

Neues Konzept für den Antrieb eines implantierbaren mechatronischen Akkommodationssystems

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften

von der Fakultät für Maschinenbau des
Karlsruher Instituts für Technologie

genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Ing. Thomas Martin

geboren in Erfurt

Tag der mündlichen Prüfung: 4. November 2016

Hauptreferent:

Prof. Dr.-Ing. G. Bretthauer

Korreferent:

Prof. Dr. rer. nat. M. Kohl

DOI 10.5445/IR/1000074394

Dank

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Zeit als Doktorand und wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT). Allen, die zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben, möchte ich herzlich danken.

Größter Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. G. Bretthauer für die Gelegenheit, an einem so faszinierenden Forschungsthema wissenschaftlich arbeiten zu dürfen, für das mir entgegengebrachte Vertrauen, für seine intensive und wohlwollende Förderung meines Dissertationsvorhabens, für die gewährten Freiräume und für die Ermutigung zum frühzeitigen Publizieren der Arbeitsergebnisse. Prof. Dr. M. Kohl danke ich für die freundliche Bereitschaft zur Übernahme des Korreferats.

Ein großer Dank geht an Dr. U. Gengenbach, der die Arbeit mit seiner beeindruckenden Fachkompetenz begleitet hat, wichtige Kontakte herstellte und schließlich auch das Manuskript einer kritischen Durchsicht unterzog. Dr. H. Guth und Dr. I. Sieber danke ich für zahlreiche intensive Diskussionen, wertvolle Unterstützung und hilfreiches Korrekturlesen.

Meinen ehemaligen Kodoktoranden Dr. C. Beck, Dr. M.-T. Boll, J. Fliedner, Dr. M. Grube, Dr. T. Gspann, Dr. S. Klink, Dr. L. Koker, M. Krug, Dr. J. Nagel, W. Spomer und M. Ungerer möchte ich für den offenen fachlichen Austausch und den freundschaftlichen Umgang miteinander danken. Bei den Mitarbeitern des Instituts für Angewandte Informatik bedanke ich mich für die angenehme Arbeitsatmosphäre und ihre Hilfsbereitschaft bei theoretischen, praktischen und organisatorischen Fragestellungen. Mein Dank gilt insbesondere S. Allgeier, Dr. M. Bergemann, B. Dorostan, J. Engelmann, Ö. Firat, M. Frey, Dr. H. Haffner, A. Hellmann, A. Hofmann, B. Hummel, Dr. B. Köhler, S. Maier, K.-M. Reichert, W. Rößler, R. Scharnowell, Dr. K.-P. Scherer, S. Schumacher, G. Schwartz, H. Skupin, P. Stiller und S. Vollmannshäuser. Weiterhin bin ich allen Studenten, die im Rahmen von Studien-, Diplom-, Bachelor- und Masterarbeiten sowie Praktika und Hiwi-Jobs einen Beitrag zu dieser Arbeit geleistet haben, zu Dank verpflichtet. Zu nennen sind an dieser Stelle M. Baßler, I.-C. Benea-Chelmus, A. Hoffmann, R. Jaborsky, M. Kress, S. Lettau, A. Pastukhov, T. Pinner, D. S. Schäfer, P. Schrank, K. C. Steimer und J. Waidmann.

Für ihre zumeist völlig uneigennützig Unterstützung gebührt mein Dank auch Mitarbeitern anderer Einrichtungen des KIT, namentlich Dr. K. Bade, Dr. M. Guttmann und A. Karbacher vom Institut für Mikrostrukturtechnik, H. Besser und

Dr. W. Pfleging vom Institut für Angewandte Materialien sowie Dr. T. Scharnweber vom Institut für Biologische Grenzflächen.

Unverzichtbar in allen medizinischen Fragestellungen war die Kooperation mit der Augenklinik und dem Institut für Biomedizinische Technik der Universität Rostock. Für die jederzeit gute Zusammenarbeit danke ich daher Prof. Dr. R. F. Guthoff, Dr. H. Martin und Prof. Dr. O. Stachs. Auch die Realisierung von Aktorfunktionsmustern wurde erst durch externe Kooperationen ermöglicht. Ich bedanke mich bei Prof. Dr. O. Paul und Dr. P. Ruther vom Institut für Mikrosystemtechnik (IMTEK) der Universität Freiburg für die enge und erfolgreiche Zusammenarbeit bei der Realisierung von Silizium-Mikrogetrieben sowie bei daraus entstandenen Publikationen. Für die Zusammenarbeit bei der Realisierung von mikrooptischen Komponenten mit Freiformflächen danke ich Dr. E. Beckert vom Fraunhofer-Institut für Angewandte Optik und Feinmechanik (IOF) in Jena.

Meine Ausbildung und mein beruflicher Werdegang wären ohne die uneingeschränkte Förderung durch meine Eltern nicht möglich gewesen, wofür ich ihnen an dieser Stelle meinen tiefen Dank aussprechen möchte. Nicht zuletzt sei ihnen auch für das Korrekturlesen gedankt. Meiner ganzen Familie danke ich für ihre Unterstützung, den Rückhalt und ihre Rücksichtnahme während der Anfertigung der Arbeit.

Karlsruhe, im August 2016

Thomas Martin

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Bedeutung der Akkommodation für das menschliche Sehen	1
1.2	Stand der Technik	3
1.2.1	Mechatronische Akkommodationsimplantate	3
1.2.2	Ansätze für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems	13
1.2.3	Aktive miniaturisierte Optiken mit mechanischem Antrieb	25
1.2.4	Mechanische Antriebe in medizinischen Implantaten	26
1.3	Ziele der Arbeit	27
2	Neues Konzept für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems	29
2.1	Anforderungen an den Antrieb	29
2.2	Analyse der Funktionen des Antriebs	37
2.3	Synthese von Funktionsstrukturen des Antriebs	41
2.4	Zusammenfassung	48
3	Lösungen für Teilfunktionen des Antriebs	49
3.1	Lösungen für die Aktorfunktion	49
3.1.1	Anforderungen an den Aktor	49
3.1.2	Eignungsuntersuchung existierender Aktorprinzipien	50
3.1.3	Vergleichende Bewertung der Lösungsalternativen	67
3.2	Lösungen für die mechanische Energiewandlung	72
3.2.1	Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft	72
3.2.2	Kinematische Anpassung der Aktorbewegung an die Optik	78
3.2.3	Elastische Verformungsmechanismen zur Realisierung der mechanischen Wandlungsfunktionen	78
3.3	Lösungen für die Lagerung	81
3.3.1	Elastische Verformungsmechanismen zur translatorischen Linsenführung	83
3.3.2	Elastische Verformungsmechanismen mit Kombination von Lagerungsfunktion und mechanischen Wandlungsfunktionen	86
3.4	Lösungen für die Antriebssteuerung und Energiestellung	87
3.4.1	Steuerungskonzept für den Antrieb	87
3.4.2	Sensorik zur Erfassung des Stellzustandes	89

3.4.3	Neuer energieeffizienter Leistungstreiber für Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung	91
3.5	Zusammenfassung	93
4	Gesamtlösungen für den Antrieb	95
4.1	Generisches Antriebskonzept für verschiedene optische Wirkprinzipien	95
4.2	Neue Antriebslösung für eine Triple-Optik	97
4.2.1	Entwurf des piezoelektrischen Biegeaktors	98
4.2.2	Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes	103
4.2.3	Entwurf des optischen Positionssensors	108
4.2.4	Energetische Betrachtungen	110
4.2.5	Dynamisches Verhalten	111
4.3	Neue Antriebslösung für eine ALVAREZ-Optik	112
4.3.1	Entwurf des piezoelektrischen Translationsaktors	113
4.3.2	Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes	117
4.3.3	Entwurf des optischen Positionssensors	123
4.3.4	Energetische Betrachtungen	125
4.3.5	Dynamisches Verhalten	126
4.4	Zusammenfassung	127
5	Realisierung von Funktionsmustern des neuen Antriebs	129
5.1	Aufbau des neuen Antriebssystems für eine Triple-Optik	129
5.1.1	Entwurf	129
5.1.2	Fertigung und Montage	136
5.1.3	Charakterisierung und Diskussion	137
5.2	Aufbau des neuen Antriebssystems für eine Alvarez-Optik	145
5.2.1	Entwurf	146
5.2.2	Fertigung und Montage	152
5.2.3	Charakterisierung und Diskussion	155
5.3	Zusammenfassung	157
6	Zusammenfassung	159
A	Anhang	163
A.1	Anatomie und Physiologie des Auges	163
A.2	Verlust der Akkommodationsfähigkeit und Ansätze zu ihrer Wiederherstellung	171
	Literaturverzeichnis	183
	Publikationsliste	235

Abbildungsverzeichnis

1.1	Abnahme der maximalen Akkommodationsbreite (Ordinatenachse) mit dem Lebensalter (Abszissenachse), subjektiv gemessen an über 4200 Probanden (nach A. Duane 1912 [Dua12], Quelle: [BK08a] Wiedergabe mit Genehmigung der Springer Science+Business Media B.V.)	2
1.2	Schematische Darstellung des Künstlichen Akkommodationssystems und seines Implantationsortes im menschlichen Auge (modifiziert nach [Rhe11])	6
1.3	Konzept eines elektronischen Akkommodationsimplantats der Firma Elenza (schematische Darstellung, Quelle: [Hay12])	12
1.4	Ausgleich des postoperativen Refraktionsfehlers $-e_{D\infty}$ durch erweiterten optischen Stellbereich und Fail-Safe-Refraktion mit Werten für ein biometrisches Standardauge	15
1.5	ALVAREZ-HUMPHREY-Optik: Oberflächenprofil (links, nach [Alv67]) und Funktionsprinzip der sphärischen Refraktionswirkung durch gegensinnige laterale Verschiebung (rechts, schematische Darstellung)	16
1.6	Linse einer Rotationsoptik in maßstäblicher (links) und verzerrter Darstellung (rechts); die Kombination zwei derartiger Linsen und einer kissektorförmigen Obskuration ergibt eine Rotationsoptik (modifiziert nach [BGR ⁺ 13])	18
2.1	Gesamtfunktion des mechanischen Antriebs	38
2.2	Gesamtfunktion des mechanischen Antriebs mit identifizierten Teilfunktionen	40
2.3	Minimale Funktionsstruktur zur Realisierung einer aktiven mechanischen Funktion (modifiziert nach [DUBB11])	41
2.4	Funktionsstruktur eines Antriebs mit separater Funktionseinheit zum Feststellen	43
2.5	Funktionsstruktur eines Antriebs mit kombinierter Funktionseinheit zum Verstellen und Feststellen – letzteres kann aktiv oder passiv erfolgen	44
2.6	Funktionsstruktur eines Antriebs mit direkter Nutzung der Augenbewegungen zum Verstellen der Optik	45
2.7	Funktionsstruktur eines Antriebs mit kombinierter Funktionseinheit zum Verstellen, Feststellen und Rückstellen, wobei die Rückstellfunktion alternativ in der Lagerung integriert ist	46

2.8	Funktionsstruktur des generischen Antriebskonzepts mit einer aktiven Funktionseinheit zum Verstellen und Feststellen sowie optionalen Funktionseinheiten zur mechanischen Energiewandlung und zur Messdatenerfassung; die Rückstellfunktion kann in verschiedenen Funktionseinheiten integriert sein	47
3.1	Schematische Verformung eines einstufigen piezoelektrischen S-Morph-Aktors (modifiziert nach [WRO ⁺ 05])	62
3.2	Zweigliedriger Hebel in der Anordnung als Kniehebel	74
3.3	Einfacher Wegübersetzungsmechanismus auf Basis biegeelastischer Elemente zur Zugkraftübertragung	74
3.4	Verschiedene Querschnittsformen von Kerbgelenken (von links): Kreisförmig, elliptisch, blattfederförmig (modifiziert nach [Smi00, Pin09])	79
3.5	Beispiele elastischer Verformungsmechanismen mit konzentrierten (links) und verteilten Nachgiebigkeiten (rechts) (in Anlehnung an [CP98])	80
3.6	Parallelfederführungen mit Kerbgelenken (links) und mit langen Blattfedern (rechts) (modifiziert nach [Smi00])	85
3.7	Doppelte Parallelfederführungen zur Vermeidung von Lateralversatz: Synchronisation beider Parallelkurbeln über identische Federsteifigkeiten (links, modifiziert nach [Smi00]), Synchronisation über ein zusätzliches Koppelglied (rechts, modifiziert nach [KR01, GKR ⁺ 02, Pin09])	86
3.8	Vierfache Parallelfederführung zur Vermeidung von Lateralversatz (modifiziert nach [HMO13])	87
3.9	Wirkprinzip eines optischen Sensors mit Transmissionsmessung an einer verschiebungsabhängigen Blendenöffnung (in Anlehnung an [Gev00])	90
3.10	Schaltungskonzept eines neuen energieeffizienten Leistungstreibers für einen piezoelektrischen Biegeaktor (modifiziert nach [Baß10])	93
4.1	Wirkstruktur des generischen Antriebskonzepts mit elastischem Verformungsgetriebe als mechanischem Wandler	95
4.2	Wirkstruktur des generischen Antriebskonzepts ohne mechanische Wandler	96
4.3	Antriebslösung mit piezoelektrischem Biegeaktor und elastischem Verformungsgetriebe für eine Triple-Optik (CAD-Modell)	99
4.4	Kinematisches Starrkörpermodell als konzeptionelle Grundlage des elastischen Verformungsgetriebes im Antrieb einer Triple-Optik	104

4.5	Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes für den Antrieb einer Triple-Optik (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver (Mitte) sowie maximaler negativer Linsenverschiebung (rechts)	105
4.6	Antriebslösung mit piezoelektrischem Translationsaktor und elastischem Verformungsgetriebe für eine ALVAREZ-Optik (CAD-Modell)	114
4.7	Kinematisches Starrkörpermodell als konzeptionelle Grundlage des elastischen Verformungsgetriebes im Antrieb einer ALVAREZ-Optik	118
4.8	Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes für den Antrieb einer ALVAREZ-Optik (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver (Mitte) sowie maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen (rechts)	120
5.1	Entwurf zur Realisierung des Antriebskonzepts für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1	132
5.2	Getriebeentwurf für ein Antriebsfunktionsmuster mit Triple-Optik im Maßstab 1,5:1 (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver Linsenverschiebung (rechts)	134
5.3	Fertigung des Getriebes für den Antrieb einer Triple-Optik mittels reaktivem Ionentiefenätzen (DRIE): (a) Maskenlayout, (b–d) Ablauf des Fertigungsprozesses (modifiziert nach [MGG ⁺ 12c] Wiedergabe mit Genehmigung der Elsevier B.V.)	137
5.4	Vorrichtung zur Montage des Antriebs für eine Triple-Optik (CAD-Entwurf)	138
5.5	Realisierter Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1 (links ohne, rechts mit montiertem Positionssensor; links: modifiziert nach [BGN ⁺ 14b] © Georg Thieme Verlag KG.)	139
5.6	Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1: Gemessene Auslenkungen an Getriebeeingang und -stellbühne für verschiedene Verformungszustände eines Getriebeexemplars zur Bestimmung der Wegübersetzung und Regressionsgerade (modifiziert nach [MGG ⁺ 12c] Wiedergabe mit Genehmigung der Elsevier B.V.)	140
5.7	Charakterisierung des optischen Positionssensors: Messwerte in Abhängigkeit von der Blendenverschiebung	142
5.8	Realisierter Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1: (a) Linsenauslenkung bis zum negativen Anschlag, (b) Zustand ohne Linsenauslenkung, (c) Linsenauslenkung bis zum positiven Anschlag [MGR ⁺ 14]	144
5.9	Getriebeentwurf für ein Antriebsfunktionsmuster mit ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1 (modifiziert nach [SMG16])	147
5.10	Entwurf eines Linsenkörpers für die ALVAREZ-Optik des Antriebsfunktionsmusters	148

5.11	Entwurf zur Realisierung des Antriebskonzepts für eine ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1 (modifiziert nach [MGR ⁺ 14])	150
5.12	Elastisches Verformungsgetriebe für den skalierten Antrieb einer ALVAREZ-Optik: Unverformter Zustand (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver (Mitte) sowie maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen (rechts)	151
5.13	Fertigung des Getriebes für den Antrieb einer ALVAREZ-Optik mittels reaktivem Ionentiefenätzen (DRIE): (a) Maskenlayout, (b) Schliffbild zweier gefertigter Biegebalken mit Nennbreite 24 μm (Quelle: IMTEK, Universität Freiburg, Wiedergabe mit freundlicher Genehmigung)	153
5.14	Vorrichtung zur Montage des Antriebs für eine ALVAREZ-Optik (CAD-Entwurf)	154
5.15	Realisierter Antrieb für eine ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1: (a) Auslenkung beider Linsen bis zum negativen Anschlag, (b) Zustand ohne Linsenauslenkung, (c) Linsenauslenkung bis zum positiven Anschlag [MGR ⁺ 14]	156
A.1	Aufbau des menschlichen Auges (links, [TJ13]), Anatomie der Linsenbefestigung am Ziliarkörper (rechts, [Gre08] Wiedergabe mit Genehmigung der Springer Science+Business Media B.V.)	164
A.2	Schematische Darstellung des Akkommodationsmechanismus; vorderer Augenabschnitt bei Fernsicht (linke Bildhälfte) und bei Nahsicht (rechte Bildhälfte, [Gre08] Wiedergabe mit Genehmigung der Springer Science+Business Media B.V.)	168
A.3	(a) Sphärische Hinterkammer-Intraokularlinse mit C-Bogen-Haptiken ([KBK ⁺ 09] Wiedergabe mit freundlicher Genehmigung), (b) Implantation einer faltbaren Intraokularlinse mit einem Injektionsinstrument, (c) im Kapselsack abgestützte Hinterkammerlinse (Quelle (b) und (c): [IOL16])	175

Tabellenverzeichnis

3.1	Übersicht über die Eignungsbewertung existierender Aktorprinzipien	70
3.2	Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft mit Eignungsbewertung	73
4.1	FEM-Berechnungsergebnisse des Antriebsentwurfs für eine Triple-Optik	107
4.2	FEM-Berechnungsergebnisse des Antriebsentwurfs für eine ALVAREZ-Optik	122
4.3	Wesentliche Unterschiede in den Leistungswerten der beiden entworfenen Antriebslösungen	128
5.1	FEM-Berechnungsergebnisse des realisierten Antriebsentwurfs für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1	133
5.2	Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1: Simulationsergebnisse für die erforderliche Aktorkraft zur Auslenkung der Stellbühne des unbelasteten Getriebes bis zum positiven Anschlag	138
5.3	FEM-Berechnungsergebnisse des realisierten Antriebsentwurfs für eine ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1	149

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der Akkommodation für das menschliche Sehen

Das Auge ist eines der wichtigsten menschlichen Sinnesorgane. Die intensitäts-, wellenlängen- und richtungssensitive Wahrnehmung elektromagnetischer Strahlung ermöglicht es dem Menschen, in sehr kurzer Zeit sehr viele Informationen über seine Umgebung zu gewinnen. Sehen bildet die Grundlage einer effizienten räumlichen Orientierung, eine wichtige Säule zwischenmenschlicher Kommunikation, und ist damit entscheidend für die Leistungsfähigkeit des Menschen. Entsprechend groß sind die Auswirkungen jeder Art von Einschränkungen des Sehvermögens. Altersbedingte Augenerkrankungen gewinnen mit steigender Lebenserwartung an Bedeutung. Der Mensch verbringt einen zunehmenden Teil seines Lebens mit verminderter Sehfähigkeit und entsprechend reduzierter Leistungsfähigkeit und Lebensqualität. Die vorliegende Arbeit soll dazu beitragen, in diesem Zusammenhang Verbesserungen herbeizuführen. Sie befasst sich dazu mit der Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des Auges.

Akkommodation¹ bezeichnet die dynamische Anpassung des dioptrischen Apparates an unterschiedliche Gegenstandsweiten zur Erzielung einer scharfen Abbildung auf der Netzhaut. Im paraxialen geometrisch-optischen Modell entspricht sie dem dynamisch veränderlichen Anteil ΔD der Gesamtbrechkraft D des Auges (Abschn. A.1). Die Gesamtdauer eines Akkommodationsvorgangs wird in [Ibi97] mit durchschnittlich etwa 700 ms für die Augen junger Erwachsener angegeben. Eine der wenigen Untersuchungen zur zeitlichen Häufigkeit von Akkommodationsvorgängen ermittelte durchschnittlich etwa 9 bis 11 Akkommodationsänderungen pro Minute im Wachzustand [Nag11]. Physiologisch wird die Akkommodation im menschlichen Auge durch Verformung und Verschiebung der elastischen Linse erzielt, beides resultiert aus dem Zusammenwirken von Ziliarmuskel und Zonulafasern.

Die Verformbarkeit der Linse und die Beweglichkeit des Ziliarmuskels nehmen im Laufe des Lebens kontinuierlich ab, was zu einer Verringerung der Akkommodationsamplitude führt (Abb. 1.1) [BK08a]. Dabei vergrößert sich primär die minimale Gegenstandsweite scharfen Sehens, so dass es im Alter von 40 bis 50 Jahren bei

¹Die medizinischen Grundlagen zum Thema der Arbeit einschließlich aller Aspekte der Akkommodation, ihres Verlustes und der Ansätze zu ihrer Wiederherstellung werden in Anhang A.1 und A.2 ausführlich dargestellt.

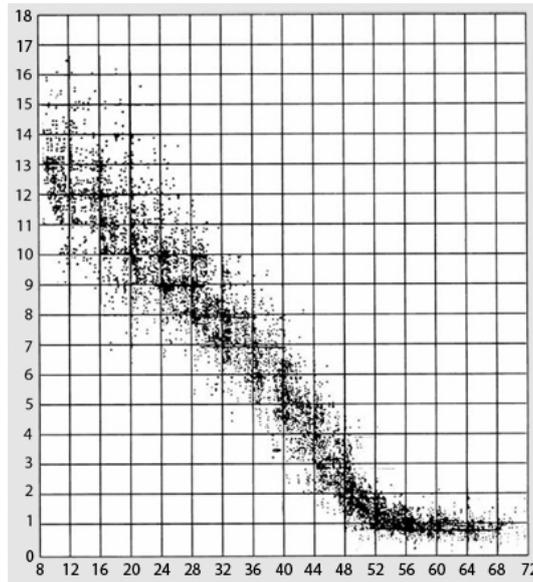


Abbildung 1.1: Abnahme der maximalen Akkommodationsbreite (Ordinatenachse) mit dem Lebensalter (Abszissenachse), subjektiv gemessen an über 4200 Probanden (nach A. Duane 1912 [Dua12], Quelle: [BK08a] Wiedergabe mit Genehmigung der Springer Science+Business Media B.V.)

nahezu allen Menschen zu Problemen beim Nahsehen² kommt, insbesondere beim Lesen und bei Naharbeit [BK08a]. Die Alterssichtigkeit (Presbyopie) betrifft damit weltweit knapp zwei Milliarden Menschen [U.S13]. Eine weitere Ursache für den Verlust der Akkommodationsfähigkeit ist die chirurgische Behandlung der Katarakt. Dabei wird in einem hochentwickelten und minimalinvasiven Operationsverfahren mit sehr geringen Komplikationsraten die getrübe Linse entfernt und durch eine künstliche Intraokularlinse mit fixer Refraktionsstärke ersetzt [Gre08, KBK⁺09]. Die Kataraktoperation ist einer der häufigsten chirurgischen Eingriffe. Sie wird in Deutschland jährlich über 650.000 Mal durchgeführt [Aug07, KBK⁺09, Hen12], die Weltgesundheitsorganisation (WHO) gibt für die meisten industrialisierten Länder über 4.000 Kataraktoperationen pro Million Einwohner und Jahr an [WHO15]. Entsprechend groß ist das Marktpotential einer wirksamen und verträglichen Therapie zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit.

Die Standardbehandlung bei eingeschränkter Akkommodationsfähigkeit erfolgt derzeit mit Lese- und Gleitsichtbrillen [Gre08]. Diese bieten jedoch entweder nur einen eingeschränkten Entfernungsbereich scharfen Sehens oder eine starke Beschränkung der verschiedenen Entfernungsbereiche auf kleine Teile des Blickfeldes mit zusätzlichen Verzerrungen des Bildes. Auch die in den letzten Jahren zunehmend implantierten multifokalen Intraokularlinsen bringen erhebliche Nebenwirkungen wie schwachen Bildkontrast und Blendempfindlichkeit bei Dun-

²Bei hyperopen Augen sind stattdessen mittlere oder ferne Sehweiten betroffen.

kelheit mit sich [Gre08, BK08b]. Aufgrund des großen Bedarfs existiert heute nach umfangreichen weltweiten Forschungs- und Entwicklungsarbeiten in den letzten Jahrzehnten eine Vielzahl an Lösungsansätzen zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit. Sie reichen von passiv akkommodierenden Intraokularlinsen [BK08b, SBWD10, ASP⁺14] über aktiv akkommodierende Kontaktlinsen [BGN⁺14a], Multifokalisierung der Hornhaut durch Laserchirurgie [BK08b] und Flexibilisierung der natürlichen Linse durch Femtosekundenlaserbehandlung [BK08b] bis hin zum Auffüllen des entleerten Kapselsacks der Linse mit einem elastischen, transparenten Polymer [BK08b, SBWD10]. Für keinen dieser Behandlungsansätze konnte bislang eine ausreichende und dauerhafte Wirksamkeit nachgewiesen werden. Die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges bleibt daher heute eine große Herausforderung für die Disziplinen der Medizin und Technik.

Einen neuen Lösungsansatz stellt ein mechatronisches Mikrosystem zur Implantation in den Kapselsack des Auges dar, das unter dem Namen „Künstliches Akkommodationssystem“ vorgeschlagen wurde [BBG⁺11, GBG05, Ber07, BGG10, BGS10, BGN⁺14b]. Es besteht aus einem Messsystem zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs, einer Steuerungseinheit, einer aktiven Optik steuerbarer refraktiver Stärke zur Änderung des Akkommodationszustandes, einer Kommunikationseinheit zum Datenaustausch mit einem externen Gerät zu Kalibrier-, Prüf- und Wartungszwecken sowie ggf. zur Kommunikation zwischen den Implantaten beider Augen, einer Energieversorgungseinheit und einer Kapselung zur Trennung von Implantatmaterialien und Augengewebe bzw. Kammerwasser. Zu den potentiell geeigneten Lösungsansätzen für die aktive Optik des Implantats gehören passive Linsensysteme, bei denen starre Linsenkörper parallel (Triple-Optik) oder senkrecht (Alvarez-Optik) zur optischen Achse verschoben werden sowie Fluidlinsen, bei denen die Grenzflächenkrümmung zwischen zwei Fluiden mit unterschiedlichem Brechungsindex durch Druckänderung und Verschiebung beider Fluide verändert wird. Diese drei Arten brechkraftvariabler Optiken benötigen einen mechanischen Antrieb, der durch eine Antriebseinheit im Implantat erbracht werden muss. In der vorliegenden Arbeit wird erstmals die Realisierbarkeit eines solchen mechanischen Antriebs für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems untersucht und es werden systematisch Lösungen dafür entwickelt.

1.2 Stand der Technik

1.2.1 Mechatronische Akkommodationsimplantate

Künstliches Akkommodationssystem

Das Konzept eines mechatronischen Implantats zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges wurde erstmals im Jahr 2004 unter

dem Namen „Künstliches Akkommodationssystem“ im Rahmen der Antragstellung für die Programmorientierte Forschungsförderung (POF) der HELMHOLTZ-Gemeinschaft von Prof. G. Bretthauer vorgestellt und für die erste Förderperiode bestätigt. Der Lösungsansatz sieht als neuartige Intraokularlinse ein implantierbares Mikrosystem vor, welches selbständig und dynamisch die Brechkraft D des Auges durch Änderung seiner optischen Eigenschaften an die Entfernung des fixierten Objekts anpasst [BBG⁺11, GBG05, Ber07, NMR⁺08, NGG⁺09, BGG10, BGS10, RBF⁺12, BGN⁺14b]. Dadurch ist es weder auf die Ziliarkörperbewegung noch auf die Verformbarkeit des Kapselsacks angewiesen.

Anforderungen an das Künstliche Akkommodationssystem

Folgende Anforderungen werden an das Künstliche Akkommodationssystem gestellt [GBG05, Ber07, NMR⁺08, NGG⁺09, BGG10, BGS10, RBF⁺12, BGN⁺14b]:

Energieautarkie: Das Implantat soll eine dauerhafte oder temporäre Unabhängigkeit von Brillen und anderen refraktiven optischen Hilfsmitteln ermöglichen. Dafür ist ein energieautarker Betrieb von mindestens 24 Stunden erforderlich.

Sehkomfort: Der Sehkomfort soll möglichst dem der natürlichen Akkommodation junger Erwachsener entsprechen. Mindestens ist jedoch eine Akkommodationsbreite von 3 dpt erforderlich, um komfortables Nahsehen im Abstand s_0 von 33 cm, bspw. beim Lesen, zu ermöglichen. Die statische Regelabweichung des Akkommodationszustandes vom Akkommodationsbedarf sollte die Hälfte der objektiv messbaren Schärfentiefe, ausgedrückt als Brechkraftdifferenz, nicht überschreiten. Dies ist nach [Ber07] durch eine Akkommodationsgenauigkeit entsprechend der Abstufung von Korrekturgläsern von 0,25 dpt bei der Refraktionsbestimmung für Patienten mit einem Visus über 0,5 [Aug07] sichergestellt. Nach Einschätzung von Ophthalmologen kann auch eine Beschränkung auf etwa vier Akkommodationszustände, die also mit einer wesentlich größeren statischen Regelabweichung von bis zu 0,5 dpt einhergeht, für den Lebensalltag der meisten Menschen bereits zufriedenstellenden Sehkomfort ermöglichen [Wil11, Guth08]. Weiterhin soll die Akkommodationsdynamik idealerweise derjenigen der natürlichen Akkommodation junger Erwachsener entsprechen. In Abweichung dazu sehen einzelne Ophthalmologen eine Akkommodationsdynamik im Bereich der etwas langsameren Pupillendynamik als vollkommen hinreichend für einen zufriedenstellenden Sehkomfort [Wil11]. Die optische Abbildungsqualität muss die in der Norm DIN EN ISO 11979 für Intraokularlinsen spezifizierten Anforderungen erfüllen. Hinter der Pupille in einem Radius von 2,5 mm um die optische Achse einfallendes sichtbares Licht muss zu mindestens 80 % durch das Implantat transmittiert werden. Akkommodation muss unabhängig von der Orientierung des Implantats im Erdschwerefeld und damit von der Richtung der Erdschwerebeschleunigung erfolgen.

Implantationsort und Implantatgröße: Das Implantat soll zwischen Iris und Glaskörper platziert werden, für einen minimalinvasiven Eingriff vorzugsweise im entleerten Kapselsack der Linse. Bei Nutzung des Sulcus Ciliaris als Implantationsort für einen Teil des Implantats ist mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Behinderung der Irisbeweglichkeit zu erwarten [Guth08, Guth10]. Im Kapselsack darf aufgrund der anatomischen Abmessungen ein maximales zylindrisches Volumen von 10 mm Durchmesser und 4 mm Länge nicht überschritten werden. Kleinere Werte und eine verrundete, an die Linsenkapsel angepasste Form würden jedoch sowohl Implantierbarkeit als auch medizinische Verträglichkeit des Implantats wesentlich verbessern und sind daher anzustreben [LMT⁺10, Rhe11]. Abbildung 1.2 veranschaulicht Größe und Implantationsort des Künstlichen Akkommodationssystems in einer schematischen Darstellung. Um sowohl ein Auftreiben, als auch ein Absenken des Implantats im Auge ebenso wie übermäßige Kräfte auf das okulare Gewebe durch Massenbeschleunigungen bei Augen- und Kopfbewegungen zu vermeiden, muss die Gesamtdichte des Implantats näherungsweise der des Kammerwassers entsprechen.

Implantationsaufwand: Die Implantation soll im Rahmen der Kataraktoperation stattfinden und möglichst minimalinvasiv erfolgen. Da eine genaue Ausrichtung des Implantats bezüglich seiner Rotationsorientierung um die Sehachse den Implantationsaufwand erhöht, sollte das Implantat möglichst in jeder beliebigen derartigen Orientierung funktionsfähig sein.

Patientenindividuelle Anpassung: Das Implantat soll für möglichst viele Patienten geeignet sein, insbesondere für eine große biometrische Bandbreite. Möglicherweise ist dazu eine Anpassbarkeit, bspw. unter Anwendung eines Baureihenprinzips erforderlich. Ein Ausgleich von postoperativen Refraktionsfehlern $-e_{D_\infty}$ (Abschn. A.1) muss durch das Implantat ermöglicht werden, um eine vollständige Unabhängigkeit von Brillen zu erreichen.

Nachstarprävention: Bei Implantation im Kapselsack soll eine Nachstarbildung (Abschn. A.2) durch das Implantatdesign vermieden werden. Kann dies nicht mit absoluter Sicherheit gewährleistet werden, muss auch eine minimalinvasive Nachstarbehandlung bei implantiertem System möglich sein.

Physiologische Verträglichkeit: Das Implantat muss physiologische Kompatibilität aufweisen. Das heißt auch, dass keine Körperfunktionen beeinträchtigt werden und nur biokompatible und biostabile Materialien mit okulaem Gewebe oder Flüssigkeiten in Kontakt kommen.

Zuverlässigkeit und Betriebslebensdauer: Ein Verbleiben des Implantats im Körper über viele Jahrzehnte ist vorzusehen. Eine Betriebsfähigkeit über 30

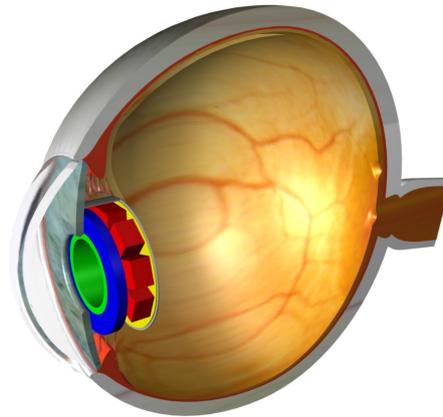


Abbildung 1.2: Schematische Darstellung des Künstlichen Akkommodationssystems und seines Implantationsortes im menschlichen Auge (modifiziert nach [Rhe11])

Jahre ist anzustreben. Da weder Wartung noch Reparatur möglich sind und ein Austausch des Implantats mit hohem medizinischen Risiko verbunden ist, muss eine hohe Zuverlässigkeit des Systems sichergestellt werden.

Sicherheit: Eine Gefährdung des Patienten durch das Implantat muss zu jeder Zeit und unter allen Umständen ausgeschlossen sein.

Elektromagnetische Verträglichkeit mit anderen technischen Geräten und mit dem Körper des Patienten muss sichergestellt sein. Weiterhin darf keine Belastung durch ionisierende Strahlung vom Implantat ausgehen.

Mediziner erachten es zudem als notwendig, dass das Implantat für magnetresonanztomographische Untersuchungen geeignet ist, da bei lebensbedrohlichen Erkrankungen aus ethischer Sicht nicht auf derartige Diagnoseverfahren zugunsten der Vorteile des Künstlichen Akkommodationssystems verzichtet werden könne [Guth12].

Sicheres Versagen (fail-safe): Bei Energiemangel und bei möglichst vielen denkbaren Funktionsstörungen des Systems soll sich das Implantat optisch wie eine konventionelle monofokale Intraokularlinse verhalten, also die Fernsicht des Patienten uneingeschränkt aufrecht erhalten.

Produktionsaufwand: Die Herstellung des Implantats muss betriebswirtschaftlich rentabel möglich sein.

Funktionen des Künstlichen Akkommodationssystems

Die Hauptfunktion des Künstlichen Akkommodationssystems ist die autonome Anpassung der Brechkraft D des Auges an den Abstand s_o des fixierten Objekts. Dazu müssen zwei wesentliche Teilfunktionen ausgeführt werden. Eine von ihnen ist die Erfassung des Akkommodationsbedarfs. Hierfür ist ein Sensorsystem zur

messtechnischen Erfassung von physikalischen Größen, die Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten, erforderlich. Die zweite Teilfunktion ist die Anpassung der Brechkraft D des Auges an den ermittelten Akkommodationsbedarf und den postoperativen Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ (Abschn. A.1). Dazu ist ein in seiner optischen Wirkung dynamisch entsprechend veränderbares Teilsystem erforderlich. Es wird im folgenden als „aktive Optik“ bezeichnet und schließt je nach Wirkprinzip einen mechanischen Antrieb ein.

Zur Erfüllung der Hauptfunktion sind weitere Nebenfunktionen erforderlich, die ebenfalls durch entsprechende Teilsysteme realisiert werden müssen. So muss zur Informationsverarbeitung eine Steuerungseinheit im Implantat untergebracht sein, die nicht nur den Akkommodationsbedarf aus Messsignalen des Sensorsystems extrahiert und aus diesen Steuersignale für die aktive Optik generiert, sondern ggf. auch Kommunikationsdaten verarbeitet, Funktionen des Energie-Managements realisiert und die Anpassung von Steuerungsparametern des Systems ermöglicht. Weiterhin ist eine Kommunikation mit externen Geräten nahezu unverzichtbar, bspw. zur postoperativen Kalibrierung. Eine Kommunikation zwischen binokularen Implantaten ist für einzelne Verfahrensansätze zur Akkommodationsbedarfsbestimmung erforderlich, wenn dafür Informationen aus beiden Augen benötigt werden. Sie ist möglicherweise generell zum Betrieb von Implantaten in beiden Augen erforderlich, um eine Synchronisation des Akkommodationszustandes beider Augen sicherzustellen und damit eine refraktive Anisometrie zu vermeiden. Insbesondere wenn eines von zwei binokularen Implantaten nicht akkommodationsfähig ist, können dadurch zwei stark unterschiedliche Netzhautbilder entstehen, wodurch die visuelle Wahrnehmung des Patienten beeinträchtigt werden kann. Alle Komponenten des Systems müssen mit Energie versorgt werden. Zur stofflichen Trennung von Implantatkomponenten und okularem Gewebe sowie Kammerwasser ist eine Abdichtung erforderlich. Das Implantat muss außerdem mechanisch im Auge fixiert werden. Schließlich ist sowohl eine mechanische als auch eine elektrische Verbindung der Komponenten untereinander erforderlich.

Teilsysteme des Künstlichen Akkommodationssystems

Im folgenden wird der Entwicklungsstand der Teilsysteme des Künstlichen Akkommodationssystems zum Zeitpunkt der Erstellung der Arbeit beschrieben:

Erfassung des Akkommodationsbedarfs: In [Ber07, Kli08] wurden Konzepte zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im Künstlichen Akkommodationssystem entwickelt und bewertet. Als mögliche Signalquellen für den Akkommodationsbedarf wurden der Abstand s_o zum fixierten Objekt, die Schärfe des Netzhautbildes, die Orientierung und Bewegung der Augäpfel, die Pupillenweite und die Ziliarmuskelaktivität einschließlich damit verbundener Bewegungen des entleerten Kapselsacks identifiziert. Als besonders geeignete Signalquellen wurde die Orientierung beider Augäpfel zueinander in Form

des Vergenzwinkels [KBG⁺08a, RRN⁺16] und die Pupillenweite [KBG⁺08b] identifiziert.

Zur Bestimmung des Vergenzwinkels – welcher zwischen den sich schneidenden Fixierlinien beider Augen gebildet wird – kann die Orientierung beider Augäpfel mithilfe eines Referenzfeldes gemessen werden, das hinreichend homogen oder invariabel im Kopfbereich der Augen ist. Dafür sind das Erdmagnetfeld, das Erdschwerefeld oder ein künstliches kopffestes Magnetfeld geeignet, wie es beispielsweise durch einen zusätzlich implantierten Permanentmagneten bereitgestellt werden kann. Die gemessene Augäpfelorientierung muss zur Weiterverarbeitung zwischen den Implantaten beider Augen kommuniziert werden. Der Vergenzwinkel kann dann über einfache trigonometrische Beziehungen aus der Orientierung der Augen berechnet und seinerseits wiederum in den Objektstand s_o umgerechnet werden. Für das Künstliche Akkommodationssystem muss der Vergenzwinkel mit einer Genauigkeit von mindestens $0,77^\circ$ gemessen werden. Das Messprinzip wurde experimentell in einem Demonstrator im Maßstab 5:1 unter Verwendung des Erdmagnetfeldes als Referenz mit gutem Ergebnis erprobt [GGH⁺09]. Als ein Nachteil des Konzepts wurde die Anfälligkeit für Störungen der Feldhomogenität durch zusätzliche künstliche Magnetfelder oder durch die Nähe von magnetischen Materialien identifiziert. Die Vergenzwinkelmessung mit einem Referenzfeld ist nicht möglich, wenn die Feldlinien senkrecht zur Ebene der Fixierlinien verlaufen bzw. – unter Berücksichtigung einer unteren Empfindlichkeitsgrenze der Sensoren – in einem Kegel verlaufen, der senkrecht auf der Fixierliniensebene steht. Da die Feldlinien von Erdmagnetfeld und Erdschwerefeld auf der Erdoberfläche – zumindest abseits der Polregionen – weitgehend senkrecht zueinander verlaufen, kann die Lücke nicht messbarer Augenorientierungen durch kombinierte Messung gegen beide Felder als Referenz geschlossen werden [RRN⁺10]. Die Richtung des Erdschwerevektors kann dabei mit Beschleunigungssensoren gemessen werden.

Haupteinflussgrößen auf die Iriskontraktion und damit die Pupillenweite sind die Leuchtdichte auf der Netzhaut und der Akkommodationsbedarf [Ber07, Kli08]. Ein Ansatz zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs besteht daher darin, die Pupillenweite und die Beleuchtungsstärke der Netzhaut zu messen und über ein mathematisches Modell der Zusammenhänge zwischen den drei Zustandsgrößen den Akkommodationsbedarf zu ermitteln. Die Annahme eines monotonen Zusammenhangs zwischen Pupillenweite, Umgebungshelligkeit und Akkommodationszustand konnte nicht bestätigt werden [FHBW12]. Als nicht vernachlässigbare Störgrößen gelten psychische Einflüsse (bspw. Emotionen), körperliche Verfassung (Krankheiten, Müdigkeit) sowie Medikamente, Genuss- und Rauschmittel. Weitergehende und derzeit laufende Forschungsarbeiten müssen zeigen, mit welchen Verfahren

der Signalverarbeitung die benötigten Informationen über den Akkommodationsbedarf aus den gemessenen Größen hinreichend zuverlässig gewonnen werden können. Zusätzlich besteht das Potential, die Lernfähigkeit des Gehirns, die Pupillenweite zur Steuerung des Akkommodationszustandes zu ändern, für das Künstliche Akkommodationssystem zu nutzen. Erste experimentelle Untersuchungen mit presbyopen Patienten an einem extrakorporalen Versuchsaufbau zur Steuerung einer Vorsatzlinse variabler Brechkraft über die Pupillenweite lieferten teilweise gute Ergebnisse und legen ein hohes Potenzial des Ansatzes nahe [FHBW12]. Die Messung von Pupillenweite und Beleuchtungsstärke der Netzhaut kann mit einem Photozeilen-Sensor erfolgen, der an der Vorderseite des Implantats quer durch die optische Apertur verlaufend platziert wird und aufgrund seiner geringen Breite von wenigen hundert Mikrometern einen nur geringen, noch tolerierbaren Einfluss auf die optische Qualität des Netzhautbildes hat.

In [GGB⁺15b] werden Ansätze beschrieben, um Parameter der Akkommodationsbedarfserfassung an die aktuell notwendige Akkommodationshäufigkeit anzupassen und damit Akkommodationskomfort und Energiebedarf zu optimieren. Dazu können Augen- oder Lidbewegungen ebenso wie Intensität und Farbe des aus der Umgebung ins Auge einfallenden Lichtes ausgewertet werden und auf steuerungsrelevante Signalfolgen oder -muster geprüft werden. Ein einfaches Beispiel ist die Detektion des Lidschlages als Auslöser für eine vorzeitige Neubestimmung des Akkommodationsbedarfs.

Aktive Optik: Die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems bildet das Tätigkeitsfeld der vorliegenden Arbeit. Ihr Entwicklungsstand wird daher ausführlich im nächsten Abschnitt betrachtet.

Steuerung: Die Steuerung kann zur Realisierung ihrer Funktionen nach dem derzeitigen Stand der Technik naheliegenderweise nur elektronisch realisiert werden. Dafür kommen verfügbare Microcontroller oder auf einem Halbleiterchip integrierte digitale Schaltkreise, in die eine logische Schaltung programmiert werden kann (field programmable gate array – FPGA) oder die speziell für die Anwendung entwickelt wurden (application-specific integrated circuit, ASIC), in Frage. Wie bei allen Teilsystemen ist aufgrund der begrenzten Verfügbarkeit von Energie im Implantat auch bei der Steuerung eine hohe Energieeffizienz erforderlich.

Externe und interokulare Implantatkommunikation: Da aus medizinischer Sicht die Durchführung von künstlichen Gegenständen wie elektrischen Leitungen aus dem Augapfel die Forderung nach Minimalinvasivität verletzt und mit einem hohen Komplikationsrisiko behaftet ist, muss sowohl die externe als auch die interokulare Implantatkommunikation drahtlos erfolgen.

Für beide Kommunikationswege wurden elektromagnetische Wellen und Magnetfelder als geeignete Signalträger identifiziert [Kli08, BRG⁺12]. In [BSN⁺10, Bec15] wurden verschiedene Kommunikationsstrategien zum Austausch von Sensordaten zwischen binokularen Implantaten bei der Akkommodationsbedarfserfassung durch Vergenzwinkelmessung untersucht und bewertet. Für eine Funkübertragung kann das Frequenzband zwischen 402 und 405 MHz verwendet werden, das für die Funkkommunikation aktiver Implantate vorgesehen ist (medical implant communication service, MICS). In weiteren Forschungsarbeiten wurden Verfahren zur Datenübertragung [BNRB13, Bec15], Synchronisation von Implantaten [BHN⁺11, BNHB12, Bec15] und zur Absicherung des Kommunikationskanals gegen Störeinflüsse und unberechtigte Zugriffe [BMGB11, Bec15] entwickelt.

Energieversorgung: Ansätze zur Energieversorgung des Künstlichen Akkommodationssystems wurden in [Kli08] vorgeschlagen. Als geeignet wurde dabei ein Konzept basierend auf periodischer Energieeinspeisung und Energiespeicherung bewertet. Die Ansätze wurden in [Nag11] umfangreich weiterentwickelt. Für das Implantat wurde eine mittlere Leistungsaufnahme zwischen 0,8 und 1,3 mW je nach Tätigkeitsprofil des Patienten und bei Anwendung einer Systemabschaltung im Schlaf ermittelt. Permanente interokulare Funkkommunikation wurde als die mit Abstand energieintensivste Teilfunktion des Implantats identifiziert. Eine Energiespeicherung über die gesamte Betriebslebensdauer ist derzeit nicht realisierbar. Eine Zwischenspeicherung kann in Akkumulatoren erfolgen. Als besonders geeignet wurden Lithium-Ionen-Akkumulatoren in Dünnschichttechnologie mit Separatoren aus Lithium-Phosphor-Oxynitrid (LiPON) bewertet. Zur periodischen Energieeinspeisung wurde das Konzept der induktiven Energieübertragung weiterentwickelt. Es sieht das Tragen eines Brillengestells mit integrierten Primärspulen zum Aufladen des Implantats vor. Weiterhin wurden Konzepte zum aktiven Energiemanagement mit dem Ziel eines minimierten Energieverbrauchs entwickelt. Dazu gehört die dynamische Abschaltung von Teilsystemen insbesondere bei Detektion von Schlafphasen und Sakkaden. Durch verschiedene Maßnahmen des Energie-Managements ist nach Berechnungen eine Reduktion der mittleren Leistungsaufnahme auf 0,19 bis 0,12 mW abhängig vom Tätigkeitsprofil des Patienten erzielbar. Die Möglichkeit der Gewinnung von Energie aus der Umgebung des Implantats (energy harvesting) wurde ebenfalls untersucht. Die Glukose des Kammerwassers, das ins Auge einfallende Licht und die Temperaturgradienten in den Systemgrenzen sind für die Versorgung des Künstlichen Akkommodationssystems erst dann potentiell geeignete Energiequellen, wenn die mittlere Leistungsaufnahme auf unter 5 μ W gesenkt werden kann [Nag11]. Die Augenbewegungen sind dagegen als Energiequelle

unzureichend. Weitere Forschungsarbeiten beschäftigen sich mit energieeffizienten Schaltungskonzepten für die Funktionseinheit zur Energieversorgung und Energieverwaltung des Implantats [KNG⁺12, KNG⁺13].

Abdichtung: Zur Abdichtung des Implantats wurden in [Rhe11] Konzepte entwickelt. Am besten wurde ein Glasgehäuse bewertet, dessen Teile durch Laserbonden, Laserlöten, Kugellöten oder Verkleben mit anschließender Beschichtung [GGB⁺13] gefügt werden. Mindestwandstärken von 167 bis 274 μm wurden berechnet und als fertigbar eingestuft. Glasgehäuse bieten die Möglichkeit, optische Linsen in das Gehäuse zu integrieren.

Fixierung: In [Rhe11] wurden Konzepte zur Fixierung des Implantats entwickelt. Diese kann allein durch die äußere Form des Implantats erfolgen oder auch durch zusätzliche äußere Haptiken, wie sie bei Intraokularlinsen üblich sind.

Mechanische und elektrische Komponentenverbindung: In [Rhe11] wurden Möglichkeiten zur elektrischen Verbindung der Implantatkomponenten untersucht. Die beste Bewertung erhielt dabei eine flexible Leiterkarte als Schaltungsträger. Die mechanische Verbindung der Komponenten kann entweder durch den Schaltungsträger, durch die Komponenten untereinander oder durch das Gehäuse erfolgen.

Weitere mechatronische Akkommodationsimplantate

Neben dem Künstlichen Akkommodationssystem sind bislang nur wenige andere Ansätze für aktive Implantate zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit in der Literatur zu finden. In [VLN03] wird das Konzept einer aktiven Intraokularlinse auf Basis einer Flüssigkristalllinse vorgeschlagen. Von außen soll das Implantat drahtlos über eine induktive, kapazitive oder optische Übertragungstrecke mit Energie versorgt und gesteuert werden. Das System besitzt jedoch keine Erfassung des Akkommodationsbedarfs. In [SVL07] wird ein fast identisches Konzept vorgestellt. Ein nicht-implantierbarer Demonstrator der Größe 9 mm \times 4 mm bestehend aus einer Funkempfangsantenne, passiver Empfangselektronik und einer Flüssigkristalllinse wurde aufgebaut. Die Sendeantenne zur Energieversorgung und Steuerung des Implantats ist in ein Brillengestell integriert. Unabhängigkeit von extrakorporalen Hilfsmitteln zur Akkommodation ist mit einem solchen Konzept daher nicht erzielbar.

Seit 2008 betreibt die Firma Elenza unter dem Namen „Sapphire Auto-Focal IOL“ die Entwicklung eines elektronischen Akkommodationsimplantats [Hol11, Pep11, Hay12, PG13]. Das Konzept ist in Abbildung 1.3 schematisch an seinem Implantationsort im Auge angedeutet. Die aktive Optik basiert auf einer Flüssigkristalllinse mit FRESNELZONENFÖRMIGEM Gradientenindexprofil (Abschn. 1.2.2). Sie ist mit einer monofokalen Linse kombiniert, die im vollen Aperturbereich von 5,8 mm Fernsicht ermöglicht. Ihre asphärische Form soll außerdem durchschnittlich

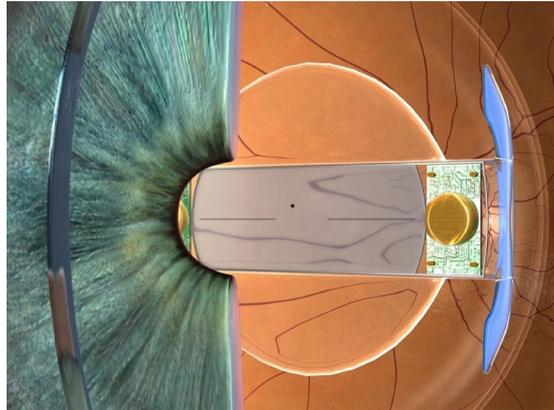


Abbildung 1.3: Konzept eines elektronischen Akkommodationsimplantats der Firma Elenza (schematische Darstellung, Quelle: [Hay12])

auftretende sphärische Hornhautaberrationen korrigieren. Die Flüssigkristalllinse besitzt eine reduzierte Apertur von 3 mm und ermöglicht in diesem Bereich Akkommodation in Form einer diskreten Brechkraftänderung $\Delta D = 3 \text{ dpt}$. Die Umschaltzeit der Flüssigkristalllinse beträgt etwa 10 ms, ihre Leistungsaufnahme in eingeschaltetem Zustand $3 \mu\text{W}$. Ein sicheres Versagen in Form von Fernsicht bei Energiemangel oder bei Versagen der elektronischen Komponenten ist prinzipbedingt gegeben. Das Konzept nutzt die Pupillenweite und die Umgebungshelligkeit als Signalquellen zur Triggerung zwischen beiden Akkommodationszuständen. Die Pupillenweite wird mit zeilenförmig angeordneten Photodioden gemessen. Zur Energiespeicherung sind zwei Lithium-Ionen-Akkumulatoren vorgesehen. Die Steuerung erfolgt durch zwei anwendungsspezifische integrierte Schaltkreise (ASIC). Zur Funkkommunikation und zur induktiven Aufladung ist eine Spule integriert. Die Komponenten sind auf einem $8,1 \text{ mm} \times 3,0 \text{ mm}$ großen Glaswafer angeordnet. Die Implantation soll durch eine 3,9 mm breite Hornhautinzision möglich sein [PG13]. Zur Fixierung im Kapselsack sind außerdem faltbare Haptiken mit einem Außendurchmesser von 11,5 mm vorgesehen. Da die Brechkraft durch die starre Elektrodenstruktur festgelegt ist, sind keine Zwischenzustände der Akkommodation einstellbar. Im vollen Aperturbereich ist zudem nur monofokale Sicht möglich. Bei mittleren Sehdistanzen soll lediglich im Rahmen der Schärfentiefe abgebildet werden. Dies stellt insbesondere bei geringer Helligkeit aufgrund der dann reduzierten Schärfentiefe eine Einschränkung dar. Das fehlerbehaftete Stufenprofil der Linse und die Abweichungen polychromatischen Lichtes von ihrer Auslegungswellenlänge begrenzen die Abbildungsqualität. Das Konzept enthält keinen Ansatz zur postoperativen Korrektur von Refraktionsfehlern $-e_{D_\infty}$ (Abschn. A.1) durch das Implantat. Sie ist jedoch notwendig, um für die Mehrheit der Patienten Unabhängigkeit von extrakorporalen Korrekturgläsern zu erreichen. [Pep11, Hay12, PG13]

1.2.2 Ansätze für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems

Die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems muss die Brechkraft D des Auges an den Akkommodationsbedarf und den postoperativen Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ (Abschn. A.1) anpassen. Dazu muss die Optik eine Grundbrechkraft besitzen, die dem Patienten eine scharfe Fernsicht (Emmetropie) ermöglicht und an seine individuellen anatomischen Verhältnisse angepasst werden kann. Die Optik muss außerdem eine dynamische Brechkraftänderung von mindestens $\Delta D = 3$ dpt zur Akkommodation realisieren. Auch die Korrektur weiterer statischer Aberrationen durch die Optik des Implantats ist denkbar, um eine Verbesserung der optischen Abbildungsqualität zu erzielen. Ein Beispiel ist der Ausgleich von sphärischen Aberrationen der Hornhaut.

Patientenindividuelle Anpassung der Optik

Die patientenindividuelle Anpassung der Grundbrechkraft des Implantats an unterschiedliche Biometriedaten, insbesondere an die Achslänge des Augapfels und an die Krümmungsradien der Hornhaut, muss präoperativ möglichst genau erfolgen. Dies kann über verschiedene Einsatzlinsen realisiert werden, die innen oder besonders vorteilhaft von außen auf dem Implantat und damit nach einem bis dahin einheitlichen Produktionsprozess angebracht werden. Eine andere Möglichkeit stellt eine Gehäusebaureihe mit unterschiedlich starken, im Gehäuse integrierten Linsen dar.

Postoperativer Refraktionsausgleich

Wie bei heutigen Intraokularlinsen ist trotz präoperativer patientenindividueller Refraktionsanpassung ein Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ (Abschn. A.1) nach der Implantation zu erwarten. Dieser ist möglicherweise geringer als bei heutigen Intraokularlinsen, da der Position des eingewachsenen mechatronischen Implantats aufgrund seiner derzeit zu erwartenden größeren Dicke deutlich engere Grenzen gesetzt sind. Ein Ausgleich des postoperativen Refraktionsfehlers $-e_{D_\infty}$ ist nichtsdestotrotz unumgänglich, um vollständige Unabhängigkeit von Brillengläsern für die Mehrheit der Patienten zu erreichen.

Beim Künstlichen Akkommodationssystem kann der postoperative Refraktionsausgleich ohne zusätzliche Komponenten realisiert werden, indem sein optischer Bereich zur akkommodativen Änderung ΔD der Augenbrechkraft erweitert wird, so dass durch aktive Änderung der Brechkraft durch das Implantat eine Emmetropisierung des Auges möglich ist. Eine solche Kalibrierung muss dann über die externe Kommunikationsschnittstelle des Implantats durch den Augenarzt erfolgen. Als Nebeneffekt ergibt sich die Möglichkeit, für die Mehrheit der Patienten durch den verbleibenden optischen Stellbereich eine höhere Akkommodationsbreite als 3 dpt zu realisieren. In [Ber07, BSBG07] wurde auf Basis von Literaturdaten über biometrische Fehler berechnet, dass für ein biometrisches Standardauge eine

symmetrische Erweiterung des optischen Stellbereichs von 3 dpt für die Akkommodation ΔD auf 4,55 dpt notwendig ist³, um damit in 83 % aller Fälle einen postoperativen Refraktionsausgleich durchführen zu können. Unter der Annahme, dass der postoperative Refraktionsausgleich im Versagensfall des Implantats, also auch bei Energiemangel, nicht aufrecht erhalten werden kann, wurde ein refraktiver Zustand festgelegt, der im Versagensfall durch die aktive Optik sichergestellt werden muss. Diese „Fail-Safe-Refraktion“ beträgt im Erwartungsfall $-e_{D_\infty} = -0,25$ dpt, in anderen Fällen streut sie um den genannten Wert. Abbildung 1.4 verdeutlicht den Zusammenhang, indem für drei verschiedene Szenarien des postoperativen Refraktionsfehlers $-e_{D_\infty}$ der jeweils resultierende Akkommodationsbereich ΔD und der Wert der jeweiligen Fail-Safe-Refraktion dargestellt sind.

Mit der erfolgreichen Entwicklung von postoperativ korrigierbaren Intraokularlinsen (Abschn. A.2) eröffnet sich auch für mechatronische Akkommodationsimplantate die Möglichkeit, den postoperativen Refraktionsausgleich durch eine optische Komponente aus einem entsprechenden Material zu realisieren. Infrage kommen insbesondere die Technologien von lichtadjustierbaren Intraokularlinsen und des Refractive-index-Shaping durch Femtosekunden-Laserbehandlung [RMN⁺12]. Ein Vorteil liegt darin, dass auch im Versagensfall oder bei Energiemangel des Implantats der postoperative Refraktionsausgleich erhalten bleibt. Nachteilig ist die bislang begrenzte Genauigkeit der postoperativen Refraktionsanpassung ($\sigma = 0,37$ dpt [BSA⁺11]). In der vorliegenden Arbeit wird daher ausschließlich der Ansatz eines erweiterten optischen Stellbereichs zur Realisierung eines postoperativen Refraktionsausgleichs verfolgt.

Optische Wirkprinzipien zur Brechkraftänderung des Auges

Die Änderung der Brechkraft D des Auges durch das Implantat zur Akkommodation und ggf. zum Ausgleich eines postoperativen Refraktionsfehlers $-e_{D_\infty}$ kann durch eine Vielzahl optischer Wirkprinzipien realisiert werden:

Axialverschiebung von Grenzflächen: Durch Verschiebung von optischen Grenzflächen parallel zur optischen Achse kann das Brechungsverhalten eines optischen Systems verändert werden. Das Prinzip ist auch die Grundlage potentiell akkommodativer „Shift“-Intraokularlinsen (Abschn. A.2). Als bionisches Vorbild für die intraokulare Anwendung kann der Akkommodationsmechanismus in den Augen vieler Fisch-, Amphibien- und Schlangenarten gesehen werden, bei dem die dynamische Anpassung der Augenbrechkraft durch Verschiebung einer Augenlinse entlang der optischen Achse erfolgt [WG07]. Bei intraokularen Implantaten wird nach der Anzahl der künstli-

³Dieser Wert wurde in [Ber07, BSBG07] für eine Triple-Optik im Künstlichen Akkommodations-systems berechnet. Für andere optische Wirkprinzipien wurden ähnliche, nur sehr geringfügig und vermutlich durch Rundungseffekte abweichende Werte ermittelt. Zur Vereinfachung wird daher in der vorliegenden Arbeit der für die Triple-Optik berechnete Wert für den erweiterten optischen Stellbereich des Implantats unabhängig vom optischen Wirkprinzip verwendet.

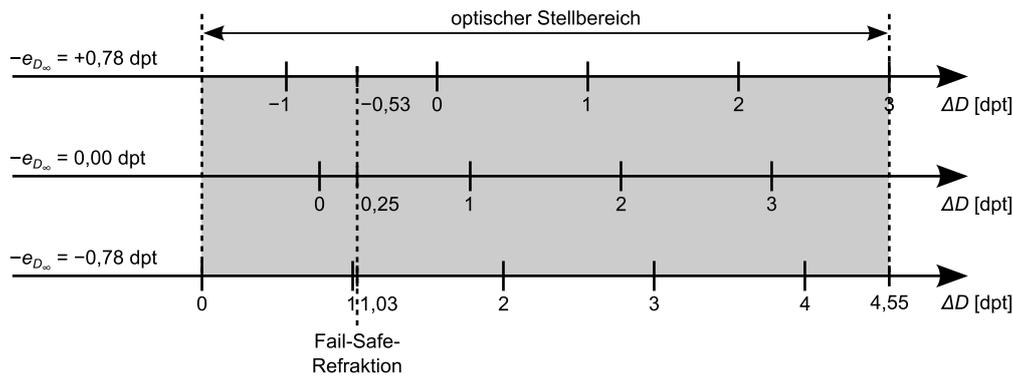


Abbildung 1.4: Ausgleich des postoperativen Refraktionsfehlers $-e_{D_{\infty}}$ durch erweiterten optischen Stellbereich und Fail-Safe-Refraktion mit Werten für ein biometrisches Standardauge

chen Linsen zwischen Mono-, Dual- und Triple-Optik unterschieden. Für das Künstliche Akkommodationssystem ist eine Monooptik zumindest in Kammerwasser ungeeignet, da der durch den Bauraum begrenzte Verschiebeweg nicht ausreichend ist [BBG06]. Eine Dual-Optik in Kammerwasser erfüllt die optischen Anforderungen, ist jedoch mit Nachteilen im Hinblick auf ein nachstarpräventives Implantatdesign aufgrund einer rückseitigen Bikonkavlinse verbunden [BBG06, Ber07]. Das Konzept einer Triple-Optik als aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems wurde in [Ber07, BSBG07] vorgeschlagen, untersucht und als geeignet bewertet. Das Drei-Linsen-System besteht aus zwei ortsfesten Zerstreuungslinsen, zwischen denen eine Sammellinse bewegt wird. Als Zwischenmedium ist wegen des größeren Brechungsindexunterschiedes Luft notwendig, die durch eine Abdichtung des Implantats eingeschlossen werden muss. Eine Verschiebung der Sammellinse um etwa $300\ \mu\text{m}$ ist für eine Akkommodationsbreite von 3 dpt in Verbindung mit einer Reserve von 1,55 dpt zum postoperativen Refraktionsausgleich erforderlich. Als Linsenmaterialien kommen Gläser oder Polymere in Frage. Hochbrechende Linsenmaterialien können den notwendigen Verschiebeweg reduzieren.

