand dieses Kapitels ist die Herleitung eines analytischen mathematischen Modells zur Beschreibung des dynamischen elektromechanischen Aktorverhaltens. Ziel der Berechnung ist es, unter Berücksichtigung der beteiligten Materialparameter (Steifigkeiten, piezoelektrische Konstanten) und der Geometrie, Aussagen bezüglich der Auslenkungsamplitude und der Wandlerkraft in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz und der elektrischen Spannung treffen zu können. Die Modellierung ist sehr wichtig für die Dimensionierung des Aktors für seine Anwendung als implantierbarer Schallwandler. Die Herleitung basiert auf der Biegetheorie elastischer Balken und orientiert sich an einem Beitrag von [Meng u. a., 1993], das im Gegensatz zu anderen Beiträgen [Steel u. a., 1978; Wang u. Cross, 1998] neben der Längenänderung der Piezoschicht in Balkenlängsrichtung auch die Querkontraktion, also die Dickenänderung des Materials, berücksichtigt und so eine präzisere Beschreibung des elektromechanischen Verhaltens des Aktors liefert.

5.3.1 Geometrie und Konventionen

Zur Erarbeitung des Modells werden die einzelnen Aktorelemente des Schallwandlers als trapezförmige Biegebalken betrachtet. Darüber hinaus werden die parallelen piezoelektrischen Schichten zur vereinfachten Herleitung idealisiert als eine einzelne Schicht behandelt, die mit einem gleich starken elektrischen Feld wie die einzelnen Schichten durchsetzt ist. Da durch die Modellierung als Gesamtschicht der Abstand der Elektroden zunimmt, wird im Modell die elektrische Spannung mit der Anzahl der Schichten multipliziert, so dass das elektrische Feld konstant bleibt.

Anhand eines Beispiels lässt sich dieses Vorgehen veranschaulichen. In Abb. 5.5 ist ein Biegewandlerelement mit $z = 3$ parallelen Piezoschichten auf einem passiven Substrat dargestellt. Die Schichten sind durch Zwischenelektroden voneinander getrennt und weisen wechselnde Polarisationsrichtungen auf. Für die Modellierung werden die drei Schichten nun als einzelne Piezoschicht dreifacher Dicke betrachtet. Um das elektrische Feld für die idealisierte Gesamtschicht gleich stark wie in den realen Einzelschichten zu halten, wird eine dreifach erhöhte elektrische Spannung zwischen den beiden Elektroden ange-

nommen. Unter Vernachlässigung des Einflusses der Zwischenelektroden ist die Stärke des piezoaktorischen Effekts somit bei beiden Betrachtungsweisen identisch.

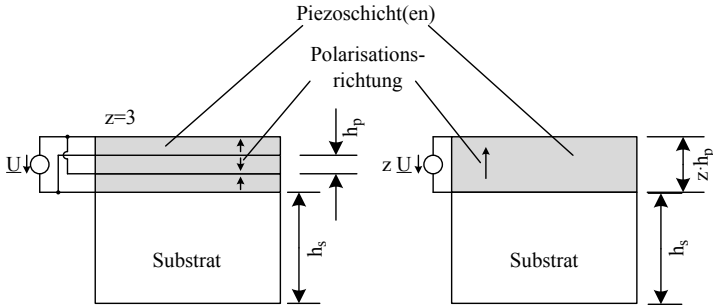


Abbildung 5.5: Modellierung eines Wandlerelements mit mehreren Schichten ($z = 3$)

Neben der idealisierten Betrachtung der Piezoschichten gelten für das Modell weitere Konventionen, die in Abb. 5.6 dargestellt sind. Das Koordinatensystem des Modells ist so gewählt, dass sein Ursprung in der neutralen Biegeebene des Schichtverbunds liegt und die Koordinaten in Balkenlängsrichtung, in Balkenquerrichtung und in Dickenrichtung weisen. Es wird angenommen, dass am Ende des Biegeaktors eine Kraft F in positiver x_3 -Richtung angreift. Die Polarisierungsrichtung des Piezoschichtverbunds zeigt in positive x_3 -Richtung. Der Verlauf der Balkenbreite ist durch einen linearen Zusammenhang gegeben:

$$w(x_1) = w_0 - \frac{w_0 - w_1}{L} \cdot x_1 = w_0 - m x_1 \quad (5.1)$$

mit der allgemeinen Breite des Biegeelements $w(x_1)$, der Balkenbreite an der Basis w_0 , der Breite am Ende w_1 , der Länge des Balkens L und der Geradensteigung des Breitenverlaufs m .

Die Dicke der Substratschicht ist mit h_s , die des Piezoschichtverbunds mit $z h_s$ und der Abstand der neutralen Biegeebene von der unteren Aktorebene

mit h_n bezeichnet. Die Einflüsse der Elektroden werden aufgrund der geringen Schichtdicke in der Herleitung vernachlässigt. Die Biegeauslenkung des Aktors $V(x_1)$ entspricht der x_3 -Koordinate der neutralen Biegeebene im ausgelenkten Zustand. Die besonders interessante Auslenkung am Balkenende ist mit $\underline{\delta} = \underline{V}(x_1 = L)$ bezeichnet. An der Spitze des Biegeelements greift die Kraft F in positiver x_3 -Richtung an. Die am Aktorelement anliegende elektrische Spannung $z \cdot U$ ist so definiert, dass das sich zwischen den Elektroden ausbildende elektrische Feld bei positiver Spannung in negative x_3 -Richtung zeigt:

$$\underline{E}_3 = -\frac{z \cdot U}{z \cdot h_p} = -\frac{U}{h_p}. \quad (5.2)$$

Es soll ein dynamisches Modell entwickelt werden. Daher sind viele der auftretenden Größen zeitabhängig (z.B. Kräfte, Momente, Biegeauslenkung, etc.). Allerdings wird angenommen, dass die von extern am Aktorelement angreifenden Größen (elektrische Spannung \underline{U} , Kraft an der Spitze \underline{F}) einen harmonischen, sinusförmigen Verlauf zeigen. Weiterhin wird der Aktor als lineares System angenommen und im eingeschwungenen Zustand betrachtet. Hieraus ergibt sich, dass die Reaktionsgrößen des Systems ebenfalls harmonisch sind und sich lediglich in Betrag und Phase nicht aber in der Frequenz von den Eingangsgrößen unterscheiden. Daher können alle zeitabhängigen Variablen als Vektoren in der komplexen Zahlenebene betrachtet werden, was in den folgenden Betrachtungen durch die unterstrichene Darstellung der jeweiligen Variable berücksichtigt wird. Die Ableitung nach der Zeit einer beliebigen Variable x hat bei ihrer Betrachtung in der komplexen Ebene die Multiplikation mit der Kreisfrequenz ω und der imaginären Einheit i zur Folge:

$$\frac{d}{dt}(\underline{x}) = i\omega\underline{x}. \quad (5.3)$$

5.3.2 Trägheitslasten und innere Spannungen des Schichtverbunds

Geometrie und Konventionen des Modells sind damit festgelegt. Darauf basieren die nachfolgend hergeleiteten Schwingungseigenschaften des Biegeaktors

wie die mechanischen Spannungsverhältnisse im Schichtverbund, die Lage der neutralen Biegeebene, die Biegesteifigkeit sowie die bei der Schwingung des Systems auftretenden Trägheitskräfte.

Spannungsverhältnisse in Substrat- und Piezoschichten

Um eine einheitliche und durchgängige Notation zu erreichen, werden mechanische Spannungen sowohl in der Substratschicht als auch im piezoelektrischen Schichtverbund mit T und Dehnungen mit S bezeichnet. Die Einträge im Steifigkeitstensor lauten c_{ij}^E . Eine Indizierung der mechanischen Größen mit $(\)_s$ bzw. $(\)_p$ erlaubt deren Zuordnung zur Substrat- bzw. Piezoschichten. Die Einträge der piezoelektrischen Konstante sind mit e_{ki} bezeichnet. Damit sind alle Parameter der piezoelektrischen Grundgleichung definiert (siehe Kap. 4.3.1, Gl. 4.14):

$$T_i = c_{ij}^E S_j - e_{ki} E_k. \quad (5.4)$$

Die trapezförmige Grundstruktur wird als breiter Balken betrachtet ($w \gg h$), auch wenn diese Annahme für die Spitze nur eingeschränkt gilt. Für breite Balken tritt keine Dehnung in Balkenquerrichtung auf [Prume u. a., 2007]:

$$\underline{S}_2 = 0. \quad (5.5)$$

Der Ansatz der piezoelektrischen Grundgleichung in x_1 -Richtung des Piezoschichtverbunds führt zu:

$$(\underline{T}_1)_p = c_{11}^E \underline{S}_1 + c_{13}^E \underline{S}_3 - e_{31} E_3. \quad (5.6)$$

In Dickenrichtung kann sich das Piezomaterial frei verformen; die mechanische Spannung in x_3 -Richtung verschwindet:

$$(\underline{T}_3)_p = c_{13}^E \underline{S}_1 + c_{33}^E \underline{S}_3 - e_{33} E_3 = 0. \quad (5.7)$$

Aufgelöst nach \underline{S}_3 und eingesetzt in Gl. 5.6 ergibt sich:

$$\begin{aligned} (\underline{T}_1)_p &= c_{11}^E \underline{S}_1 + \frac{c_{13}^E}{c_{33}^E} (e_{33} E_3 - c_{13}^E \underline{S}_1) - e_{31} E_3 \\ &= \left(c_{11}^E - \frac{(c_{13}^E)^2}{c_{33}^E} \right) \underline{S}_1 - \left(e_{31} - \frac{c_{13}^E e_{33}}{c_{33}^E} \right) E_3 \end{aligned} \quad (5.8)$$

$$= \tilde{C}_p \underline{S}_1 - e_{31,f} E_3 \quad (5.9)$$

mit den neu eingeführten Abkürzungen \tilde{C}_p für die effektive Steifigkeit und $e_{31,f}$ für die effektive piezoelektrische Kraftkonstante der Piezoschichten im Verbund (vgl. [Prume u. a., 2007]).

Die Substratschicht wird ebenfalls als breiter Balken betrachtet ($(\underline{S}_2)_s = 0$), der sich in Dickenrichtung frei verformen kann ($(\underline{T}_3)_s = 0$). Daher ergibt sich die Spannungsbilanz für die x_1 -Richtung analog, ohne den piezoelektrischen Term:

$$(\underline{T}_1)_s = \left(c_{11} - \frac{c_{13}^2}{c_{33}} \right) \underline{S}_1 = \tilde{C}_s \underline{S}_1 \quad (5.10)$$

mit der effektiven Steifigkeit \tilde{C}_s der Substratschicht im Verbund. Im Falle eines isotropen Substratmaterials kann seine effektive Steifigkeit auch mit dem E-Modul E_s und der Querkontraktionszahl ν_s ausgedrückt werden:

$$\tilde{C}_s = \frac{E_s}{1 - \nu_s^2}. \quad (5.11)$$

Lage der neutralen Biegeebene

Die Lage der neutralen Ebene lässt sich über das Produkt aus Dicke h_s bzw. $z \cdot h_p$, Steifigkeit \tilde{C}_p bzw. \tilde{C}_s und Schwerpunktkoordinate d_s bzw. d_p des Gesamtschichtverbunds wie folgt bestimmen (vgl. Abb. 5.6):

$$\tilde{C}_p z h_p d_p + \tilde{C}_s h_s d_s = 0. \quad (5.12)$$

Mit

$$d_p = h_s + \frac{z \cdot h_p}{2} - h_n \quad \text{bzw.} \quad d_s = \frac{h_s}{2} - h_n \quad (5.13)$$

folgt schließlich der Abstand der neutralen Biegeebene von der unteren Randebene der Schichtstruktur:

$$h_n = \frac{\tilde{C}_p z h_p \left(\frac{z h_p}{2} + h_s \right) + \tilde{C}_s h_s \frac{h_s}{2}}{\tilde{C}_p z h_p + \tilde{C}_s h_s}. \quad (5.14)$$

Biegesteifigkeit der Schichtstruktur

Die Produkte aus effektiver Steifigkeit \tilde{C}_p bzw. \tilde{C}_s und Flächenträgheitsmoment I (inklusive Steinersche Anteile bezüglich der neutralen Ebene) jeder Schicht liefert die Gesamtbiegesteifigkeit $EI(x_1)$ des Verbunds:

$$\begin{aligned}
 EI(x_1) &= \tilde{C}_p \left(\frac{w(x_1)z^3 h_p^3}{12} + w(x_1)z h_p d_p^2 \right) + \tilde{C}_s \left(\frac{w(x_1)h_s^3}{12} + w(x_1)h_s d_s^2 \right) \\
 &= w(x_1) \left[\tilde{C}_p z h_p \left(\frac{z^2 h_p^2}{12} + d_p^2 \right) + \tilde{C}_s h_s \left(\frac{h_s^2}{12} + d_s^2 \right) \right] \\
 &= \tilde{EI} \cdot w(x_1).
 \end{aligned} \tag{5.15}$$

Zur besseren Übersicht sind die von x_1 unabhängigen Parameter mit der modifizierten Biegesteifigkeit \tilde{EI} abgekürzt.

Trägheitskräfte bei dynamischer Anregung

Die Trägheitskraft der Biegestruktur q_i kann als zeit- und ortsabhängige Linienlast auf die Aktorlängsachse modelliert werden:

$$\begin{aligned}
 q_i(x_1, t) &= \int_h \int_w \rho(x_3) dx_2 dx_3 \cdot \ddot{v}(x_1, t) \\
 &= w(x_1) (\rho_p z h_p + \rho_s h_s) \cdot \ddot{v}(x_1, t),
 \end{aligned} \tag{5.16}$$

mit der Dichte der Schichtmaterialien ρ_p bzw. ρ_s und der Durchbiegung im Zeitbereich $v(x_1, t)$. Umgerechnet in den Frequenzbereich folgt (vgl. Gl. 5.3):

$$\underline{q}_i(x_1) = -w(x_1) (\rho_p z h_p + \rho_s h_s) \cdot \omega^2 \underline{V}(x_1). \tag{5.17}$$

5.3.3 Freischnitt des Aktorelements und Herleitung der Biegedifferentialgleichung

Im letzten Abschnitt wurden die mechanischen Schwingungseigenschaften des Systems hergeleitet. Zusammen mit den elektromechanischen Eigenschaften des Piezoschichtverbunds soll nachfolgend eine Differentialgleichung zur Beschreibung der ortsabhängigen Durchbiegung $\underline{V}(x_1)$ des Biegebalkenelements hergeleitet werden. Ein Freischnitt des Biegebalkens liefert hierfür den notwendigen Ansatz.

Freischnitt der Biegebalkenstruktur

An dem in Abb. 5.7 dargestellten freigeschnittenen Biegebalkenelement greifen mehrere Kräfte und Momente an. Dies sind

- das piezoelektrische Moment $M_p(x_1)$,
- das freigeschnittene Biegemoment $M_B(x_1)$,
- die Trägheitslast q_i sowie
- die an der Aktorspitze angreifende Kraft F .

Eine Momentenbilanz am Schnittufer liefert:

$$\int_{x_1}^L q_i(x_1^*) (x_1^* - x_1) dx_1^* - \underline{M}_B(x_1) - \underline{F}(L - x_1) - \underline{M}_p(x_1) = 0. \quad (5.18)$$

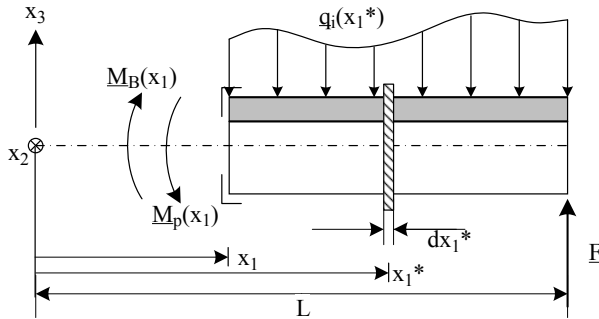


Abbildung 5.7: Kräfte und Momente am freigeschnittenen Biegeaktor

Piezoelektrisches Moment und Biegemoment

Piezoelektrisches Moment und Biegemoment sind noch unbestimmt und werden nachfolgend hergeleitet.

Das durch die Piezoelektrizität verursachte Moment wird als unabhängig von der Biegung der Gesamtschichtstruktur betrachtet und wird aus dem in Abb. 5.8 dargestellten unverformten Fall bestimmt. Ein Freischnitt des Balkens legt an der Stelle x_1 die mechanischen Spannungen $(\underline{T}_1)_p(x_1)$ der Piezoschichten frei. Diese sind für das linke Schnittufer positiv definiert, so dass sich dort ein positives Moment ergibt. Die Längsausdehnung des Biegebalkens wird vernachlässigt ($(S_1)_p = 0$), woraus mit Gl. 5.2 und Gl. 5.9 für die mechanische Spannung gilt:

$$(\underline{T}_1)_p = e_{31,f} \frac{z \cdot \underline{U}}{z \cdot h_p} = e_{31,f} \frac{\underline{U}}{h_p}. \quad (5.19)$$

Das Integral über den Querschnitt über von mechanischen Spannungen multipliziert mit dem zugehörigen Abstand zur neutralen Ebene (x_3 -Koordinate) als Hebelarm ergibt sich das piezoelektrische Moment:

$$\underline{M}_p(x_1) = \int_A (\underline{T}_1)_p x_3 dA = \int_{h_s-h_n}^{h_s+z h_p-h_n} w(x_1) \cdot (\underline{T}_1)_p x_3 dx_3. \quad (5.20)$$

Unter Berücksichtigung des Abstands der Mittelebene des Piezoschichtverbunds d_p (beschrieben in Gl. 5.13) folgt schließlich:

$$\underline{M}_p(x_1) = w(x_1) e_{31,f} d_p z \underline{U}. \quad (5.21)$$

Unter der Voraussetzung, dass der Balken schmal (kleine Querschnittsabmessungen gegenüber der Balkenlänge) und die Biegedeformation klein ist folgt nach der Hypothese von Bernoulli das Biegemoment:

$$\underline{V}''(x_1) = -\frac{\underline{M}_B(x_1)}{EI(x_1)} \quad (5.22)$$

und schließlich mit Gl. 5.15:

$$\underline{M}_B(x_1) = -\widetilde{EI} w(x_1) \underline{V}''(x_1). \quad (5.23)$$

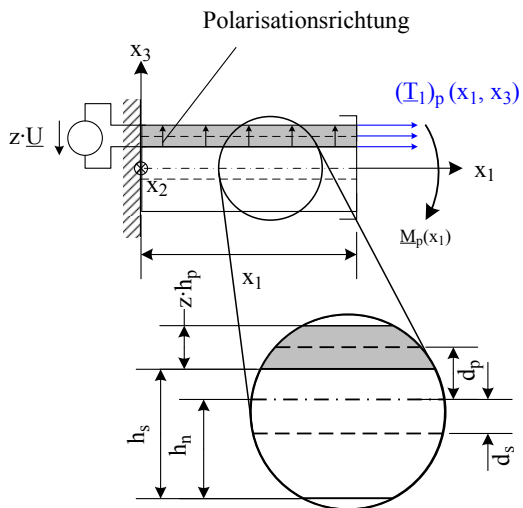
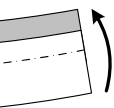


Abbildung 5.8: Freischnitt des trapezförmigen Balkens in neutraler Lage zur Bestimmung des piezoelektrischen Moments

Herleitung von Biegedifferentialgleichung und Randbedingungen

Damit sind alle Terme der Momentenbilanz aus Gl. 5.18 bestimmt. Das Einsetzen von 5.17, 5.21 und 5.23 ergibt folgende Bilanz:

$$\begin{aligned} \widetilde{EI} w(x_1) \underline{V}''(x_1) &= w(x_1) e_{31,f} d_p z \underline{U} + \underline{F} (L - x_1) \\ &+ \int_{x_1}^L \omega^2 (\rho_p z h_p + \rho_s h_s) w(x_1^*) \underline{V}(x_1^*) (x_1^* - x_1) dx_1^* \end{aligned} \quad (5.24)$$

Nach Einsetzen des Breitenverlaufs $w(x_1)$ (Gl. 5.1) werden beide Seiten des Ausdrucks nach x_1 abgeleitet¹.

$$\begin{aligned} \widetilde{EI} [m \underline{V}''(x_1) - w(x_1) \underline{V}'''(x_1)] &= m e_{31,f} d_p z \underline{U} + \underline{F} \\ &+ \omega^2 (\rho_p z h_p + \rho_s h_s) \int_{x_1}^L w(x_1^*) \underline{V}(x_1^*) dx_1^* \end{aligned} \quad (5.25)$$

Eine weitere Ableitung beider Seiten nach x_1 liefert die reine Differentialgleichung für die Durchbiegung \underline{V} :

$$\widetilde{EI} [2m \underline{V}'''(x_1) - w(x_1) \underline{V}''''(x_1)] = -\omega^2 (\rho_p z h_p + \rho_s h_s) \cdot w(x_1) \underline{V}(x_1). \quad (5.26)$$

Zur Lösung dieser Differentialgleichung können vier Randbedingungen genutzt werden. Aus der Einspannbedingung am linken Ende des Balkens ($x_1 = 0$) folgen zwei Bedingungen:

$$\underline{V}(0) = 0 \quad \text{bzw.} \quad \underline{V}'(0) = 0. \quad (5.27)$$

Am rechten Ende der Balkenstruktur ($x_1 = L$) greifen keine äußeren Momente an. Das Momentengleichgewicht aus Gl. 5.24 reduziert sich auf die Balance aus Piezo- und Biegemoment, was die dritte Randbedingung darstellt:

$$\underline{V}''(L) = \frac{1}{\widetilde{EI}} e_{31,f} d_p z \underline{U}. \quad (5.28)$$

¹unter Berücksichtigung folgender Differentiationsregel nach [Bronstein u. a., 2008, S. 515]:

$$\frac{d}{dy} \int_{\alpha(y)}^{\beta(y)} f(x,y) dx = \int_{\alpha(y)}^{\beta(y)} \frac{\partial f(x,y)}{\partial y} dx + \beta'(y) f(\beta(y),y) - \alpha'(y) f(\alpha(y),y)$$

Die vierte Randbedingung besteht in Gl. 5.25, ebenfalls betrachtet am rechten Balkenende. Unter Berücksichtigung von Gl. 5.28 folgt:

$$\underline{V}'''(L) = -\frac{\underline{F}}{EI w_1} . \quad (5.29)$$

Anschaulich bedeutet diese Randbedingung, dass am rechten Balkenende die Querkraft $\underline{Q} = -EI w_1 \cdot \underline{V}'''$ gleich der dort angreifenden äußeren Kraft \underline{F} ist.

5.3.4 Numerische Lösung der Differentialgleichung: Amplitudenverlauf und Klemmkraft des Aktors

Aus dem vorgehenden Kapitel sind die Differentialgleichung mit Randbedingungen zur Berechnung der zeit- und ortsabhängigen Durchbiegung des Biegebalkenelements in Abhängigkeit von äußerer Kraft und elektrischer Spannung bekannt. Eine analytische Lösung der Differentialgleichung ist möglich aber sehr komplex [Schächtele u. a., 2012]. Für die Berechnung der relevanten Größen des Wandlerelements (Auslenkungsamplitude, Klemmkraft, Resonanz) werden daher numerische Verfahren in Matlab genutzt.

Auslenkungsamplitude in Abhängigkeit von externer Kraft und elektrischer Spannung

Zunächst lässt sich die Auslenkungsamplitude am Balkenende $\underline{\delta} = \underline{V}(L)$ als zur Kraft \underline{F} und der elektrischen Spannung $z \cdot \underline{U}$ proportionale Größe modellieren [Ballas, 2007]. Der lineare Zusammenhang ist wie folgt mit dem Vektorelement \mathbf{Y} formuliert:

$$\underline{\delta} = \mathbf{Y} \cdot \begin{pmatrix} z \cdot \underline{U} \\ \underline{F} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{Y}_1 \\ \underline{Y}_2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} z \cdot \underline{U} \\ \underline{F} \end{pmatrix} = \underline{Y}_1 \cdot z \cdot \underline{U} + \underline{Y}_2 \cdot \underline{F} . \quad (5.30)$$

Die Vektoreinträge \underline{Y}_1 und \underline{Y}_2 können numerisch für unterschiedliche Frequenzen aus der Biegedifferentialgleichung ermittelt werden. \underline{Y}_1 errechnet sich, in dem die externe Kraft zu null gesetzt wird, was in Randbedingung vier eingeht (Gl. 5.29). Anschließend kann die DGL für unterschiedliche Anre-

gungsfrequenzen und der normierten Anregungsspannung $z \cdot \underline{U} = 1$ numerisch gelöst werden:

$$\underline{Y}_1 = \underline{\delta} \Big|_{F=0, z \cdot \underline{U}=1} \quad (5.31)$$

\underline{Y}_2 hingegen ergibt sich aus der zu null gesetzten elektrischen Spannung (die dritte Randbedingung Gl. 5.28 vereinfacht sich zu $\underline{V}''(L) = 0$), einer normierten externen Kraft von $F = 1$ und der numerischen Lösung der DGL für unterschiedliche Frequenzen.

$$\underline{Y}_2 = \underline{\delta} \Big|_{z \cdot \underline{U}=0, F=1} \quad (5.32)$$

Beispielhafte Modellierung eines einschichtigen Aktors

Um an einem exemplarischen Modell, die beiden Vektorparameter \underline{Y}_1 und \underline{Y}_2 konkret zu bestimmen und erste Modellierungsergebnisse aufzuzeigen, kann eine Aktorkonfiguration frei festgelegt werden. Zu definieren sind die Geometrie der trapezförmigen Aktorelemente, die passiven Materialeigenschaften von Substrat- und Piezoschicht, die piezoelektrischen Eigenschaften, die Anzahl der Piezoschichten sowie die anliegende elektrische Spannung.

Geometrische Parameter des Modells sind die Ausgangs- und Endbreite des Balkens w_0 bzw. w_1 , die Balkenlänge L sowie die Dicke von Piezo- und Substratschicht h_p bzw. h_s . Um direkt zu realistischen Ergebnissen bezüglich der Anwendung des Aktors als Schallwandler zu kommen, sind die geometrischen Daten bereits an die Bedingungen am runden Fenster angepasst. In Abb. 5.9 ist ein mögliches Layout des Aktors dargestellt. Er besteht aus acht Biegebalkenelementen, die durch Schlitze getrennt sind. Zur vereinfachten Berechnung wird die Schlitzbreite vernachlässigt. Der aktive Durchmesser des Aktors wird mit $D = 1200 \mu m$ angenommen, der Innkreisdurchmesser der Balkenenden mit $d = 50 \mu m$. Aus den Durchmessern lassen sich über trigonometrische Funktionen Länge, Anfangs- und Endbreite des Aktorelements zu $L = 529 \mu m$, $w_0 = 459 \mu m$ und $w_1 = 21 \mu m$ berechnen. Zunächst wird von einer einfachen Piezoschicht ausgegangen ($z = 1$). Die Schichtdicken sind analog zur Vorauslegung in Kapitel 4.3.3 mit $h_s = 3 \mu m$ für die Substratschicht und $h_p = 1 \mu m$ für die Piezoschicht gewählt.

Tabelle 5.1: Modellierungsparameter des exemplarischen Aktors

Geometrische Parameter		
w_0	459	μm
w_1	21	μm
L	529	μm
h_s	3	μm
h_p	1	μm
z	1	
Piezoelektrische Materialparameter		
E_p	80	GPa
ν_p	0,37	
$e_{31,f}$	-12	$N V^{-1} m^{-1}$
ρ_p	7750	$kg m^{-3}$
Materialparameter Substrat		
E_s	130	GPa
ν_s	0,265	
ρ_s	2330	$kg m^{-3}$
Elektrische Parameter		
U	1,3	V_p

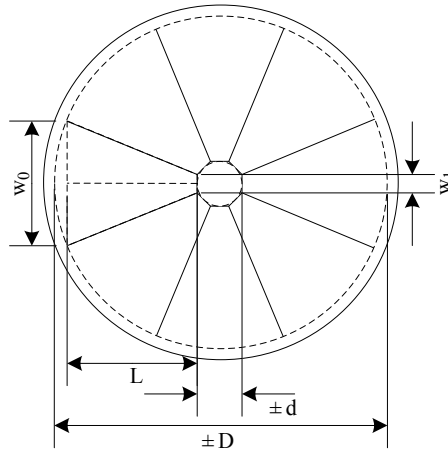


Abbildung 5.9: Geometrie der trapezförmigen Biegebalken des Aktors

Die Materialeigenschaften von Piezo- und Substratschicht orientieren sich ebenfalls an der Vorauslegung und den Angaben zu piezoelektrischen Dünnschichten der Arbeitsgruppe um Professor Muralto von der *École Polytechnique Fédérale de Lausanne* [Muralto, 2009]. Materialdaten und geometrische Eigenschaften sind in Tabelle 5.1 zusammengestellt. Als Betrag der elektrischen Spannung wird der laut Spezifikation maximal erlaubte Wert von $U = 1,3 V_p$ berücksichtigt.

Auswertung der Modellierungsergebnisse: Amplitudenverlauf und Klemmkraft

Mit den eben definierten Parametern lässt sich das Modell für den exemplarischen Aktor lösen und auswerten. Wichtige Kenngrößen sind die Auslenkungsamplitude des Aktorelements im Leerlauf - also ohne äußere Last \underline{F} - die Klemmkraft (notwendige Kraft \underline{F} , um das Balkenende in Ausgangslage zu halten) sowie die Resonanzfrequenz zur Abschätzung des dynamischen Aktorverhaltens.

Für die Bestimmung der Auslenkungsamplitude im Leerlauf vereinfacht sich die Vektorgleichung (Gl. 5.30) zu:

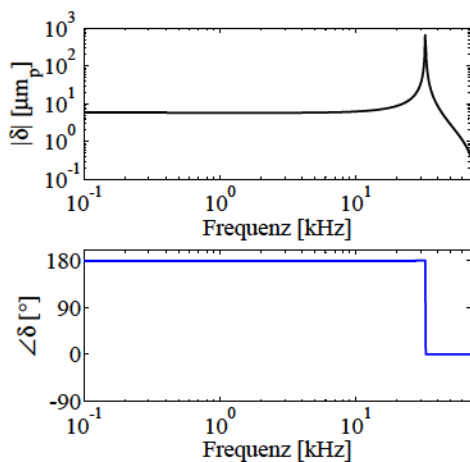
$$\underline{\delta} \Big|_{\underline{F}=0} = \underline{Y}_1 \cdot z \cdot \underline{U} \quad (5.33)$$

Mit dem numerisch aus der Biegedifferentialgleichung zu berechnenden Parameter \underline{Y}_1 (vgl. Gl. 5.31) kann der Betrag der Auslenkungsamplitude an der Spitze des Aktorelements $|\delta|$ über der Anregungsfrequenz aufgetragen werden. Das Ergebnis ist in Abb. 5.10(a) dargestellt. Für die betrachteten beispielhaften Bedingungen zeigt die Kurve bei niedrigen Frequenzen einen flachen Verlauf mit $|\delta| = 5,7 \mu m_p$. Die Resonanzfrequenz liegt bei $32,4 kHz$. Aufgrund der nicht berücksichtigten Dämpfung steigen die Werte dort stark an und fallen für höhere Frequenzen wiederum stark ab. Oberhalb des dargestellten Frequenzbereiches treten Resonanzen höherer Ordnung auf, die für die Bewertung des Wandlers im akustischen Bereich weniger relevant sind. Die Phasenverschiebung zwischen Anregungsspannung und Schwingungsauslenkung liegt für den akustisch relevanten Frequenzbereich von 0 bis $10 kHz$ bei 180° , d.h. die Vorzeichen von elektrischer Spannung und Schwingungsauslenkung sind entgegengesetzt.

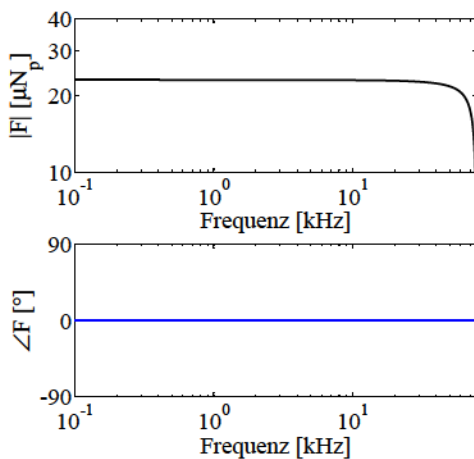
Für die Berechnung der Klemmkraft wird in Gl. 5.30 eine Auslenkung des Balkenendes von $\underline{\delta} = 0$ betrachtet. Daraufhin lässt sich die Gleichung nach der gesuchten Kraft \underline{F} umformen:

$$\underline{F} \Big|_{\underline{\delta}=0} = -\frac{\underline{Y}_1}{\underline{Y}_2} \cdot z \cdot \underline{U} \quad (5.34)$$

Zusammen mit den aus der Biegedifferentialgleichung numerisch ermittelten Vektorparametern \underline{Y}_1 und \underline{Y}_2 (vgl. Gl. 5.31 und 5.34) und der elektrischen Spannung $\underline{U} = 1,3 V$ können die Werte für die Klemmkraft berechnet werden. Aufgetragen über der Anregungsfrequenz ergibt sich das Schaubild in Abb. 5.10(b). Für niedrige Frequenzen tritt eine Klemmkraft des einzelnen Aktorelements von $\underline{F} = 23 \mu N_p$ auf. Die Klemmkraft beginnt erst weit über der Resonanzfrequenz bei ca. $80 kHz$ stark abzufallen. Für die acht Wandler-elemente ergibt sich somit eine maximale statische Gesamtklemmkraft von $F_{ges} = 184 \mu N_p$. Bis zum Abfallen der Aktorkraft weit oberhalb des hörbaren



(a) Auslenkungsamplitude am Balkenende ohne äußere Last; Betrag und Phase



(b) Klemmkraft am Balkenende; Betrag und Phase

Abbildung 5.10: Berechnete Eigenschaften eines exemplarischen Aktorelements

Bereichs sind elektrische Anregungsspannung und harmonischer Kraftverlauf in Phase.

5.4 Modellierung des Aktors im implantierten Zustand

Nach der Betrachtung der Eigenschaften des frei schwingenden Biegeaktors im letzten Teilkapitel erfolgt nun die Analyse des Aktorverhaltens in implantiertem Zustand. Hierfür wird die in der Anforderungsanalyse betrachtete Situation des idealen Wandlers den Gegebenheiten im Mittelohr angepasst. Abb. 5.11 stellt eine Abwandlung des Cochlea-Modells aus Abb. 3.3 dar. Auf der Rundfenstermembran ist der Biegeaktor in direktem Kontakt mit dem vertikalen Teil der Rundfenstermembran dargestellt. Die Biegebalkenelemente des Aktors zeigen bei Auslenkung eine Krümmung, die zu einer zeltförmigen Volumenverdrängung V_{RW} in der Cochlea führt (rötliches Teilvolumen in der Abbildung). Das Auslenkungsmaximum des Aktors an der Spitze der Biegebalken ist mit δ_{RW} bezeichnet.

Der Gesamtdurchmesser des Aktors D beschreibt in der dargestellten Situation den Durchmesser der aktiven Fläche des Aktors, also der Teil der zur Biegeauslenkung fähig ist. Der massive Rand der Struktur wird bei der weiteren Betrachtung vernachlässigt, da er in Relation zum Durchmesser sehr dünn ausgeführt sein kann. Das zylindrische Volumen V_D aus Aktordurchmesser D und Biegeauslenkung δ_{RW} ist in der Abbildung weiß schraffiert dargestellt.

Volumenverhältnisse und notwendige Wandleramplitude

Das vom piezoelektrischen Biegeaktor verdrängte zeltförmige Volumen V_{RW} weicht von dem in der Anforderungsanalyse vereinfacht betrachteten Kegelstumpfvolumen des idealen Wandlers ab. Daher ändern sich die Volumenverhältnisse am runden und am ovalen Fenster und der Aktor muss gegenüber dem in Kapitel 3.3.1 betrachteten idealen Fall höhere Auslenkungsamplituden erzeugen.

Die Lösung der Biegedifferentialgleichung eines trapezförmigen Aktorelements lässt sich für die Berechnung des vom Aktor verdrängten Volumens V_{RW} verwenden. Die Biegelinie des Aktorelements $V(x_1)$ im statischen Fall und ohne äußere Last ($f \ll f_0$; $F = 0$) kann in ein Rotationsvolumen umge-

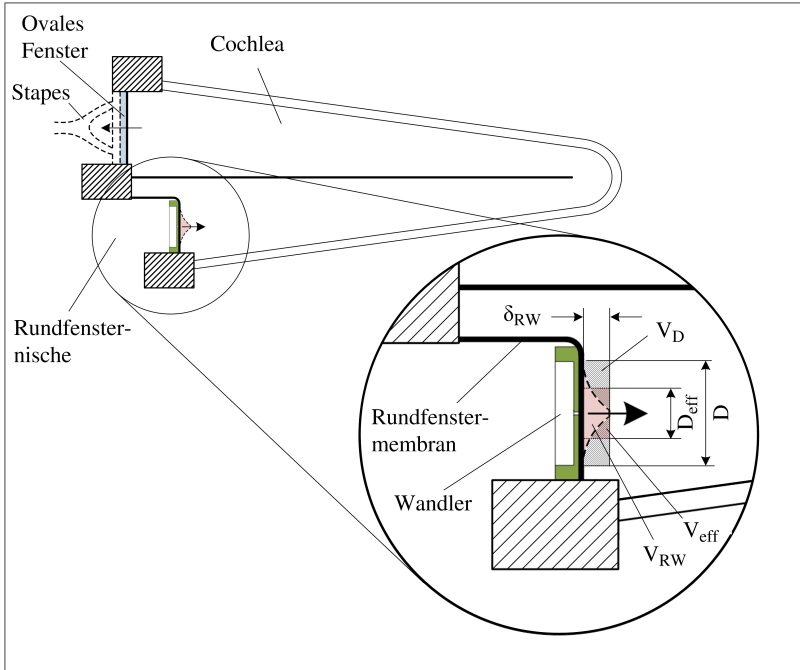


Abbildung 5.11: Schema des piezoelektrischen Biegeaktors im implantierten Zustand

rechnet werden, mit dem das vom Wandler verdrängte Volumen angenähert wird:

$$V_{RW} = 2\pi \int_0^L x_1 \cdot V(x_1) dx_1 \quad (5.35)$$

mit der Länge des Aktorelements L und der Durchbiegung $V(x_1)$.

Dieses Integral lässt sich in Matlab numerisch berechnen. Vor allem das Verhältnis zum zylindrischen Volumen V_D ist interessant, da damit später das Gesamtverhältnis zwischen Auslenkungsamplitude des Aktors und der Steigbügelfußplatte bestimmt werden kann. Die Berechnung liefert folgendes Ergebnis:

$$V_{RW} = 0,135 \cdot V_D = 0,135 \cdot \pi \cdot \frac{D^2}{4} \cdot \delta_{RW} \quad (5.36)$$

Analog zur Vorbetrachtung im Analyseteil (vgl. Kapitel 3.3.1) können Auslenkungsamplitude und Volumenverdrängung am Steigbügel bei 120 dB SPL als Bezugsgröße für die Ermittlung der erforderlichen Auslenkungsamplitude des Aktors genutzt werden. Am runden Fenster muss das selbe Volumen verdrängt werden, das bei der Schwingung der Steigbügelußplatte bei 120 dB SPL bewegt wird:

$$V_{RW} = V_{ST} = A_{ST} \cdot \delta_{ST}. \quad (5.37)$$

Mit Gl. 5.36 folgt:

$$\delta_{RW} = \frac{A_{ST}}{0,135} \cdot \frac{4}{\pi D^2} \cdot \delta_{ST}. \quad (5.38)$$

mit $A_{ST} = 3,2 \text{ mm}^2$ und $D = 1,2 \text{ mm}$ ergibt sich schließlich das Amplitudenverhältnis zwischen Steigbügel und Rundfenster zu:

$$\delta_{RW} = 20,96 \cdot \delta_{ST} \quad (5.39)$$

Im Anforderungskapitel wurde formuliert, dass der Schallwandler in der Lage sein muss, eine Auslenkungsamplitude am Steigbügel von mindestens $\delta_{ST} = 0,6 \mu\text{m}_{rms}$ zu erzeugen. Mit den vorliegenden Abschätzungen folgt für

den vorliegenden Fall des piezoelektrischen Biegeaktors, dass Auslenkungsamplituden von mindestens $\delta_{RW} = 12,6 \mu m_{rms}$ bzw. $\delta_{RW} = 17,8 \mu m_p$ am runden Fenster gefordert werden. Der Effektivwert der Schwindungsamplitude ist dabei mit $(\)_{rms}$ (root mean square) und der Spitze-Wert mit $(\)_p$ (peak) bezeichnet.

In Tabelle 5.2 sind nochmals die Volumenverhältnisse und geforderten Auslenkungsamplituden für den idealen Aktor aus Kapitel 3 und dem vorliegenden piezoelektrischen Biegeaktor vergleichend dargestellt.

Schwingungswiderstand der Cochlea

Um das Schwingungsverhalten des Wandlers unter Last zu berechnen, gilt es an dieser Stelle den Einfluss des Schwingungswiderstands der Cochlea auf den Aktor zu berechnen. Dafür muss das in der Anforderungsanalyse berücksichtigte Feder-Masse-Dämpfer-Modell für den idealen Aktor an die Gegebenheiten des piezoelektrischen Rundaktors mit Biegeelementen angepasst werden. Die Modifikation ist in Abb. 5.12 dargestellt. Die Steifigkeit der Biegeelemente lässt eine Betrachtung als lineare Feder nicht mehr zu, weshalb die Schwingungseigenschaften des Aktors an dieser Stelle als Block betrachtet und modelliert sind. Der Aktor wirkt in der in der Abbildung gezeigten Weise auf die nach wie vor als idealer Dämpfer betrachtete Cochlea ein und erzeugt eine Schwingungsauslenkung δ_{RW} .

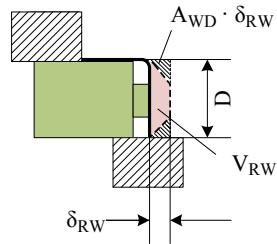
Da der Aktor nicht wie in der Analyse angenommen ein kegelstumpffartiges sondern vielmehr ein zeltförmiges Volumen verdrängt, ändert sich auch der Schwingungswiderstand, die mechanische Impedanz der Cochlea. Wie aus Gl. 3.7 in Kapitel 3.3.2 hervorgeht, berechnet sich die mechanische Impedanz der Cochlea $Z_{C,mech}$ als Produkt der akustischen Impedanz $Z_{C,ak}$ und dem Quadrat der effektiven Fläche A_{eff} des verdrängten Volumens, angenähert als zylindrisches Volumen V_D (in Abb. 5.11 rötlich schraffiert). Für das effektive Volumen gilt:

$$V_{RW} = V_{eff} = A_{eff} \delta_{RW}. \quad (5.40)$$

Tabelle 5.2: Vergleich des Piezoaktors mit dem in Kapitel 3 modellierten idealen Wandler für einen Höreindruck von 120 dB SPL

Idealer Wandler (Kapitel 3)

Geometrie:



Volumenverhältnisse:

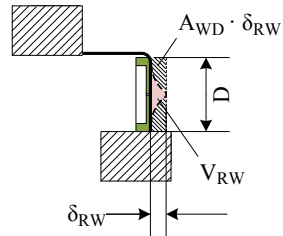
$$V_{RW} = 7/12 \cdot A_{WD} \cdot \delta_{RW}$$

Auslenkungsamplitude:

$$\delta_{RW} = 2,6 \mu m_{rms} = 3,6 \mu m_p$$

Piezoelektrischer Rundaktor aus Biegeelementen

Geometrie:



Volumenverhältnisse:

$$V_{RW} = 0,135 \cdot A_{WD} \cdot \delta_{RW}$$

Auslenkungsamplitude bei 120 dB SPL:

$$\delta_{RW} = 12,6 \mu m_{rms} = 17,8 \mu m_p$$

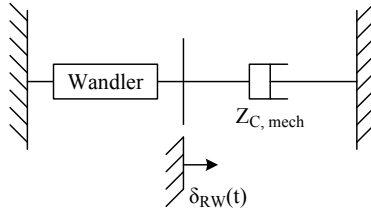


Abbildung 5.12: Schwingungsmodell des Piezoaktors am runden Fenster mit den als Block modellierten Schwingungseigenschaften des Aktors, der Auslenkung der Rundfenstermembran δ_{RW} und der als idealer Dämpfer modellierten mechanischen Impedanz der Cochlea $Z_{C,mech}$.