Lateralverschiebung von Grenzflächen: Die Verschiebung von optischen Grenzflächen senkrecht (lateral) zur optischen Achse zur Änderung ihrer kombinierten Brechkraft wurde 1964 von L. W. ALVAREZ zum Patent angemeldet [Alv67]. Sie basiert auf zwei Linsen mit konjugierten Oberflächen, die durch ein Polynom dritter Ordnung beschrieben und synchron gegeneinander verschoben werden. Abbildung 1.5 veranschaulicht die Linsenform und das Funktionsprinzip der variablen sphärischen Refraktionswirkung. Senkrecht zu dieser Verschieberichtung und ebenfalls senkrecht zur optischen Achse verursacht eine gegenseitige Verschiebung der Linsen eine astigmatische

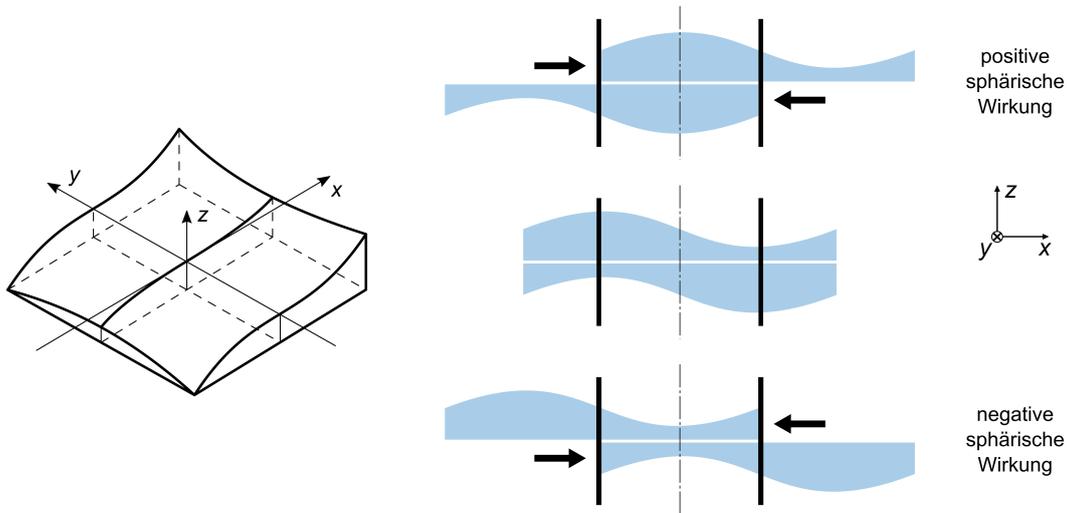


Abbildung 1.5: ALVAREZ-HUMPHREY-Optik: Oberflächenprofil (links, nach [Alv67]) und Funktionsprinzip der sphärischen Refraktionswirkung durch gegenseitige laterale Verschiebung (rechts, schematische Darstellung)

Aberration gleich einer Zylinderlinse. Der Effekt wurde von W. E. HUMPHREY, einem Kollegen von L. W. ALVAREZ, entdeckt und 1967 von beiden zum Patent angemeldet [AH70, Alv78]. Eine durch die Optik des Implantats einstellbare astigmatische Aberration kann zum postoperativen Ausgleich eines Astigmatismus des Auges eingesetzt werden, der bspw. durch die Hornhautinzision der Implantationsoperation hervorgerufen wurde. Eine solche Funktion der ALVAREZ-HUMPHREY-Optik kommt in der vorliegenden Arbeit jedoch nicht zur Anwendung, weshalb im folgenden vereinfachend nur noch von ALVAREZ-Optik gesprochen wird. Obwohl einzelne Anwendungen in einem optischen Rastermikroskop [RTD04], als Zoom-Teleskop [SP09] oder wie erst vor kurzem in einem Endoskop [ZZCZ15] untersucht wurden, fanden ALVAREZ-Optiken bislang keine breite technische Anwendung. Gründe dafür sind in der aufwendigen Fertigung nichtrotationssymmetrischer Flächen in optischer Qualität zu suchen und auch darin, dass die Abbildungsqualität durch Aberrationen höherer Ordnung, vor allem bei großen Relativverschiebungen beider Flächen, beeinträchtigt werden kann [Ber07].

Das Konzept einer ALVAREZ-Optik als aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems wurde in [Ber07] vorgeschlagen, untersucht und als geeignet bewertet. Eine Relativverschiebung zwischen beiden, durch Luft getrennte Linsen von $308\ \mu\text{m}$ ist für eine Akkommodationsbreite von 3 dpt in Verbindung mit einer Reserve von 1,55 dpt zum postoperativen Refraktionsausgleich erforderlich. Zu ähnlichen Ergebnissen gelangen Untersuchungen in [SG07]. Eine Relativverschiebung von $268\ \mu\text{m}$ wurde für eine Akkommo-

dationsbreite von 3 dpt und eine Reserve von 1,6 dpt zum postoperativen Refraktionsausgleich berechnet, wenn Luft die beiden Linsen trennt. Bei Kammerwasser als Zwischenmedium sind 282 μm relative Linsenverschiebung notwendig. Mithilfe von optischen Strahlenverlaufsberechnungen konnte weiterhin gezeigt werden, dass der gleiche optische Stellbereich auch mit einer auf weniger als 100 μm reduzierten Relativverschiebung realisierbar ist, die ALVAREZ-Optik dann jedoch eine reduzierte Abbildungsqualität und eine erhöhte Empfindlichkeit für Lage- und Orientierungsfehler aufweist [Sie08]. Die höchste Empfindlichkeit in Form einer reduzierten Modulationstransferfunktion (MTF) weisen ALVAREZ-Optiken im Allgemeinen gegen laterale Positionierungsfehler – aufgrund des induzierten Astigmatismus – und gegen Verdrehfehler um die optische Achse auf [SD10]. Die Relativverschiebung kann neben einer Bewegung beider Linsen zueinander bei entsprechender Anpassung der optischen Flächen auch durch die Bewegung von nur einer Linse erfolgen [RTD04]. Eine solche Variante wurde auch für das Künstliche Akkommodationssystem untersucht. Sie ist grundsätzlich geeignet, weist jedoch eine etwas schlechtere Abbildungsqualität und eine geringe Verschiebung des Netzhautbildes in der Verschieberichtung der Linse auf [SD10]. Die Relativverschiebung beträgt dabei im untersuchten Auslegungsbeispiel mit Kammerwasser als Zwischenmedium 300 μm . Als Linsenmaterialien für die ALVAREZ-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems kommen wiederum Gläser oder Polymere in Frage. Hochbrechende Linsenmaterialien können den notwendigen Verschiebeweg reduzieren oder die Abbildungsqualität verbessern.

In einem Aufbau zur Demonstration von Funktionen des Künstlichen Akkommodationssystems im Maßstab 5:1 wurde eine ALVAREZ-Optik erfolgreich integriert. Dabei wurde die Optik so ausgelegt, dass nur eine Linse zur Änderung der Brechkraft verschoben wird [GGH⁺09].

Rotation von Grenzflächen: Im Zuge der Arbeiten für die vorliegende Dissertation wurde erstmals ein optisches Wirkprinzip entwickelt, das die Änderung der Brechkraft einer monofokalen Optik durch Rotation von optischen Grenzflächen um die optische Achse ermöglicht. Es basiert auf der Kombination von mindestens zwei gekrümmten optischen Grenzflächen, die gegeneinander um die optische Achse verdreht werden. Die Krümmung der Grenzflächen verläuft in wendelähnlicher Form stetig zu- oder abnehmend um die optische Achse. Dadurch ergibt sich eine Stufe oder ein Übergangsbereich in der Grenzfläche. Ein Ausführungsbeispiel für eine Linse, die Teil einer Rotationsoptik ist, zeigt Abbildung 1.6. Die relative Verdrehung der Grenzflächen gegeneinander kann durch Rotation von einer oder beiden Grenzflächen realisiert werden. Es entsteht zunächst eine multifokale Optik, die mehrere Abbildungen in der Bildebene überlagern würde. Ein solcher Ansatz für eine einstellbare

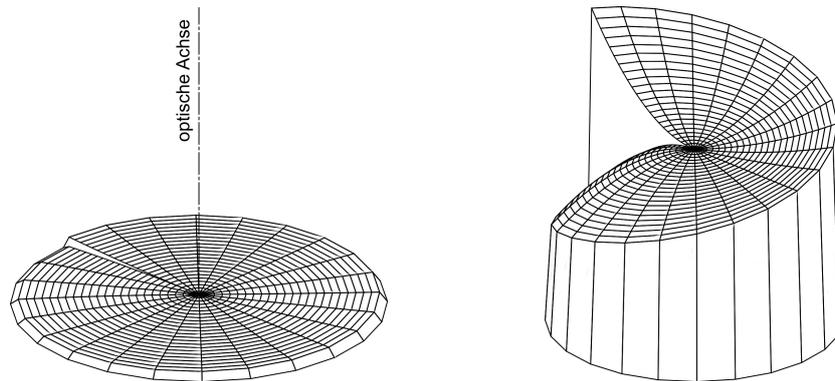


Abbildung 1.6: Linse einer Rotationsoptik in maßstablicher (links) und verzerrter Darstellung (rechts); die Kombination zwei derartiger Linsen und einer kreissektorförmigen Obskuration ergibt eine Rotationsoptik (modifiziert nach [BGR⁺13])

multifokale Optik findet sich auch in [SR11, SR14]. Durch die Abschattung (Obskuration) von Kreissektoren der Optik kann der Fokalitätsgrad reduziert und damit eine monofokale Abbildung erzielt werden.

Eine detaillierte Beschreibung dieses, im folgenden als „Rotationsoptik“ bezeichneten Wirkprinzips und Variantenbetrachtungen finden sich in der Offenlegungsschrift [BGR⁺13]. Darin ist auch eine Auslegung als Optik des Künstlichen Akkommodationsystems enthalten. Zwei jeweils 150 μm dicke Linsenkörper werden dabei für eine Akkommodationsbreite von 3 dpt um 45° gegeneinander verdreht. Gleichzeitig mit der Linsenverdrehung wird ein Kreissektor der Apertur mit verdrehwinkelabhängig zwischen 22,5 und 45° großem Zentriwinkel obskuriert. Die Abbildungsqualität einer solchen Rotationsoptik, die eine zusätzliche Nachsatzlinse zur Realisierung einer Grundbrechkraft enthält, wurde isoliert vom optischen Gesamtsystem des Auges durch Strahlenverlaufsberechnungen überprüft [MSB⁺09]. Dabei wurde ein STREHL-Verhältnis von 0,99 für alle betrachteten Brechkrafteinstellungen berechnet, was eine nahezu beugungsbegrenzte Abbildungsqualität darstellt. Durch die Obskuration werden jedoch nur zwischen 87 und 93 % des einfallenden Lichtes transmittiert. Dies ist ein wesentlicher Nachteil der Rotationsoptik. Verdrehbereich und notwendige Obskuration können jedoch in einem weiten Bereich angepasst werden und müssen als optimaler Kompromiss zwischen Transmissionsfähigkeit, Abbildungsqualität, Akkommodationsbreite, Brechkraftreserve zum postoperativen Refraktionsausgleich und den resultierenden Genauigkeitsanforderungen an Verdrehung, Position und Orientierung gewählt werden.

Krümmungsänderung von Festkörpergrenzflächen: Dem Vorbild des natürlichen Akkommodationsmechanismus mit der Verformung der elastischen

Augenlinse folgend können transparente elastische Festkörper durch Verformung in ihrer Grenzflächenkrümmung verändert werden, wodurch sich ihre Brechkraft ändert. Im Allgemeinen spricht man von „elastischen Linsen“. In [Rüc09] wurde gezeigt, dass bei symmetrisch bikonvexen elastischen Linsenkörpern, die durch radiale Kompression des Zylinderrandes verformt werden, das Konzept eines weicheren Kerns und eines steiferen Randbereichs in allen Verformungszuständen nahezu sphärische optische Grenzflächen über einen großen Aperturbereich ermöglicht. Die Eignung elastischer Linsen für das Künstliche Akkommodationssystem wurde in [Ber07] untersucht. Als problematisch wurde die benötigte Kinematik des mechanischen Antriebs und die zur Verformung benötigte Energie bewertet, die aufgrund der Spannungs-Dehnungs-Hysterese von Elastomeren zu einem erheblichen Teil dissipiert wird und damit schon theoretisch auch nicht rückgewinnbar ist. Durch den Einsatz von transparenten elektroaktiven Materialien, die eine elektrisch induzierte Formänderung vollziehen, als elastische Linsenkörper kann die Notwendigkeit eines mechanischen Antriebs umgangen werden. In [Ber07] konnten jedoch keine entsprechenden Materialien mit ausreichend hoher Verformungsdynamik identifiziert werden.

Krümmungsänderung von Fluidgrenzflächen: Die Brechkraft einer Grenzfläche zwischen transparenten Fluiden mit unterschiedlichem Brechungsindex kann durch Änderung ihrer Krümmung variiert werden. Bei solchen „Fluidlinsen“ ist grundsätzlich Dichtegleichheit zwischen beiden Fluiden anzustreben, um den Störeinfluss von Schwerkraft und Beschleunigungen auf die Rotations-symmetrie der Grenzfläche sowie auf die Schwingungsneigung zu eliminieren.

Membranlinsen sind Fluidlinsen mit einer dünnen, transparenten, elastischen Membran zur Trennung der Fluide [ZLB⁺03, WZ05, Ber07, SMU⁺07, SMW07, TCL⁺08, SMW08, DKB⁺10, PBB⁺11]. Die Membrankrümmung wird durch Änderung der Druckdifferenz zwischen beiden Fluiden variiert. Die Eignung von Membranlinsen für das Künstliche Akkommodationssystem wurde in [Ber07] untersucht und positiv bewertet. Notwendige Druckdifferenzen von 0,6 bis 5 Pa und Verdrängungsvolumina von etwa 0,5 bis 1 μL in Abhängigkeit von Augenbiometrie und Brechungsindexdifferenz der Fluide wurden berechnet.

Anstelle einer Membran kann die optische Grenzfläche einer Fluidlinse auch durch den Flüssigkeitsmeniskus zweier unmischbarer Fluide gebildet werden [MDK⁺06, DABJ06, LH08]. Solche Fluidlinsen werden in der vorliegenden Arbeit als „Meniskuslinsen“ bezeichnet. Bei gleicher Fluidichte ist nach [Ber07] zwangsläufig eine sphärische Meniskusform sichergestellt. Damit es nicht zu einer Translation des Meniskus infolge einer Differenzdruckänderung kommt, muss der Meniskusrand fixiert werden. Dies kann durch einen Übergang

zwischen Materialien mit unterschiedlichen Oberflächeneigenschaften, bspw. durch eine ortsselektive Oberflächenbeschichtung oder durch zwei angrenzende Bauteile aus unterschiedlichen Materialien, realisiert werden. Eine andere Möglichkeit stellt eine geometrische Kante dar [MDK⁺06, LH08], die jedoch möglicherweise mehr Bauraum benötigt. Auch die Eignung von Meniskuslinsen für das Künstliche Akkommodationssystem wurde in [Ber07] untersucht und positiv bewertet. Die Verdrängungsvolumina entsprechen bei gleichen Brechungsindizes denen einer Membranlinse. Notwendige Druckdifferenzen von 1 bis 2 mPa in Abhängigkeit von Augenbiometrie und Brechungsindexdifferenz der Fluide wurden berechnet, jedoch wurde dabei eine unrealistisch kleine spezifische Grenzflächenenergie von $0,03 \text{ mJ/m}^2$ zwischen den Fluiden angenommen. Typische Werte liegen nach Literaturangaben zwischen $0,04$ und 375 mJ/m^2 [Wol57, Boh80, KH04], bspw. werden für Ethanol gegen Wasser 2 mJ/m^2 , für Speiseöl gegen Wasser 20 mJ/m^2 angegeben. Da die Druckdifferenz linear mit der spezifischen Grenzflächenenergie zwischen beiden Fluiden skaliert, dürften die erforderlichen Werte in der Praxis mehrere Größenordnungen über den in [Ber07] berechneten Werten liegen.

Anstelle einer Druckdifferenzänderung kann die Grenzflächenkrümmung von Meniskuslinsen auch durch ein elektrisches Feld beeinflusst werden. Das elektrostatische Wirkprinzip wird im Allgemeinen als Elektrobenetzung (Electrowetting) bezeichnet, entsprechende Fluidlinsen als „Electrowetting-Linsen“ [KH04, MKZ05, HKA⁺05]. Sie bestehen aus einem elektrisch leitfähigen und einem elektrisch isolierenden Fluid. Die benetzte Festkörperoberfläche besteht aus einer dielektrisch beschichteten Elektrode. Eine elektrische Potentialdifferenz zwischen Festkörperelektrode und leitfähigem Fluid führt zur Ausbildung einer elektrischen Doppelschicht. Durch die Abstoßung gleichnamiger Ladungen im leitfähigen Fluid und die Anziehung gegensätzlicher Ladungen zwischen leitfähigem Fluid und Festkörperelektrode kommt es zu einer von der elektrischen Spannung abhängigen Verformung des Flüssigkeitsmeniskus und damit auch zu einer Änderung der Benetzungswinkel zwischen Fluiden und Festkörper. Praktische Relevanz haben Ausführungen mit konischer und zylindrischer Elektrodengeometrie erlangt. Die Achse der Rotationssymmetrie liegt dabei jeweils in der optischen Achse. Die Eignung von Electrowetting-Linsen für das Künstliche Akkommodationssystem wurde ebenfalls in [Ber07] ausführlich untersucht und bewertet. Aufgrund der Bauraumbeschränkungen wurde primär eine Ausführung mit zylindrischer Elektrode erwogen. Erforderliche Spannungen von 15 bis 20 V zur Erzeugung des elektrischen Feldes wurden für eine Akkommodationsbreite von 3 dpt und eine Reserve von 1,6 dpt zum postoperativen Refraktionsausgleich berechnet. Es bleibt zu untersuchen, ob die genannten Spannungswerte tatsächlich ausreichend sind. Den Datenblättern von kommerziell verfügbaren Electro-

wetting-Linsen der Firma Varioptic ist zu entnehmen, dass die Kennlinie zwischen Brechkraft und Spannung nichtlinear verläuft. Dort tritt erst ab einer Elektrodenspannung von 38 V eine Änderung der Brechkraft von mehr als 2 dpt ein, die dann allerdings nahezu linear mit ca. $0,85 \text{ dpt/V}$ zunimmt [Var07]. Einen weiteren Nachteil stellt der einseitig beschränkte optische Stellbereich ausgehend vom spannungslosen Zustand dar: Abhängig vom Vorzeichen des Brechungsindexunterschiedes der Fluide kann spannungsabhängig nur eine Zunahme oder eine Abnahme der Brechkraft erfolgen. Damit ist ein postoperativer Refraktionsausgleich durch einen erweiterten optischen Stellbereich der aktiven Optik mit Electrowetting-Linsen entweder nur eingeschränkt realisierbar oder einhergehend mit einer Refraktion im Versagensfall des Implantats, die für fast alle Patienten Hyperopie bedeutet. Bei Hyperopie ohne Akkommodation wird in keiner Objektdistanz s_o ein scharfes Netzhautbild erzielt. Ein Lösungsansatz ist die Verwendung von zwei hintereinander angeordneten Electrowetting-Linsen, welche die Brechkraftzu- und abnahme getrennt realisieren. Die Untersuchungen in [Ber07] legen jedoch nahe, dass der Bauraum im Implantat hierfür bei weitem nicht ausreichend ist.

In [LLH05] wird die Grenzflächenkrümmung einer Meniskuslinse über eine reversible elektrochemische Redox-Reaktion gesteuert, welche die Grenzflächenspannung und damit den Benetzungswinkel der Fluide an der zylindrischen Festkörperoberfläche der Linse verändert. Allerdings ist mit diesem Wirkprinzip kein kontinuierlicher sondern nur ein binärer optischer Stellbereich realisierbar. Auch die Reaktionszeiten im Minutenbereich machen diese Art von Fluidlinsen ungeeignet für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems.

Brechungsindexänderung durch elektrisches Feld: Der Brechungsindex in einigen Flüssigkristallen kann durch ein elektrisches Feld beeinflusst werden [LMV⁺06, Ber07]. Bedingt durch ihren Molekulaufbau besitzen Flüssigkristalle anisotrope optische Eigenschaften. Durch die unterschiedliche Ausbreitungsgeschwindigkeit des Lichtes und damit unterschiedliche Brechungsindizes in zueinander senkrechten Polarisations Ebenen kommt es zur Doppelbrechung. Mit einem elektrischen Feld kann die Molekülorientierung und damit der Brechungsindex in einer Polarisations Ebene beeinflusst werden. Licht in der anderen Polarisations Ebene muss für eine optische Abbildung entweder durch ein Polarisationsfilter absorbiert werden, was einen Intensitätsverlust von 50% bedeutet, oder an einer zweiten Flüssigkristallschicht mit einer im Winkel von 90° um die optische Achse gedrehten Anisotropie äquivalent gebrochen werden. Die Dynamik der Molekülorientierung hängt von der Feldstärkeänderung ab. Um das elektrische Feld mit akzeptablen Spannungen aufbauen zu können, müssen die Elektroden im optischen Bereich angeordnet

werden und daher transparent sein. Industrieller Standard für transparente leitfähige Werkstoffe ist Indiumzinnoxid (ITO). Diese beschränken die Transmission von Flüssigkristalllinsen meist auf etwa 80 % [Ber07], wobei die Herstellung leitfähiger ITO-Schichten mit Transmissionsfähigkeiten von durchschnittlich bis zu 97 % schon vor langem experimentell nachgewiesen wurde [MSKT95].

Eine variable Lichtbrechung kann auch erzielt werden, wenn der Brechungsindex einer Flüssigkristalllinse mit gekrümmten optischen Grenzflächen durch ein homogenes elektrisches Feld verändert wird. Eine solche Linse mit sphärischen Grenzflächen wurde in [Ber07] im Hinblick auf ihre Eignung für das Künstliche Akkommodationssystem betrachtet. Ihre maximale Brechkraftänderung bei akzeptabler Dynamik ist jedoch zu gering.

Im Allgemeinen werden jedoch Flüssigkristalllinsen eingesetzt, die einen Gradienten im Profil des Brechungsindex senkrecht zur optischen Achse erzeugen. Das Gradientenindexprofil muss durch ein elektrisches Feld mit entsprechendem Gradientenprofil erzeugt werden. Das kann durch sphärisch geformte Elektroden erfolgen. Aufgrund des großen Elektrodenabstandes in der optischen Achse bei Sammellinsen bzw. am Rand bei Zerstreuungslinsen steigt jedoch die erforderliche Elektrodenspannung auf 20 bis 130 V, weshalb diese Bauform in [Ber07] für das Künstliche Akkommodationssystem als ungeeignet bewertet wurde. Plane Elektroden auf den Außenseiten einer planen Flüssigkristalllinse können mit Spannungen im Bereich bis 10 V betrieben werden. Der Gradient des elektrischen Feldes kann dann entweder durch eine modale Ansteuerung oder durch ringförmig segmentierte Elektroden, die das Gradientenprofil stufenförmig approximieren, erzeugt werden. Bei der modalen Ansteuerung besitzt mindestens eine Elektrode einen höheren Flächenwiderstand und eine ringförmige Kontaktierung. Durch Signalform, -frequenz und -amplitude der periodischen Elektrodenspannung bilden sich in dem Filternetzwerk aus Widerständen und Kapazitäten die gewünschten Spannungsprofile aus. Um eine ausreichende Brechkraftänderung für das Künstliche Akkommodationssystem zu erzielen, ist nach [Ber07] eine plane Flüssigkristalllinse mit einer Schichtdicke erforderlich, die entweder hohe Spannungen oder inakzeptabel langsame Reaktionszeiten mit sich bringt. Eine Lösung ist die Hintereinanderanordnung mehrerer Flüssigkristalllinsen, was jedoch die Transmissionsfähigkeit auf unter 20 % senkt und daher ebenfalls inakzeptabel ist [Ber07]. Eine andere Lösung besteht darin, mit planaren, ringförmig segmentierten Elektroden ein FRESNELZonenförmiges Gradientenindexprofil zu erzeugen, so dass die Dicke der Flüssigkristalllinse wesentlich geringer gewählt werden kann [LMV⁺06]. Es ergibt sich eine FRESNELSche Phasen-Zonenplatte mit unterschiedlichen optischen Weglängen [PPBS05]. Aus diesen resultiert eine Phasenverschiebung des transmittierten Lichtes,

welche im Fall einer ebenen einfallenden Lichtwellenfront – als wellenoptischer Beschreibung von parallel einfallenden Lichtstrahlen – konstruktive Interferenz im Brennpunkt hinter der Linse und damit eine fokussierende Wirkung analog zur refraktiven Wirkung einer Sammellinse hervorruft. Auch eine negative Fokussierwirkung analog zur refraktiven Wirkung einer Zerstreuungslinse ist möglich. Diese Art von Flüssigkristalllinse wird in [Ber07] für ein Akkommodationsimplantat als bedingt geeignet eingestuft, was im wesentlichen durch die problematische Transmissionsfähigkeit von unter 70 %, durch den Steuerungsaufwand und durch die eingeschränkte Abbildungsqualität aufgrund chromatischer Aberrationen sowie des fehlerbehafteten stufenförmigen Gradientenindexprofils begründet wird. Dabei wird jedoch im Gegensatz zu entsprechenden Auslegungen in der Literatur [LMV⁺06, PLM⁺06] davon ausgegangen, dass durch eine dynamische Änderung des Gradientenindexprofils über das angelegte elektrische Feld die fokussierende Wirkung kontinuierlich variiert werden kann, ohne dabei die Radien der FRESNEL-Zonen zu verändern. Es resultieren dabei Phasensprünge an den Grenzen der FRESNEL-Zonen, die ungeradzahigen Vielfachen der Lichtwellenlänge entsprechen, so dass eine konstruktive Interferenz in der Bildebene fragwürdig ist. Inwiefern trotzdem eine ausreichende Abbildungsqualität erzielt werden kann, bleibt offen. Publierte experimentelle Umsetzungen derartiger Flüssigkristalllinsen beschränken sich auf einen diskreten optischen Stellbereich mit einer positiven, einer negativen und keiner Fokussierwirkung [LMV⁺06, PLM⁺06]. Die Anforderungen an die Genauigkeit der Akkommodation, den postoperativen Refraktionsausgleich und die Fail-Safe-Refraktion des Künstlichen Akkommodationsystems sind damit nicht erfüllbar. Ein Lösungsansatz zur Verfeinerung des optischen Stellbereichs ist die dynamische Änderung der FRESNELZONENGRÖÖE durch das Spannungsprofil der Elektroden [PLM⁺06]. Das setzt jedoch sehr fein segmentierte Elektroden voraus, woraus zudem ein entsprechend hoher Steuerungsaufwand resultiert.

Brechungsindexänderung durch Dichteänderung: Druckänderung führt bei kompressiblen Medien wie Gasen zu einer Dichteänderung, die wiederum eine Änderung des optischen Brechungsindex mit sich bringt. An einer gekrümmten Grenzfläche kann auf diese Weise eine Brechkraftänderung herbeigeführt werden. Das Wirkprinzip ist nach [Ber07] für das Künstliche Akkommodationsprinzip nicht geeignet, da die notwendigen Drücke und Kompressionsvolumina nicht vertretbar sind.

Diffraktive Wirkprinzipien: Die Bündelung von Licht kann neben der Brechung an optischen Grenzflächen auch durch Beugung (Diffraktion) an periodischen Strukturen erfolgen, den Beugungsgittern, die sowohl Amplitude als auch Phase des Lichtes periodisch modulieren können. Diffraktive Effekte

dominieren jedoch nur, wenn die Periode der Beugungsstruktur nah an der Größenordnung der Lichtwellenlänge ist. Ein fokussierendes Beugungsgitter ist die FRESNELSche Zonenplatte [Hec01, PPBS05]. Eine Variation der Fokusslänge erfordert jedoch eine Geometrieänderung des Beugungsgitters. Dies kann durch ein elastisch verformbares Beugungsgitter erfolgen, welches im Fall der FRESNELSchen Zonenplatte konzentrisch gedehnt wird [STL⁺11]. In [BR08, BHR13] erzeugen zwei kombinierte diffraktive optische Elemente die Wirkung einer FRESNELSchen Zonenplatte, deren Fokusslänge durch Rotation beider Elemente zueinander variiert werden kann – analog zu der oben beschriebenen refraktiven Rotationsoptik. Eine weitere Möglichkeit sind akustooptische Materialien, bei denen (Ultra-)Schallwellen den Brechungsindex eines transparenten Materials lokal verändern und dadurch ein Beugungsgitter induzieren können [Ber07, Asc07]. Diffraktive Optiken weisen jedoch im Allgemeinen eine starke Wellenlängenabhängigkeit ihrer optischen Eigenschaften und damit bei natürlichem polychromatischem Licht entsprechende chromatische Aberrationen auf. Außerdem ist die Beugungseffizienz begrenzt, d. h. nur Teil des Lichtes interferiert in der fokussierenden Beugungsordnung.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass nach dem derzeitigen Stand der Technik folgende optische Wirkprinzipien geeignete Ansätze für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems darstellen:

- Axialverschiebung von optischen Grenzflächen in Form einer Triple-Optik
- Lateralverschiebung von optischen Grenzflächen in Form einer ALVAREZ-Optik
- Krümmungsänderung von optischen Fluidgrenzflächen (Fluidlinsen) durch Differenzdruckänderung in Form von Membranlinsen oder Meniskuslinsen

Mechanische Antriebe für die Optik

Eine aktive Optik, die nicht auf optischen Wirkprinzipien mit einer elektrooptischen Kopplung ohne mechanische Zwischenwandlung basiert sondern auf fluid- oder festkörpermechanisch angetriebenen optischen Wirkprinzipien, benötigt einen mechanischen Antrieb. Er wandelt elektrische Signale der Steuerungseinheit unter Nutzung von Hilfsenergie in eine fluid- oder festkörpermechanische Bewegung, die mit einer Druck- bzw. Kraftänderung einhergeht.

Während für elastische Linsen als optisches Wirkprinzip des Künstlichen Akkommodationssystems bereits unterschiedliche Lösungsvorschläge für den mechanischen Antrieb entwickelt und untersucht wurden [Mar06, BMB06, Kar06, Ber07, Rüc09], existieren für die oben aufgelisteten, derzeit geeigneten Wirkprinzipien bislang nur rudimentäre Ansätze für den Antrieb: In [GBG05] wurden Aktoren auf der Basis von Kohlenstoffnanoröhren vorgeschlagen. In [BBG06] werden Mikroaktoren im Allgemeinen, gegebenenfalls in Kombination mit einem mechanischen Getriebe zur

Stellkraft-Stellweg-Wandlung als Antrieb einer Dual-Optik angesprochen. Biegeaktoren aus leitfähigen Polymeren und Festkörpergelenke werden in [BSBG07] als Antriebskonzept für eine Triple-Optik vorgeschlagen. In [Ber07] wird die Idee dahingehend erweitert, dass eine Integration der Aktorfunktion in die Führungsfunktion der Festkörpergelenke erfolgen sollte. Auch für eine ALVAREZ-Optik werden Festkörpergelenke zur lateralen Führung vorgeschlagen [Ber07]. Zum mechanischen Antrieb von Fluidlinsen im Künstlichen Akkommodationssystem wird lediglich auf die Vielzahl mikrofluidischer Aktor- und Pumpprinzipien sowie auf die Möglichkeit einer Kraft-Weg-Wandlung verwiesen [Ber07].

1.2.3 Aktive miniaturisierte Optiken mit mechanischem Antrieb

Unter technischen Gesichtspunkten weist die Entwicklung aktiver Optiken für ein mechatronisches Akkommodationsimplantat starke Parallelen zur Entwicklung miniaturisierter abbildender Optiken im Allgemeinen auf. Bei ihnen muss ebenfalls eine dynamische Anpassung an wechselnde Objektstände erfolgen. Auch eine Änderung der Abbildungsvergrößerung (Zoom) kann nach den gleichen optischen Wirkprinzipien realisiert werden. Insbesondere miniaturisierte Kameraobjektive haben mit der Verbreitung von elektronischen Mobilgeräten ein großes Marktpotential bekommen, weshalb weltweit entsprechend viel Forschungs- und Entwicklungsaufwand betrieben wird. Infolgedessen existiert mittlerweile eine Vielzahl von Antriebskonzepten für mechanisch angetriebene Optiken. Industriell am weitesten verbreitet sind miniaturisierte Optiken, bei denen Linsen entlang der optischen Achse durch einen elektromagnetischen Tauchspulenantrieb verschoben werden [GFT07, HBMG14, CT14]. Die Firma Siimpel hat für solche Antriebe eine Weiterentwicklung publiziert, bei der die Linse durch einen planaren Verformungsmechanismus mit Festkörpergelenken aus einkristallinem Silizium mit höherer Präzision geführt werden soll [GTCF07]. Andere Konzepte für Optiken mit axial verschiebblichen Linsen basieren auf resonanten piezoelektrischen Antrieben [SKA11, KRL⁺06, Hen06, SR07, KKJ08, HXP08, NST11], elektrostatischen Aktoren [CT14], dielektrischen Elastomeraktoren [AM06, Opt08, HBMG14], ionischen Polymer-Metall-Verbund-Aktoren [EAM13] oder thermischen Formgedächtnisaktoren [Hoo08]. In [ZZCZ15] wurde ein Endoskop mit einstellbarem Fokus entwickelt, dessen ALVAREZ-Optik von einer elastischen Festkörperlagerung aus Silizium geführt und von einem piezoelektrischen Biegeaktor angetrieben wird. Miniaturisierte fokusvariable Optiken auf Basis von Membranlinsen wurden mit elektromagnetischen [Opt13], elektrostatischen [PBB⁺11, Mic13] und piezoelektrischen Antrieben [SMU⁺07, SMW07, SMW08, Sch09], mit dielektrischen Elastomeraktoren [CFTDR11] und mit thermischen Formgedächtnisantrieben [KMT006] entwickelt. In [NSF⁺12] wurde eine fokusvariable Membranlinse als Labormuster realisiert,

bei der ein transparenter dielektrischer Elastomeraktor mit Elektroden aus Kohlenstoff-Nanoröhren die Linsenmembran bildet, wodurch sich ein äußerst kompaktes Design ergibt. Die Firma poLight hat eine kompakte elastische Linse auf Basis eines Polymerfilms und einer biegsamen Glasmembran entwickelt, die durch einen ringförmigen piezoelektrischen Biegeaktor verformt wird [poL13].

Keine der genannten miniaturisierten aktiven Optiken mit mechanischem Antrieb ist in ihrem derzeitigen Entwicklungsstand geeignet für die Anwendung im Künstlichen Akkommodationssystem. Bislang wurde auch noch keine von ihnen für den Einsatz in einem mechatronischen Akkommodationsimplantat ausgelegt oder die Eignung der zugrunde liegenden Konzepte für eine solche Anwendung untersucht.

1.2.4 Mechanische Antriebe in medizinischen Implantaten

Mechanische Antriebe finden sich auch in anderen aktiven medizinischen Implantaten. Dazu gehört die Gruppe der Mittelohrimplantate, welche zur Therapie von Schallleitungsschwerhörigkeiten eingesetzt werden. Sie enthalten einen mechanischen Schwingungserzeuger, der im weiteren Sinne auch als mechanischer Antrieb aufgefasst werden kann. Üblicherweise werden elektromagnetische oder piezoelektrische Aktoren eingesetzt, die an die Gehörknöchelchen oder den Schädelknochen gekoppelt werden [Leu05]. Um den Implantationsaufwand zu verringern, verfolgt ein jüngeres Forschungsprojekt das Konzept einer direkten Einkoppelung des Schalls an das runde Fenster des Innenohrs [SKS⁺10, KSS⁺10, KZW⁺11, Kal14]. Hierbei wird zur Schwingungserzeugung ein piezoelektrischer Biegeaktor eingesetzt. Bemerkenswert ist, dass die notwendigen Feldstärken zur Vermeidung einer Elektrolyse der physiologischen Flüssigkeiten mit elektrischen Spannungen von maximal 1,3 V erzeugt werden sollen. Auch für Implantate zur langfristigen, dosierten Medikamentenabgabe, bspw. bei Diabetes, wurden Konzepte entwickelt, die mechanische Antriebe zur gesteuerten Freisetzung der Substanzen enthalten. Sie basieren u. a. auf elektroaktiven Polymeraktoren [SGH⁺08], elektrochemomechanischen Aktoren [SGM11] oder piezoelektrischen Pumpaktoren [MLRH99, GDG⁺06]. Zur Behandlung von Beinlängendifferenzen wird seit einigen Jahren ein Distractionsmarknagel der Firma Wittenstein intens eingesetzt [BBS97, Kre05, Bet08, LHK11]. Dieser wird in den zu verlängernden Oberschenkelknochen implantiert. Er enthält einen elektromagnetischen Motor mit Planetenradgetriebe und einer Planetenrollenspindel zur mechanischen Wandlung der Rotationsbewegung in eine Translationsbewegung sowie zur Übertragung von Kräften bis zu 1800 N auf den Knochen. Schließlich besitzen auch implantierbare Herzunterstützungssysteme und Kunstherzen mechanische Antriebe für die integrierte Blutpumpe [BABS13, Tim11, PF13]. Sie basieren ebenfalls durchweg auf elektromagnetischer Energiewandlung.

1.3 Ziele der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung von mechanischen Antrieben für die aktive Optik eines mechatronischen Akkommodationsimplantats mit allen dafür erforderlichen Teilfunktionen. Damit soll die Realisierbarkeit eines solchen Teilsystems des Künstlichen Akkommodationssystems erstmals nachgewiesen werden.

Den Schwerpunkt bilden Antriebe für die in vorangegangenen Arbeiten als geeignet identifizierten optischen Wirkprinzipien mit Linsenverschiebungen parallel oder senkrecht zur optischen Achse des Auges in Form einer Triple-Optik und einer ALVAREZ-Optik. Ihnen gemeinsam sind translatorische Festkörperbewegungen, die durch den Antrieb zu erbringen sind. Antriebe für die ebenfalls geeigneten fluidbasierten Membran- und Meniskuslinsen sind kein Schwerpunkt der Arbeit, sie werden dennoch am Rande betrachtet.

Zur Entwicklung von mechanischen Antrieben für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems werden in der vorliegenden Arbeit die nachstehenden wissenschaftlichen Teilziele verfolgt:

- Analyse der notwendigen Teilfunktionen des Antriebs
- Synthese von Funktionsstrukturen für geeignete Antriebskonzepte
- Entwicklung von Lösungen für die Teilfunktionen des Antriebs: Ziel ist dabei die Identifikation geeigneter Wirkprinzipien für die zuvor ermittelten Teilfunktionen Aktor (Aktorprinzipien), mechanische Energiewandlung, Lagerung, Antriebssteuerung einschließlich Zustandssensorik und Energiestellung.
- Entwicklung von Gesamtlösungen in Form von Antriebsentwürfen für eine Triple-Optik und eine ALVAREZ-Optik
- Realisierung von Funktionsmustern zur Evaluierung der entwickelten Antriebslösungen

In Kapitel 2 werden zunächst die Anforderungen an den Antrieb genau spezifiziert. Anschließend wird eine Analyse der Teilfunktionen des Antriebs durchgeführt und die Funktionsstruktur eines generischen Antriebskonzepts entwickelt.

Für die Teilfunktionen des generischen Antriebskonzepts werden in Kapitel 3 Lösungen in Form von Wirkprinzipien erarbeitet. Dazu werden für die Teilfunktionen Aktor, mechanische Energiewandlung, Lagerung sowie Antriebssteuerung einschließlich Zustandssensorik und Energiestellung Wirkprinzipien nach dem Stand der Technik ermittelt und einer Eignungsbewertung für die vorliegende Anwendung unterzogen.

Die zuvor erarbeiteten Teilfunktionslösungen werden in Kapitel 4 zu Gesamtlösungen für den Antrieb kombiniert. Es resultieren Wirkstrukturen des generischen

Antriebskonzepts. Sie sind für verschiedene optische Wirkprinzipien mit Translation und Rotation von festen Linsenkörpern gleichermaßen geeignet. Auf Basis der Wirkstrukturen werden Antriebsentwürfe für eine Triple-Optik und eine ALVAREZ-Optik fertigungs- und montagegerecht ausgearbeitet und ihre Funktion durch analytische und numerische Berechnungen nachgewiesen.

Zur praktischen Evaluierung der beiden entwickelten Antriebslösungen werden in Kapitel 5 Funktionsmuster im Maßstab 1,5:1 bzw. 1,2:1 entworfen, aufgebaut und experimentell charakterisiert. Mit ihrer erfolgreichen Realisierung werden sowohl für die entwickelten Lösungen als auch für mechanische Antriebe im Künstlichen Akkommodationssystem im Allgemeinen erstmals Machbarkeitsnachweise erbracht.

2 Neues Konzept für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems

Der mechanische Antrieb für die Optik des Künstlichen Akkommodationssystems wirkt den Signalen der Steuerungseinheit folgend unter Nutzung von Hilfsenergie auf den mechanischen Zustand der Optik ein, so dass die Brechkraft D des Auges verändert wird. Um die Realisierbarkeit eines solchen Teilsystems zu untersuchen und nachzuweisen, werden in der vorliegenden Arbeit Antriebslösungen systematisch entwickelt. Das Vorgehen orientiert sich dabei an der in der VDI-Richtlinie 2221 beschriebenen Methodik zum Entwickeln technischer Systeme [VDI93] und an den Methoden zum Konzipieren nach Pahl/Beitz [PB03] (s. a. [Kra00]).

Zunächst wird daher im folgenden die Aufgabenstellung präzisiert, indem Anforderungen an den Antrieb spezifiziert werden (Abschn. 2.1). Anschließend werden in Abschn. 2.2 die Funktionen des zu entwickelnden Antriebs analysiert. Anhand seiner Teilfunktionen und einer Betrachtung ihrer Kombinations- und Integrationsmöglichkeiten in entsprechenden Funktionseinheiten werden in Abschn. 2.3 mögliche Funktionsstrukturen des Antriebs abgeleitet. Als Ergebnis einer Eignungsbewertung resultiert schließlich die Funktionsstruktur eines generischen Antriebskonzepts.

2.1 Anforderungen an den Antrieb

Im folgenden werden die Anforderungen an den mechanischen Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems spezifiziert. Dabei wird mehrfach Bezug auf die in Abschnitt 1.2.1 dargelegten Anforderungen an das Künstliche Akkommodationssystem als Implantat genommen.

Stellbereich: Der durch den Antrieb zu realisierende mechanische Stellbereich hängt vom eingesetzten optischen Wirkprinzip ab. Die jeweiligen Stellbereiche werden am Ende dieses Abschnitts ausführlich spezifiziert.

Stellgenauigkeit: Die erforderliche Genauigkeit, mit welcher der mechanische Zustand der optischen Komponenten zur Änderung der Brechkraft D des Auges durch den Antrieb eingestellt werden muss, kann aus der geforderten Akkommodationsgenauigkeit von 0,25 dpt abgeschätzt werden. Mit einem zum postoperativen Refraktionsausgleich auf 4,55 dpt erweiterten optischen Stellbereich für die Akkommodation ΔD ergibt sich eine Obergrenze von 5,5 % für die Stellgenauigkeit des Antriebs. Ihr tatsächlicher Wert sollte jedoch

deutlich tiefer liegen, da Fehler bei der Erfassung des Akkommodationsbedarfs ebenfalls zur Akkommodationsgenauigkeit des Implantats beitragen.

Dynamik: Die notwendige Dynamik des Antriebs, dabei insbesondere Geschwindigkeit und Dauer der Änderungen mechanischer Zustandsgrößen, ergibt sich aus der vom Implantat geforderten Akkommodationsdynamik. In Analogie zu [Ber07] kann die durchschnittliche Gesamtdauer eines Akkommodationsvorganges bei jungen Erwachsenen von etwa 700 ms nach [Ibi97] zugrunde gelegt werden. Eine etwa doppelt so große Zeitspanne ergibt sich unter Bezug auf die Dynamik der Pupillenweite (Abschn. A.1). Das Zeitfenster muss in jedem Fall auf die beiden Teilfunktionen Erfassung des Akkommodationsbedarfs und Anpassung des Akkommodationszustandes des Implantats aufgeteilt werden. Eine genaue Abschätzung des Zeitbedarfs für die Erfassung des Akkommodationsbedarfs hängt von der konkreten Ausführung dieses Teilsystems ab und ist ohne deren Kenntnis kaum möglich. Es erscheint jedoch realistisch, dass zur elektronischen Messwerterfassung durch Sensoren und die anschließende Signalverarbeitung in einer günstigen Ausführung weniger als 100 ms benötigt werden. Unter dieser Annahme verblieben bestenfalls 600 bis 1100 ms für die Anpassung des Akkommodationszustandes und damit für den Antrieb.

Energiebedarf: Im Implantat ist die Verfügbarkeit von Energie aufgrund der geforderten Energieautarkie über mindestens 24 Stunden, des begrenzten Volumens für Energiespeicher und nicht ausreichend ergiebiger Quellen zur Gewinnung von Energie [Nag11] stark beschränkt. Daraus folgt unmittelbar die Notwendigkeit eines möglichst geringen Energieverbrauchs des Systems und damit auch des mechanischen Antriebs. Nach [Nag11] liegt die obere Leistungsgrenze einer realisierbaren Energieversorgung für das Künstliche Akkommodationsystem bei etwa 1 mW. Da andere Teilsysteme wie Kommunikation, Steuerung und Akkommodationsbedarfserfassung nach Untersuchungen in derselben Arbeit wesentliche Anteile des Energiebudgets benötigen, kann auch durch den mechanischen Antrieb nur ein entsprechender Bruchteil beansprucht werden. Seine mittlere Leistungsaufnahme sollte daher maximal im Bereich einiger hundert Mikrowatt liegen.

Betriebslebensdauer und Zuverlässigkeit: Die für das Implantat anzustrebende Betriebsfähigkeit über 30 Jahre betrifft auch das Antriebssystem. Für ein darüber hinausgehendes Verbleiben des Implantats im Körper müssen zur Aufrechterhaltung der Fernsicht des Patienten die dazu notwendigen Funktionen im Antrieb, beispielsweise die Fixierung optischer Komponenten (vgl. Abschn. 2.2) auch weiterhin gewährleistet sein.

Die Anzahl der über die Betriebslebensdauer zu leistenden Akkommodationsvorgänge kann auf Basis der in [Nag11] gewonnenen Erkenntnisse über

die Akkommodationshäufigkeit erfolgen. Dort wurden für Personengruppen mit unterschiedlichen Tätigkeitsprofilen zwischen 7165 und 10915 Akkommodationsvorgänge pro Tag berechnet. Sie summieren sich über 30 Jahre zu 78,5 bis 119,6 Millionen Akkommodationsvorgängen – und damit auch Stellvorgängen für den mechanischen Antrieb – auf. Ihre mittlere Amplitude liegt allerdings mit 0,58 bis 0,75 dpt deutlich unterhalb der geforderten Akkommodationsbreite von 3 dpt.

Die Forderung nach einer hohen Zuverlässigkeit des Implantats gilt auch für den Antrieb und muss in allen seinen Entwicklungsstufen adäquat berücksichtigt werden. Selbstredend muss auch der Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems wartungsfrei konstruiert sein.

Sicheres Versagen: Bei Energiemangel und bei möglichst vielen denkbaren Funktionsstörungen des Implantats soll die Fernsicht des Patienten gewährleistet sein. Dazu muss die Optik unverzüglich in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion eingestellt werden (Abschn. 1.2.2). Diese Funktion muss durch den Antrieb erbracht werden. Sie sollte auch für möglichst viele Versagensarten des Antriebssystems selbst noch sichergestellt sein, insbesondere jene, die am Ende seiner Betriebslebensdauer zu erwarten sind.

Sicherheit und physiologische Verträglichkeit: Wie vom Implantat als Gesamtsystem so darf auch vom Antriebsteilsystem zu keiner Zeit und unter keinen Umständen eine Gefährdung des Patienten ausgehen. Auch die Forderungen nach elektromagnetischer Verträglichkeit und Strahlenschutz gelten entsprechend für den Antrieb.

Für elektrische Spannungen in aktiven, implantierbaren medizinischen Geräten werden durch die Norm DIN EN 45502-1 [DIN98] keine Obergrenzen vorgeschrieben. Es muss jedoch für die Isolation von elektrischen Potentialdifferenzen zum Körper eine Durchschlagfestigkeit bei wenigstens der zweifachen Spannung der zu erwartenden Spitzenspannung nachgewiesen werden. Das betrifft bspw. das Gehäuse des Implantats. Als Orientierung kann zusätzlich DIN EN 60601-1 [DIN13] für medizinische Geräte im Allgemeinen herangezogen werden. Sie schreibt als Obergrenze für elektrische Spannungen an berührbaren Teilen 60 V für Gleichspannung bzw. 42,4 V Spitze bei Wechselspannung vor. Diese Werte sollten daher im Künstlichen Akkommodationssystem möglichst nicht überschritten werden. Hohe elektrische Spannungen in einem intraokularen Implantat verringern zudem mutmaßlich die Patientenakzeptanz.

Sofern Antriebskomponenten mit okulaem Gewebe oder okularen Flüssigkeiten in Kontakt kommen, muss für biokompatible und biostabile Materialien Sorge getragen werden. Wird hingegen eine stoffliche Trennung in Form einer

Abdichtung vorgesehen, so bestehen keine Anforderungen an die Materialien des Antriebs in Bezug auf biochemische Kompatibilität. Im Hinblick auf die Patientenakzeptanz wiederum sollten jedoch insbesondere keine gesundheitsgefährdenden Materialien eingesetzt werden.

Desweiteren muss das hergestellte Antriebssystem sterilisierbar sein, um Krankheitserreger vor der Implantation entfernen zu können.

Um die Forderung nach einer Eignung des Implantats für magnetresonanztomographische Untersuchungen zu erfüllen, können ferromagnetische Materialien nur mit starken Einschränkungen eingesetzt werden.

Baugröße und Masse: Aus der Forderung nach einem möglichst kleinen Implantat und der Vielzahl der zu erwartenden Implantatkomponenten ergibt sich wiederum die Forderung nach einem möglichst kleinen Antriebsteilsystem [RMNB12]. Der maximal zur Verfügung stehende Bauraum kann aus dem maximalen Implantatvolumen im implantierten Zustand abgeschätzt werden. Von diesem Zylinder ist zunächst eine Gehäusewandstärke von 300 μm abzuziehen, was mit Bezug auf [Rhe11] einer konservativen Abschätzung entspricht. Weiterhin darf die optische Transmissionsfähigkeit in dem für die optische Abbildung auf der Netzhaut relevanten Bereich nicht durch Implantatkomponenten beeinträchtigt werden. Der Bereich kann als zentraler Zylinder mit einem Durchmesser von 5 mm angenommen werden [Ber07, Rhe11]. Es verbleibt ein zylinderringförmiger Bauraum mit 9,4 mm Außendurchmesser, 3,4 mm zylindrischer Höhe und damit einem Volumen von 169 mm^3 . Zur Verbesserung des Implantationsaufwandes sollen Größe und Volumen des Implantats nach [Rhe11, RMNB12] im Verlauf zukünftiger Weiterentwicklungen erheblich reduziert werden. In einem linsenförmigen Implantat schrumpft das Bauraumvolumen demnach auf bis zu 60 mm^3 . Geeignete Aktorlösungen sollen daher nicht nur die maximalen Bauraumanforderungen erfüllen, sondern auch weiteres Miniaturisierungspotential besitzen. Der Bauraum muss mit den nichttransparenten Komponenten der anderen Implantatteilssysteme geteilt werden. Insbesondere die Kapazität von Energiespeichern zur temporär autarken Energieversorgung hängt in hohem Maße von ihrer Baugröße ab [Nag11]. Daher sollten die Antriebskomponenten überschlägig betrachtet keinesfalls mehr als die Hälfte des berechneten maximalen Bauraumvolumens einnehmen. Sehr vorteilhaft im Hinblick auf den Implantationsaufwand sind verformbare Antriebskomponenten, die idealerweise ein dünnes, faltbares Implantat ermöglichen. Im Hinblick auf die Baugröße – aber auch auf die Leistungsaufnahme – ist der Antrieb des Implantats folglich den Kleinst- und Mikroantrieben [Zei07, DUBB11] zuzuordnen.

An die Masse der Antriebskomponenten werden zunächst keine einschränkenden Anforderungen gestellt. Im Hinblick auf eine anzustrebende Gesamtdichte

des Implantats äquivalent zu Kammerwasser sollte die Gesamtdichte der Antriebskomponenten in einem ähnlichen Bereich liegen. Stärkere Abweichungen davon sind nur in Abhängigkeit von der Gesamtmasendichte im übrigen Implantatvolumen zulässig.

Produktionsaufwand: Um betriebswirtschaftliche Rentabilität des Implantats als Produkt zu erzielen, sollten möglichst große Anteile der Fertigung und Montage des Antriebs mit automatisierbaren Standardprozessen der Feinwerk-, Mikro- und Nanotechnologie durchführbar sein.

Folgende **Betriebs- und Umgebungsbedingungen** gelten für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems:

Hilfsenergie: Vorzugsweise wird dem Antrieb Hilfsenergie in elektrischer Form auf dem Spannungsniveau Lithium-basierter Akkumulatoren von etwa 3,2 bis 3,9 V [SS06] von der Energieversorgungseinheit des Implantats zur Verfügung gestellt [Nag11]. Alternativ ist die Versorgung mit mechanischer Energie denkbar, die bspw. aus den Augenbewegungen gewonnen (energy harvesting) und anschließend mechanisch zwischengespeichert oder sogar direkt für mechanische Bewegungen der optischen Komponenten genutzt wird. In letzterem Fall steht jedoch möglicherweise nicht jederzeit ausreichend Hilfsenergie zur Verfügung. Chemische Energie als weitere Alternative kann einerseits in Form von Glukose und Sauerstoff aus dem Kammerwasser des Auges bezogen werden, möglicherweise auch in Form von Proteinen [Aug07]. Andererseits sind chemische Hilfsenergieformen denkbar, die in einem Stoffkreislauf von der Energieversorgungseinheit des Implantats regeneriert und bereitgestellt werden. Als Beispiel sei Wasserstoff als chemischer Energieträger genannt, der durch Elektrolyse regenerierbar ist. Nicht regenerierbare chemische Energie kann nach [Nag11] nicht über die gesamte Betriebslebensdauer des Künstlichen Akkommodationssystems in ausreichender Menge im Implant gespeichert werden. Da ein Stoffaustausch nicht möglich ist, können derartige Energieträger ausgeschlossen werden. Lichtenergie ist eine theoretisch mögliche Form von Hilfsenergie für den Antrieb. So kann das ins Auge einfallende, in seiner Intensität und damit seinem Energiegehalt jedoch stark schwankende Licht genutzt werden oder Lichtenergie durch die Energieversorgungseinheit des Implantats bereitgestellt werden. Für den Ausgleich eines Refraktionsfehlers ist es auch denkbar, Hilfsenergie temporär von außen, bspw. in Form von Laserlicht oder Magnetfeldern, direkt in den Antrieb des Implantats einzukoppeln, um eine permanente Stellgrößenänderung zu bewirken.

Umgebungstemperatur: Über die Temperatur im Kapselsack des menschlichen Auges liegen in der Literatur keine experimentellen Daten vor. Während die

Temperatur der Hornhaut bei 29,3 bis 33,7 °C gemessen wurde [HPA67], kann für die besonders gut durchblutete Retina die physiologische Körperkerntemperatur von 36,5 bis 37,0 °C [SLH10] angenommen werden [OAN07]. Im Auge verläuft ein entsprechender Temperaturgradient von der Hornhaut zur Retina, der beim Kaninchen auch experimentell bestätigt wurde [HPA67, SF62]. Er besteht ebenso im Bereich des Kapselsacks [OAN07]. In [OAN07] wurde mithilfe einer numerischen Simulation ein Temperaturverlauf im Kapselsack des menschlichen Auges von 34,7 bis 35,7 °C berechnet. Bei erhöhter Körperkerntemperatur und möglicherweise auch bei extremen Umgebungstemperaturen ist mit einstelligen Abweichungen von den genannten Werten zu rechnen.

Umgebungsmedium: Durch eine separate Abdichtung des Implantats, bspw. in Form eines Glasgehäuses, kann eine stoffliche Trennung der Komponenten von okularen Flüssigkeiten und okularem Gewebe gewährleistet werden. Dadurch wird auch eine trockene, gasförmige Umgebung des Antriebs sichergestellt. Im Hinblick auf reduzierten Abdichtungsaufwand und verringerte Versagensrisiken durch Undichtigkeiten ist es dennoch von Vorteil, wenn der Antrieb im Kontakt mit okularen Flüssigkeiten betriebsfähig und mit ihnen biokompatibel und biostabil ist.

Externe Beschleunigungen, Stoß- und Schwingbeanspruchungen: Externe Beschleunigungen des Antriebs können zunächst bei Fertigung und Montage, Transport und Lagerung auftreten. Dort können sie mit entsprechendem Aufwand begrenzt werden und stellen daher zunächst keine harte Anforderung dar. Externe Beschleunigungen während der Implantation sind nach Einschätzung von Ophthalmochirurgen ebenfalls gut begrenzt [Guth10]. Im implantierten System treten sie einerseits durch Augen- und Kopfbewegungen auf, andererseits durch Kopferschütterungen bei Sport oder Unfällen.

Nach [MBG⁺09] sind Beschleunigungen auf ein Kapselsackimplantat durch Kopfbewegungen wesentlich geringer als solche, die durch Augenbewegungen verursacht werden. Bei letzteren treten die höchsten Beschleunigungen während der Sakkaden auf und liegen nach unterschiedlichen Studien zwischen 20000 und 80000 °/s² (Abschn. A.1). Mit einem Abstand des Implantatmittelpunktes im Kapselsack zum mechanischen Drehpunkt des Auges von 9 mm [Bah08, MBG⁺09] ergeben sich maximale Tangentialbeschleunigungen zwischen 3,1 und 12,6 m/s². Auch die höchsten Winkelgeschwindigkeiten treten während sakkadischer Augenbewegungen auf. Sie liegen nach unterschiedlichen Quellen zwischen 500 und 1000 °/s und bestimmen die auf das Implantat wirkenden Radialbeschleunigungen. Hierfür ergeben sich Maximalwerte von 0,7 bis 2,7 m/s². Numerische Verformungssimulationen eines Auges mit implantiertem Künstlichen Akkommodationssystem in [MBG⁺09] ergaben eine maximale Implantatbeschleunigung von 6,1 m/s². Da die visuelle Wahrneh-

mung während der Sakkadenbewegungen unterdrückt wird, muss die oben geforderte Stellgenauigkeit in solchen Phasen nicht zwingend eingehalten werden. Dies ist allerdings bei stabilisierenden Augenbewegungen und bei Fixierbewegungen erforderlich. Dabei treten Winkelbeschleunigungen bis über $6000\text{ }^\circ/\text{s}^2$ und Winkelgeschwindigkeiten bis $100\text{ }^\circ/\text{s}$ auf. Sie entsprechen tangentialen Beschleunigungen des Implantats von $0,94\text{ m/s}^2$ und radialen Beschleunigungen von $0,03\text{ m/s}^2$, die damit weit unterhalb der Erdschwerebeschleunigung liegen. Fixierbewegungen wie Tremor, Drift und Mikrosakkaden dürfen weiterhin nicht durch Schwingungsanregung der mechanischen Komponenten zu Verletzungen der Stellgenauigkeitsanforderung führen.

Wesentlich höher als alle Beschleunigungen bei physiologischen Augenbewegungen sind Beschleunigungen des Kopfes bei Stößen im Sport und bei Verkehrsunfällen. Bei PKW-Insassen gelten unfallbedingte Kopfbeschleunigungen spätestens ab $70g$ als lebensbedrohlich [Hen98]. Im American Football wurden Kopfbeschleunigungen bis $169g$ gemessen [GMS⁺07]. Dabei traten in Einzelfällen selbst bei einer Kopfbeschleunigung von $135g$ keine klinisch bestätigten Gehirnerschütterungen auf [RBG⁺09]¹. Für das Implantat ist aufgrund der Dämpfung durch das Weichgewebe des Auges zu erwarten, dass zumindest kurzzeitige Beschleunigungsspitzen betragsmäßig geringer ausfallen als für den Kopf.

Da sowohl die Akkommodation unabhängig von der Richtung der Erdschwerebeschleunigung erfolgen muss als auch das Implantat nach der Implantation eine beliebige Rotationsorientierung um die Sehachse besitzen kann, muss der Antrieb in jeder beliebigen Orientierung im Erdschwerefeld funktionsfähig sein.

Mechanische Stellbereiche verschiedener optischer Wirkprinzipien

Im folgenden werden die durch den Antrieb zu realisierenden mechanischen Stellbereiche und der jeweilige mechanische Zustand der Fail-Safe-Refraktion für verschiedene optische Wirkprinzipien spezifiziert.

Die vorliegende Arbeit beschränkt sich auf die Entwicklung von Antriebslösungen für ein biometrisches Standardauge. Für Augen mit abweichenden biometrischen Größen sind nach [Ber07] mitunter Optiken mit abweichenden mechanischen Stellbereichen erforderlich. Es bleibt zu untersuchen, inwiefern biometrische Unterschiede allein durch unterschiedliche optische Komponenten, z. B. Vor- oder Nachsatzlinsen, ausgeglichen werden können, um einheitliche mechanische Stellbereiche für alle biometrischen Szenarien zu erzielen. Dies erscheint im Hinblick auf eine

¹Gehirnerschütterungen wurden in den gleichen Studien bei Zusammenstößen ab $60g$ Spitzenbeschleunigung gemessen. Die Bedeutung der Spitzenbeschleunigung für die Schwere einer resultierenden Verletzung wird angesichts solcher Ergebnisse mittlerweile in Frage gestellt [GMS⁺07].

kostengünstige Produktion besonders vorteilhaft, weil dann außer bei den optischen Anpassungskomponenten keine Varianten der Implantatbauteile und -baugruppen hergestellt werden müssen.

Für die Arbeit werden Auslegungen von optischen Wirkprinzipien für das Künstliche Akkommodationssystem zugrunde gelegt, die einen optischen Stellbereich für die Akkommodation ΔD von 3 dpt vorsehen, der symmetrisch auf insgesamt 4,55 dpt erweitert wurde, um eine postoperative Korrektur von Refraktionsfehlern durch die aktive Optik des Implantats zu ermöglichen (Abschn. 1.2.2). Solche Auslegungen finden sich für Triple-Optiken in [Ber07, BSBG07], für ALVAREZ-Optiken in [Ber07, SG07] und für Fluidlinsen in [Ber07]. Sie zeigen einen linearen Zusammenhang zwischen der Brechkraft D des Auges und den mechanischen Stellgrößen.

Die Fail-Safe-Refraktion beträgt nach [Ber07, BSBG07] für Antriebe, die den postoperativen Refraktionsausgleich im Versagensfall des Implantats, also auch bei Energiemangel, nicht aufrecht erhalten können, im Erwartungsfall $-e_{D_\infty} = -0,25$ dpt (Abschn. 1.2.2). Sie liegt damit bei 22,5% des gesamten optischen Stellbereichs (vgl. Abb. 1.4). Bei Antrieben, die den postoperativen Refraktionsausgleich im Versagensfall des Implantats aufrecht erhalten, beträgt sie entsprechend stets $-e_{D_\infty} = 0$ dpt, wobei der relative Anteil am gesamten optischen Stellbereich je nach Wert der Refraktionskorrektur in einem Intervall [0 %, 34,1 %] liegt (vgl. Abb. 1.4). Aufgrund des linearen Zusammenhangs kann der Fail-Safe-Zustand der mechanischen Zustandsgrößen jeweils proportional aus dem relativen Anteil der Fail-Safe-Refraktion am gesamten optischen Stellbereich abgeleitet werden.

Bei einer Triple-Optik wird der mechanische Stellzustand durch die translatorische Verschiebung einer Linse parallel zur optischen Achse beschrieben. Ein maximaler Verschiebeweg von 300 μm ist nach [Ber07, BSBG07] erforderlich. Die Linsenverschiebung im Fail-Safe-Zustand ohne postoperativen Refraktionsausgleich beträgt daher 67,5 μm . Geometrie und absolute Position der beweglichen Sammellinse im Implantat hängen von der optischen Auslegung ab. Die optimierte Auslegung in [BSBG07] enthält eine sphärische Bikonvexlinse mit vorderem Krümmungsradius von 9,44 mm, hinterem Krümmungsradius von 7,58 mm und einer Mittendicke von 811 μm .

Beim Wirkprinzip der ALVAREZ-Optik ist zwischen zwei Auslegungen zu unterscheiden, bei denen der mechanische Stellzustand durch die translatorische Verschiebung einer oder zweier Linsen senkrecht zur optischen Achse beschrieben wird. Im Fall von zwei bewegten Linsen ist eine synchrone gegensinnige Verschiebung beider Linsen zueinander entlang der selben Achse erforderlich. Da die notwendige Relativverschiebung im Rahmen der optischen Auslegung in einem weiten Bereich eingestellt werden kann (Abschn. 1.2.2), wird in Anlehnung an [Ber07, SG07] ein Wert von 300 μm zugrunde gelegt. Er stellt einen Kompromiss zwischen geringen Verschiebewegen und Robustheit gegen Positionierungsfehler dar.

Die Relativverschiebung im Fail-Safe-Zustand ohne postoperativen Refraktionsausgleich beträgt entsprechend $67,5\ \mu\text{m}$. Im Fall von nur einer bewegten Linse wird für die maximale Linsenverschiebung in Anlehnung an [SD10] ebenfalls ein Wert von $300\ \mu\text{m}$ zugrunde gelegt. Die Linsenverschiebung im Fail-Safe-Zustand ohne postoperativen Refraktionsausgleich beträgt daher wiederum $67,5\ \mu\text{m}$. Geometrie und absolute Position der ALVAREZ-Linsen im Implantat hängen von der optischen Auslegung ab.

2.2 Analyse der Funktionen des Antriebs

Der Methodik des Entwickelns und Konzipierens technischer Systeme nach [VDI93], [PB03] und [Kra00] folgend, soll nun die Gesamtfunktion des zu entwickelnden Antriebs geklärt werden, um sie anschließend in Teilfunktionen geringerer Komplexität aufzugliedern.

Gesamtfunktion

Die Gesamtfunktion eines mechanischen Antriebs für die Optik des Künstlichen Akkommodationssystems besteht im engeren Sinne darin, eine Nachführung derjenigen mechanischen Zustandsgrößen der optischen Implantatkomponenten zu bewirken, durch deren Änderung die Brechkraft D des Auges zur Akkommodation oder zum postoperativen Refraktionsausgleich beeinflusst wird. Die Nachführung der betreffenden Zustandsgrößen muss entsprechend den Sollwertvorgaben durch die Steuerungseinheit ausreichend genau erfolgen. In einer erweiterten Betrachtung kann auch die Fixierung von mechanischen Zustandsgrößen derjenigen optischen Implantatkomponenten, die sich nicht ändern sollen, als Funktion des Antriebsteilsystems aufgefasst werden. Dadurch werden auch Antriebslösungen eingeschlossen, bei denen Nachführungsfunktion und Fixierungsfunktion konstruktiv durch die selbe Funktionseinheit realisiert werden. Beispielhaft sei eine Triple-Optik genannt, deren Sammellinse an einem elastischen Verformungsmechanismus (Abschn. 3.2) des Antriebs befestigt ist, welcher sowohl die Verschiebung der Linse entlang der optischen Achse als auch die Einschränkung ihrer übrigen Bewegungsfreiheitsgrade realisiert. In einer solchen erweiterten Betrachtung kann die Gesamtfunktion des Antriebs demnach zusammenfassend formuliert werden als das Einwirken auf mechanische Zustandsgrößen derjenigen optischen Implantatkomponenten, denen diejenigen mechanischen Zustandsgrößen zuzuordnen sind, die zur Anpassung der Brechkraft D des Auges geändert werden müssen.

Nach [PB03, DUBB11] dienen technische Systeme der Realisierung technischer Prozesse, die durch Energie-, Stoff- und Informationsumsätze beschrieben werden können. Mit diesen fundamentalen Allgemeingrößen, ggf. mit zusätzlichem Bezug auf die Grundgröße Zeit, lassen sich nach [VDI93] auch alle Funktionen technischer

Systeme beschreiben. Dementsprechend ist in Abbildung 2.1 die Gesamtfunktion des mechanischen Antriebs im Künstlichen Akkommodationssystem dargestellt.

Die Sollwerte der Stellgrößen am Eingang des Antriebs werden von der elektronischen Steuerungseinheit des Implantats als analoge oder digitale elektrische, alternativ auch als optische Signale übergeben. Optional sind auch Signurrückkopplungen an die Steuerungseinheit denkbar.

Neben dem Fluss von Hilfsenergie von der Energieversorgungseinheit des Implantats in den Antrieb sind optional und nicht in Abbildung 2.1 eingetragen kurzzeitig auch Energierückflüsse vom Antrieb in die Energieversorgungseinheit möglich.

Die Änderung mechanischer Zustandsgrößen der optischen Komponenten geht mit festkörper- oder fluidmechanischen Bewegungen einher, wozu Änderungen von mechanischen Spannungen, Kräften oder Fluiddrücken erforderlich sind. Es ergibt sich daher ein mechanischer Energiefluss zwischen Antrieb und optischen Komponenten.

Teilfunktionen

Die Gesamtfunktion des Antriebs kann theoretisch in beliebig viele Teilfunktionen unterteilt werden. Realisierungen von Teilfunktionen durch physikalische Wirkprinzipien werden in der vorliegenden Arbeit als Funktionseinheiten bezeichnet. Im folgenden sollen nur Teilfunktionen identifiziert werden, bei denen mindestens ein Vorteil denkbar ist, der mit ihrer Realisierung durch eine separate Funktionseinheit einhergeht. Dies geschieht in der Absicht, später durch verschiedene Kombinationen von Teilfunktionen, die jeweils in gemeinsamen, nicht mehr in die kombinierten Teilfunktionen zerlegbaren Funktionseinheiten realisiert werden, ein möglichst vollständiges Feld von lösungsrelevanten Funktionsstrukturen aufspannen zu können (Abschn. 2.3). Mit zunehmender Komplexität der Funktionsstruktur nimmt die Wahrscheinlichkeit der Lösungsrelevanz ab. Ein wesentlicher Grund dafür liegt darin, dass eine zunehmende Anzahl von Funktionseinheiten des Antriebs tendenziell mit einem größeren Bauraumbedarf einhergeht, da der Baugröße der einzelnen Funktionseinheiten nach unten technische Grenzen gesetzt sind. Eine Begrenzung der Komplexität der Funktionsstrukturen ermöglicht daher, mit vertretbarem Aufwand ein mit hoher Wahrscheinlichkeit vollständiges Feld von lösungsrelevanten Funktionsstrukturen des Antriebs aufzuspannen. Unabhängig davon wird die Einfachheit von Lösungen technischer Fragestellungen im allgemeinen aus vielfältigen

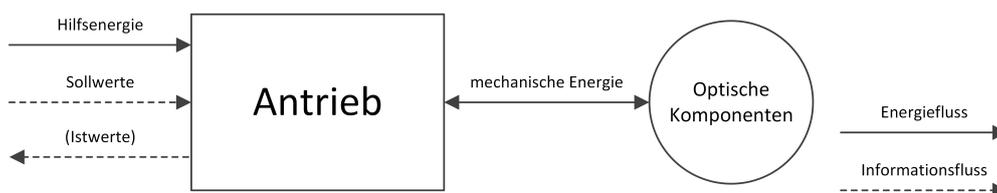


Abbildung 2.1: Gesamtfunktion des mechanischen Antriebs

Gründen in der Literatur als vorteilhaft angesehen [PB03, Ban10]. Zur Entwicklung von Mikroantrieben wird die Reduktion der Komplexität gar als eine Kernstrategie angesehen [Zei07].

Die Gesamtfunktion des mechanischen Antriebs im Künstlichen Akkommodationssystem lässt sich nach dem genannten Kriterium und mit den aufgestellten Anforderungen an den Antrieb in Teilfunktionen zerlegen, um welche die Funktionsübersicht in Abbildung 2.2 ergänzt wurde. Die Teilfunktionen lauten im Einzelnen:

- Anpassung der Augenbrechkraft zur **Akkommodation** – diese Funktion kann wiederum in folgende Teilfunktionen unterteilt werden:
 - **Verstellen** der Stellgrößen: aktiv (unter Verwendung von Hilfsenergie), unidirektional ausgehend vom Stellzustand der Fail-Safe-Refraktion
 - **Feststellen** der Stellgrößen gegen passive Rückstellkräfte und externe Störkräfte: aktiv (aber mit geringem Energieverbrauch, über längere Zeit möglichst leistungsfrei) oder passiv (ohne Verwendung von Hilfsenergie)
 - **Rückstellen** der Stellgrößen in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion: passiv, unidirektional
- Anpassung der Augenbrechkraft zum postoperativen **Refraktionsausgleich** – diese Funktion kann wiederum in folgende Teilfunktionen unterteilt werden:
 - **Verstellen** der Stellgrößen: aktiv, bidirektional
 - **Feststellen** der Stellgrößen: aktiv oder passiv; vorteilhafterweise passiv zur Erhaltung des Refraktionsausgleichs bei Versagen des Implantats
 - **Rückstellen** der Stellgrößen in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion, falls keine passive Erhaltung des postoperativen Refraktionsausgleichs bei Versagen des Implantats möglich ist: notwendigerweise passiv, bidirektional
- **Fixierungsfunktion bzw. Lagerung**: Die Fixierungsfunktion entspricht bei Bewegungen fester optischer Komponenten einer Lagerungs- bzw. Führungsfunktion, d. h. einer Einschränkung der kinematischen Freiheitsgrade der optischen Festkörper. Bei fluidischen optischen Komponenten beschreibt die Fixierungsfunktion ebenfalls eine Einschränkung der Beweglichkeit der Fluide. Sie kann bspw. durch Gefäßwände realisiert werden. Die Fixierungsfunktion muss auch im Versagensfall des Implantats aufrecht erhalten werden und daher ohne Hilfsenergie, also passiv, erfolgen.

Die Änderungsfunktionen der Augenbrechkraft zur Akkommodation und zum Refraktionsausgleich können kinematisch sowohl parallel als auch seriell auf die optischen Komponenten einwirken, da sie die gleichen mechanischen Zustandsgrößen

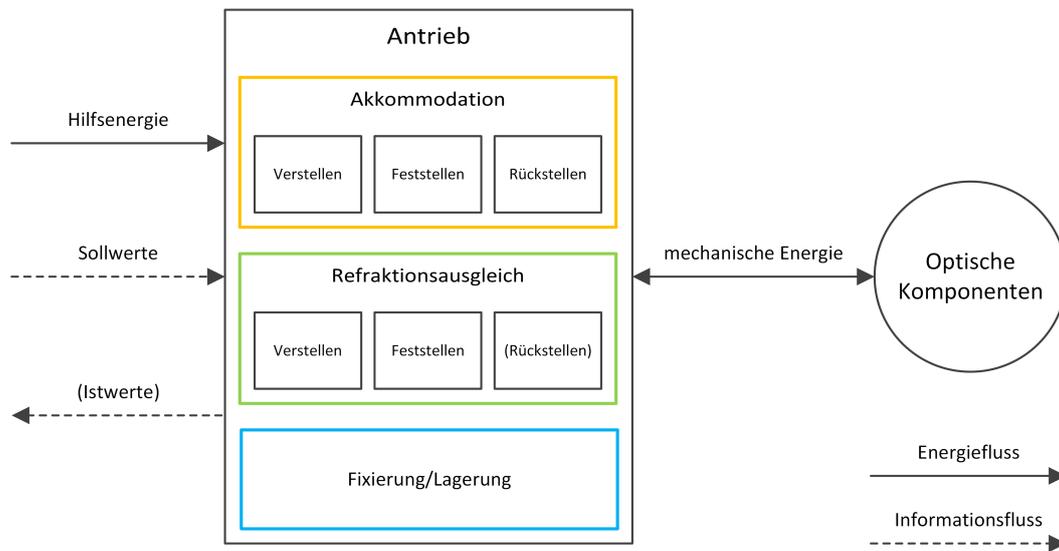


Abbildung 2.2: Gesamtfunktion des mechanischen Antriebs mit identifizierten Teilfunktionen

beeinflussen. Die Fixierungsfunktion hingegen wirkt stets kinematisch parallel neben den ersten beiden Teilfunktionen auf die optischen Komponenten ein, da sie auf andere mechanische Zustandsgrößen Einfluss nimmt.

Aktive Funktionen werden unter Verwendung von Hilfsenergie ausgeführt. Sie können jeweils in folgende Teilfunktionen aufgeteilt werden:

- **Dosierung von (Hilfs-)Energie** durch Energiesteller
- **Energiewandlung:** ggf. Wandlung nichtmechanischer Energie, Wandlung zwischen verschiedenen Energieformen, notwendigerweise² von nichtmechanischer in mechanische Energie, ggf. Wandlung mechanischer Energie
- optional **Speicherung von Energie**
- **Steuerung oder Regelung** des Stellzustandes durch Generierung von internen Steuergrößen
- optional **Messen** von Stellgrößen bzw. des Stellzustandes zur Rückkoppelung in Regelschleifen

Energiestellung, Energiewandlung und Steuerung/Regelung sind demnach essentiell zur Realisierung von aktiven Funktionen. Ein Teil der Literatur fasst diese Funktionseinheiten unter dem Begriff des Aktors zusammen [Mes00, Jan13, DUBB11,

²Falls Hilfsenergie in mechanischer Form zur Verfügung steht, so ist trotzdem eine nichtmechanisch-mechanische Energiewandlung als Teilfunktion des Energiestellers erforderlich.

Ger12], teilweise ohne die Steuerung/Regelung [DUBB11], teilweise sogar mit untergeordneten Regelkreisen [Jan13]. Viele andere Literaturquellen verstehen unter einem Aktor nur solche Systemkomponenten, die nichtmechanische Energie in mechanische Energie wandeln [Ren97, Bus99, Gra06, Jan13]. In der zweiten Art wird der Begriff des Aktors auch in der vorliegenden Arbeit verwendet.

Passive Funktionen müssen ohne Verwendung von Hilfsenergie ausgeführt werden. Wird für eine solche Funktion Energie benötigt, wie bspw. bei einer Rückstellung, muss die Energie vorher mechanisch gespeichert werden.

2.3 Synthese von Funktionsstrukturen des Antriebs

Im folgenden werden Funktionsstrukturen des Antriebs systematisch hergeleitet, indem die Kombinations- und Integrationsmöglichkeiten von Teilfunktionen in entsprechenden Funktionseinheiten betrachtet werden.

Werden alle identifizierten Teilfunktionen des Antriebs durch separate Funktionseinheiten realisiert, so ergeben sich für den Antrieb Funktionsstrukturen mit hoher Komplexität, auf deren Darstellung wegen ihres Platzbedarfs verzichtet wird. Dies sei daran verdeutlicht, dass bereits die einfachste Funktionsstruktur zur Realisierung einer einzelnen aktiven mechanischen Funktion drei Teilfunktionen umfasst (Abb. 2.3). Sensoren zur Realisierung von Regelkreisen, mechanische Wandlungsstufen oder mechanische Speicher (bspw. fluidische Druckspeicher) erhöhen die Komplexität weiter.

Im vorangegangenen Abschnitt wurde bereits dargelegt, warum nur Funktionsstrukturen mit begrenzter Komplexität als lösungsrelevant zu betrachten sind und warum möglichst einfache Funktionsstrukturen anzustreben sind. Auch wenn eine quantitative Festlegung der Komplexitätsgrenze nach sinnvollen Kriterien nicht möglich erscheint, so sind doch Funktionsstrukturen, in denen alle identifizierten Teilfunktionen des Antriebs durch separate Funktionseinheiten realisiert werden, als eindeutig zu komplex einzustufen, um noch lösungsrelevant zu sein. Eine Vereinfachung der Funktionsstrukturen kann dadurch erreicht werden, dass mehrere Funktionen durch die selbe Funktionseinheit realisiert werden. Im folgenden wer-

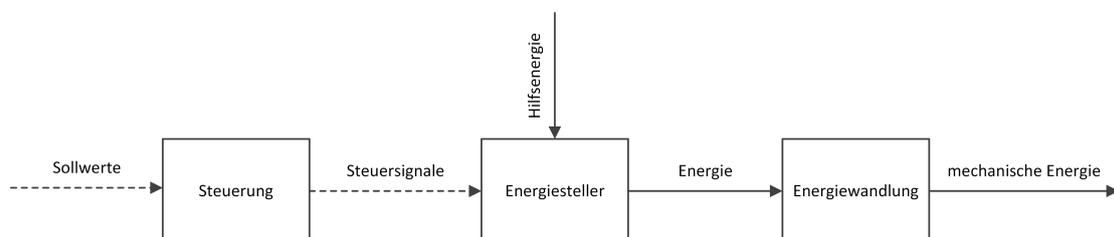


Abbildung 2.3: Minimale Funktionsstruktur zur Realisierung einer aktiven mechanischen Funktion (modifiziert nach [DUBB11])

den daher Funktionen identifiziert, die in einer gemeinsamen, nicht mehr in die Teilfunktionen zerlegbaren Funktionseinheit realisiert werden können.

Zur Vereinfachung der Teilfunktion des Refraktionsausgleichs kann der bereits beschriebene Lösungsansatz gewählt werden, Hilfsenergie temporär von außen, bspw. durch elektromagnetische Felder oder durch Bestrahlung, bspw. in Form von Laserlicht, direkt in den Antrieb des Implantats einzukoppeln, um eine permanente Stellgrößenänderung zu bewirken. Denkbare Wirkprinzipien sind die Änderung mechanischer Strukturen, bspw. Festkörperverformungen, durch die eingebrachte Hilfsenergie, die zu Änderungen von mechanischen Vorspannungen oder von Fluiddrücken führen, wodurch wiederum mechanische Bewegungen bzw. Änderungen mechanischer Zustandsgrößen ausgelöst werden. Als Beispiel seien Silikonpolymere genannt, die durch lokale UV-Bestrahlung verformt werden können, wie sie in lichtadjustierbaren Intraokularlinsen eingesetzt werden (Abschn. A.2). Sie können in einem solchen Antrieb als einstellbare Federn eingesetzt werden, über deren Federkraft die mechanischen Stellgrößen der aktiven Optik und damit die Refraktion des Auges angepasst werden kann. Ein anderes Beispiel ist die Öffnung von Fluidventilen durch Laserbestrahlung, um zusätzliche Fluidbehälter mit einem auf die Optik wirkenden fluidischen System zu verbinden. Die erfolgende Druckänderung in einem solchen System ist wiederum mit einer Stellgrößenänderung verbunden. Durch einen Refraktionsausgleich mit externer Hilfsenergie vereinfacht sich diese Teilfunktion zu einer Funktionseinheit, in der Verstellen und Feststellen der Augenbrechkraft realisiert werden. Ein Rückstellen ist aufgrund der permanenten, passiven Feststellung nicht notwendig.

Eine andere Möglichkeit zur Vereinfachung der Funktionsstruktur besteht in der – aufgrund der nahezu identischen Unterfunktionen naheliegenden – Integration der Teilfunktionen Akkommodation und Refraktionsausgleich in einer Funktionseinheit, die nicht mehr in die beiden kombinierten Teilfunktionen zerlegt werden kann. Durch diesen Schritt wird eine deutliche Reduktion der Komplexität erzielt. Die Anforderungen an die resultierenden Unterfunktionen ergeben sich adjunktiv aus den Anforderungen an die Unterfunktionen der unkombinierten Teilfunktionen:

- **Verstellen** der Stellgrößen: aktiv, bidirektional ausgehend vom Stellzustand der Fail-Safe-Refraktion
- **Feststellen** der Stellgrößen gegen passive Rückstellkräfte und externe Störkräfte: aktiv (aber mit geringem Energieverbrauch, über längere Zeit möglichst leistungsfrei) oder passiv
- **Rückstellen** der Stellgrößen in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion: passiv, bidirektional

Von einer Betrachtung aller möglichen Kombinationen einzelner Unterfunktionen der beiden Teilfunktionen Akkommodation und Refraktionsausgleich wird an dieser

Stelle abgesehen. Von ihnen sind allenfalls die Kombination der Feststellfunktionen oder der Rückstellfunktionen als möglicherweise lösungsrelevant zu erwähnen. Eine alleinige Kombination der Verstellfunktionen erscheint nicht sinnvoll.

Werden die Teilfunktionen Akkommodation und Refraktionsausgleich vollständig miteinander kombiniert, so ergeben sich aus den oben aufgelisteten Anforderungen an die Unterfunktionen Varianten mit aktiver oder passiver Feststellfunktion. Bei aktiver Feststellfunktion werden unter Einsatz von Hilfsenergie mechanische Zustandsgrößen des Antriebs oder der optischen Komponenten fixiert und damit mechanische Bewegungen verhindert. Das kann entweder durch eine separate Funktionseinheit geschehen, es ergibt sich dann die in Abbildung 2.4 dargestellte Funktionsstruktur, oder durch die aktive Verstelleinheit, hierbei resultiert die in Abbildung 2.5 dargestellte Funktionsstruktur. Eine passive Feststellung ist hingegen ausschließlich durch die aktive Verstelleinheit denkbar, nämlich wenn diese bei konstanten Sollwertvorgaben für die Stellgrößen durch ihr Wirkprinzip bedingt eine Änderung der mechanischen Stellgrößen ohne weitere Aufnahme von Hilfsenergie verhindert. Die Feststellfunktion ist dann also mit der Verstellfunktion in einer Funktionseinheit integriert, es resultiert ebenfalls die in Abbildung 2.5 dargestellte Funktionsstruktur.

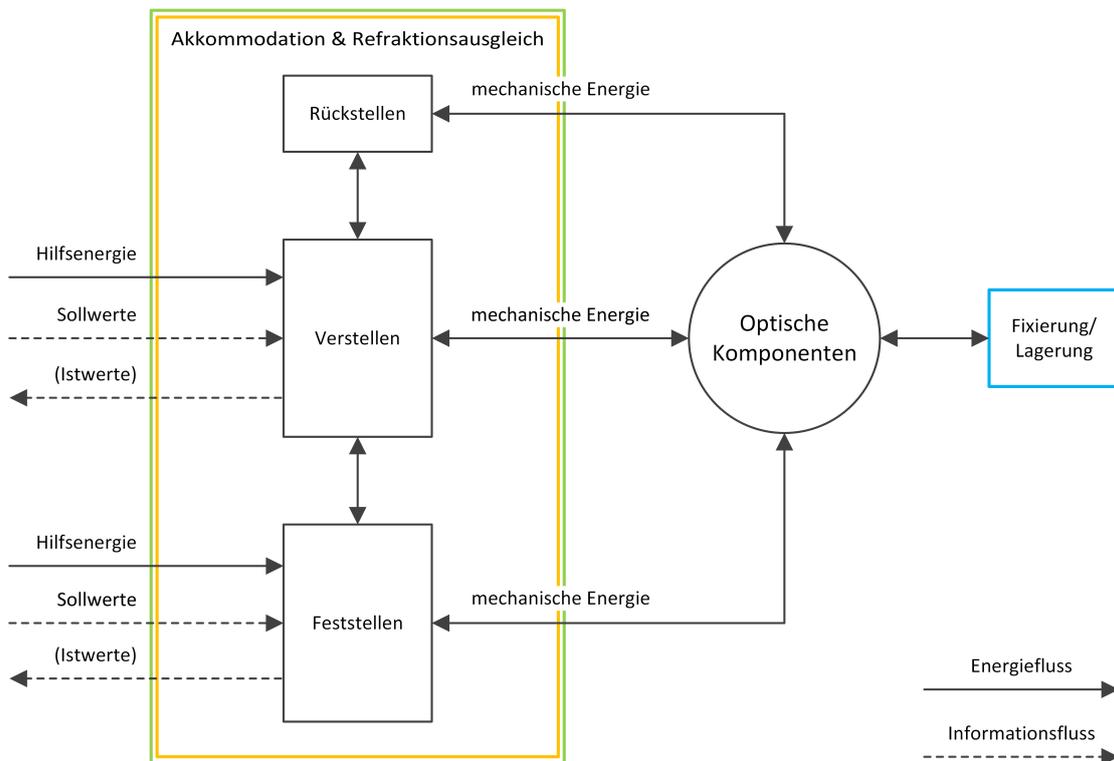


Abbildung 2.4: Funktionsstruktur eines Antriebs mit separater Funktionseinheit zum Feststellen

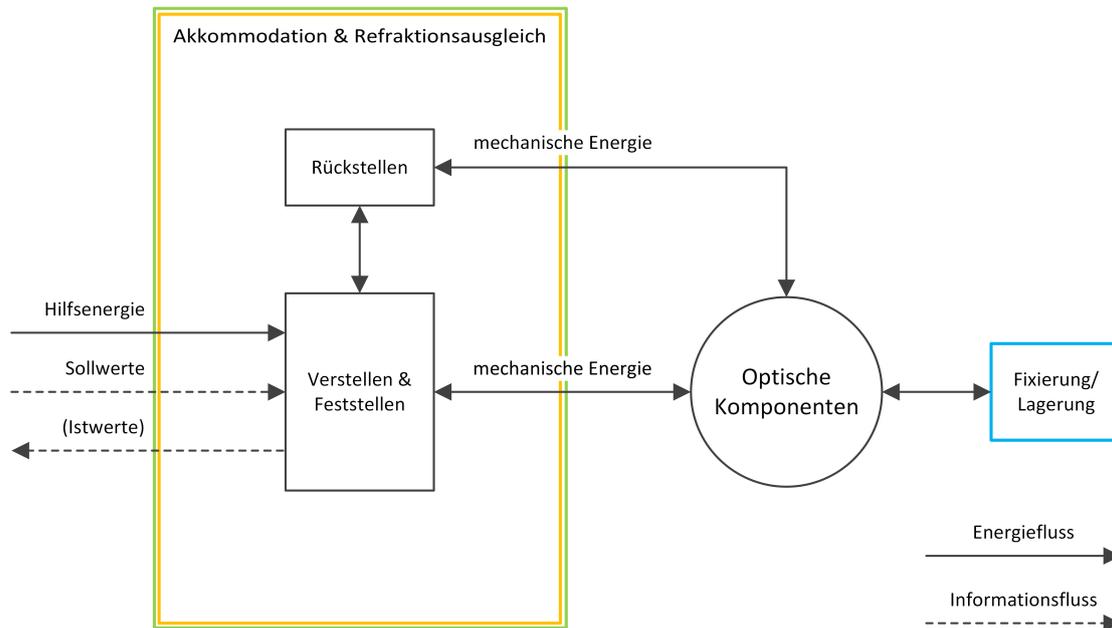


Abbildung 2.5: Funktionsstruktur eines Antriebs mit kombinierter Funktionseinheit zum Verstellen und Feststellen – letzteres kann aktiv oder passiv erfolgen

Andere passive Wirkprinzipien für die Feststellfunktion sind deshalb ungeeignet, weil sie die passive Rückstellung der Stellgrößen in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion bei Ausfall der Hilfsenergieversorgung verhindern. Ein Wirkprinzip, das ohne Verwendung von Hilfsenergie, also passiv, Feststellung bewirkt und bei Ausfall von Hilfsenergie – die es jedoch nicht verwendet – passive Rückstellung bewirkt, ist nicht vorstellbar. Die passive Rückstellfunktion kann in allen Varianten mechanisch an jeder Stelle des mechanischen Energieflusses wirken.

Besondere Relevanz hat eine Antriebsstruktur mit separater Funktionseinheit zum Feststellen für Antriebe von Fluidlinsen. Hier stellen Mikropumpen als Verstellaktoren und aktive Fluidventile als Feststellaktoren eine naheliegende Lösungsvariante dar.

Eine besondere Antriebsvariante mit separater Feststellfunktion stellt die direkte Nutzung mechanischer Energie aus den jederzeit vorhandenen Augenbewegungen (Abschn. A.1) zum Verstellen der Optik dar. Sie wurde in Abbildung 2.6 erarbeitet. Hilfsenergie muss dabei lediglich zum Feststellen durch das Implantat selbst aufgebracht werden. Möglicherweise ist der Einsatz einer sehr schnellen Regelung und von Beschleunigungssensoren erforderlich. Letztere können aber ggf. gleichzeitig für die Akkommodationsbedarfserfassung im Implantat genutzt werden.

Antriebe mit zwei separaten aktiven Funktionseinheiten zum Verstellen und Feststellen weisen tendenziell eine höhere Komplexität, einen höheren Bauraumbedarf und nicht zuletzt wegen des erhöhten Steuerungsaufwandes möglicherweise

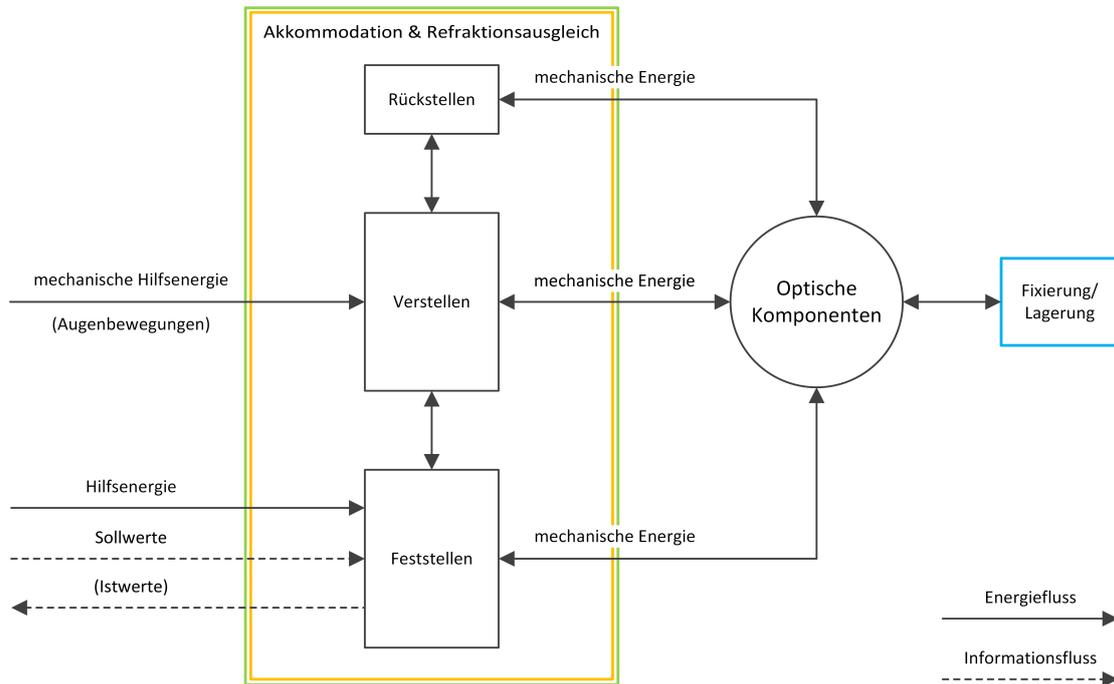


Abbildung 2.6: Funktionsstruktur eines Antriebs mit direkter Nutzung der Augenbewegungen zum Verstellen der Optik

auch einen höheren Energiebedarf auf als Antriebe mit nur einer aktiven Funktionseinheit. Sie werden daher in der vorliegenden Arbeit – insbesondere bei der Entwicklung von Antrieben für Festkörperlinsen – nicht weiter betrachtet.

Die Funktionsstruktur eines Antriebs mit kombinierter Funktionseinheit zum Verstellen und Feststellen (Abb. 2.5) enthält nur eine aktive Funktion, die minimal durch die in Abbildung 2.3 dargestellte funktionale Substruktur bestehend aus Steuerung, Energiesteller und Energiewandler erfüllt wird. Eine solche Funktionsstruktur kann weiter vereinfacht werden, indem die passive Rückstellfunktion entweder mit einer Energiewandlerfunktion oder mit der Lagerung kombiniert wird. Es resultiert die in Abbildung 2.7 dargestellte Funktionsstruktur. Im übrigen kann die Rückstellfunktion bei allen bisher vorgestellten Funktionsstrukturen mit der Verstellfunktion oder mit der Lagerung kombiniert werden. Viele Wirkprinzipien zur Erfüllung dieser Funktionen besitzen passive Rückstellungseigenschaften, so dass trotz des Verzichts auf eine separate Funktionseinheit zur Rückstellung ein breites Lösungsfeld erhalten bleibt.

Die in Abbildung 2.7 dargestellte Funktionsstruktur kann weiter konkretisiert werden. Zur Erzielung bidirektionaler Stellgrößenänderungen können zwei oder mehr Aktoren, also Wandler von nichtmechanischer zu mechanischer Energie, eingesetzt werden. Im Hinblick auf eine Begrenzung der Antriebskomplexität wird der Einsatz von nur einem Aktor angestrebt, wenngleich Lösungen mit mehreren

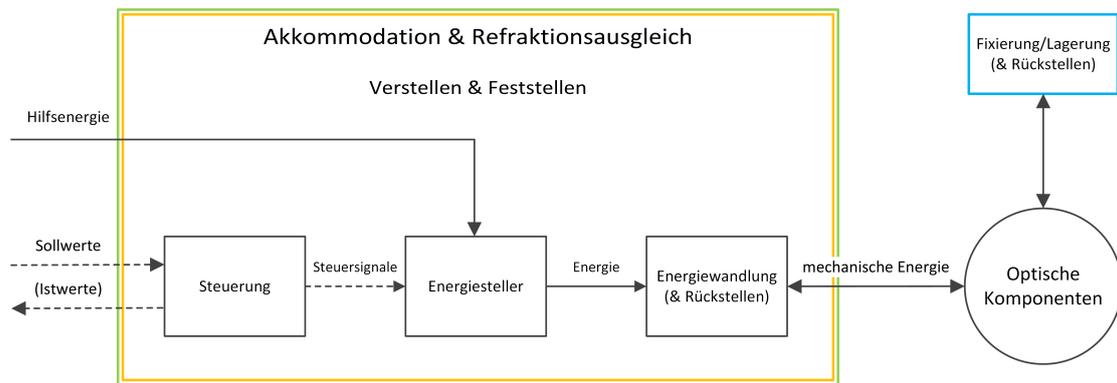


Abbildung 2.7: Funktionsstruktur eines Antriebs mit kombinierter Funktionseinheit zum Verstellen, Feststellen und Rückstellen, wobei die Rückstellfunktion alternativ in der Lagerung integriert ist

kombiniert wirkenden Einzelaktoren nicht ausgeschlossen werden. Abhängig vom gewählten Wirkprinzip des Aktors und seiner Bauform ist in vielen Fällen eine zusätzliche mechanische Energiewandlung erforderlich. Sie hat das Ziel, Auslenkung oder Kraft des Aktors zu vergrößern oder die Aktorbewegung kinematisch an die Optik anzupassen. Zu letzterem kann im weiteren Sinne auch eine Wandlung zwischen festkörpermechanischen und fluidmechanischen Bewegungen im Fall von Membran- und Meniskuslinsen gezählt werden. Wie bereits weiter oben dargelegt wurde, ist es nicht vorstellbar, dass ein Wirkprinzip, welches ohne Verwendung von Hilfsenergie Feststellung bewirkt und bei Ausfall von Hilfsenergie – die es jedoch nicht verwendet – passive Rückstellung bewirkt. Die Feststellfunktion kann daher nicht von den passiven Mechanismen der rein mechanischen Energiewandlung erfüllt werden. Sie muss deshalb in der vorliegenden Funktionsstruktur durch den Aktor realisiert werden. Die Rückstellfunktion kann sowohl mit der Aktorfunktion als auch mit der mechanischen Wandlungsfunktion kombiniert werden. Die Steuerung des Antriebs kann entweder offen oder geschlossen als Regelung erfolgen. Für eine Regelung ist zusätzlich ein Sensor zur direkten oder indirekten Erfassung der zu beeinflussenden mechanischen Zustandsgrößen der Optik notwendig.

Die so konkretisierte Funktionsstruktur ist in Abbildung 2.8 dargestellt. Sie stellt ein generisches Lösungskonzept für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationsystems dar, das hiermit erstmals vorliegt. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden Lösungen für die Teilfunktionen des Antriebs systematisch erarbeitet (Kap. 3). Dazu müssen physikalische Wirkprinzipien zu ihrer Erfüllung ermittelt und deren Eignung untersucht werden. Die gefundenen Lösungen werden später zu Gesamtlösungen für den Antrieb kombiniert und damit das generische Antriebskonzept vervollständigt (Kap. 4).

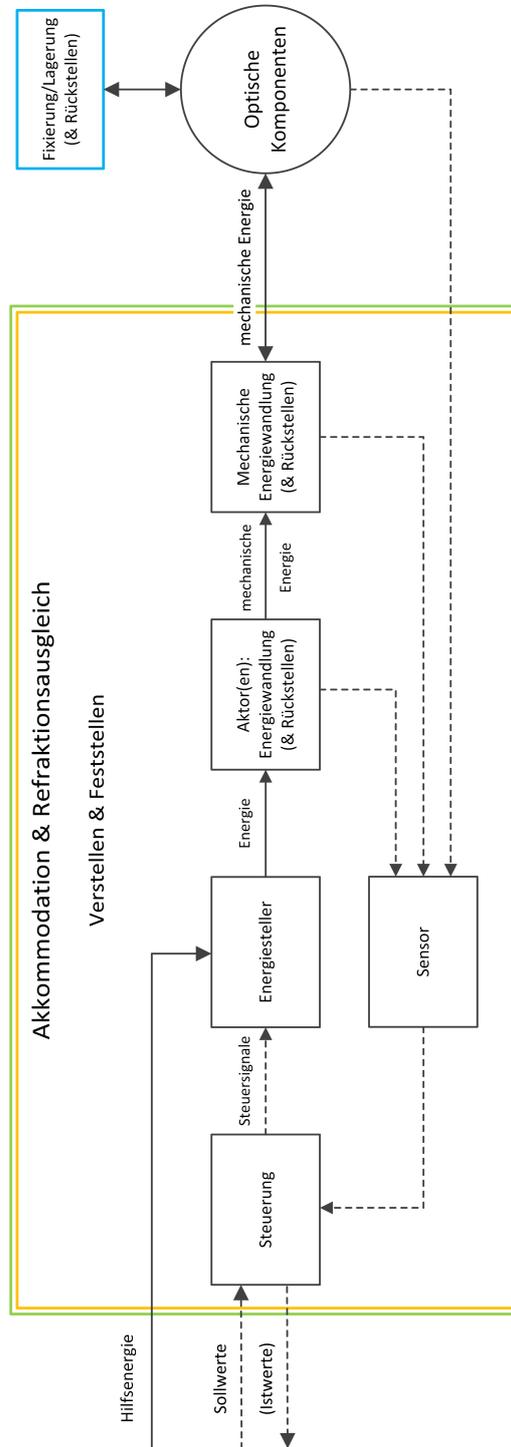


Abbildung 2.8: Funktionsstruktur des generischen Antriebskonzepts mit einer aktiven Funktionseinheit zum Verstellen und Feststellen sowie optionalen Funktionseinheiten zur mechanischen Energiewandlung und zur Messdatenerfassung; die Rückstellfunktion kann in verschiedenen Funktionseinheiten integriert sein

2.4 Zusammenfassung

Im vorliegenden Kapitel wurden zunächst die Anforderungen an den Antrieb im Detail spezifiziert. Dies umfasste neben den notwendigen Leistungsdaten und technischen Eigenschaften, teilweise variierend für unterschiedliche optische Wirkprinzipien, auch die Betriebs- und Umgebungsbedingungen im Implantat. Es folgte eine Analyse der Funktionen des zu entwickelnden Antriebs. Dabei wurden die essentiellen Teilfunktionen Akkommodation, Refraktionsausgleich und Fixierung bzw. Lagerung identifiziert, die wiederum in Unterfunktionen zerlegt wurden. Anschließend wurden systematisch mögliche Funktionsstrukturen des Antriebs hergeleitet, indem die Kombinations- und Integrationsmöglichkeiten von Teilfunktionen in entsprechenden Funktionseinheiten betrachtet wurden. Es resultierte schließlich erstmals die Funktionsstruktur eines generischen Lösungskonzepts für mechanische Antriebe im Künstlichen Akkommodationssystem. Für die Funktionseinheiten dieses Lösungskonzepts werden im nachfolgenden Kapitel Lösungen in Form von physikalischen Wirkprinzipien erarbeitet.

3 Lösungen für Teilfunktionen des Antriebs

Für das im vorangegangenen Kapitel vorgestellte generische Lösungskonzept für mechanische Antriebe des Künstlichen Akkommodationssystems werden im folgenden Lösungen zur Erfüllung seiner Teilfunktionen erarbeitet. Dazu müssen entsprechende physikalische Wirkprinzipien ermittelt und ihre Eignung untersucht werden.

3.1 Lösungen für die Aktorfunktion: Nichtmechanisch-mechanische Energiewandlung

Die Wandlung nichtmechanischer Energie in mechanische Energie ist eine essentielle Funktion des Antriebs. Sie erfolgt in der aktorischen Funktionseinheit. Diese weist im Hinblick auf das Wirkprinzip die größte Lösungsvielfalt aller Funktionseinheiten des Antriebskonzepts (Abb. 2.8) auf. Ihr Wirkprinzip bestimmt gleichzeitig auch die Art der übrigen Funktionseinheiten, vor allem der direkt benachbarten mechanischen Wandlung und Energiestellung, aber auch der Antriebssteuerung. Es ist daher sinnvoll, zuerst Lösungsansätze für die Aktorfunktion zu erarbeiten.

Physikalische Wirkprinzipien zur Erfüllung von Aktorfunktionen werden auch Aktorprinzipien genannt [Jan13, GF10]. Dabei können bauartbedingt unterschiedliche Wirkprinzipien, die jedoch auf dem gleichen physikalischen Energiewandlungseffekt beruhen, als unterschiedliche Aktorprinzipien bezeichnet werden.

In den folgenden Abschnitten werden zunächst die Anforderungen an die aktorische Funktionseinheit bestimmt. Anschließend erfolgt eine Eignungsuntersuchung existierender Aktorprinzipien. Potentiell geeignete Aktorprinzipien werden schließlich einer vergleichenden Bewertung unterzogen.

3.1.1 Anforderungen an den Aktor

Anforderungen an die aktorische Funktionseinheit ergeben sich zunächst aus den Anforderungen an den Antrieb als Teilsystem des Implantats (Abschn. 2.1). So gelten die Anforderungen an die Dynamik, die Betriebslebensdauer, die Zuverlässigkeit, die Sicherheit – insbesondere auch bezüglich elektrischer Spannungen – und die physiologische Verträglichkeit uneingeschränkt auch für den Aktor, ebenso wie die Betriebs- und Umgebungsbedingungen. Die notwendige Dynamik des Aktors muss im Hinblick auf den Zeitbedarf der Antriebssteuerung nochmals höher

liegen als die des Antriebs insgesamt. Die Anzahl der für die geforderte Betriebsdauer zu leistenden Stellvorgänge impliziert selbstredend die Notwendigkeit eines Aktorprinzips, dessen Energiewandlung nach interner oder externer Rückstellung wiederholbar ist. Solche Aktorprinzipien werden als reversibel bezeichnet [Jan13, RKTG10]. Aus der Forderung nach einem möglichst geringen Energiebedarf des Antriebs folgt die Notwendigkeit eines möglichst hohen Wirkungsgrades des Aktors.

Weitere Anforderungen an den Aktor ergeben sich aus der Funktionsanalyse in Abschnitt 2.2 und der in Abschnitt 2.3 erarbeiteten Funktionsstruktur des Antriebs (Abb. 2.8). Danach muss die aktorische Funktionseinheit ein bidirektionales Verstellen der Stellgrößen ausgehend vom Stellzustand der Fail-Safe-Refraktion ermöglichen. Weiterhin muss auch die Feststellfunktion des Antriebs durch den Aktor erfüllt werden, wobei möglichst wenig, idealerweise gar keine Hilfsenergie verbraucht werden soll, um den Energiebedarf des mechanischen Antriebs insgesamt zu minimieren. Der Aktor soll daher statische Stellzustände, bei denen keine Arbeit geleistet wird, mit möglichst wenig Leistungsaufnahme halten können. Wie bereits in den Abschnitten 2.1 und 2.3 ausgeführt wurde, muss der Antrieb im Versagensfall eine passive Rückstellung in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion durchführen. Das Aktorprinzip darf daher keine immanente Selbsthemmung im energielosen Zustand aufweisen. Der Aktor muss zusammenfassend also die durchaus gegensätzlichen Anforderungen erfüllen, statische Stellzustände idealerweise leistungsfrei zu halten, ohne jedoch im energielosen Zustand mechanisch selbsthemmend zu wirken.

3.1.2 Eignungsuntersuchung existierender Aktorprinzipien

Im folgenden soll ein Überblick über existierende Aktorprinzipien und ihre Eigenschaften gegeben werden. Sie werden dabei auf die Erfüllung der Anforderungen an den Aktor geprüft, wobei zur Begrenzung des Umfangs primär auf Ausschlusskriterien eingegangen wird [MGBG10a].

Einteilung von Aktorprinzipien

Aktorprinzipien können sehr zweckmäßig nach der Art ihrer Eingangsenergie und möglicher Zwischenenergieformen eingeteilt werden. Von dieser Vorgehensweise wird in einem Großteil der Übersichtsliteratur Gebrauch gemacht¹ [Ger12, Jan13, Jen98]. Demnach ergeben sich Gruppen von Aktorprinzipien, die chemische, thermische,

¹Andere häufig in der Literatur zu findende Gruppierungen der Aktorprinzipien basieren auf der Materialklasse (bspw. Polymeraktoren), auf ihrem technologischen Entwicklungsstadium („neuartige Aktoren“, „unkonventionelle Aktoren“). Unter „Künstlichen Muskeln“ (artificial muscles) werden hingegen Aktorprinzipien verstanden, bei denen das Wirprinzip der mechanischen Bewegungserzeugung morphologische Ähnlichkeit mit dem von biologischen Muskeln aufweist.

elektrische Energie oder elektromagnetische Strahlungsenergie in mechanische Energie wandeln. Unter den elektromechanischen Aktorprinzipien können diejenigen mit magnetischer Feldenergie als Zwischenenergieform – nicht zuletzt aufgrund ihrer großen praktischen Bedeutung – zur Gruppe der elektromagnetomechanischen Aktorprinzipien zusammengefasst werden.

Wandler mit fluidmechanischen Eingangsenergieformen, bspw. pneumatische und hydraulische Wandler, werden in dieser Arbeit nicht als aktorische Wandler betrachtet, da ihre Eingangsenergie mechanischer Art ist. Sie werden stattdessen zu den mechanischen Wandlern gezählt.

Elektrorheologische und magnetorheologische Flüssigkeiten können ihre mechanischen Eigenschaften zwar durch nichtmechanische Einflussgrößen ändern, erzeugen jedoch keine mechanische Bewegung und werden daher im folgenden nicht mitbetrachtet.

Eine weitergehende Unterteilung ist anhand der unterschiedlichen physikalischen Wirkprinzipien zur Wandlung zwischen den Energieformen möglich.

Ergänzend kann die Art der erzeugten mechanischen Bewegung betrachtet werden. Hierbei kann zwischen fluidmechanischer und festkörpermechanischer Bewegung, bei letzterer zusätzlich zwischen translatorischer und rotatorischer Bewegung unterschieden werden. Die erzeugte Bewegung kann zudem kinematisch begrenzt sein, bspw. bei einer Festkörperverformung, oder kinematisch unbegrenzt, wie im Falle einer unbegrenzten Rotation oder einer kinematisch unbegrenzten, lediglich durch die verfügbare Fluidmenge begrenzten Fluidströmung.

Im folgenden werden ausschließlich reversible Aktorprinzipien betrachtet.

Chemomechanische Aktorprinzipien

Für die Wandlung chemischer in mechanische Energie kann die Bewegungserzeugung in biologischen Organismen als Vorbild angesehen werden. Beispiele hierfür sind die Flagellen einzelliger Lebewesen, Motorproteine in eukaryotischen Zellen, pflanzliche Forisomen, bewegliche Blätter von Pflanzen wie der Venusfliegenfalle (*Dionaea muscipula*) oder der Mimose (*Mimosa pudica*) und die Kontraktion tierischer Muskelzellen [Tab98, OD00, Mad02, JUC⁺05, CS09]. Auch bei der natürlichen Akkommodation wird die mechanische Bewegung zur Verformung der elastischen Linse und damit zur Änderung ihrer optischen Brechkraft durch chemomechanische Energiewandlung des Ziliarmuskels erzeugt. Dabei wird in Adenosintriphosphat (ATP) chemisch gespeicherte Energie in mechanische Energie gewandelt. Der Aktor des Künstlichen Akkommodationssystems ersetzt insofern den Ziliarmuskel als nichtmechanisch-mechanischer Energiewandler im Akkommodationsvorgang, wofür im folgenden existierende chemomechanische Aktorprinzipien auf ihre Eignung untersucht werden.

Biologische Aktoren sind vermutlich die historisch älteste Gruppe von Wirkprinzipien der Antriebstechnik: Seit der Erfindung der ersten Transportmittel

in der Steinzeit wurden Zugtiere als Antriebe eingesetzt [Rei12]. Heutige Forschungsarbeiten verfolgen das Ziel, bewegungserzeugende biologische Strukturen in Mikroantrieben nutzbar zu machen. So wurden Versuche publiziert, die Herzmuskelzellen von Insekten [MAI10] und Ratten [TAHM11] aktorisch einzusetzen. Magnetotaktische Bakterien können durch ein Magnetfeld gesteuert werden, um Mikroobjekte zu bewegen [MTNL06]. Auch die technische Nutzung von Forisomen, welche in bestimmten Pflanzenarten einen reversiblen Verschluss der Leitungsbahnen für den Nährstoffsaft ermöglichen, wurde untersucht [JUC⁺05].

Künstliche, direkt chemomechanisch wandelnde Aktorprinzipien hingegen besitzen die Gemeinsamkeit, dass sich ein Festkörper bei Kontakt mit weiteren, normalerweise gasförmigen oder flüssigen Stoffen reversibel verformt. Hierfür existieren verschiedene chemophysikalische Wirkprinzipien. Eine Reihe von Polymeren, darunter vor allem polyelektrolytische Gele und Hydrogele, vollziehen in Abhängigkeit des pH-Wertes, der Konzentration von bestimmten Ionen oder in Anwesenheit von Glukose, Harnstoff, Enzymen, Antigenen oder bestimmten Lösemitteln eine Schwellung oder Kontraktion [OD00, MAU99, SK02b, CS09, RLSG11]. In [RKTG10, RLSG11] werden Dünnschicht-Biegeaktoren beschrieben, die auf der Formänderung einer dünnen Kupferschicht bei abwechselnder Oxidation und Reduktion basieren. In [BWZ⁺09] wurde eine reversible Dehnung von nanoporösem Gold bei abwechselnder Begasung mit Ozon und Kohlenstoffmonoxid beobachtet, die einer adsorptionsinduzierten Änderung der Oberflächenspannung zugeschrieben wird.

Zu den über die Zwischenstufe thermischer Energie wandelnden chemothermomechanischen Aktorprinzipien gehören die in makroskopischen Antrieben weit verbreiteten Aktorprinzipien der Wärmekraftmaschinen mit innerer Verbrennung. Sie nutzen die Volumenzunahme eines Fluids infolge einer exothermen chemischen Reaktion und dem mit ihr einhergehenden Temperaturanstieg zur Bewegungserzeugung. Die Bauformen dieses Wirkprinzips lassen sich weiter einteilen in Kolbenmaschinen und thermische Strömungsmaschinen, jeweils mit innerer Verbrennung. Für beide Gruppen sind jedoch im Größenbereich der Mikroantriebe bislang keine Umsetzungen bekannt. In [HCF⁺08] wird das außerhalb der genannten Einteilung stehende Konzept eines miniaturisierten, verformbaren, faltenbalgförmigen Aktors beschrieben, in dessen abgeschlossenen Inneren durch Wasserelektrolyse Wasserstoff und Sauerstoff erzeugt werden. Bei elektrisch ausgelöster Zündung des explosiven Gasgemisches soll es zur elastischen Ausdehnung des faltenbalgförmigen Aktors kommen.

Chemomechanische Aktorprinzipien erfordern Stoffströme zum Aktor und von diesem fort. Über die Implantatgrenzen hinweg sind nur physiologisch verträgliche Stoffströme zulässig. So können bspw. energiereiche Bestandteile des Kammerwassers wie Glukose, Proteine und gelöster Sauerstoff für die chemomechanische Wandlung genutzt werden und ihre Reaktionsprodukte, sofern physiologisch verträglich, an das Kammerwasser abgegeben werden. Falls ein physiologischer Stoffaustausch

nicht möglich ist, ist eine Stoffspeicherung im Implantat über die gesamte Implantatlebensdauer erforderlich, da ein Stoffaustausch nur im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs möglich und aufgrund der damit verbundenen Risiken aus medizinischer Sicht nicht vertretbar ist. Chemische Energie – radioaktive Zerfallsenergie hierbei ausgeschlossen – kann jedoch nach [Ble06, Nag11] nicht in ausreichender Menge über die gesamte Betriebslebensdauer des Künstlichen Akkommodationssystems im Implantat gespeichert werden. Dies erscheint auch unter Berücksichtigung des geringeren Energieverbrauchs des Antriebs gegenüber dem Gesamtsystem kaum realisierbar. Geeignet sind daher nur geschlossene Stoffkreisläufe mit Regeneration der chemischen Hilfsenergie durch die Energieversorgungseinheit des Implantats. Als Beispiel sei die schon erwähnte Stoffkombination von Wasserstoff und Sauerstoff als chemische Energieträger genannt, welche durch Wasserelektrolyse regenerierbar sind.

Aufgrund der notwendigen Stoffströme, die im Implantat durch entsprechende Funktionseinheiten gefördert, gelenkt sowie ggf. auch getrennt und regeneriert werden müssen, ist chemomechanischen Aktorprinzipien grundsätzlich eine relativ hohe Komplexität zuzuschreiben, die aufgrund des geringen verfügbaren Bauraums negativ zu bewerten ist. Je nach Wirkprinzip ist ein hermetischer Einschluss flüssiger oder gasförmiger Stoffe und ggf. eine Trennung derselben voneinander im Implantat über Jahrzehnte notwendig, was wiederum angesichts des verfügbaren Bauraums technisch herausfordernd und aufwendig ist.

Wenngleich einzelne biologische Aktorprinzipien wie Muskelzellen eine theoretisch hohe Lebensdauer aufgrund ihrer Regenerationsfähigkeit besitzen, ist ihre Lebensdauer in den wenigen bislang existierenden Ansätzen zu ihrer technischen Nutzung weit von den Anforderungen der hier betrachteten Anwendung entfernt.

Alle nichtbiologischen chemomechanischen Aktorprinzipien sind entweder mechanisch selbsthemmend² oder besitzen in statischen Betriebszuständen eine nicht vernachlässigbare Leistungsaufnahme. Bei allen wird zudem der technologische Entwicklungsstand von Mikroaktoren als nicht ausreichend für die vorliegende Anwendung bewertet.

Thermomechanische Aktorprinzipien

Für die Wandlung thermischer in mechanische Energie existieren verschiedene physikalische Wirkprinzipien.

In makroskopischen Antrieben sind die Aktorprinzipien der Wärmekraftmaschinen mit äußerer Wärmezufuhr weit verbreitet, bei denen zwischen thermischen

²Bei chemomechanischen Festkörperverformungsaktoren kann zwar trotz mechanischer Selbsthemmung durch eine Sicherheitsvorrichtung mit aktiv verschlossenem Überdruck-Fluidreservoir eine passive Rückstellung in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion realisiert werden, bei einem Defekt der Sicherheitsvorrichtung ist jedoch die Forderung nach sicherem Versagen nicht mehr erfüllt.

Strömungsmaschinen und thermischen Kolbenmaschinen unterschieden wird. Im Größenbereich der Mikroantriebe existieren einzelne Realisierungsansätze für thermische Strömungsmaschinen, die mittels äußerer Wärmezufuhr eine kinematisch unbegrenzte, lediglich durch die verfügbare Fluidmenge begrenzte, kontinuierliche Fluidströmung erzeugen und diese in eine kinematisch unbegrenzte Rotationsbewegung wandeln [Tab98, Woi07, HG11]. Das Miniaturisierungspotential von thermischen Kolbenmaschinen dagegen wird als gering eingeschätzt [Woi07], entsprechende Mikroantriebe sind bislang nahezu unbekannt, ein Ansatz findet sich in [NOF89, PKY11].

Vielfach als Mikroantriebe realisiert sind hingegen Aktorprinzipien, welche eine temperaturabhängige Festkörperverformung oder Fluidvolumenänderung direkt als begrenzte mechanische Bewegung nutzen. Dafür kann die thermische Dehnung von Festkörpern genutzt werden, welche auch als Thermostriktion bezeichnet wird. Um ausreichende Auslenkungen zu erhalten, werden damit meist Biege- [SBE⁺97, CM98, DKE04, LPX11, PX11] oder Knickaktoren [Sin00, MSD04, QGM05, MOG⁺05, ES07, Eic11] realisiert, ein klassisches Beispiel hierfür sind Bimetallaktoren [Mes00, Jen98]. Thermopneumatische Aktoren hingegen nutzen die thermische Dehnung eines Gases, um bspw. eine Membrandehnung zu erzielen [Tab98, vE08, BHW07] oder durch periodische Ausdehnung eine Flüssigkeitsströmung zu erzeugen [OYH97].

Andere Aktorprinzipien basieren auf starken Verformungen oder Volumenänderungen bei temperaturabhängigen Phasenübergängen. So führt eine Änderung des Aggregatzustandes von Paraffin zwischen fest und flüssig zu einer starken Volumenänderung, die für Aktorfunktionen verwendet wird [Jen98, OJHT11]. Für Mikroantriebe bislang am weitesten entwickelt sind Formgedächtnislegierungen, bspw. Nickel-Titan-Legierungen wie Nitinol, welche in einem engen Temperaturbereich eine Transformation zwischen zwei festen Phasenzuständen vollziehen, die mit Dehnungen von bis zu 8% im Fall von Nitinol einhergehen kann [Koh04, WJZ⁺07, NBP⁺10]. Temperaturabhängige Formgedächtniseffekte wurden auch in verschiedenen Polymeren beobachtet [LL02]. Potentielle Aktormaterialien mit temperaturgesteuertem, reversiblen Übergang zwischen festen Phasenzuständen, der mit einer Materialverformung einhergeht, sind weiterhin bestimmte Hydrogele [PH92, HZL95, OD00, SK02b, ZWC03, HHBW06, GHM07, LZJ11], Flüssigkristall-Elastomere [TKN⁺01, SIS⁺02, MVA⁺04, SNM⁺07], ferroelektrische Polymere [TNK88] und Vanadiumdioxid [LCC⁺12].

Eine vierte Klasse von thermomechanischen Aktorprinzipien nutzt die temperaturabhängige Resorptionskapazität von Metallhydriden. Bei Erhitzung wird bspw. Wasserstoff aus dem Metallhydridspeicher freigesetzt, so dass es zu einer Zunahme des Gasvolumens kommt [SK02a].

In CURIE-Motoren wird eine Temperaturabhängigkeit der Magnetisierung oder der dielektrischen Leitfähigkeit (Permittivität) des Aktormaterials genutzt, um eine Rotationsbewegung zu erzeugen [Tab98, Kar01, TVF12]. Dabei wird die Oberfläche

eines Rades aus einem solchen Material durch elektromagnetische Strahlung, bspw. Licht, lokal erhitzt, wodurch ein lokaler Gradient der Magnetisierung oder der dielektrischen Leitfähigkeit entsteht. Dieser führt in einem äußeren magnetischen oder elektrischen Feld zu einer mechanischen Bewegung.

Als Wärmequelle für thermomechanische Aktoren bietet sich eine elektrothermische Energiewandlung an. Die Erzeugung von JOULEscher Wärme besitzt einen Wirkungsgrad von 100 % und kann beispielsweise im Fall von thermischen Formgedächtnisaktoren direkt im Aktor erfolgen, wenn das Aktormaterial selbst als OHMScher Widerstand verwendet wird. Dadurch wird eine hohe Aktordynamik beim Aufheizen erreicht. Eine elektrothermische Wandlung über induktive und kapazitive Erwärmung ist schaltungstechnisch aufwendiger, zudem ist die elektromagnetische Verträglichkeit mit anderen Implantatkomponenten problematisch. Auch die Erhitzung des Aktors mittels elektromagnetischer Strahlung einschließlich sichtbarem Licht ist aufgrund der Energieverluste bei ihrer Erzeugung und Übertragung ungeeignet. Theoretisch denkbar ist eine exotherme chemische Reaktion zur Wärmeerzeugung aus Stoffen des Kammerwassers wie Glukose und Sauerstoff. Hierfür existieren jedoch keine praktischen Ansätze, Dynamik und Regelbarkeit sind potentielle Probleme. Eine chemothermische Energiewandlung mit regenerativem, geschlossenen Stoffkreislauf erscheint aufgrund der Komplexität nicht sinnvoll.

Bei allen thermomechanischen Aktorprinzipien wird mechanische Energie aus einer Wärmeübertragung aufgrund von Temperaturdifferenzen gewonnen. Da die Gesamtentropie nach dem zweiten Hauptsatz der Thermodynamik nicht abnehmen kann, ist der Wirkungsgrad einer solchen Energiewandlung durch den CARNOT-Faktor begrenzt, der von der Temperaturdifferenz abhängt [DUBB11]. Selbst bei einer Aktortemperatur von 50 °C und einer durch die Umgebungstemperatur im Kapselsack festgelegten unteren Temperaturgrenze von 35 °C (Abschn. 2.1) ergibt sich lediglich ein maximaler Wirkungsgrad von 4,6 %. Praktisch erzielbare Wirkungsgrade dürften nochmals deutlich darunter liegen.

Bei thermomechanischen Aktoren mit ausreichend schneller passiver Abkühlung erfolgt im Versagensfall eine unverzügliche Rückstellung in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion. In statischen Betriebszuständen ist dann jedoch ein permanentes Nachheizen notwendig. Ist hingegen die passive Abkühlung so langsam, dass der statische Betrieb nahezu leistungsfrei erfolgt, dann ist für eine ausreichend hohe Rückstellendynamik eine aktive Kühlung erforderlich, die den Energiebedarf nochmals erhöht. Im Versagensfall erfolgt dann jedoch keine unverzügliche Rückstellung mehr in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion. Thermomechanische Aktoren sind daher entweder aufgrund ihres Energiebedarfs in statischen Betriebszuständen oder aufgrund ihrer zu hohen mechanischen Selbsthemmung für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems ungeeignet.

Photomechanische Aktorprinzipien (Elektromagnetische Strahlungsenergie)

Für die Wandlung elektromagnetischer Strahlungsenergie in mechanische Energie, hier vor allem im Wellenlängenbereich des infraroten, sichtbaren und ultravioletten Lichtes, existieren verschiedene physikalische Wirkprinzipien, die in drei Gruppen eingeteilt werden können.

Als Photostriktion werden in der Literatur zwei unterschiedliche Wirkprinzipien bezeichnet, bei denen unter Lichteinstrahlung eine reversible Festkörperverformung auftritt. Dies ist zum einen ein kombinierter photovoltaisch-piezoelektrischer Effekt in einkristallinen ferroelektrischen Materialien [Bro83, PDTU98, MN98, NAX⁺00, KVCK10]. Zum anderen wird auch ein Effekt in Halbleitern so bezeichnet, bei dem durch Bestrahlung mit Licht ein Ladungsträgerüberschuss in einer dünnen, oberflächlichen Schicht erzeugt wird, welche dadurch eine mechanische Dehnung erfährt [Fig61, GH67]. Schließlich lassen sich in diese Kategorie auch die photomechanischen Phänomene einordnen, die bei Kohlenstoffnanoröhren beobachtet werden und für die in der Literatur sowohl photothermomechanische als auch photoelektromechanische Wirkprinzipien diskutiert werden [LP05, LAV⁺09].

Eine zweite Gruppe von photomechanischen Aktorprinzipien weist ebenfalls eine lichtinduzierte Festkörperverformung auf, die jedoch auf einem Phasenwechsel beruht. Dazu zählen bestimmte Flüssigkristall-Elastomere [FNPW01, MVA⁺04, Zha04, TSDB05, OHBB07, OBB09], Hydrogele [ST90, JMW⁺00, SMN⁺05, KT07] und sogenannte licht-aktivierte Formgedächtnispolymere [LJL05, MMB07].

Ein Lichtstrahl übt auf Festkörper einen optischen Strahlungsdruck aus, bei dielektrischen Festkörpern überlagert sich zusätzlich die sogenannte Dipolkraft des elektromagnetischen Feldes [Gert15]. Für beide Effekte existieren Ansätze zu ihrer Nutzung als Aktorprinzipien [CXT⁺11, ZTC⁺11]. Die erzielbaren Auslenkungen und Kräfte liegen allerdings im Submikrometer- bzw. Submikronewtonbereich.

Photomechanische Wandler besitzen einen potentiell niedrigen Wirkungsgrad, weil schon die Erzeugung des Lichtes bzw. der Strahlung und die Übertragung auf den Aktor mit deutlichen Energieverlusten behaftet ist. Zudem ist ein leistungsarmes Halten eines statischen Betriebszustandes prinzipbedingt nicht möglich.

Elektromechanische Aktorprinzipien

Für das Künstliche Akkommodationssystem sind nach [Nag11] insbesondere elektrische Energiespeicher geeignet. Insofern ist die direkte Wandlung von gespeicherter elektrischer Hilfsenergie in mechanische Energie durch den Aktor von besonderem Interesse gegenüber Aktorprinzipien mit anderen Formen von Eingangsenergie. Es sind sowohl geringere Energiewandlungsverluste als auch eine geringere Komplexität als bei mehreren Wandlungsstufen zu erwarten.

Im folgenden werden die vielfältigen elektromechanischen Aktorprinzipien im Hinblick auf ihr physikalisches Wandlungsprinzip zu Gruppen zusammengefasst. Dabei werden zunächst Wandlungsprinzipien mit magnetischer Feldenergie als Zwischenenergieform betrachtet. Es folgen Wandlungsprinzipien mit elektrischer Feldenergie als Zwischenenergieform, wobei die drei Gruppen elektrostatischer, elektrostriktiver und piezoelektrischer Aktorprinzipien separat untersucht werden. Anschließend folgen Aktorprinzipien, bei denen eine Festkörperverformung unter dem Einfluss von beweglichen Ionen erfolgt. Sie werden eingeteilt in Gruppen, bei denen die Festkörperverformung auf Ionenwanderung oder auf nanoskaligen Ladungseffekten basiert. Abschließend werden Aktorprinzipien mit elektrochemischer Fluiddruckerzeugung betrachtet.

Elektromagnetomechanische Aktorprinzipien

Die Wandlung elektrischer in mechanische Energie über den Umweg magnetischer Feldenergie hat beginnend im 19. Jahrhundert bis heute eine so weite Verbreitung und Anwendung gefunden, dass unter der Bezeichnung elektrische Maschinen bzw. Motoren im allgemeinen elektromagnetomechanische Wandler bzw. Antriebe verstanden werden.

Elektromagnetomechanische Wandlung auf Basis von LORENTZ- und Reluktanzkräften ist heute vermutlich die am häufigsten eingesetzte Gruppe von Aktorprinzipien. Die LORENTZkraft entsteht bei Bewegung elektrischer Ladungen in einem magnetischen Feld. Die Reluktanzkraft hingegen wirkt auf eine Verringerung des magnetischen Widerstandes, genannt Reluktanz, hin. Vielfältige Bauarten von Gleichstrom-, Wechselstrom- und Drehstrommaschinen nutzen diese Kräfte zur Erzeugung kinematisch unbegrenzter Rotationsbewegungen [SKA11]. Die meisten Bauarten basieren auf LORENTZkräften, einige auf Reluktanzkräften und wenige Varianten auf beiden Effekten. Für die meisten Wirkprinzipien rotatorischer Elektromotoren existiert ein Analogon zur Erzeugung begrenzter translatorischer Bewegungen, die häufig als Linearantriebe bezeichnet werden [SKA11]. Elektrodynamische Linearantriebe basieren ausschließlich auf LORENTZkräften; werden zusätzlich auch Reluktanzkräfte genutzt, spricht man von linearen Hybridantrieben [SKA11]. Zu den elektrodynamischen Linearantrieben zählen auch Tauchspulaktoren [SKA11], die derzeit das dominierende Antriebsprinzip in miniaturisierten Kameraobjektiven von elektronischen Mobilgeräten darstellen [GFT07, HBMG14, CT14]. Translatorische Aktoren mit begrenzter Bewegung auf Basis von Reluktanzkräften werden Elektromagnete genannt [SKA11]. Elektrische Maschinen auf Basis von LORENTZ- und Reluktanzkräften können elektromechanische Wirkungsgrade von über 95% aufweisen [DUBB11]. Diese nehmen jedoch bereits von Groß- zu Kleinantrieben ab und sind aufgrund von ungünstigen Skalierungsgesetzen im Mikrobereich auf noch geringere Maximalwerte begrenzt [Wau01]. Die Entwicklung entsprechender Mikroantriebe wird seit über 20 Jahren verfolgt [ES92, WKB92, FR97, RG97, Tab98,

ZSB98, SEBS03, FB05, PYCS05, FB07, Zei07, WFB07, ZDF⁺07]. Eine wesentliche Herausforderung ist die Fertigung geeigneter Mikrospulen zur Erzeugung der notwendigen Magnetfelder [FR97, KKW08, Wal12].