Das vom Wandler verdrängte zeltförmige Volumen V_{RW} lässt sich als Teil des zylindrischen Volumens aus Aktorfläche und Auslenkungsamplitude δ_{RW} beschreiben (vgl. Gl. 5.36). Damit folgt:

$$A_{eff} \delta_{RW} = 0,135 \cdot \pi \cdot \frac{D^2}{4} \cdot \delta_{RW} \quad (5.41)$$

$$\rightarrow A_{eff} = 0,135 \cdot \pi \cdot \frac{D^2}{4} \quad (5.42)$$

Für die mechanische Impedanz der Cochlea, die dem Piezoaktor entgegenwirkt, ergibt sich mit $Z_{C,ak} = 30 \text{ G}\Omega$ (vgl. Kapitel 3.3) und $D = 1,2 \text{ mm}$:

$$Z_{C,mech} = Z_{C,ak} \cdot A_{eff}^2 = 699 \cdot 10^{-6} \frac{\text{Ns}}{\text{m}}. \quad (5.43)$$

$Z_{C,mech}$ stellt die Dämpfungskonstante der als idealer Dämpfer betrachteten Cochlea dar. Die resultierende Dämpfungskraft ergibt sich aus der Multiplikation mit der Schwingungsgeschwindigkeit, welche wiederum gleich der Ableitung der Auslenkungsamplitude am Balkenende ist (vgl. Gl. 5.3). Die Widerstandskraft der Cochlea F_{Cochl} wirkt entgegen der positiven Biegeauslenkung des Aktors und hat somit ein negatives Vorzeichen:

$$\underline{F}_{Cochl} = -Z_{C,mech} \cdot \underline{\dot{\delta}} = -Z_{C,mech} \cdot i\omega \underline{\delta}. \quad (5.44)$$

Auslenkungsamplitude des einschichtigen Aktors in implantiertem Zustand

Für einen exemplarischen Einschicht-Aktor, dessen Leerlaufeigenschaften bereits im vorigen Teilkapitel betrachtet wurden, soll nun der Verlauf der Auslenkungsamplitude unter Last der Cochlea bestimmt werden, um erste Berechnungsergebnisse aufzuzeigen und zu diskutieren. Dafür kann die errechnete Gegenkraft in die weiter oben formulierte Vektorgleichung zur Auslenkungsamplitude (Gl. 5.30) eingesetzt werden. Da die Gegenkraft auf alle acht trapezförmige Biegeelemente des Aktors wirkt, die Auslenkungsamplitude jedoch an einem einzelnen Element berechnet wird, ist sie nur zu einem Achtel zu berücksichtigen. Es ergibt sich:

$$\underline{\delta} = \underline{Y}_1 \cdot z \cdot \underline{U} + \underline{Y}_2 \cdot \frac{1}{8} F_{Cochl} \quad (5.45)$$

$$\rightarrow \underline{\delta} = \underline{Y}_1 \cdot z \cdot \underline{U} - \frac{1}{8} \cdot \underline{Y}_2 \cdot Z_{C,mech} \cdot i\omega \underline{\delta} \quad (5.46)$$

$$\rightarrow \underline{\delta} = \frac{8 \cdot \underline{Y}_1 \cdot z \cdot \underline{U}}{8 + \underline{Y}_2 \cdot Z_{C,mech} \cdot i\omega} \quad (5.47)$$

Mit den bereits numerisch berechneten Vektorparametern \underline{Y}_1 bzw. \underline{Y}_2 aus vorherigem Teilkapitel, der maximal erlaubten elektrischen Spannung $U = 1,3 V_p$ und der mechanischen Impedanz der Cochlea $Z_{C,mech} = 699 \cdot 10^{-6} Ns \cdot m^{-1}$ kann der Frequenzverlauf der Auslenkungsamplitude des exemplarischen einschichtigen Piezoaktors im implantierten Zustand berechnet werden. Die Lösung ist in Abb. 5.13 zusammen mit dem geforderten Verlauf und dem Verlauf ohne Last dargestellt.

Die Analyse des Frequenzverlaufs unter Last zeigt, dass der betrachtete Aktor (eine Piezoschicht, Substratdicke $h_s = 3 \mu m$, Piezoschichtdicke $h_p = 1 \mu m$) nicht in der Lage ist, die geforderten Auslenkungsamplituden für eine ausreichende audiologische Verstärkung zu erreichen. Darüber hinaus fällt auf, dass die dämpfende Wirkung der Cochlea zu einem Verschwinden der ersten Resonanzfrequenz des Aktors führt. Allerdings ist mit dem vorliegenden elektromechanischen Aktormodell die Voraussetzung für die optimale Dimensionierung des Aktors im folgenden Teilkapitel geschaffen.

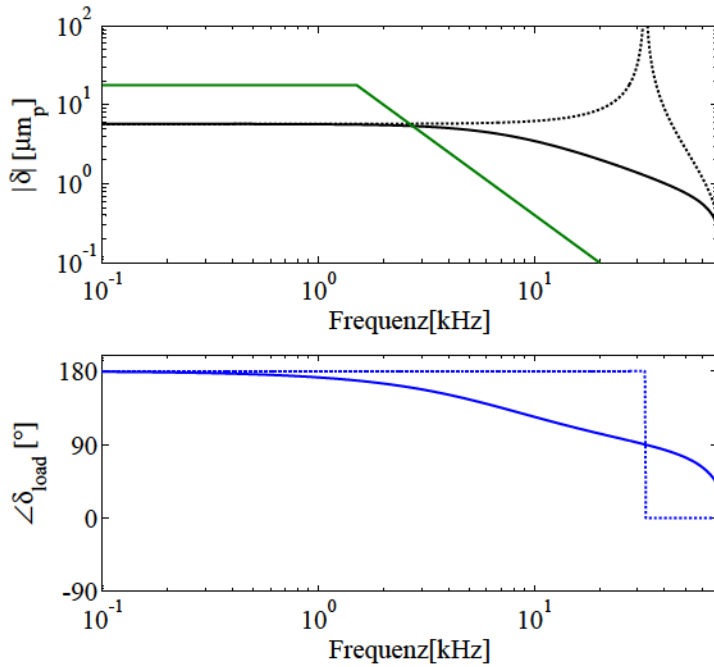


Abbildung 5.13: Verlauf von Auslenkungsamplitude und Phase des einschichtigen Biegeaktors unter Last (massiv). Zum Vergleich sind Auslenkung und Phase des Aktors im Leerlauf (gepunktet) sowie die geforderte Auslenkungsamplitude (grün massiv) eingezeichnet.

5.5 Dimensionierung des Aktors

Bei der Dimensionierung stehen viele Aktorparameter aufgrund der Randbedingungen bereits fest. Die äußeren Abmessungen des Aktors sind durch die geometrischen Bedingungen des Implantationsorts vorgegeben, die Höhe der elektrischen Anregungsspannung ist zur Vermeidung von Korrosion begrenzt und die Materialeigenschaften von Substrat- und Piezoschichten sind konstant (vgl. Tabelle 5.1). Die Anfangs- und Enbreite der Aktorelemente liegen nach wie vor bei $w_0 = 459 \mu\text{m}$ bzw. $w_1 = 21 \mu\text{m}$ und die Länge bei $L = 529 \mu\text{m}$. Die elektrische Anregungsspannung wird mit dem maximal zulässigen Wert von $U = 1,3 V_p$ angenommen. Wichtigstes Kriterium bei der Dimensionierung ist das prognostizierte Schwingungsverhalten des Aktors unter Last, d.h. in implantiertem Zustand und in direktem Kontakt mit Rundfenstermembran und Cochlea. Die geforderte Auslenkungsamplitude von $|\delta = 17,8 \mu\text{m}_p|$ bis zu einer Frequenz von $f = 1,5 \text{ kHz}$ ist für die Optimierung entscheidend.

Variable Aktorparameter und damit Gegenstand der Dimensionierung sind das Verhältnis der Schichtdicken aus piezoelektrischen Schichten und passiver Trägerschicht sowie die Anzahl der parallelen übereinander aufgebracht piezoelektrischen Schichten. Nachfolgende Vorgehensweise beschreibt das Verfahren, um möglichst optimale Aktorkonfigurationen zu ermitteln. Die einzelnen Schritte werden anschließend separat behandelt.

1. Variation der zu dimensionierenden Aktorparameter:
 - Schichtdicke Substrat h_s
 - Piezoschichtdicke h_p
 - Anzahl der parallelen Piezoschichten z
2. Variantenkombination zu unterschiedlichen Aktorkonfigurationen
3. Berechnung des Frequenzverlaufs der Auslenkungsamplitude unter Last für jede einzelne Aktorkonfiguration
4. Auswertung der Berechnungsergebnisse
5. Auswahl geeigneter Aktorkonfigurationen

Variation der Aktorparameter

Piezelektrische Dünnschichten aus PZT sind typischerweise zwischen 0,5 und 2 μm dick [Muralt, 2008]. In verschiedenen Studien wurde die Abhängigkeit des piezelektrischen Effekts von der Dicke der PZT-Dünnschichten untersucht. Ab einer Schichtdicke von $h_p = 0,5 \mu\text{m}$ kann nach [La Cruz u. a., 2010] und [Sama u. a., 2010] von nahezu konstanten piezelektrischen Konstanten ausgegangen werden. Für die Parametervariation stellt dieser Wert daher die untere Grenze dar. Nach oben begrenzt die limitierte elektrische Spannung die Schichtdicke, da das für den Piezoeffekt entscheidende elektrische Feld bei konstanter Spannung mit zunehmender Schichtdicke abnimmt. Ein maximaler Wert von $h_p = 1 \mu\text{m}$ ist nach den Betrachtungen der vorangehenden Kapitel realistisch.

Die Dicke der Substratschicht, typischerweise aus Silizium, ist nicht begrenzt. Lediglich das Verhältnis aus Substrat- und Gesamtdicke der Piezoschicht ist wichtig für eine Optimierung der Auslenkungsamplitude des Biegeaktors [Wang u. Cross, 1998]. Bei der Variation werden Dicken von $h_s = 2 - 2,5 \mu\text{m}$ berücksichtigt, was ebenfalls im Bereich der bei der Voraussetzung berücksichtigten Werte liegt.

Was die Anzahl der parallelen Piezoschichten auf einem Substrat betrifft, werden bei der Parametervariation maximal drei Schichten untersucht. Eine höhere Anzahl an Schichten fordert eine verfahrenstechnisch aufwändige Kontaktierung der Zwischenelektroden. Darüber hinaus sind Kraft- und Auslenkungsverluste aufgrund der zwar dünnen aber nicht verschwindenden Zwischenelektroden zu erwarten.

Nachfolgend sind nochmals die diskret variierten Aktorparameter zusammengefasst. Kombiniert man die Parameter beliebig ergeben sich hieraus 108 verschiedene Aktorkonfigurationen.

$$h_p = [0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1] \mu\text{m}$$

$$h_s = [2; 2,1; 2,2; 2,3; 2,4; 2,5] \mu\text{m}$$

$$z = [1; 2; 3]$$

Berechnung und Auswertung

Für die unterschiedlichen Aktorkonfigurationen wird nun der Frequenzgang der Auslenkungsamplitude unter Last bestimmt, d.h. die Vektorparameter \underline{Y}_1

und Y_2 aus Gleichung 5.30 werden wie oben beschrieben numerisch ermittelt und die Last der Cochlea nach Gl. 5.47 berücksichtigt. Die Höhe der Auslenkungsamplitude unter Last in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz ist das wichtigste Kriterium zur Auswertung der Berechnungsergebnisse.

Die Rundfenstermembran sollte im Frequenzbereich von $f = 0 - 1,5 \text{ kHz}$ um einen Wert von $|\delta_{RW}| = 17,8 \mu\text{m}_p$ ausgelenkt werden. Daher wird zunächst für alle Lösungen die Auslenkung unter Last bei der Anregungsfrequenz von $f = 1,5 \text{ kHz}$ ermittelt und mit der Anforderung verglichen. Aktorkonfigurationen mit einer Auslenkung unter Last von weniger als $17 \mu\text{m}_p$ werden danach nicht weiter berücksichtigt.

Die verbleibenden Lösungen werden dahingehend überprüft, ob ihre Gesamtdicke aus Substrat- und Piezoschichten über einem Wert von $h_{ges} = 3 \mu\text{m}$ liegt. Diese Bedingung soll ein Mindestmaß an mechanischer Stabilität des Aktors für die Implantation sicherstellen.

Unter Berücksichtigung der beiden Kriterien ausreichende Auslenkung und Mindestdicke verbleiben drei unterschiedliche Aktorkonfigurationen, die in Tabelle 5.3 dargestellt sind. Die Konfigurationen sind absteigend nach der Auslenkungsamplitude sortiert, die der jeweilige Aktor bei der Anregungsfrequenz von $f = 1,5 \text{ kHz}$ am runden Fenster erzeugen kann. Weitere rechnerisch ermittelte Werte der Aktoren sind die Resonanzfrequenz und die Eckfrequenz unter Last, d.h. die Frequenz, bei der die Auslenkungsamplitude zum ersten mal um 3 dB gegenüber der statischen Auslenkung abfällt. Die Eckfrequenz ist ein Maß für die Steifigkeit des Aktors.

Tabelle 5.3: Optimierte Aktorkonfigurationen absteigend sortiert nach Auslenkungsamplitude unter Last

Nr.	h_s	h_p	z	$ \delta_{RW} @ 1,5 \text{ kHz}$	f_{res}	f_{grenz}
1	$2,0 \mu\text{m}$	$0,5 \mu\text{m}$	3	$18,1 \mu\text{m}_p$	$29,3 \text{ kHz}$	$4,8 \text{ kHz}$
2	$2,1 \mu\text{m}$	$0,5 \mu\text{m}$	3	$17,5 \mu\text{m}_p$	$30,0 \text{ kHz}$	$5,2 \text{ kHz}$
3	$2,0 \mu\text{m}$	$0,5 \mu\text{m}$	2	$17,2 \mu\text{m}_p$	$24,6 \text{ kHz}$	$3,1 \text{ kHz}$

Eine endgültige Wahl der optimalen Aktorkonfiguration fällt aufgrund der bisher rein theoretischen Betrachtung, bei der das wichtigste Kriterium

die prognostizierte Auslenkung unter Last ist, schwer. In der Praxis können die Prozessierbarkeit der parallelen Schichten, die mechanische Stabilität des Aktors oder eine höhere akustische Bandbreite durch große Resonanz- und Grenzfrequenzen ebenfalls eine wichtige Rolle spielen. Dies müssen zukünftige Experimente am humanen Felsenbein sowie klinische Studien zeigen. Zum jetzigen Zeitpunkt steht fest, dass ein Aktor bestehend aus einem Substrat der Dicke $h_s = 2 \mu m$ und drei piezoelektrischen Schichten der Dicke $h_p = 0,5 \mu m$ unter Last die höchsten Auslenkungsamplituden erwarten lässt. Der ermittelte Auslenkungsverlauf ist in Abb. 5.14 nochmals den Anforderungen gegenübergestellt.

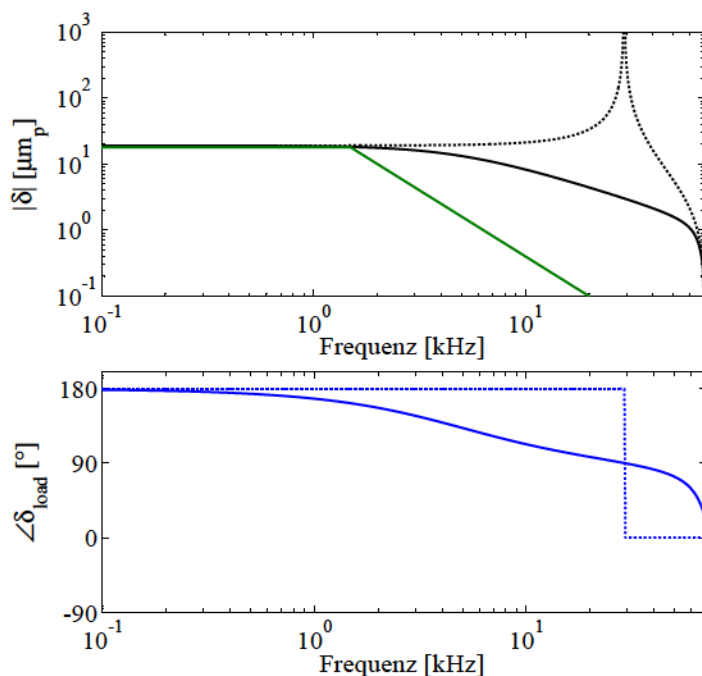


Abbildung 5.14: Verlauf von Auslenkungsamplitude und Phase des optimierten Biegeaktors mit drei Piezoschichten unter Last (massiv). Zum Vergleich sind Auslenkung und Phase des Aktors im Leerlauf (gepunktet) sowie die geforderte Auslenkungsamplitude (grün massiv) eingezeichnet.

6 Evaluierung von Aktorfunktionsmustern

Die im bisherigen Verlauf der Arbeit dargestellten theoretischen Betrachtungen entstanden im Verlauf des vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) der Bundesrepublik Deutschland geförderten Verbundforschungsprojekts „Rundfensterimplantat für Schwerhörige“ (Förderkennzeichen 01EZ0762). Im Rahmen des Projekts konnten erste Funktionsmuster der implantierbaren Schallwandler realisiert werden. Die Funktionsmuster, gefertigt von der Arbeitsgruppe um Professor Muralt an der École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), basieren auf piezoelektrischen Schichten nach dem Sol-Gel-Verfahren und dienen dem Funktionsnachweis des in der Arbeit vorgestellten Aktorprinzips. Die Ausführung der Aktoren orientiert sich exakt am vorgestellten Prinzip des Rundaktors aus trapezförmigen Biegeaktorelementen. Der Durchmesser der aktiven Biegefläche liegt mit $D = \varnothing 1,5 \text{ mm}$ noch über der spezifizierten Anforderung, da die klinischen Experimente zur Bestimmung des maximalen Bauraums (vgl. Kapitel 3.2) erst nach der Fertigung der ersten Aktoren durchgeführt werden konnten. Der experimentelle Fertigungsprozess erwies sich noch als instabil, in der Produktionscharge eines Wafers konnten jedoch drei funktionsfähige Aktoren gewonnen werden. Diese drei Exemplare eignen sich für eine erste Evaluierung des Aktorprinzips.

Vorgehensweise zur Darstellung der Evaluierungsergebnisse

Zu Beginn des Evaluierungskapitels wird der Fertigungsprozess zur Realisierung der Aktorfunktionsmuster durch die EPFL beschrieben. Der anschließende Charakterisierungsteil konzentriert sich zunächst auf die Modellierung der wesentlichen Aktoreigenschaften (Verlauf der Auslenkungsamplitude im Leerlauf sowie Klemmkraft) für die realisierten Aktoren mit einem aktiver Durchmesser von $D = \varnothing 1,5 \text{ mm}$, einer Substratdicke von $h_s = 5 \mu\text{m}$ und einer Piezoschichtdicke von $h_p = 2 \mu\text{m}$. Die Aktoreigenschaften werden sowohl mit dem in dieser Arbeit hergeleiteten analytischen Modell als auch mit einem zusätzlich erstellten FEM-Modell berechnet. Ursachen für unterschiedliche

Berechnungsergebnisse zwischen beiden Modellen werden identifiziert und diskutiert.

Zweiter wichtiger Teil der Funktionsmusteruntersuchung ist die messtechnische Erfassung der wesentlichen Aktoreigenschaften. Zunächst werden die hierfür eingesetzten Messverfahren und -Aufbauten erläutert, bevor die eigentlichen Messergebnisse für Auslenkungsamplitudenverlauf und Klemmkraft der Funktionsmuster vorgestellt und miteinander verglichen werden. Es folgt eine Diskussion zur Einschätzung der Messergebnisse im Vergleich zur Modellierung. Der letzte Teil des Kapitels geht auf die Bewertung der Evaluierungsergebnisse hinsichtlich der Anwendung des Aktors als implantierbarer Schallwandler ein und gibt einen Ausblick auf die ausstehenden Arbeiten.

6.1 Geometrie und Herstellprozess

Der Fertigungsauftrag für die Aktorfunktionsmuster erging im Rahmen des Projekts an die Arbeitsgruppe von Professor Muralt an der EPFL (Lausanne, Schweiz). Die Aktoren basieren auf piezoelektrischen Dünnschichten, die in einem Sol-Gel-Verfahren hergestellt sind. Ziel von Entwurf und Herstellung der Aktoren war ein Funktionsnachweis des erarbeiteten Aktorkonzepts sowie die Validierung der elektromechanischen Modelle. Die Beschreibung der Aktorgeometrie, des Herstellprozesses und der Charakterisierungsmessungen und -Ergebnisse erfolgt in den nächsten Teilkapiteln.

Der geometrische Entwurf der EPFL Aktoren ist in Abb. 6.1 dargestellt. Die freigeätzte Fläche unter den Biegeelementen hat einen Durchmesser von $\varnothing 1,5\text{ mm}$. Auf dem Rand der Aktoren sind zwei halbkreisförmige Kontaktflächen zur elektrischen Kontaktierung von Top- und Bottom-Elektrode (Elektroden unter und auf der Piezoschicht) vorgesehen. Um eine zuverlässige laterale Freizätzung der Biegeelemente zu garantieren, weisen die Schlitze zwischen den Elementen eine Breite von $30\ \mu\text{m}$ auf. Mit einer Substratdicke von $h_s = 5\ \mu\text{m}$ und einer Piezoschichtdicke von $h_p = 2\ \mu\text{m}$ sind typische Abmessungen für MEMS-Aktorelemente gewählt (Micro-Electro-Mechanical-System).

Der Prozess der EPFL zur Herstellung der Aktoren läuft wie folgt ab (vgl. Abb. 6.2). Ausgangspunkt ist ein Silicon-on-Insulator-Wafer (SOI) bestehend

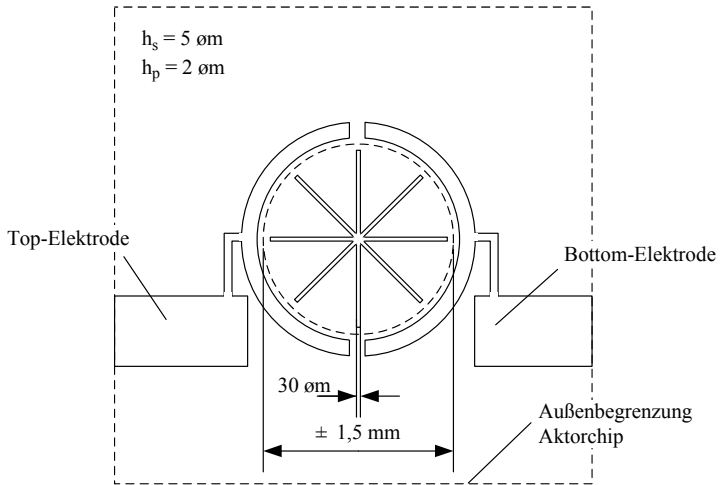


Abbildung 6.1: Geometrischer Entwurf der EPFL Aktorfunktionsmuster

6 Evaluierung von Aktorfunktionsmustern

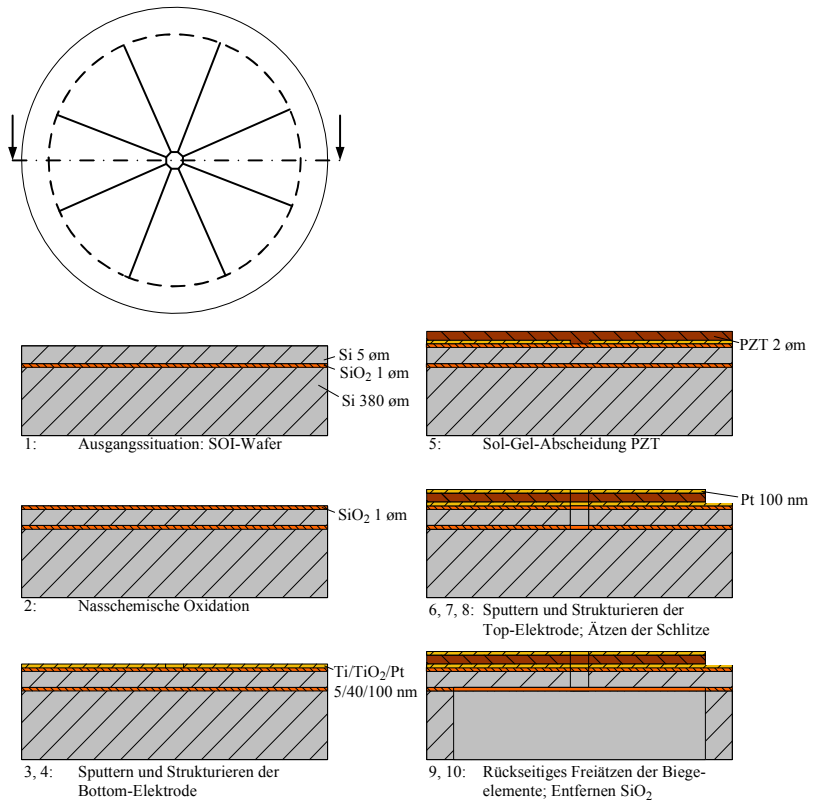


Abbildung 6.2: Prozessablauf der EPFL zur Herstellung der Aktorfunktionsmuster; Fertigungsschritte 1 bis 10

aus zwei Siliziumschichten der Dicken 380 bzw. 5 μm und einer dazwischenliegenden Schicht Siliziumdioxid (SiO_2) von einem Mikrometer. Zunächst wird die Oberfläche des Wafers zur elektrischen Isolation nasschemisch oxidiert (Schritt 2) bevor die Schichtstruktur der Bottom-Elektrode aus Titan, Titandioxid und Platin per Sputtertechnik aufgebracht (Schritt 3) und anschließend mit einem Trockenätzverfahren strukturiert wird (Schritt 4).

In Schritt 5 erfolgt die Aufbringung der piezoelektrischen Schicht auf den Wafer mittels eines Sol-Gel-Prozesses. Dabei werden mehrere Schichten einer chemischen Lösung aus Blei, Zirkonium und Titan auf den Wafer aufgeschleudert und ausgebacken. Beim Ausbacken verdampft das Lösemittel und die Lösungsbestandteile reagieren zu einer 2 μm dicken piezokeramischen Gesamtschicht aus PZT. Eine detaillierte Beschreibung des Prozesses findet sich in [Ledermann u. a., 2003].

Die Schritte 6, 7 und 8 bestehen im Aufputtern der Top-Elektrode aus Platin, der Strukturierung der Top-Elektrode mit einem Trockenätzprozess und dem Ätzen der Schlitze zwischen den trapezförmigen Biegeelementen bis hinunter auf die untere SiO_2 -Schicht. In Schritt 9 erfolgt das Freiätzen der Biegeelemente von der Rückseite des Wafers aus. Dabei kommt ein Tiefenätzverfahren für Silizium zum Einsatz. Die untere SiO_2 -Schicht dient zunächst als Ätzstopp und wird abschließend ebenfalls per Ätztechnik entfernt.

Die Vereinzelung der Aktoren aus dem Wafer erfolgt mit einer Diamant-Wafersäge, so dass am Ende des Fertigungsprozesses quadratisch zugeschnittene Aktorchips zur Verfügung stehen, die auf eine Platine aufgeklebt und mit Drahtbonds kontaktiert werden können. In Abbildung 6.3 ist ein auf diese Weise kontaktierter Chip abgebildet, der Ausgangspunkt für die charakterisierenden Messungen von Auslenkungsamplitude und Klemmkraft ist.

6.2 Charakterisierung

Die Charakterisierung der Funktionsmuster beinhaltet sowohl die Modellierung der wesentlichen Eigenschaften als auch deren messtechnische Erfassung. Beide Aspekte sind in den folgenden Abschnitten eingehend dargestellt.

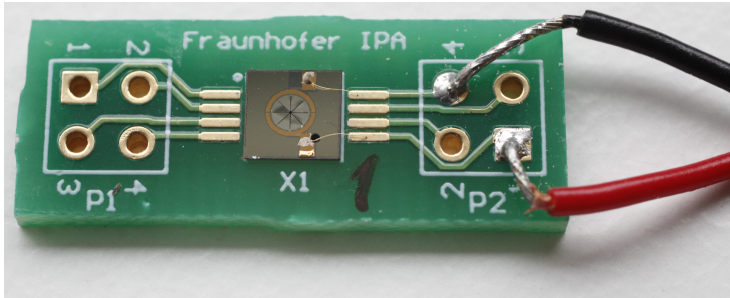


Abbildung 6.3: Aktorchip auf Testplatine, Elektrische Kontaktierung mittels Drahtbonden

6.2.1 Modellierung der Schwingungseigenschaften

Neben dem Funktionsnachweis des Aktorkonzepts ist die Validierung des elektromechanischen Modells Gegenstand dieses Kapitels. Daher werden an dieser Stelle die mit dem Modell bestimmbaren Aktoreigenschaften wie Auslenkungsamplitudenverlauf und Klemmkraft berechnet (vgl. Kapitel 5.3.4).

Grundlage sind die geometrischen Bedingungen der EPFL-Funktionsmuster. Die lateralen Abmessungen wurden für ein Aktorexemplar unter dem Mikroskop vermessen (siehe Abb. 6.4). Die Anfangsbreite der Biegeelemente konnte mit $w_0 = 535 \mu\text{m}$, die Endbreite mit $w_0 = 20 \mu\text{m}$ und die Länge des trapezförmigen Elements mit $L = 634 \mu\text{m}$ bestimmt werden. Für die Materialdicken wurden die Fertigungsvorgaben von $h_s = 5 \mu\text{m}$ und $h_p = 2 \mu\text{m}$ berücksichtigt. Die Materialeigenschaften von Substrat- und Piezoschicht (effektiver piezoelektrischer Kraftkoeffizient $e_{31,f}$, Steifigkeit E , Querkontraktionszahl ν und Dichte ρ) beruhen auf den Angaben der EPFL. Da sowohl Auslenkungsamplitude als auch Klemmkraft proportional zur elektrischen Anregungsspannung sind (vgl. Gleichung 5.30), geht diese mit $U = 1 \text{ V}_p$ ein. Sämtliche Parameter des Modells sind in Tabelle 6.1 nochmals übersichtlich zusammengefasst.

Tabelle 6.1: Parameter zur Bestimmung der Aktorkenngrößen mit dem analytischen Modell

Geometrische Parameter		
w_0	535	μm
w_1	20	μm
L	634	μm
h_s	5	μm
h_p	2	μm
Piezoelektrische Materialparameter		
E_p	80	GPa
ν_p	0,37	
$e_{31,f}$	-12	$N V^{-1} m^{-1}$
ρ_p	7750	$kg m^{-3}$
Materialparameter Substrat		
E_s	130	GPa
ν_s	0,27	
ρ_s	2330	$kg m^{-3}$
Elektrische Parameter		
U	1	V_p

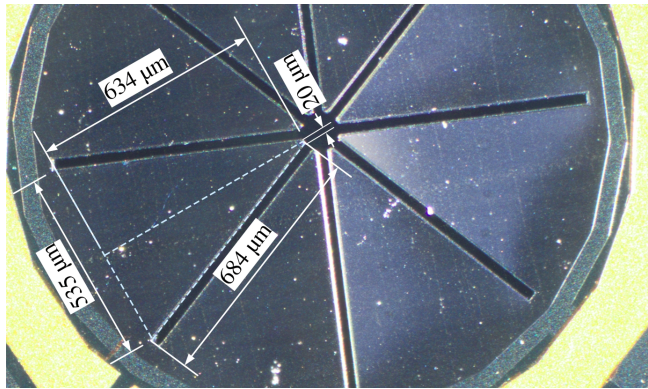


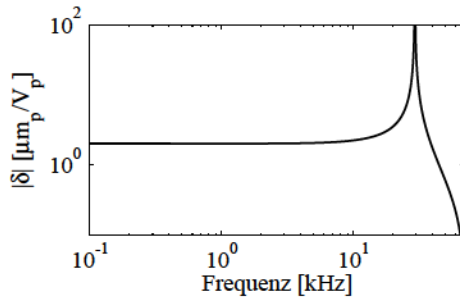
Abbildung 6.4: Geometrie der Biegeelemente vermessen unter dem Mikroskop

Analytisches Modell

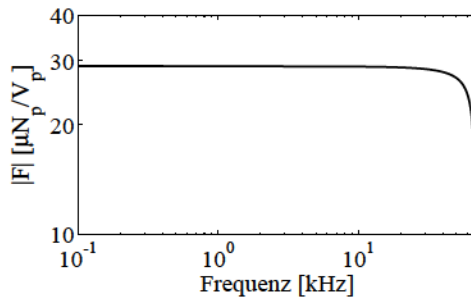
Analog zum Vorgehen in Kapitel 5.3.3 wurden mit den Modellparametern die Auslenkungsamplitude im Leerlauf, die Resonanzfrequenz und die Klemmkraft passend zu den Eigenschaften der Funktionsmuster mit Hilfe des analytischen Modells ermittelt. Die Berechnungsergebnisse sind in Abb. 6.5(a) und 6.5(b) dargestellt. Das Modell prognostiziert für den Aktor eine Leerlaufauslenkung von $|\delta| = 2,0 \mu m_p V_p^{-1}$ für niedrige Frequenzen. Ab der Resonanzfrequenz bei $f_{res} = 29,4 kHz$ fallen die Auslenkungsamplituden stark ab. Die von der Modellrechnung ermittelte Klemmkraft liegt im hörbaren Frequenzbereich konstant bei $28,9 \mu N_p V_p^{-1}$.

Finite-Elemente-Berechnungen

Bei der Herleitung des analytischen Modells in Kapitel 5.3 wurden einige vereinfachende Annahmen getroffen. So wird beispielsweise von Bernoulli'scher Biegung ausgegangen, die streng genommen nur für Balkenquerschnitte mit ausgeglichenem Höhen-Breiten-Verhältnis zutrifft, was für die betrachtete Biegestruktur nur an der Spitze gegeben ist. Darüber hinaus geht die Herleitung davon aus, dass sich die Biegestruktur in x_2 -Richtung - senkrecht zur



(a) Verlauf der berechneten Auslenkungsamplitude



(b) Verlauf der berechneten Klemmkraft

Abbildung 6.5: Berechnungsergebnisse für Auslenkungsamplitude im Leerlauf und Klemmkraft für die EPFL-Aktoren nach dem analytischen Modell

eigentlichen Biegelinie - nicht verformt. Aufgrund dieser vereinfachenden Ungenauigkeiten und zur besseren Einordnung von Berechnungs- und Messergebnissen wurde mit der Finiten-Elemente-Methode (FEM) ein weiteres elektromechanisches Modell erarbeitet. Die Modellierung erfolgte mit Hilfe der Software ANSYS und basiert auf der Geometrie der EPFL-Aktoren aus Tabelle 6.1.

Tabelle 6.2: Materialeigenschaften des FEM-Modells

Piezoelektrische Parameter		
c_{11}^E	92,8	<i>GPa</i>
c_{12}^E	56,9	<i>GPa</i>
c_{13}^E	4	<i>GPa</i>
c_{33}^E	118,5	<i>GPa</i>
c_{44}^E	23,8	<i>GPa</i>
c_{66}^E	18,0	<i>GPa</i>
e_{31}	-11,21	$N V^{-1} m^{-1}$
e_{33}	23,48	$N V^{-1} m^{-1}$

Entgegen der analytischen Berechnung wird die Piezoschicht im FEM-Modell nicht als isotropes Material betrachtet, es gilt vielmehr der Spannungs-Dehnungszusammenhang piezoelektrischer Materialien (bereits beschrieben in Gleichung 4.15 aus Kapitel 4.3.1):

$$T = c^E S - [e]^t E$$

Die Einträge des Steifigkeitstensors c^E und der piezoelektrischen Kraftkonstante e ergeben sich teilweise aus der im analytischen Modell angenommenen Steifigkeit E_p , der Querkontraktionszahl ν_p und der effektiven piezoelektrischen Kraftkonstante $e_{31,f}$. Materialkonstanten, die damit nicht zusammenhängen, wurden mit Hilfe von typischen Materialparametern der EPFL abgeschätzt [Muralt, 2009]. Sämtliche bei der FEM-Berechnung berücksichtigten Parameter sind in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

Gegenstand der FEM-Modellierung waren wie beim analytischen Modell die statische Auslenkung, Klemmkraft und Resonanzfrequenz. Zur Berech-

nung der statischen Auslenkung ist die trapezförmige Biegestruktur als an ihrer Basis fest eingespannt modelliert und mit einer Spannung von $U = 1 \text{ V}$ beaufschlagt. Das Berechnungsergebnis stellt die vom Modell prognostizierte Verformung des Biegeelements dar. Die Verformung ist in Abb. 6.6(a) dargestellt. Berücksichtigt man nur die Verformung in der Symmetrieebene des Biegeelements (die Ebene, die die Trapezfläche symmetrisch halbiert), so lässt sich die Biegelinie entlang der Balkenlängsachse (x_1 -Richtung) berechnen. Die Biegelinien von FEM-Modell und analytischem Modell sind vergleichend in Abb. 6.6(b) gegenübergestellt.

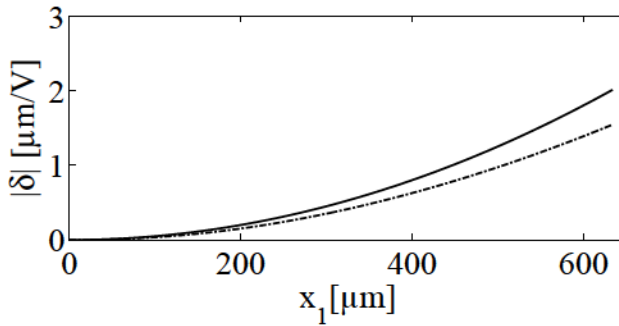
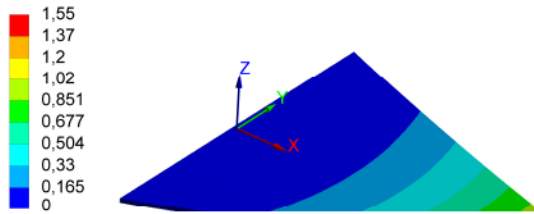
Bei Betrachtung der FEM-Ergebnisse zur Biegeauslenkung (Abb. 6.6(a)) fällt zunächst auf, dass sich das trapezförmige Element wölbt, was sich in gekrümmten Isokonturlinien widerspiegelt. Die Wölbung resultiert aus der Deformation des Piezomaterials in x_2 -Richtung, die beim analytischen Modell nicht berücksichtigt ist. Der Verlauf der vom FEM-Modell prognostizierten Biegelinie ist qualitativ gleich der Biegelinie des analytischen Modells bei insgesamt jedoch niedrigeren Auslenkungen. An der Spitze des Biegebal-kens liegt das Ergebnis der FEM bei $|\delta| = 1,54 \mu\text{m V}^{-1}$ wohingegen das analytische Modell $|\delta| = 2,01 \mu\text{m V}^{-1}$ voraussagt (Abb. 6.6(b)).

Für die Berechnung der Klemmkraft wurde neben der festen Einspannung an der Basis eine weitere Zwangsbedingung an der Spitze des Biegeelements modelliert, so dass diese sich in z - bzw. x_3 -Richtung nicht frei bewegen kann. Die Reaktionskraft, ausgeübt auf die virtuelle Lagerung bei einer elektrischen Spannung von ebenfalls $U = 1 \text{ V}$, lässt sich mit Hilfe des Modells berechnen (siehe Abb. 6.6(c)) und stellt ein Maß für die Klemmkraft dar. Mit einem Wert von $F = 18,2 \mu\text{N V}^{-1}$ liegt sie unterhalb des analytischen Berechnungsergebnisses von $F = 28,9 \mu\text{N V}^{-1}$.

Die Resonanzfrequenz des Biegeelements wurde mit Hilfe einer Modalanalyse im FEM-Modell ermittelt. Dabei werden die Resonanzfrequenz einer passiven mechanischen Struktur rechnergestützt identifiziert. Abweichend von den FEM-Modellen zur statischen Auslenkung und Klemmkraft wurden hierbei isotrope Materialeigenschaften der Piezoschicht berücksichtigt (E_p bzw. ν_p aus Tabelle 6.1). Die sich daraus ergebende Resonanzfrequenz liegt bei $f_{res} = 27,5 \text{ kHz}$ und damit nahe bei der analytischen Lösung von $f_{res} = 29,4 \text{ kHz}$.

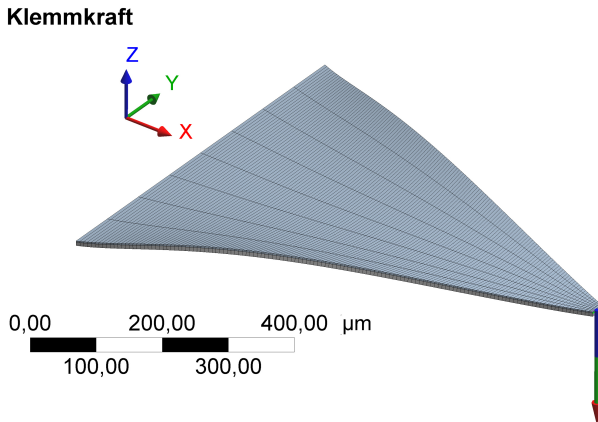
Statische Biegeauslenkung

Typ: Verschiebungskomponente (Z-Achse)
Einheit: μm



(b) Biegelinie für analytisches (massiv) und FEM-Modell (gepunktet)

Abbildung 6.6: Ergebnisse der FEM-Modellierung



(c) Ergebnis der Klemmkraftberechnung

Abbildung 6.6: Ergebnisse der FEM-Modellierung (Fortsetzung)

Diskussion

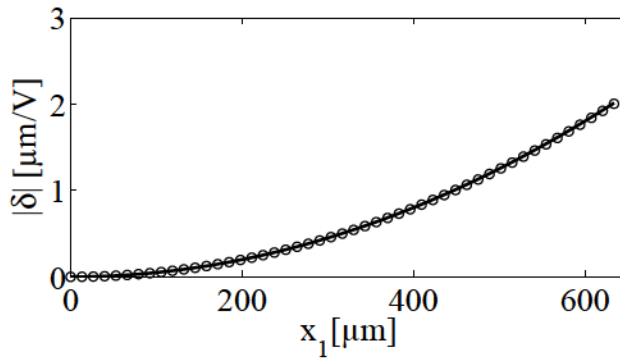
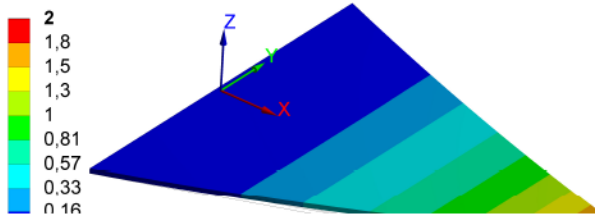
Beim Vergleich der Berechnungsergebnisse fallen signifikante Abweichungen zwischen FEM und analytischem Modell auf. Vor allem die Klemmkräfte werden mit einer Abweichung von 38 % unterschiedlich prognostiziert. Bei Biegeauslenkung und Resonanzfrequenz sind die Abweichungen mit 24 % bzw. 7 % geringer.

Ursächlich für diese Abweichung zeigt sich die im FEM-Modell berücksichtigte Verformung der Biegestruktur in x_2 -Richtung senkrecht zur Symmetrieebene des Elements. Fügt man ins FEM-Modell eine zusätzliche Randbedingung ein, die diese Verformung verhindert, nähern sich die Ergebnisse an. Das so modifizierte FEM-Ergebnis ist in Abb. 6.7 dargestellt. Es fällt auf, dass die Verwölbung der Biegestruktur aufgrund der zusätzlichen Randbedingung verschwindet (gerade verlaufende Isokonturlinien). Die Biegelinie des FEM-Modells stimmt mit der Biegelinie des analytischen Modells überein. Die vom modifizierten FEM-Modell prognostizierte Klemmkraft weicht mit $F = 28,8 \mu\text{N V}^{-1}$ wenig vom analytischen Wert von $F = 28,9 \mu\text{N V}^{-1}$ ab.

Statische Biegeauslenkung

Typ: Verschiebungskomponente (Z-Achse)

Einheit: μm



(b) Vergleich der Biegelinie von analytischem Modell (massive Linie) und angepasstem FEM-Modell (Kreise)

Abbildung 6.7: Ergebnis der FEM-Auslenkungsberechnung mit zusätzlicher Randbedingung

Für die realisierten Aktoren ist mit einer Verformung der Biegestruktur senkrecht zur Symmetrieebene zu rechnen. Daher werden nachfolgend die gemessenen Aktorparameter mit dem nicht modifizierten FEM-Modell verglichen, das die Querverformung miteinbezieht.

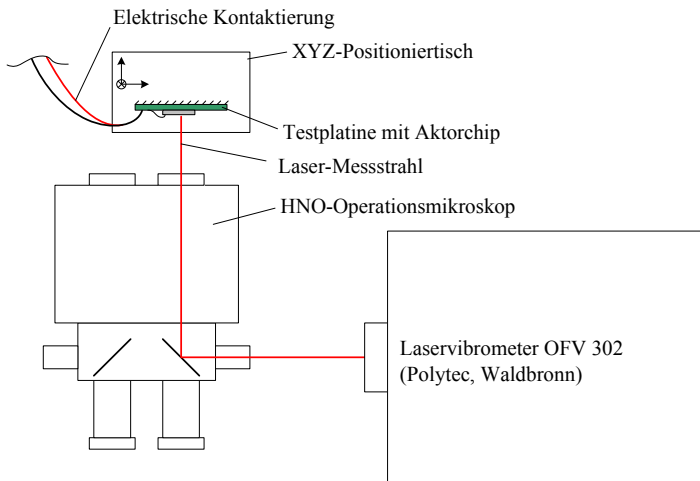
6.2.2 Messverfahren zur Aktorcharakterisierung

Ziel der Aktorcharakterisierung ist es, einen Vergleich zwischen elektromechanischem Aktormodell und dem tatsächlichen Verhalten der Funktionsmuster zu ermöglichen und das Modell zu validieren. Die Vermessung der Aktoren beschränkt sich auf die Prüfung im Labor, Messungen zum Aktorverhalten im implantierten Zustand konnten im Rahmen dieser Arbeit nicht durchgeführt werden. Folglich fokussiert sich die Charakterisierung auf die wesentlichen Aktoreigenschaften im Leerlauf, die schon aus der Modellierung bekannt sind. Dies sind die Auslenkungsamplitude unterhalb der Resonanz (statische Auslenkungsamplitude), die Resonanzfrequenz sowie die Klemmkraft des Aktors (Kraft, die notwendig ist, um die Biegeelemente bei anliegender elektrischer Spannung im Ausgangszustand zu halten). Für die Messung von Auslenkungsamplitude und Resonanzfrequenz kommt ein Laser-Doppler-Vibrometer (LDV) der Firma Polytec, Waldbronn zum Einsatz. Die Messungen zur Klemmkraft erfolgen auf einer Ultrapräzisionswaage der Firma Sartorius, Göttingen. Die beiden Messverfahren werden nachfolgend nochmals eingehender beschrieben.