Während die beschriebenen klassischen elektromagnetischen Aktorprinzipien die Wirkung von magnetischen Feldkräften auf starre Festkörper nutzen, existieren auch einige unkonventionelle Aktorprinzipien, bei denen magnetische Feldkräfte auf kleine Festkörperpartikel wirken. Ferrofluide sind Suspensionen mit ferromagnetischen Nanopartikeln, mit denen Fluidbewegungen durch Magnetfelder erzeugt werden können [SHVW05, Bus06]. In Ferrogelen sind die ferromagnetischen Nanopartikel hingegen in einem vernetzten Polymer verteilt und an dieses adhäsiv gebunden. Der Gradient eines äußeren Magnetfeldes führt zur Verformung des Polymergels [ZBB96, ZSB98, OD00, Zr100, RS05, KT07]. Auch zur Einbettung von ferro- und paramagnetischen Partikeln in Silikonelastomere für mikroaktorische Anwendungen existieren Ansätze [VM07].

Magneto hydrodynamische Antriebe nutzen die LORENTZkraft auf bewegte Ladungsträger, um eine Fluidströmung zu generieren. Zur Erzeugung der Ladungsträger wird eine elektrische Spannung zwischen zwei Elektroden angelegt, so dass aufgrund der resultierenden Elektrolyse ein Ionenfluss zwischen den Elektroden entsteht [Sei08].

Magnetostriktion ist eine anisotrope Verformung insbesondere ferromagnetischer Festkörper in einem Magnetfeld. Sie wird auch als JOULE-Effekt bezeichnet und weist eine quadratische Abhängigkeit vom Magnetfeld unabhängig von dessen Vorzeichen auf [FR97, GR97, Mes00, Jan08, GF10]. Die hohe Dynamik ermöglicht auch resonante magnetostriktive Schwingungsantriebe, teilweise als Ultraschallmotoren bezeichnet [GF10]. Auch magnetostriktive Mikroantriebe wurden entwickelt [FR97, ABSL07, WJZ⁺07].

Eine anisotrope Verformung in Magnetfeldern zeigen auch sogenannte magnetische Formgedächtnislegierungen, wobei vor allem Nickel-Mangan-Gallium-Legierungen in einkristalliner Form als Aktormaterialien geeignet sind. Der Effekt basiert vermutlich auf einem magnetisch induzierten Phasenwechsel. [Ull96, STP⁺02, TSJ⁺02, Bus06, PCS⁺08]

Alle elektromagnetomechanischen Aktorprinzipien ohne Selbsthemmung benötigen in statischen Betriebszuständen abseits der Ruhelage ein statisches Magnetfeld, dessen Erzeugung mit einem dauerhaft hohen elektrischen Energieverbrauch einhergeht. Allein eine drastische Reduzierung der ohmschen Verluste bei der elektromagnetischen Wandlung durch Supraleiter kann diesen Nachteil beheben. Derzeit existieren jedoch keine Supraleiter, die bei den Betriebstemperaturen des Implantats ohne unvermeidbar großen thermischen Kühlungs- und Isolationsaufwand eingesetzt werden könnten [Gert15, TM15].

Einen weiteren Nachteil stellt die problematische elektromagnetische Verträglichkeit elektromagnetomechanischer Aktoren mit anderen, vor allem elektronischen Implantatkomponenten dar. Dies betrifft in besonderer Weise Magnetfeldsenso-

ren zur Akkommodationsbedarfserfassung. Ferromagnetische Aktormaterialien schränken zudem die Eignung des Implantats für magnetresonanztomographische Untersuchungen ein.

Elektrostatische Aktorprinzipien

Die elektrostatische Kraft zwischen elektrischen Ladungen nach dem COULOMBSchen Gesetz ist ein volumenunabhängiger Oberflächeneffekt, der mit praxistauglichen elektrischen Spannungen erst bei sehr kleinen Abständen zwischen den Ladungen aktorisch nutzbare Größenwerte annimmt. Elektrostatische Aktorprinzipien existieren daher vor allem im Bereich der Mikroaktoren.

Es existiert eine Vielzahl elektrostatischer Aktorprinzipien zur Erzeugung von Festkörperbewegungen [FR97, Tab98, Bus99, Fat00, TO00]. Wesentliche Unterscheidungsmerkmale und Varianten sind

- starre [AEK⁺07, DLW07, BMRB00, KGM96, MBSW92] oder flexible [RW94, ACF97, LGSE97, TWS⁺98, ZD02, TSME03a, CWB04, BHW07, SWS10] Elektroden,
- ein starres [Tab98], flexibles [FR97] oder gasförmiges Dielektrikum,
- Elektrodenbewegungen parallel [ENH91, PBB⁺11] oder senkrecht zum elektrischen Feld [DLW07],
- Elektrodenbewegungen translatorisch oder rotatorisch [BMRB00, AEK⁺07, DLW07, MBSW92],
- Bewegung oder Verformung eines festen Dielektrikums zwischen starren Elektroden [FR97, Tab98],
- quasistatische Bewegungserzeugung oder resonante Schwingungserzeugung [KKH⁺05, SDK⁺07],
- rotatorische [JPW⁺89, TJ89, FTM89, SCC⁺02, SH97, SSRW98, WBK⁺94, MBSW92, WBK⁺92] und translatorische elektrostatische Motoren [YHP02, TSME03b, EM07, ENPVH08, PGB11] sowie
- die Stapelung flexibler Elektroden zu einem sogenannten Integrated Force Array [BKD⁺93, ZBGS00].

Eine jüngere Gruppe von elektrostatischen Aktorprinzipien, die sogenannten dielektrischen Elastomeraktoren, nutzen die Verformung eines elastischen Festkörperdielektrikums durch die elektrostatische Anziehungskraft zwischen ihren ebenfalls nachgiebigen Elektroden [PKJ98, CDK⁺08, OOM08, CS09, BP10, Fin13, She14]. Durch einen mehrschichtigen Aufbau können mit ihnen auch makroskopische Antriebe realisiert werden.

Auch die erst seit wenigen Jahren bekannten Aktoren aus sogenanntem Kohlenstoff-Nanoröhren-Aerogel gehören zu den elektrostatischen Aktorprinzipien. Sie basieren nicht auf den weiter unten beschriebenen nanoskaligen Ladungseffekten sondern auf der elektrostatischen Abstoßung gleichnamig geladener Nanoröhren. [AOK⁺09]

Außerdem existieren Aktorprinzipien, welche elektrostatische Kräfte auf ionenhaltige oder polarisierbare Flüssigkeiten ausnutzen. Dazu zählen elektrohydrodynamische [Sei08] und elektrokinetische Pumpen [Sei08, MSH08] sowie Wirkprinzipien zum Flüssigkeitstransport auf Basis von Elektrobenetzung (engl. electrowetting) [LK00, PS00, Kim01, MSW⁺07].

Großer Vorteil der meisten elektrostatischen Aktorprinzipien sind die theoretisch leistungsfreien statischen Betriebszustände trotz passiver Rückstellung in die Ruhelage nach Verschwinden des elektrischen Feldes (keine Selbsthemmung). Von ebenso großem Nachteil sind jedoch die hohen erforderlichen Betriebsspannungen zur Erzeugung ausreichender elektrostatischer Kräfte. Publierte elektrostatische Aktoren weisen selten Betriebsspannungen unter 100 V auf und liegen damit mindestens im oberen Bereich des für das Künstliche Akkommodationssystem zulässigen Betriebsspannungsbereichs, potentiell auch darüber. Eine wesentliche Ursache ist darin zu suchen, dass entweder der Elektrodenabstand fertigungsbedingt nach unten oder die Elektrodenfläche fertigungsbedingt nach oben begrenzt ist. Sowohl Elektrodenabstand als auch Elektrodenfläche bestimmen jedoch wesentlich die elektrische Kapazität und damit die Ladungsmenge sowie die resultierende elektrostatische Kraft. Dielektrische Elastomeraktoren bilden hiervon eine Ausnahme, da bei ihnen die Elektrodenfläche sehr groß gestaltet werden kann. Daher besteht bei diesem Aktorprinzip das Potential, mit geringen Elastomerfilmdicken bei akzeptablen elektrischen Spannungen ausreichende Feldstärken und Kräfte zu erzielen. Aufgrund ihres jungen Alters sind belastbare Erkenntnisse über die Langzeitstabilität solcher Polymeraktoren, insbesondere auch mit Blick auf ihre nachgiebigen Elektroden-schichten, bislang jedoch nicht ausreichend verfügbar. Ein weiterer Nachteil ist ihr unidirektionaler Stellbereich ausgehend vom spannungsfreien Zustand.

Elektrostriktive Aktorprinzipien

Ein weiterer aktorisch nutzbarer Effekt in elektrischen Feldern ist Elektrostriktion. Sie bezeichnet eine Festkörperverformung, die in nahezu allen dielektrischen Materialien auftritt [Gert15]. Ursache ist die Ausrichtung von Dipolen auf mikroskopischer Strukturebene in einem elektrischen Feld [Pon05]. Der Effekt hängt quadratisch von der Feldstärke ab und ist unabhängig von der Richtung des Feldes. Elektrostriktive Aktoren weisen daher nur einen unidirektionalen Stellbereich ausgehend vom spannungsfreien Zustand auf.

Verschiedene elektrostriktive Materialien eignen sich für aktorischen Anwendungen [Bar04, MVA⁺04, Pon05, MMB07, KT07, CS09]. Dazu zählen ferroelektrische Polymere [Cro87, Fur89, ZSLN94, ZBZ98], elektrostriktive Pfpfropelastomere [SHC⁺99, SHC00, WSZS04], elektroviskoelastische Elastomere [FFZ00, AS03], Flüssigkristallelastomere [LST⁺01, HZJ03, YHC⁺05, OBZ10], elektrostriktive Keramiken [GR97, PS97, Jen98] und einzelne weitere elektrostriktive Polymere wie Polyurethan [ZSLN94, GB03].

Wie bei den elektrostatischen Aktorprinzipien besteht auch bei elektrostriktiven Aktorprinzipien der Vorteil theoretisch leistungsfreier statischer Betriebszustände und gleichzeitig passiver Rückstellung in die Ruhelage nach Verschwinden des elektrischen Feldes (keine Selbsthemmung). Da jedoch auch der elektrostriktive Verformungseffekt von der elektrischen Feldstärke abhängt, liegen die erforderlichen elektrischen Spannungen in jedem Fall relativ hoch. Eine zukünftige Verringerung der fertigungstechnologisch realisierbaren Schicht- bzw. Filmdicken bietet jedoch Potential für eine Reduktion der Betriebsspannungen, schätzungsweise bis auf den unteren zweistelligen Voltbereich. Während einzelne elektrostriktive Keramiken industriell eingesetzt werden [TRS15a], sind die meisten anderen elektrostriktiven Aktormaterialien derzeit noch nicht bis zur Anwendungsreife für Mikroantriebe entwickelt worden.

Piezelektrische Aktorprinzipien

Der inverse piezelektrische Effekt ist der dritte aktorisch nutzbare elektromechanische Effekt in elektrischen Feldern. Wie bei der Elektrostriktion handelt es sich um eine feldstärkenabhängige Festkörperverformung, die auf Dipolen im Festkörper basiert. Die Dipole entspringen entweder einer asymmetrischen Ionenverteilung in kristallinen Materialien oder sind als molekulare Dipolmomente in amorphen Materialien vorhanden. Im Unterschied zur Elektrostriktion sind die Dipole zueinander ausgerichtet. Die Ausrichtung kann in der Materialstruktur fest angelegt sein oder wie im Fall von Ferroelektrika durch Polarisierung in einem elektrischen Feld erreicht werden. Aufgrund der ausgerichteten Dipole kommt es in einem elektrischen Feld zu einer Verformung, die abhängig ist von der Orientierung zwischen Polarisationsrichtung und äußerem Feld. Anders als bei der Elektrostriktion zeigt sich zudem eine näherungsweise lineare Abhängigkeit der Verformung von der Feldstärke und bei Richtungsumkehr des Feldes treten entsprechend negative Verformungen auf. Im sogenannten Kleinsignalbereich bei sehr geringen elektrischen Feldstärken kann das piezelektrische Verhalten durch die lineare Theorie der Piezoelektrizität in guter Näherung beschrieben werden, im darüber hinausgehenden Großsignalbereich zeigt sich ein nichtlineares Verhalten, welches geprägt ist durch Sättigungs-, Hysterese- und Krieeffekte [Jen98, Jan13].

Das derzeit am häufigsten eingesetzte piezelektrische Aktormaterial ist keramisches Blei-Zirkonat-Titanat (PZT) [HLW08, RJS⁺09]. Noch vergleichsweise jung sind einkristalline Aktormaterialien wie Blei-Magnesium-Niobat-Bleititanat (PMN-PT) und Blei-Zink-Niobat-Bleititanat (PZN-PT), die ein deutlich ausgeprägteres piezelektrisches Verhalten gegenüber keramischen Piezoelektrika und teilweise auch geringere Kennlinienhysterese aufweisen [PS97, Bar04, HLW08, WZL08, Uch10a, IRA⁺10, TRS15b]. Daneben werden aus Gründen des Umweltschutzes seit einigen Jahren auch verstärkt bleifreie piezelektrische Aktormaterialien entwickelt, die jedoch bislang nicht die elektromechanischen Leistungsdaten der etablierten

Keramiken erreichen [RJS⁺09]. Ergänzend seien auch Polymere mit ebenfalls piezoelektrischen Eigenschaften erwähnt wie Polyvinylidenfluorid (PVDF) und Poylmerschäume, die als Ferroelektrete bezeichnet werden [WJZ⁺07, HLW08].

Aktorprinzipien, welche die begrenzte piezoelektrische Festkörperverformung direkt in eine begrenzte Aktorbewegung umsetzen, können als Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung bezeichnet werden [Jan13]. Sie sind in vielen verschiedenen Bauformen verfügbar [SK08]. Die Grundformen sind Translationsaktoren, auch Translatoren genannt, streifenförmige Kontraktoren und Scheraktoren. Von den Kontraktoren abgeleitet sind Biegeaktoren und röhrenförmige Kontraktoren. Von den Biegeaktoren ist wiederum eine Vielzahl von weiteren Bauformen abgeleitet, darunter

- S-Morph-Aktoren, eine mäanderförmige Anordnung mehrerer Biegeaktoren mit S-förmiger Verformung (Abb. 3.1) [WRO⁺05],
- spiralförmige Aktoren [LJP⁺08],
- Helixaktoren, vorverwundene Biegeaktoren, optional mit segmentierten Elektroden [Die08],
- Helimorph-Aktoren mit superhelixförmiger Geometrie [PHB02],
- sogenannte PRESTO-Aktoren mit strukturierten Elektroden [PJMJ08],
- sogenannte Rainbow-Aktoren mit inhomogenen piezoelektrischen Materialeigenschaften [Hae97] und
- sogenannte THUNDER-Aktoren mit innerer Vorspannung [MB99].

Weiterhin existieren zum Teil sehr unterschiedliche Verfahren für die Fertigung und Isolation der Aktoren. Mehrschichtige Wandler, sogenannte Multilayer-Aktoren, ermöglichen durch geringe Einzelschichtdicken reduzierte Betriebsspannungen zur Erzeugung der notwendigen Feldstärken. Vollkeramische Isolation der Elektroden hat sich im Hinblick auf die Aktorlebensdauer als besonders günstig erwiesen [Sch10]. Zur Herstellung von Mikroaktoren [UG03, ZGT⁺03, SCL⁺06, Uch10b, Kal14] existieren verschiedene Dickschicht- [GSS⁺04, EMP⁺07, GSSS07] und Dünnschichtverfahren [WJZ⁺07, LLW⁺09, Uch10a, Kal14].

Piezoelektrische Aktoren werden bereits seit vielen Jahrzehnten entwickelt und sind mittlerweile in industriellen Anwendungen fest etabliert. So werden zur Kraftstoffeinspritzung in Diesel-Verbrennungsmotoren heute standardmäßig piezoelektrisch angetriebene Einspritzventile, Injektoren genannt, eingesetzt [Jan13]. Für diese Anwendung mit Betriebstemperaturen bis zu 150 °C wurde eine Betriebsle-



Abbildung 3.1: Schematische Verformung eines einstufigen piezoelektrischen S-Morph-Aktors (modifiziert nach [WRO⁺05])

bensdauer der Aktoren von mindestens zehn Jahren nachgewiesen [Uch08]. Für vollkeramisch isolierte Multilayer-Aktoren wurde in [PRK⁺06] auf Basis von experimentellen Zuverlässigkeitstests eine charakteristische Lebensdauer von 700.000 Stunden (entspricht 79,9 Jahren) und ein verschleißfreier Betrieb über fünf Milliarden Lastzyklen prognostiziert. In einer Untersuchung der NASA leistete der gleiche Aktortyp nach 100 Milliarden Lastzyklen immer noch 96 % der ursprünglichen Auslenkung [SBJ⁺11].

Wie bei den anderen auf elektrischen Feldern basierenden Aktorprinzipien besitzen auch piezoelektrische Aktoren den großen Vorteil theoretisch leistungsfreier statischer Betriebszustände und gleichzeitig passiver Rückstellung in die Ruhelage nach Verschwinden des elektrischen Feldes (keine Selbsthemmung). Eigene Messungen an piezoelektrischen Aktoren ergaben elektrische Isolationswiderstände von über $10\text{ G}\Omega$. Um eine rasche Einstellung der Fail-Safe-Refraktion im Versagensfall sicherzustellen, kann eine beschleunigte Entladung über eine entsprechende elektrische Sicherheitsschaltung realisiert werden. Nachteilig sind die relativ hohen elektrischen Spannungen zur Erzeugung der für die piezoelektrische Verformung notwendigen Feldstärken. Kommerziell verfügbare Standardaktoren erfüllen allerdings schon heute mit ihrer maximalen Betriebsspannung von 60 V die Anforderungen in dieser Hinsicht. Eine Halbierung des genannten Wertes durch verringerte piezokeramische Schichtdicken ist nach Angaben von Herstellern – in Übereinstimmung mit Literaturangaben [Uch10b] – mit erhöhtem Fertigungsaufwand im Rahmen von Sonderanfertigungen möglich [PIC10]. Allerdings sind der Schichtdickenreduzierung physikalische Grenzen gesetzt, da der inverse piezoelektrische Effekt mit abnehmenden keramischen Korngrößen an Stärke verliert [Uch10b]. Eine weitere Verringerung der Betriebsspannungen ist zukünftig durch den Einsatz von Dünnschichttechniken und von einkristallinen piezoelektrischen Materialien zu erwarten (s. o.). Außerdem bleibt zu prüfen, ob mittels mechanischer Wegübersetzung ein Antriebsdesign möglich ist, bei dem der piezoelektrische Aktor mit verringerten Feldstärken betrieben werden kann.

Aufgrund ihrer hohen Dynamik sind piezoelektrische Wandler prädestiniert für die Kombination mit Mechanismen, die eine periodische Aufsummierung begrenzter Einzelaktorbewegungen zu einer beliebig großen Ausgangsbewegung ermöglichen (s. a. Abschn. 3.2). Derartige Antriebe werden meist als piezoelektrische Motoren bezeichnet. Sie können weiter unterteilt werden in resonante und nichtresonante Motoren bzw. Schreitantriebe. Resonante piezoelektrische Antriebe erzeugen durch Wechselanregung – häufig im Ultraschallbereich – eine mechanische Resonanzschwingung, die über einen Reibkontakt auf den Läufer oder Rotor übertragen wird und dort eine kontinuierliche Bewegung erzeugt. Es existieren verschiedene Motorbauarten zur Generierung rotatorischer und translatorischer Bewegungen [HW00, Uch10b, Jan13, SKA11]. Auch bei den nicht resonanten Schreitantrieben werden begrenzte Einzelbewegungen periodisch über einen Reibkontakt auf den Läufer oder Rotor übertragen und erzeugen dort eine kontinuierliche Bewegung.

Beispielhaft seien Schreitmechanismen genannt, es existieren jedoch auch hier unterschiedliche Wirkprinzipien und Bauarten zur Erzeugung translatorischer oder rotatorischer Bewegungen [Uch10b, Jan13, SKA11].

Resonante piezoelektrische Antriebe sind aufgrund ihrer prinzipbedingten Selbsthemmung für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems ungeeignet. Nichtresonante piezoelektrische Schreitantriebe weisen häufig das gleiche Ausschlusskriterium auf, wenngleich auch Bauformen ohne mechanische Selbsthemmung denkbar sind. In jedem Fall tritt jedoch aufgrund der Reibkontakte ein Verschleiß auf, der sich begrenzend auf die Betriebslebensdauer auswirkt und möglicherweise auch Abrieb verursacht, der andere Funktionen des Implantats beeinträchtigen kann.

Festkörperverformung durch Ionenwanderung

Elektrisch geladene Atome oder Moleküle werden als Ionen bezeichnet. In einer elektrochemischen Zelle bewegen sich die Ionen eines Elektrolyten unter Einfluss des elektrischen Feldes der Elektroden abhängig von ihrer Ladung auf die Anode oder die Kathode zu. Im folgenden werden vier Klassen von Aktormaterialien betrachtet, bei denen die elektromechanische Wandlung mit Ionenbewegungen einhergeht.

Leitfähige Polymere wie Polypyrrol oder Polyanilin besitzen intrinsische elektrische Leitfähigkeit und fungieren für Aktoranwendungen als Elektrode einer elektrochemischen Zelle. Der elektrisch veränderte Oxidationszustand des Polymers geht mit einer Elektronenaufnahme oder -abgabe einher. Infolgedessen diffundieren Ionen in das Polymer hinein oder aus ihm heraus, um diese Ladungen auszugleichen. Die Ionendiffusion stellt den für die Volumenänderung des Polymers primär ursächlichen Effekt dar. Sekundäreffekte können ein zusätzlicher Lösemittelfluss oder molekulare Konformationsänderungen des Polymers sein [OD00, Bar04, KT07]. Bei einigen Materialien dominieren hingegen Konformationsänderungen den Verformungseffekt [AYM⁺02, MREW02, AYM⁺03]. Leitfähige Polymere besitzen als Aktoren Einschränkungen hinsichtlich der möglichen Lastzyklen, die sie für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems ungeeignet machen [MCKH00, LFQ⁺02, Bar04, KT07, MRAH07]. Die Notwendigkeit eines Elektrolyten birgt zudem große Herausforderungen im Hinblick auf den Einschluss und die Stabilität der Elektrolytflüssigkeit über Jahrzehnte, sofern nicht das Kammerwasser des Auges als Elektrolyt genutzt werden kann.

Ionische Polymer-Metall-Verbund-Aktoren (IPMC) sind Biegeaktoren aus einem Polymerstreifen mit beidseitigen Metallbeschichtungen, welche als Elektroden fungieren. Dabei werden ionische Polymere eingesetzt. Sie besitzen meist negativ geladene, kovalent an das Polymergerüst gebundene ionische Gruppen, deren Ladung durch mobile Kationen ausgeglichen wird. Eine elektrische Spannung an den Elektroden verursacht Kationenwanderung zur Kathode und einen Löse-

mittelfluss, meist Wasser. Beides geht einher mit einer lokalen Kontraktion bzw. Expansion im Polymer, welche in einer Biegung des Polymerstreifens resultiert [OD00, Bar04, KT07, SKM07, Nem08, BLA12, BS14]. IPMC-Aktoren weisen kein Ausschlusskriterium für den Einsatz im Antrieb des Künstlichen Akkommodationsystems auf, besitzen jedoch mehrere Nachteile: Ihre Dynamik ist aufgrund der Diffusionsprozesse tendenziell gering, in Mikroaktoren jedoch wegen geringerer Diffusionswege potentiell höher und damit möglicherweise ausreichend. Ihre Kennlinien sind nichtlinear und sehr unregelmäßig, es treten starke zeitabhängige Kriech- und Relaxationseffekte auf, so dass die Aktorsteuerung voraussichtlich sehr aufwendig ist. Der flüssige Elektrolyt geht zudem mit den schon bei leitfähigen Polymeraktoren genannten Nachteilen einher. Der technologische Entwicklungsstand von IPMC-Aktoren ist insbesondere für Mikroaktoren noch nicht anwendungsreif. Ein belastbarer Nachweis ausreichender Lastzyklenfähigkeit sowie Erkenntnisse zur langfristigen Alterungsbeständigkeit liegen noch nicht vor.

Ionische Polymergele zeigen eine reversible Schwellung oder Schrumpfung in Abhängigkeit einer Ionenkonzentration. Eine solche Festkörperverformung kann elektrisch gesteuert werden, indem das Gel zwischen den Elektroden einer elektrochemischen Zelle platziert wird. Die Elektrolyse des flüssigen Elektrolyten erzeugt einen Gradienten der Ionenkonzentration zwischen den Elektroden, der eine Verformung des Polymers zur Folge hat [OD00, Bar04, CKK⁺06, KT07, SKM07]. Der Konzentrationsgradient verschwindet nach Einstellung der Elektrolyse, so dass ein leistungsfreier statischer Betrieb nicht möglich ist. Aufgrund der Elektrolyse entstehen zudem permanent Gase. Ein geschlossener Stoffkreislauf ist nur denkbar, wenn der Elektrolyt durch Reaktion der Gase miteinander regenerierbar ist. Da hierbei sehr viel thermische Energie frei wird, muss im Umkehrschluss der elektromechanische Wirkungsgrad in einem derartigen Antrieb sehr gering sein. Weiterhin ist die Dynamik aufgrund der notwendigen Ionendiffusion im Polymer tendenziell gering und der flüssige Elektrolyt geht mit den bereits genannten Nachteilen einher.

Elektroaktives Papier besteht meist aus Cellulose oder Cellulosehydrat, welches beidseitig metallisch beschichtet ist. Bei Anlegen einer elektrischen Spannung kommt es zur Biegung des Papiers. Obwohl nicht abschließend geklärt, handelt es sich wahrscheinlich um einen kombinierten Effekt aus Ionenwanderung, Wasserdiffusion und Piezoelektrizität [KS02, MYKK11, RAA⁺12, AKKK14]. Publierte Daten zu den erreichbaren Lastzyklen sind für die in der vorliegenden Arbeit betrachtete Anwendung bei weitem nicht ausreichend, die mangelnde Langzeitstabilität des Aktoreffekts wird in der Literatur explizit thematisiert [KS02, KWC⁺07, WCK07, KT07, YYK⁺09, MK09, MYKK11, RAA⁺12, AKKK14]. Das Aktorprinzip wird aus diesem Grund als ungeeignet bewertet. Zudem ist der technologische Entwicklungsstand insbesondere auch für Mikroaktoren derzeit als unausgereift zu betrachten.

Nanoskalige Ladungseffekte

Die hier als nanoskalige Ladungseffekte bezeichnete Gruppe von Aktormaterialien – darunter Kohlenstoff-Nanoröhren (CNT), Vanadiumoxid-Nanofasern und nanoporöse Metalle wie Gold oder Platin – weisen ebenfalls eine Festkörperverformung auf, die mit Ionenbewegungen einhergeht. Der Unterschied zu den bisher betrachteten Aktormaterialien mit Ionenwanderung besteht darin, dass es sich zum einen nicht um Polymere sondern um anorganische Materialien handelt, bei denen zum anderen eine spezifische nanoskalige Strukturierung funktionsbestimmend ist. Die Festkörperverformung resultiert zudem nicht aus dem Ionenfluss oder der Ionenkonzentration selbst, sondern aus quantenmechanischen und elektrostatischen Effekten zum Ausgleich der Ionenladung im Festkörper an der sich bildenden elektrochemischen Doppelschicht. Das Aktormaterial wird dabei als Elektrode einer elektrochemischen Zelle beschaltet. Für Aktoranwendungen primär interessant ist der Betrieb bei nicht-faradayschen Spannungspotentialen im niedrigen einstelligen Voltbereich, bei denen noch keine elektrochemischen Reaktionen an den Elektroden und damit keine Zersetzung des Elektrolyten stattfinden. [BCZ⁺99, Bau03, GSC⁺03, WVK⁺03, Bar04, KT07, MMB07]

Für Aktoren auf Basis von einwandigen Kohlenstoff-Nanoröhren wurde eine theoretische Arbeitsdichte berechnet, die von keinem anderen Aktorprinzip erreicht wird [MMB07]. Die praktische Realisierung solcher Aktoren ist jedoch bislang nur in Ansätzen gelungen, welche die vorhergesehenen Eigenschaften bei weitem nicht erreichen. Mit Vliesen aus Kohlenstoff- [KT07, MAK⁺08, MAS⁺09] und Vanadiumoxid-Nanoröhren [GSC⁺03] wurden Biegeaktoren aufgebaut. In [MOK⁺07, FSW⁺11] wurden mehrere Millimeter lange Garne aus Kohlenstoffnanoröhren gesponnen und ihre aktorischen Eigenschaften zur Erzeugung von translatorischen und rotatorischen Bewegungen nachgewiesen. Ansätze für einen CNT-Mikroaktor mit einer großen Anzahl parallel ausgerichteter Nanoröhren finden sich in [Kok06, KGB06].

Die physikalischen Verformungsmechanismen von nanoporösen Metallen sind vermutlich sehr ähnlich zu denen von CNT-Aktoren [Bau03]. Mit ihnen wurden Biegeaktoren realisiert [KVV04b, KVV04a].

Die potentiellen Aktoreigenschaften von elektromechanischen Wandlungsprinzipien mit nanoskaligen Ladungseffekten machen sie zu geeigneten Kandidaten für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems. Nachteilig ist lediglich der flüssige Elektrolyt, dessen Einschluss und Stabilisierung über Jahrzehnte potentiell eine große technische Herausforderung darstellt. Eine mögliche Lösung hierfür ist die Nutzung des Kammerwassers als Elektrolyt. Auch eine dem Kammerwasser chemisch identische Elektrolytzusammensetzung kann die Trennung beider Flüssigkeiten aufgrund des geringen Diffusionsdrucks vereinfachen. Darüber hinaus existieren Ansätze für trockene Elektrolyte, die in eine Polymermatrix eingebettet sind [KWM⁺08]. Weiterhin ist die Aktordynamik durch den Diffusionsprozess der Ionen begrenzt, liegt nach publizierten Daten jedoch noch im akzeptablen

Bereich für die hier betrachtete Anwendung. Allerdings muss der technologische Entwicklungsstand dieser relativ jungen Aktorprinzipien derzeit zweifellos als nicht reif für industrielle Anwendungen eingestuft werden.

Elektrochemische Fluiddruckerzeugung

Die Gasbildung an den Elektroden einer elektrochemischen Zelle kann zur reversiblen Erzeugung eines Fluiddrucks genutzt werden. Bei der Wasserelektrolyse entstehen Wasserstoff und Sauerstoff, die mithilfe einer katalytisch aktiven Elektrode oder einem separaten Katalysator wieder rekombiniert werden können [Jen98, CF02, PTBA06, Jan13, SGM11, HRG⁺11]. Dabei werden die Gase meist mit einer ionendurchlässigen Membran voneinander getrennt, so dass sich der gleiche Aufbau wie bei einer Brennstoffzelle ergibt. Andere Stoffkombinationen erlauben Elektrolysezellen mit einseitiger Gasbildung, so dass eine Gastrennung entfällt. An der Gegenelektrode findet dann eine reine Festkörper-Elektrolyt-Reaktion ohne Gasbildung statt. Beispiele sind Nickel-Wasserstoff-, Silber-Wasserstoff-, Zink-Sauerstoff- und Kupfer-Sauerstoff-Zellen [HNG⁺95, Jen98, HJT03, Jan13]. Bei der Sauerstoffpumpenreaktion trennt wiederum eine Ionenaustauschmembran beide Elektroden voneinander und dient gleichzeitig als Druckbarriere zwischen den beiden Arbeitsräumen der Zelle. Bei angelegter Spannung wird durch die elektrochemische Reaktion Sauerstoff von einem Arbeitsraum in den anderen gefördert, indem Sauerstoff an der Kathode mit dem Elektrolyten reagiert und gleichzeitig an der Anode freigesetzt wird. Im Arbeitsraum der Anode kann dadurch der Gasdruck erhöht, im Arbeitsraum der Kathode verringert werden [Jen98, Jan13].

Die Dynamik derartiger Aktorprinzipien wird durch die Ionendiffusionsprozesse zwischen den Elektroden begrenzt. Obgleich die Aktordynamik somit für Mikroantriebe wegen der geringeren Diffusionswege potentiell höher ausfallen sollte, weisen sowohl realisierte makroskopische Aktoren als auch Mikroaktoren nach Literaturangaben durchweg inakzeptabel hohe Reaktionszeiten im Bereich von mehreren Sekunden oder sogar Minuten und darüber auf [HNG⁺95, Jen98, CF02, PTBA06, Jan13, HRG⁺11, SGM11]. Weiterhin ist angesichts der Möglichkeit chemischer Elektrodenzersetzung die Langzeitbeständigkeit und Lastzyklenfähigkeit derartiger Aktoren zu hinterfragen und wird auch in der Fachliteratur als eine ihrer Limitierungen thematisiert [Jen98, Jan13]. Nachteilig ist zudem auch hier die technische Herausforderung, Einschluss und Stabilisierung des flüssigen Elektrolyten über Jahrzehnte sicherzustellen.

3.1.3 Vergleichende Bewertung der Lösungsalternativen

Bei der Vorstellung existierender Aktorprinzipien im vorangegangenen Abschnitt wurde eine Vorauswahl anhand der Ausschlusskriterien Dynamik, Lebensdauer und Lastzyklenfähigkeit, Höhe elektrischer Spannungen, Leistungsbedarf im statischen

Betrieb und mechanische Selbsthemmung vorgenommen. Die nicht nach diesen Kriterien ausgeschlossenen Aktorprinzipien können als potentiell geeignet für den Antrieb in einem mechatronischen Akkommodationsimplantat betrachtet werden und werden im folgenden einer vergleichenden Eignungsbewertung unterzogen.

Dazu werden zunächst die bislang als Ausschlusskriterien behandelten Merkmale, abgesehen vom Kriterium der mechanischen Selbsthemmung, noch einmal qualitativ bewertet:

- Dynamik, Lebensdauer und Lastzyklenfähigkeit werden bei grenzwertiger Erfüllung der Anforderungen negativ bewertet, bei Übererfüllung positiv, wobei Zwischenstufen möglich sind.
- Elektrische Betriebsspannungen sollten nicht nur aus Gründen der physiologischen und elektromagnetischen Verträglichkeit möglichst gering sein, sondern auch zur Minimierung des Energieverbrauchs: Verluste an Leitungs- und Isolationswiderständen ebenso wie ohmsche Verluste durch Leckströme wachsen quadratisch mit der elektrischen Spannung. Die Erzeugung höherer Spannungen aus dem geringen Spannungsniveau der elektrischen Hilfsenergie ist mit Wandlungsverlusten verbunden, die mit der Spannungsdifferenz ansteigen [Baß10]. Zudem erhöht sich mit der Maximalspannung der elektrische Isolationsaufwand im Implantat, wodurch auch der Bauraumbedarf des Antriebs steigt. Die Betriebsspannungen eines Aktorprinzips werden deshalb bei Ausschöpfen des zulässigen Spannungsbereichs negativ bewertet, eine maximal positive Bewertung erfolgt bei Maximalspannungen im unteren einstelligen Voltbereich.
- Die Leistungsaufnahme in statischen mechanischen Betriebszuständen wird positiv bewertet bei vernachlässigbarer Leistungsaufnahme, negativ bei gerade noch tolerierbarer Leistungsaufnahme.

Neben den als Ausschlusskriterien behandelten Merkmalen werden zwei weitere Anforderungen für die vergleichende Bewertung potentiell geeigneter Aktorprinzipien herangezogen:

- Ein bidirektionaler Stellbereich ausgehend von der Ruhelage ist zwar keine zwingende Voraussetzung, da bei unidirektionalem Stellbereich mehrere Aktoren im Antrieb zur Erzielung eines bidirektionalen Stellbereich eingesetzt werden können, bspw. zwei antagonistisch wirkende Aktoren gleicher Art. Da mit der Anzahl der Aktoren jedoch Komplexität und Bauraumbedarf potentiell ansteigen, wird ein Aktorprinzip mit bidirektionalem Stellbereich positiv bewertet, ein Aktorprinzip mit unidirektionalem Stellbereich negativ. Eine weitere qualitative Abstufung findet nicht statt.

- Der technologische Entwicklungsstand von Aktorprinzipien für Mikroantriebe wird negativ bewertet, wenn noch keine belastbaren Erkenntnisse zu allen Aktoreigenschaften vorliegen oder noch keine Fertigung mit reproduzierbaren Aktoreigenschaften und serientauglichen Prozessen möglich ist.

Einen Überblick über die Ergebnisse der Eignungsbewertung existierender Aktorprinzipien gibt Tabelle 3.1. Eine maximal negative Bewertung wird dort bei den Ausschlusskriterien als Ausschluss gekennzeichnet, bei den anderen beiden Merkmalen mit Minuszeichen.

Diskussion potentiell geeigneter Aktorprinzipien

Von den für das Künstliche Akkommodationssystem potentiell geeigneten Aktorprinzipien (Tab. 3.1) sind IPMC-Aktoren, CNT-Aktoren, Vanadiumoxid-Nanofasern und nanoporöse Metalle aufgrund ihres unzureichenden technologischen Entwicklungsstandes derzeit nicht einsetzbar. Insbesondere die Aktorprinzipien auf Basis von nanoskaligen Ladungseffekten stellen jedoch für die Zukunft vielversprechende Lösungsoptionen dar.

Es verbleiben somit die auf elektrischen Feldeffekten beruhenden Aktorprinzipien dielektrischer Elastomeraktoren, elektrostriktiver Aktormaterialien sowie piezoelektrische Aktorprinzipien mit begrenzter Auslenkung oder als nichtresonante Schreitantriebe in Bauarten ohne mechanische Selbsthemmung. Unter ihnen können die Aktorprinzipien mit begrenzter Auslenkung zusätzlich anhand ihrer Arbeitsdichte, also der maximal geleisteten Arbeit bezogen auf das Aktorvolumen bewertet werden. Eine entsprechende Übersicht in [CS09] lässt hier auf Vorteile von elektrostriktiven Aktorprinzipien und dielektrischen Elastomeraktoren gegenüber keramischen und polymeren piezoelektrischen Aktoren schließen. Beim elektromechanischen Kopplungsfaktor, welcher sich auf das Verhältnis von mechanischer Arbeit zu elektrischer Eingangsenergie bezieht, ergibt sich ein gemischtes Bild ohne eindeutige Unterschiede [CS09]. Zudem wird seine Bedeutung durch die Möglichkeit der Rückgewinnung kapazitiv gespeicherter elektrischer Energie relativiert. Dielektrische Elastomeraktoren und elektrostriktive Aktormaterialien besitzen auf der anderen Seite den Nachteil eines unidirektionalen Stellbereichs. Im Hinblick auf die Betriebsspannungen erscheint unter den vier derzeit einsetzbaren Aktorprinzipien nur bei nichtresonanten piezoelektrischen Schreitantrieben ein Verzicht auf eine Spannungserhöhung über das Niveau der verfügbaren elektrischen Hilfsenergie realisierbar. Das Aktorprinzip besitzt aber, wie schon erwähnt, eine fragwürdige Lastzyklenfähigkeit und einen möglicherweise problematischen Abrieb. Beide Fragestellungen können letztlich nur durch tribologische Untersuchungen geklärt werden.

Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung weisen lediglich Nachteile im Bereich ihrer Betriebsspannungen auf, wobei hier, wie im zugehörigen Abschnitt dargestellt, Entwicklungs- und auch Optimierungspotential besteht. Sie sind damit

Tabelle 3.1: Übersicht über die Eignungsbewertung existierender Aktorprinzipien

	Dynamik	Lebensdauer & Lastzyklen	Elektrische Spannungen	Leistungsfreier statischer Betrieb	Mechanische Selbsthemmung	Bidirektionaler Stellbereich	Entwicklungsstand für Mikroantriebe
Chemomechanische Aktorprinzipien							
Biologische Aktoren		A					
Chemophysikalische Festkörperverformungen					A		
Chemothermomechanische Aktorprinzipien				(A)	(A)		
Thermomechanische Aktorprinzipien							
Wärmeaktormaschinen (äußere Wärmezufuhr)				(A)	(A)		
Thermische Dehnung ohne Phasenübergang				(A)	(A)		
Thermische Dehnung mit Phasenübergang				(A)	(A)		
Temperaturabhängige Resorption				(A)	(A)		
Temperaturabhängige Permittivität oder Magnetisierung				A			
Photomechanische Aktorprinzipien							
Photostriktion				A			
Photoinduzierter Phasenwechsel				A			
Optische Strahlungskräfte				A			
Elektromagnetomechanische Aktorprinzipien							
Lorentz- und Reluktanzkraft mit starren Festkörpern				A			
Magnetische Feldkräfte auf Partikel				A			
Magnetohydrodynamische Antriebe				A			
Magnetostriktion				A			
Magnetisch induzierter Phasenwechsel				A			

Elektrostatische Aktorprinzipien						
Elektrostatische Aktoren mit festen Komponenten			A			
Dielektrische Elastomeraktoren	++		-	++	+	-
Elektrostatische Kräfte auf Flüssigkeiten			A			
Elektrostriktive Aktormaterialien						
	++		-	++	+	-/--
Piezoelektrische Aktorprinzipien						
Piezoelemente mit begrenzter Auslenkung	++	++	-	++	+	+
Resonante (Ultraschall-)Antriebe					A	
Nichtresonante Schreitrantriebe	++	-	+	++	+/A	+
Festkörperverformung durch Ionenwanderung						
Leitfähige Polymere		A				
Ionische Polymer-Metall-Verbund-Aktoren (IPMC)	-	+/-	++	-	+	--
Ionische Polymergele				A		
Elektroaktives Papier		A				
Festkörperverformung durch nanoskalige Ladungseffekte						
Kohlenstoff-Nanoröhren (CNT)	+/-		++	++	+	--
Vanadiumoxid-Nanofasern	-		++	++	+	--
Nanoporöse Metalle	+		++	++	+	--
Elektrochemische Fluiddruckzeugung						
Wasserelektrolyse mit/ohne Gastrennung		A				
Elektrolysezelle mit einseitiger Gasbildung		A				
Sauerstoffpumpe		A			A	
Eignungsbewertung: ++ sehr gut, + gut, - schlecht, -- sehr schlecht bzw. A = Ausschluss						

nach derzeitigem Stand der Technik am besten für den Aktor des Künstlichen Akkommodationssystems geeignet.

3.2 Lösungen für die mechanische Energiewandlung

Funktionseinheiten zur mechanischen Energiewandlung im Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems können zwei verschiedene Hauptfunktionen erfüllen:

- Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft des Aktors
- Kinematische Anpassung der Aktorbewegung an die erforderliche Bewegung der optischen Komponenten

3.2.1 Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft

Im folgenden werden Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft des Aktors ermittelt und einer Eignungsbewertung für die vorliegende Anwendung unterzogen. Einen Überblick über die besprochenen Mechanismen gibt Tabelle 3.2. Sie sind dort nach ihren übergeordneten Funktionsprinzipien gruppiert und – sofern zutreffend – zusammen mit Ausschlusskriterien für die vorliegende Anwendung aufgeführt.

Um entweder Kraft oder Auslenkung eines Einzelaktors durch mechanische Wandlung zu Ungunsten der jeweils anderen Größe zu erhöhen, kann ihr Verhältnis durch einen Übersetzungsmechanismus verändert werden. Bei einer Verringerung der Auslenkung spricht man auch von einer Untersetzung. Die einfachste Form eines solchen Mechanismus ist ein Hebel. Zu den im weiteren Verlauf der Arbeit besonders relevanten planaren Festkörpermechanismen zur Auslenkungs- bzw. Wegübersetzung, wird in [Smi00] neben dem einfachen bzw. eingliedrigen Hebel auch der zweigliedrige Hebel gezählt. Er besteht aus zwei starren Gliedern, die über drei Drehgelenke miteinander, mit einem weiteren Starrkörper, der die Eingangsbewegung vollzieht, und mit dem Gestell verbunden sind. Verläuft die Eingangsbewegung s_1 entlang der Verbindungslinie der beiden äußeren Drehgelenke, dann entspricht diese Anordnung des zweigliedrigen Hebels einem Kniehebel (Abb. 3.2). Die Ausgangsbewegung s_2 wird meist durch ein zusätzliches Starrglied am mittleren Drehgelenk abgegriffen, wobei der verbleibende Rotationsfreiheitsgrad dieses Gliedes durch zusätzliche Einschränkungen eliminiert werden muss. Alternativ kann eines der beiden Hebelglieder verlängert und an dessen Ende die Ausgangsbewegung weitergeleitet werden. Neben dem Kniehebel gibt es weitere Anordnungen des zweigliedrigen Hebels, die eine Wegübersetzung ermöglichen [Smi00]. Allen Anordnungen ist gemeinsam, dass das Übersetzungsverhältnis sich

Tabelle 3.2: Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft mit Eignungsbeurteilung

Funktionsprinzip	Mechanismen	Bewertung: Ausschlusskriterium
Kontinuierliche Übersetzung einer Bewegung	Starrkörpermechanismen mit Hebeln	Komplexität
	Zugmittelgetriebe	
	Elastische Verformungsmechanismen	
	Fluidische Getriebe	
Periodische Aufsummierung	Formrichtgesperre	keine passive Rückstellung, Reibkontakte
	Reibrichtgesperre	keine passive Rückstellung, Reibkontakte
	Schubkurbelmechanismus	keine passive Rückstellung
Kombination mehrerer Einzelaktoren	Kinematische Parallel-/Reihenordnungen	(Komplexität)
	Schreitmechanismen	keine passive Rückstellung, Komplexität, (Reibkontakte)
	Parallelkinematische Anordnungen zur Rotationserzeugung	keine passive Rückstellung, Komplexität, (Reibkontakte)
Schwingungsmechanismen	Resonator mit elliptischer Abtriebsbewegung	keine passive Rückstellung, Reibkontakte
	Wanderwellenmotor	keine passive Rückstellung, Reibkontakte
	Squiggle-Motor	keine passive Rückstellung, Reibkontakte
	Mechanismen mit akustischen Oberflächenwellen	keine passive Rückstellung, Reibkontakte

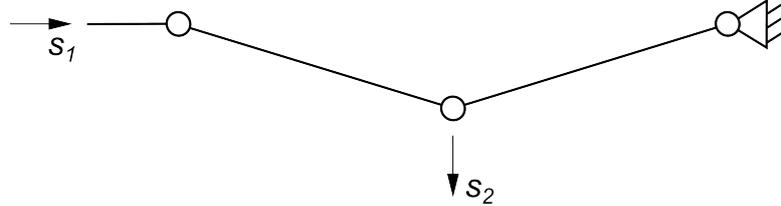


Abbildung 3.2: Zweigliedriger Hebel in der Anordnung als Kniehebel

mit der Auslenkung verändert und in der Nähe von Totlagen des Mechanismus am höchsten ist.

Neben Starrkörpermechanismen existieren auch Übersetzungsmechanismen auf Basis von elastischen Elementen, die ausschließlich Zugkräfte übertragen können, sogenannte Zugmittelgetriebe [Vol92]. Aus Seilen, Fäden oder Drähten in Kombination mit Umlenkelementen, wie bspw. Rollen, können Übersetzungsmechanismen aufgebaut werden, deren bekannteste Beispiele Flaschenzüge sein dürften. Analog zum zweigliedrigen Starrkörperhebel kann auf diese Weise auch eine Wegübersetzung realisiert werden (Abb. 3.3). Ein derartiger Mechanismus wird in [Hoo08] zur Auslenkungsverstärkung eines thermischen Formgedächtnisaktors im Antrieb einer miniaturisierten optischen Fokussiereinheit eingesetzt.

Mechanische Übersetzungsfunktionen können auch mit elastischen Verformungsmechanismen (engl. compliant mechanisms) realisiert werden (S. 78ff.). Dabei handelt es sich um einen meist monolithischen Festkörper mit komplexer Geometrie. Aus ihr resultiert eine ebenfalls komplexe Verformung als Reaktion auf eine Eingangsbewegung an einem Punkt des elastischen Festkörpers, die die gewünschte Ausgangsbewegung an einem anderen Punkt hervorruft.

Eine weitere Kategorie von Übersetzungsmechanismen stellen fluidische Getriebe dar, bei denen eine Festkörperbewegung in eine Fluidbewegung und diese wiederum in eine Festkörperbewegung gewandelt wird. Sie werden auch Druckmittelgetriebe genannt [Vol92]. Eine Wegübersetzung kann bspw. in hydro- oder pneumostatischen Getrieben dadurch erzielt werden, dass die Eingangsbewegung über eine große Fläche in eine Volumenverschiebung des Fluids gewandelt und diese über

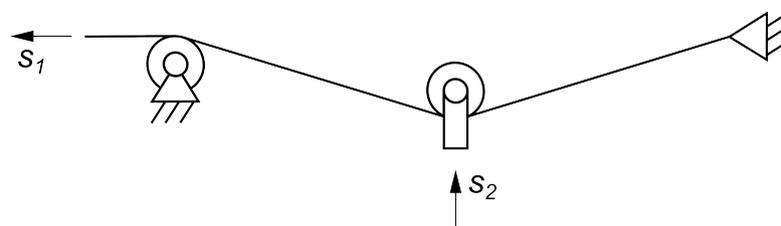


Abbildung 3.3: Einfacher Wegübersetzungsmechanismus auf Basis biegeelastischer Elemente zur Zugkraftübertragung

eine wesentlich kleinere Fläche in eine entsprechend größere Ausgangsbewegung gewandelt wird.

Die bisher genannten Übersetzungsmechanismen wandeln eine mechanische Bewegung mit begrenzter Auslenkung kontinuierlich in eine ebenfalls auslenkungsbegrenzte mechanische Bewegung mit verändertem Kraft-Auslenkungsverhältnis. Daneben existieren auch Mechanismen, welche die begrenzte Auslenkung einer Eingangsbewegung periodisch zu einer beliebig großen Ausgangsbewegung aufsummieren. Dazu zählen die in der Getriebelehre Richtgesperre genannten Mechanismen, die in ihrer hier betrachteten Anwendung sinngemäß auch als Schrittmechanismen bezeichnet werden könnten. Abhängig davon, ob die Kraft über einen Formschluss oder einen Reibschluss im Gesperre übertragen wird, unterscheidet man wiederum zwischen Formrichtgesperren und Reibrichtgesperren [Vol92, Kra04]. Zu ersteren zählen Zahngesperre, die auch als Ratschenmechanismen bekannt sind. Ein solcher wurde bspw. in [BMRB00] als Teil eines Mikroantriebs realisiert, um die begrenzte Rotation eines elektrostatischen Kammaktors in eine kinematisch unbegrenzte Drehbewegung zu wandeln. Ein Beispiel für ein Reibrichtgesperre in einem unidirektionalen elektrothermomechanischen Mikroantrieb findet sich in [MSD04]. Als eine Variante der Reibrichtgesperre können im weiteren Sinne die vergleichsweise jungen Mechanismen in Trägheitsantrieben betrachtet werden [HYFK90, MYO⁺99]. Bei diesen vollzieht der Aktor eine periodische Bewegung mit geringer Beschleunigung vorwärts und mit hoher Beschleunigung rückwärts. Die Massenträgheitskräfte auf der Abtriebsseite der reibschlüssigen Verbindung mit dem Aktor sind dadurch während der Vorwärtsbewegung geringer als die verbindenden Reibkräfte, während der Rückwärtsbewegung sind sie höher. Entsprechend wird nur die Vorwärtsbewegung des Aktors auf die Abtriebsseite übertragen, ihre Auslenkung summiert sich dort mit jeder Bewegungsperiode auf. Durch Änderung des Ansteuersignals kann die Bewegungsrichtung natürlich auch umgekehrt werden.

Ein weiterer Mechanismus zur Aufsummierung einer begrenzten Eingangsbewegung ist der Schubkurbelmechanismus. Er setzt eine begrenzte translatorische Eingangsbewegung periodisch in eine kinematisch unbegrenzte Rotationsbewegung um. Diese kann anschließend mit einem zusätzlichen Mechanismus, bspw. einem Schraubenmechanismus oder einem Ritzel-Zahnstangen-Trieb, in eine translatorische Bewegung mit großer Auslenkung gewandelt werden [DUBB11].

Neben den Übersetzungsmechanismen und den Mechanismen zur Aufsummierung einer begrenzten Eingangsbewegung zu einer beliebig großen Ausgangsbewegung sind als dritte Gruppe solche Mechanismen zu nennen, die die Bewegungen mehrerer Einzelaktoren zu einer Ausgangsbewegung mit größerer Kraft oder Auslenkung kombinieren. In [Gra06] wird eine solche Kombination von mehreren Einzelaktoren allgemein als Kaskadierung von Aktoren definiert. Einfache Kombinationsmechanismen sind kinematische Parallelanordnung mehrerer Aktoren zur Krafterhöhung und kinematische Reihenanordnung mehrerer Aktoren zur Auslenkungserhöhung. Wesentlich komplexer sind Schreitmechanismen, welche die Einzelbewegungen einiger

weniger Aktoren mit erhöhtem Ansteuerungsaufwand zu einem zyklischen Bewegungsablauf derartig kombinieren, dass eine schrittweise Bewegung des Läufers bzw. Rotors erfolgt. Bei Wurmmotoren (engl. inchworm motor) stellen mindestens zwei Aktoren abwechselnd eine kraftschlüssige Verbindung zum Läufer her, während mindestens ein dritter Aktor periodisch eine begrenzte Vorschubbewegung erzeugt [YHP02, TY07, ENPVH08, Eic11, Jan13]. Andere Mechanismen erzeugen mit mehreren „Beinen“, die abwechselnd in Reibkontakt mit dem Läufer oder Rotor stehen, einen gangartigen Bewegungsablauf auf diesem, so dass der Läufer oder Rotor mit jedem Bewegungszyklus geringfügig bewegt wird [BJ99, JBL02, TSME03b, RS07b]. Desweiteren können durch kinematische Parallelschaltung mehrerer Einzelaktoren Rotationsbewegungen oder Translationen auf Kreisbahnen erzeugt werden, die über reib- oder formschlüssige Verbindungen auf den Rotor übertragen werden [Bar00, KGS⁺07].

Schließlich existiert eine weitere Gruppe von Mechanismen, bei denen geringe Bewegungsamplituden in mechanische Schwingungen gewandelt werden, die wiederum über einen Reibkontakt einen Läufer oder Rotor in Bewegung versetzen. Dabei vollziehen die Oberflächenpunkte des Stators oder Resonators im Reibkontakt mit dem Läufer oder Rotor stets eine elliptische Bewegung und versetzen dadurch letzteren in eine kontinuierliche Bewegung. Diese Mechanismen können einen oder mehrere Aktoren zur Schwingungsanregung verwenden und können daher auch jeweils einer der beiden vorgenannten Gruppen von Mechanismen zugeordnet werden. Viele solcher Mechanismen besitzen einen Resonator, der in zwei überlagerten Moden schwingt. Sein Abtriebspunkt vollzieht dadurch eine elliptische Bewegung und steht etwa während der halben Periodendauer dieser Oszillation mit dem Läufer oder Rotor in Reibkontakt. Während des Reibkontakts wird die Bewegung auf den Läufer oder Rotor übertragen. Aufgrund der hohen Schwingfrequenzen von typischerweise über 10 kHz und der Massenträgheit des Läufers oder Rotors ergibt sich eine kontinuierliche Ausgangsbewegung [HW00]. Wanderwellenmotoren hingegen nutzen einen Mechanismus, bei dem sich mehrere Schwingungsmoden im Stator zu einer Wanderwelle überlagern [Jan13]. Ihre Ausbreitung ruft in den Punkten der Statoroberfläche elliptische Bewegungen hervor, die den Rotor über einen Reibkontakt entgegen der Ausbreitungsrichtung der Wanderwelle bewegen. Im Mechanismus des sogenannten Squiggle-Motors wird eine lange, quaderförmige Gewindemutter durch vier piezoelektrische Biegeaktoren zu überlagerten Biegeschwingungen angeregt, deren resultierende Kreisbewegung über Reibungskräfte auf den gewindespindelförmigen Rotor im Inneren der Gewindemutter übertragen wird [Jan13]. Die Gewindespindel wandelt die resultierende Rotation in eine Translation. Schließlich sind an dieser Stelle noch Mechanismen zu nennen, bei denen aus einer periodischen Aktorbewegung eine akustische Oberflächenwelle in einem Stator erzeugt wird, entgegen deren Ausbreitungsrichtung der Läufer über den Reibkontakt zum Stator bewegt wird [SKA03]. Auch hier treten in den Punkten

der Statoroberfläche elliptische Bewegungen auf, die für die Bewegungsübertragung zum Läufer verantwortlich sind.

Im Laufe der vorangegangenen Aufzählung von Mechanismen konnte bereits die Vermutung aufkommen, dass einige Antriebsarten, die aus einem oder mehreren Aktoren und einem Mechanismus zur Vergrößerung von Kraft oder Auslenkung bestehen, genauso gut jeweils als eigene Art von Aktor betrachtet werden können. Beispielhaft seien piezoelektrische Wanderwellenmotoren genannt. Tatsächlich kann die Systemgrenze zwischen dem Aktor als nichtmechanisch-mechanischem Wandlungselement und den rein mechanischen Wandlungselementen beliebig definiert werden. Ein piezoelektrischer Mehrschichtaktor kann bereits als kinematische Reihenanordnung mehrerer Einzelaktoren betrachtet werden. In der vorliegenden Arbeit wird versucht, die Systemgrenze des Aktors möglichst eng um das nichtmechanisch-mechanische Wandlungselement zu ziehen. Dies hat nicht zuletzt den Vorteil, dass sich die Zahl der verschiedenen Aktoarten, also Aktorprinzipien, verringert, wodurch Bewertung und Auswahl geeigneter Aktorprinzipien leichter fallen.

Abschließend soll eine Bewertung der Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft im Hinblick auf ihre Eignung für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems vorgenommen werden. Viele Mechanismen erlauben keine passive Rückstellung in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion (vgl. Abschn. 2.3) und sind daher als ungeeignet zu bewerten³. Ein weiterer Nachteil vieler Mechanismen sind Reibkontakte zwischen Festkörpern. Diese führen zwangsläufig zu Verschleiß und möglicherweise auch zu Abrieb, der weitere Funktionen des Implantats beeinträchtigen kann. Derartige Mechanismen sind daher potentiell ungeeignet. Die Einzelbewertungen der verschiedenen Mechanismen sind Tabelle 3.2 zu entnehmen. Für kontinuierliche Übersetzungsmechanismen ergeben sich keine generellen Nachteile im Hinblick auf die vorliegende Anwendung. Fluidische Getriebe werden jedoch im folgenden aufgrund ihrer potentiell höheren Komplexität und ihres potentiell höheren Fertigungsaufwandes nicht weiter betrachtet. Auch kinematische Parallel- und Reihenanordnungen mehrerer Einzelaktoren erscheinen aufgrund der potentiell höheren Lösungskomplexität ungeeignet. Der Fokus soll daher auf Übersetzungsmechanismen mit starren und elastischen Festkörpern liegen.

³Ausnahmen stellen Mechanismen dar, die eine passive Aufhebung der Feststellung des mechanischen Ausgangs ermöglichen, so dass mit zusätzlichen passiven Rückstellelementen, bspw. einer elastischen Feder, eine passive Rückstellung erzielt werden kann. Eine solche Ausnahme stellt bspw. der oben genannte Mechanismus eines Wurmrotors dar. Die Feststellfunktion muss daher aktiv und außerdem gemäß Abschnitt 2.3 im statischen Fall möglichst leistungsfrei erfolgen. Ein solcher Antrieb hat die in Abbildung 2.4 dargestellte Funktionsstruktur. Diese Art von Antrieben wird gemäß Abschnitt 2.3 aufgrund der potentiell höheren Komplexität, dem damit einhergehenden potentiell höheren Bauraumbedarf und des erhöhten Steuerungsaufwandes in der vorliegenden Arbeit nicht weiter betrachtet.

3.2.2 Kinematische Anpassung der Aktorbewegung an die Optik

Die zweite mögliche Hauptfunktion einer mechanischen Wandlung im Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems ist die kinematische Anpassung der Aktorbewegung an die erforderliche Bewegung der optischen Komponenten. Dazu können folgende Teilfunktionen gehören:

- Umlenkung bzw. Richtungsänderung der Aktorbewegung
- Zusammenführung der Bewegung mehrerer Einzelaktoren
- Wandlung zwischen Rotation und Translation
- Verzweigung bzw. Verteilung der Bewegung: Ein Beispiel ist die synchrone Verschiebung beider Linsen einer ALVAREZ-Optik ausgehend von einer Translationsbewegung am Eingang des Mechanismus.
- Wandlung zwischen festkörpermechanischer und fluidmechanischer Bewegung: Dies kann für fluidbasierte Membran- und Meniskuslinsen eine notwendige mechanische Teilfunktion sein.

Zur Realisierung der genannten Teilfunktionen existiert eine Vielzahl von Mechanismen auf Basis von starren oder elastischen Festkörpern oder auch Fluiden. Auf eine Zusammenstellung wird an dieser Stelle aufgrund ihres Umfangs verzichtet. Entsprechende Konzepte werden bedarfsorientiert bei Ausarbeitung der Gesamtlösungen für den Antrieb entwickelt.

3.2.3 Elastische Verformungsmechanismen zur Realisierung der mechanischen Wandlungsfunktionen

Bei vielen der gemäß Abschnitt 3.1.3 für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems potentiell geeigneten Aktorprinzipien – insbesondere bei Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung, aber bspw. auch bei Aktorprinzipien auf Basis von nanoskaligen Ladungseffekten – ist eine Übersetzung der Aktorauslenkung notwendig, um die erforderlichen Linsenverschiebungen zu erreichen. Dafür müssen Übersetzungsmechanismen mit starren oder elastischen Festkörpern als Getriebe realisiert werden. In Starrkörpermechanismen sind starre Glieder durch Gelenke verbunden. Eine Realisierung der Gelenke durch Gleit- oder Wälzlager bringt den grundsätzlichen Nachteil von Oberflächenreibung zwischen Festkörpern mit sich. Damit verbunden sind Verschleiß, begrenzte Betriebslebensdauer und möglicherweise auch ein weitere Funktionen des Implantats beeinträchtigender Abrieb. Diese Nachteile können mit elastischen Festkörpergelenken (engl. flexure hinges) vermieden werden [Smi00, Hen00, Lob03], die mitunter auch als Federgelenke

bezeichnet werden [Kra00]. Sie stellen eine stoffschlüssige, aber bewegliche Verbindung zwischen Starrkörpern dar. Kurze Biegefedern sind die einfachste Art von elastischen Festkörpergelenken, sie werden als Kerbgelenke bezeichnet. Mit ihnen können Drehgelenke realisiert werden. Abbildung 3.4 zeigt verschiedene Querschnittsformen von Kerbgelenken. Blattfederförmige Kerbgelenke, auch als Filmscharniere bezeichnet [Kra00], haben bei gleicher Gelenklänge eine geringere Steifigkeit als kreisförmige oder elliptische Gelenkformen, allerdings verschiebt sich die Drehachse mit dem Drehwinkel – der Rotation ist also eine geringfügige Translation überlagert. Kreisförmige und elliptische Kerbgelenke sind diesbezüglich präziser. Drehgelenke können weiterhin auch durch Torsionsfedergelenke realisiert werden. Dabei werden bspw. zwei hintereinander angeordnete Blattfedern auf Torsion beansprucht, während der Starrkörper zwischen ihnen eine Rotation vollzieht. Neben Drehgelenken können weitere Gelenkart mit Hilfe von komplexeren Verformungsmechanismen realisiert werden. Aufgrund der fehlenden Reibkontakte sind elastische Festkörpergelenke vollständig spielfrei und ermöglichen dadurch eine hohe Bewegungsgenauigkeit. Bei Verwendung von dauerfesten Materialien ist eine theoretisch unbegrenzte Betriebslebensdauer erzielbar. Für Mikrosysteme besonders interessant ist die Möglichkeit der monolithischen Fertigung eines Getriebes bestehend aus Starrkörpern und elastischen Festkörpergelenken, da so die besonderen Herausforderungen von Montageprozessen für Mikrosysteme umgangen werden können. Nachteile dieser Gelenke sind ihre begrenzten Auslenkungen bzw. Drehwinkel und die relativ geringe Führungssteifigkeit der Gelenkverbindung in den einzuschränkenden Freiheitsgraden. Aus der elastischen Verformung bei Auslenkung bzw. Verdrehung resultiert zudem eine Rückstellkraft, die zu erhöhtem Energiebedarf des Antriebs führt. Aus der elastisch gespeicherten Energie resultiert auch eine erhöhte Schwingungsfähigkeit dieser Mechanismen und damit des gesamten Antriebs.

Starrkörpermechanismen, die mit elastischen Festkörpergelenken realisiert werden, können als elastische Verformungsmechanismen mit konzentrierten Nachgiebigkeiten betrachtet werden [CP98]. Daneben existieren auch elastische Verformungsmechanismen mit verteilten Nachgiebigkeiten (Abb. 3.5), die für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems ebenfalls geeignet sind, es erge-

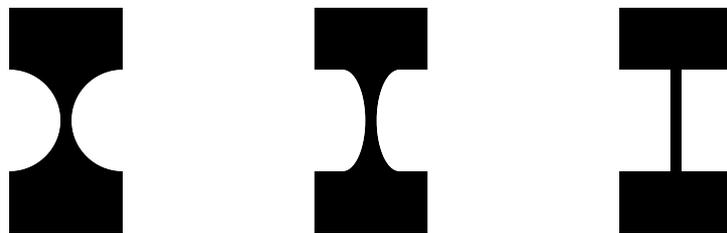


Abbildung 3.4: Verschiedene Querschnittsformen von Kerbgelenken (von links): Kreisförmig, elliptisch, blattfederförmig (modifiziert nach [Smi00, Pin09])

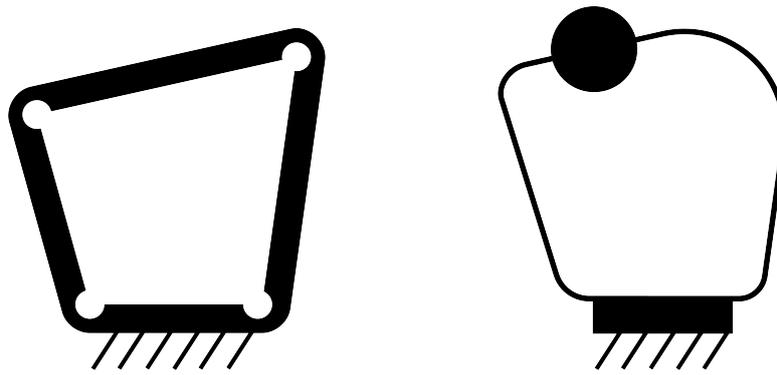


Abbildung 3.5: Beispiele elastischer Verformungsmechanismen mit konzentrierten (links) und verteilten Nachgiebigkeiten (rechts) (in Anlehnung an [CP98])

ben sich die gleichen Vor- und Nachteile. Wenngleich die Auslegung und Analyse derartiger Mechanismen aufwendiger ist, da nicht auf die bekannten Methoden der Starrkörpermechanik zurückgegriffen werden kann, so eröffnen sie doch ein zusätzliches Lösungsfeld, welches möglicherweise Mechanismen mit überlegenen Wandlungseigenschaften enthält. Als Design-Werkzeuge für elastische Verformungsmechanismen mit verteilten Nachgiebigkeiten existieren verschiedene, teilweise numerische oder algorithmenbasierte Methoden der Topologieoptimierung. Sie ermöglichen die Struktursynthese eines elastischen Kontinuums, welches das gesuchte elastische Verformungsverhalten aufweist [CP98, How01, PBS01, TK06, Che09].

Neben einem Übersetzungsmechanismus können auch kinematische Anpassungsfunktionen der Aktorbewegung in einem elastischen Verformungsgetriebe realisiert werden. Vorteilhafterweise sollten daher alle Funktionen der mechanischen Wandlung in einem einzigen, möglichst einfachen elastischen Verformungsmechanismus mit konzentrierten oder verteilten Nachgiebigkeiten realisiert werden, um den Bau- raumbedarf zu minimieren. Als Getriebematerial bietet sich bspw. einkristallines Silizium an. Es kann mit Fertigungsprozessen der Mikrotechnologie in hinreichender Genauigkeit strukturiert werden. Ein mögliches Verfahren dafür ist reaktives Ionentiefenätzen (engl. deep reactive ion etching, DRIE), einem anisotropen Trockenätzverfahren, bei dem sich Ätzphase und Passivierungsphase alternierend abwechseln [MMP01, Mad02]. Während der Passivierungsphase wird eine chemisch inerte Passivierungsschicht auf der Oberfläche des Siliziums abgeschieden. Während der Ätzphase wirkt eine Kombination aus isotropem Plasmaätzen und anisotropem Sputter-Abtrag durch elektrisch beschleunigte Ionen auf das Silizium ein. Bevor das Plasma seine ätzende Wirkung entfalten kann, muss der Sputter-Abtrag dabei zunächst die Passivierungsschicht entfernen, was an horizontalen Flächen senkrecht zur Beschleunigungsrichtung der Ionen wesentlich schneller geschieht als an vertikalen Flächen. Daraus folgt die sehr stark gerichtete, anisotrope Ätzwirkung des Gesamtprozesses, der eine Bauteilstrukturierung mit hohem Aspektverhältnis

ermöglicht. In der Literatur werden realisierte Mindeststrukturbreiten von $10\ \mu\text{m}$ bei $300\ \mu\text{m}$ Ätztiefe beschrieben [GTCF07]. Da die Ätzmaske lithographisch strukturiert wird, ist der Prozess auch für eine Serienfertigung geeignet. Ein weiterer Vorteil von einkristallinem Silizium ist seine Ermüdungsfreiheit. Durch das Fehlen von Kristallkorn Grenzen kommt es praktisch zu keinerlei Materialermüdung bei elastischer Wechselbelastung. Im vorgesehenen Temperaturbereich weit unterhalb von $500\ \text{°C}$ tritt desweiteren auch kein Kriechen auf [Mad02], außerdem ist die elastische Kennlinie hysteresefrei. Ein möglicher Nachteil von Silizium ist seine Intoleranz gegen Überlast [Smi00]. Da kein plastischer Verformungsbereich existiert, kommt es an der Streckgrenze unmittelbar zum Materialbruch.

Zusammenfassung

In Abschnitt 3.2 wurden Lösungen für die Funktionseinheit zur mechanischen Energiewandlung im Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems erarbeitet. Für die mechanische Teilfunktion der Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft des Aktors wurden entsprechende Mechanismen ermittelt und einer Eignungsbewertung für die vorliegende Anwendung unterzogen. Als geeignet wurde die Gruppe der Übersetzungsmechanismen mit kontinuierlicher Übersetzung einer Bewegung auf Basis von starren und elastischen Festkörpern identifiziert. Die mechanische Teilfunktion der kinematischen Anpassung der Aktorbewegung an die erforderliche Bewegung der optischen Komponenten wurde in weitere mögliche Unterfunktionen zerlegt. Für diese sollen Wirkprinzipien jedoch aufgrund der großen Lösungsvielfalt erst bei der Ausarbeitung von Gesamtlösungen bedarfsorientiert entwickelt werden. Um alle mechanischen Funktionen mit geringem Bauraumbedarf durch eine einzige monolithische Komponente realisieren zu können, wurde das Konzept eines elastischen Verformungsmechanismus vorgeschlagen. Für die Umsetzung als planares Verformungsgetriebe aus einkristallinem Silizium wurde auch ein mögliches Fertigungsverfahren aufgezeigt.

3.3 Lösungen für die Lagerung

Bei optischen Wirkprinzipien, die auf der Verschiebung von Linsen basieren, ist eine Lagerung bzw. Führung⁴ der zu verschiebenden Linsenkörper erforderlich. Dies betrifft Triple-Optiken und ALVAREZ-Optiken. In beiden Fällen müssen Linsenkörper translatorisch geführt werden.

⁴Teilweise wird in der Literatur der Begriff „Lager“ für die konstruktive Ausführung von starrkörperkinematischen Gelenken mit einem rotatorischen Freiheitsgrad, also für Drehgelenke, reserviert, analog der Begriff „Führung“ für die konstruktive Ausführung von starrkörperkinematischen Gelenken mit einem translatorischen Freiheitsgrad, also für Schubgelenke [Kra00, Kra04, SKA11]. In anderen Fachbüchern wird diese Unterscheidung nicht eingehalten [RM03, DUBB11], ebenso in der vorliegenden Arbeit.

Im Maschinenbau sind folgende Wirkprinzipien von Lagerungen bekannt [Kra04, DUBB11]:

Gleitlagerungen: Sie sind konstruktiv einfach und kompakt umsetzbar. Das Wirkprinzip kann weiter unterteilt werden in hydro- bzw. aerodynamisch, hydro- bzw. aerostatisch und trocken geschmierte Gleitlager. Aufgrund der Oberflächenreibung, die insbesondere mit abnehmenden Abmessungen in ihrer Wirkung zunimmt, weisen Gleitlager jedoch Verschleiß auf und besitzen daher eine begrenzte Lebensdauer. Der entstehende Abrieb kann die Funktion von optischen und mechanischen Komponenten im Implantat beeinträchtigen. Die sehr verschleißarmen hydro- bzw. aerostatischen Gleitlagerungen erfordern hingegen eine zusätzliche Funktionseinheit zur Aufrechterhaltung des Schmiermitteldrucks, die den Energiebedarf des Antriebs erhöht und zusätzlichen Bauraum beansprucht.

Wälzlagerungen: Obwohl wesentlich geringer als bei Gleitlagern, weisen auch Wälzlager Oberflächenreibung und damit Verschleiß und Abrieb auf, so dass ihre Lebensdauer begrenzt ist. Durch die Wälzkörper und ggf. notwendige Führungskäfige ergibt sich eine hohe Komponentenzahl und damit tendenziell ein relativ komplexes Lagerungssystem. Dieses erfordert einen hohen Montageaufwand, der insbesondere in Mikrosystemen technisch anspruchsvoll ist.

Magnetlagerungen: Bei Magnetlagern übertragen magnetische Feldkräfte die Lagerkräfte und sorgen für einen Luftspalt zwischen den Lagerflächen, so dass Verschleiß und Abrieb vermieden werden [Kra04]. Es existieren Bauarten mit elektromagnetischer und permanentmagnetischer Felderzeugung [SKA11]. Erstere können für den Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems pauschal als ungeeignet bewertet werden, da mit dem dauerhaften elektrischen Stromfluss zur Aufrechterhaltung des magnetischen Feldes ein hoher Energieverbrauch einhergeht. Dauermagnetlager stellen eine potentielle Lösungsoption dar, wesentlicher Nachteil ist jedoch ihr allgemein hoher Volumenbedarf und ihre geringe Führungsgenauigkeit [FFS⁺00, WYW06, PBC⁺12].

Magnetflüssigkeitslager sind im Hinblick auf das Wirkprinzip eher den hydrostatischen Gleitlagerungen zuzurechnen. Hierbei wird als Schmiermittel eine magnetische Flüssigkeit eingesetzt, die durch magnetische Feldkräfte zwischen den Lagerflächen gehalten wird und dadurch Gleitreibung zwischen den Festkörperoberflächen verhindert [Kra04]. Problematisch ist hierbei, Stabilität und Abdichtung der Magnetflüssigkeit über die lange Betriebslebensdauer des Implantats sicherzustellen.

Da alle Arten von Magnetlagerungen inkompatibel mit Magnetfeldsensoren zur Akkommodationsbedarfserfassung im Implantat sind, werden sie im

folgenden nicht weiter berücksichtigt. Ferromagnetische Materialien schränken zudem die Eignung des Implantats für magnetresonanztomographische Untersuchungen ein.

Elastische Festkörperlagerungen: Um die optischen Linsenkörper in ihrer kinematischen Beweglichkeit einzuschränken, können auch elastische Verformungsmechanismen eingesetzt werden, die bereits in Abschnitt 3.2 beschrieben wurden. Sie werden in dieser Anwendungsart auch Federlager oder Federführungen genannt [Kra00, Kra04]. Es gelten auch hier die schon genannten Vor- und Nachteile solcher Mechanismen: Sie sind frei von Spiel, Oberflächenreibung und Abrieb, der Montageaufwand ist bei monolithischer Fertigung gering. Allerdings bieten sie nur begrenzte Auslenkungen bzw. Drehwinkel und vergleichsweise geringe Führungssteifigkeiten in den einzuschränkenden Freiheitsgraden. Nachteilig sind zudem die zusätzlichen elastischen Verformungskräfte. Kerbgelenke sind kompakter als andere Arten von Rotationslagern, bei translatorischen Führungen hingegen ergibt sich aufgrund der komplexeren Verformungsmechanismen ein höherer Bauraumbedarf. Die Verformungselastizitäten stellen zudem einen zusätzlichen mechanischen Speicher potentieller Energie im Antrieb dar, der zusammen mit den bewegten Massen als kinetische Energiespeicher ein schwingungsfähiges System bildet.

Neben den vorgenannten Wirkprinzipien zur Realisierung einer Funktionseinheit für die Lagerung der Linsen kann die Lagerungsfunktion auch in den Aktor integriert werden. Eine solche Möglichkeit besteht bei Festkörperaktoren, die durch ihre Verformung eine mechanische Bewegung erzeugen. Voraussetzung ist, dass die Ausgangsbewegung des Aktors oder eines an ihm befestigten Starrkörpers bereits die kinematischen Eigenschaften der benötigten Linsenbewegung aufweist und die Beweglichkeit abseits dieses Bewegungspfades durch eine ausreichend hohe Steifigkeit des Aktors eingeschränkt wird. Die Linse kann dann ohne weitere Lagerungskomponenten direkt oder über starre Verbindungen am Aktor befestigt werden.

Im Hinblick auf eine möglichst hohe Betriebslebensdauer und einen geringen Montageaufwand sind elastische Festkörperlagerungen und die Lagerung im Aktor als besonders geeignete Lösungsoptionen für die Lagerungsfunktion zu bewerten.

3.3.1 Elastische Verformungsmechanismen zur translatorischen Linsenführung

Sowohl im Falle einer Triple-Optik als auch bei einer ALVAREZ-Optik müssen die zu verschiebenden Linsen translatorisch geführt bzw. gelagert werden. Zur Realisierung der Lagerungsfunktion durch elastische Festkörperlagerungen sind daher Verformungsmechanismen notwendig, die eine idealerweise rein translatorische

Bewegung unter Einschränkung aller anderen Bewegungsfreiheitsgrade ermöglichen. Als ein solcher Verformungsmechanismus wird bspw. in [Kra00] die translatorische Führung eines Stabes in seiner Längsrichtung durch zwei parallel angeordnete, elastische, kreisförmige Membranen beschrieben, in deren Mitte der Stab jeweils befestigt ist.

Da schon für die Teilfunktionen der mechanischen Wandlung elastische Verformungsmechanismen als günstigste Lösungsoption identifiziert wurden, sollen diese Funktionen zusammen mit der Lagerungsfunktion in einem einzigen elastischen Getriebe integriert werden, um den Bauraumbedarf zu minimieren. Dafür bietet sich der schon in Abschnitt 3.2 beschriebene Ansatz eines planaren Getriebes aus einkristallinem Silizium mit den dort genannten Vorteilen an. Bei maskenbasierter Fertigung durch reaktives Ionentiefenätzen (DRIE) eines ebenen Siliziumwafers ist dabei ausschließlich eine näherungsweise prismatische Bauteilstrukturierung möglich, die auch als zweieinhalbdimensional bezeichnet wird. Insbesondere planare Mechanismen kommen daher für ein solches Getriebe infrage. Verbreitete planare Verformungsmechanismen zur translatorischen Führung sind Parallelfederführungen [Kra00, Kra04]. Sie basieren in der einfachsten Form auf einem starrkörpermechanischen Parallelkurbelgetriebe [Vol92], dessen Drehgelenke als elastische Festkörpergelenke, bspw. als Kerbgelenke (Abb. 3.4) ausgeführt sind. In einer weiteren Ausführungsform werden die Kurbeln einschließlich der Kerbgelenke vollständig durch lange Blattfedern ersetzt, wodurch sich bei gleicher Mindestdicke deutlich geringere elastische Rückstellkräfte ergeben. Allerdings ist dann auch die Steifigkeit quer zur Bewegungsrichtung reduziert [Smi00]. Abbildung 3.6 zeigt beide Ausführungsformen. Nachteilig ist in beiden Fällen ein parasitärer Lateralversatz Δy senkrecht zur beabsichtigten Bewegungsrichtung, der mit der Auslenkung Δx zunimmt, und von der Kurbellänge l abhängt. Bei Parallelfederführungen mit Kerbgelenken ergibt er sich aus einfachen geometrischen Überlegungen zu

$$\Delta y = l - \sqrt{l^2 - \Delta x^2}. \quad (3.1)$$

Um den parasitären Lateralversatz zu eliminieren, können zwei Parallelfederführungen kinematisch nacheinander angeordnet werden, wodurch allerdings auch Komplexität und Bauraumbedarf des Getriebes steigen. Damit sich der Lateralversatz beider Parallelfedern gegenseitig kompensiert, müssen sie die gleiche Auslenkung erfahren. Dies kann durch identische Federsteifigkeiten sichergestellt werden, wobei jedoch an der Zwischenbühne keine äußere Kraft angreifen darf (Abb. 3.7a). Alternativ kann bei starren Kurbeln ein zusätzliches Koppelglied mit Drehgelenken zwischen den beiden Parallelkurbeln eingebracht werden, welches zumindest bei kleinen Auslenkungen um die unverformte Nulllage eine identische Verformung beider Parallelkurbelpaare erzwingt (Abb. 3.7b) [Pin09]. Eine rein translatorische Führung ohne Lateralversatz ist weiterhin durch Kombination von vier Parallelfederführungen möglich (Abb. 3.8) [Smi00, ZZCZ15].

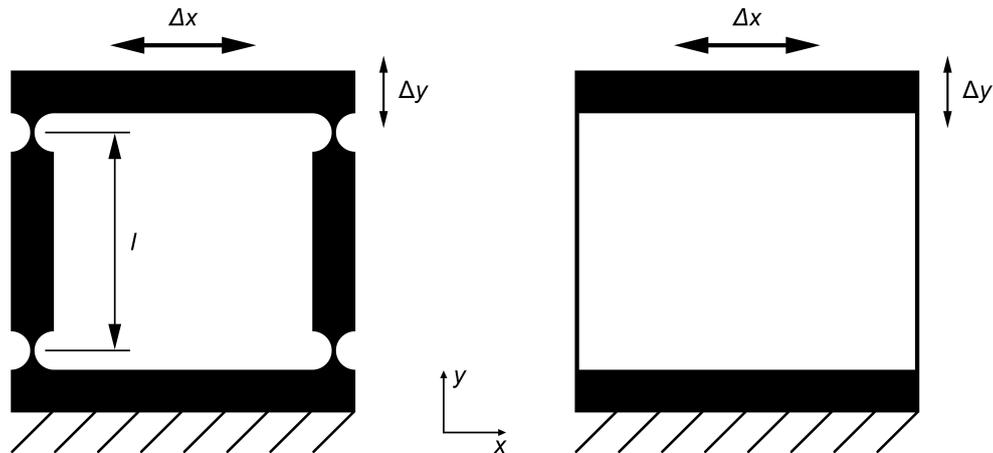


Abbildung 3.6: Parallelfederführungen mit Kerbgelenken (links) und mit langen Blattfedern (rechts) (modifiziert nach [Smi00])

Die beschriebenen Verformungsmechanismen ermöglichen eine Einschränkung der kinematischen Beweglichkeit der geführten Linsen auf einen translatorischen Freiheitsgrad. Dabei ist die Steifigkeit der Linsenführung in der freien Bewegungsrichtung wesentlich niedriger als in den eingeschränkten Freiheitsgraden, in denen es dadurch lediglich zu tolerierbar kleinen parasitären Bewegungsabweichungen durch entsprechend gerichtete Kräfte kommt. Antriebskraft und übrige wirkende Kräfte können daher in einem ähnlichen Wertebereich liegen. Daneben findet sich in der Literatur der Ansatz, in Antrieben elastische Festkörperlagerungen mit geringen oder gar keinen Steifigkeitsunterschieden zwischen den Bewegungsfreiheitsgraden einzusetzen [GTCF07, SSL⁺07, Gut09]. Die Steifigkeit wird dabei so hoch gewählt, dass durch die zu erwartenden Kräfte keine inakzeptabel hohen parasitären Verschiebungen entstehen. Die gewünschte Antriebsbewegung muss dann durch eine entsprechend hohe Antriebskraft gegen die elastischen Lagerungskräfte erzeugt werden, welche folglich deutlich größer sein muss als die übrigen Kräfte⁵.

⁵Ein Beispiel ist die elastische Festkörperlagerung einer verstellbaren Fokussierlinse in einer miniaturisierten Kamera der Firma Siimpel [GTCF07, Gut09]. Der verwendete elastische Verformungsmechanismus basiert auf Parallelfederführungen, die durch zusätzliche Federelemente modifiziert wurden und dadurch eine geringere Führungssteifigkeit in unerwünschten Bewegungsfreiheitsgraden aufweisen. Auch die Lagerung eines resonant-elektrostatisch angetriebenen Mikrospiegels in [SSL⁺07] weist offensichtlich in mehr als einem Bewegungsfreiheitsgrad eine nur geringe Steifigkeit auf. Erwähnenswert ist jedoch, dass dabei mit einem zweieinhalbdimensional prismatisch strukturierten planaren Verformungsgetriebe über Torsionsfedergelenke eine Bewegung aus der Getriebeebene heraus erzielt wird.

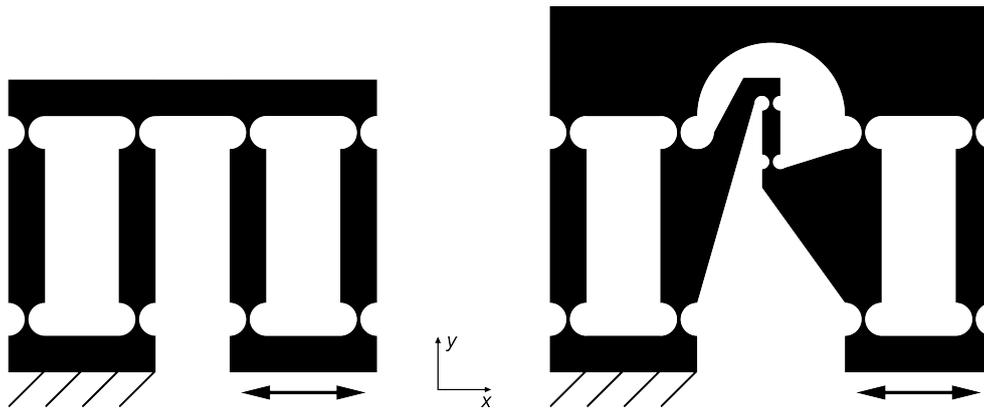


Abbildung 3.7: Doppelte Parallelfederführungen zur Vermeidung von Lateralversatz: Synchronisation beider Parallelkurbeln über identische Federsteifigkeiten (links, modifiziert nach [Smi00]), Synchronisation über ein zusätzliches Koppelglied (rechts, modifiziert nach [KR01, GKR⁺02, Pin09])

3.3.2 Elastische Verformungsmechanismen mit Kombination von Lagerungsfunktion und mechanischen Wandlungsfunktionen

Es ist naheliegend, für eine bauraumeffiziente Antriebslösung Lagerungsfunktion und mechanische Wandlungsfunktionen in einem gemeinsamen elastischen Verformungsmechanismus zu kombinieren. Hierbei sind auch Lösungen möglich, bei denen eine Trennung beider Funktionen im Mechanismus nicht mehr erkennbar ist. Die Aktorbewegung am Eingang des elastischen Verformungsgetriebes resultiert dabei in der gewünschten Bewegung am Getriebeausgang. Zusätzlich zur Antriebskraft auftretende Kräfte, bspw. Gravitations- und Massenträgheitskräfte, führen in allen Richtungen lediglich zu tolerierbar kleinen parasitären Bewegungsabweichungen der angetriebenen Linse. Ein Beispiel sind die Verformungsmechanismen zur Wegübersetzung und translatorischen Führung in [YCY⁺08].

Zusammenfassung

In Abschnitt 3.3 wurden Lösungen für die Funktionseinheit zur Lagerung von optischen Linsenkörpern im Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems erarbeitet. Dazu wurden existierende Wirkprinzipien ermittelt und einer Eignungsbeurteilung für die vorliegende Anwendung unterzogen. Als am besten geeignet wurden elastische Festkörperlagerungen und die Lagerung im Aktor identifiziert. Weiterhin wurden elastische Verformungsmechanismen zur translatorischen Führung von Linsenkörpern ermittelt. Schließlich wurde vorgeschlagen, die Antriebsfunktionen mechanische Energiewandlung und Lagerung in einem gemeinsamen elastischen Verformungsmechanismus zu integrieren, um eine Bauraumeinsparung zu erzielen.

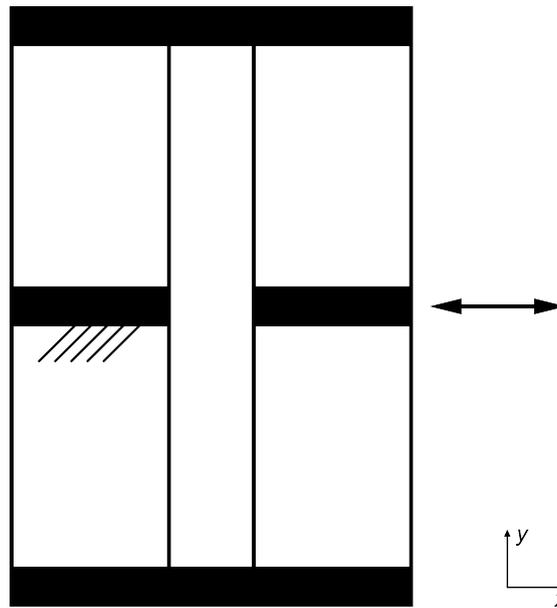


Abbildung 3.8: Vierfache Parallelfederführung zur Vermeidung von Lateralversatz (modifiziert nach [HMO13])

3.4 Lösungen für die Antriebssteuerung und Energiestellung

Die Funktionseinheiten zur Antriebssteuerung, Energiestellung und Erfassung des Stellzustandes können mit elektronischen Komponenten realisiert werden und teilweise auch miteinander in gemeinsamen Komponenten integriert werden. Lösungen für diese Funktionseinheiten hängen in hohem Maße von der Ausgestaltung der aktorischen Funktionseinheit, der mechanischen Wandlung, der Lagerung bzw. Fixierung und des eingesetzten optischen Wirkprinzips zur Brechkraftänderung ab. Im folgenden werden daher primär Lösungen für Antriebe erarbeitet, die auf einem Piezoaktor mit begrenzter Auslenkung, einem elastischen Verformungsmechanismus zur kombinierten Lagerung und mechanischen Wandlung sowie einem optischen Wirkprinzip mit Bewegung von starren Linsenkörpern basieren [MGBG10b, MGG⁺11].

3.4.1 Steuerungskonzept für den Antrieb

Funktion der Antriebssteuerung ist die Generierung von Steuersignalen für den Energiesteller, so dass über die aktorische Funktionseinheit und die mechanischen Wandlungselemente die mechanischen Zustandsgrößen der Optik und damit die Brechkraft des Auges entsprechend den Sollwertvorgaben der übergeordneten Implantatsteuerung ausreichend genau eingestellt werden. Die erforderliche Ge-

nauigkeit der Nachführung reduziert sich erheblich, wenn die optische Brechkraft durch die übergeordnete Steuerungseinheit des Implantats geregelt wird. Dazu ist jedoch eine relativ aufwendige Erfassung der optischen Abbildungsqualität im Auge erforderlich [Kli08], weshalb diese Variante im folgenden nicht berücksichtigt wird. Die Antriebssteuerung kann entweder als offene Wirkungskette oder geschlossen als Regelung konzipiert werden.

Eine offene Wirkungskette in Form einer Steuerung der Aktorspannung ist bei Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung schon aufgrund der Nichtlinearität und Hysterese ihres Übertragungsverhaltens sowie den zeitabhängigen Kriecheffekten mit inakzeptabel hohen Fehlern behaftet. Bei anderen Aktorprinzipien kann es möglicherweise ausreichend sein, mithilfe von Beschleunigungssensoren zusätzliche Störgrößeninformationen über den blickrichtungsabhängigen Schwerkrafteinfluss auf die mechanischen Zustandsgrößen der optischen Komponenten zu gewinnen, um eine ausreichend genaue Antriebssteuerung zu realisieren. Die Hysterese von Piezoaktoren kann durch eine Steuerung der elektrischen Ladung anstelle der Aktorspannung nach Literaturangaben von 27 % auf 2 % gesenkt werden [SK08]. Mithilfe einer Umsetzungstabelle (engl. lookup table) kann zudem die verbleibende Nichtlinearität des Übertragungsverhaltens kompensiert werden. Allerdings ist zur Ladungssteuerung eine Messung der elektrischen Ladung des Aktors erforderlich, die nicht zuletzt aufgrund des endlichen Isolationswiderstandes des Piezoaktors stets fehlerbehaftet ist [MNMG96]. Die Ladungssteuerung ist daher für einen statischen Betrieb ungeeignet [Jan13]. Eine weitere Möglichkeit ist die sogenannte inverse Steuerung von Piezoaktoren, bei der mithilfe eines sehr genauen mathematischen Modells des aktorischen Übertragungsverhaltens eine Kompensation von Hysterese, Nichtlinearität und Kriecheffekten durchgeführt wird [Jan13]. Die aufwendigen mathematischen Modelle machen eine inverse Steuerung jedoch sehr rechenintensiv und führen damit zu einem hohen Energiebedarf. Eine Aussetzung der Berechnungen in sogenannten Schlafphasen der Steuerungseinheit zur Energieeinsparung ist zudem prinzipbedingt nicht sinnvoll, da hierdurch eine erneute Initialisierungsprozedur erforderlich wird. Dabei wird der Stellzustand und damit der Akkommodationszustand verändert und dadurch entsprechend viel Energie verbraucht, so dass die Energieeinsparung einer vorangegangenen Schlafphase umgehend wieder aufgebraucht wird.

Für eine Ausführung der Antriebssteuerung als Regelung ist zusätzlich ein Sensor zur direkten oder indirekten Erfassung der für die Brechkraftänderung relevanten mechanischen Zustandsgrößen der Optik notwendig (Abschn. 3.4.2). Aufgrund begrenzter Energie- und damit auch Rechenkapazitäten ist es zweckmäßig, möglichst einfache Regelungsansätze wie PI- oder PID-Regler einzusetzen.

Für die Unterfunktionen der Antriebssteuerung kommen nach dem derzeitigen Stand der Technik ausschließlich elektronische Wirkprinzipien in Frage, wobei zwischen analogen und digitalen elektronischen Wirkprinzipien zu unterscheiden ist. Analogelektronik, meist auf Basis von Operationsverstärkern, ist auch zur

Realisierung von nichttrivialen Funktionen geeignet, wie bspw. eines PID-Reglers. Digitale Implementierungen bieten den Vorteil, dass Funktionen und Parameter ohne Eingriff in die Hardware und damit auch nach der Implantation angepasst werden können. Sofern dies nicht erforderlich ist, muss anhand des Bauraum- und Energiebedarfs über die optimale Implementierungsform entschieden werden. Es ist durchaus vorstellbar, dass die Integration eines analogen Reglers in einen möglicherweise ohnehin für andere Implantatfunktionen erforderlichen analogen anwendungsspezifischen chipintegrierten Schaltkreis (ASIC) energiesparender ist als digitale Implementierungen. Letztere sollen zur Minimierung des Bauraumbedarfs in einem zentralen Mikrocontroller des Implantats erfolgen.

3.4.2 Sensorik zur Erfassung des Stellzustandes

Für eine Ausführung der Antriebssteuerung als Regelung ist ein Sensor zur Erfassung der für die Brechkraftänderung relevanten mechanischen Zustandsgrößen der Optik im Betrieb notwendig. Dazu ist entweder eine direkte Messung bspw. einer Linsenverschiebung oder eine indirekte Messung bspw. einer proportionalen Verschiebung im Getriebe möglich. Zur Minimierung des Einflusses auf die mechanischen Zustandsgrößen der optischen Komponenten sind berührungslose Sensorprinzipien von großem Vorteil. Dazu zählen induktive, kapazitive und optische Sensorprinzipien. Induktive Wirkprinzipien besitzen eine problematische Kompatibilität mit Magnetfeldsensoren zur Akkommodationsbedarfserfassung im Implantat. Für kapazitive Wirkprinzipien, bei denen die Bewegungen von Kondensatorelektroden als Kapazitätsänderung gemessen werden, sind aufgrund der kleinen Elektrodenflächen sehr kleine Kapazitäten zu erwarten. Sie erfordern daher einen hohen Messaufwand und liefern ein potentiell sehr störanfälliges Sensorsignal. Zur Wegmessung existiert desweiteren eine Vielzahl optischer Sensorprinzipien [Gev00]. Relativ einfach aufgebaut und nahezu beliebig skalierbar ist das Wirkprinzip der Transmissionsmessung an einer bewegungsabhängigen Blendenöffnung, auch als analoger Opto-Verlagerungssensor oder Durchlicht-Lichtschranke bezeichnet [Gev00]. Es ist in Abbildung 3.9 für die Messung einer translatorischen Bewegung veranschaulicht. In [Jus01] wurde ein derartiger Positionssensor mit 150 μm Verschieberegion realisiert und eine Messgenauigkeit von unter 1 μm ermittelt.

Bei Antrieben mit einem planaren elastischen Verformungsgetriebe kann ein optischer Positionssensor nach dem Prinzip der Transmissionsmessung an einer bewegungsabhängigen Blendenöffnung konstruktiv in das Getriebe integriert werden, vorzugsweise am Getriebeausgang. Bei Antrieben ohne Getriebe kann der Positionssensor am Aktor angebracht werden. Das Sensorprinzip kann auch bei optischen Wirkprinzipien mit Rotation von Linsenkörpern eingesetzt werden. Die Blendenöffnung wird allgemein entweder durch eine bewegte und eine unbewegte Kante gebildet oder durch zwei bewegte Kanten, wobei dann das Sensorsignal proportional zur Relativbewegung beider Kanten ist. Das Vorzeichen der Blenden-

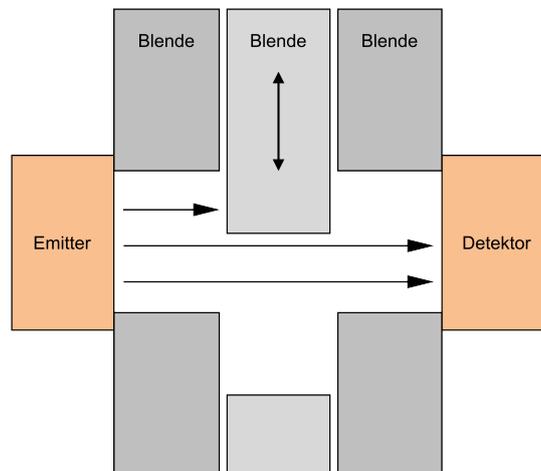


Abbildung 3.9: Wirkprinzip eines optischen Sensors mit Transmissionsmessung an einer verschiebungsabhängigen Blendenöffnung (in Anlehnung an [Gev00])

größenänderung in Bezug auf die Brechkraftänderung kann sowohl positiv als auch negativ sein. Eine große Blendenöffnung mit ihrem besseren Signal-Rauschabstand ermöglicht eine potentiell höhere Stellgenauigkeit des Antriebs, die möglicherweise im Bereich der Nahakkommodation vorteilhaft sein kann.

Um eine visuelle Wahrnehmung des Sensorlichtes durch den Implantatträger zu vermeiden, sollte der Positionssensor im infraroten Wellenlängenbereich betrieben werden. Zur Lichtemission sind Leuchtdioden geeignet, zur Lichtdetektion Photodioden oder Phototransistoren. Photodioden benötigen aufgrund der geringen Photostromstärken eine Transimpedanzverstärkerschaltung, bei Phototransistoren genügt die Strom-Spannungswandlung mittels eines in Reihe geschalteten Widerstandes (engl. Shunt) [TS02].

Zur Unterdrückung von infraroter Strahlung, die nicht von der Leuchtdiode des Positionssensors stammt, kann eine Frequenzmodulation der Leuchtdiode und anschließende Frequenzfilterung des Sensorsignals vorgenommen werden. Eine vereinfachte Umsetzung kann durch eine hochfrequente Abtastung erfolgen. Dazu wird die Lichtintensität zweimal hintereinander in kurzem Zeitabstand gemessen, wobei die Leuchtdiode nur bei einer Messung eingeschaltet ist. Durch Differenzbildung beider Messwerte können niederfrequente Störungen, deren Amplitude sich zwischen beiden Messungen nicht ändert, eliminiert werden. Falls die Unterdrückung von höherfrequenten Störungen im Infrarotbereich notwendig ist, wie sie bspw. von Gasentladungslampen mit elektronischen Vorschaltgeräten ausgehen können, kann ein zusätzliches Tiefpassfilter eingesetzt werden, so dass effektiv ein Bandpassfilter entsteht. Ein alternativer Ansatz ist die Variation der Messfrequenz, um hochfrequente Störeinflüsse zu detektieren. In jedem Fall erhöhen mehrfache

Messungen die Robustheit des Messwertes gegen Störungen, allerdings auf Kosten von Messdauer und Energiebedarf.

3.4.3 Neuer energieeffizienter Leistungstreiber für Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung

Energiesteller werden als Verbindungsglieder zwischen der informationsverarbeitenden Steuerung und dem elektromechanischen Aktor auch als Leistungstreiber bezeichnet.

Aus den Anforderungen an den Antrieb als Teilsystem des Implantats ergeben sich an den Leistungstreiber Anforderungen wie Dynamik, Betriebslebensdauer, Zuverlässigkeit, Sicherheit, elektromagnetische und physiologische Verträglichkeit sowie eine möglichst geringe Baugröße. Aus der Forderung nach einem möglichst geringen Energieverbrauch des Antriebs folgt die Forderung möglichst hoher Energieeffizienz des Leistungstreibers. Dazu ist einerseits ein möglichst hoher Wirkungsgrad bei der Wandlung elektrischer Spannungen notwendig, andererseits ist auch die Rückgewinnung kapazitiv im Aktor gespeicherter elektrischer Energie, sofern vorhanden, zweckmäßig. Diese Möglichkeit besteht sowohl bei piezoelektrischen als auch bei elektrostatischen und elektrostriktiven Aktorprinzipien. Bei piezoelektrischen Aktoren mit begrenzter Auslenkung auf Basis von PZT-Keramiken werden bei einem typischen elektromechanischen Kopplungsfaktor von 0,75 [Uch10b] lediglich 56,3% der elektrischen Eingangsenergie in mechanische Arbeit gewandelt, etwa 1 bis 3% werden als dielektrische Verluste dissipiert [Uch10a, Uch10b], der verbleibende Anteil elektrischer Energie wird kapazitiv im Aktor gespeichert. Eine Rückgewinnung birgt daher großes Potential zur Verringerung des Energieverbrauchs.

In der Bachelorarbeit [Baß10] wurden Lösungen für den Leistungstreiber eines Piezoaktors mit begrenzter Auslenkung im Künstlichen Akkommodationssystem erarbeitet. Es wurden drei wesentliche Teilfunktionen eines solchen Treibers identifiziert und Lösungsmöglichkeiten nach dem Stand der Technik untersucht:

- Eine **Spannungswandlung** ist notwendig, um dem Aktor elektrische Energie über dem Potential der im Implantat verfügbaren elektrischen Hilfsenergie bereitzustellen. Im Hinblick auf Wandlungseffizienz und Bauraumbedarf wurden induktive Gleichspannungswandler ohne Potentialtrennung als am besten geeignet bewertet im Vergleich mit anderen Wandlerarten wie kapazitiven Spannungswandlern, auch Ladungspumpen genannt, und Resonanzwandlern.
- Eine **Steuerung der Spannung** am Piezoaktor muss gemäß der Signale der Antriebssteuerung erfolgen. In einem Vergleich von analogen, schaltenden und hybriden Verstärkern wurden wiederum mit Blick auf Energieeffizienz und Bauraumbedarf schaltende Verstärker als am besten geeignet identifiziert.

- Bei der **Energierückgewinnung** aus den elektrischen Kapazitäten des Aktors durch direktes Umladen in einen anderen Energiespeicher können maximal 25 % der gespeicherten Energie zurückgewonnen werden [CSF03]. Durch Umladen über eine Induktivität ist hingegen im Idealfall eine vollständige Rückgewinnung möglich [CSF03]. Die zurückgewonnene Energie kann in einen zusätzlichen Zwischenspeicher geführt werden. Günstiger ist jedoch die Nutzung vorhandener Energiespeicher wie elektrochemischer Akkumulatoren der Energieversorgungseinheit oder von Glättungskondensatoren. Besonders bauraumsparend und energieeffizient ist der Ansatz, Ladung ohne zusätzlichen Energiespeicher zwischen verschiedenen Aktorkapazitäten zu verschieben, sofern dies mit der elektromechanischen Funktion des Aktors vereinbar ist. Ein Beispiel sind piezoelektrische Biegeaktoren mit zwei antagonistisch wirkenden piezoelektrischen Kontraktionsschichten, zwischen denen die elektrische Ladung verschoben wird, um eine Stellgrößenänderung zu erzielen. Lediglich der Ladungsverlust muss dann im laufenden Betrieb in Form von Hilfsenergie nachgeführt werden.

Eine getrennte Realisierung der drei Teilfunktionen erfordert mehrere induktive Bauelemente, die aufgrund ihrer begrenzten Miniaturisierbarkeit einen relativ hohen Bauraumbedarf aufweisen. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit ein neuer Ansatz zur Integration aller drei Teilfunktionen in einer Schaltung mit nur einem induktiven Bauteil konzipiert und in [Baß10] weiterentwickelt. Er ist in Abbildung 3.10 als Prinzipschaltbild dargestellt. Abhängig von der Ansteuerung der Schalter S_1 bis S_6 wird Ladung von der Spannungsquelle U_0 oder einer der Kapazitäten C_o und C_u über die Induktivität L_1 auf eine der Kapazitäten C_o und C_u verschoben, wodurch dort die Spannung ansteigt. Die Schaltung weist gegenüber anderen Lösungsansätzen einen geringeren Bauraumbedarf und ein größeres Miniaturisierungspotential auf [Baß10].

Auf Basis dieses Ansatzes wurde in [Baß10] ein Schaltungsentwurf ausgearbeitet, bei dem die in Abbildung 3.10 symbolisch dargestellten Schalter S_1 bis S_6 durch Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistoren (MOSFET) realisiert werden. Für die hochspannungsseitigen MOSFETs wurden Gate-Treiber nach einem Bootstrap-Verfahren [TS02, Bal01] vorgesehen. Trotz der relativ komplexen resultierenden Gesamtschaltung ist sie fast vollständig chipintegrierbar, wodurch eine sehr geringe Baugröße erzielt werden kann. Ausnahmen stellen das induktive Bauteil L_1 und ggf. wenige Kondensatoren dar. Bei der Dimensionierung der Induktivität L_1 muss ein Kompromiss zwischen Baugröße, Spannungsauflösung, Spannungsänderungsdynamik und Schaltfrequenz gefunden werden. Im Schaltungsentwurf wurde ein Bauteil mit 25 mH und einem Sättigungsstrom von 10 mA gewählt. Der Entwurf wurde anhand einer Schaltungssimulation evaluiert. Dabei wurde ein piezoelektrischer Biegeaktor mit zwei aktiven Schichtgruppen durch einfache Kapazitäten von je 55 nF modelliert. Die Aufladung einer Schichtgruppe von 0 auf 60 V an einer

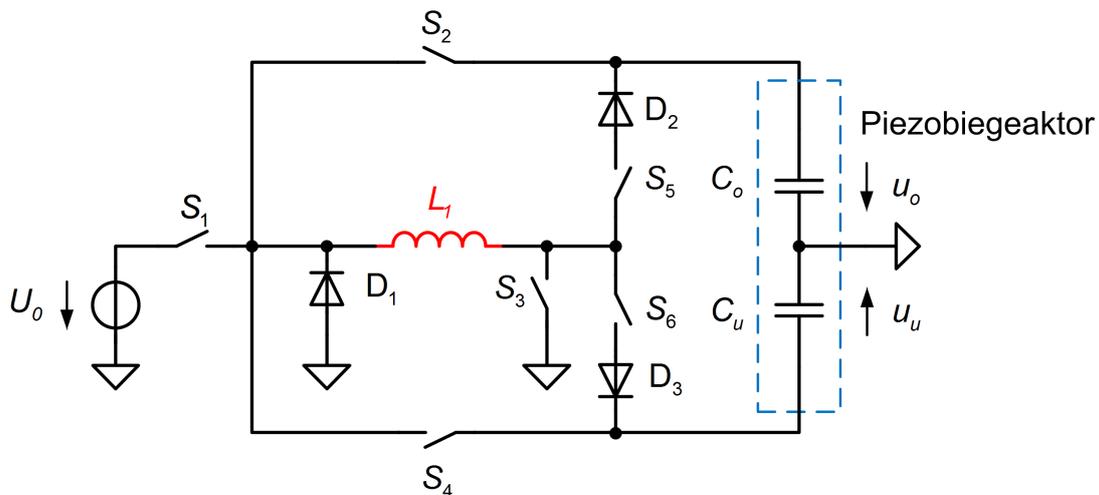


Abbildung 3.10: Schaltungskonzept eines neuen energieeffizienten Leistungstreivers für einen piezoelektrischen Biegeaktor (modifiziert nach [Baß10])

Spannungsquelle mit 3,3 V erfolgt demnach innerhalb von 18 ms und mit einem Wirkungsgrad von 61 %. Für die Verschiebung der Ladung auf die andere Schichtgruppe des Biegeaktors wurde ein Wirkungsgrad von 76 % bei einem Zeitbedarf von 18 ms ermittelt. Die Spannungsauflösung ist jederzeit mindestens 0,6 V fein.

Um ein sicheres Versagen des Implantats zu gewährleisten, ist gemäß Abschnitt 2.2 eine passive Rückstellung in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion erforderlich. Zur beschleunigten Entladung des Piezoaktors bei Ausfall der Steuersignale kann der entworfene Leistungstreiber angepasst werden, indem für die Feldeffekttransistoren selbstleitende Varianten eingesetzt werden.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass mit dem Entwurf eines geeigneten Leistungstreivers Lösungswege zum Betrieb von Aktoren mit erhöhten Betriebsspannungen in einem Implantat wie dem Künstlichen Akkommodations-system aufgezeigt und durch Berechnungen positiv evaluiert wurden.

3.5 Zusammenfassung

Im vorliegenden Kapitel wurden für die Funktionseinheiten des generischen Antriebskonzepts Lösungen in Form von physikalischen Wirkprinzipien systematisch erarbeitet, indem existierende Wirkprinzipien ermittelt und ihre Eignung für die vorliegende Anwendung untersucht wurde. Für die aktorische Funktionseinheit wurden zunächst die gestellten Anforderungen genauer betrachtet. Es folgte eine ausführliche Eignungsuntersuchung existierender Aktorprinzipien. Eine Vorauswahl anhand der Ausschlusskriterien Dynamik, Betriebslebensdauer und Lastzyklenfähigkeit, Höhe elektrischer Spannungen, Leistungsbedarf im statischen Betrieb

und mechanische Selbsthemmung lieferte dielektrische Elastomeraktoren, elektrostriktive Aktormaterialien, Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung und mit Einschränkungen auch nichtresonante piezoelektrische Schreittriebe als potentiell geeignete Aktorprinzipien. Von ihnen sind Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung nach derzeitigem Entwicklungsstand am besten geeignet. Für die Funktionseinheit zur mechanischen Energiewandlung wurden Mechanismen zur Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft des Aktors ermittelt und einer Eignungsbewertung unterzogen, wobei sich die Gruppe der Übersetzungsmechanismen mit kontinuierlicher Übersetzung einer Bewegung auf Basis von starren und elastischen Festkörpern als geeignet erwies. Es wurde das Konzept eines elastischen Verformungsmechanismus in Form eines planaren Getriebes aus einkristallinem Silizium vorgeschlagen, um sowohl die Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft des Aktors als auch die kinematische Anpassung der Aktorbewegung an die erforderliche Bewegung der optischen Komponenten mit geringem Bauraumbedarf durch eine einzige monolithische Komponente zu realisieren. Da auch für die Lagerungsfunktion elastische Verformungsmechanismen als besonders geeignet identifiziert wurden, war der Lösungsansatz naheliegend, zur Bauraumeinsparung beide Funktionen in einem gemeinsamen Verformungsmechanismus und damit wiederum in einer einzigen Komponente zu integrieren. Lösungen für die Funktionseinheiten Antriebssteuerung, Erfassung des Stellzustandes und Energiestellung hängen in hohem Maße von der Ausgestaltung der übrigen Funktionseinheiten ab. Für Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung ist eine elektronische Positionsregelung mit möglichst einfachen, da energiesparend realisierbaren Regelungsansätzen die geeignetste Lösung. Als Sensor zur Erfassung des Stellzustandes wurde das Wirkprinzip der optischen Transmissionsmessung an einer bewegungsabhängigen Blendenöffnung vorgeschlagen und als Lösungskonzept ausgearbeitet. Als Energiesteller wurde ein neuer energieeffizienter Leistungstreiber für Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung entworfen und simuliert, der die drei Unterfunktionen Spannungswandlung, Spannungssteuerung und Energierückgewinnung in einer Schaltung mit nur einem induktiven Bauteil integriert und damit ein besonders hohes Potential für Energieeffizienz und Miniaturisierbarkeit besitzt.

Die gefundenen Wirkprinzipien werden im nachfolgenden Kapitel zu Wirkstrukturen von Gesamtlösungen des Antriebs kombiniert.

4 Gesamtlösungen für den Antrieb

Nachfolgend werden die im vorangegangenen Kapitel gefundenen Wirkprinzipien zur Erfüllung von Teilfunktionen zu Wirkstrukturen von Gesamtlösungen für den Antrieb kombiniert. Das Vorgehen orientiert sich damit wiederholt an den von Pahl/Beitz [PB03] empfohlenen Methoden zum Konzipieren. Anschließend wird eine generische Wirkstruktur zu Antriebsentwürfen für eine Triple-Optik und eine ALVAREZ-Optik ausgearbeitet.

4.1 Generisches Antriebskonzept für verschiedene optische Wirkprinzipien

Aus der Kombination der am besten bewerteten Wirkprinzipien zur Erfüllung von Teilfunktionen der Funktionsstruktur des Antriebskonzepts in Abbildung 2.8 wird nun erstmals eine generische Wirkstruktur von Antrieben für das Künstliche Akkommodationssystem abgeleitet. Sie ist sowohl für den Antrieb einer Triple-Optik als auch einer ALVAREZ-Optik geeignet. Hierbei ergeben sich zwei Varianten:

- eine Wirkstruktur mit mechanischem Wandler, dargestellt in Abbildung 4.1
- eine Wirkstruktur ohne mechanischen Wandler, dargestellt in Abbildung 4.2

Das generische Antriebskonzept setzt sich aus folgenden Teilfunktionslösungen zusammen, die in den Abbildungen 4.1 und 4.2 eingetragen sind:

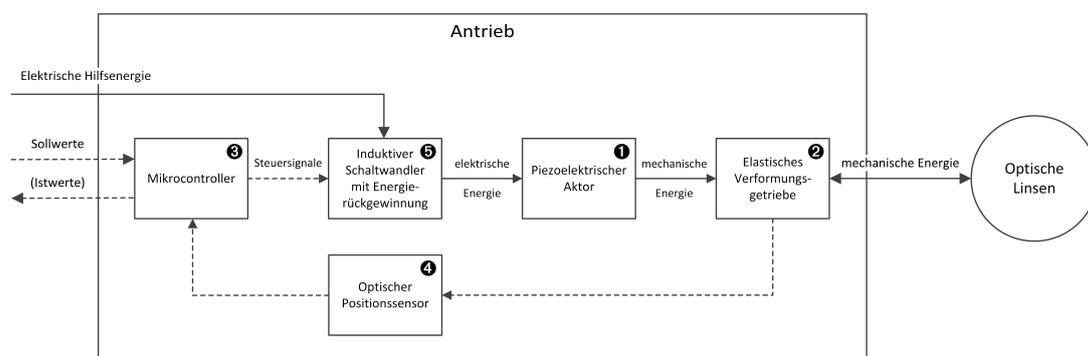


Abbildung 4.1: Wirkstruktur des generischen Antriebskonzepts mit elastischem Verformungsgetriebe als mechanischem Wandler

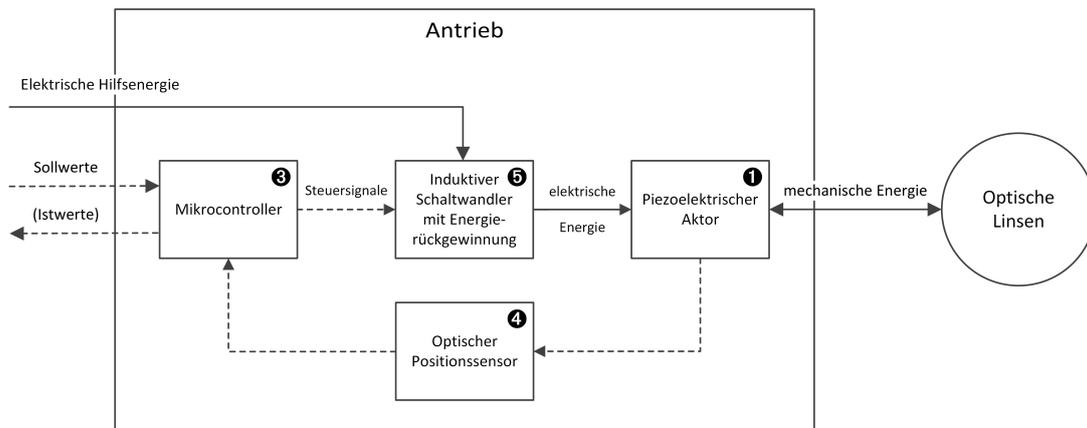


Abbildung 4.2: Wirkstruktur des generischen Antriebskonzepts ohne mechanische Wandler

1 Aktor: Ein Piezoaktor mit begrenzter Auslenkung wandelt elektrische in mechanische Energie zur bidirektionalen Verstellung der Linsen bei Akkommodation und Refraktionsausgleich. Die Feststellfunktion wird aufgrund des nahezu leistungsfreien statischen Betriebs dieser Aktoren weitgehend ohne zusätzliche Aufnahme von elektrischer Hilfsenergie erfüllt. Aufgrund der selbständigen Rückstellung in die Ruhelage erfüllt der Aktor zusätzlich auch die Rückstellfunktion.

Die maximalen Auslenkungen von piezoelektrischen Stapel- und Biegeaktoren sind für Baugrößen, die im Implantat integrierbar sind, bei weitem nicht ausreichend, um die notwendigen Linsenverschiebungen zu erzeugen. Für diese Bauformen ist daher zusätzlich ein Getriebe zur mechanischen Wegübersetzung erforderlich.

Es ist jedoch auch vorstellbar, einen anwendungsspezifisch strukturierten piezoelektrischen Aktor zu entwickeln, der durch einen in seiner Bauform begründeten Mechanismus zur Auslenkungsverstärkung die notwendigen Linsenverschiebungen ohne ein nachgeschaltetes Übersetzungsgetriebe erbringt. Denkbar sind beispielsweise S-Morph-Aktoren mit hoher Auslenkung (Abb. 3.1). Ein anderer Ansatz ist ein mäanderförmig in einer Ebene um den optischen Bereich einer Triple-Optik strukturierter Biegeaktor, bei dem Biegung in mehreren aktiven, kinematisch hintereinander geschalteten Zonen stattfindet. Die Auslenkung in diesen Zonen addiert sich somit, wobei sich die jeweiligen Verkippungen gegenseitig ausgleichen. Das mechanische Prinzip wurde in Form eines thermomechanischen Biegeaktors zur verkippungsfreien Translation eines Mikrospiegels in [LPX11] realisiert. Falls in solchen Fällen dem Aktor keine mechanischen Energiewandler nachgeschaltet sind, kann auch die Lagerungsfunktion für die zu bewegenden Linsen durch den Aktor erfüllt werden, wobei die Linsen direkt am Aktor befestigt sind.

- ② **Mechanische Energiewandlung & Lagerung:** Zur mechanischen Übersetzung der Aktorauslenkung soll ein Festkörpergetriebe auf Basis eines elastischen Verformungsmechanismus eingesetzt werden. Die elastischen Rückstellkräfte tragen zur Rückstellung in den Zustand der Fail-Safe-Refraktion bei und verringern den negativen Einfluss der piezoelektrischen Kennlinienhysterese auf die Linsenpositionen in diesem Zustand. Die zu verschiebenden Linsen werden direkt am Getriebeausgang befestigt, so dass das Getriebe gleichzeitig auch die Lagerungsfunktion erfüllt. Im Falle der ALVAREZ-Optik muss der Getriebemechanismus daher auch die synchrone gegensinnige Bewegung beider Linsenkörper sicherstellen.
- ③ **Steuerung:** Die Steuerung des Antriebs wird zur Bauraumeinsparung in einem zentralen Mikrocontroller des Implantats digital implementiert, alternativ analog in einem anwendungsspezifischen chipintegrierten Schaltkreis (ASIC) des Implantats. Aufgrund der Kennlinienhysterese des piezoelektrischen Aktors und des blickrichtungsabhängigen Schwerkräfteinflusses ist eine Regelung der Linsenverschiebungen erforderlich. Hierfür wird ein PI-Regler vorgesehen.
- ④ **Sensor:** Zur Erfassung des Verschiebungszustandes der Linsen kommt ein optischer Positionssensor nach dem Prinzip der Transmissionsmessung an einer bewegungsabhängigen Blendenöffnung zum Einsatz.
- ⑤ **Energiesteller:** Zur Verstärkung der Steuersignale des Mikrocontrollers mithilfe von elektrischer Hilfsenergie für den piezoelektrischen Aktor wird ein induktiver Schaltwandler mit Energierückgewinnung vorgesehen, wie er in Abschnitt 3.4.3 bereits für den Antrieb entworfen wurde.

Im folgenden wird die generische Wirkstruktur mit mechanischem Wandler jeweils zu einem Antriebsentwurf für eine Triple-Optik und eine ALVAREZ-Optik ausgearbeitet.

4.2 Neue Antriebslösung für eine Triple-Optik

Im folgenden wird erstmals ein Antriebsentwurf für das Künstliche Akkommodationssystem mit Triple-Optik auf Basis des generischen Antriebskonzepts mit mechanischem Wandler (Abb. 4.1) entwickelt¹. Er enthält einen piezoelektrischen Biegeaktor und ein elastisches Verformungsgetriebe. Letzteres soll sowohl eine mechanische Wegübersetzung als auch die Lagerung bzw. Führung der zu verschiebenden Sammellinse realisieren.

¹Ein weiter Vorläufer der hier vorgestellten Antriebslösung findet sich in der Studienarbeit [Pin09], dort für ein skaliertes Funktionsmuster.

Der entworfene Antrieb ist in Abbildung 4.3 als CAD-Modell dargestellt. Das planare Getriebe ist tangential am zentralen optischen Bereich des Implantats angeordnet, um eine möglichst große Länge von Getriebe und Biegeaktor zu erzielen. Letzterer ist hinter dem Getriebe angeordnet. Die zu verschiebende Sammellinse ist am mechanischen Ausgang des Getriebes befestigt, der im folgenden als Stellbühne bezeichnet wird. In der Getriebestellbühne ist ein Blendenfenster integriert, welches die bewegliche Blendenkante des in Abschnitt 3.4.2 beschriebenen optischen Positionssensors bildet. Zwei unbewegliche Blendenfenster des Sensors sind mit geringem Abstand außen auf dem Getriebe angeordnet, auf diesen wiederum sitzen die beiden optoelektronischen Komponenten zur Lichtemission und -detektion. Der Antrieb ist damit relativ kompakt auf einer Seite neben dem optischen Bereich platziert und lässt große Teile des Bauraumvolumens für die weiteren Funktionskomponenten des Implantats frei.

Die Entwicklung der hier vorgestellten Antriebslösung erfolgte in einem iterativen Entwurfsprozess von Biegeaktor und Getriebe, zwischen beiden bestehen wechselseitige Abhängigkeiten. Im folgenden wird zunächst der Entwurf des Biegeaktors beschrieben. Dabei wird auch auf Eingangsgrößen des Getriebes Bezug genommen, deren Werte erst im anschließend beschriebenen Entwurf des Getriebes berechnet werden.

4.2.1 Entwurf des piezoelektrischen Biegeaktors

Der Biegeaktor hat nach iterativer Optimierung des Antriebsentwurfs eine freie Biegelänge – gemessen bis zur Mitte der Biegerspitze – von 6,313 mm, eine Breite von 0,667 mm und eine Dicke von 0,433 mm. Er soll als piezoelektrischer Multilayer-Biegeaktor ausgeführt werden. Durch den Aufbau aus mehreren übereinanderliegenden, durch metallische Zwischenelektroden separierten piezokeramischen Schichten mit geringen Schichtdicken von 10 bis 30 μm ist eine Reduktion der elektrischen Betriebsspannungen zur Erzeugung des notwendigen elektrischen Feldes in der Piezokeramik auf 60 V und weniger bei ausreichender Aktorkraft möglich [Jan13, Uch10b, PIC10]. Kommerziell verfügbare Aktoren dieses Typs sind in kleiner Baugröße meist als paralleler Multilayer-Bimorph-Biegeumwandler ausgeführt [PI06, PIC11a, Nol12]. Ein solcher besteht aus zwei Schichtgruppen, für die jeweils eine gemeinsame elektrische Spannung an alle Schichten der Gruppe parallel angelegt wird. Da eine Elektrode zwischen beiden Schichtgruppen geteilt wird, ergeben sich somit drei elektrische Anschlusspotentiale. Die Hersteller sehen den Betrieb der Aktoren ausschließlich mit elektrischen Spannungen vor, die in den piezokeramischen Schichten elektrische Felder in Richtung der piezoelektrischen Polarisierung erzeugen. Die maximale Auslenkung in eine Richtung wird daher erreicht, wenn an der kontrahierenden Schichtgruppe die maximale Betriebsspannung und an der anderen Schichtgruppe eine Spannung von 0 V anliegt. Prinzipiell kann die maximale Auslenkung weiter erhöht werden, wenn gleichzeitig die äußere

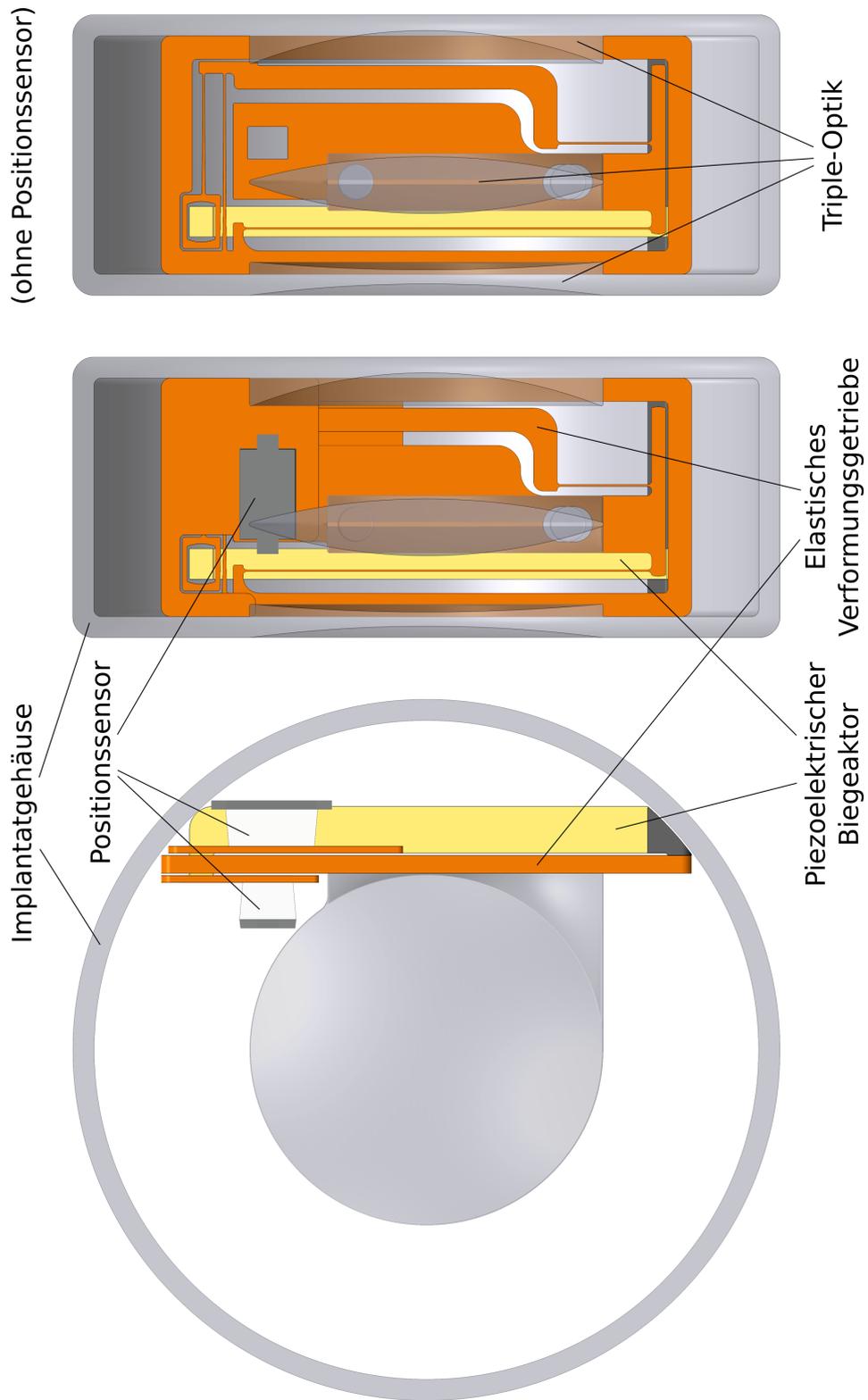


Abbildung 4.3: Antriebslösung mit piezoelektrischem Biegeaktor und elastischem Verformungsgetriebe für eine Triple-Optik (CAD-Modell)

Schichtgruppe durch Anlegen einer negativen Spannung zur Expansion angeregt und damit die Biegung des Aktors verstärkt wird. Der Betrieb mit elektrischen Feldern entgegen der Polarisationsrichtung hat jedoch negative Effekte auf die Lebensdauer von piezoelektrischen Aktoren [KCB⁺95, Jan13], weshalb diese Option hier nicht betrachtet wird.