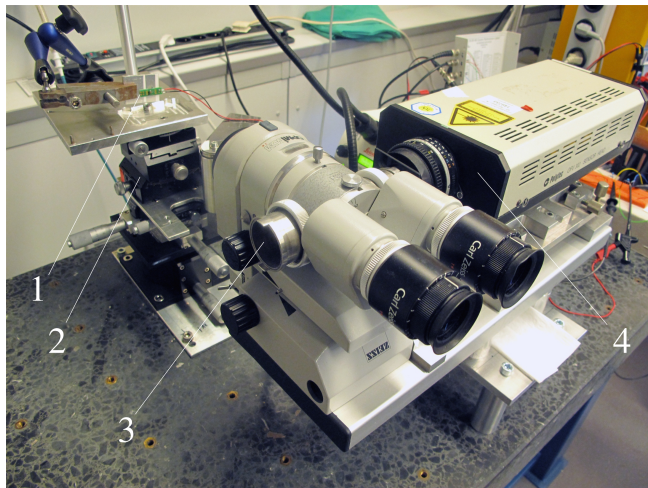
Auslenkungsmessungen mit dem Laser-Doppler-Vibrometer

Aus den Abbildungen 6.8(a) und 6.8(b) ist der Versuchsaufbau zur Bestimmung der Auslenkungsamplituden der Aktorfunktionsmuster dargestellt. Der Aktorchip ist auf einer Testplatine aufgeklebt, mit Drahtbonds elektrisch kontaktiert und mit einer Klemmvorrichtung auf einem XYZ-Positioniertisch gelagert, mit dessen Hilfe er gegenüber dem Laserstrahl des LDV ausgerichtet werden kann. Zur exakten Positionierung ist der Messstrahl in ein HNO-Operationsmikroskop eingekoppelt, das die vergrößerte Beobachtung der Spitze der Biegeelemente erlaubt. Mit Mikroskop und Positioniertisch ist es möglich, den Laserpunkt zur Auslenkungsmessung unter direkter Sicht

6 Evaluierung von Aktorfunktionsmustern



(a) Schematische Darstellung



(b) Laboraufbau mit Aktor auf Testplatte (1), Positioniertisch (2), OP-Mikroskop (3) und LDV (4)

Abbildung 6.8: Messaufbau zur Bestimmung der Auslenkungsamplitude

exakt auf die Spitze der Elemente zu setzen. Das LDV selbst ist im rechten Winkel zur optischen Achse des Mikroskops seitlich positioniert.

Mit Hilfe der Laser-Doppler-Vibrometrie lässt sich die Geschwindigkeit eines Objektes berührungslos bestimmen. Im Messkopf des LDV befindet sich ein Helium-Neon-Laser, dessen Strahl in einen Referenz- und einen Messstrahl aufgeteilt wird. Der Referenzstrahl wird direkt auf einen optischen Detektor gelenkt, wohingegen der Messstrahl aus dem Messkopf heraus auf das Messobjekt gerichtet ist. Die Wellenlänge bzw. Frequenz des vom Messobjekt reflektierten Laserlichts verschiebt sich gegenüber dem Messstrahl nach dem Dopplereffekt, abhängig von der Oberflächengeschwindigkeit des Objekts. Die Messung dieser Dopplerverschiebung erfolgt interferometrisch indem der reflektierte Messstrahl mit dem Referenzstrahl auf dem optischen Detektor überlagert und das resultierende interferometrische hell-dunkel Muster ausgewertet wird. Sich kontinuierlich ändernde Geschwindigkeiten bei Schwingungen des Messobjekts führen zu wechselnden interferometrischen hell-dunkel Mustern auf dem Detektor. Die elektronische Erfassung und Auswertung der Muster liefert das Messergebnis: die kontinuierlich erfasste Oberflächengeschwindigkeit des Objekts. Weiterführende Erläuterungen zum Prinzip der LDV finden sich in [Koch, 1998] und [Büttner, 2004].

Um mit der Laser-Doppler-Vibrometrie die Auslenkungsamplitude eines Aktorelements in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz zu bestimmen, wird der Aktor mit einem kontinuierlichen Spannungssignal beaufschlagt. Das Signal setzt sich anteilig aus mehreren sinusförmigen Wechselspannungen mit der Amplitude von $U = 3,2 \text{ mV}_p$ und einzelnen diskreten Anregungsfrequenzen im Bereich von 1 kHz bis 38 kHz zusammen. Bei dieser sogenannten Multitone-Anregung werden pro Oktave des Frequenzbereichs eine gleiche Anzahl fester Frequenzen angeregt. Die zeitliche Verlauf der Schwingungsgeschwindigkeit als Antwort auf das Spannungssignal wird ermittelt und mit einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) aus dem Zeit- in den Frequenzbereich transformiert. Aus den frequenzabhängigen Schwingungsgeschwindigkeiten lässt sich die Auslenkungsamplitude $|\delta|$ für die jeweiligen Frequenzen wie folgt ermitteln:

$$|\delta| = \frac{|v|}{2 \cdot \pi \cdot f} \quad (6.1)$$

mit der Schwingungsgeschwindigkeit v und der Anregungsfrequenz f . In Abb. 6.9 ist ein exemplarischer Verlauf der Auslenkungsamplitude über die Anregungsfrequenz dargestellt. Man kann deutlich die gemessenen Amplitudenspitzen bei den diskreten Anregungsfrequenzen erkennen. Für die Auswertung der Auslenkungsmessungen werden nur diese Peak-Werte berücksichtigt; für die Frequenzen dazwischen werden die Werte linear interpoliert.

Das arithmetische Mittel der gemessenen Auslenkungsamplituden über alle acht Biegeelemente eines Aktors ermöglicht zusammen mit der zugehörigen Standardabweichung eine Einschätzung der Gesamtauslenkung sowie der Messwertschwankungen.

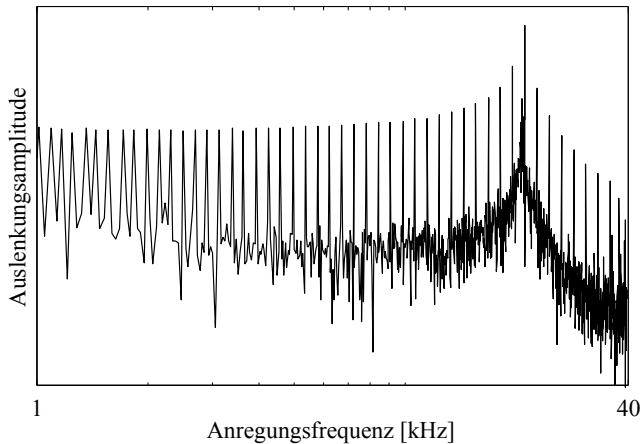


Abbildung 6.9: Qualitativer Verlauf der gemessenen Auslenkungsamplitude über die Frequenz bei Multitone-Anregung

Kraftmessungen

Der Versuchsaufbau zur Bestimmung der Aktorklemmkraft ist in Abb. 6.10 dargestellt. Auf dem Wägeteller (in der Abbildung hinter dem spiegelnden Beobachtungsprisma) ist eine Metallkanüle aufgeklebt, die senkrecht nach oben zeigt. Oberhalb der Kanüle befindet sich der auf einer Testplatte aufgekleb-

te Aktorchip, der mit Bonddrähten elektrisch kontaktiert ist. Die Platine ist über angelötete elektrische Leitungen mit einer Spannungsquelle verbunden. Platine und Aktorchip sind in einer Kunststoffklammer gelagert, die wiederum an einem Mikromanipulator (Firma Kleindiek Nanotechnik, Reutlingen) befestigt ist. Mit Hilfe des spiegelnden Beobachtungsprismas und des Mikromanipulators können die Spitzen der unterschiedlichen Biegeaktorelemente unter Mikroskopsicht auf der Kanüle abgesetzt werden. Der Kontakt zwischen Aktor und Kanüle wird über einen Ausschlag der Waage detektiert.

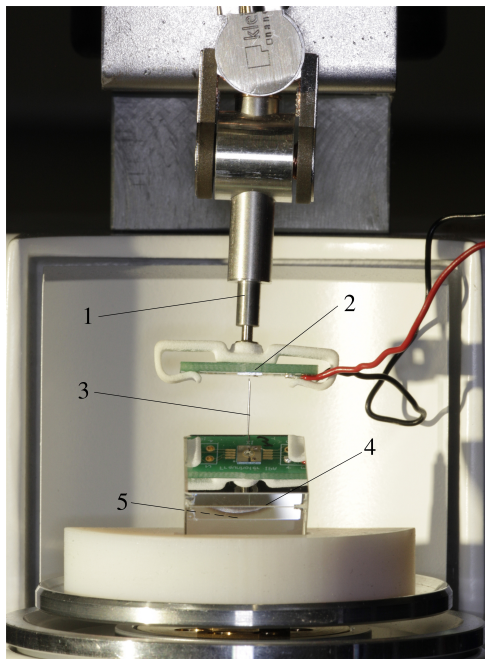


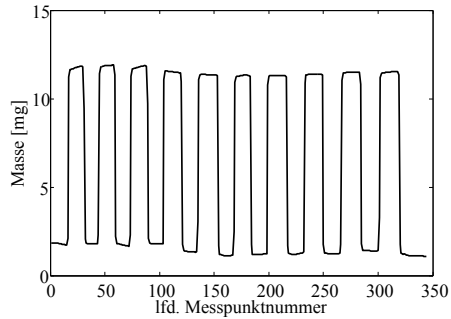
Abbildung 6.10: Messaufbau zur Bestimmung der Aktorkraft mit Mikromanipulator (1), Aktor auf Platine inkl. Spannungsversorgung (2), Kanüle (3), Prisma zur Positionierung unter Sicht und Wägeteller (5, hinter Prisma)

Die Funktionsweise der Waage verhindert ein Nachgeben der Kanüle, so dass bei der Messung von einer geklemmten Aktorspitze ausgegangen werden kann. Ist die Aktorspitze mit der Kanüle in mechanischem Kontakt erfolgt die Kraftmessung. Dafür wird die Spannungsquelle auf einen bestimmten Wert eingestellt und manuell zehnmal an- und abgeschaltet. Der zeitliche Verlauf der von der Waage ermittelten Masse wird mit einem Messrechner kontinuierlich erfasst. Exemplarisch ist der Verlauf der Messung eines Einzelelements in Abb. 6.11(a) dargestellt. Die zehn Sprünge im Messverlauf werden manuell ausgewertet, in Kräfte umgerechnet und arithmetisch gemittelt, um zufällige Messfehler auszugleichen. Für jedes Aktorelement wird dieses Vorgehen für drei verschiedene elektrische Spannungen von 1 V, 2 V und 4 V wiederholt. Abschließend erfolgt eine weitere arithmetische Mittelung der Kraftdaten der Einzelelemente (Mittelwerte) über alle Aktorelemente hinweg. Der so gewonnene Elementmittelwert lässt sich zusammen mit der zugehörigen Standardabweichung gegenüber der angelegten elektrischen Spannung auftragen (siehe Abb. 6.11(b)). Um den Zusammenhang zwischen Aktorkraft und elektrischer Spannung anzunähern wird eine lineare Progression durch die Elementmittelwerte und den Ursprung sowie durch die Mittelwerte plus bzw. minus einer Standardabweichung gelegt. Die Steigung der jeweiligen Geraden beschreibt dann den linearen Zusammenhang zwischen angelegter elektrischer Spannung und gemessener Klemmkraft.

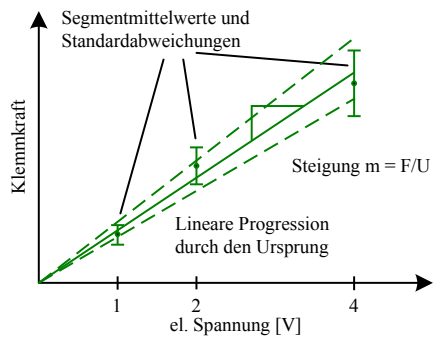
6.2.3 Messergebnisse

Charakterisierungsmessungen wurden insgesamt an drei Exemplaren der EPFL Aktoren durchgeführt (lfd. Nummern 01, 03 und 07). Aktor 07 wurde bei der Kraftmessung aufgrund einer mechanischen Überlast zerstört. Daher liegen keine Ergebnisse zur Klemmkraft für Aktor 07 vor.

Die Messergebnisse zur Auslenkungsamplitude in Abhängigkeit von Anregungsspannung und -Frequenz sind für die drei vermessenen Aktoren in Abb. 6.12 zusammengefasst. Die Vermessung erfolgte im Hörforschungszentrum der Universitäts-HNO-Klinik Tübingen. In den Diagrammen dargestellt ist die über die Aktorelemente gemittelte Auslenkungsamplitude (massiv) sowie der Mittelwert plus bzw. minus eine Standardabweichung (gepunktet). Aus den Messergebnissen lässt sich die Auslenkungsamplitude



(a) Exemplarischer Messdatenverlauf der Ultrapräzisionswaage bei zehn Spannungssprüngen am Aktor



(b) Diagramm zur Ermittlung der Klemmkraft in Abhängigkeit der Spannung (schematisch)

Abbildung 6.11: Erläuternde Darstellungen zur Klemmkraftmessung

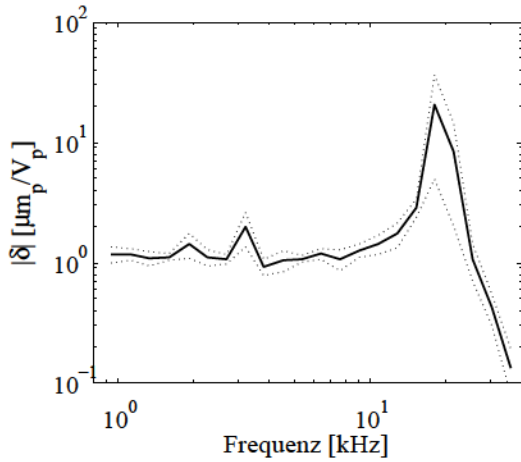
für kleine Frequenzen (quasistatische Auslenkung) der Aktoren ermitteln. Dafür wurde der Mittelwert für den Frequenzbereich von $1 - 10\text{kHz}$ über die Elementmittelwerte und die zugehörige Standardabweichung gebildet. Die Messergebnisse sehen wie folgt aus. Aktor 01 weist eine quasistatische Auslenkung von $|\delta| = 1,21 \pm 0,20 \mu\text{m}_p V_p^{-1}$ auf. Für Aktor 03 liegt der Wert bei $|\delta| = 1,21 \pm 0,50 \mu\text{m}_p V_p^{-1}$ und für Aktor 07 bei $|\delta| = 1,21 \pm 0,15 \mu\text{m}_p V_p^{-1}$.

Die Resonanzfrequenz jedes Aktorelements wurde aus den Einzelmessungen zur Segmentauslenkung ermittelt. Der arithmetische Mittelwert der Resonanzfrequenzen über die Biegeelemente mit der zugehörigen Standardabweichung bildet eine Abschätzung der Resonanz des Gesamtktors. Es ergeben sich folgende Werte. Aktor 01 zeigt eine Resonanzfrequenz von $f_{res} = 20,1 \pm 1,9\text{kHz}$, Aktor 03 von $f_{res} = 18,6 \pm 1,0\text{kHz}$ und Aktor 07 von $f_{res} = 26,9 \pm 1,7\text{kHz}$.

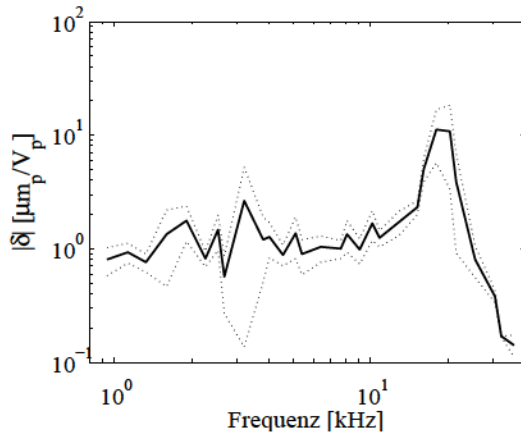
Für Aktor 01 und Aktor 03 konnte die statische Klemmkraft mit einer Ultrapräzisionswaage ermittelt werden. Die gemessenen Kräfte (Mittelwerte über alle Biegeelemente) aufgetragen über der anliegenden elektrischen Spannung sind in Abb. 6.13 dargestellt. Mit eingetragen in das Diagramm ist die lineare Progression durch den Ursprung und die Segmentmittelwerte (massiv) sowie die Progressionen durch die Mittelwerte plus bzw. minus einer Standardabweichung (gepunktet). Aus den Darstellungen ergeben sich für die Klemmkraft der Aktoren Werte von $F = 21,2 \pm 2,9 \mu\text{N V}^{-1}$ für Aktor 01 bzw. $F = 22,5 \pm 1,9 \mu\text{N V}^{-1}$ für Aktor 03.

6.3 Diskussion der Charakterisierungsergebnisse

Vergleicht man die gewonnenen Messdaten mit den modellierten Aktoreigenschaften, so fällt zunächst die qualitative Übereinstimmung der Ergebnisse auf. Alle Aktoren zeigen den prognostizierten Verlauf der Auslenkungsamplitude bestehend aus nahezu konstanter Auslenkung im niedrigen Frequenzbereich, einer ausgeprägten Resonanzüberhöhung und dem steilen Abfall bei höheren Frequenzen. Auch die lineare Abhängigkeit der Aktorklemmkraft von der Anregungsspannung zeigt sich sowohl im analytischen Modell als auch in den Messdaten.

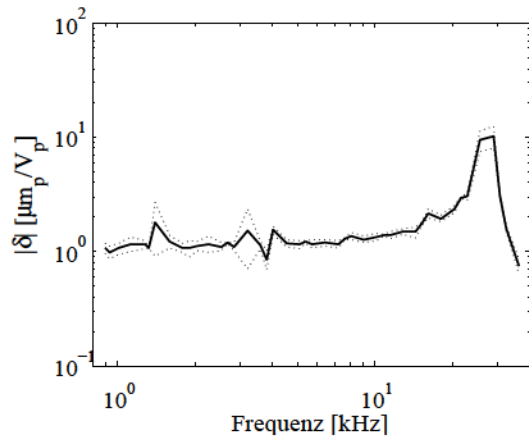


(a) Aktor 01



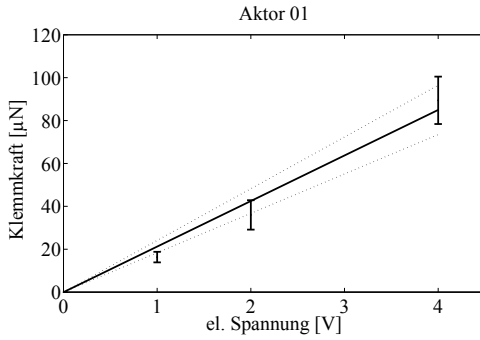
(b) Aktor 03

Abbildung 6.12: Auslenkungsamplitudenverlauf gemittelt über die Aktorelemente mit Standardabweichung für drei Aktoren

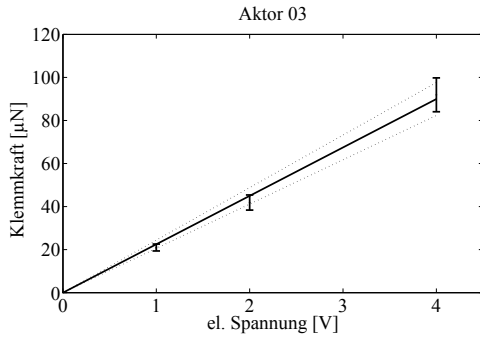


(c) Aktor 07

Abbildung 6.12: Auslenkungsamplitudenverlauf gemittelt über die Aktorelemente mit Standardabweichung für drei Aktoren (Fortsetzung)



(a) Klemmkraft Aktor 01: $21,2 \pm 2,9 \mu N V^{-1}$



(b) Klemmkraft Aktor 03: $22,5 \pm 1,9 \mu N V^{-1}$

Abbildung 6.13: Durchschnittlich gemessene Klemmkraft eines Biegewand-
lerelements abhängig von der anliegenden elektrischen
Spannung für zwei Aktoren: Messwerte mit Standardab-
weichung und linearer Progression durch den Ursprung

Tabelle 6.3: Gegenüberstellung von berechneten Kenndaten und Messergebnissen für drei Aktorfunktionsmuster

Statische Auslenkung	
Analyt. Modell	$2,01 \mu m_p V_p^{-1}$
FEM-Modell	$1,54 \mu m_p V_p^{-1}$
Aktor 01	$1,21 \pm 0,20 \mu m_p V_p^{-1}$
Aktor 03	$1,21 \pm 0,50 \mu m_p V_p^{-1}$
Aktor 07	$1,21 \pm 0,15 \mu m_p V_p^{-1}$
Klemmkraft	
Analyt. Modell	$28,9 \mu N_p V_p^{-1}$
FEM-Modell	$18,2 \mu N_p V_p^{-1}$
Aktor 01	$21,2 \pm 2,9 \mu N V^{-1}$
Aktor 03	$22,5 \pm 1,9 \mu N V^{-1}$
Aktor 07	–
Resonanzfrequenz	
Analyt. Modell	$29,4 kHz$
FEM-Modell	$27,5 kHz$
Aktor 01	$20,1 \pm 1,9 kHz$
Aktor 03	$18,6 \pm 1,0 kHz$
Aktor 07	$26,9 \pm 1,7 kHz$

Quantitativ weisen Modelle und Messungen für die einzelnen Aktorkennwerte unterschiedlich große Abweichungen auf. Die einzelnen Ergebnisse sind einander in Tabelle 6.3 gegenübergestellt. Beim Vergleich der gemessenen Aktordaten untereinander fällt die exakte Übereinstimmung der Auslenkungsmittelwerte ins Auge. Auch die Mittelwerte der gemessenen Klemmkräfte stimmen gut überein und weichen zwischen den Einzelaktoren um maximal 6% voneinander ab. Die Schwankung der mittleren Resonanzfrequenz fällt mit 45% groß aus. Mögliche Ursachen hierfür sind parasitär mitschwingende Massen durch unsauberes Freiätzen der Biegeelemente. Die folgenden Abschnitte gehen nochmals separat auf die einzelnen Kenndaten von Biegeauslenkung, Klemmkraft und Resonanzfrequenz ein und stellen einen Vergleich zwischen gemessenen Werten und den Berechnungsergebnissen von analytischem und FEM-Modell an.