Statischer Leistungsnachweis mittels eines linearen piezoelektrischen Modells

Zur Auslegung des piezoelektrischen Biegeaktors genügt aufgrund des vorgesehenen quasistatischen Betriebes ein statisches Berechnungsmodell. In [Bal07] wird ein piezoelektrischer Multilayer-Biegeumwandler bestehend aus piezoelektrischen und auch passiven elastischen Schichten mit voneinander unabhängigen Geometrie- und Materialeigenschaften auf Basis der linearen Theorie der Piezoelektrizität analytisch modelliert. Dabei wird an die piezokeramischen Schichten eine gemeinsame elektrische Spannung parallel angelegt. In [Mar07] wurde diese Modellierung modifiziert für den speziellen Fall eines parallelen Multilayer-Bimorph-Biegeumwandlers ohne passive elastische Schichten, bei dem zwei piezoelektrische Schichtgruppen mit unterschiedlichen Spannungen angesteuert werden und so zu einer Biegung des Wandlers führen. Das Modell aus [Mar07] kann weiter vereinfacht werden, wenn alle n Schichten die gleiche Schichtdicke h , Breite w , elastische Nachgiebigkeit s_{11}^E bei konstantem elektrischen Feld und den gleichen piezoelektrischen Koeffizienten d_{31} besitzen. Wird außerdem berücksichtigt, dass bei maximaler Auslenkung nur an der inneren Schichtgruppe bestehend aus u piezokeramischen Schichten die Spannung U anliegt, während an der äußeren Schichtgruppe eine Spannung von 0 V anliegt, so ergibt sich die Auslenkung s an der Spitze des piezoelektrischen Biegeumwandlers mit der aktiven Biegelänge l zu

$$s = \frac{l^2}{wh^3n^3} \left(3Ud_{31}w - 3Ud_{31}hwu^2 - 4Fl s_{11}^E \right). \quad (4.1)$$

Dabei ist F die äußere Kraft, die als Aktorlast an der Spitze des Biegeaktors seiner Auslenkung entgegenwirkt. Sie wird hier im Vergleich zu [Bal07] und [Mar07] in entgegengesetzte Richtung definiert. Zwischen elektrischer Spannung U , Auslenkung s und Kraft F besteht in diesem Modell also ein linearer Zusammenhang. Wird außerdem das Schichtgruppenverhältnis $k = u/n$ eingeführt und die Wandlerdicke $b = n \cdot h$, wobei nur ganzzahlige Vielfache n der Schichtdicke h zulässig sind, so folgt für die Auslenkung

$$s = \frac{l^2}{hwb^3} \left(3Ud_{31}kwb^2 - 4Fhls_{11}^E - 3Ud_{31}wb^2k^2 \right). \quad (4.2)$$

Daraus ergibt sich zum einen die Auslenkung s_{max} des unbelasteten Biegeaktors für $F = 0$ N zu

$$s_{max} = \frac{3U_{max}d_{31}kl^2}{hb} (1 - k) \quad (4.3)$$

und zum anderen die Blockierkraft F_{max} des unausgelenkten Aktors zu

$$F_{max} = \frac{3U_{max}d_{31}kwb^2}{4hls_{11}^E} (1 - k). \quad (4.4)$$

Zur Berechnung der mechanischen Leistungsdaten des entworfenen Biegewandlers werden zunächst realistische Werte für die Parameter d_{31} , h , k , n und s_{11}^E abgeschätzt. Für die Materialparameter d_{31} und s_{11}^E werden die Werte des Herstellers PI Ceramics für seine Piezokeramik PIC255 angenommen, die nach Auskunft des Herstellers näherungsweise auch zur Berechnung der Piezokeramik PIC252 verwendet werden können, aus der die Biegeaktoren desselben Unternehmens hergestellt werden. Sie betragen $d_{31} = 171 \text{ pm/V}$ und $s_{11}^E = 15,9 \text{ } \mu\text{m}^2/\text{N}$ [PIC08]. Auch die angenommene piezokeramische Schichtdicke orientiert sich an Biegeaktoren des genannten Herstellers. Bei dem Modell PL122.10 wurden durch eigene mikroskopische Messungen an Bruchflächen piezokeramische Schichtdicken h von $23 \text{ } \mu\text{m}$ ermittelt. Um die gleiche elektrische Feldstärke zu erhalten, wird auch die maximale Betriebsspannung von $U_{max} = 60 \text{ V}$ desselben Modells übernommen. Für das Schichtgruppenverhältnis k wird ein Wert von 0,5 angenommen, was einer symmetrischen Schichtanordnung entspricht. Zur Berücksichtigung der notwendigen Isolationsschicht an den Rändern des Biegeaktors wurde die Biegerlänge $10 \text{ } \mu\text{m}$ kürzer, die Biegerbreite $20 \text{ } \mu\text{m}$ kleiner und die Biegerdicke $19,3 \text{ } \mu\text{m}$ kleiner angesetzt. Es ergeben sich damit genau 18 piezokeramische Schichten. Nach den Gleichungen (4.3) und (4.4) folgt für den entworfenen Biegeaktor eine maximale Auslenkung s_{max} ohne Last von $32,7 \text{ } \mu\text{m}$ und eine maximale Blockierkraft ohne Auslenkung von $94,1 \text{ mN}$. Der später im Rahmen der Getriebeberechnungen in Abschnitt 4.2.2 ermittelte Arbeitspunkt des Biegeaktors mit der maximalen Auslenkung von $13,4 \text{ } \mu\text{m}$ gegen eine äußere Kraft am Getriebeeingang von $55,0 \text{ mN}$ wird demnach – unter Annahme linearer Zusammenhänge zwischen Auslenkung, äußerer Kraft und angelegter Spannung gemäß der linearen Theorie der Piezoelektrizität – bei einer elektrischen Spannung von $59,7 \text{ V}$ erreicht.

Statischer Leistungsnachweis durch Skalierungsbetrachtungen existierender Aktoren

Ergänzend sollen die mechanischen Leistungsdaten des entworfenen Biegeaktors ermittelt werden, indem auf die Leistungsdaten kommerziell verfügbarer und industriell eingesetzter piezoelektrischer Biegeaktoren ähnlicher Baugröße zurückgegriffen und diese anhand ihres in Gleichungen (4.3) und (4.4) implizit gegebenen Skalierungsverhaltens auf die Entwurfsgeometrie umgerechnet werden. Eine solche Methode bietet den Vorteil, dass Randbedingungen, die sich aus der Fertigungstechnologie oder nicht modellierten Aktoreigenschaften wie bspw. der Betriebslebensdauer ergeben, besser berücksichtigt werden. Außerdem wird dadurch der Einschränkung Rechnung getragen, dass die lineare Theorie der Piezoelektrizität als Basis der vorangegangenen Auslegungsberechnungen nur im linearen Kleinsi-

gnalbereich das piezoelektrische Verhalten gut beschreibt, im nichtlinearen Großsignalbereich hingegen deutliche Abweichungen auftreten können. Betrachtet werden zunächst die jeweils kleinsten Multilayer-Biegeaktoren im Standardprogramm der Hersteller PI Ceramics und Noliac. Dies sind die Modelle PL112.10 und CMBP01 mit einer freien Biegelänge von 12,0 bzw. 17,5 mm [PIC11a, Nol12]. Ihre gemäß Gleichung (4.3) auf l^2/b normierte Auslenkung ohne Last bei der jeweils maximal zulässigen Betriebsspannung U_{max} von 60 bzw. 200 V beträgt $361 \cdot 10^{-6}$ bzw. $446 \cdot 10^{-6}$. Ihre gemäß Gleichung (4.4) auf wb^2/l normierte maximale Blockierkraft ohne Auslenkung beträgt 5,92 bzw. $5,49 \text{ N/mm}^2$. Die normierten Leistungswerte beider Biegeaktoren liegen damit in einem ähnlichen Bereich. Aufgrund der geringeren Biegelänge und damit größeren Nähe zum entworfenen Biegeaktor sowie seiner geringeren Betriebsspannung wird nun das Modell PL112.10 als Berechnungsgrundlage verwendet. Demnach ergibt sich für den entworfenen Biegeaktor eine maximale Auslenkung s_{max} ohne Last von 33,2 μm und eine maximale Blockierkraft ohne Auslenkung von 117,3 mN. Der Arbeitspunkt mit der maximalen Auslenkung von 13,4 μm gegen eine Kraft von 55,0 mN wird bei einer elektrischen Spannung von 52,4 V erreicht. Beide Berechnungen weisen damit eine ausreichende elektromechanische Leistungsfähigkeit des entworfenen piezoelektrischen Biegeaktors nach.

Weitere konstruktive Aspekte

Die Entwurfsgeometrie des Aktors sieht eine Einspannung von 8,8% der effektiven Gesamtlänge² des Biegers an seinem unteren Ende vor. Dieser Wert liegt im Bereich von Herstellerempfehlungen. So beträgt er bspw. 10% beim Modell BM300/08/010 der Firma Piezomechanik mit einer freien Biegelänge von 7,2 mm. Da eine direkte Verklebung des Biegeaktors an seinem unteren Ende – ob nur mit dem Getrieberahmen oder auch mit dem Implantatgehäuse – aufgrund der Elastizität des Klebstoffs voraussichtlich nicht steif genug ist, muss der Aktor zwischen zwei steifen Bauteilen eingeklemmt werden, die selbst wiederum mit Flächenklebungen am Getriebe fixiert werden können. Zur Ankoppelung an das Getriebe ist die Spitze des Biegers breiter ausgeführt, so dass eine Nase entsteht, die in das planare Getriebe eingeführt wird und Auslenkungen der Biegerspitze auf dieses überträgt. Alternativ zu einer solchen Biegerform kann die Nase auch als zusätzliches Bauteil an die Biegerspitze – ggf. ergänzend in formschlüssiger Geometrie – geklebt werden. Die Kontaktierungselektroden können oberhalb der Einspannung im unteren, bereits beweglichen Bereich des Biegeaktors platziert werden. Die elektrische Kontaktierung kann dann mit gelöteten oder gebondeten Drähten mit hoher Biegsamkeit erfolgen, so dass der mechanische Einfluss auf die Biegeverformung vernachlässigbar klein ist.

²zusammengesetzt aus eingespanntem und freiem Teil der Biegerlänge gemessen bis zur Mitte der Biegerspitze

4.2.2 Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes

Das elastische Verformungsgetriebe muss die berechnete Auslenkung des piezoelektrischen Biegeaktors in die benötigte translatorische Bewegung der Sammellinse umsetzen und dabei eine präzise und verkippungsfreie Führung derselben sicherstellen. Es wird der in Abschnitt 3.2 entwickelte Ansatz eines planaren, elastischen Verformungsgetriebes aus einkristallinem Silizium verwendet. Dabei ist einerseits aufgrund der maskenbasierten Fertigung durch reaktives Iontiefenätzen (DRIE) eines ebenen Siliziumsubstrats ausschließlich eine näherungsweise prismatische Bauteilstrukturierung möglich. Gleichzeitig bietet die photolithographische Herstellung der Ätzmaske mittels elektronen- oder laserstrahlgeschriebener Photomaske jedoch uneingeschränkte Gestaltungsfreiheit für die Bauteilgeometrie in der Substratebene.

Lösungskonzept für den Mechanismus

Benötigt wird daher ein ebener Mechanismus, der die Getriebefunktionen Wegübersetzung und Linsenführung erfüllt. Hierzu wird auf die in Abschnitt 3.3 beschriebenen Parallelfederführungen zurückgegriffen. Sie weisen einen parasitären Lateralversatz Δy der Stellbühne in y -Richtung auf, der nach Gleichung (3.1) durch eine möglichst große Kurbellänge l minimiert werden kann. Der Bauraum im Implantat lässt eine maximale Getriebelänge von 7,5 mm zu, wovon etwa 5 mm als Kurbellänge l nutzbar sind. Bei der maximalen Linsenverschiebung von 232,5 μm ausgehend vom Fail-Safe-Zustand ergibt sich damit nach Gleichung (3.1) der maximale Lateralversatz Δy zu 5,4 μm . Optische Strahlenverlaufsberechnungen der Triple-Optik haben ergeben, dass ein Lateralversatz Δy von 20 μm die optische Abbildungsqualität in Form der Modulationsübertragungsfunktion nur um etwa 3% verringert, wobei der in DIN EN ISO 11979 geforderte Mindestwert für Intraokularlinsen nicht unterschritten wird [Sie09b]. Der deutlich niedrigere parasitäre Lateralversatz Δy einer Parallelfederführung ist daher in Bezug auf die optische Abbildungsqualität akzeptabel. Auf die in Abschnitt 3.3 beschriebenen translatorischen Führungsmechanismen ohne Lateralversatz (Abb. 3.7 & 3.8) mit ihrer erhöhten Komplexität und entsprechend höherem Bauraumbedarf kann daher verzichtet werden. In die Parallelfederführung wird die Wegübersetzungsfunktion integriert, indem eine der beiden Kurbeln als einfacher Hebel genutzt wird. Abbildung 4.4 zeigt das resultierende kinematische Starrkörpermodell des Getriebes, welches dem entworfenen elastischen Verformungsmechanismus konzeptionell zugrunde liegt. Der Biegeaktor ist dabei über zwei Drehgelenke und ein Zwischenglied mit der rechten Kurbel verbunden, um einen Ausgleich zwischen den unterschiedlichen Bewegungen von Biegeaktor und Hebel zu ermöglichen. Das dargestellte kinematische Starrkörpermodell besitzt einen Freiheitsgrad von Null, wenn der Biegeaktor als starr modelliert wird. Dessen elektrisch einstellbare Verformung stellt den einzigen Freiheitsgrad des mechanischen Systems dar.

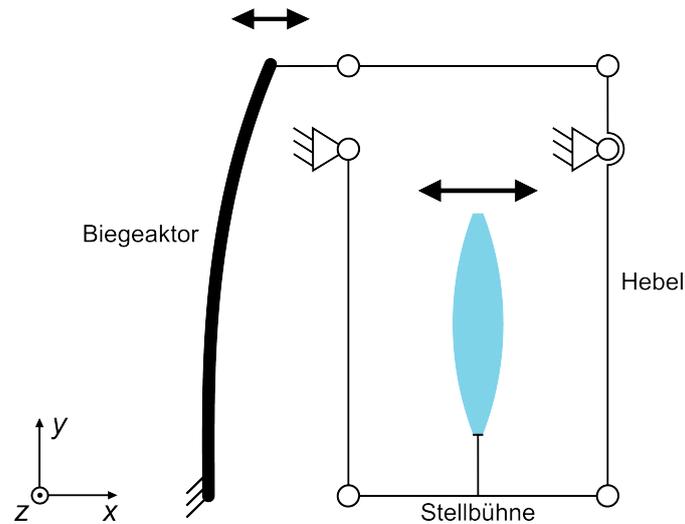


Abbildung 4.4: Kinematisches Starrkörpermodell als konzeptionelle Grundlage des elastischen Verformungsgetriebes im Antrieb einer Triple-Optik

Neuartiger elastischer Verformungsmechanismus

Im elastischen Verformungsmechanismus werden die Drehgelenke des kinematischen Starrkörpermodells durch Blattfedern realisiert. Kurze Blattfedern, die als elastische Festkörperdrehgelenke eingesetzt werden, können als eine Variante der Kerbgelenke betrachtet werden (Abschn. 3.2.3, Abb. 3.4). Sie weisen bei gleicher Gelenksteifigkeit geringere Materialspannungen sowie kleinere Gelenklängen gegenüber anderen Kerbgelenkformen auf, wodurch im verfügbaren Bauraum eine größere Hebellänge und damit eine höhere Wegübersetzung des Getriebes realisiert werden kann. Die beiden oberen Drehgelenke sowie die beiden Drehgelenke der linken Kurbel im Starrkörpermodell werden jeweils in einer gemeinsamen langen Blattfeder vereinigt. Die linke Kurbel wird dadurch als lange Blattfeder realisiert, welche eine s-förmige Verformung vollzieht. Abbildung 4.5 zeigt das entworfene elastische Verformungsgetriebe. Das Drehgelenk der rechten Kurbel, welches das Hebellager darstellt, erfährt die größte Belastung und muss entsprechend steif ausgelegt werden. Um trotzdem ausreichend verformbar zu sein, wird es als relativ lange Blattfeder ausgeführt und platzsparend horizontal angeordnet. Beide horizontal verlaufende Blattfedern sind mit einer leichten Verjüngung nach rechts ausgeführt, um die virtuellen Drehgelenkpunkte geringfügig nach rechts zu verschieben und damit über dem Drehpunkt des unteren Gelenks auszurichten. Die Nase des piezoelektrischen Biegeaktors wird von einer Öse in der oberen linken Ecke des Getriebes aufgenommen. Sie kann stoffschlüssig mit der Getriebeöse verklebt werden, so dass für diese Bauteilverbindung keine erhöhten Maßgenauigkeiten erforderlich sind. Die stoffschlüssige Verbindung von Biegeaktor und Getriebe besitzt große Vorteile für die Betriebslebensdauer des Antriebs gegenüber einem Formschluss, da sie weder

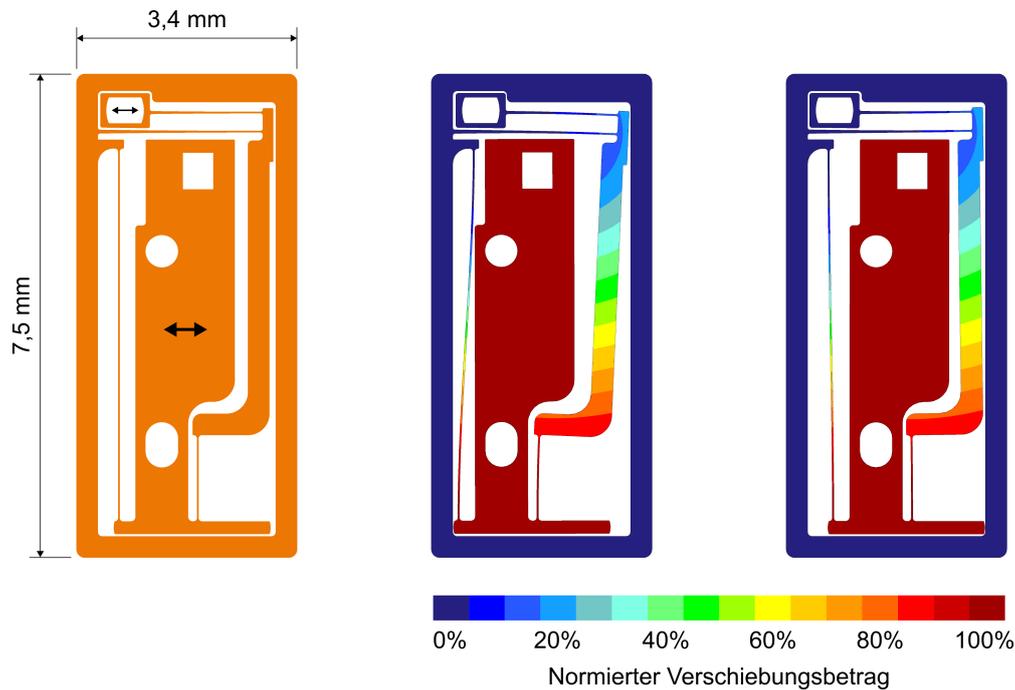


Abbildung 4.5: Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes für den Antrieb einer Triple-Optik (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver (Mitte) sowie maximaler negativer Linsenverschiebung (rechts)

Abrieb noch Oberflächenreibungsverluste noch ein die Positioniergenauigkeit und die Auslenkungsamplitude beeinträchtigendes Kontaktspiel aufweist.

Fertigungs- und Montageaspekte

Die Mindeststrukturbreiten des entworfenen Getriebes liegen mit $26,7\ \mu\text{m}$ deutlich über den nach Literaturangaben mit DRIE-Fertigungsverfahren bereits realisierten Strukturbreiten (Abschn. 3.2), weshalb eine gute Fertigbarkeit zu erwarten ist. Für eine möglichst hohe Fertigungsgenauigkeit muss die Ätzgrabenbreite möglichst konstant sein. Strukturabstände im Getriebeentwurf müssen daher entweder dieser Ätzgrabenbreite entsprechen oder ausreichend groß zur Platzierung von Dummy-Strukturen sein, die nach dem Ätzprozess entfernt werden. Eine Getriebedicke unterhalb gängiger Standarddicken von Siliziumwafern erfordert ein Abdünnen der Wafer, was sich jedoch sogar positiv auf die Qualität des nachfolgenden Tiefenätzprozesses auswirken kann [Rut13]. Im vorliegenden Entwurf beträgt die Getriebedicke $253\ \mu\text{m}$. Am äußeren Rand des Getriebes wird ein $333\ \mu\text{m}$ breiter Rahmen vorgesehen, am oberen Rand variiert die Rahmenbreite um diesen Wert. Der Getrieberahmen soll die Handhabung des Getriebes während der Fertigung und der Montage sowie den Montageprozess selbst erleichtern.

Simulation der Getriebeverformung

Zur Auslegung des Getriebes wurde seine Verformung durch elastostatische Simulationen auf Basis der Methode finiter Elemente (FEM) berechnet. Hierzu wurde die Software Creo Simulate (vormals Pro/Mechanica) der Firma PTC eingesetzt.

Literaturangaben über die Dauerfestigkeit von einkristallinem Silizium schwanken stark zwischen 300 MPa und 17,5 GPa [JNBS03, Mad02, KMI98, ALN⁺04, MBR01, Sch00, Hu82, VG96]. Als signifikante Einflussgrößen werden Verunreinigungen und Dotierungen, bspw. in Form von Sauerstoff, Oberflächenrauheit und Strukturgröße diskutiert. Für eine sichere Getriebeauslegung werden im folgenden maximale Materialspannungen von unter 300 MPa angestrebt. Silizium ist ein spröder Werkstoff, es tritt keine plastische Verformung auf [Mad02]. Ein Versagen tritt daher entweder als Trennbruch verursacht durch Zugspannungen oder als Gleitbruch aufgrund von Druckspannungen auf [DUBB11]. Im ersten Fall entspricht nach der Normalspannungshypothese die einachsige Vergleichsspannung der maximalen Hauptspannung. Im zweiten Fall entspricht nach der Schubspannungshypothese die einachsige Vergleichsspannung der doppelten maximalen Schubspannung.

Monokristallines Silizium weist ein anisotropes elastisches Verformungsverhalten mit hoher Linearität und ohne Hysterese auf [Mad02]. Die Elastizitätsmoduln in verschiedenen Kristallrichtungen liegen zwischen 129,5 und 186,5 GPa [Mad02]. Aufgrund von Beschränkungen der Berechnungssoftware wurde vereinfachend ein isotropes elastisches Materialverhalten zugrunde gelegt. Dabei wurde mit einem isotropen Elastizitätsmodul von 186,5 GPa die obere Grenze des anisotropen Wertebereichs gewählt. Es ergeben sich daher konservative Berechnungsergebnisse in Bezug auf die maximalen Materialspannungen, aber auch höhere Steifigkeiten und damit bessere Führungsgenauigkeiten als im realen Getriebe zu erwarten sind. Die geometrische Nichtlinearität der auftretenden Materialverformungen wurde bei den Berechnungen berücksichtigt. Anstelle des piezoelektrischen Biegeaktors wurde eine feste Verschiebung der Getriebeöse in x -Richtung als Randbedingung modelliert.

Simuliert wurden neben dem Zustand maximaler positiver Linsenverschiebung gegen die Schwerkraft in x -Richtung auch die Zustände maximaler negativer Linsenverschiebung gegen die Schwerkraft in negative x -Richtung, Schwerkrafteinfluss ohne Aktorauslenkung in x -Richtung, negative und positive y -Richtung sowie in z -Richtung und äußere Beschleunigungskraft in Höhe von $50g$ ohne Aktorauslenkung in positive und negative y -Richtung sowie in z -Richtung. Zudem wurden Simulationen für 65 über den gesamten Verschiebungsbereich der Linse gleichverteilte Zustände bei Schwerkraftwirkung in negative y -Richtung durchgeführt. Die Ergebnisse der Simulationsberechnungen sind in Tabelle 4.1 zusammengefasst. In Abbildung 4.5 ist die berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver sowie maximaler negativer Linsenverschiebung dargestellt. Farblich kodiert ist der normierte Verschiebungsbetrag, also der Betrag der lokalen Verschiebung bezogen auf den maximal im jeweiligen Verformungszustand auftretenden Verschiebungsbetrag.

Tabelle 4.1: FEM-Berechnungsergebnisse des Antriebsentwurfs für eine Triple-Optik

	Simulation	Anforderung
Stellgrößen	max. notwendige Steuerspannung des Aktors	52,4/59,7 V ≤ 60 V
	max. notwendige Stellkraft des Aktors	55,0 mN $\leq 55,5/69,9$ mN bei 13,4 μ m Auslenkung
	max. notwendige Auslenkung des Aktors	13,4 μ m $\leq 13,6/17,6$ μ m bei 55,0 mN Stellkraft
	max. positive Linienverschiebung bei max. Schwerkrafteinfluss Wegübersetzung bei max. positiver Linienauslenkung	232,53 μ m $\geq 232,50$ μ m 17,3
Führungs- genauigkeit (Beträge)	max. Linienverschiebung in y -Richtung	6,1 μ m < 20 μ m
	max. Linienverschiebung in z -Richtung unter Schwerkrafteinfluss	0,5 μ m < 20 μ m
	max. Linienverkipfung um die y -Achse	0,063°
	max. Linienverkipfung um die z -Achse	0,077°
Materialbelastungen des Getriebes	max. Hauptspannung	130 MPa < 300 MPa
	max. Schubspannung	68 MPa < 150 MPa
	max. Hauptspannung bei 50g äußerer Beschleunigung	141 MPa < 300 MPa
	max. Schubspannung bei 50g äußerer Beschleunigung	83 MPa < 150 MPa

Die Berechnungsergebnisse legen nahe, dass der Antriebsentwurf alle Anforderungen erfüllt, wenngleich keine größeren Reserven im Hinblick auf die Linsenauslenkung vorhanden sind. Sowohl die Führungsgenauigkeit als auch die Materialbelastungen sind im geforderten Bereich. Die Festigkeit gegen äußere Beschleunigungen liegt sogar deutlich über $50g$. Die Berechnungen weisen auch nach, dass der Antrieb entsprechend den Anforderungen unter jeder beliebigen Schwerkrafttrichtung und damit in jeder beliebigen Raumorientierung betrieben werden kann. Dabei sind jedoch unterschiedliche Auswirkungen der Schwerkraft auf die Linsenverschiebung zu erwarten, die durch die Antriebsregelung ausgeglichen werden müssen. Der Wegübersetzungsfaktor des Getriebes ist schwerkraftabhängig und im Bereich negativer Aktorauslenkung geringfügig größer als im positiven Bereich³. Insgesamt ergibt sich für das Übertragungsverhalten des Getriebes bezüglich der Auslenkung ein Linearitätsfehler nach Toleranzbandmethode [DUBB11] von lediglich 0,7 %.

Aus den Simulationsergebnissen lassen sich im übrigen auch die Lastanteile auf den piezoelektrischen Biegeaktor ableiten. Betrachtet man den Zustand maximal positiver Linsenauslenkung gegen die Schwerkraft, so ergibt sich aus den Massen von Linse einschließlich Linsenfassung und Getriebestellbühne von zusammen 25,5 mg multipliziert mit dem Hebelfaktor von 17,3 in diesem Arbeitspunkt ein schwerkraftbedingter Lastanteil der genannten Massen auf den Biegeaktor von 4,33 mN. Der Rest der berechneten Last von 55,04 mN entfällt – unter Vernachlässigung der übrigen bewegten Massen des Getriebes – auf die elastischen Rückstellkräfte des Verformungsgetriebes. Ihr Anteil beträgt somit 92 % und ist damit mehr als zehn mal so groß wie der massenbedingte Schwerkraftanteil an der Last des Aktors. Voraussichtlich kann der elastische Lastanteil und damit der Energiebedarf des Antriebs durch weitere Getriebeoptimierungen gesenkt werden – insbesondere bei Reduzierung der Gelenkbreiten, sofern fertigungstechnisch realisierbar. Es muss jedoch angenommen werden, dass für eine ausreichend steife Linsenführung – insbesondere gegen Massenschwingungen in Richtung der Linsenverschiebung – auch eine entsprechend hohe Steifigkeit des Getriebes erforderlich ist.

4.2.3 Entwurf des optischen Positionssensors

Zur Erfassung des Verschiebungszustandes der Sammellinse wird ein optischer Positionssensor nach dem Wirkprinzip variabler Blendengröße in den Antrieb integriert. Als optoelektronische Komponenten wurden beispielhaft die Infrarot-Leuchtdiode SFH 4050 und der Phototransistor SFH 3010, beide Firma OSRAM, ausgewählt. Sie besitzen eine identische Gehäusegröße und zählen beide bei Erstellung der Arbeit zu den kleinsten verfügbaren Serienbauteilen ihrer Art. Da Gehäuse und elektrische Kontaktstrukturen aber den Großteil des Bauteilvolumens ausmachen, besteht

³Unter Schwerkrafteinfluss in negative y -Richtung beträgt die Wegübersetzung bei maximaler positiver Linsenauslenkung 17,7, bei maximaler negativer Linsenauslenkung beträgt sie 18,4

für die Zukunft weiteres Miniaturisierungspotential. Schon bei den ausgewählten Komponenten ist eine Abdünnung des Gehäuses ohne weitere Veränderungen am Bauteil möglich und naheliegend, um eine deutliche Bauraumeinsparung zu erzielen. Die Leuchtdiode strahlt in einem Wellenlängenbereich von etwa 800 bis 880 nm [OSR12], der damit sowohl außerhalb des für das menschliche Auge sichtbaren Bereichs bis 780 nm [TM15] als auch unterhalb des Transparenzbereichs von Silizium liegt, welcher bei etwa 1100 nm beginnt [CG00, Mad02].

Aufgrund der Integration des beweglichen Blendenfensters in die Getriebestellbühne ist die Blendenöffnung proportional zur Linsenverschiebung. Alle Blendenfenster besitzen die gleiche Breite, die mit $467\ \mu\text{m}$ einerseits deutlich größer als der Verschieberegion, andererseits kleiner als die von außen aufliegenden optoelektronischen Komponenten ist. Breite und Lage der Blenden wurden so festgelegt, dass auch bei fertigungs- und montagebedingten Gesamtabweichungen der Kantenpositionen von bis zu $67\ \mu\text{m}$ die minimale Blendenöffnung mindestens 10 % der maximalen Blendenöffnung beträgt, um den resultierenden Dynamikbereich des Sensorsignals zu begrenzen. Das bewegliche Blendenfenster ist geringfügig höher als seine unbeweglichen Geschwister, um den Lateralversatz der Getriebestellbühne in y -Richtung zu berücksichtigen. Das Vorzeichen der Blendenänderung in Bezug auf die Linsenverschiebung wurde so gewählt, dass eine große Blendenöffnung mit ihrem besseren Signal-Rauschabstand bei Nahakkommodation vorliegt, da hier eine höhere Stellgenauigkeit des Antriebs und damit auch höhere Akkommodationsgenauigkeit des Implantats am sinnvollsten erscheint.

Die unbeweglichen Blendenfenster können bspw. im gleichen Fertigungsprozess wie das Getriebe aus Silizium gefertigt werden. Allerdings besitzt nur das innenliegende der beiden Bauteile die gleiche Dicke wie das Getriebe. Das außenliegende, aufgrund der Bauraumbeschränkungen dünnere Blendenfenster muss dann auf einem stärker abgedünnten Wafer gefertigt werden, was für eine Serienfertigung aber voraussichtlich keinen relevanten Mehraufwand bedeutet. Alternativ kann die Laserfertigung der Blendenfenster angedacht werden, wofür auch viele andere Werkstoffe infrage kommen. Einzige funktionale Bedingung ist eine ausreichend geringe Transmissivität im infraroten Wellenlängenbereich.

Weitere konstruktive Aspekte des Antriebsentwurfs

Im Antriebsentwurf wird eine Sammellinse verwendet, deren optisch relevante Geometrie dem Entwurf in [BSBG07] entspricht. Als Linsenmaterial wird wie in [BSBG07] Polymethylmethacrylat (PMMA) zugrunde gelegt, so dass die Fertigung beispielsweise in Serie kostengünstig im Spritzgußverfahren erfolgen kann. Dabei wird eine angegossene Linsenfassung mit zwei Zapfen zur Ausrichtung der Linse an der Getriebestellbühne vorgesehen. Bei der Montage wird die Linsenfassung an der Stellbühne durch Klebung fixiert.

Die beiden Blendenfenster müssen mit einem Sicherheitsabstand zum Getriebe montiert werden, um Kollisionen mit beweglichen Getriebekomponenten unter

ungünstigem Schwerkrafteinfluss zu vermeiden. Im Entwurf beträgt er 33 μm . Eine Ausrichtung ist über die Außenkanten am Getrieberahmen auf einfache Weise und wiederum serientauglich möglich. Beim äußeren Blendenfenster ist dazu eine angepasste Montagevorrichtung mit abgesetzten Anschlägen notwendig, um den Abstand zum oberen Getrieberahmen korrekt einzustellen. Nach dem Ausrichten können die Blendenfenster durch Verklebung mit dem Getrieberahmen fixiert werden. Auch die optoelektronischen Bauteile können durch Punktklebungen an den Blendenfenstern fixiert werden. Für die Serienproduktion bietet sich bspw. eine Ausrichtung durch Pick-and-Place-Automaten auf den Blendenfenstern an, bevor diese an das Getriebe montiert werden.

Die Masse des Antriebs ohne Antriebssteuerung wurde mithilfe des CAD-Modells zu 38,7 mg bestimmt⁴. Die elektrische Kontaktierung von Aktor und Positionssensor sowie die zu verschiebende Bikonvexlinse wurden dabei nicht berücksichtigt, anders hingegen die Haltestrukturen der Linse.

Das vom Antrieb ohne Antriebssteuerung exklusiv benötigte Bauraumvolumen außerhalb des zentralen, optisch relevanten und zylindrischen Bereichs im Implantat wurde mithilfe des CAD-Modells zu 13,6 mm³ bestimmt. Dabei wurde die Verschiebung der Linsenhalterung ebenso wie die Verformung des Piezoaktors berücksichtigt, allerdings nicht die elektrische Kontaktierung von Aktor und Positionssensor.

4.2.4 Energetische Betrachtungen

Um einen Einblick in Energiebedarf und Energienutzung des entworfenen Antriebs zu gewinnen, wird im folgenden eine Akkommodationsänderung um 3 dpt ausgehend vom Zustand der Fernsicht betrachtet. Dabei werde ein postoperativer Refraktionsfehler von 0,25 dpt angenommen, so dass die betrachtete Akkommodationsänderung mit einer positiven Auslenkung des Piezoaktors aus seiner spannungslosen Ruhelage einhergeht. Zudem erfolge die Linsenverschiebung gegen die Schwerkraft, um die für einen solchen Akkommodationsvorgang maximal benötigte Energie zu erhalten. Unter der Annahme linearer Zusammenhänge zwischen Aktorkraft bzw. Aktorauslenkung und Linsenverschiebung ergibt sich eine am Getriebeeingang zu leistende mechanische Arbeit von 267 nJ. Der entworfene piezoelektrische Biegeaktor benötigt für die entsprechende Auslenkung unter Annahme einer Permittivität der Piezokeramik von 1750 [PIC08] und einer daraus errechneten elektrischen Ka-

⁴Dichte der verwendeten Materialien: Piezoelektrischer Biegeaktor (PZT-basierte Keramik PIC255 [PIC08], Fa. PI Ceramic) 7,80 g/cm³, Befestigungsadapter zwischen Biegeaktor und Getriebe (Edelstahl 1.4301) 7,90 g/cm³, Klebstoff zwischen Biegeaktornase und Getriebeeingang sowie zwischen Befestigungsadapter und Getriebe (Dymax OP-29) 1,05 g/cm³, Getriebe und äußere Blendenfenster (einkristallines Silizium) 2,32 g/cm³, Haltestrukturen der Linse (PMMA) 1,19 g/cm³. Klebstoffmasse zwischen äußeren Blendenfenstern und Getriebe auf jeweils 0,1 mg geschätzt. Masse der optoelektronischen Bauteile laut Datenblättern.

pazität von 49,4 nF elektrische Energie in Höhe von 63,7 μ J und damit mehr als 200 mal so viel, wie er mechanische Arbeit am Getriebeeingang leistet. Werden in sehr grober Annäherung an die Ergebnisse zur durchschnittlichen Akkommodationshäufigkeit in [Nag11] (Abschn. A.1) drei Akkommodationsänderungen um 3 dpt pro Minute unterstellt, so ergibt sich eine mittlere elektrische Leistungsaufnahme des Piezoaktors von 3,2 μ W. Durch Rückgewinnung kapazitiv im Aktor gespeicherter elektrischer Energie kann die effektive mittlere Leistungsaufnahme des Antriebs unter diesen Wert gesenkt werden.

4.2.5 Dynamisches Verhalten

Die bisher verwendeten statischen Berechnungsmodelle sind insofern ausreichend, als für den Antrieb ein rein quasistatischer Betrieb vorgesehen ist. Dessen Dynamik ist nach oben durch die mechanischen Eigenschwingungsmoden des Antriebs begrenzt: Zur Vermeidung von Schwingungsanregungen darf der Antrieb nur deutlich unterhalb der Eigenschwingfrequenzen betrieben werden. Deshalb wurde zusätzlich eine numerische Modalanalyse auf Basis der Methode finiter Elemente (FEM) durchgeführt, um die mechanischen Eigenschwingfrequenzen des Antriebs zu bestimmen. Auch hierzu wurde die Simulationssoftware Creo Simulate (vormals Pro/Mechanica) der Firma PTC eingesetzt. Die niedrigste Eigenschwingfrequenz wurde zu 142,5 Hz bestimmt⁵. Auch bei Ansteuerung deutlich unterhalb dieser Frequenz besitzt der Antrieb damit eine mehr als ausreichende Dynamik.

Inwiefern Eigenschwingungen des Antriebs durch äußere Beschleunigungskräfte, insbesondere aufgrund von Augenbewegungen, im Implantat angeregt werden, bleibt zu untersuchen. Insbesondere Tremorbewegungen können bis an die berechnete Eigenschwingfrequenz heranreichen (Abschn. A.1). Die Auswirkungen äußerer Schwingungsanregungen auf die Linsenverschiebung und damit auf den Akkommodationszustand hängen zudem stark von der mechanischen Dämpfung im Antrieb ab. Dämpfende Faktoren im entworfenen Antrieb sind einerseits innere Materialdämpfung in den festen Antriebskomponenten und andererseits äußere Dämpfung durch Gasreibung an Festkörperoberflächen und durch Gasverdrängung. Einkristallines Silizium als Material des elastischen Verformungsgetriebes besitzt eine extrem niedrige Materialdämpfung [Mad02], der Dämpfungsgrad liegt nach verschiedenen Literaturquellen für Mikrostrukturen abhängig von der Oberflächenbeschaffenheit zwischen $2 \cdot 10^{-7}$ und $5 \cdot 10^{-4}$ [Ros90, MM95, RCC⁺06]. Auch für die Piezokeramik des Biegeaktors ist nach Literaturangaben nur ein immer noch

⁵Dichte/Elastizitätsmodul/Querkontraktionszahl der verwendeten Materialien: Piezoelektrischer Biegeaktor (PZT-basierte Keramik PIC255 [PIC08], Fa. PI Ceramic) 7,80 g/cm³/47,7 GPa/0,36, Befestigungsadapter zwischen Biegeaktor und Getriebe (Edelstahl 1.4301) 7,90 g/cm³/197 GPa/0,30, Klebstoff zwischen Biegeaktornase und Getriebeeingang sowie zwischen Befestigungsadapter und Getriebe (Dymax OP-29) 1,05 g/cm³/234 MPa/0,35, Getriebe (einkristallines Silizium, isotrop modelliert) 2,32 g/cm³/186,5 GPa/0,22

niedriger Dämpfungsgrad von $6 \cdot 10^{-3}$ zu erwarten [PIC08]. Lediglich ausgehärtete polymere Klebstoffe dürften einen ähnlichen Dämpfungsgrad wie Elastomere besitzen, der nach [SGM08] im Bereich von $1 \cdot 10^{-2}$ bis $15 \cdot 10^{-2}$ liegt. Der Hauptanteil der Dämpfung dürfte daher durch Luftreibung und -verdrängung vor allem an der großen Linsenoberfläche verursacht werden. Bei Bedarf kann die Dämpfung im Antrieb auch durch konstruktive Maßnahmen erhöht werden. Eine Möglichkeit dafür ist die Beschichtung des Verformungsgetriebes und ggf. des Biegeaktors mit einem Polymer, das eine hohe innere Materialdämpfung und eine geringe Steifigkeit aufweist. Alternativ kann die Luftreibung durch bewegte Strukturen mit hohem Strömungswiderstand erhöht werden, die jedoch mit einem potentiell hohen Bauraumbedarf einhergehen.

Zusammenfassung

In Abschnitt 4.2 wurde erstmals ein Antriebsentwurf für die Triple-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems funktions-, fertigungs- und montagegerecht ausgearbeitet. Für den piezoelektrischen Multilayer-Biegeaktor wurden statische Leistungsnachweise sowohl durch ein lineares piezoelektrisches Modell als auch durch Skalierungsbetrachtungen vergleichbar großer, kommerziell verfügbarer Standardaktoren erbracht. Zur Übersetzung der Aktorauslenkung und zur translatorischen Linsenführung wurde ein planares Getriebe aus einkristallinem Silizium mit einem neuartigen elastischen Verformungsmechanismus entwickelt. Er basiert auf einer Parallelfederführung mit integriertem Hebel zur Wegübersetzung. Aufgrund der stoffschlüssigen Verbindung von Biegeaktor und Getriebe resultiert ein Antriebssystem ohne Reibkontakte zwischen Festkörpern, wodurch eine hohe Betriebslebensdauer sowie eine hohe Positioniergenauigkeit ermöglicht wird. Zur Berechnung der Getriebeverformung wurden elastostatische FEM-Simulationen durchgeführt. Ein optischer Positionssensor nach dem Wirkprinzip variabler Blendengröße wurde zur Erfassung des Stellzustandes in den Antrieb integriert. Unterhalb der niedrigsten Eigenschwingfrequenz von 142,5 Hz, die ebenfalls mittels FEM-basierter Modalanalyse bestimmt wurde, ist der Antrieb immer noch mit einer hinreichenden Dynamik ansteuerbar. Die mittlere Leistungsaufnahme des Piezoaktors bei drei Akkommodationsänderungen um 3 dpt pro Minute liegt bei etwa $3,2 \mu\text{W}$.

4.3 Neue Antriebslösung für eine Alvarez-Optik

Im folgenden wird erstmals ein Antriebsentwurf für das Künstliche Akkommodationssystem mit ALVAREZ-Optik auf Basis des generischen Antriebskonzepts mit mechanischem Wandler (Abb. 4.1) entwickelt [Sch11b, MSGB12, MGG⁺12b, MGG⁺12a]. Er enthält einen piezoelektrischen Translationsaktor und ein elastisches Verformungsgetriebe. Letzteres soll

- eine mechanische Wegübersetzung,
- die Lagerung bzw. Führung der zu verschiebenden Linsenkörper und
- eine gegenseitige Synchronisierung der beiden Linsenverschiebungen realisieren.

Der entworfene Antrieb ist in Abbildung 4.6 als CAD-Modell dargestellt. Das planare Getriebe ist senkrecht zur optischen Achse in der Mitte des Implantats angeordnet und beansprucht nahezu den gesamten verfügbaren Bauraum in dieser Ebene. Der piezoelektrische Translationsaktor ist beidseitig im Getriebe gelagert und fast vollständig darin versenkt. Die beiden zu verschiebenden, identisch ausgeführten Linsen der ALVAREZ-Optik sind an den mechanischen Ausgängen des Getriebes befestigt, die auch in dem hier vorgestellten Entwurf als Stellbühnen bezeichnet werden. Die Getriebestellbühnen sind zentral nach unten um jeweils eine Fahne erweitert (vgl. Abb. 4.8), deren innere Kanten zusammen die variable Blendenöffnung des in Abschnitt 3.4.2 beschriebenen optischen Positionssensors bilden. Zwei unbewegliche Blendenfenster des Sensors sind mit geringem Abstand außen auf dem Getriebe angeordnet, auf ihnen wiederum sitzen die beiden optoelektronischen Komponenten zur Lichtemission und -detektion. Der Antrieb ist somit insgesamt sehr flach und lässt große Teile des Bauraumvolumens für die weiteren Funktionskomponenten des Implantats frei. Die flache Bauform eröffnet perspektivisch die Möglichkeit, das Implantatgehäuse linsenförmig zu modifizieren und damit besser an die Form der natürlichen Augenlinse anzunähern.

Die Entwicklung der hier vorgestellten Antriebslösung erfolgte in einem iterativen Entwurfsprozess von piezoelektrischem Aktor und Getriebe, zwischen beiden bestehen wechselseitige Abhängigkeiten. Im folgenden wird zunächst der Entwurf des Translationsaktors beschrieben. Dabei wird auch auf Eingangsgrößen des Getriebes Bezug genommen, deren Werte erst im anschließend beschriebenen Entwurf des Getriebes berechnet werden.

4.3.1 Entwurf des piezoelektrischen Translationsaktors

Der Translationsaktor besitzt nach iterativer Optimierung des Antriebsentwurfs die Abmessungen $4,8 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$. Er soll als piezoelektrischer Multilayer-Aktor mit Schichtebenen senkrecht zu seiner größten Abmessung ausgeführt werden. Durch den Aufbau aus mehreren übereinanderliegenden, durch metallische Zwischenelektroden separierten piezokeramischen Schichten mit geringen Schichtdicken von 10 bis $30 \mu\text{m}$ ist eine Reduktion der elektrischen Betriebsspannungen zur Erzeugung des notwendigen elektrischen Feldes in der Piezokeramik auf 60 V und weniger bei ausreichender Aktorkraft möglich [Jan13, Uch10b, PIC10]. Piezoelektrische Multilayer-Translationsaktoren mit dem hier vorgesehenen Aspektverhältnis werden bspw. von der Firma Noliac angeboten. Sie sind aus aufeinander geklebten und außen elektrisch miteinander verbundenen Aktoren mit geringem Aspektverhältnis aufgebaut. Aufgrund der geringen Querschnittsfläche im

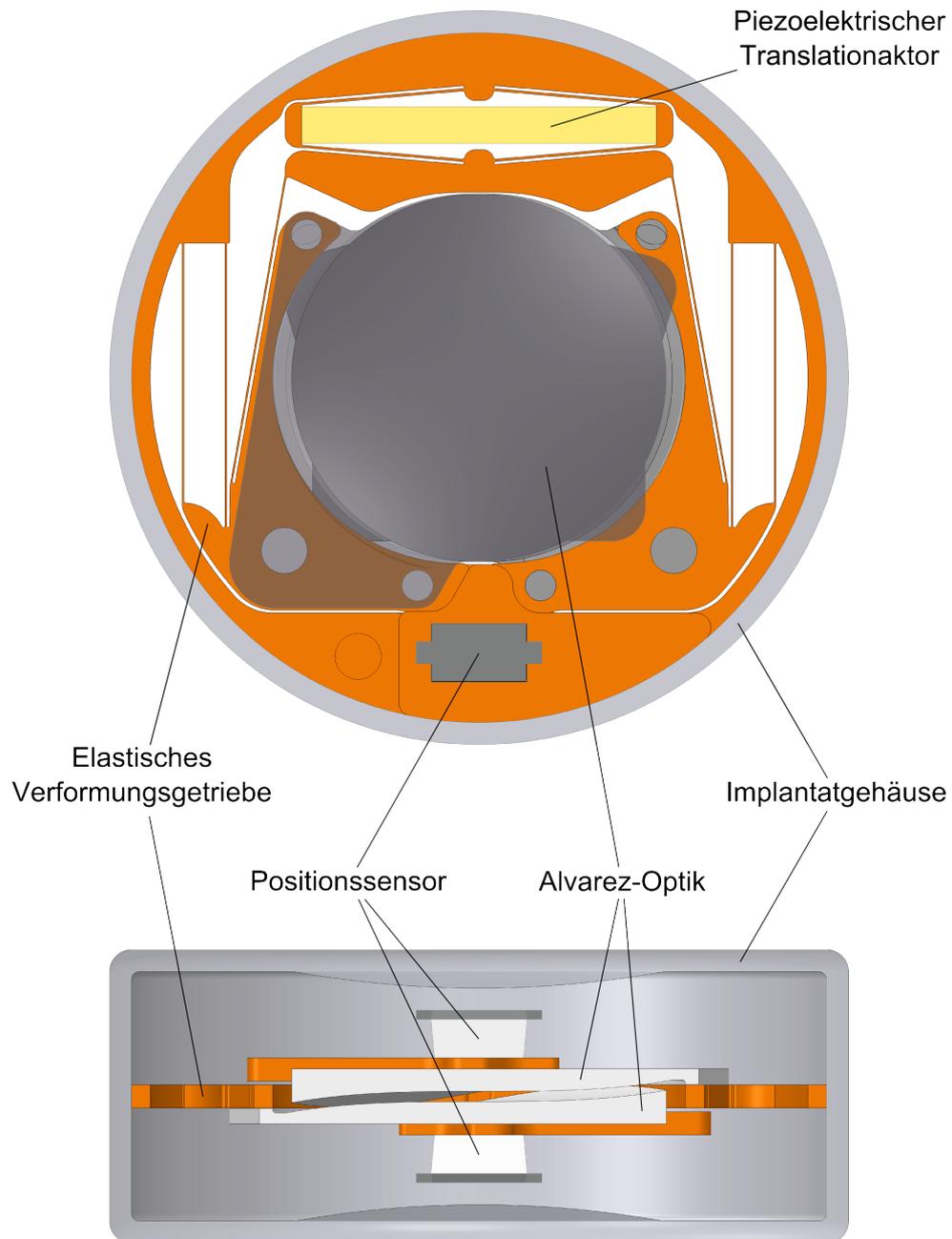


Abbildung 4.6: Antriebslösung mit piezoelektrischem Translationsaktor und elastischem Verformungsgetriebe für eine ALVAREZ-Optik (CAD-Modell)

vorliegenden Aktorentwurf muss dieser jedoch fertigungstechnisch als anspruchsvoll angesehen werden. In Multilayer-Translationsaktoren wird durch elektrische Parallelschaltung an alle Schichten das gleiche elektrische Feld angelegt. Derartige Aktoren besitzen daher zwei elektrische Anschlusspotentiale. Für eine bidirektionale Verstellung der Linsen ausgehend von der Ruhelage ist folglich der zeitweise Betrieb mit elektrischen Feldern entgegen der piezoelektrischen Polarisation des Aktormaterials unvermeidbar. Wenngleich Hinweise vorliegen, dass dadurch die Betriebslebensdauer von piezoelektrischen Aktoren reduziert wird [KCB⁺95, Jan13], so kann zumindest ein möglicher Verlust der Polarisation durch negative elektrische Felder nach Literatur- und Herstellerangaben – und auch aus eigener experimenteller Erfahrung – durch Anlegen eines elektrischen Feldes in Richtung der Polarisation oberhalb der Koerzitivfeldstärke wieder vollständig ausgeglichen werden [JO01, PI06, Jan13, SBJ⁺11, PIC13].

Statischer Leistungsnachweis mittels eines linearen piezoelektrischen Modells

Zur Auslegung des piezoelektrischen Translationsaktors genügt aufgrund des vorgesehenen quasistatischen Betriebs ein statisches Berechnungsmodell. Aus den Konstitutivgleichungen der linearen Theorie der Piezoelektrizität ergibt sich nach [Jen98] die Auslenkung s_{max} eines Multilayer-Translationsaktors mit n piezokeramischen Schichten mit den identischen piezoelektrischen Koeffizienten d_{33} und ohne äußere Belastung $F = 0$ N zu

$$s_{max} = nd_{33}U_{max}. \quad (4.5)$$

Sie ist also zunächst unabhängig von den Abmessungen des Aktors. Berücksichtigt man jedoch, dass die Anzahl n der piezokeramischen Schichten bei konstanter Schichtdicke h über $n = l/h$ näherungsweise linear von der Aktorlänge l abhängt, dann wird klar, dass auch die maximale Auslenkung s_{max} linear von der Aktorlänge l abhängt. Die Blockierkraft F_{max} des unausgelenkten Aktors mit der Querschnittsfläche A und dem elastischen Steifigkeitskoeffizienten c_{33}^E ergibt sich ebenso zu

$$F_{max} = \frac{A}{h}d_{33}c_{33}^E U_{max}. \quad (4.6)$$

Sie ist demnach bei konstanter Schichtdicke h abhängig von der Querschnittsfläche A und unabhängig von der Aktorlänge l .

Zur Berechnung der mechanischen Leistungsdaten des entworfenen Translationsaktors werden zunächst realistische Werte für die Parameter d_{33} , c_{33}^E und h abgeschätzt. Für die Materialparameter d_{33} und c_{33}^E werden die Werte des Herstellers PI Ceramics für seine Piezokeramik PIC255 angenommen. Sie betragen $d_{33} = 394$ pm/V und $c_{33}^E = 97,11$ kN/mm² [PIC08]. Bezüglich des piezoelektrischen Koeffizienten d_{33} fällt die Abschätzung damit konservativer aus im Vergleich zu der ebenfalls für Translationsaktoren eingesetzten Piezokeramik PIC151 des selben

Herstellers [PIC11b]. Als piezokeramische Schichtdicke werden $25\ \mu\text{m}$ angenommen, als maximale Betriebsspannung werden $U_{max} = 60\ \text{V}$ festgelegt. Schichtdicke und resultierende maximale elektrische Feldstärke liegen damit im gleichen Bereich wie bei Multilayer-Biegeaktoren (vgl. Abschn. 4.2.1). Zur Berücksichtigung der notwendigen Isolationsschicht an den Rändern des Aktors wurde seine Länge $300\ \mu\text{m}$ kürzer, seine Breite und Tiefe jeweils $50\ \mu\text{m}$ kleiner angesetzt. Es ergeben sich damit genau 180 piezokeramische Schichten. Nach den Gleichungen (4.5) und (4.6) folgt für den entworfenen Translationsaktor eine maximale Auslenkung s_{max} ohne Last von $4,26\ \mu\text{m}$ und eine maximale Blockierkraft ohne Auslenkung von $18,6\ \text{N}$. Der später im Rahmen der Getriebeberechnungen in Abschnitt 4.3.2 ermittelte Arbeitspunkt des Aktors mit der maximalen positiven Auslenkung von $2,41\ \mu\text{m}$ gegen eine äußere Kraft am Getriebeeingang von $0,45\ \text{N}$ wird demnach – unter Annahme linearer Zusammenhänge zwischen Auslenkung, äußerer Kraft und angelegter Spannung gemäß der linearen Theorie der Piezoelektrizität – bei einer elektrischen Spannung von $35,4\ \text{V}$ erreicht. Für den Arbeitspunkt mit der maximalen negativen Auslenkung von $-0,71\ \mu\text{m}$ gegen eine äußere Kraft am Getriebeeingang von $-0,12\ \text{N}$ ist eine elektrische Spannung von $-10,4\ \text{V}$ erforderlich, was einer elektrischen Feldstärke entgegen der Polarisationsrichtung von $-0,42\ \text{kV}/\text{mm}$ entspricht. Wenngleich damit ein ausreichender Abstand zu der für die Depolarisation relevanten Koerzitivfeldstärke besteht, die bspw. für die Piezokeramik PIC151 nach [WKM00] bei ca. $-1\ \text{kV}/\text{mm}$ liegt, so werden in [Jen98] nur $-0,5\ \text{kV}/\text{mm}$ als Betriebsgrenzwert empfohlen, von Seiten des Herstellers PI Ceramics sogar nur $-0,3\ \text{kV}/\text{mm}$.

Statischer Leistungsnachweis durch Skalierungsbetrachtungen existierender Aktoren

Ergänzend sollen wie schon in Abschnitt 4.2.1 die mechanischen Leistungsdaten des entworfenen Aktors zusätzlich ermittelt werden, indem auf die Leistungsdaten kommerziell verfügbarer und industriell eingesetzter piezoelektrischer Translationsaktoren ähnlicher Baugröße zurückgegriffen und diese anhand ihres in Gleichungen (4.5) und (4.6) implizit gegebenen Skalierungsverhaltens auf die Entwurfsgeometrie umgerechnet werden. Eine solche Methode bietet die schon in Abschnitt 4.2.1 genannten Vorteile. Als Berechnungsgrundlage werden die beiden kleinsten Multilayer-Translationsaktoren NAC2001-H04 und NAC2001-H06 aus dem Standardprogramm des Herstellers Noliac herangezogen, die mit Abmessungen von $4\ \text{mm} \times 2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm}$ und $6\ \text{mm} \times 2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm}$ bereits ähnlich groß sind wie der entworfene Aktor. Ihre maximale Betriebsspannung U_{max} beträgt ebenfalls $60\ \text{V}$. Unter Anwendung von Gleichungen (4.5) und (4.6) ergeben sich bei Skalierung beider Aktormodelle auf die Entwurfsgeometrie maximale Auslenkungen s_{max} ohne äußere Last von $3,0\ \mu\text{m}$ bzw. $3,92\ \mu\text{m}$ sowie identische maximale Blockierkräfte ohne Auslenkung von $10,5\ \text{N}$. Der Arbeitspunkt mit der maximalen positiven Auslenkung von $2,41\ \mu\text{m}$ gegen eine Kraft von $0,45\ \text{N}$ wird bei einer

elektrischen Spannung von 50,8 V bzw. 39,5 V erreicht. Der starke Unterschied ist vor allem dadurch zu erklären, dass beide Aktormodelle passive Keramikplatten mit einer identischen Dicke von ca. 1 mm an ihren Längsenden besitzen, so dass der Anteil piezoelektrisch aktiven Materials an der Gesamttaktortlänge deutlich differiert. Trotz der teils unterschiedlichen Ergebnisse für die Betriebsspannungen weisen letztlich jedoch alle drei Berechnungen eine ausreichende elektromechanische Leistungsfähigkeit des entworfenen piezoelektrischen Translationsaktors nach.

4.3.2 Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes

Das elastische Verformungsgetriebe muss die berechnete Auslenkung des piezoelektrischen Translationsaktors in die benötigte translatorische Bewegung der ALVAREZ-Linsen umsetzen und dabei eine präzise und verkipfungsfreie Führung derselben ebenso wie eine präzise Synchronisierung beider Linsenbewegungen sicherstellen. Es wird der in Abschnitt 3.2 entwickelte Ansatz eines planaren, elastischen Verformungsgetriebes aus einkristallinem Silizium verwendet. Dabei ist wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik einerseits aufgrund der maskenbasierten Fertigung durch reaktives Ionentiefenätzen (DRIE) eines ebenen Siliziumsubstrats ausschließlich eine näherungsweise prismatische Bauteilstrukturierung möglich. Andererseits bietet die photolithographische Herstellung der Ätzmaske mittels elektronen- oder laserstrahlgeschriebener Photomaske jedoch uneingeschränkte Gestaltungsfreiheit für die Bauteilgeometrie in der Substratebene.

Neues Lösungskonzept für den Mechanismus

Benötigt wird daher auch hier ein ebener Mechanismus. Er muss die Getriebe-funktionen Wegübersetzung, Linsenführung und Linsensynchronisation erfüllen. Zur translatorischen Führung der Linsen werden wie schon beim Getriebe für den Triple-Optik-Antrieb einfache Parallelfederführungen eingesetzt. Zwar führt der damit unvermeidlich einhergehende Lateralversatz bei einer einzelnen Linse einer ALVAREZ-Optik zu einer nicht tolerierbaren astigmatischen Aberration. Sofern jedoch beide Linsenkörper bei idealer Synchronisierung ihrer Bewegung den gleichen Lateralversatz in die selbe Richtung erfahren, entspricht die optische Wirkung dem Lateralversatz einer Sammellinse im optischen Strahlengang. Eine solche Wirkung wird hier als ähnlich vernachlässigbar für die optische Abbildungsqualität angenommen, wie es bei der Triple-Optik durch Strahlenverlaufsberechnungen nachgewiesen wurde. Abbildung 4.7 zeigt das kinematische Starrkörpermodell des Getriebes, welches dem entworfenen elastischen Verformungsmechanismus konzeptionell zugrunde liegt. Beide Linsen der ALVAREZ-Optik werden jeweils durch einen Parallelfedermechanismus translatorisch und kinematisch eindeutig geführt. Der piezoelektrische Translationsaktor ist in einem kniehebelähnlichen Rahmen befestigt, welcher eine zweifache Wegübersetzung realisiert: In der ersten Stufe wird die Dehnung des Aktors in x -Richtung in eine betragsmäßig größere

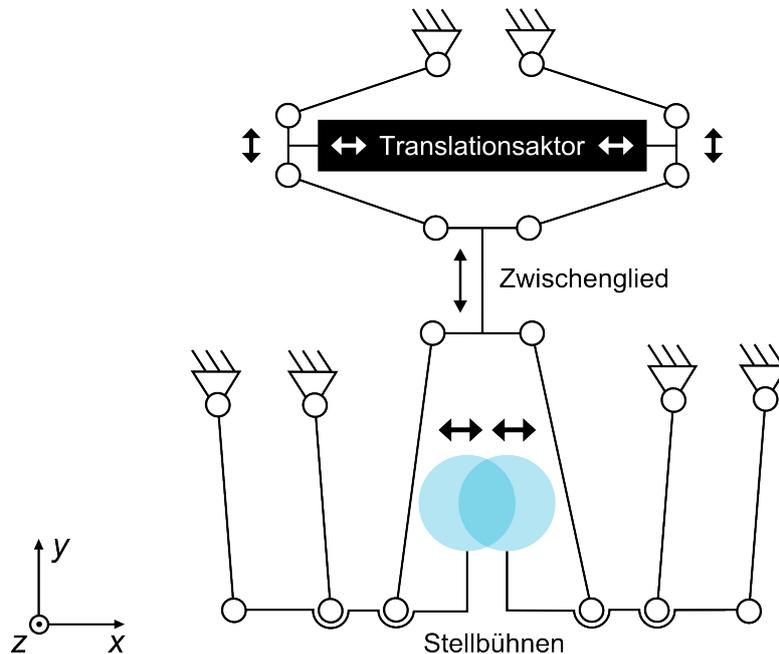


Abbildung 4.7: Kinematisches Starrkörpermodell als konzeptionelle Grundlage des elastischen Verformungsgetriebes im Antrieb einer ALVAREZ-Optik

Bewegung des Aktors in y -Richtung übersetzt, diese wird in der zweiten Stufe in eine wiederum größere Bewegung des Zwischengliedes in y -Richtung übersetzt. Eine dritte Übersetzungsstufe stellen die beiden Verbindungen vom Zwischenglied zu den Stellbühnen im Zusammenwirken mit den Parallelfedermechanismen dar, so dass die Bewegung der Stellbühnen schließlich mit der geforderten Amplitude in x -Richtung stattfindet. Am Zwischenglied des Getriebes erfolgt auch die Aufteilung der Bewegung auf beide Getriebeausgänge.

Das dargestellte Starrkörpermodell ist kinematisch unterbestimmt, es besitzt nach der GRÜBLERSchen Gleichung [DUBB11] einen Freiheitsgrad von zwei, wenn der Translationsaktor als starr modelliert wird. So ist es beispielsweise möglich, das Zwischenglied zu verdrehen. Durch die Ausführung mit elastischen Festkörpergelenken wird der kinematische Mechanismus jedoch zwangsläufig um elastische Elemente an jedem Drehgelenk ergänzt, deren elastische Rückstellkräfte über die Minimierung der elastisch gespeicherten Energie nach dem HAMILTONSchen Prinzip [DUBB11] zu eindeutig bestimmten statischen Gleichgewichtszuständen des Mechanismus führen. Dabei besteht die theoretische Möglichkeit, dass mehrere stationäre Gleichgewichtszustände des Mechanismus existieren. Keine der nachfolgenden theoretischen und experimentellen Untersuchungen gab jedoch einen Hinweis auf mehr als einen möglichen statischen Gleichgewichtszustand des entworfenen Verformungsmechanismus. Die elektrisch einstellbare Längenänderung des Translationsaktors stellt deshalb den einzigen statischen Freiheitsgrad des

mechanischen Systems dar. Auch die Bewegungssynchronisation der beiden Stellbühnen wird durch die elastischen Rückstellkräfte aufgrund der Symmetrie des Verformungsmechanismus sichergestellt.

Neuartiger elastischer Verformungsmechanismus

Im elastischen Verformungsmechanismus werden die Drehgelenke des kinematischen Starrkörpermodells durch Blattfedern realisiert. Sowohl in der kinematischen Kette um den Translationsaktor als auch in der Verbindung von Zwischenglied und Stellbühnen werden jeweils zwei Drehgelenke des Starrkörpermodells in einer langen Blattfeder vereinigt, die eine s-förmige Verformung vollzieht. Abbildung 4.8 zeigt das entworfene elastische Verformungsgetriebe. Das Zwischenglied lenkt die mechanische Bewegung um den zentralen optischen Bereich und muss möglichst steif ausgeführt werden, um eine Verbiegung unter Belastung zu vermeiden. Verbiegungen des Zwischengliedes bedeuten Auslenkungsverluste, die in der dritten Übersetzungsstufe noch verstärkt werden. Die Bewegung der Stellbühnen ist nach außen durch die diagonalen Blattfedern zwischen Stellbühnen und Zwischenglied begrenzt. Daher wird eine Verringerung des Stellbühnenabstands einer positiven Änderung des Akkommodationszustandes zugeordnet, da hierbei größere maximale Linsenverschiebungen ausgehend vom Zustand der Fail-Safe-Refraktion erforderlich sind als in die andere Richtung. Davon unabhängig kann die optische Festlegung der Verschiebungsrichtung der ALVAREZ-Linsen erfolgen. Gegebenenfalls müssen die Linsen dann an der jeweils anderen Stellbühne befestigt werden. Der piezoelektrische Translationsaktor kann stoffschlüssig im Getriebe verklebt werden, so dass für diese Bauteilverbindung keine besonderen Maßgenauigkeiten erforderlich sind. Die stoffschlüssige Verbindung von Aktor und Getriebe weist große Vorteile für die Betriebslebensdauer des Antriebs gegenüber einem Formschluss auf, da sie weder Abrieb, noch Oberflächenreibungsverluste, noch ein die Positioniergenauigkeit und die Auslenkungsamplitude beeinträchtigendes Kontaktspiel aufweist.

Fertigungs- und Montageaspekte

Die Mindeststrukturbreiten liegen auch bei diesem entworfenen Getriebe mit $20\ \mu\text{m}$ noch immer deutlich über den nach Literaturangaben mit DRIE-Fertigungsverfahren bereits realisierten Strukturbreiten (Abschn. 3.2), weshalb eine gute Fertigbarkeit zu erwarten ist. Für eine möglichst hohe Fertigungsgenauigkeit muss die Ätzgrabenbreite möglichst konstant sein. Strukturabstände im Getriebeentwurf müssen daher entweder dieser Ätzgrabenbreite entsprechen oder ausreichend groß zur Platzierung von Dummy-Strukturen sein, die nach dem Ätzprozess entfernt werden. Auch beim hier vorgestellten Entwurf liegt die Getriebedicke mit $317\ \mu\text{m}$ unterhalb gängiger Standarddicken von Siliziumwafern und erfordert daher ein Abdünnen der Wafer. Am äußeren Rand des Getriebes wird ein $250\ \mu\text{m}$ breiter Rahmen vorgesehen, lediglich direkt um die Aktoraufnahme wird diese Rahmenbreite an zwei eng begrenzten Stellen unterschritten. Der Getrieberahmen soll die

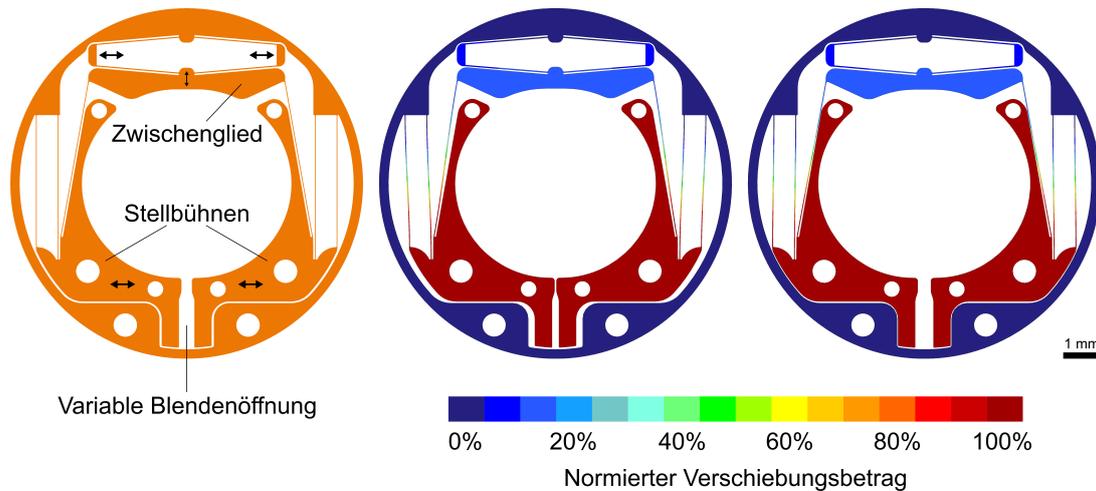


Abbildung 4.8: Entwurf des elastischen Verformungsgetriebes für den Antrieb einer ALVAREZ-Optik (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver (Mitte) sowie maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen (rechts)

Handhabung des Getriebes während der Fertigung und der Montage sowie den Montageprozess selbst erleichtern.

Simulation der Getriebeverformung

Die Berechnung der Getriebeverformung erfolgt durch elastostatische Simulationen auf Basis der Methode finiter Elemente (FEM). Methodik und Materialparameter entsprechen der Vorgehensweise in Abschnitt 4.2.2. Um den Masseneinfluss des piezoelektrischen Translationsaktors zu berücksichtigen, wird dieser als passiver Quader aus PZT mit einem weniger als $1\ \mu\text{m}$ breiten Trennschnitt in seiner Mitte modelliert. Der mit dem Trennschnitt einhergehende Massefehler wird als vernachlässigbar betrachtet. Die resultierenden beiden Einzelquader werden an den Trennflächen mit einer Verschiebungsrandbedingung versehen. Die resultierende Aktorauslenkung wird jedoch an den Kontaktflächen des Aktors mit dem Getriebe berechnet und weicht aufgrund der Elastizität des Aktormaterials geringfügig von den Verschiebungsrandbedingungen an den Trennflächen des Aktormodells ab. Mechanische Einflüsse der elektrischen Aktorkontaktierung wurden als vernachlässigbar angenommen und daher nicht berücksichtigt.

Simuliert wurden neben dem Zustand maximaler positiver Relativverschiebung der Linsen bei Schwerkraftwirkung in x -Richtung, positive und negative y -Richtung auch die Zustände maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen bei Schwerkraftwirkung in negative y -Richtung, Schwerkrafteinfluss ohne Aktorauslenkung in x -Richtung, negative und positive y -Richtung sowie in z -Richtung und äußere Beschleunigungskraft in Höhe von $50g$ ohne Aktorauslenkung in x -Richtung, positive und negative y -Richtung sowie in z -Richtung. Zudem wurden Simulationen

für 65 über den gesamten Bereich der relativen Linsenverschiebung gleichverteilte Zustände durchgeführt, allerdings aus simulationsmethodischen Gründen ohne Berücksichtigung der Schwerkraft. Die Ergebnisse der Simulationsberechnungen sind in Tabelle 4.2 zusammengefasst. In Abbildung 4.8 ist die berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver sowie maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen dargestellt. Farblich kodiert ist auch hier der normierte Verschiebungsbetrag, also der Betrag der lokalen Verschiebung bezogen auf den maximal im jeweiligen Verformungszustand auftretenden Verschiebungsbetrag.

Die Berechnungsergebnisse legen nahe, dass der Antriebsentwurf alle Anforderungen erfüllt. Das Getriebe besitzt eine hinreichend hohe Wegübersetzung, so dass durchaus Reserven des piezoelektrischen Aktors bei Aktorkraft und Aktorauslenkung bestehen. Möglicherweise kann der Aktor mit deutlich geringeren elektrischen Spannungen als 60 V betrieben werden. Bei maximaler relativer Linsenverschiebung beträgt die Wegübersetzung der ersten Übersetzungsstufe 4,4, der zweiten Übersetzungsstufe 2,0 und der dritten Übersetzungsstufe 5,6. In den Verformungssimulationen fällt auf, dass bei maximal negativer Auslenkung der Linsen zwischen den Getriebestellbühnen und den diagonalen elastischen Blattfedern nur noch ein sehr geringer Abstand von ca. 12 μm besteht. Es treten jedoch in keinem Betriebszustand Kollisionen auf. Sowohl die Führungsgenauigkeit als auch die Materialbelastungen sind im geforderten Bereich. Die Festigkeit gegen äußere Beschleunigungen liegt sogar über 50g. Die Berechnungen weisen auch nach, dass der Antrieb entsprechend den Anforderungen unter jeder beliebigen Schwerkraftrichtung und damit in jeder beliebigen Raumorientierung betrieben werden kann. Im Gegensatz zum Antriebsentwurf für eine Triple-Optik treten dabei keine signifikanten Auswirkungen der Schwerkraft auf die für den Akkommodationszustand relevante Relativverschiebung beider Linsen auf, die durch die Antriebsregelung ausgeglichen werden müssten. Die Antriebsregelung muss daher primär nur das nichtlineare Verhalten des piezoelektrischen Aktors, insbesondere seine Kennlinienhysterese, kompensieren. Sie kann deshalb voraussichtlich auch mit geringerer Regelungsdynamik und damit energiesparender realisiert werden als im Antrieb einer Triple-Optik. Der Wegübersetzungsfaktor von Aktorauslenkung zu relativer Linsenverschiebung nimmt von negativer zu positiver Aktorauslenkung sehr geringfügig zu. Insgesamt ergibt sich für das Übertragungsverhalten des Getriebes von Aktorauslenkung zu relativer Linsenverschiebung ein Linearitätsfehler nach Toleranzbandmethode [DUBB11] von lediglich 0,13 %.

Betrachtet man wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik die Lastanteile auf den piezoelektrischen Aktor, so ergibt sich hier ein etwas anderes Bild: Da beide Linsen stets um den gleichen Betrag gegeneinander bewegt werden, gleichen sich ihre schwerkraftbedingten Lastanteile am Aktor aus. Dies bestätigt der Vergleich zwischen den Simulationsergebnissen für die Zustände maximaler positiver Relativverschiebung der Linsen bei Schwerkraftwirkung in x -Richtung und in negative y -Richtung. Bei identischer Aktorkraft und -auslenkung wird

Tabelle 4.2: FEM-Berechnungsergebnisse des Antriebsentwurfs für eine ALVAREZ-Optik

	Simulation	Anforderung
Stellgrößen	max. notwendige Steuerspannung des Aktors	$\leq 60 \text{ V}$
	max. notwendige Stellkraft des Aktors	$\leq 2,1/4,0/8,1 \text{ N}$ bei $2,4 \mu\text{m}$ Auslenkung
	max. notwendige Auslenkung des Aktors	$\leq 2,9/3,8/4,2 \mu\text{m}$ bei $0,45 \text{ N}$ Stellkraft
	max. relative Verschiebung beider Linsen in x -Richtung Wegübersetzung bei max. Relativverschiebung	$\geq 232,6 \mu\text{m}$ $\geq 48,3$
Führungs- genauigkeit (Beträge)	max. Verschiebungsdifferenz beider Linsen in y -Richtung	$\ll 1 \mu\text{m}$
	max. gemeinsame Verschiebung beider Linsen in x -Richtung unter Schwerkräfteinfluss	$4,4 \mu\text{m}$
	max. gemeinsame Verschiebung beider Linsen in y -Richtung	$2,3 \mu\text{m}$
	max. Linsenverkipfung um die z -Achse	$0,01^\circ$
		$\ll 0,1^\circ$
Materialbelastungen des Getriebes	max. Hauptspannung	$< 300 \text{ MPa}$
	max. Schubspannung	$< 150 \text{ MPa}$
	max. Hauptspannung bei $50g$ äußerer Beschleunigung	$< 300 \text{ MPa}$
	max. Schubspannung bei $50g$ äußerer Beschleunigung	$< 150 \text{ MPa}$

in beiden Zuständen eine nahezu identische Relativverschiebung der Linsen berechnet (Differenz $<0,1\%$), obwohl die Schwerkraft im zweiten Fall senkrecht zu den Verschiebungsrichtungen der Linsen wirkt und somit kein schwerkraftbedingter Lastanteil auf den Aktor wirken kann. Einen weiteren schwerkraftabhängigen Lastanteil stellt die Masse des Translationsaktors dar, da dieser selbst in y -Richtung bewegt wird. Entsprechend wirken nur Schwerkraftanteile in negative y -Richtung einer positiven Relativverschiebung der Linsen entgegen und umgekehrt. Der Vergleich zwischen den Simulationsergebnissen für die Zustände maximaler positiver Relativverschiebung der Linsen bei Schwerkraftwirkung in positive und negative y -Richtung zeigt, dass dabei die erforderliche Aktorauslenkung identisch ist, während im zweiten Fall die notwendige Aktorkraft um $0,45\%$ höher und die resultierende Relativverschiebung um $0,13\%$ tiefer liegt. Dieser Unterschied ist vermutlich auf den Schwerkrafteinfluss von Translationsaktor und Getriebezwischenglied zurückzuführen, der damit praktisch vernachlässigbar ist. Im Umkehrschluss ergibt sich daraus, dass über 99% der Aktorlast auf die elastischen Rückstellkräfte des Verformungsgetriebes entfallen. Voraussichtlich kann der elastische Lastanteil und damit der Energiebedarf des Antriebs durch weitere Getriebeoptimierungen gesenkt werden – insbesondere bei Reduzierung der Gelenkbreiten, sofern fertigungstechnisch realisierbar. Es muss jedoch wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik angenommen werden, dass für eine ausreichend steife Linsenführung auch eine entsprechend hohe Steifigkeit des Getriebes erforderlich ist.

4.3.3 Entwurf des optischen Positionssensors

Zur Erfassung des Verschiebungszustandes beider Linsen wird ein optischer Positionssensor nach dem Wirkprinzip variabler Blendengröße in den Antrieb integriert. Als optoelektronische Komponenten wurden beispielhaft wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik die Infrarot-Leuchtdiode SFH 4050 und der Phototransistor SFH 3010, beide Firma OSRAM, ausgewählt. Sie besitzen die in Abschnitt 4.2.3 genannten Vorteile.

Die variable Blendenöffnung wird durch zwei gegenüberliegende Kanten am unteren Ende der beiden Getriebestellbühnen gebildet. Dadurch ist die Blendenöffnung unabhängig von gemeinsamen Verschiebungen beider Linsen in x -Richtung stets proportional zur relativen Verschiebung beider Linsen in diese Richtung und damit zu der für die optische Brechkraftänderung relevanten Stellgröße. Als Teil des Getriebes wird die Blendenöffnung mit der gleichen Genauigkeit gefertigt wie die elastischen Strukturen und ist unabhängig von Montagefehlern. Die minimale Blendenöffnung kann konstruktiv in einem weiten Bereich angepasst werden, bspw. um den resultierenden Dynamikbereich des Sensorsignals zu begrenzen.

Im ausgearbeiteten Entwurf sind die äußeren Blendenfenster kleiner als die von außen aufliegenden optoelektronischen Komponenten. Sie können bspw. im gleichen Fertigungsprozess wie das Getriebe aus Silizium gefertigt werden. Auch alternative

Fertigungsverfahren kommen dafür in Frage, wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik.

Weitere konstruktive Aspekte des Antriebsentwurfs

Im Antriebsentwurf werden zwei identische Linsenkörper verwendet, die maßstäblich aus dem Entwurf für ein Funktionsmuster (Abschn. 5.2.1) auf Implantatgröße skaliert wurden. Die Linsenkörper sind daher an ihrer dünnsten Stelle $83,3\ \mu\text{m}$ dick. Änderungen der optischen Grenzflächen können mit hoher Wahrscheinlichkeit neutral in Bezug auf die Linsenmasse vorgenommen werden. Die vorhandenen Reserven des Antriebs und die geringe Bedeutung der Linsenmasse für die Aktorbelastung tolerieren aber auch eine Massenerhöhung der Linsenkörper, bspw. um deren Minstdicke zu modifizieren. Die Verwendung von identischen Linsenkörpern hat den Vorteil eines geringeren Fertigungsaufwandes. Als Linsenmaterial wird wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik PMMA zugrunde gelegt, so dass die Fertigung beispielsweise in Serie kostengünstig im Spritzgußverfahren erfolgen kann. Dabei wird eine angegossene Linsenfassung mit zwei Zapfen zur präzisen passiven Ausrichtung des Linsenkörpers an der Getriebestellbühne in x - und y -Richtung vorgesehen. Bei der Montage wird die Linsenfassung an der Stellbühne durch Klebung fixiert. In die Linsenkörper werden außerdem Anschläge in z -Richtung gegen die jeweils gegenüberliegende Getriebestellbühne integriert, die Kollisionen der optischen Flächen beider Linsen bei Schwingungen verhindern sollen (vgl. Abb. 5.10). Anschläge in x -Richtung sind an den Stellbühnen des Getriebes vorgesehen. Auf Anschläge in y -Richtung wird wegen der steifigkeitsbedingt geringen möglichen Auslenkungen in diese Richtung verzichtet.

Die beiden Blendenfenster müssen mit einem Sicherheitsabstand zum Getriebe montiert werden, um Kollisionen mit beweglichen Getriebekomponenten unter ungünstigem Schwerkrafteinfluss zu vermeiden. Im Entwurf beträgt er $50\ \mu\text{m}$. Eine Ausrichtung ist über eine angepasste Montagevorrichtung mit Anschlägen an den geraden Kanten der äußeren Blendenbauteile möglich. Nach dem Ausrichten können die Blendenfenster durch Verklebung mit dem Getrieberahmen fixiert werden. Auch die optoelektronischen Bauteile können durch Punktklebungen an den Blendenfenstern fixiert werden. Für die Serienproduktion bietet sich bspw. eine Ausrichtung durch Pick-and-Place-Automaten auf den Blendenfenstern an, bevor diese an das Getriebe montiert werden.

Die Kontaktierungselektroden des piezoelektrischen Translationsaktors können auf den Aktorflächen parallel zur Getriebeebe angeordnet werden, wobei einer der beiden Anschlüsse auf der Vorderseite, der andere auf der Rückseite des Aktors platziert wird. Da der Aktor sich im Betrieb um maximal $10,6\ \mu\text{m}$ in y -Richtung bewegen muss, sollte die elektrische Kontaktierung möglichst geringen mechanischen Einfluss auf die Aktorbewegung ausüben. Sie kann mit gelöteten oder gebondeten Drähten mit hoher Biogsamkeit erfolgen. Auch elektrisch leitfähige Klebstoffe kommen in Frage. Auf dem Getrieberahmen direkt über dem Aktor kann eine

Zugentlastung des Kontaktierungsdrahtes durch Punktklebung desselben erreicht werden. Zwischen Zugentlastung und Aktor sind die Drähte zur Minimierung ihrer Biegesteifigkeit möglichst lang zu gestalten, bspw. durch eine Mäanderform (vgl. Abschn. 5.2.2).

Durchführungen durch den Antrieb für elektrische Leitungen vom hinteren in den vorderen Bereich des Implantats können rechts und links neben dem Blendensensor und möglicherweise auch in den Bereichen neben dem Getriebezwischenglied angebracht werden.

Die Masse des Antriebs wurde mithilfe des CAD-Modells zu 44,3 mg bestimmt⁶. Die elektrische Kontaktierung sowie die zu verschiebenden ALVAREZ-Linsen wurden dabei nicht berücksichtigt, anders hingegen die Halte- und Anschlagstrukturen der Linsen.

Das vom Antrieb ohne Antriebssteuerung exklusiv benötigte Bauraumvolumen außerhalb des zentralen, optisch relevanten und zylindrischen Bereichs im Implantat wurde mithilfe des CAD-Modells zu 24,5 mm³ bestimmt. Dabei wurde die Verschiebung der Linsenhalte- und -anschlagstrukturen ebenso wie die Verformung des Piezoaktors berücksichtigt, allerdings nicht die elektrische Kontaktierung von Aktor und Positionssensor. Potential zur Reduktion des Bauraumvolumens auf einfache Weise besteht im Abdünnen der äußeren Blendenfenster.

4.3.4 Energetische Betrachtungen

Um einen Einblick in Energiebedarf und Energienutzung des entworfenen Antriebs zu gewinnen, wird im folgenden wie schon beim Antriebsentwurf für eine Triple-Optik eine Akkommodationsänderung um 3 dpt ausgehend vom Zustand der Fernsicht betrachtet. Dabei werde auch hier ein postoperativer Refraktionsfehler von 0,25 dpt angenommen, so dass die betrachtete Akkommodationsänderung mit einer positiven Auslenkung des Piezoaktors aus seiner spannungslosen Ruhelage einhergeht. Unter der Annahme linearer Zusammenhänge zwischen Aktorkraft bzw. Aktorauslenkung und Linsenverschiebung ergibt sich eine am Getriebeeingang zu leistende mechanische Arbeit⁷ von 393 nJ. Der entworfene piezoelektrische Translationsaktor benötigt für die entsprechende Auslenkung unter Annahme einer Permittivität der Piezokeramik von 1750 [PIC08] und einer daraus errechneten elektrischen Kapazität von 22,6 nF elektrische Energie in Höhe von 10,3 μ J und damit etwa 26 mal so viel,

⁶Dichte der verwendeten Materialien: Piezoelektrischer Translationsaktor (PZT-basierte Keramik PIC255 [PIC08], Fa. PI Ceramic) 7,80 g/cm³, Getriebe und äußere Blendenfenster (einkristallines Silizium) 2,32 g/cm³, Halte- und Anschlagstrukturen der Linse (PMMA) 1,19 g/cm³. Klebstoffmasse zwischen Biegeaktor und Getriebe auf 0,05 mg geschätzt. Klebstoffmasse zwischen äußeren Blendenfenstern und Getriebe auf jeweils 0,1 mg geschätzt. Masse der optoelektronischen Bauteile laut Datenblättern.

⁷Die Schwerkraft wirke in negative y -Richtung, obgleich ihre Richtung keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hat.

wie er mechanische Arbeit am Getriebeeingang leistet. Werden in sehr grober Annäherung an die Ergebnisse zur durchschnittlichen Akkommodationshäufigkeit in [Nag11] (Abschn. A.1) drei Akkommodationsänderungen um 3 dpt pro Minute unterstellt, so ergibt sich eine mittlere elektrische Leistungsaufnahme des Piezoaktors von 0,51 μ W. Der Energiebedarf des entworfenen Antriebs für eine ALVAREZ-Optik liegt damit wesentlich niedriger als der des entworfenen Antriebs für eine Triple-Optik. Primäre Ursache dafür ist die bei piezoelektrischen Biegeaktoren wesentlich geringere elektromechanische Kopplung im Vergleich zu Translationsaktoren, welche auf mechanische Verluste bei der Wandlung der Kontraktionsbewegung der piezoelektrischen Schichten in eine Biegebewegung zurückgeführt wird [WDXC99]. Durch Rückgewinnung kapazitiv im Aktor gespeicherter elektrischer Energie kann die effektive mittlere Leistungsaufnahme auch bei diesem Antrieb weiter gesenkt werden.

4.3.5 Dynamisches Verhalten

Im Hinblick auf das dynamische Verhalten des Antriebs gilt das schon für den Antriebsentwurf für eine Triple-Optik gesagte (Abschn. 4.2.5). Eine nach gleicher Methodik durchgeführte numerische Modalanalyse ermittelte die niedrigste Eigenschwingfrequenz zu 236,7 Hz⁸. Der entworfene Antrieb für eine ALVAREZ-Optik besitzt damit eine ausreichende Dynamik, die nochmals höher ist als die des entworfenen Antriebs für eine Triple-Optik.

Inwiefern Eigenschwingungen des Antriebs durch äußere Beschleunigungskräfte, insbesondere aufgrund von Augenbewegungen, im Implantat angeregt werden, bleibt auch hier zu untersuchen. Vorteilhaft ist diesbezüglich der deutliche Abstand der berechneten Eigenschwingfrequenz zu der in der Literatur angegebenen maximalen Tremorfrequenz von knapp unter 150 Hz [SMH⁺99] (Abschn. A.1). Für die zu erwartende mechanische Dämpfung ebenso wie für konstruktive Maßnahmen zu ihrer Erhöhung gilt ebenfalls das in Abschnitt 4.2.5 gesagte. Im Unterschied zum Antriebsentwurf für eine Triple-Optik ist hier allerdings eine etwas geringere Luftreibung und -verdrängung aufgrund der flacheren und nahezu senkrecht zu ihren optischen Flächen bewegten Linsen zu erwarten.

Zusammenfassung

In Abschnitt 4.3 wurde erstmals ein Antriebsentwurf für die ALVAREZ-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems funktions-, fertigungs- und montagegerecht ausgearbeitet. Für den piezoelektrischen Multilayer-Translationsaktor wurden statische Leistungsnachweise sowohl durch ein lineares piezoelektrisches Modell als auch durch Skalierungsbetrachtungen vergleichbar großer, kommerziell ver-

⁸Dichte/Elastizitätsmodul/Querkontraktionszahl der verwendeten Materialien: Piezoaktor (PZT-basierte Keramik PIC255 [PIC08], Fa. PI Ceramic) 7,80 g/cm³/47,7 GPa/0,36, Getriebe (einkristallines Silizium, isotrop modelliert) 2,32 g/cm³/186,5 GPa/0,22

fügbaren Standardaktoren erbracht. Zur Übersetzung der Aktorauslenkung, zur translatorischen Linsenführung und zur gegensinnigen Synchronisierung der beiden Linsenverschiebungen wurde ein planares Getriebe aus einkristallinem Silizium mit einem neuartigen elastischen Verformungsmechanismus entwickelt. Er basiert auf einer dreistufigen Wegübersetzung und Parallelfederführungen zur translatorischen Verschiebung der beiden Linsen. Da der Piezoaktor fast vollständig im Getriebe versenkt ist, ergibt sich ein sehr kompaktes Antriebsdesign. Aufgrund der stoffschlüssigen Verbindung von Aktor und Getriebe resultiert ein Antriebssystem ohne Reibkontakte zwischen Festkörpern, wodurch eine hohe Betriebslebensdauer sowie eine hohe Positioniergenauigkeit ermöglicht wird. Zur Berechnung der Getriebeverformung wurden elastostatische FEM-Simulationen durchgeführt. Ein optischer Positionssensor nach dem Wirkprinzip variabler Blendengröße wurde zur Erfassung des Stellzustandes in den Antrieb integriert. Unterhalb der niedrigsten Eigenfrequenz von 236,7 Hz, die ebenfalls mittels FEM-basierter Modalanalyse bestimmt wurde, ist der Antrieb mit einer hinreichenden Dynamik ansteuerbar. Die mittlere Leistungsaufnahme des Piezoaktors bei drei Akkommodationsänderungen um 3 dpt pro Minute liegt bei etwa 0,51 μ W.

4.4 Zusammenfassung

Im vorliegenden Kapitel wurde zunächst die Wirkstruktur des generischen Antriebskonzepts erarbeitet, indem die am besten bewerteten Wirkprinzipien zur Erfüllung von Antriebsteilfunktionen miteinander kombiniert wurden. Auf Basis der Wirkstruktur wurden danach erstmals zwei verschiedene Antriebslösungen, zum einen für eine Triple-Optik, zum anderen für eine ALVAREZ-Optik, als funktions-, fertigungs- und montagegerechter Entwurf ausgearbeitet. Beide enthalten einen piezoelektrischen Multilayer-Aktor mit begrenzter Auslenkung, der stoffschlüssig und damit verschleißfrei mit einem planaren, elastischen Verformungsgetriebe aus einkristallinem Silizium verbunden ist. Letzteres realisiert die Wegübersetzung, die Führungsfunktion der optischen Linsen und im Fall der ALVAREZ-Optik zusätzlich auch die Synchronisierung beider Linsenbewegungen. Dazu wurden für beide Antriebslösungen jeweils neuartige elastische Verformungsmechanismen entwickelt, wobei ihr Verformungsverhalten durch elastostatische FEM-Simulationen berechnet wurde. Die Relevanz der entwickelten Mechanismen reicht über die vorgelegten Antriebsentwürfe hinaus, da andere potentiell für die Anwendung geeignete Aktorprinzipien wie elektrostriktive Aktormaterialien oder solche auf Basis von nanoskaligen Ladungseffekten aufgrund ihrer geringen Auslenkungen ebenfalls eine hohe mechanische Wegübersetzung benötigen. Ein optischer Positionssensor nach dem Wirkprinzip variabler Blendengröße wurde zur Erfassung des Stellzustandes in die Antriebe integriert.

Tabelle 4.3: Wesentliche Unterschiede in den Leistungswerten der beiden entworfenen Antriebslösungen

	Triple-Optik-Antrieb	Alvarez-Optik-Antrieb
Exklusiv benötigtes Bauraumvolumen (ohne Antriebssteuerung)	13,6 mm ³	24,5 mm ³
Masse (ohne Antriebssteuerung)	38,7 mg	44,3 mg
Eignung für linsenförmiges Implantat	ungünstig	sehr gut
Mittlere Leistungsaufnahme Aktor	3,2 μ W	0,51 μ W
Niedrigste Eigenschwingfrequenz	142,5 Hz	236,7 Hz

Tabelle 4.3 stellt die wichtigsten Unterschiede beider Antriebslösungen vergleichend gegenüber. Hinsichtlich Bauraumvolumen und Masse ist der Triple-Optik-Antrieb deutlich im Vorteil. Allerdings bietet nur die flache Bauform des ALVAREZ-Optik-Antriebs und seine Lage im Implantat die Möglichkeit, das Implantatgehäuse in weiteren Entwicklungsschritten linsenförmig zu modifizieren und damit besser an die Form der natürlichen Augenlinse anzupassen. Auch beim Energiebedarf und den dynamischen Eigenschaften zeigt der Antriebsentwurf für die ALVAREZ-Optik große Vorteile.

Um für die entwickelten Antriebslösungen auch einen praktischen Funktionsnachweis zu liefern, wird im nachfolgenden Kapitel die Realisierung von entsprechenden Funktionsmustern beschrieben.

5 Realisierung von Funktionsmustern des neuen Antriebs

In Kapitel 4 wurden Gesamtlösungen für den mechanischen Antrieb in einem mechatronischen Akkommodationsimplantat konzeptionell entwickelt, als Entwurf ausgearbeitet und ihre Funktion durch Berechnungen nachgewiesen. Um neben dem theoretischen Funktionsnachweis auch eine praktische Evaluierung durchzuführen, wird im folgenden die Realisierung und experimentelle Charakterisierung von Funktionsmustern der entworfenen Antriebslösungen beschrieben.

5.1 Aufbau des neuen Antriebssystems für eine Triple-Optik

Nachfolgend wird die Realisierung der in Abschnitt 4.2 entwickelten neuen Antriebslösung auf Basis eines piezoelektrischen Biegeaktors und eines planaren Verformungsgetriebes beschrieben [MPG⁺09, Mar10, MGR⁺10, MGG⁺11, MGR⁺11, MGG⁺12c, MGG⁺12b, MGG⁺12a, MGR⁺14, GBG⁺16]. Hierfür wurde ein Längenskalierungsfaktor von 1,5 gewählt. Er bietet den Vorteil, dass die Fertigungsprozesse der Komponenten nicht bis an ihre technologischen Grenzen optimiert werden müssen, wie dies für die Zielgröße des Antriebs im Implantat notwendig ist. Das betrifft insbesondere die feinen Verformungsstrukturen des Getriebes, aber auch die Geometrie des piezoelektrischen Biegeaktors. So kann mit reduziertem Fertigungsaufwand ein dennoch gültiger Funktionsnachweis des Antriebsentwurfs erbracht werden, insbesondere für die Funktionserfüllung des planaren Getriebemechanismus bezüglich Wegübersetzung und verkippungsfreier Linsenführung. Der genaue Wert des Skalierungsfaktors wurde durch Planungen für einen Implantatdemonstrator vorgegeben, in den das Antriebsfunktionsmuster zu integrieren war. Auch der Positionssensor soll im Funktionsmuster integriert werden. Die Steuerung des Antriebs einschließlich der Energiestellung ist nicht Teil des Funktionsmusters. Diese Funktionen werden für seinen Betrieb durch externe Geräte bereitgestellt.

5.1.1 Entwurf

Durch den Skalierungsfaktor erhöht sich der verfügbare zylindrische Bauraum im Implantat auf einen Durchmesser von 14,1 mm und eine zylindrische Höhe von 5,1 mm, wobei der optisch relevante zentrale Bereich einen Durchmesser von

6,0 mm einnimmt. Der Stellbereich der Linsenverschiebung erhöht sich von 300 μm auf 450 μm . Die Linsenverschiebung im Fail-Safe-Zustand liegt dann bei 101,25 μm . Demnach beträgt die zu leistende maximale positive Linsenverschiebung ausgehend vom Fail-Safe-Zustand 348,75 μm .

Das Verformungsgetriebe des Antriebsentwurfs aus Abschnitt 4.2.2 wurde unverändert skaliert, lediglich die Geometrie der starren Stellbühne wurde an eine neu entworfene Linsenfassung für die hier verwendete Linse angepasst. Anschläge sollen eine passive Ausrichtung der Linsenfassung an der Getriebestellbühne während der Montage mit hoher Präzision ermöglichen. Die elastischen Strukturen im Getriebe skalieren auf eine minimale Breite von 40 μm , die Getriebedicke skaliert auf 380 μm . Als zu verschiebende Sammellinse wurde eine Glaslinse (Edmund Optics 47479) verwendet [Sie09a], die allerdings – trotz ihres unmaßstäblichen Durchmessers von 6 mm statt maßstäblich 7,5 mm – wesentlich schwerer ist, als die skalierte PMMA-Linse des Entwurfs in Implantatgröße. Letztere skaliert einschließlich der angegossenen Linsenfassung zu einer Masse von 37,36 mg, wohingegen die verwendete Glaslinse einschließlich ihrer Linsenfassung aus Aluminium eine Masse von 140,2 mg aufweist. Das entspricht einem Verhältnis von 3,75. Ohne Berücksichtigung der Linsenfassungen ergibt sich ein Verhältnis von 3,62. In der frühen Entwurfsphase wurde dieses Verhältnis wegen Annahme einer größeren Linsendicke in Implantatgröße zu 2,59 bestimmt. Aus dem genannten Wert ergibt sich ein Neigungswinkel der Linsenverschiebung von 22,7° gegen die Horizontale, entsprechend einem Winkel von 67,3° gegen die Schwerkraft, bei dem durch den skalierten Antrieb die gleiche Arbeit durch Linsenverschiebung gegen die Schwerkraft erbracht werden muss wie bei Verschiebung einer maßstäblich skalierten Linse in negative Richtung der Schwerkraft. Das Funktionsmuster wurde daher auch nur für den Betrieb bis zu diesem Neigungswinkel ausgelegt. Bei Anwendung des korrekten Massenverhältnisses von 3,62 ergibt sich ein kleinerer maximaler Neigungswinkel gegen die Horizontale, so dass die Differenz als Sicherheitsaufschlag betrachtet werden kann, der die Evidenzstärke des Funktionsmusters erhöht.

Als piezoelektrischer Biegeaktor wurde das Standardmodell PL122.10 des Herstellers PI Ceramic gewählt, das auf die erforderliche Größe zugeschnitten wurde. Beim Zuschnitt mussten die elektrischen Kontaktierungsflächen jedoch erhalten bleiben. Diese „Anschlussfahne“ des Biegeaktors liegt zu einem großen Teil außerhalb des zulässigen maßstäblichen Bauraums (Abb. 5.1). Zur Fixierung des unbewegten Endes des Biegeaktors wurde seine Anschlussfahne im nach unten verlängerten Getrieberahmen verankert. Dadurch ergibt sich eine größere freie Biegelänge des Biegeaktors. Weiterhin überschreitet auch der nach unten verlängerte Teil des Getriebes den zulässigen maßstäblichen Bauraum. Die freie Biegelänge des zugeschnittenen Aktors – gemessen bis zur Mitte der Biegerspitze – beträgt 10,40 mm, das sind 0,93 mm mehr als bei maßstäblicher Skalierung. Dadurch ergibt sich eine etwas größere unbelastete Maximalauslenkung, aber auch eine etwas geringere Blockierkraft als bei maßstäblicher Skalierung. Im Arbeitspunkt maxi-

maler Linsenverschiebung resultiert jedoch sowohl eine größere Kraft- als auch eine größere Auslenkungsreserve. Die Breite des Biegeaktors beträgt 1 mm, seine Dicke 0,65 mm. Beide Maße entsprechen einer maßstäblichen Skalierung. Unter der Annahme, dass sich die Krümmungsradien des Biegeaktors im Betrieb durch den Zuschnitt nicht ändern, kann aus der Herstellerangabe für die Auslenkung des ungeschnittenen Aktors eine unbelastete Auslenkung des zugeschnittenen Aktors von 55,8 μm bei seiner maximalen Betriebsspannung von 60 V berechnet werden. Die Blockierkraft des zugeschnittenen Aktors kann aus der geleisteten mechanischen Arbeit zwischen zwei statischen Stellzuständen berechnet werden. Dazu wird ein lineares Verhältnis zwischen Blockierkraft und unbelasteter Auslenkung des Biegeaktors angenommen. Wird weiterhin angenommen, dass die geleistete mechanische Arbeit linear mit der aktiven Biegefläche zusammenhängt, so ergibt sich eine Blockierkraft des zugeschnittenen Aktors von 242,4 mN bei maximaler Betriebsspannung. Die Verwendung eines auch nur schwach überdimensionierten Biegeaktors bedeutet zwar eine geringere Aussagefähigkeit des Funktionsmusters: Es kann keinen Nachweis liefern, ob der in Implantatgröße vorgesehene piezoelektrische Biegeaktor die notwendige Kraft und Auslenkung erbringen kann. Jedoch ist der wissenschaftliche Mehrwert eines solchen Nachweises auch nicht von großer Relevanz, da die mechanische Leistungsfähigkeit und das Skalierungsverhalten von Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung umfassend erforscht und entsprechend gut berechenbar sind.

Auch der optische Positionssensor des Antriebsentwurfs in Abschnitt 4.2.3 wurde im Funktionsmuster maßstäblich umgesetzt. Allerdings wurde die Höhe der Blendenöffnung, also ihre Abmessung in y -Richtung, um 129 % vergrößert statt maßstäblich um 50 %. Außerdem wurde das äußere Blendenfenster nicht dünner, sondern genauso dick wie das Getriebe ausgelegt¹, um es gemeinsam mit dem Getriebe auf dem gleichen Wafer fertigen zu können. Als optoelektronische Bauteile wurden wie im Entwurf in Zielgröße die Infrarot-Leuchtdiode SFH 4050 und der Phototransistor SFH 3010 gewählt, beide Firma OSRAM.

Eine vereinfachte Darstellung des ausgearbeiteten Entwurfs zeigt Abbildung 5.1. Deutlich zu erkennen ist die lokale Bauraumverletzung des Funktionsmusters durch die elektrischen Kontaktierungsflächen. Zudem ist eine separate Linsenfassung für die Glaslinse des Funktionsmusters zu sehen anstelle angegossener Befestigungsstrukturen für die Polymerlinse im Antriebsentwurf für das Implantat.

Zur Auslegung des Antriebs wurde die elastostatische Verformung des Getriebes² mittels FEM berechnet. Methodik und Materialparameter waren identisch zu der in Abschnitt 4.2.2 angewandten Vorgehensweise für den Antriebsentwurf

¹Die Bauraumbeschränkung durch das Gehäuse wurde im Funktionsmuster trotzdem nicht durch das äußere Blendenfenster verletzt, da der Antrieb aufgrund des unterproportionalen Durchmessers der Sammellinse näher an die optische Achse gerückt werden konnte.

²Für die Simulationen wurde ein vereinfachtes Getriebe ohne Blendenfenster für den optischen Positionssensor sowie eine vereinfachte Linsenfassung verwendet. Der resultierende Simula-

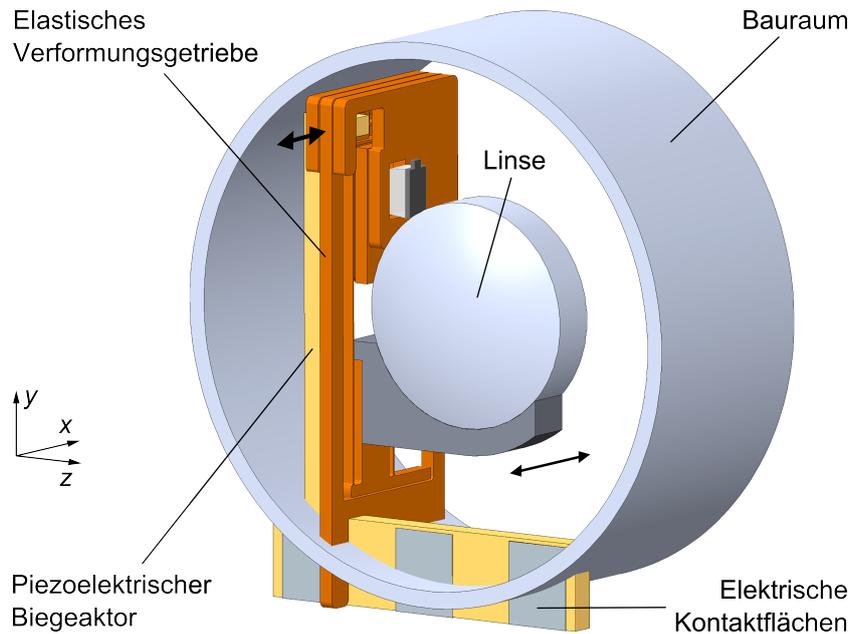


Abbildung 5.1: Entwurf zur Realisierung des Antriebskonzepts für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1

in Implantatgröße. Simuliert wurden neben dem Zustand maximaler positiver Linsenverschiebung in einem Winkel von $67,3^\circ$ gegen die Schwerkraft auch die Zustände maximaler negativer Linsenverschiebung in einem Winkel von ebenfalls $67,3^\circ$ gegen die Schwerkraft, Schwerkrafteinfluss ohne Aktorauslenkung in positive x -Richtung, in positive und negative y -Richtung sowie in positive z -Richtung und äußere Beschleunigungskraft in Höhe von $10g$ ohne Aktorauslenkung in negative y -Richtung sowie in positive z -Richtung. Die Ergebnisse der Simulationen sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst. Sie sind dort in die Gruppen Stellgrößen, Führungsgenauigkeit und Materialbelastungen eingeteilt und den entsprechenden Anforderungen gegenübergestellt. Die Arbeitspunkte des piezoelektrischen Aktors wurden unter der Annahme linearer Zusammenhänge zwischen Blockierkraft, unbelasteter Auslenkung und elektrischer Spannung berechnet. Abbildung 5.2 zeigt den Entwurf des planaren Getriebes sowie die berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver Linsenverschiebung. Farblich kodiert ist dabei der normierte Verschiebungsbetrag, also der Betrag der lokalen Verschiebung bezogen auf den maximal im jeweiligen Verformungszustand auftretenden Verschiebungsbetrag.

Die Berechnungsergebnisse legen nahe, dass der Antriebsentwurf alle Anforderungen erfüllt. Größere Reserven bestehen im Hinblick auf die Linsenauslenkung allerdings nicht.

tionsfehler aufgrund der daraus resultierenden sehr geringen Massenabweichungen wird als vernachlässigbar betrachtet.

Tabelle 5.1: FEM-Berechnungsergebnisse des realisierten Antriebssystems für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1

	Simulation	Anforderung
Stellgrößen	max. notwendige Steuerspannung des Aktors	$\leq 60\text{ V}$
	max. notwendige Stellkraft des Aktors	$\leq 242\text{ mN}$ bei $0\text{ }\mu\text{m}$ Auslenkung bzw. $\leq 151,3\text{ mN}$ bei $21,0\text{ }\mu\text{m}$
	max. notwendige Auslenkung des Aktors	$\leq 55,9\text{ }\mu\text{m}$ bei 0 N Stellkraft bzw. $\leq 25,2\text{ }\mu\text{m}$ bei 133 mN
	max. positive Linsenverschiebung gegen zulässigen Schwerkrafteinfluss Wegübersetzung bei	$350\text{ }\mu\text{m}$
	max. positiver Linsenauslenkung	$\geq 348,75\text{ }\mu\text{m}$
Führungs- genauigkeit (Beträge)	max. Linsenverschiebung in y -Richtung	$5,0\text{ }\mu\text{m}$
	max. Linsenverschiebung in z -Richtung unter Schwerkrafteinfluss	$2,9\text{ }\mu\text{m}$
	max. Linsenverkipfung um die y -Achse	$0,376^\circ$
	max. Linsenverkipfung um die z -Achse	$0,088^\circ$
	max. Hauptspannung	133 MPa
Materialbelastungen des Getriebes	max. Schubspannung	$< 300\text{ MPa}$
	max. Hauptspannung bei $10g$ äußerer Beschleunigung	$< 150\text{ MPa}$
	max. Schubspannung bei $10g$ äußerer Beschleunigung	$< 300\text{ MPa}$
	max. Schubspannung bei $10g$ äußerer Beschleunigung	$< 150\text{ MPa}$

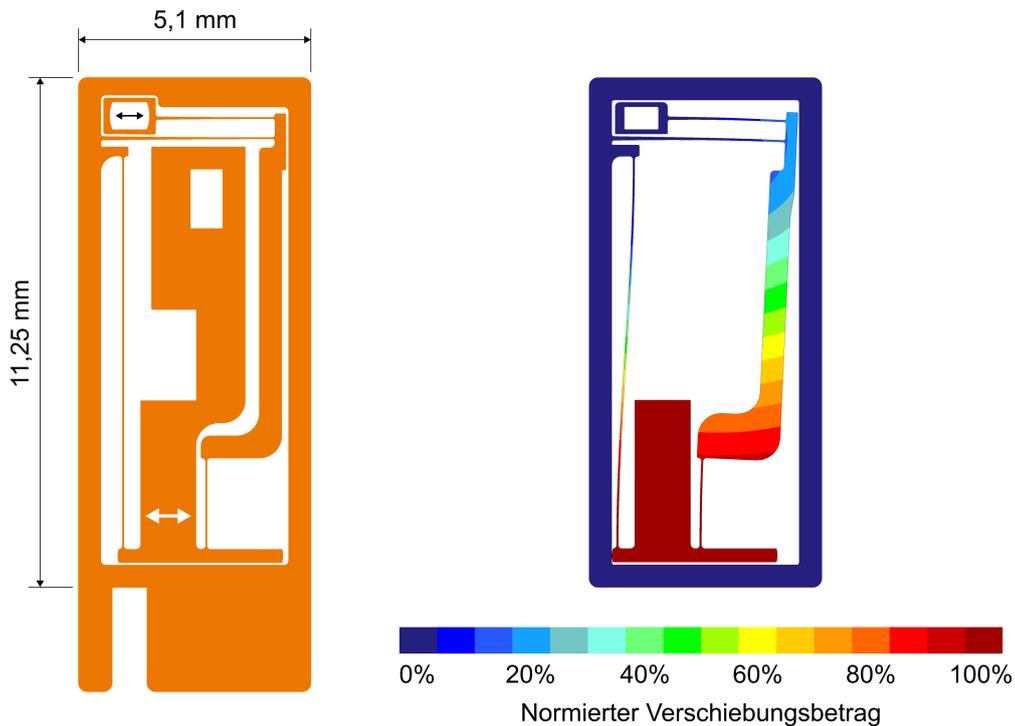


Abbildung 5.2: Getriebeentwurf für ein Antriebsfunktionsmuster mit Triple-Optik im Maßstab 1,5:1 (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver Linsenverschiebung (rechts)

Die Führungsgenauigkeit liegt im geforderten Bereich, der sich aus den entsprechenden Anforderungen für den Antriebsentwurf in Implantatgröße durch lineare Skalierung ableitet (Abschn. 4.2.2). Insbesondere der Lateralversatz der Linse in y -Richtung liegt trotz des zugrundeliegenden Parallelkurbelmechanismus in einem für die optischen Eigenschaften vernachlässigbaren Bereich. Allerdings ist eine relativ starke Verkipfung der schweren Glaslinse um die y -Achse unter Schwerkrafteinfluss in x -Richtung festzustellen. Sie wird voraussichtlich, ebenso wie der Linsenversatz in z -Richtung, real geringer als berechnet ausfallen, da der piezoelektrische Aktor in der Simulation nur durch seine wirkende Kraft in x -Richtung modelliert wurde. Die Öse des Getriebes zur Aktoraufnahme wurde in z -Richtung als frei beweglich modelliert. Mit eingeklebtem Aktor ergibt sich wahrscheinlich eine wesentlich geringere Beweglichkeit in z -Richtung, was sich dann auch auf die Beweglichkeit der Linse in diese Richtung sowie ihre Verkipfung um die y -Achse auswirkt. Allgemein ist zu berücksichtigen, dass neben der durch die FEM-Simulation berechneten Führungsgenauigkeit noch folgende Einflussfaktoren die real zu erwartende Führungsgenauigkeit verschlechtern:

- Fertigungsabweichungen des Getriebes verändern dessen Steifigkeit und damit seine Führungsgenauigkeit.

- Fertigungsabweichungen von Linse und Linsenfassung führen zu einem Offset der Linsenposition.
- Montageabweichungen zwischen Linse, Linsenfassung und Getriebe führen ebenfalls zu einem Offset der Linsenposition.

Schließlich liegen auch die berechneten Materialbelastungen des Siliziumgetriebes deutlich unter der als sicher angenommenen Grenze von 300 MPa. Die Festigkeit gegen äußere Beschleunigungen liegt deutlich über $10g$.

In Abweichung zum Simulationsmodell wurde die Geometrie der Linsenfassung vor der Fertigung noch einmal modifiziert. Einerseits konnte dadurch neben einer Geometrieanpassung an die Anforderungen des Fertigungsverfahrens und des Montageprozesses auch die Kontaktfläche zur Linse vergrößert werden, um eine höhere Montagegenauigkeit zu erreichen. Andererseits wurde die Glaslinse um 1,5 mm in negative y -Richtung nach unten versetzt, um das Antriebsfunktionsmuster später leichter in einen Implantatdemonstrator [GBG⁺15] integrieren zu können³.

Abschließend soll betrachtet werden, welche Funktionsnachweise durch das entworfene Funktionsmuster experimentell erbracht werden können und welche Aussagen aufgrund von Skalierungseffekten und konstruktiven Kompromissen auch bei erfolgreicher Realisierung des Entwurfs nicht möglich sind. Die wichtigen Getriebefunktionen Wegübersetzung und verkippungsfreie Linsenführung werden durch Getriebeverformungen in der x - y -Ebene des Getriebes erfüllt. Da diese Verformungen linear skalieren, kann durch den skalierten Antrieb ein positiver oder negativer Funktionsnachweis für die genannten Funktionen erbracht werden. Ein positiver Nachweis ausreichender Aktorauslenkung und -kraft ist, wie bereits erwähnt, aufgrund des leicht überdimensionierten Biegeaktors nicht möglich. Allerdings kann auch ein negativer Nachweis, also über nicht ausreichende Aktorauslenkung und -kraft, mit dem Funktionsmuster nicht erbracht werden, denn massenbedingte statische Gravitationskräfte als zweite statische Lastkomponente des Aktors neben der Getriebebesteifigkeit skalieren mit dem Volumen und damit in dritter Potenz. Sie sind folglich im skalierten Funktionsmuster auch unter Berücksichtigung der quadratisch skalierenden Aktorkraft überproportional höher als in Implantatgröße. Aus den gleichen Gründen ist ein positiver Nachweis ausreichender Führungsgenauigkeit des Getriebes gegen Störungen durch massenbedingte Gravitations- und Beschleunigungskräfte möglich, ein negativer Nachweis hingegen nicht. Schließlich sind durch das Funktionsmuster auch Aussagen zum Schwingungsverhalten des Antriebs möglich. Aufgrund der kubisch skalierenden bewegten Massen und der hohen Masse der überdimensionierten Glaslinse kann für den Antrieb in Implantatgröße von höheren Eigenschwingfrequenzen ausgegangen werden als im skalierten Funktionsmuster.

³Die modifizierte Linsenfassung ist in Abbildung 5.4 erkennbar.

5.1.2 Fertigung und Montage

Das Getriebe wurde in einem DRIE-Verfahren aus einkristallinem Silizium gefertigt [MGG⁺12c]. Die Prozessfolge ist in den Abbildungen 5.3b–d angedeutet und in [MGG⁺12c] detailliert beschrieben. Vor dem eigentlichen Tiefenätzen (Abb. 5.3c) wird eine Siliziumoxidschicht auf der Oberseite des Wafers abgeschieden und als Ätzmaske strukturiert (Abb. 5.3b). Ebenso wird auf der Unterseite eine Ätzstopp-schicht aus Aluminium abgeschieden, welche die Qualität des Tiefenätzprozesses verbessern soll. Da letzterer eine möglichst konstante Ätzgrabenbreite erfordert, wurden dem Maskenlayout (Abb. 5.3a) Dummy-Strukturen hinzugefügt, die nach dem finalen nasschemischen Wegätzen der unteren Aluminiumschicht aus dem Wafer herausfallen (Abb. 5.3d). Der Fertigungspartner (Institut für Mikrosystem-technik (IMTEK) der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg) konnte den DRIE-Prozess jedoch nur so weit optimieren, dass dünne elastische Strukturen mit einer Nennbreite von 40 µm mit einer Breite von 33 bis 37 µm hergestellt wurden. Aufgrund der verringerten Flächenquerschnitte ist daher von einer geringeren Steifigkeit des Getriebes auszugehen als berechnet. Die Vereinzelung der Getriebe aus dem Fertigungswafer wurde erfolgreich durch Herausbrechen an Sollbruchstellen realisiert – ein Verfahren, das sich auch für eine kostengünstige Serienfertigung in Implantatgröße eignet und die Vereinzelung durch Wafersägen überflüssig macht. Alternativ können die Sollbruchstellen mit einem Laser zerstört werden.

Die beiden äußeren statischen Blenden des optischen Positionssensors wurden zusammen mit den Getrieben im gleichen Silizium-Wafer gefertigt. Dadurch war auch für die Blenden eine freie Gestaltung ihrer planaren Geometrie und eine Anpassung derselben an die Geometrie des angrenzenden Getriebes möglich, insbesondere um eine einfache Ausrichtung dieser Komponenten zueinander bei der Montage zu ermöglichen.

Die Montage des Antriebs erfolgte manuell aber mit automatisierbaren Prozessen. Zur genauen Ausrichtung und Fixierung der Komponenten wurde eine Montagevorrichtung entworfen und gefertigt (Abb. 5.4) [Pas12]. Das Siliziumgetriebe und die äußeren Blendenfenster werden dabei an Stiftanschlüssen ausgerichtet und durch eine Vakuuman-saugung in der Vorrichtung fixiert. Der Piezoaktor wird ebenfalls an mechanischen Anschlüssen ausgerichtet, seine Fixierung erfolgt über eine Schraubklemmung mit zusätzlichem Elastomerpuffer. Die Bauteile wurden mit UV-härtendem Klebstoff (DYMAX OP-29) gefügt. Um die äußeren Blendenfenster mit dem vorgesehenen Abstand von 50 µm zum Getriebe zu montieren, wurden Trennfolienstreifen aus Kunststoff mit entsprechender Dicke als Abstandshalter während des Aufbringens von lokalen Primärklebungen verwendet und vor der finalen Sekundärklebung herausgezogen. Die elektrische Kontaktierung von Aktor und optoelektronischen Positionssensorbauteilen mit Kupferlackdraht erfolgte durch manuelles Lötten.

Ein Photo des aufgebauten Antriebs zeigt Abbildung 5.5.

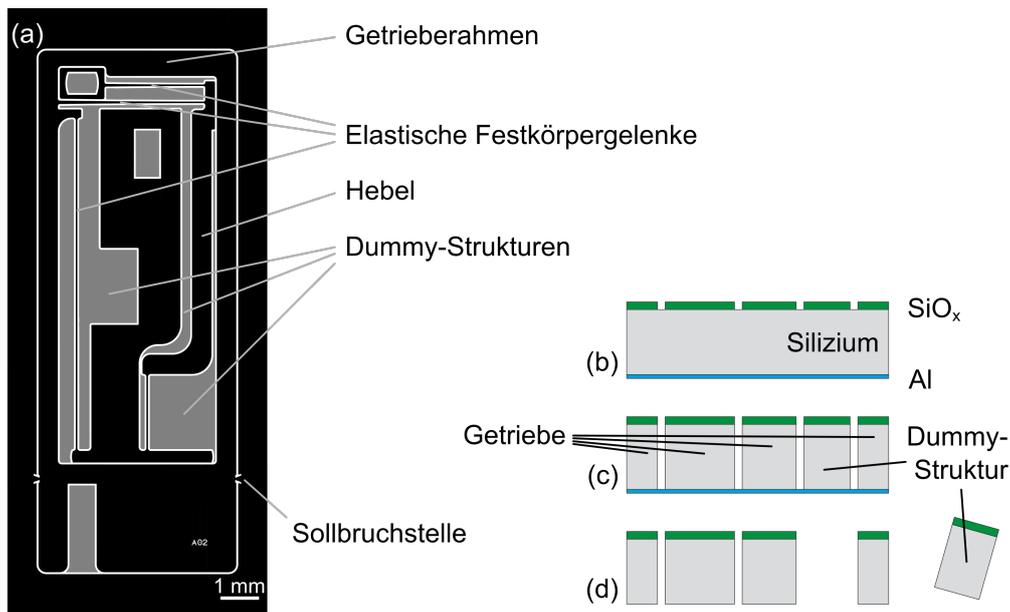


Abbildung 5.3: Fertigung des Getriebes für den Antrieb einer Triple-Optik mittels reaktivem Iontiefenätzen (DRIE): (a) Maskenlayout, (b–d) Ablauf des Fertigungsprozesses (modifiziert nach [MGG⁺12c] Wiedergabe mit Genehmigung der Elsevier B.V.)

5.1.3 Charakterisierung und Diskussion

Charakterisierung des Getriebes

Zunächst wurden die gefertigten Getriebe des Antriebs hinsichtlich ihres elastischen und kinematischen Verhaltens charakterisiert. Dazu wurden ihre Steifigkeit, ihre Wegübersetzung und die maximale Verkippung der Stellbühne experimentell gemessen.

Um die Stellbühne des Getriebes bis zum positiven Anschlag um etwa $362\ \mu\text{m}$ zu verschieben, wurden notwendige Kräfte zwischen 45 und 50 mN am Eingang des Getriebes mithilfe eines Kraftsensors (Imada ZPS-DPU-1) gemessen. Diesen Messwerten wurden berechnete Kraftwerte aus zusätzlichen elastostatischen FEM-Simulationen des ansonsten unbelasteten Getriebes für verschiedene minimale Breiten der elastischen Strukturen von 30 bis $40\ \mu\text{m}$ gegenübergestellt. In Abhängigkeit von dem für die Simulationsberechnungen angenommenen Elastizitätsmodul E des Getriebematerials, für den die drei richtungsabhängigen Werte von einkristallinem Silizium [Mad02] gewählt wurden, ergaben sich die in Tabelle 5.2 angegebenen Werte. Die gemessene Kraft liegt damit deutlich niedriger als für die mikroskopisch bestimmten elastischen Strukturbreiten von 33 bis $37\ \mu\text{m}$ laut Simulationen zu erwarten ist. Eine naheliegende Erklärung dafür kann die durch den DRIE-Prozess bedingte Oberflächenrauheit der Seitenwände vor allem im unteren Waferbereich sein. Sie verringert möglicherweise die für die Biegesteifigkeit der elastischen

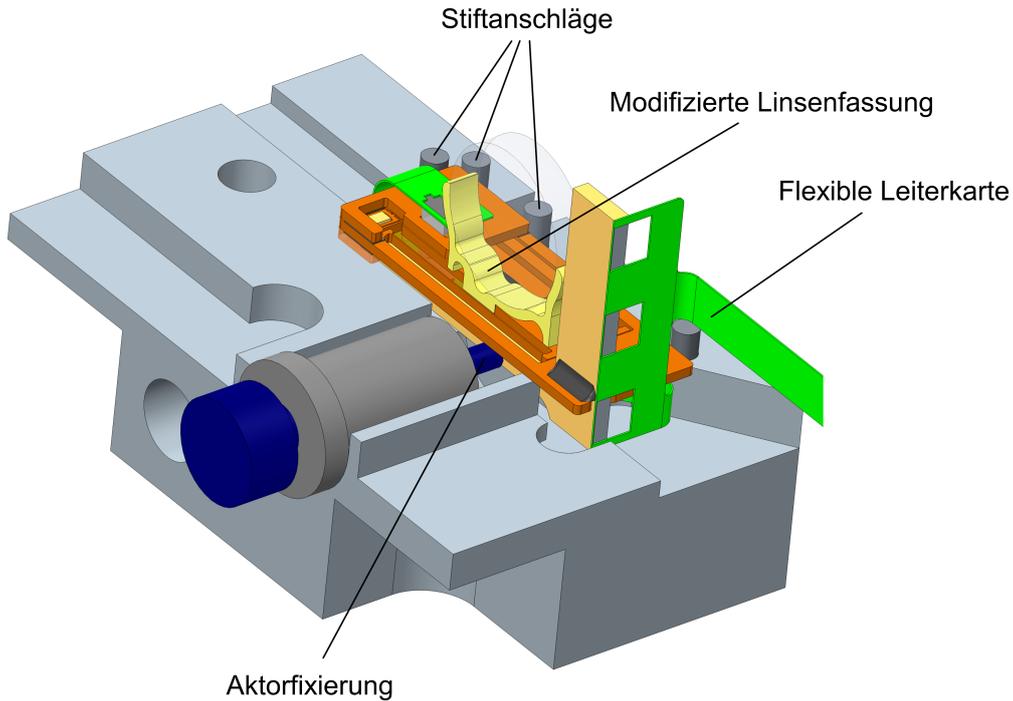


Abbildung 5.4: Vorrichtung zur Montage des Antriebs für eine Triple-Optik (CAD-Entwurf)

Strukturen relevante effektive Strukturbreite nochmals um wenige Mikrometer [MGG⁺12c].

Zur Messung der Wegübersetzung des unbelasteten Getriebes wurde sein kinematischer Eingang – die Öse zur Ankoppelung des Biegeaktors – ebenfalls manuell mithilfe von Mikropositioniertischen in x -Richtung ausgelenkt. In jedem Auslenkungszustand wurden mit einer Digitalkamera Mikroskopbilder von Getriebeeingang und -stellbühne mit einer Auflösung von etwa $1\ \mu\text{m}$ pro Pixel erfasst. Die Bilder wurden zunächst mithilfe der Software ImageJ digital aufbereitet durch Isolation des Rotkanals, Glättung mit einem gleitenden Mittelwert über eine 3×3 -Matrix und anschließende Binarisierung. Die erhaltenen Schwarz-Weiß-Bilder wurden zur

Tabelle 5.2: Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1: Simulationsergebnisse für die erforderliche Aktorkraft zur Auslenkung der Stellbühne des unbelasteten Getriebes bis zum positiven Anschlag

minimale Strukturbreite	$E = 186,5\ \text{GPa}$	$E = 168,0\ \text{GPa}$	$E = 129,5\ \text{GPa}$
40 μm	124 mN	111 mN	86 mN
35 μm	86 mN	77 mN	60 mN
30 μm	57 mN	51 mN	39 mN

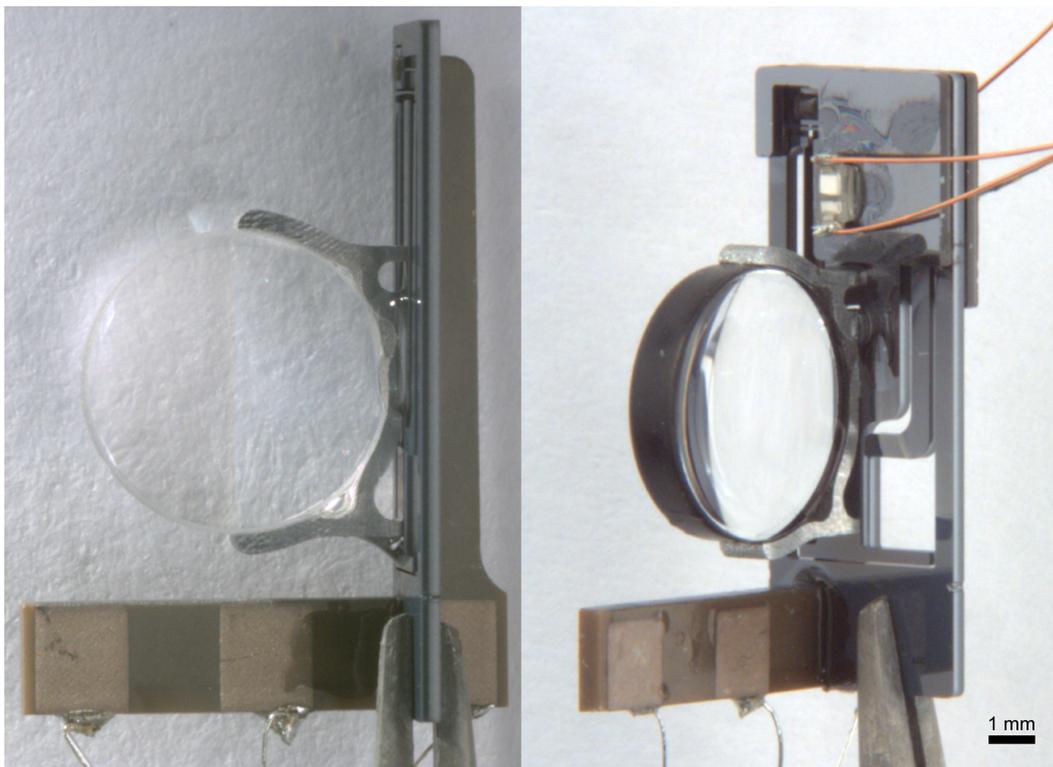


Abbildung 5.5: Realisierter Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1 (links ohne, rechts mit montiertem Positionssensor; links: modifiziert nach [BGN⁺14b] © Georg Thieme Verlag KG.)