Biegeauslenkung

Die gemessenen Auslenkungsmittelwerte weichen von der prognostizierten quasistatischen Auslenkung des analytischen Modells um 40% ab, wohingegen die Abweichung vom FEM-Modell mit 22% nur etwa halb so groß ausfällt. Wie in Kapitel 6.2.1 erwähnt, unterscheiden sich das FEM- vom analytischen Modell vor allem in der berücksichtigten Verformung des Piezomaterials senkrecht zur Biegelinie. Die vorliegenden Mess- und Berechnungsergebnisse legen nahe, dass das FEM-Modell die Realität exakter abbildet als das analytische Modell. Trotzdem ist die verbleibende Abweichung des FEM-Modells nicht unerheblich und soll nachfolgend diskutiert werden.

Ein möglicher Grund für die Differenz liegt in nicht exakt modellierten Materialparametern. Piezoelektrische Sol-Gel-Dünnschichten schwanken in ihren Eigenschaften teilweise erheblich. Beispielsweise gehen variierende Steifigkeiten wesentlich in das Ergebnis der Modellierung mit ein. Ein um 10% erhöhter E-Modul führt im analytischen Modell bei der betrachteten Aktorgeometrie zu einer Verringerungen der Auslenkung um 5,5%. In der Literatur beschriebene piezoelektrische Sol-Gel Dünnschichten weisen E-Moduln von 100 *GPa* [Shepard u. a., 1998] über 120 *GPa* [Lu u. a., 2007] bis hin zu 140 *GPa* [Bahr u. a., 1996] auf. Der in der Berechnung berücksichtigte Wert von 130 *GPa* liegt im oberen Bereich dieser Spanne.

Die piezoelektrischen Eigenschaften beeinflussen das analytische Simulationsergebnis noch stärker. Ein um 10 % kleinerer effektiver piezoelektrischer Kraftkoeffizient $e_{31,f}$ reduziert die prognostizierte Auslenkungsamplitude um ein Zehntel. Die Angaben zu Kraftkoeffizienten piezoelektrischer Sol-Gel-Dünnschichten aus wissenschaftlichen Veröffentlichungen schwanken. Sie reichen von $e_{31} = -7 \text{ Cm}^{-2}$ [Gong u. a., 2003] über $e_{31} = -12,5 \text{ Cm}^{-2}$ [Xiong u. a., 2008] bis hin zu $e_{31,f} = -17,7 \text{ Cm}^{-2}$ [Calame u. Muralt, 2007]. Dabei sei nochmals auf den Unterschied zwischen dem effektiven Koeffizienten $e_{31,f}$, der die Verformungsfreiheit des Dünnsfilms in Dickenrichtung berücksichtigt, und dem regulären Koeffizienten e_{31} hingewiesen. Der Betrag des effektiven Koeffizienten liegt im Vergleich zum regulären Koeffizienten etwas höher. Im analytischen Modell wurde der effektive Kraftkoeffizient mit $e_{31,f} = -12 \text{ Cm}^{-2}$ eher konservativ berücksichtigt.

Außer in schwankenden Materialparametern besteht eine Unsicherheit in den Schichtdickenverhältnissen. Zunächst sind in der Modellierung die Elektrodenschichten mit einer Dicke von $h = 245 \text{ nm}$ (entspricht 3,5 % der Gesamtdicke) nicht berücksichtigt. Die E-Moduln der verwendeten Elektrodenmaterialien Platin, Titan und Titanoxid liegen mit Werten von ungefähr 139 GPa [Salvadori u. a., 2003], 128 GPa [Shan u. Sitaraman, 2003] bzw. 150 GPa [Bendavid u. a., 2000] im Bereich oder oberhalb der Steifigkeiten von Piezo- und Substratschicht. Folglich tragen sie zu einer leichten Versteifung der Biegestruktur und damit zu geringeren Biegeauslenkungen bei. Darüber hinaus sind im Modell die Schichtdicken von Substrat- und Piezoschicht mit exakt $h_s = 5 \text{ }\mu\text{m}$ bzw. $h_p = 2 \text{ }\mu\text{m}$ angenommen. Fertigungstoleranzen sind nicht mit berücksichtigt und kommen als weiterer Grund für die Abweichung zwischen Modellen und Messungen in Betracht.

Klemmkraft

Die auf der Ultrapräzisionswaage ermittelten Kraftmittelwerte von Aktor 03 und Aktor 07 weichen um 27 % bzw. 23 % von der prognostizierten Klemmkraft des analytischen Modells und um 17 % bzw. 24 % vom FEM-Modell ab. Dabei ist zu beachten, dass die Ergebnisse des FEM-Modells unterhalb und die Ergebnisse des analytischen Modells oberhalb der Messwerte liegen. Als mögliche Ursachen kommen die selben Aspekte wie bei der Biegeauslenkung

in Betracht: Abweichungen in den Materialparametern, den piezoelektrischen Eigenschaften und den Schichtdickenverhältnissen.

Resonanzfrequenz

Die gemessenen Resonanzfrequenzen weichen zwischen den einzelnen Aktoren voneinander ab und stimmen nur eingeschränkt mit den Modellen überein. Die Resonanzfrequenz von Aktor 01 weicht um 33 % vom analytischen und um 27 % vom FEM-Modell ab. Aktor 03 zeigt Abweichungen von 37 % zum analytischen und von 33 % zum FEM-Modell. Die Resonanz von Aktor 07 stimmt hingegen bis auf 9 % mit dem analytischen Modell und bis auf 3 % mit dem FEM-Modell überein. Neben bereits erwähnten parasitär mitschwingenden Massen sind weitere Ursachen für die Abweichungen denkbar. So berücksichtigt das Modell die beiden Elektrodenschichten mit einer Gesamtdicke von $h_{El,ges} = 245 \text{ nm}$ sowohl in ihrer Steifigkeit also auch in ihrer Masse nicht. Darüber hinaus wird das Biegeelement im Modell als trapezförmig betrachtet, wohingegen es in der Realität ein Kreissegment mit kreisbogenförmiger Basis darstellt.

Fazit

Die qualitativ gute Übereinstimmung zwischen Modell und Messergebnissen geht mit quantitativ teilweise starken Abweichungen einher. Dabei kommen die Ergebnisse der FEM-Modellierung den vermessenen Aktorkenngrößen näher. Das ist ein Indiz dafür, dass die Verformung der Schichtstruktur senkrecht zur Biegelinie bei der Modellierung berücksichtigt werden sollte. Um die Modellierung zukünftig noch besser an die realen Bedingungen anpassen zu können, ist die messtechnische Erfassung weiterer Aktoreigenschaften wie beispielsweise der Schichtdicken oder der piezoelektrischen Koeffizienten notwendig. Piezoelektrische Koeffizienten lassen sich mit Teststrukturen vermessen, die auf dem jeweiligen Aktorwafer mitprozessiert werden [Prume u. a., 2007]. Dies wurde beim Layout der EPFL-Aktoren nicht berücksichtigt. Die zusätzliche Vermessung einer größeren Anzahl von Aktoren würde die Chance auf statistische Ausreißer in der Charakterisierung minimieren.

6.4 Ergebnisbewertung hinsichtlich der Anwendung als Schallwandler

Im vorgehenden Teilkapitel wurden die gemessenen Eigenschaften der EPFL-Aktoren vorgestellt, mit den Berechnungsergebnissen aus analytischem und FEM-Modell verglichen und mögliche Ursachen für die beobachteten Abweichungen zwischen Messung und Modellierung diskutiert. In den folgenden Abschnitten sollen diese Ergebnisse im Hinblick auf das Gesamtsystem des Rundfensterimplantats eingeordnet werden.

Eine gegenüber dem analytischen Modell um 40 % verminderte Auslenkungsamplitude und um 27 % verminderte Klemmkraft beeinflusst zuallererst die Dimensionierung des Aktors aus Kapitel 5.5. Die prognostizierten Eigenschaften in implantiertem Zustand müssen für die als optimal identifizierte Konfiguration (aktiver Durchmesser $\varnothing 1,2 \text{ mm}$, drei parallele Piezoschichten mit $h_p = 0,5 \mu\text{m}$ und Substrat von $h_s = 2 \mu\text{m}$) aufgrund der vom Modell abweichenden Messergebnisse angepasst werden. Hierzu sei an dieser Stelle nochmals die Abhängigkeit der Auslenkungsamplitude $\underline{\delta}$ von den Lösungsparametern der Biegedifferentialgleichung \underline{Y}_1 und \underline{Y}_2 , der elektrischen Spannung \underline{U} , der mechanischen Impedanz der Cochlea $Z_{C,mech}$ sowie der Anregungsfrequenz ω aus Gleichung 5.47 rekapituliert:

$$\underline{\delta} = \frac{8 \cdot \underline{Y}_1 \cdot \underline{U}}{8 + \underline{Y}_2 \cdot Z_{C,mech} \cdot i\omega}$$

Um unter Berücksichtigung der abweichenden Messergebnisse zu einer realistischen Abschätzung des Aktorverhaltens zu kommen, sind nachfolgend die beiden Lösungsparameter der Biegedifferentialgleichung \underline{Y}_1 und \underline{Y}_2 angepasst. \underline{Y}_1 bestimmt sich nach Gleichung 5.31 direkt aus der lastfreien Auslenkungsamplitude. Für eine erste Abschätzung kann also von um 40 % verringerten Einträgen in \underline{Y}_1 ausgegangen werden. Der Quotient aus \underline{Y}_1 und \underline{Y}_2 ist direkt proportional zur Klemmkraft (siehe Gleichung 5.34). Mit einer um 27 % reduzierten gemessenen Klemmkraft und um 40 % verringerten Einträgen in \underline{Y}_1 ergibt sich für die Einträge von \underline{Y}_2 eine Steigerung um den Faktor 2,3. Mit den geänderten Lösungsparametern lässt sich die an die Messergebnisse angepasste Auslenkungsamplitude der optimierten Aktorkonfiguration in

implantiertem Zustand berechnen. Sie ist zusammen mit dem geforderten Verlauf in Abb. 6.14 dargestellt.

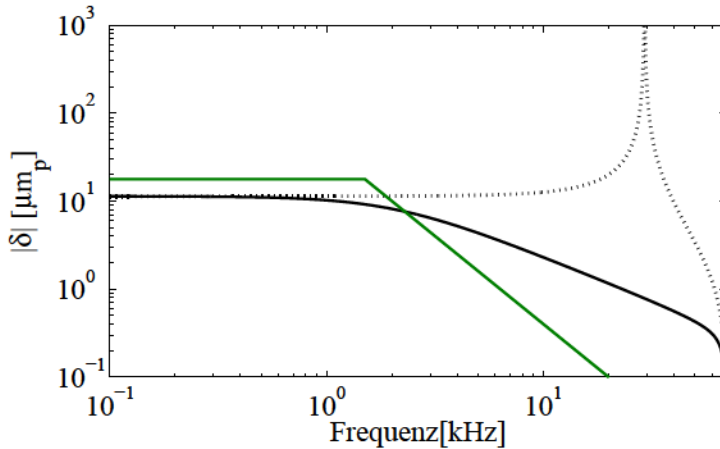


Abbildung 6.14: Auslenkungsamplitude eines Dreischicht-Aktors mit optimaler Geometrie bei um 40 % verminderter Kraft und Auslenkung. Dargestellt ist der Verlauf in implantiertem Zustand (massiv), im Leerlauf (gepunktet) sowie die geforderte Auslenkungsamplitude (grün massiv).

Eine Analyse des Amplitudenverlaufs zeigt, dass bis zu Frequenzen von 2,3 kHz die Anforderungen durch den optimierten Aktor mit angepassten Eigenschaften nicht erfüllt werden können; die Auslenkungsamplituden liegen im horizontalen Bereich der Kurve bei 11,4 μm . Im Frequenzbereich darüber reichen die erzielbaren Auslenkungen hingegen theoretisch aus. Die gegenüber den theoretischen Werten um 40 % reduzierte Auslenkung im niedrigen Frequenzbereich bedeutet ein um 8 dB SPL reduzierter Lautstärkeindruck beim Patienten. Statt der angestrebten 120 dB SPL kann mit der angepassten Aktorkonfiguration jedoch immer noch eine Lautstärke wahrgenommen werden, die einem Schalldruck im äußeren Gehörgang von 112 dB SPL entspricht.

Ergänzend sei an dieser Stelle erwähnt, dass die formulierten Anforderungen an die Auslenkungsamplituden vor allem im Frequenzbereich kleiner $f = 2 \text{ kHz}$ mit Unsicherheiten verbunden sind. Die Studie von [Chien u. a., 2009], auf die sich der geforderte Amplitudenverlauf dieser Arbeit wesentlich stützt (vgl. Kapitel 3.3.1 und Abb. 3.4 bzw. Abb. 6.14), korrigiert ihre an Patienten gewonnenen Auslenkungswerte im Bereich kleiner Frequenzen nach oben, was eine Verschärfung der Anforderungen darstellt. Genauen Aufschluss über den Zusammenhang zwischen Aktoramplituden am runden Fenster und Steigbügelamplituden am ovalen Fenster - als Maß der empfundenen Lautstärke - können erst zukünftige Untersuchungen an humanen Felsenbeinen zeigen. Dabei gilt es zu untersuchen, welche Auslenkungsamplituden ein prototypischer Aktor am runden Fenster erzeugen kann und zu welcher Schwingung des Steigbügels dies führt. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse tragen zur präziseren Formulierung der Anforderungen bei.

Gegenüber dem bisher betrachteten Aktordesign besteht noch Verbesserungspotential. Eine feinere Teilung der Aktorfläche in einzelne Biegeelemente führt zu einer Verlängerung der freien Biegelänge (siehe Abb. 5.9) und einer Steigerung der Auslenkungsamplitude. Die Verdoppelung der Anzahl der Biegeelemente von bisher $N = 8$ auf $N = 16$ bewirkt beispielsweise eine Steigerung der theoretischen Auslenkungsamplitude des Mehrschichtaktors um 13 % auf $12,9 \mu\text{m}$. Darüber hinaus ist eine weitere Verringerung der Piezoschichtdicken denkbar, um das elektrische Feld und die piezoelektrische Verformung in den Biegeelementen zu steigern. Allerdings beginnt bei Schichtdicken unter $0,5 \mu\text{m}$ die piezoelektrische Kraftkonstante von PZT abzunehmen, was den Effekt der gesteigerten elektrischen Feldstärke teilweise wieder aufhebt. Eine zukünftige Charakterisierung von Aktorfunktionsmustern mit Schichtdicken unter $0,5 \mu\text{m}$ sollte eine Aussage über den Gesamteffekt aus gesteigertem Feld und verringerter piezoelektrischer Konstanten ermöglichen.

Weitere theoretische Möglichkeiten zur Steigerung der Auslenkungsamplitude sind die Anhebung der elektrischen Anregungsspannung und eine Vergrößerung des Aktordurchmessers. Die Erhöhung der elektrischen Spannung setzt die hermetische Kapselung aller spannungsführenden Elemente voraus, um Korrosion des Implantats durch Wasserelektrolyse zu verhindern. Nach heutigem Stand der Technik (vgl. Kapitel 3.4) ist eine hermetische Kapselung nur mit metallischen Werkstoffen möglich, die wiederum nicht flexibel

genug sind und daher für die Kapselung des Aktors nicht in Frage kommen. Die Entwicklung eines neuartigen biokompatiblen Werkstoffs, der die notwendige hermetische Dichtigkeit und Flexibilität aufweist, ist denkbar aber sehr aufwändig und würde die Weiterentwicklung des Rundfensterimplantats zum Produkt verzögern.

Einer Vergrößerung des implantierbaren Schallwandlers in seinem Durchmesser steht entgegen, dass bei vielen Patienten in der Rundfensternische des Mittelohrs nicht mehr ausreichend Platz für die Implantation zur Verfügung steht. Allerdings wird an chirurgischen Verfahren geforscht, die einen Zugang zur Cochlea über ein operativ geschaffenes sogenanntes drittes Fenster ermöglichen [Pau u. Just, 2010], [Lupo u. a., 2012]. Zeigen diese Forschungsarbeiten, dass dies ohne Risiko für den Patienten möglich ist, wäre eine Implantation des Schallwandlers dort möglich. Der Durchmesser des dritten Fensters kann mit bis zu $\varnothing 2,5 \text{ mm}$ entscheidend größer sein als der des runden Fensters. Die dadurch vergrößerte Biegelänge der Aktorelemente vereinfacht das Erreichen der Anforderungen durch den Schallwandler erheblich.

Abschließend seien nachfolgend nochmals die wichtigsten Punkte der Bewertung zusammengefasst. Die Messwerte an den Funktionsmustern legen nahe, dass die optimale Aktorkonfiguration die Anforderungen an die erzielbare Verstärkung im Frequenzbereich bis $1,3 \text{ kHz}$ bis auf 8 dB SPL und für Frequenzen oberhalb vollständig erfüllt. Die zugrundegelegten Anforderungen müssen im Felsenbeinexperiment bestätigt bzw. verfeinert werden. Die Erhöhung der Anzahl der Aktorelemente hilft, die Auslenkungsamplitude des Aktors bei bestehendem Durchmesser zu steigern. Die Implantation des Aktors in einem operativ geschaffenen dritten Fenster der Cochlea ermöglicht größere Aktordurchmesser und die sicherere Erreichung der Spezifikationen.

6.5 Zukünftige Arbeiten

Die Evaluierungsergebnisse aus vorigem Kapitel zeigen, dass für die Untersuchung des Rundaktors als Schallwandler weitergehende Forschungsarbeiten notwendig sind. Zunächst gilt es, die Annahmen bezüglich des Aktorverhaltens in implantiertem Zustand - also in direktem Kontakt mit der Membran des runden Fensters - experimentell zu überprüfen. Dies kann mit Hilfe so-

nannter Felsenbeinversuche erfolgen. Das menschliche Gehör ist postmortal noch über einen längeren Zeitraum intakt. In den anatomischen Instituten der Universitätskliniken können die Hörorgane von Körperspendern präpariert und der Hörforschung für Felsenbeinuntersuchungen zur Verfügung gestellt werden. Voraussetzung ist die Einhaltung ethischer Grundsätze, was von der Ethik-Kommission der jeweiligen Klinik überprüft wird.

Für ein Felsenbeinexperiment zur Untersuchung des Implantats muss zunächst die Größe der Aktorfunktionsmuster auf den in den Anforderungen formulierten Durchmesser von $\varnothing 1,2 \text{ mm}$ reduziert und die Aktoren müssen kreisrund bzw. vieleckig aus den bisher quadratischen Aktorchips herausgeschnitten werden. Die Aktoren können dann in der Rundfensternische in direktem Kontakt mit der Fenstermembran zur Cochlea im Felsenbein implantiert werden. Die Vermessung der Auslenkungsamplitude des Aktors unter Last der Cochlea in Abhängigkeit von der elektrischen Anregungsfrequenz kann analog zur Charakterisierung im Leerlauf mittels Laser-Doppler-Vibrometrie (LDV) erfolgen (siehe Kapitel 6.2.2). Synchron zur Vermessung der Aktorschwingung kann der Frequenzgang der Steigbügelschwingung mit LDV messtechnisch erfasst werden. Durch die zeitgleiche Erfassung wird der Zusammenhang zwischen Rundfensterschwingung und Steigbügelschwingung bei Anregung mit dem Schallwandler aufgezeigt. Die Steigbügelschwingung dient als Maß für die empfundene Lautstärke des Patienten (vgl. Kapitel 3.3). Nach Abschluss des Experiments klar, welcher Lautstärkeindruck bei welcher Anregungsfrequenz vom Aktorfunktionsmuster erzeugt werden kann. Es wird ebenfalls deutlich, ob die der Anforderungsanalyse zugrunde liegenden Annahmen dieser Arbeit zutreffen, oder ob sie nochmals korrigiert werden müssen.

Die Felsenbeinexperimente können zunächst mit einschichtigen Aktorfunktionsmustern durchgeführt werden, da die grundsätzlichen Zusammenhänge zwischen Rundfenster- und Steigbügelschwingung linear zu erwarten sind und daher auch bei einem geringeren Niveau der Schwingungsamplituden erfasst werden können. Für die Weiterentwicklung des Schallwandlers zum Produkt scheint die Realisierung mehrschichtiger Aktoren jedoch unerlässlich und muss in den zukünftigen Forschungsarbeiten adressiert werden. Diese Arbeiten beinhalten die Herstellung und Charakterisierung mehrschichtiger Aktorfunktionsmuster mit unterschiedlichen Schichtdickenverhältnissen. Die

Charakterisierungsergebnisse liefern wichtige Beiträge zur Verfeinerung der Aktormodellierung. Vor allem aufgrund von Zwischenelektroden zu erwartende Verluste an Aktorkraft und -Auslenkung müssen im Modell berücksichtigt werden. Eine exakte Modellierung der Aktoreigenschaften ist die Voraussetzung, am Ende der Entwicklungen eine möglichst optimale Aktorkonfiguration für das Rundfensterimplantat identifizieren zu können.

Weiterer Gegenstand der zukünftigen Arbeiten ist die Untersuchung eines alternativen Implantationsorts. Gelingt es mit chirurgischen Methoden zuverlässig, ein drittes Fenster mit größerem Durchmesser in der knöchernen Wand der Chochlea zu schaffen, steht am Implantationsort mehr Platz zur Verfügung. Dies ermöglicht die Realisierung von Aktoren größeren Durchmessers, was die Erreichung der audiologischen Spezifikationen erleichtert.

Zusammenfassend ergeben sich drei Schwerpunkte für die zukünftigen Forschungs- und Entwicklungsarbeiten. Aktorfunktionsmuster mit passenden Durchmessern müssen hergestellt und in Felsenbeinexperimenten unter Implantationsbedingungen charakterisiert werden. Für die Erreichung der audiologischen Spezifikation ist die Realisierung von mehrschichtigen Aktoren zur Steigerung der Aktorkraft notwendig. Gelingt es, ein operativ geschaffenes drittes Fenster in der Cochlea als alternativen Implantationsort zu etablieren, können die Anforderungen von einem Schallwandler mit größerem Durchmesser einfacher erreicht werden.

7 Zusammenfassung

In Deutschland leiden ca. 17 Millionen Menschen unter Schwerhörigkeit. Die Mehrzahl der Patienten kann mit konventionellen Hörgeräten versorgt werden. Bei hochgradiger Schwerhörigkeit stoßen herkömmliche Systeme an ihre Grenzen. Implantierbare Hörgeräte können höhere Verstärkungen und eine bessere Tonqualität bieten, sind jedoch aufgrund der invasiven Implantation im Vergleich bisher nicht weit verbreitet. Die Universitäts-HNO-Klinik Tübingen, das Fraunhofer IPA und weitere Forschungspartner untersuchen deshalb das neuartige Konzept des sogenannten Rundfensterimplantats, dessen Komponenten in einem kurzen ambulanten Eingriff unter Lokalnarkose implantiert werden können. Ein wesentliches Funktionselement des Rundfensterimplantats ist der auf der Membran des runden Fensters platzierte Schallwandler, der verstärkte mechanische Vibrationen im hörbaren Frequenzbereich erzeugt und diese ins Innenohr Einkoppelt. Die Untersuchung und Entwicklung dieses implantierbaren Schallwandlers stellt die wissenschaftlich-technische Problemstellung der vorliegenden Arbeit dar.

Nach einer Einleitung und der Darstellung der medizinischen Ausgangssituation wird in Kapitel drei der Arbeit eine Anforderungsanalyse für einen idealen Schallwandler durchgeführt. Diese identifiziert einen in der Rundfensternische maximal zur Verfügung stehenden zylindrischen Bauraum von $\varnothing 1,2 \cdot 2 \text{ mm}$. Darüber hinaus sollte der Wandler bis zu einer Frequenz von $1,5 \text{ kHz}$ die Membran des runden Fensters zu Schwingungen mit einer Auslenkungsamplitude von mindestens $2,6 \mu\text{m}_{rms}$ anregen, um beim Patienten einen Höreindruck zu erzeugen, der einem Schalldruck von 120 dB SPL im Gehörgang entspricht und ein gutes Sprachverstehen erlaubt. Dafür ist eine Wandlerkraft von $581 \mu\text{N}$ notwendig. Um zu gewährleisten, dass das Implantat für mindestens 15 Jahre im Körper des Patienten verbleiben kann, ist eine Kapselung des Wandlers mit körperverschmelzbaren Werkstoffen sowie die Verwendung elektrischer Spannungen kleiner als $1,3 \text{ V}_p$ essentiell.

Die formulierten Anforderungen sind die Basis für die Untersuchung geeigneter Wandlerprinzipien und -Konfigurationen zur Erzeugung von Vibrationen im hörbaren Frequenzbereich in Kapitel vier. Die Analyse zeigt, dass vor allem elektromagnetische Aktoren in der Bauform einer Tauchspule und piezoelektrische Biegeaktoren in der Lage sind, die Anforderungen bei gegebenem Bauraum zu erfüllen. Vor allem aufgrund der höheren Energiedichte und überlegener dynamischer Eigenschaften wird das piezoelektrische Prinzip im weiteren Verlauf der Arbeit eingehend untersucht.

Kapitel fünf beschäftigt sich mit dem Ansatz zur Lösung der Aufgabenstellung – der Untersuchung eines piezoelektrischen Mikro-Biegeaktors als Schallwandler für das Rundfensterimplantat. Der vorgestellte Aktor besteht aus kreisrund angeordneten trapezförmigen Biegeelementen, die jeweils aus einer Substratschicht und mehreren, parallel aufgetragenen, piezoelektrischen Schichten bestehen. Für dieses Aktorkonzept wird ein analytisches elektromechanisches Modell erarbeitet, das wichtige Funktionsparameter wie Auslenkungsamplitude, Kraft und Resonanzfrequenz in Abhängigkeit der Aktorgeometrie, der Materialparameter und der anliegenden elektrischen Wechselspannung beschreibt. Um das Verhalten des Biegeaktors in implantiertem Zustand beurteilen zu können, sind die für einen idealen Wandler geltenden Anforderungen dem konkret vorliegenden Konzept angepasst. Mit Hilfe einer Parametervariation im elektromechanischen Modell wird eine Aktorkonfiguration identifiziert, die im implantierten Zustand die Erfüllung der Anforderungen verspricht. Der so optimierte Aktor setzt sich aus acht einzelnen Biegeelementen zusammen und weist einen Durchmesser der aktiven Aktorfläche von $\varnothing 1,2 \text{ mm}$ auf. Die Biegeelemente bestehen aus einer Substratschicht der Dicke $2 \mu\text{m}$ und drei darauf aufgetragenen parallelen Piezoschichten von jeweils $0,5 \mu\text{m}$ Schichtdicke.

Mit Hilfe des Laboratoire Céramique der École Polytechnique Fédérale de Lausanne konnten im Rahmen der Arbeit Funktionsmuster des piezoelektrischen Biegeaktors realisiert werden, deren Evaluierung in Kapitel sechs beschrieben ist. Für die Funktionsmuster werden mit Hilfe des analytischen Modells und einer vergleichenden FEM Analyse die wichtigsten Funktionsparameter wie Auslenkungsamplitude, Aktorkraft und Resonanzfrequenz berechnet. Gleichzeitig werden diese Funktionsparameter für drei reale Aktorexemplare messtechnisch erfasst und den Berechnungsergebnis-

sen gegenübergestellt. Für zwischen Modell und Berechnung auftretende Abweichungen können die im Modell nicht modellierten Elektrodenschichten und abweichende Materialparameter identifiziert werden. Der erbrachte Funktionsnachweis für das Aktorkonzept und die erfolgreiche Validierung des elektromechanischen Aktormodells sind die wesentlichen Ergebnisse der Evaluierung.

Die Arbeit schließt mit einer Bewertung der Ergebnisse im Hinblick auf die Anwendung des Aktors als implantierbarer Schallwandler. Die gegenüber der Modellierung geringer zu erwartenden Auslenkungsamplituden und Kräfte führen zu einem rechnerischen Verstärkungspotential des Hörgeräts von 112 dB SPL bei Frequenzen kleiner $2,3 \text{ kHz}$. Bei höheren Frequenzen ist eine noch größere Verstärkung zu erwarten. Um den Schallwandler des Implantats weiter zu optimieren, ist eine modifizierte Aktorgeometrie mit verlängerten Biegeelementen denkbar. Die optionale Implantation des Aktors in einem operativ geschaffenen dritten Fenster der Cochlea würde darüber hinaus größere Aktordurchmesser und die einfachere Erreichung der Spezifikationen ermöglichen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit erlauben eine fundierte Machbarkeitsbewertung speziell für den Schallwandler als auch für das Gesamtsystem Rundfensterimplantat. Damit ist eine wertvolle Basis für die Entwicklung des implantierbaren Hörgeräts zum Produkt geschaffen. Einmal im klinischen Einsatz kann das Rundfensterimplantat bei Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit zu verbessertem Sprachverstehen und somit zu gesteigerter Lebensqualität führen, dank guter Tonqualität in einem breiten Frequenz- und Lautstärkebereich. Für die Behandlung ist keine invasive Implantationsoperation notwendig, ein schonender ambulanter Eingriff genügt.

Literaturverzeichnis

- [IRE 1949] IRE Standards on Piezoelectric Crystals, 1949. In: *Proceedings of the IRE* 37 (1949), Nr. 12, S. 1378–1395
- [IRE 1961] IRE Standards on Piezoelectric Crystals: Measurements of Piezoelectric Ceramics. In: *Proceedings of the IRE* 49 (1961), Nr. 7, S. 1161–1169
- [Aibara u. a. 2001] AIBARA, Ryuichi ; WELSH, Joseph T. ; PURIA, Sunil ; GOODE, Richard L.: Human middle-ear sound transfer function and cochlear input impedance. In: *Hearing Research* 152 (2001), Nr. 1-2, S. 100–109
- [Backous u. Duke 2006] BACKOUS, Douglas D. ; DUKE, William: Implantable middle ear hearing devices: current state of technology and market challenges. In: *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 14 (2006), Nr. 5, S. 314–318
- [Bahr u. a. 1996] BAHR, D. F. ; WRIGHT, J. S. ; FRANCIS, L. F. ; MOODY, N. R. ; GERBERICH, W. W.: Mechanical Behavior of a Mems Acoustic Emission Sensor. In: *MRS Online Proceedings Library* 444 (1996), S. 209–214
- [Baker u. a. 1995] BAKER, R. S. ; WOOD, M. W. ; HOUGH, J. V.: The implantable hearing device for sensorineural hearing impairment. The Hough Ear Institute experience. In: *Otolaryngologic clinics of North America* 28 (1995), Nr. 1, S. 147–153
- [Ball 2010] BALL, G. R.: The vibrant soundbridge: design and development. In: *Advances in oto-rhino-laryngology* 69 (2010), S. 1–13
- [Ballas 2007] BALLAS, Rüdiger G.: *Piezoelectric Multilayer Beam Bending Actuators: Static and Dynamic Behavior and Aspects of Sensor Integration*.

- Berlin and Heidelberg : Springer, 2007 (Microtechnology and MEMS). – ISBN 978–3–540–32641–0
- [Ballas u. a. 2009] BALLAS, Rüdiger G. ; PFEIFER, Günther ; WERTHSCHÜTZKY, Roland: *Elektromechanische Systeme der Mikrotechnik und Mechatronik: Dynamischer Entwurf - Grundlagen und Anwendungen*. 2. Auflage. Berlin and Heidelberg : Springer, 2009. – ISBN 978–3–540–89317–2
- [Bassim u. Fayad 2010] BASSIM, Marc K. ; FAYAD, José N.: Implantable Middle Ear Hearing Devices: A Review. In: *Seminars in Hearing* 31 (2010), Nr. 01, S. 28–36
- [Békésy 1960] BÉKÉSY, Georg v.: *Experiments in hearing*. New York : McGraw-Hill, 1960. – ISBN 978–0–070–04324–4
- [Beltrame u. a. 2009] BELTRAME, Achille M. ; MARTINI, Alessandro ; PROSSER, Silvano ; GIARBINI, Nadia ; STREITBERGER, Christian: Coupling the Vibrant Soundbridge to Cochlea Round Window: Auditory Results in Patients With Mixed Hearing Loss. In: *Otology & Neurotology* 30 (2009), Nr. 2, S. 194–201
- [Bendavid u. a. 2000] BENDAVID, A. ; MARTIN, P. J. ; TAKIKAWA, H.: Deposition and modification of titanium dioxide thin films by filtered arc deposition. In: *Thin Solid Films* 360 (2000), Nr. 1–2, S. 241–249
- [Bernard u. a. 2009] BERNARD, F. ; DELOBELLE, P. ; ROUSSELOT, C. ; HIRSINGER, L.: Microstructural, mechanical and magnetic properties of shape memory alloy Ni₅₅Mn₂₃Ga₂₂ thin films deposited by radio-frequency magnetron sputtering. In: *Thin Solid Films* 518 (2009), Nr. 1, S. 399–412
- [Beutner u. Hüttenbrink 2009] BEUTNER, D. ; HÜTTENBRINK, K. B.: Passive und aktive Mittelohrimplantate: Passive and Active Middle Ear Implants. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 88 (2009), Nr. S 01, S. S32–S47

- [Bintoro u. a. 2005] BINTORO, J. S. ; PAPANIA, A. D. ; BERTHELOT, Y. H. ; HESKETH, P. J.: Bidirectional electromagnetic microactuator with microcoil fabricated on a single wafer: static characteristics of membrane displacements. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 15 (2005), Nr. 8, S. 1378–1388
- [Bronstein u. a. 2008] BRONSTEIN, I.N ; SEMENDJAJEW, K.A ; MUSIOL, G. ; MÜHLIG, H.: *Taschenbuch der Mathematik*. 7. Auflage. Frankfurt am Main : Harri Deutsch GmbH, 2008. – ISBN 978–3–8171–2007–9
- [Büttner 2004] BÜTTNER, L.: *Untersuchung neuartiger Laser-Doppler-Verfahren zur hochauflösenden Geschwindigkeitsmessung*. 1. Auflage. Göttingen : Cuvillier Verlag, 2004. – ISBN 978–3–86537–074–7
- [Calame u. Muralt 2007] CALAME, F. ; MURALT, P.: Growth and properties of gradient free sol-gel lead zirconate titanate thin films. In: *Applied Physics Letters* 90 (2007), Nr. 6, S. 062907
- [Chao u. a. 2008] CHAO, Xiaolian ; YANG, Zupei ; LI, Gang ; CHENG, Yaoqi-ang: Fabrication and characterization of low temperature sintering PMN-PZN-PZT step-down multilayer piezoelectric transformer. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 144 (2008), Nr. 1, S. 117–123
- [Chen u. a. 2004] CHEN, Douglas A. ; BACKOUS, Douglas D. ; ARRIAGA, Moisés A. ; GARVIN, Renee ; KOBYLEK, Deborah ; LITTMAN, Thomas ; WALGREN, Sue ; LURA, David: Phase I clinical trial results of the envoy system: A totally implantable middle ear device for sensorineural hearing loss. In: *Otolaryngology - Head and Neck Surgery* 131 (2004), Nr. 6, S. 904–916
- [Chien u. a. 2009] CHIEN, Wade ; ROSOWSKI, John J. ; RAVICZ, Michael E. ; RAUCH, Steven D. ; SMULLEN, Jennifer ; MERCHANT, Saumil N.: Measurements of stapes velocity in live human ears. In: *Hearing Research* 249 (2009), Nr. 1-2, S. 54–61
- [Colletti u. a. 2006] COLLETTI, Vittorio ; SOLI, Sigfrid D. ; CARNER, Marco ; COLLETTI, L.: Treatment of mixed hearing losses via implantation of

- a vibratory transducer on the round window. In: *International Journal of Audiology* 45 (2006), Nr. 10, S. 600–608
- [Cugat u. a. 2003] CUGAT, O. ; DELAMARE, J. ; REYNE, G.: Magnetic micro-actuators and systems (MAGMAS). In: *Magnetics, IEEE Transactions on* 39 (2003), Nr. 6, S. 3607–3612
- [Cugat u. a. 2006] CUGAT, O. ; REYNE, G. ; DELAMARE, J. ; ROSTAING, H.: Novel magnetic micro-actuators and systems (MAGMAS) using permanent magnets. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 129 (2006), Nr. 1-2, S. 265–269
- [Curie u. Curie 1880] CURIE, Jacques ; CURIE, Pierre: Développement par pression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. In: *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des sciences* (1880), Nr. 91, S. 294–295
- [Dalhoff 2010] DALHOFF, Ernst ; KALTENBACHER, Dominik (Hrsg.): *Verfügbare elektrische Leistung für den Schallwandler: Telefonat*. 2010
- [Dallos 1992] DALLOS, P.: The active cochlea. In: *The Journal of Neuroscience* 12 (1992), Nr. 12, S. 4575–4585
- [Dormer u. Gan 2001] DORMER, Kenneth J. ; GAN, Rong Z.: Biomaterials for implantable middle ear hearing devices. In: *Otolaryngologic Clinics of North America* 34 (2001), Nr. 2, S. 289–297
- [Dyer 2005] DYER, K.: The SOUNDTEC direct system: surgical technique. In: *Cochlear Implants International* 6 (2005), Nr. S1, S. 69–72
- [Elektrisola 2011] ELEKTRISOLA ; DR. GERD SCHILDBACH GMBH&CO.KG (Hrsg.): *Technical Data for Self Bonding Wire, Based on IEC 60317*. <http://www.elektrisola.com/en/self-bonding-wire/technical-data-by-size-for-self-bonding-wire/iec-60317.html>. Version: 2011

- [Frayse u. a. 2001] FRAYSSE, Bernard ; LAVIEILLE, Jean-Pierre ; SCHMERBER, Sébastien ; ENÉE, Véronique ; TRUY, Eric ; VINCENT, Christophe ; VANEECLOO, François Michel ; STERKERS, Olivier: A Multicenter Study of the Vibrant Soundbridge Middle Ear Implant: Early Clinical Results and Experience. In: *Otology & Neurotology* 22 (2001), Nr. 6, S. 952–961
- [Fukada 2000] FUKADA, E.: History and recent progress in piezoelectric polymers. In: *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on* 47 (2000), Nr. 6, S. 1277–1290
- [Goll 2010] GOLL, Erich ; KALTENBACHER, Dominik (Hrsg.): *Ergebnisse der Implantationsversuche mit zylindrischen Dummies des Schallwandlers: E-Mail*. 2010
- [Gong u. a. 2003] GONG, Wen ; LI, Jing-Feng ; CHU, Xiangcheng ; GUI, Zhilun ; LI, Longtu: Preparation of (100)- and (111)-Textured Pb(Zr,Ti)O₃ Piezoelectric Films and Direct Measurement of Their Piezoelectric Constants. In: *Japanese Journal of Applied Physics* 42 (2003), Nr. 12A, Teil 2, S. L1459–L1461
- [Goode 1970] GOODE, R. L.: An implantable hearing aid. State of the art. In: *Otolaryngology–Head and Neck Surgery* 74 (1970), Nr. 1, S. 128–139
- [Hartwein u. Rauchfuss 1988] HARTWEIN, J. ; RAUCHFUSS, A.: Die Topographie des runden Fensters und ihre Bedeutung für die chirurgische Therapie der Perilymphfisteln. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 67 (1988), Nr. 01, S. 28–30
- [Haynes u. a. 2009] HAYNES, D. S. ; YOUNG, J. A. ; WANNA, G. B. ; GLASSCOCK, M. E.: Middle Ear Implantable Hearing Devices: An Overview. In: *Trends in Amplification* 13 (2009), Nr. 3, S. 206–214
- [Heger u. Holube 2010] HEGER, Denise ; HOLUBE, Inga: Wie viele Menschen sind schwerhörig? In: *Zeitschrift für Audiologie* 49 (2010), Nr. 2, S. 61–70
- [Heimann u. a. 2007] HEIMANN, Bodo ; GERTH, Wilfried ; POPP, Karl: *Mechatronik: Komponenten - Methoden - Beispiele; mit 23 Tabellen und*

- 61 ausführlich durchgerechneten Beispielen*. 3., neu bearb. und erw. Aufl. München : Fachbuchverlag Leipzig, 2007. – ISBN 978-3-446-40599-8
- [Hick u. Hick 2009] HICK, Christian ; HICK, Astrid: *Intensivkurs Physiologie*. 6. überarbeitete Auflage. München : Elsevier Urban & Fischer, 2009. – ISBN 978-3-437-41893-8
- [Hippel 1950] HIPPEL, A. v.: Ferroelectricity, Domain Structure, and Phase Transitions of Barium Titanate. In: *Review of Modern Physics* 22 (1950), Nr. 3, S. 221
- [Hitachi Metals, Ltd 2008] HITACHI METALS, LTD: *NEOMAX Magnet Produktkatalog*. <http://www.hitachimetals.com/product/permanentmagnets/neodymium/>. Version: 2008
- [Hollburg 2007] HOLLBURG, Uwe: *Maschinendynamik*. 2., verb. und erw. Auflage. München : Oldenbourg, 2007. – ISBN 978-3-486-57898-0
- [Hough u. a. 1986] HOUGH, J. ; VERNON, J. ; JOHNSON, B. ; DORMER, K. ; HIMELICK, T.: Experiences with implantable hearing devices and a presentation of a new device. In: *Otolaryngology - Head and Neck Surgery* 95 (1986), Nr. 1 Teil 1, S. 60–65
- [Hough u. a. 2001] HOUGH, J. V. ; DYRER, R. K. [.] ; MATTHEWS, P. ; WOOD, M. W.: Early Clinical Results: SOUNDTEC Implantable Hearing Device Phase II Study. In: *The Laryngoscope* 111 (2001), Nr. 1, S. 1–8
- [International Electrotechnical Commission 2008] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION: *IEC 60317-0-1: Specifications for particular types of winding wires*. 2008
- [Jaffe 1958] JAFFE, Hans: Piezoelectric Ceramics. In: *Journal of the American Ceramic Society* 41 (1958), Nr. 11, S. 494–498
- [Janocha 2010] JANOCHA, Hartmut: *Unkonventionelle Akteure: Eine Einführung*. München : Oldenbourg, 2010. – ISBN 978-3-486-58915-3

- [Kasic u. a. 2008] KASIC, James F. ; FRANKLIN, Alan W. ; TRAYNOR, R. M.: The Otologics fully implantable system. In: *Hearing Journal* 61 (2008), Nr. 9, S. 32–33
- [Kawai 1969] KAWAI, Heiji: The Piezoelectricity of Poly(vinylidene Fluoride). In: *Japanes Journal of Applied Physics* 8 (1969), Nr. 7, S. 975–976
- [Kiefer u. a. 2006] 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. In: *ORL Journal for Oto-Rhino-Laryngology, Head and Neck Surgery* 68 (2006), Nr. 6, S. 378–385
- [Klinke u. a. 2003] KLINKE, Rainer ; SILBERNAGL, Stefan ; BAUER, Christian: *Lehrbuch der Physiologie*. 4., korrigierte Aufl. Stuttgart : Thieme, 2003. – ISBN 978–3–13–796004–1
- [Koch 1998] KOCH, A.W: *Optische Messtechnik an technischen Oberflaechen: Praxisorientierte lasergestuetzte Verfahren zur Untersuchung technischer Objekte hinsichtlich Form, Oberflaechenstruktur und Beschichtung*. 1. Auflage. expert Verlag, 1998. – ISBN 978–3–8169–1372–6
- [Kohl 2004] KOHL, Manfred: *Shape memory microactuators*. Berlin and Heidelberg : Springer, 2004 (Microtechnology and MEMS). – ISBN 3–540–20635–3
- [Kohl 2007] KOHL, Manfred ; KALTENBACHER, Dominik (Hrsg.): *Bilder des am Forschungszentrum Karlsruhe entwickelten mikrotechnischen Reluktanzaktors: E-Mail*. 2007
- [Kringelbotn u. Gundersen 1985] KRINGLEBOTN, M. ; GUNDERSEN, T.: Frequency characteristics of the middle ear. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 77 (1985), Nr. 1, S. 159–164
- [La Cruz u. a. 2010] LA CRUZ, J. Perez d. ; JOANNI, E. ; VILARINHO, P. M. ; KHOLKIN, A. L.: Thickness effect on the dielectric, ferroelectric, and piezoelectric properties of ferroelectric lead zirconate titanate thin films. In: *Journal of Applied Physics* 108 (2010), Nr. 11, S. 114106–8

- [Lechleitner u. a. 2003] LECHLEITNER, T. ; NAGL, M. ; PULKER, H. K. ; HOCHMAIER, E.: Barriereschichten für medizinische elektronische Implantate. Barrier coatings for medical electronic implants. In: *Vakuum in Forschung und Praxis* 15 (2003), Nr. 5, S. 241–244
- [Ledermann u. a. 2003] LEDERMANN, Nicolas ; MURALT, Paul ; BABOROWSKI, Jacek ; GENTIL, Sandrine ; MUKATI, Kapil ; CANTONI, Marco ; SEIFERT, Andreas ; SETTER, Nava: {1 0 0}-Textured, piezoelectric Pb(Zrx, Ti1-x)O3 thin films for MEMS: integration, deposition and properties. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 105 (2003), Nr. 2, S. 162–170
- [Leighton u. a. 2007] LEIGHTON, Glenn J. T. ; KIRBY, Paul B. ; FOX, Colin H. J.: In-plane excitation of thin silicon cantilevers using piezoelectric thin films. In: *Applied Physics Letters* 91 (2007), Nr. 18, S. 183510–183513
- [Leysieffer 1997] LEYSIEFFER, H.: Prinzipielle Anforderungen an einen elektromechanischen Wandler für implantierbare Höregeräte bei Innenohrschwerhörigkeit. In: *HNO* 45 (1997), Nr. 10, S. 775–786
- [Leysieffer u. a. 1998] LEYSIEFFER, H. ; BAUMANN, J. W. ; MAYER, R. ; MÜLLER, D. ; MÜLLER, G. ; SCHÖN, T. ; VOLZ, A. ; ZENNER, H. P.: Ein vollständig implantierbares Hörsystem für Innenohrschwerhörige: TICA LZ 3001. In: *HNO* 46 (1998), Nr. 10, S. 853–863
- [Leysieffer u. a. 1997a] LEYSIEFFER, H. ; BAUMANN, J. W. ; MÜLLER, G. ; ZENNER, H. P.: Ein implantierbarer piezoelektrischer Hörgerätewandler für Innenohrschwerhörige Teil I: Entwicklung eines Prototypen. In: *HNO* 45 (1997), Nr. 10, S. 792–800
- [Leysieffer u. a. 1997b] LEYSIEFFER, H. ; BAUMANN, J. W. ; MÜLLER, G. ; ZENNER, H. P.: Ein implantierbarer piezoelektrischer Hörgerätewandler für Innenohrschwerhörige Teil II: Klinisches Implantat. In: *HNO* 45 (1997), Nr. 10, S. 801–815
- [Lu u. a. 2007] LU, Jian ; ZHANG, Yi ; KOBAYASHI, Takeshi ; MAEDA, Ryutaro ; MIHARA, Takashi: Preparation and characterization of wafer scale lead zirconate titanate film for MEMS application: Selected Papers From

the Asia-Pacific Conference of Transducers and Micro-Nano Technology (APCOT 2006). In: *Sensors and Actuators A: Physical* 139 (2007), Nr. 1–2, S. 152–157

- [Luetje u. a. 2002] LUETJE, Charles M. ; BRACKMAN, Derald ; BALKANY, Thomas J. ; MAW, Jennifer ; BAKER, R. S. ; KELSALL, David ; BACKOUS, Douglas ; MIYAMOTO, Richard ; PARISIER, Simon ; ARTS, Alexander: Phase III clinical trial results with the Vibrant Soundbridge implantable middle ear hearing device: A prospective controlled multicenter study. In: *Otolaryngology - Head and Neck Surgery* 126 (2002), Nr. 2, S. 97–107
- [Lupo u. a. 2012] LUPO, J. E. ; KOKA, Kanthaiah ; JENKINS, Herman A. ; TOLLIN, Daniel J.: Third-Window Vibroplasty With an Active Middle Ear Implant: Assessment of Physiologic Responses in a Model of Stapes Fixation in *Chinchilla lanigera*. In: *Otology & Neurotology* 33 (2012), Nr. 3, S. 425–431
- [Maurer 2009] MAURER, J.: Vollimplantierbare Hörsysteme. In: *HNO* 57 (2009), Nr. 3, S. 199–207
- [Maurer u. Savvas 2010] MAURER, J. ; SAVVAS, E.: The Esteem System: a totally implantable hearing device. In: *Advances in oto-rhino-laryngology* 69 (2010), S. 59–71
- [Mazurek u. a. 2008] MAZUREK, B. ; STÖVER, T. ; HAUPT, H. ; GROSS, J. ; SZCZEPEK, A.: Die Entstehung und Behandlung der Presbyakusis. In: *HNO* 56 (2008), Nr. 4, S. 429–435
- [McDermott 2010] MCDERMOTT, Hugh: *SoundRecover: Die Bedeutung einer großen wahrnehmbaren Bandbreite*. <http://www.phonakpro.com/de/b2b/de/evidence/publications/phonak-insight.html>. Version: 2010 (Phonak Insight)
- [Meng u. a. 1993] MENG, Qingyuan ; MEHREGANY, M. ; DENG, K.: Modeling of the electromechanical performance of piezoelectric laminated microactuators. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 3 (1993), Nr. 1, S. 18–23

- [Merchant u. a. 1996] MERCHANT, Saumil N. ; RAVICZ, Michael E. ; ROSOWSKI, John J.: Acoustic input impedance of the stapes and cochlea in human temporal bones. In: *Hearing Research* 97 (1996), Nr. 1-2, S. 30–45
- [Mrowinski u. a. 2006] MROWINSKI, Dieter ; SCHOLZ, Günther ; KECK, Wolfgang: *Audiometrie: Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*. 3., aktualisierte und erw. Aufl. Stuttgart : Thieme, 2006. – ISBN 978–3–13–118003–2
- [Muralt 2000] MURALT, P.: Ferroelectric thin films for micro-sensors and actuators: a review. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 10 (2000), Nr. 2, S. 136
- [Muralt 2009] MURALT, P. ; KALTENBACHER, Dominik (Hrsg.): *Typische Materialeigenschaften piezoelektrischer Sol-Gel-Dünnschichten von 1-2 Mikrometern: Gespräch*. 2009
- [Muralt 2008] MURALT, Paul: Recent Progress in Materials Issues for Piezoelectric MEMS. In: *Journal of the American Ceramic Society* 91 (2008), Nr. 5, S. 1385–1396
- [Nakajima u. a. 2009] NAKAJIMA, Hideko ; DONG, Wei ; OLSON, Elizabeth ; MERCHANT, Saumil ; RAVICZ, Michael ; ROSOWSKI, John: Differential Intracochlear Sound Pressure Measurements in Normal Human Temporal Bones. In: *JARO - Journal of the Association for Research in Otolaryngology* 10 (2009), Nr. 1, S. 23–36
- [Nakajima u. a. 2010] NAKAJIMA, Hideko H. ; DONG, Wei ; OLSON, Elizabeth S. ; ROSOWSKI, John J. ; RAVICZ, Michael E. ; MERCHANT, Saumil N.: Evaluation of Round Window Stimulation Using the Floating Mass Transducer by Intracochlear Sound Pressure Measurements in Human Temporal Bones. In: *Otology & Neurotology* 31 (2010), Nr. 3, S. 506–511
- [Neumann u. Jahnke 2003] NEUMANN, A. ; JAHNKE, K.: Biomaterials for ossicular chain reconstruction. A review. In: *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 34 (2003), Nr. 12, S. 1052–1057

- [Okuno u. Sando 1988] OKUNO, H. ; SANDO, I.: Anatomy of the round window. A histopathological study with a graphic reconstruction method. In: *Acta oto-laryngologica* 106 (1988), Nr. 1-2, S. 55–63
- [Pau u. Just 2010] PAU, Hans W. ; JUST, Tino: Third Window Vibroplasty: An Alternative in Surgical Treatment of Tympanosclerotic Obliteration of the Oval and Round Window Niche. In: *Otology & Neurotology* 31 (2010), Nr. 2, S. 225–227
- [Probst u. Rosanowski 2008] PROBST, Rudolf ; ROSANOWSKI, Frank: *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. 3., korrigierte und aktualisierte Aufl. Stuttgart : Thieme, 2008. – ISBN 978–3–1311–9033–8
- [Prume u. a. 2007] PRUME, K. ; MURALT, P. ; CALAME, F. ; SCHMITZ-KEMPEN, T. ; TIEDKE, S.: Piezoelectric thin films: evaluation of electrical and electromechanical characteristics for MEMS devices. In: *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on* 54 (2007), Nr. 1, S. 8–14
- [Quandt u. Ludwig 2000] QUANDT, Eckhard ; LUDWIG, Alfred: Magnetostrictive actuation in microsystems. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 81 (2000), Nr. 1-3, S. 275–280
- [Rogge u. a. 1996] ROGGE, B. ; SCHULZ, J. ; MOHR, J. Thommes A.: Magnetic Microactuators Fabricated by the LIGA-Technique for large Displacements or large Forces. In: BORGMANN, Hubert (Hrsg.): *Actuator 96*. Bremen : Hanseatische Veranstaltungs-GmbH, 1996. – ISBN 978–3–933339–00–3, S. 112–115
- [Roland u. a. 2007] ROLAND, Peter S. ; WRIGHT, Charles G. ; ISAACSON, Brandon: Cochlear Implant Electrode Insertion: The Round Window Revisited. In: *The Laryngoscope* 117 (2007), Nr. 8, S. 1397–1402
- [Rosset u. a. 2008] ROSSET, S. ; NIKLAUS, M. ; DUBOIS, P. ; SHEA, H. R.: Mechanical characterization of a dielectric elastomer microactuator with ion-implanted electrodes. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 144 (2008), Nr. 1, S. 185–193

- [Salvadori u. a. 2003] SALVADORI, M. C. ; BROWN, I. G. ; VAZ, A. R. ; MELO, L. L. ; CATTANI, M.: Measurement of the elastic modulus of nanostructured gold and platinum thin films. In: *Physical Review B* 67 (2003), Nr. 15, S. 153404
- [Sama u. a. 2010] SAMA, Nossikpendou ; SOYER, Caroline ; REMIENS, Denis ; VERRUE, Corentin ; BOUREGBA, Rachid: Bottom and top electrodes nature and PZT film thickness influence on electrical properties. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 158 (2010), Nr. 1, S. 99–105
- [Schächtele u. a. 2012] SCHÄCHTELE, J. ; GOLL, E. ; MURALT, P. ; KALTENBACHER, D.: Admittance matrix of a trapezoidal piezoelectric heterogeneous bimorph. In: *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on* 59 (2012), Nr. 12, S. 2765–2776
- [Schmidt u. a. 2011] SCHMIDT, Robert F. ; LANG, Florian ; THEWS, Gerhard ; HECKMANN, Manfred: *Physiologie des Menschen: Mit Pathophysiologie*. 31. Auflage. Berlin and Heidelberg : Springer, 2011. – ISBN 978–3–642–01651–6
- [Schmidt 2003] SCHMIDT, Volkmar M.: *Elektrochemische Verfahrenstechnik: Grundlagen, Reaktionstechnik, Prozessoptimierung*. Weinheim : Wiley-VCH, 2003. – ISBN 3527623620
- [Schmuziger u. a. 2006] SCHMUZIGER, Nicolas ; SCHIMMANN, Falk ; ÄWENGEN, Daniel ; PATSCHEKE, Jochen ; PROBST, Rudolf: Long-Term Assessment after Implantation of the Vibrant Soundbridge Device. In: *Otology & Neurotology* 27 (2006), Nr. 2, S. 183–188
- [Schraven u. a. 2011] SCHRAVEN, Sebastian P. ; HIRT, Bernhard ; GUMMER, Anthony W. ; ZENNER, Hans-Peter ; DALHOFF, Ernst: Controlled round-window stimulation in human temporal bones yielding reproducible and functionally relevant stapedia responses. In: *Hearing Research* 282 (2011), Nr. 1–2, S. 272–282
- [Shan u. Sitaraman 2003] SHAN, Zhaohui ; SITARAMAN, Suresh K.: Elastic-plastic characterization of thin films using nanoindentation technique. In: *Thin Solid Films* 437 (2003), Nr. 1–2, S. 176–181

- [Shepard u. a. 1998] SHEPARD, J. F. J. ; MOSES, P. J. ; TROLIER-MCKINSTRY, S.: The wafer flexure technique for the determination of the transverse piezoelectric coefficient (d31) of PZT thin films. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 71 (1998), Nr. 1–2, S. 133–138
- [Silbernagl u. a. 2003] SILBERNAGL, Stefan ; DESPOPOULOS, Agamemnon ; GAY, Rüdiger: *Taschenatlas der Physiologie*. 6., korrigierte Aufl. Stuttgart : Thieme, 2003. – ISBN 978–3–13–567706–4
- [Sohn u. Jörgenhaus 2001] SOHN, Wolfgang ; JÖRGENHAUS, Werner: Schwerhörigkeit in Deutschland: Repräsentative Hörscreening-Untersuchung bei 2000 Probanden in 11 Allgemeinpraxen. In: *Zeitschrift für Allgemeinmedizin* 77 (2001), Nr. 3, S. 143
- [Steel u. a. 1978] STEEL, M. R. ; HARRISON, F. ; HARPER, P. G.: The piezoelectric bimorph: An experimental and theoretical study of its quasistatic response. In: *Journal of Physics D: Applied Physics* 11 (1978), Nr. 6, S. 979–989
- [Stenfelt u. a. 2004] STENFELT, Stefan ; HATO, Naohito ; GOODE, Richard L.: Fluid volume displacement at the oval and round windows with air and bone conduction stimulation. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 115 (2004), Nr. 2, S. 797–812
- [Stewart u. Belal 1981] STEWART, T. J. ; BELAL, A.: Surgical anatomy and pathology of the round window. In: *Clinical Otolaryngology* 6 (1981), Nr. 1, S. 45–62
- [Strutz u. a. 2010] STRUTZ, Jürgen ; MANN, Wolf ; ARNDT, Olaf: *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*. 2. Auflage. Stuttgart : Thieme, 2010. – ISBN 978–3–13–116972–3
- [Suorsa u. a. 2004] SUORSA, Ilkka ; PAGOUNIS, Emmanouel ; ULLAKKO, Kari: Magnetic shape memory actuator performance: Proceedings of the International Conference on Magnetism (ICM 2003). In: *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 272-276, Teil 3 (2004), S. 2029–2030

- [Sutanto u. a. 2005] SUTANTO, J. ; PAPANIA, A. D. ; BERTHELOT, Y. H. ; HESKETH, P. J.: Dynamic characteristics of membrane displacement of a bidirectional electromagnetic microactuator with microcoil fabricated on a single wafer. In: *Microelectronic Engineering* 82 (2005), Nr. 1, S. 12–27
- [Tabib-Azar 1998] TABIB-AZAR, Massood: *Electronic Materials: Science and Technology*. Bd. 4: *Microactuators: Electrical, magnetic, thermal, optical, mechanical, chemical & smart structures*. Boston and Mass : Kluwer, 1998. – ISBN 978–0–7923–8089–4
- [Tan u. Craighead 2010] TAN, Christine P. ; CRAIGHEAD, Harold G.: Surface Engineering and Patterning Using Parylene for Biological Applications. In: *Materials* 3 (2010), Nr. 3, S. 1803–1832
- [Taylor u. Gagnepain 1992] TAYLOR, George W. ; GAGNEPAIN, Jacques J.: *Ferroelectricity and related phenomena*. Bd. 4: *Piezoelectricity*. 2. Auflage. New York : Gordon and Breach, 1992. – ISBN 978–0–677–16660–5
- [Tellinen u. a. 2002] TELLINEN, J. ; SUORSA, I. ; JÄÄSKELÄINEN, A. ; AALTIO, I. ; ULLAKKO, K.: Basic properties of magnetic shape memory actuators. In: BORGMANN, Hubert (Hrsg.): *ACTUATOR 02*, 2. Bremen : Hanseatische Veranstaltungs-GmbH, 2002. – ISBN 3–933339–04–9, S. 566–569
- [Thews u. a. 1991] THEWS, Gerhard ; MUTSCHLER, Ernst ; VAUPEL, Peter: *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen: 99 Tabellen*. 4., durchges. Auflage. Stuttgart : Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, 1991. – ISBN 978–3–8047–1148–8
- [Truy u. a. 2008] TRUY, Eric ; PHILIBERT, Bénédicte ; VESSON, Jean-François ; LABASSI, Samia ; COLLET, Lionel: Vibrant Soundbridge Versus Conventional Hearing Aid in Sensorineural High-Frequency Hearing Loss: A Prospective Study. In: *Otology & Neurotology* 29 (2008), Nr. 5, S. 684–687 10.1097/MAO.0b013e31817156df
- [Vacuumschmelze GmbH 2001] VACUUMSCHMELZE GMBH: *Weichmagnetische Kobalt-Eisen-Legierungen*. <http://www.vacuumschmelze>.

de/fileadmin/docroot/medialib/documents/broschueren/
htbrosch/Pht-004_d.pdf. Version: 2001

- [Verhaegen u. a. 2008] VERHAEGEN, Veronique J. O. ; MYLANUS, Emmanuel A. M. ; CREMERS, Cor W. R. J. ; SNIK, Ad F. M.: Audiological Application Criteria for Implantable Hearing Aid Devices: A Clinical Experience at the Nijmegen ORL Clinic. In: *The Laryngoscope* 118 (2008), Nr. 9, S. 1645–1649
- [Wang 2004] WANG, Chun H.: Elastic moduli and piezoelectric constants of $\text{Pb}_{0.96}\text{Sr}_{0.04}[(\text{Zr}_{1-x}\text{Ti}_x)_{0.74}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})_{0.20}(\text{Zn}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})_{0.06}]\text{O}_3$ ceramics. In: *Materials Letters* 58 (2004), Nr. 10, S. 1557–1560
- [Wang u. Cross 1998] WANG, Qing-Ming ; CROSS, L. E.: Performance analysis of piezoelectric cantilever bending actuators. In: *Ferroelectrics* 215 (1998), Nr. 1, S. 187–213
- [Wilson u. a. 2007] WILSON, Stephen A. ; JOURDAIN, Renaud P. J. ; ZHANG, Qi ; DOREY, Robert A. ; BOWEN, Chris R. ; WILLANDER, Magnus ; WAHAB, Qamar U. ; AL-HILLI, Safaa M. ; NUR, Omer ; QUANDT, Eckhard ; JOHANSSON, Christer ; PAGOUNIS, Emmanouel ; KOHL, Manfred ; MATOVIC, Jovan ; SAMEL, Björn ; WIJNGAART, Wouter van d. ; JAGER, Edwin W. H. ; CARLSSON, Daniel ; DJINOVIC, Zoran ; WEGENER, Michael ; MOLDOVAN, Carmen ; IOSUB, Rodica ; ABAD, Estefania ; WENDLANDT, Michael ; RUSU, Cristina ; PERSSON, Katrin: New materials for micro-scale sensors and actuators: An engineering review. In: *Materials Science and Engineering: R: Reports* 56 (2007), Nr. 1-6, S. 1–129
- [Xiong u. a. 2008] XIONG, Sabei ; KAWADA, Hiroshi ; YAMANAKA, Hiroshi ; MATSUSHIMA, Tomoaki: Piezoelectric properties of PZT films prepared by the sol–gel method and their application in MEMS: Thin Films 2006, Singapore. In: *Thin Solid Films* 516 (2008), Nr. 16, S. 5309–5312
- [Yanagihara u. a. 1987] YANAGIHARA, N. ; ARITOMO, H. ; YAMANAKA, E. ; GYO, K.: Implantable hearing aid. Report of the first human applications. In: *Archives of otolaryngology–head & neck surgery* 113 (1987), Nr. 8, S. 869–872

- [Yanagihara u. a. 1984] YANAGIHARA, N. ; SUZUKI, J. ; GYO, K. ; SYONO, H. ; IKEDA, H.: Development of an implantable hearing aid using a piezoelectric vibrator of bimorph design: state of the art. In: *Otolaryngology–Head and Neck Surgery* 92 (1984), Nr. 6, S. 706–712
- [Yanagihara u. a. 2001] YANAGIHARA, Naoaki ; SATO, Hidemitsu ; HINOHIRA, Yasuyuki ; GYO, Kiyohumi ; HORI, Kiyoharu: Long-term results using a piezoelectric semi-implantable middle ear hearing device: The rion device E-type. In: *Otolaryngologic Clinics of North America* 34 (2001), Nr. 2, S. 389–400
- [Yao u. a. 1999] YAO, Kui ; ZHU, Weiguang ; UCHINO, Kenji ; ZHANG, Zhe ; LIM, Leong C.: Design and fabrication of a high performance multilayer piezoelectric actuator with bending deformation: Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on. In: *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on* 46 (1999), Nr. 4, S. 1020–1027
- [Zenner u. a. 1997] ZENNER, H. P. ; LEYSIEFFER, H. ; LENARZ, T. ; BAUMANN, J. W. ; KEINER, S. ; PLINKERT, P. K.: Intraoperative Beurteilung der Übertragungseigenschaften von Prototypen implantierbarer Hörgerätewandler am Menschen. In: *HNO* 45 (1997), Nr. 10, S. 855–866
- [Zenner u. a. 1985] ZENNER, H. P. ; ZIMMERMANN, U. ; SCHMITT, U.: Reversible contraction of isolated mammalian cochlear hair cells. In: *Hearing Research* 18 (1985), Nr. 2, S. 127–133
- [Zenner u. Leysieffer 1998] ZENNER, H. P. ; LEYSIEFFER, Hans: Totally implantable hearing device for sensorineural hearing loss. In: *The Lancet* 352 (1998), Nr. 9142, S. 1751–1751
- [Zenner 2008] ZENNER, Hans-Peter: *Praktische Therapie von HNO-Krankheiten: Operationsprinzipien, konservative Therapie, Chemo- und Radiochemotherapie, Arzneimitteltherapie, physikalische Therapie, Rehabilitation, psychosoziale Nachsorge ; mit 109 Tabellen.* 2., vollst. überarb. und erw. Auflage. Stuttgart : Schattauer, 2008. – ISBN 978–3–7945–2264–4

- [Zenner u. a. 2004] ZENNER, Peter H. ; LIMBERGER, Annette ; BAUMANN, Joachim W. ; REISCHL, Gabriele ; ZALAMAN, Ilse M. ; MAUZ, Paul S. ; SWEETOW, Robert W. ; PLINKERT, Peter K. ; ZIMMERMANN, Rainer ; BAUMANN, Ingo ; MADDALENA, Harry d. ; LEYSIEFFER, Hans ; MAASSEN, Marcus M.: Phase III results with a totally implantable piezoelectric middle ear implant: Speech audiometry, spatial hearing and psychosocial adjustment. In: *Acta Oto-Laryngologica* 124 (2004), Nr. 2, S. 155–164
- [Zwislocki 1962] ZWISLOCKI, J.: Analysis of the Middle-Ear Function. Part I: Input Impedance. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 34 (1962), Nr. 9B, S. 1514–1523

Weltweit leiden ca. 500 Millionen Menschen unter Schwerhörigkeit. Insbesondere bei hochgradiger Beeinträchtigung des Hörvermögens bietet die Versorgung mit aktiven Mittelohrimplantaten einen verbesserten Höreindruck. In der vorliegenden Arbeit wird ein neuartiger piezoelektrischer Mikro-Biegaktor als Schallwandler für ein solches Implantat vorgestellt und untersucht.

Neben der Analyse der Randbedingungen am Implantationsort nimmt die elektromechanische Modellierung des Aktors einen wichtigen Teil der Arbeit ein. Sie ist Voraussetzung für die Dimensionierung des Schallwandlers zur Erfüllung audiologischer Anforderungen an ein Hörimplantat. Im Rahmen der Arbeit konnten Funktionsmuster des Mikroaktors realisiert und messtechnisch charakterisiert werden. Die Messergebnisse erlauben die Evaluierung des Aktorprinzips und die Verifikation der erarbeiteten Modelle.

Am Ende der Arbeit werden Optimierungsmöglichkeiten sowohl für den Mikroaktor als auch für das Gesamtkonzept des Implantats beschrieben. Gelingt es, diese Optimierungen umzusetzen, steht ein leistungsfähiges Hörsystem zur Verfügung, das die Lebensqualität einer Vielzahl von Patienten erhöhen kann.

ISBN 978-3-8396-0748-0



FRAUNHOFER VERLAG