Kantendetektion mit einem SOBEL-Operator [Jäh05] bearbeitet. Zur Bestimmung der Auslenkungen von Getriebeeingang und -stellbühne wurden jeweils die Abstände zweier charakteristischer paralleler Kanten mit gleicher Orientierung gemessen, um Messfehler durch Abbildungsfehler oder durch symmetrische Maßabweichungen der Kanten, wie sie bei der DRIE-Fertigung auftreten können, auszuschließen. Dazu wurden Geradenfunktionen nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate an die Kantenpixel von manuell ausgewählten Bildbereichen angepasst. Anschließend wurde der Kantenabstand als gemittelter Abstand der Kanten entlang ihrer beiden Mittelsenkrechten im ausgewählten Bildbereich berechnet. Der Bildmaßstab wurde analog für jedes Bild anhand eines bekannten Kantenabstandes am Getrieberahmen bestimmt. Die so gemessenen Auslenkungen an Getriebeeingang und -stellbühne für verschiedene Verformungszustände eines Getriebeexemplars sind in einem Diagramm in Abbildung 5.6 dargestellt. Die Wegübersetzung wurde aus diesen Daten durch lineare Regression der Messwerte ermittelt. Gut erkennbar ist in Abbildung 5.6 die hohe Linearität des gemessenen Zusammenhangs zwischen den Getriebeauslenkungen, was sich in einem entsprechend hohen Bestimmtheitsmaß R^2 widerspiegelt. Die Vermessung von fünf Getriebeexemplaren ergab eine

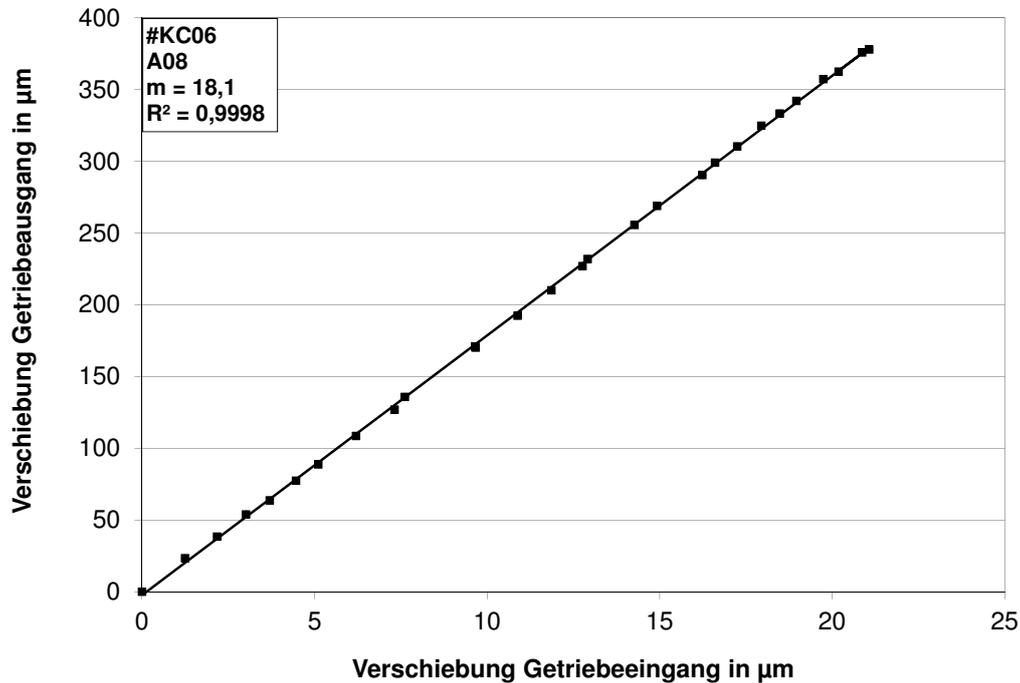


Abbildung 5.6: Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1: Gemessene Auslenkungen an Getriebeeingang und -stellbühne für verschiedene Verformungszustände eines Getriebeexemplars zur Bestimmung der Wegübersetzung und Regressionsgerade (modifiziert nach [MGG⁺12c] Wiedergabe mit Genehmigung der Elsevier B.V.)

Wegübersetzung zwischen 16,7 und 18,7, wobei der Mittelwert bei 18,1 und die Standardabweichung bei 0,8 liegen. Zusätzliche elastostatische FEM-Simulationen des unbelasteten Getriebes ergaben für verschiedene minimale Breiten der elastischen Strukturen aufsteigend von 30 bis 40 μm absteigende Übersetzungsfaktoren von 18,1 bis 17,5. Die gemessene Wegübersetzung stimmt demnach sehr gut mit der berechneten Wegübersetzung für etwas dünner als vorgesehen ausgefallene Getriebeelenke überein.

Anhand der aufgenommenen Mikroskopbilder zur Messung der Wegübersetzung wurde eine maximale Stellbühnenverkipfung in der x - y -Ebene von weniger als $0,4^\circ$ ermittelt. Allerdings konnte bei der manuellen Auslenkung des kinematischen Getriebeeingangs in x -Richtung die Verdrehung der Öse nicht sicher auf das gleiche Maß beschränkt werden, wie sie bei eingeklebtem Biegeaktor auftritt. Da bereits eine geringe Verdrehung der Getriebeöse großen Einfluss auf die Stellbühnenverkipfung haben kann, wird diese im zusammengebauten Antrieb voraussichtlich nochmals deutlich geringer ausfallen.

Sowohl bei den Versuchen zur Getriebecharakterisierung als auch bei der späteren Erprobung des aufgebauten Antriebs wurden keinerlei Anzeichen für mechanische Instabilitäten wie bspw. ein Knicken der druckbelasteten Blattfeder des Verformungsgetriebes zwischen Biegeaktor und Hebel bemerkt. Dies bestätigt insbesondere angesichts der fertigungsbedingt geringer ausgefallenen Steifigkeit des Getriebes die Ergebnisse der numerischen Verformungsberechnungen im Hinblick auf die Knickstabilität.

Schließlich kann mit Blick auf die Charakterisierungsergebnisse der gefertigten Getriebe noch festgehalten werden, dass die geometrischen Fertigungsabweichungen der elastischen Getriebestrukturen zwar wie erwartet einen deutlichen Einfluss auf die elastischen Eigenschaften, nämlich die Getriebesteifigkeit haben. Das kinematische Verformungsverhalten in der Getriebeebe stimmt jedoch sehr gut mit den Simulationsergebnissen überein. Eine naheliegende Erklärung besteht darin, dass aufgrund der Symmetrie der durch den Trockenätzprozess verursachten Formabweichungen die relative Anordnung der elastischen Elemente des planaren Verformungsmechanismus nicht verändert wird und damit auch sein kinematisches Verformungsverhalten in der Getriebeebe erhalten bleibt.

Charakterisierung des optischen Positionssensors

Um die Funktion des optischen Positionssensors zu überprüfen, wurde ein Messstand aufgebaut, bei dem die mittlere Blende mithilfe von Mikropositioniertischen manuell zwischen den fixierten äußeren Blenden bewegt werden kann. Hierfür wurden die für den Antrieb gefertigten Siliziumblenden verwendet und die für das Antriebsfunktionsmuster vorgesehenen Infrarotkomponenten wie im Antrieb montiert. Infrarotsender und -empfänger wurden über eine elektrische Schaltung mit einem Mikrocontroller vom Typ Texas Instruments MSP 430f2370 angesteuert. Um Störeinflüsse durch Umgebungslicht zu unterdrücken, wurde das in Abschnitt 3.4.2 beschriebene Verfahren einer digitalen Frequenzfilterung in Form einer hochfrequenten Abtastung angewandt. Dabei wird die Intensität des auf den Phototransistor einfallenden Lichtes zweimal hintereinander in kurzem Zeitabstand gemessen, wobei die Infrarot-Leuchtdiode nur bei einer Messung eingeschaltet ist. Auf diese Weise können niederfrequente Störungen, deren Amplitude sich zwischen beiden Messungen nicht ändert, durch Subtraktion beider Messwerte eliminiert werden. Der Zeitabstand zwischen zwei solchen Messungen betrug $123\ \mu\text{s}$, wovon die Leuchtdiode für $49\ \mu\text{s}$ eingeschaltet wurde. Abbildung 5.7 zeigt aufgenommene Messkurven der Differenz der Spannungen $U_{\text{AD,on}} - U_{\text{AD,off}}$ am Eingang des Analog-Digital-Wandlers bei ein- bzw. ausgeschalteter Leuchtdiode normiert auf die Versorgungsspannung U_{CC} in Abhängigkeit von der Verschiebung der mittleren Blende entsprechend der x -Richtung im Antrieb. Dargestellt sind zwei Messkurven für verschiedene Parameter des Vorwiderstandes R_{LED} der Leuchtdiode und des Shunts R_{shunt} der Common-Collector-Schaltung des Phototransistors. Jeder

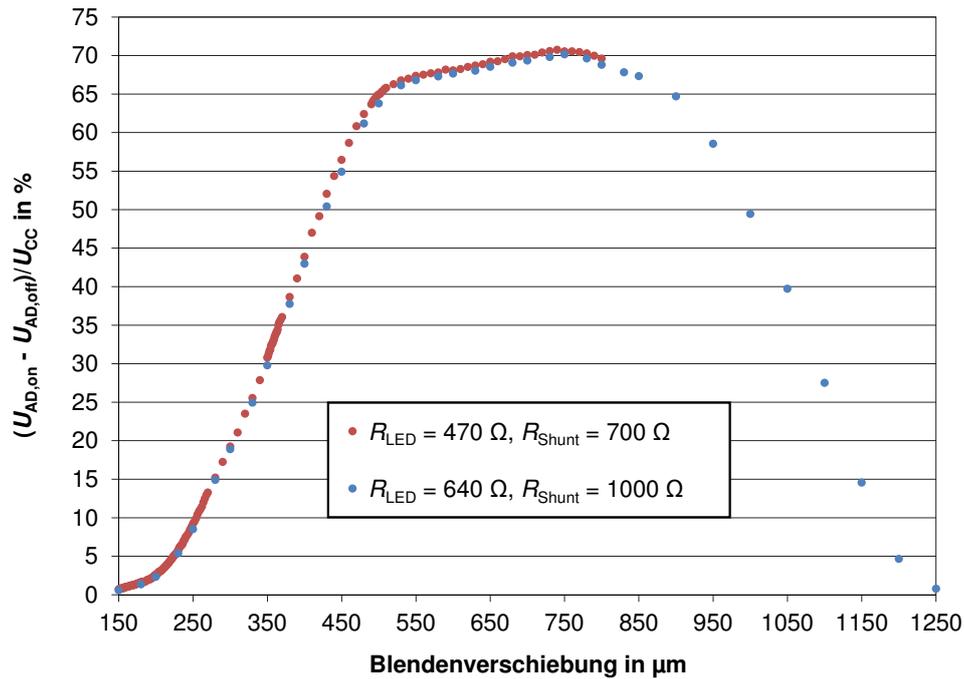


Abbildung 5.7: Charakterisierung des optischen Positionssensors: Messwerte in Abhängigkeit von der Blendenverschiebung

Messpunkt entspricht dabei einer Mittelung aus vier unmittelbar nacheinander und damit innerhalb von $500 \mu\text{s}$ gemessenen Intensitätswerten.

Die Messkurven zeigen, dass ein monotoner Zusammenhang zwischen der Blendenverschiebung und dem Messwert des ausgelesenen Positionssensors in einem ausreichend großen Bereich der Blendenverschiebung besteht. Ein solcher Zusammenhang ist notwendige Voraussetzung für die Funktion des Positionssensors. Bei etwa $750 \mu\text{m}$ Blendenverschiebung ist die Blendenöffnung maximal, bis dahin steigen die Messwerte an, anschließend fallen sie ab. Der nutzbare monoton ansteigende Bereich der Messkurve erstreckt sich von 150 bis ca. $750 \mu\text{m}$ Blendenverschiebung und besitzt mit seiner Breite von etwa $600 \mu\text{m}$ ausreichend Reserve für fertigungs- oder montagebedingte Positionierfehler der Sensorkomponenten gegenüber dem Getriebe. Auffallend ist der lineare Bereich mit deutlich höherer Steigung zwischen 250 und $450 \mu\text{m}$ Blendenverschiebung. Seine Breite ist identisch mit der photoempfindlichen Fläche des Phototransistors. Eine naheliegende Erklärung besteht deshalb darin, dass die Kante der verschobenen Blende als scharfe Schattenkante auf den Phototransistor projiziert wird. Wandert die Schattenkante über die photoempfindliche Fläche, ändert sich die gemessene Lichtintensität proportional zu der vom Schatten verdeckten Fläche. Befindet sich die Schattenkante außerhalb dieses Bereichs, so ändert sich nur der Streulichtanteil des auf die photosensitive Fläche einfallenden Lichtes. Daher ist die Steigung der Messkurven dort flacher. Die Nicht-

linearität der Sensorkennlinie kann durch den Einsatz einer Umsetzungstabelle (lookup table) in der Antriebssteuerung kompensiert werden. Desweiteren wurden die Messwerte durch Änderungen des Umgebungslichtes nicht beeinflusst, was auf eine hohe Effektivität der digitalen Frequenzfilterung hindeutet. Zur Verringerung der Kennlinien-Nichtlinearität kann zukünftig ein Phototransistor mit größerer lichtsensitiver Fläche verwendet werden. Ein anderer Ansatz besteht darin, durch eine starke Lichtstreuung zwischen Infrarotsender und -empfänger die Schattenkante der bewegten Blende zu eliminieren, um dadurch in jedem Zustand eine möglichst homogene Beleuchtungsintensität auf dem Phototransistor zu erzielen. Lichtstreuung kann beispielsweise durch Aufrauung der Gehäuseoberfläche von Leuchtdiode und Phototransistor bewirkt werden.

Die positiven Messergebnisse zeigen auch, dass eine Schwärzung der Blendenfenster zur Verringerung von Reflexionen auf ihren Oberflächen nicht notwendig ist. Sie werden nur dadurch eingeschränkt, dass mit der überproportional hohen Blendenöffnung im Funktionsmuster auch die Lichtmenge sehr viel größer als im Entwurf in Implantatgröße ist. Dies spricht allerdings nicht unmittelbar gegen die Übertragbarkeit der Ergebnisse. Bei geringerer Lichtmenge kann zwar der Signal-Rauschabstand geringer sein. Als Gegenmaßnahme kann jedoch bei Bedarf die emittierte Lichtmenge der Leuchtdiode und damit auch die transmittierte Lichtmenge erhöht werden. Ein Faktor von über 100 ist im Fall der verwendeten Leuchtdiode SFH 4050 möglich. In der überproportionalen Dicke der äußeren Blendenfenster im Funktionsmuster wird keine Einschränkung der Ergebnisse gesehen.

Charakterisierung des aufgebauten Antriebs

Das skalierte Funktionsmuster des Antriebs wurde zunächst ohne Positionssensor aufgebaut und betrieben. Abbildung 5.8 zeigt Photos dieses Antriebs in statischen Betriebszuständen. Dabei wirkte die Schwerkraft in negative z -Richtung, also senkrecht zum Getriebe. Mit Berührung des positiven Anschlags der Getriebebestellbühne wurde die maximale Linsenverschiebung von $362\ \mu\text{m}$ bei einer elektrischen Aktorspannung von $21\ \text{V}$ erreicht. Bei Linsenverschiebung gegen die Schwerkraft, die dabei also in der x -Richtung des Antriebs wirkt, erhöhte sich die notwendige elektrische Aktorspannung auf $29\ \text{V}$. Ihr Wert ist damit sehr viel niedriger, als die in Tabelle 5.1 angegebenen $56\ \text{V}$, obwohl diese auch nur für eine Linsenverschiebung in einem Winkel von $67,3^\circ$ gegen die Schwerkraft berechnet wurden. Folgende Ursachen kommen hierfür in Betracht:

- Die Steifigkeit des Getriebes ist geringer als berechnet aufgrund seiner wesentlich dünner gefertigten elastischen Strukturen.
- Die Steifigkeit des Getriebes ist geringer als berechnet aufgrund der isotropen Vereinfachung des anisotropen elastischen Materialverhaltens im Berechnungsmodell mit einem zugrundegelegten isotropen Elastizitätsmodul an der oberen Grenze des anisotropen Wertebereichs (Abschn. 4.2.2).

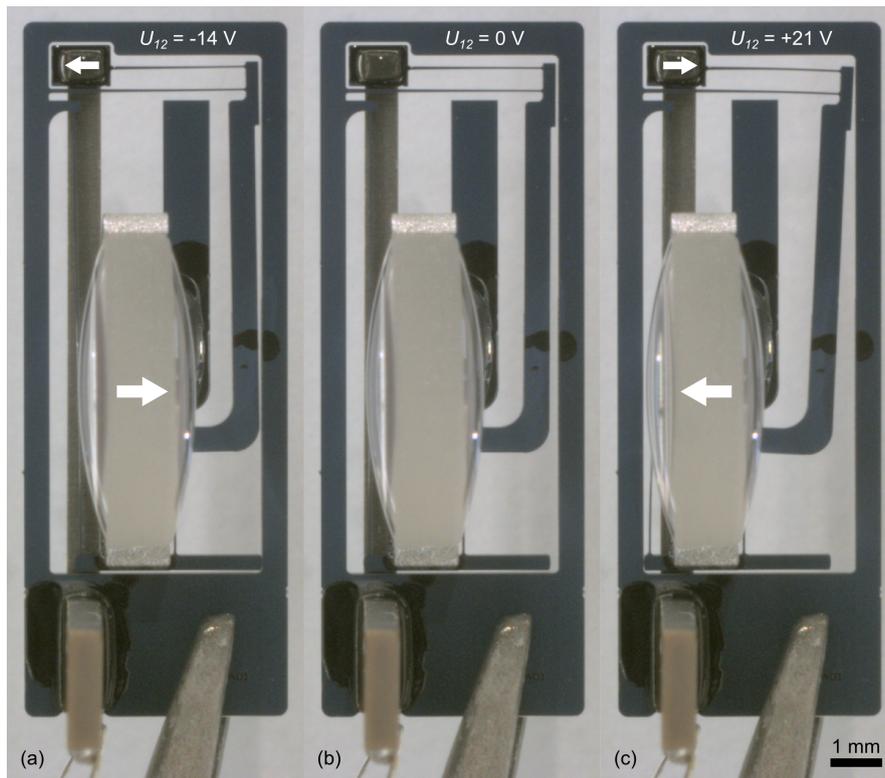


Abbildung 5.8: Realisierter Antrieb für eine Triple-Optik im Maßstab 1,5:1: (a) Linsenauslenkung bis zum negativen Anschlag, (b) Zustand ohne Linsenauslenkung, (c) Linsenauslenkung bis zum positiven Anschlag [MGR⁺14]

- Die Linse ist im aufgebauten Antrieb im elektrisch spannungsfreien Zustand des piezoelektrischen Aktors um ca. $28\ \mu\text{m}$ vorausgelenkt. Zur vollen Linsenauslenkung ist daher auch nur eine geringere Aktorspannung erforderlich. Die Vorauslenkung der Linse resultiert aus einer Verspannung des Getriebes, die wiederum in einer schwachen Verformung des Biegeaktors durch die ihn fixierende Klemmkraft während des Fügens mit dem Getriebe begründet ist. Dieser unerwünschte Nebeneffekt kann durch eine verbesserte Klemmung des Biegeaktors während der Montage zukünftig vermieden werden.
- Die Auslenkung des piezoelektrischen Aktors ist mit einer Toleranz von $\pm 20\%$ spezifiziert [PIC11a], Abweichungen nach oben sind demnach möglicherweise für einen Teil der beobachteten Spannungsdifferenz verantwortlich.

Die überproportionale Dimensionierung des Biegeaktors hingegen ist keine Erklärung, da sie in der berechneten elektrischen Aktorspannung in Tabelle 5.1 bereits berücksichtigt ist. Der negative Anschlag der Getriebestellbühne, entsprechend einer Linsenverschiebung von $-115\ \mu\text{m}$, wird im realisierten Antrieb bei Schwerkraft in negative z -Richtung bei einer elektrischen Aktorspannung von $-14\ \text{V}$ erreicht.

Die Genauigkeit der Linsenführung gegen Verkippungen wurde zwar nicht quantitativ bestimmt, visuell war jedoch auch mit optischer Vergrößerung nur eine sehr geringe Verkippung um die z -Achse im mittleren Stellbereich erkennbar. Eine solche Charakteristik wurde auch in den Simulationen berechnet, deren Ergebnisse somit nochmals bestätigt werden.

Die Führungsgenauigkeit des Getriebes gegen Störungen durch Gravitations- und Beschleunigungskräfte wurde nicht gemessen. Angesichts der fertigungsbedingt geringeren Getriebesteifigkeit erscheint ein positiver Nachweis unwahrscheinlich, wenngleich durchaus möglich.

Im Hinblick auf das Schwingungsverhalten des Antriebs wurde ein Abklingen der Sprungantwort innerhalb von weniger als einer Sekunde visuell beobachtet. Ob die damit verbundene Dämpfung des Antriebs ausreichend ist, um Eigenschwingungen aufgrund von äußeren Beschleunigungskräften bei Augenbewegungen auf tolerierbare Amplituden zu begrenzen, bleibt zu untersuchen.

Schlussfolgerung

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass mit der Realisierung des neuen Antriebs für eine Triple-Optik ein Machbarkeitsnachweis für das in Abschnitt 4.2 entwickelte Antriebskonzept auf Basis eines piezoelektrischen Biegeaktors und eines planaren Verformungsgetriebes erbracht worden ist.

5.2 Aufbau des neuen Antriebssystems für eine Alvarez-Optik

Nachfolgend wird die Realisierung der in Abschnitt 4.3 entwickelten neuen Antriebslösung auf Basis eines piezoelektrischen Translationsaktors mit begrenzter Auslenkung und eines planaren Verformungsgetriebes beschrieben [MGGB12, MGR⁺14, SMY⁺14, GBG⁺16, SMG16]. Hierfür wurde ein Längenskalierungsfaktor von 1,2 gewählt. Er bietet wie schon bei der Realisierung des Antriebssystems für eine Triple-Optik den Vorteil, dass die Fertigungsprozesse der Komponenten nicht bis an ihre technologischen Grenzen optimiert werden müssen, wie dies für die Zielgröße des Antriebs im Implantat notwendig ist. Das betrifft auch hier insbesondere die feinen Verformungsstrukturen des Getriebes. So kann mit reduziertem Fertigungsaufwand ein dennoch gültiger Funktionsnachweis des Antriebskonzepts erbracht werden, insbesondere für die Funktionserfüllung des planaren Getriebemechanismus bezüglich Wegübersetzung sowie synchroner Verschiebung und verkippungsfreier Führung beider Linsen der ALVAREZ-Optik. Der genaue Wert des Skalierungsfaktors wurde auch hier durch Planungen für einen Implantatdemonstrator vorgegeben, in den das Antriebsfunktionsmuster zu integrieren war. Auch der Sensor zur Erfassung des Stellzustandes der Linsen soll im Funktionsmuster integriert werden. Die Steuerung des Antriebs einschließlich der Energiestellung ist hingegen nicht Teil

des Funktionsmusters. Diese Funktionen werden für seinen Betrieb durch externe Geräte bereitgestellt.

5.2.1 Entwurf

Durch den Skalierungsfaktor erhöht sich der verfügbare zylindrische Bauraum im Implantat auf einen Durchmesser von 11,28 mm und eine zylindrische Höhe von 4,08 mm, wobei der optisch relevante zentrale Bereich einen Durchmesser von 4,80 mm einnimmt. Der Stellbereich der relativen Verschiebung beider Linsen erhöht sich von 300 μm auf 360 μm . Die relative Linsenverschiebung im Fail-Safe-Zustand liegt dann bei 81 μm . Demnach beträgt die zu leistende maximale positive Verschiebung jeder Linse ausgehend vom Fail-Safe-Zustand 139,5 μm entsprechend einer Relativverschiebung beider Linsen zueinander von 279 μm .

Das Getriebe des Funktionsmusters basiert auf dem Entwurf in Abschnitt 4.3.2, der nach Skalierung lediglich zur Aufnahme eines deutlich überdimensionierten piezoelektrischen Translationsaktors modifiziert wurde. Ursache dafür war die mangelnde Verfügbarkeit eines Translationsaktors in passender Größe und zu akzeptablen Beschaffungskosten für das Funktionsmuster. Anstelle eines maßstäblich skalierten Translationsaktors mit den Abmessungen 5,8 mm \times 0,6 mm \times 0,6 mm wurde der Stapelaktor NAC2001-H06 der Firma Noliac mit den Abmessungen 6,0 mm \times 2,0 mm \times 2,0 mm verwendet. Obwohl also kaum größer in seiner auslenkungsbestimmenden Breite, ist dieser Aktor mehr als dreimal so hoch und tief wie notwendig. Er verfügt über entsprechend große Kraftreserven. Die Verwendung eines überdimensionierten Translationsaktors bedeutet zwar wie schon beim Funktionsmuster des Triple-Optik-Antriebs eine geringere Aussagefähigkeit des Funktionsmusters: Es kann keinen Nachweis liefern, ob der in Implantatgröße vorgesehene piezoelektrische Aktor die notwendige Kraft und Auslenkung erbringen kann. Jedoch ist der wissenschaftliche Mehrwert eines solchen Nachweises auch hier nicht von großer Relevanz, da die mechanische Leistungsfähigkeit und das Skalierungsverhalten von Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung umfassend erforscht und entsprechend gut berechenbar sind. Neben der Aktoraufnahme im Getriebe musste auch der Getrieberahmen für den Translationsaktor vergrößert werden. Abbildung 5.9 zeigt den Getriebeentwurf für das Funktionsmuster. Die Überschreitung des maßstäblich zulässigen Bauraums wird durch die rechtwinkligen Kanten des Getrieberahmens um den piezoelektrischen Aktor veranschaulicht. Die elastischen Strukturen im Getriebe – und damit der elastische Verformungsmechanismus – wurden trotz des größeren Aktors nicht verändert. Sie skalieren auf eine minimale Breite von 24 μm . Zusätzlich wurde der Getrieberahmen des Funktionsmusters über den zur Verfügung stehenden Bauraum hinaus von maßstäblich 300 auf 750 μm verbreitert, um eine größere Robustheit bei manueller Handhabung zu erzielen. Diese zusätzliche Robustheit ist für die automatisierten Montage- und Handhabungsprozesse, wie sie aus produktionstechnischer Sicht und

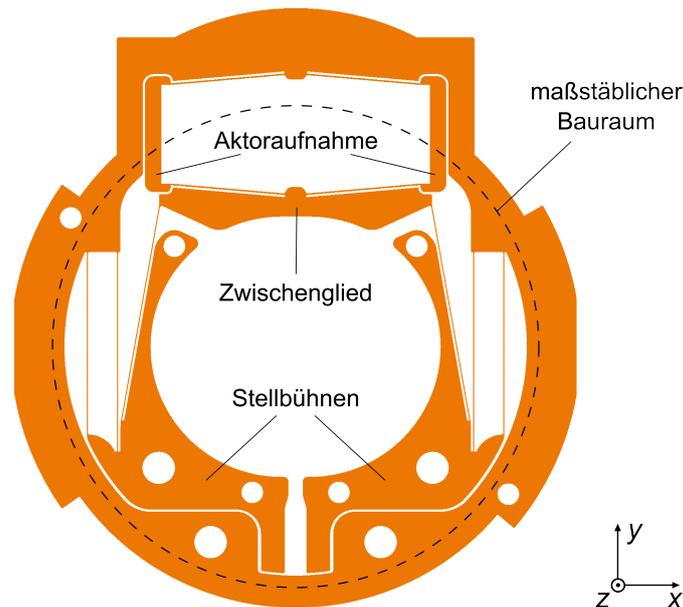


Abbildung 5.9: Getriebeentwurf für ein Antriebsfunktionsmuster mit ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1 (modifiziert nach [SMG16])

aus Kostengründen für das Zielsystem anzustreben sind, nicht mehr erforderlich. In Abbildung 5.9 ist der zulässige maßstäbliche Bauraum im Vergleich mit dem entworfenen Getriebe veranschaulicht. Am linken und rechten Rand wurde der Getrieberahmen außerdem um Anschlussstrukturen für die Verwendung in einem Implantatdemonstrator [GBG⁺15] erweitert.

Die beiden Linsenkörper der ALVAREZ-Optik wurden für das Funktionsmuster aus Polymethylmethacrylat (PMMA) im Spritzguß gefertigt [LRS⁺14, SMY⁺14, SYL⁺14]. Die Geometrie der optischen Grenzflächen war durch die Auslegung des optischen Systems eines Implantatdemonstrators vorgegeben. Die Linsenkörper sind an ihrer dünnsten Stelle 100 μm dick. Durch die spritzgießende Fertigung war es wie schon im Entwurf in Abschnitt 4.3.2 naheliegend, Strukturen zur mechanischen Befestigung der Linsen an den Getriebestellbühnen in die Linsenkörper zu integrieren. Dazu wurden auch in hier vorgestellten Entwurf zwei Zapfen an jedem Linsenkörper vorgesehen, die in den Getriebestellbühnen von jeweils zwei kreisförmigen Öffnungen aufgenommen werden (Abb. 5.10). Auf diese Weise kann eine passive Positionierung und Orientierung der Linsen in x - und y -Richtung während der Montage mit hoher Präzision erreicht werden. Um mögliche Maßabweichungen der Zapfenabstände insbesondere aufgrund eines möglichen Schrumpfes der spritzgegossenen Linsenkörper tolerieren zu können, wurde einer der beiden Zapfen als elliptischer Messerstift ausgeführt. In die Linsenkörper wurden außerdem Anschläge in z -Richtung gegen die jeweils gegenüberliegende Getriebestellbühne integriert, die Kollisionen der optischen Flächen beider Linsen bei Schwingungen

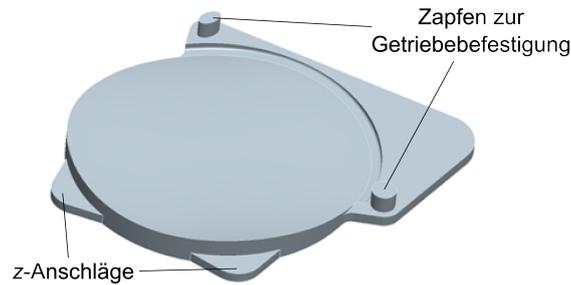


Abbildung 5.10: Entwurf eines Linsenkörpers für die ALVAREZ-Optik des Antriebsfunktionsmusters

verhindern sollen. Anschläge in x -Richtung wurden an den Stellbühnen des Getriebes vorgesehen. Auf Anschläge in y -Richtung wurde wegen der steifigkeitsbedingt geringen möglichen Auslenkungen in diese Richtung verzichtet.

Auch der optische Positionssensor des Antriebsentwurfs in Abschnitt 4.3.3 wurde im Funktionsmuster maßstäblich umgesetzt. Allerdings wurde die Höhe der Blendenöffnung, also ihre Abmessung in y -Richtung, um 86 % vergrößert statt maßstäblich um 20 %. Als optoelektronische Bauteile wurden wie im Entwurf in Zielgröße die Infrarot-Leuchtdiode SFH 4050 und der Phototransistor SFH 3010 gewählt, beide Firma OSRAM.

Eine vereinfachte Darstellung des ausgearbeiteten Entwurfs zeigt Abbildung 5.11.

Zur Auslegung des Antriebs wurde die elastostatische Verformung des Getriebes mittels FEM berechnet. Methodik und Materialparameter waren identisch zu der in Abschnitt 4.3.2 angewandten Vorgehensweise für den Antriebsentwurf in Implantatgröße. Simuliert wurden neben dem Zustand maximaler positiver Relativverschiebung der Linsen bei Schwerkraftwirkung in x -Richtung und negative y -Richtung auch die Zustände maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen bei Schwerkraftwirkung in negative y -Richtung, Schwerkrafteinfluss ohne Aktorauslenkung in x -Richtung sowie in z -Richtung und äußere Beschleunigungskraft in Höhe von mindestens $9g$ ohne Aktorauslenkung in x -Richtung, positive und negative y -Richtung sowie in z -Richtung. Die Ergebnisse der Simulationen sind in Tabelle 5.3 zusammengefasst. Sie sind dort in die Gruppen Stellgrößen, Führungsgenauigkeit und Materialbelastungen eingeteilt und den entsprechenden Anforderungen gegenübergestellt. Die Arbeitspunkte des piezoelektrischen Aktors wurden unter der Annahme linearer Zusammenhänge zwischen Blockierkraft, unbelasteter Auslenkung und elektrischer Spannung aus den Angaben des Herstellers berechnet. Abbildung 5.12 zeigt die berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver sowie maximaler negativer Relativverschiebung beider Linsen. Farblich kodiert ist auch hier der normierte Verschiebungsbetrag, also der Betrag der lokalen Verschiebung bezogen auf den maximal im jeweiligen Verformungszustand auftretenden Verschiebungsbetrag.

Tabelle 5.3: FEM-Berechnungsergebnisse des realisierten Antriebselements für eine ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1

	Simulation	Anforderung
Stellgrößen	max. notwendige Steuerspannung des Aktors	$\leq 60 \text{ V}$
	max. notwendige Stellkraft des Aktors	$\leq 168 \text{ N}$ bei $0 \mu\text{m}$ Auslenkung bzw. $\leq 68,6 \text{ N}$ bei $2,9 \mu\text{m}$
	max. notwendige Auslenkung des Aktors	$\leq 4,9 \mu\text{m}$ bei 0 N Stellkraft bzw. $\leq 5 \mu\text{m}$ bei $0,68 \text{ N}$
	max. relative Verschiebung beider Linsen in x -Richtung	$285 \mu\text{m}$
	Wegübersetzung bei max. Relativverschiebung	49,1
Führungs- genauigkeit (Beträge)	max. Verschiebungsdifferenz beider Linsen in y -Richtung	$0,35 \mu\text{m}$
	max. gemeinsame Verschiebung beider Linsen in x -Richtung unter Schwerkräfteinfluss	$6,7 \mu\text{m}$
	max. gemeinsame Verschiebung beider Linsen in y -Richtung	$2,9 \mu\text{m}$
	max. Linsenverkipfung um die z -Achse	$0,01^\circ$
		$\ll 0,1^\circ$
Materialbelastungen des Getriebes	max. Hauptspannung	161 MPa
	max. Schubspannung	78 MPa
	max. Hauptspannung bei $9g$ äußerer Beschleunigung	225 MPa
	max. Schubspannung bei $9g$ äußerer Beschleunigung	142 MPa
		$< 300 \text{ MPa}$
		$< 150 \text{ MPa}$
		$< 300 \text{ MPa}$
		$< 150 \text{ MPa}$

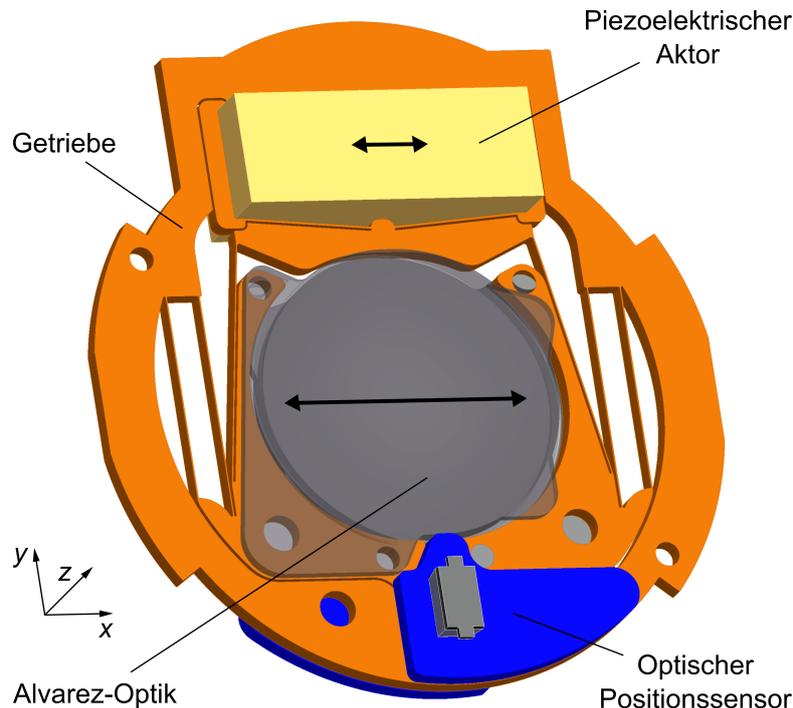


Abbildung 5.11: Entwurf zur Realisierung des Antriebskonzepts für eine ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1 (modifiziert nach [MGR⁺14])

Die Berechnungsergebnisse zeigen, dass der Antriebsentwurf alle Anforderungen erfüllt. Das Getriebe besitzt eine hinreichend hohe Wegübersetzung, so dass großzügige Reserven des piezoelektrischen Aktors nicht nur erwartungsgemäß aufgrund seiner Übergröße bei der Aktorkraft bestehen, sondern auch bei der Aktorauslenkung. Damit muss sein Betriebsspannungsbereich bei weitem nicht ausgeschöpft werden. Bei den Verformungssimulationen fällt wie schon in Abschnitt 4.3.2 auf, dass bei maximal negativer Auslenkung der Linsen zwischen den Getriebestellbühnen und den diagonalen elastischen Blattfedern nur noch ein sehr geringer Abstand von ca. $15\ \mu\text{m}$ besteht.

Die Führungsgenauigkeit liegt im geforderten Bereich, der sich aus den entsprechenden Anforderungen für den Antriebsentwurf in Implantatgröße durch lineare Skalierung ableitet. Auffällig ist die starke Verschiebung beider Linsen in x -Richtung unter Schwerkraft in die gleiche Richtung. Sie beträgt unabhängig vom Stellzustand mindestens $6,3\ \mu\text{m}$ und ist im wesentlichen auf die Gewichtskraft des überdimensionierten Translationsaktors zurückzuführen. Diese nimmt auch bei Schwerkraft in z -Richtung Einfluss auf die Ausrichtung der Linsen. Dabei kommt es zu einer relativ starken Verkippung beider Linsen, bei der jeweils derjenige Linsenrand, welcher der Getriebebefestigung abgewandt ist, um $12,8\ \mu\text{m}$ weiter in z -Richtung ausgelenkt wird, als der jeweils andere Linsenrand. Allgemein ist zu berücksichtigen, dass neben der durch die FEM-Simulation berechneten

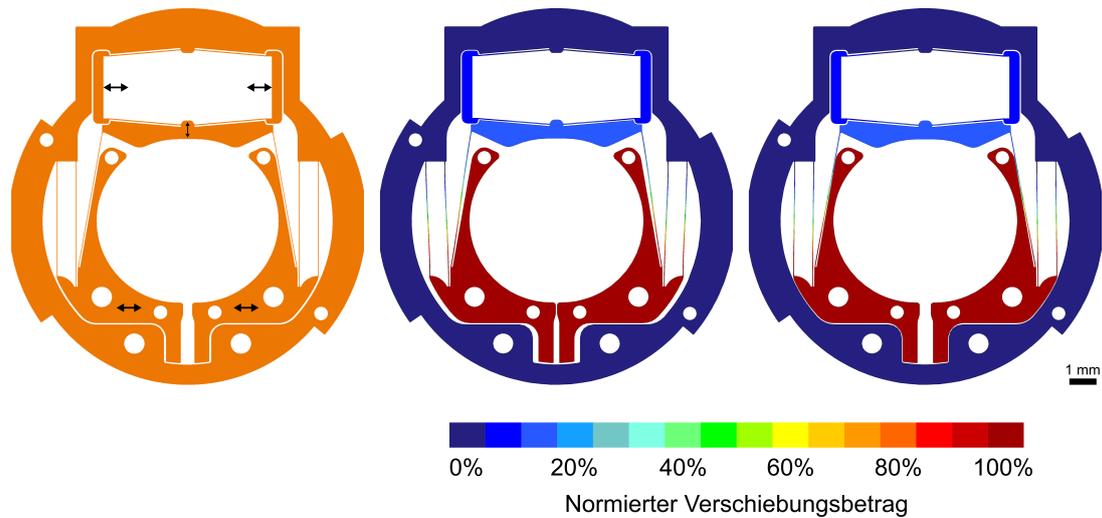


Abbildung 5.12: Elastisches Verformungsgetriebe für den skalierten Antrieb einer ALVAREZ-Optik: Unverformter Zustand (links) und berechnete Getriebeverformung bei maximaler positiver (Mitte) sowie maximaler negativer Relativverschiebung der Linsen (rechts)

Führungsgenauigkeit noch folgende Einflussfaktoren die real zu erwartende Führungsgenauigkeit verschlechtern:

- Fertigungsabweichungen des Getriebes verändern dessen Steifigkeit und damit seine Führungsgenauigkeit.
- Fertigungsabweichungen der Linsenkörper führen zu einem Offset der Linsenposition.
- Montageabweichungen zwischen Linse und Getriebe führen ebenfalls zu einem Offset der Linsenposition.

Schließlich liegen auch die berechneten Materialbelastungen des Siliziumgetriebes deutlich unter der als sicher geltenden Grenze von 300 MPa. Die Festigkeit gegen äußere Beschleunigungen ist dabei mit maximal $9g$ allerdings deutlich niedriger als im Antriebsentwurf in Implantatgröße. Dies ist wiederum auf die große Masse des überdimensionierten Aktors zurückzuführen. Das berechnete Szenario mit der höchsten und damit limitierenden Belastung enthielt eine äußere Beschleunigung von $9g$ in z -Richtung. Hierbei wurde eine Verformung über die Kollision der Linsenanschlüge in z -Richtung hinaus berechnet, da Kollisionen in der Simulation nicht berücksichtigt werden konnten. Die maximale Materialbelastung tritt in diesem Szenario an den nachgiebigen Strukturen in der Nähe des Aktors auf. Die hohen Schubspannungen legen nahe, dass bei weiter gesteigerter Belastung ein Gleitbruch auftreten wird. In der Realität berühren sich bei einem solchen Szenario die Anschläge, womit eine weitere Verformung weitgehend verhindert wird. Die Materialbelastungen des Getriebes fallen dadurch deutlich geringer aus. Folglich

liegt die reale Festigkeit des skalierten Antriebs gegen äußere Beschleunigungen deutlich höher als berechnet.

Abschließend soll betrachtet werden, welche Funktionsnachweise durch das entworfene Funktionsmuster experimentell erbracht werden können und welche Aussagen aufgrund von Skalierungseffekten und konstruktiven Kompromissen auch bei erfolgreicher Realisierung des Entwurfs nicht möglich sind. Die wichtigen Getriebefunktionen Wegübersetzung sowie verkippfungsfreie und synchrone Linsenführung werden durch Getriebeverformungen in der x - y -Ebene des Getriebes erfüllt. Da diese Verformungen linear skalieren, kann durch den skalierten Antrieb ein positiver oder negativer Funktionsnachweis für die genannten Funktionen erbracht werden. Ein positiver Nachweis ausreichender Aktorauslenkung und -kraft ist wie bereits erwähnt aufgrund des überdimensionierten Translationsaktors nicht möglich. Das gegenüber der linear skalierenden Aktorauslenkung und der quadratisch skalierenden Aktorkraft überproportionale kubische Skalierungsverhalten massenbedingter statischer Gravitationskräfte schließt zunächst auch die Möglichkeit eines negativen Nachweises, also über nicht ausreichende Aktorauslenkung und -kraft, durch das Funktionsmuster aus. Im Hinblick auf die starke Überdimensionierung des Aktors und seinen sehr geringen berechneten schwerkraftbedingten Lastanteil von $<1\%$ (vgl. Abschn. 4.3.2) ist eine nicht ausreichende Aktorkraft bzw. -auslenkung im Funktionsmuster jedoch ein sehr starkes Indiz für ein entsprechendes Leistungsdefizit des Antriebs in Implantatgröße. Ein positiver Nachweis ausreichender Führungsgenauigkeit des Getriebes gegen Störungen durch Gravitations- und Beschleunigungskräfte ist aufgrund des kubischen Skalierungsverhaltens der massebedingten Kräfte – trotz der überdimensionierten Masse des Aktors im Funktionsmuster – durch den skalierten Antrieb des Funktionsmusters möglich, ein negativer Nachweis hingegen nicht. Schließlich sind durch das Funktionsmuster Aussagen zum Schwingungsverhalten des Antriebs möglich. Durch die kubisch skalierenden bewegten Massen, zusammen mit der zusätzlich deutlich verringerten ebenfalls zumindest geringfügig bewegten Aktormasse kann für den Antrieb in Implantatgröße von höheren Eigenschwingfrequenzen ausgegangen werden als im skalierten Funktionsmuster.

5.2.2 Fertigung und Montage

Das Getriebe wurde analog zum realisierten Antrieb für eine Triple-Optik in einem DRIE-Verfahren aus einkristallinem Silizium gefertigt [MGR⁺14]. Da der Prozess eine möglichst konstante Ätzgrabenbreite erfordert, wurden dem Maskenlayout auch hier Dummy-Strukturen hinzugefügt (Abb. 5.13a). Der Fertigungspartner (Institut für Mikrosystemtechnik (IMTEK) der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg) konnte den DRIE-Prozess jedoch nur so weit optimieren, dass eine Verjüngung der dünnen elastischen Strukturen von der Oberseite zur Unterseite des Wafers mit einem Winkel von 1° an jeder Ätzkante verblieb. Abbildung 5.13b zeigt das Schliff-

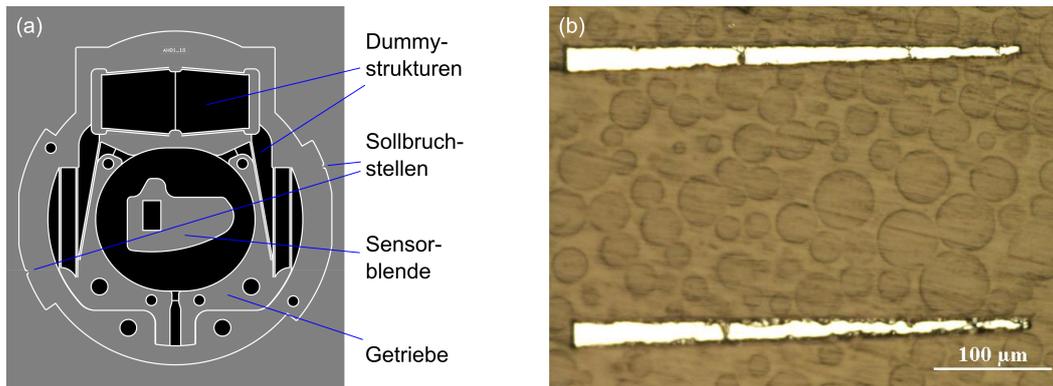


Abbildung 5.13: Fertigung des Getriebes für den Antrieb einer ALVAREZ-Optik mittels reaktivem Ionentiefenätzen (DRIE): (a) Maskenlayout, (b) Schlifffbild zweier gefertigter Biegebalken mit Nennbreite $24\ \mu\text{m}$ (Quelle: IMTEK, Universität Freiburg, Wiedergabe mit freundlicher Genehmigung)

Abbildung 5.13 zeigt ein typisches Biegebalken mit Nennbreite $24\ \mu\text{m}$, auf dem die Verjüngung zur Unterseite (rechte Seite im Bild) gut zu erkennen ist. Aufgrund der verringerten Flächenquerschnitte ist daher von einer geringeren Steifigkeit des Getriebes auszugehen als berechnet. Die Vereinzelung der Getriebe aus dem Fertigungswafer wurde erfolgreich durch Herausbrechen an Sollbruchstellen realisiert – ein Verfahren, das sich auch für eine kostengünstige Serienfertigung in Implantatgröße eignet und die Vereinzelung durch Wafersägen überflüssig macht. Alternativ können die Sollbruchstellen mit einem Laser zerstört werden.

Die beiden äußeren statischen Blenden des optischen Positionssensors, die der Befestigung und Abschirmung der beiden optoelektronischen Bauteile dienen, wurden zusammen mit den Getrieben im gleichen Silizium-Wafer gefertigt. Dadurch war auch für die Blenden eine freie Gestaltung ihrer planaren Geometrie und eine Anpassung derselben an die Geometrie des angrenzenden Getriebes möglich.

Die Linsenkörper der ALVAREZ-Optik wurden, wie bereits erwähnt, spritzgießend aus PMMA hergestellt. Ihre Fertigung war Gegenstand eines anderen Forschungsprojekts [LRS⁺14, SMY⁺14, SYL⁺14].

Die Montage des Antriebs erfolgte manuell aber mit automatisierbaren Prozessen. Zur genauen Ausrichtung und Fixierung der Komponenten wurde eine Montagevorrichtung entworfen und gefertigt (Abb. 5.14). Das Siliziumgetriebe wird dabei an Stiftanschlüssen ausgerichtet und durch eine Vakuuman-saugung in der Vorrichtung fixiert. Die Bauteile wurden mit UV-härtendem Klebstoff (DYMAX OP-29) gefügt.

Im ersten Montageschritt wurden zunächst die Linsen am Getriebe montiert. In der manuellen Montage zeigte sich, dass dazu nicht zwingend eine Vorrichtung erforderlich ist und dass eine Linse von oben in die Getriebestellbühnen eingelegt werden kann oder alternativ das Getriebe von oben auf die Linse aufgelegt werden

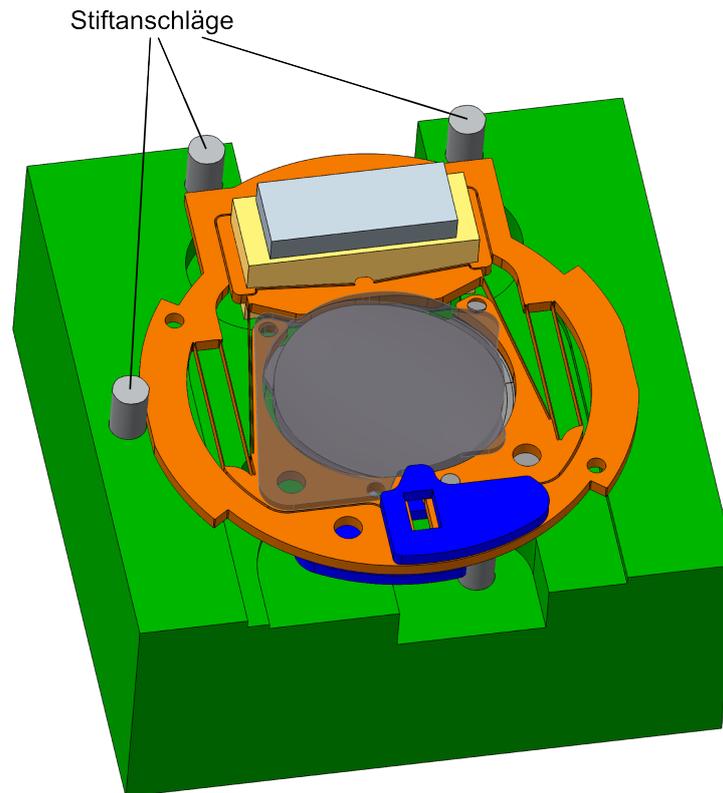


Abbildung 5.14: Vorrichtung zur Montage des Antriebs für eine ALVAREZ-Optik (CAD-Entwurf)

kann. Die elastische Aufhängung der Linsen im Getriebe erwies sich in letzterer Variante als stabil genug, um das Gewicht des Getriebes und einer bereits montierten Linse zu tragen. Die Gestaltung der hier eingesetzten Linsenkörper erfordert allerdings für die Klebung, dass die Linse unter dem Getriebe liegt, um Klebstoff in die kreisförmige Aussparung in der Getriebestellbühne applizieren zu können. Ein Umdrehen des Getriebes mit einer montierten Linse war daher erforderlich.

Nach erfolgreicher Linsenmontage wurde der piezoelektrische Aktor am Getriebe montiert. Hierbei zeigte sich das Problem, dass aus der Übermaßpassung zwischen Aktor und Getriebe ein Spalt von mehr als $150\ \mu\text{m}$ resultieren kann, der nach Füllung mit Klebstoff bei dessen Aushärtung schrumpft. Die Schrumpfung führt selbst bei der niedrigen Schrumpfrate des Klebstoffs DYMAX OP-29 von $0,79\%$ zu einer Kontraktion der Aktoraufnahme um knapp $1,2\ \mu\text{m}$. Daraus resultiert aufgrund der hohen Wegübersetzung des Getriebemechanismus eine unerwünschte Vorauslenkung der Getriebestellbühnen um mehr als $50\ \mu\text{m}$. Das Problem konnte weitgehend gelöst werden, indem der Aktor an einer Seite der Aktoraufnahme angeschlagen wird, so dass der Spalt auf der anderen Seite maximiert wird. Der maximierte Spalt wird zuerst geklebt und ausgehärtet. Auf der anderen Seite der

Aktoraufnahme entsteht während der Klebstoffhärtung ein Spalt von weniger als $2\ \mu\text{m}$, dessen Schrumpfung bei anschließender Klebung zu einer Vorauslenkung der Getriebestellbühnen im unteren zweistelligen Nanometerbereich führt, die damit vernachlässigbar ist.

Die elektrische Kontaktierung des Aktors erfolgte mit Kupferlackdraht (Durchmesser $100\ \mu\text{m}$). Dieser wurde zunächst auf dem Getrieberahmen über dem Translationsaktor durch Klebung fixiert, um eine Zugentlastung des Aktors zu erreichen. Der Draht war vorher manuell im späteren Bereich zwischen Getriebrahmen und Aktor mäanderförmig gebogen worden, um eine geringe Biegesteifigkeit des Drahtes bei Bewegung des Aktors in y -Richtung im Betrieb aufgrund des Getriebemechanismus zu erzielen. Schließlich wurde das vorab entlackte Ende des Drahtes mit Silberleitlack (Fa. Electrolube) auf der Kontaktierungsfläche des piezoelektrischen Aktors angeklebt. Trotz der geringen mechanischen Festigkeit des Silberleitlacks als Klebstoff erwies sich die Klebung als ausreichend fest. Da der Aktor von beiden Seiten des Getriebes kontaktiert werden musste, war ein Umdrehen des montierten Antriebs als Zwischenschritt erforderlich.

5.2.3 Charakterisierung und Diskussion

Charakterisierung des aufgebauten Antriebs

Der Antrieb wurde zunächst ohne Positionssensor aufgebaut und betrieben. Abbildung 5.15 zeigt Photos des Antriebs in statischen Betriebszuständen. Dabei wirkte die Schwerkraft in negative z -Richtung, also in Richtung der optischen Achse. Mit Berührung der positiven Anschläge beider Getriebestellbühnen nach augenscheinlich synchron verlaufender Verschiebung beider Linsen wurde die maximale relative Linsenverschiebung von $335\ \mu\text{m}$ bei einer elektrischen Aktorspannung von $34\ \text{V}$ erreicht. Für die geforderten $279\ \mu\text{m}$ Relativverschiebung ist demnach eine deutlich niedrigere Spannung erforderlich, die dann noch weiter unter dem in Tabelle 5.3 berechneten Wert liegt. Als wahrscheinliche Ursache kann die gegenüber der Auslegung geringere Getriebesteifigkeit angenommen werden, die einerseits aus den wesentlich dünner gefertigten elastischen Getriebestrukturen resultiert, andererseits aus der isotropen Vereinfachung des anisotropen elastischen Materialverhaltens im Berechnungsmodell mit einem zugrundegelegten isotropen Elastizitätsmodul an der oberen Grenze des anisotropen Wertebereichs (Abschn. 4.2.2). Mit der mehr als ausreichenden Auslenkung der Linsen bei gleichzeitig sehr großen Reserven der Aktordehnung kann von einer hinreichend großen Wegübersetzung des Getriebemechanismus ausgegangen werden. Die negativen Anschläge der Getriebestellbühnen, entsprechend einer relativen Linsenverschiebung von $-140\ \mu\text{m}$, werden im realisierten Antrieb bei einer elektrischen Aktorspannung von $-16\ \text{V}$ erreicht. Auch bei Schwerkraftwirkung in negative z -Richtung wurden die positiven Anschläge bei einer elektrischen Aktorspannung von $34\ \text{V}$ erreicht. Eine Spannung von $-16\ \text{V}$ genügte unter diesen Umständen allerdings nur zum Erreichen des

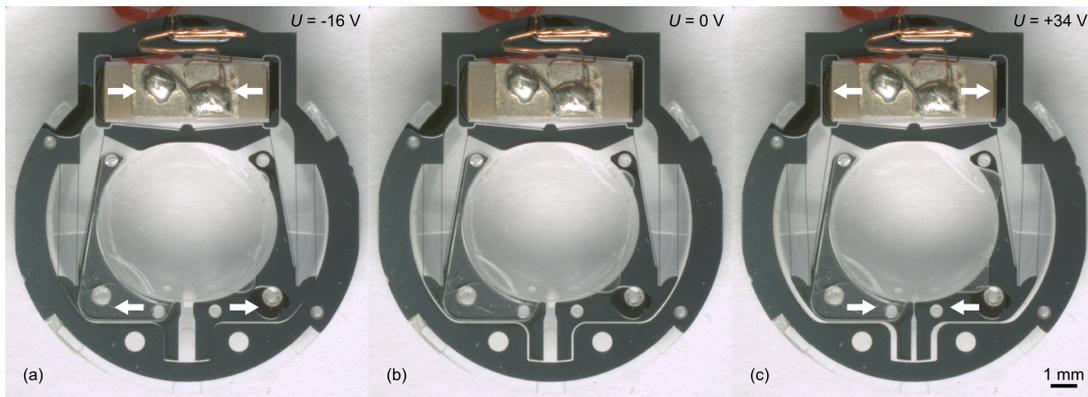


Abbildung 5.15: Realisierter Antrieb für eine ALVAREZ-Optik im Maßstab 1,2:1: (a) Auslenkung beider Linsen bis zum negativen Anschlag, (b) Zustand ohne Linsenauslenkung, (c) Linsenauslenkung bis zum positiven Anschlag [MGR⁺14]

linken Getriebeanschlags. Das ist vor allem auf den Einfluss der Gewichtskraft des überdimensionierten Aktors, aber auch auf die fertigungsbedingt geringere Getriebesteifigkeit zurückzuführen.

Die Genauigkeit der Linsenführung gegen Verkippungen wurde zwar nicht quantitativ bestimmt, visuell war jedoch auch mit optischer Vergrößerung keine Verkippung erkennbar. Ein Indikator für eine gute Synchronisierung beider Linsenverschiebungen ist die gleichzeitige Berührung beider negativer Anschläge der Getriebestellbühnen. Dazu wurde jedoch beobachtet, dass die rechte Stellbühne den negativen Anschlag schon bei -12 V erreicht, die linke erst bei -16 V . Dieses asymmetrische Verhalten ist aber vermutlich nicht auf den Getriebemechanismus selbst, sondern eher auf einen nicht ideal symmetrisch eingebauten Aktor oder den Einfluss seiner Kontaktierungsdrähte zurückzuführen. Auch durch eine montagebedingte Vorspannung im Getriebe ist die Position der unausgelenkten Linsen möglicherweise verschoben worden, wodurch die Anschläge trotz synchroner Linsenverschiebung nicht gleichzeitig erreicht werden.

Die Führungsgenauigkeit des Getriebes gegen Störungen durch Gravitations- und Beschleunigungskräfte wurde nicht gemessen. Angesichts des überdimensionierten Aktors und der fertigungsbedingt geringeren Getriebesteifigkeit erscheint ein positiver Nachweis unwahrscheinlich, wenngleich nicht ausgeschlossen.

Im Hinblick auf das Schwingungsverhalten des Antriebs wurde ein Abklingen der Sprungantwort innerhalb von weniger als einer Sekunde visuell beobachtet. Ob die damit verbundene Dämpfung des Antriebs ausreichend ist, um Eigenschwingungen aufgrund von äußeren Beschleunigungskräften bei Augenbewegungen auf tolerierbare Amplituden zu begrenzen, bleibt zu untersuchen.

Schlussfolgerung

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass mit der Realisierung des neuen Antriebs für eine ALVAREZ-Optik ein Machbarkeitsnachweis für das in Abschnitt 4.3 entwickelte Antriebskonzept auf Basis eines piezoelektrischen Translationsaktors mit begrenzter Auslenkung und eines planaren Verformungsgetriebes erbracht worden ist.

5.3 Zusammenfassung

Im vorliegenden Kapitel wurden erstmalig mechanische Antriebe für die Optik des Künstlichen Akkommodationssystems realisiert. Funktionsmuster des neuen Triple-Optik-Antriebs und des neuen ALVAREZ-Optik-Antriebs wurden im Maßstab 1,5:1 bzw. 1,2:1 entworfen, aufgebaut und experimentell charakterisiert. Die Funktionsfähigkeit der beiden neuartigen Getriebemechanismen konnte dabei nachgewiesen werden. Eine sehr gute Übereinstimmung der elastischen Getriebeverformung mit den FEM-Simulationen wurde auch quantitativ durch Messungen bestätigt. Weiterhin konnte auch die Funktionsfähigkeit des Sensorprinzips sowie seine Eignung für die entwickelten Antriebslösungen nachgewiesen werden. Mit der erfolgreichen Realisierung beider Funktionsmuster konnten Machbarkeitsnachweise für die neuen Antriebslösungen erbracht werden.

6 Zusammenfassung

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit war die Entwicklung von mechanischen Antrieben für die aktive Optik des Künstlichen Akkommodationssystems. Das intraokulare, mechatronische Implantat soll die Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges bei Alterssichtigkeit oder im Rahmen einer Kataraktoperation wiederherstellen. Ein wesentliches Teilsystem eines solchen Implantats ist die aktive Optik zur Änderung der optischen Gesamtbrechkraft des Auges. Zu den dafür besonders geeigneten optischen Wirkprinzipien gehören nach früheren Forschungsergebnissen Linsensysteme mit parallel oder senkrecht zur optischen Achse zu verschiebenden Linsenkörpern in Form einer Triple-Optik und einer ALVAREZ-Optik. Beide benötigen einen mechanischen Antrieb. Mit der Entwicklung eines solchen Antriebs im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollte die Realisierbarkeit einer aktiven Optik als Teilsystem des Künstlichen Akkommodationssystems erstmals nachgewiesen werden.

Nach einer Einführung in das Thema in Kapitel 1 wurden in Abschnitt 2.1 zunächst die Anforderungen an den mechanischen Antrieb im Künstlichen Akkommodationssystem präzisiert. Dazu gehören neben den erforderlichen Leistungsdaten und technischen Eigenschaften auch die Betriebs- und Umgebungsbedingungen im Implantat. Es folgte eine Analyse der notwendigen Funktionen des Antriebs in Abschnitt 2.2. Sie bildete die Grundlage für die Entwicklung der Funktionsstruktur eines generischen Lösungskonzepts für den Antrieb in Abschnitt 2.3.

Für die Teilfunktionen des Antriebskonzepts wurden im Kapitel 3 Lösungsansätze in Form von Wirkprinzipien erarbeitet. Dazu wurden für jede Teilfunktion Wirkprinzipien nach dem derzeitigen Stand der Technik ermittelt und einer Eignungsbewertung unterzogen. Für die zentrale Aktorfunktion des Antriebs zur Wandlung nichtmechanischer in mechanische Energie existiert ein besonders breites und vielfältiges Lösungsfeld von Wirkprinzipien, den sogenannten Aktorprinzipien. Durch eine Vorauswahl anhand der Ausschlusskriterien Dynamik, Betriebslebensdauer und Lastzyklenfähigkeit, Höhe elektrischer Spannungen, Leistungsbedarf im statischen Betrieb sowie mechanische Selbsthemmung konnte das Lösungsfeld auf einige wenige potentiell geeignete Aktorprinzipien eingeschränkt werden. Dazu gehören dielektrische Elastomeraktoren, elektrostriktive Aktormaterialien, Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung und mit Einschränkungen auch nichtresonante piezoelektrische Schreittriebe. Eine vergleichende Bewertung identifizierte Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung als besonders geeignet. Neuartige Aktorprinzipien auf Basis von nanoskaligen Ladungseffekten wie Kohlenstoff-Nanoröhren, Vanadiumoxid-

Nanofasern und nanoporöse Metalle sind ebenfalls potentiell geeignet, ebenso wie möglicherweise auch ionische Polymer-Metall-Verbund-Aktoren trotz diverser Nachteile. Sie befinden sich aber derzeit noch in einem nicht anwendungsreifen Entwicklungsstadium. Zur Realisierung rein mechanischer Wandlungsfunktionen des Antriebs wie Vergrößerung von Auslenkung oder Kraft und kinematische Anpassung der Aktorbewegung an die Optik wurden elastische Verformungsmechanismen als geeigneter Lösungsansatz ausgewählt. Auch für die Lagerungsfunktion wurden elastische Verformungsmechanismen als besonders geeignet identifiziert, eine Integration beider Funktionen in einer einzigen Komponente zur Bauraumeinsparung ist entsprechend naheliegend. Die Art der Antriebssteuerung ist vom eingesetzten Aktorprinzip abhängig. Bei Piezoaktoren mit begrenzter Auslenkung ist wegen der Kennlinienhysterese und des blickrichtungsabhängigen Schwerkrafteinflusses eine Positionsregelung die geeignetste Lösung. Sie erfordert einen Positionssensor zur Messung der Linsenbewegungen, für den das optische Wirkprinzip der Transmissionsmessung an einer bewegungsabhängigen Blendenöffnung ausgewählt wurde. Auch die Realisierung des Energiestellers ist abhängig vom eingesetzten Aktorprinzip. Für Piezoaktoren und andere Aktorprinzipien mit erhöhter Betriebsspannung wurde ein Konzept zur Integration der drei Teilfunktionen Spannungswandlung, Spannungssteuerung und Energierückgewinnung in einer Schaltung mit nur einem induktiven Bauteil entwickelt, als Schaltungsentwurf ausgearbeitet und durch Simulationen positiv evaluiert.

Mit den als geeignet bewerteten Wirkprinzipien für die Teilfunktionen des mechanischen Antriebs konnte das generische Antriebskonzept schließlich in Abschnitt 4.1 als Wirkstruktur ausgearbeitet werden. Sie enthält einen Piezoaktor mit begrenzter Auslenkung, welche optional mit einem Festkörpergetriebe auf Basis eines elastischen Verformungsmechanismus verstärkt wird. Die Lagerungsfunktion wird entweder durch den Aktor selbst oder durch den elastischen Verformungsmechanismus des Getriebes erfüllt. Die Aktorsteuerung ist in Form eines PI-Reglers im Mikrocontroller des Implantats implementiert. Der Positionssensor und der Energiesteller werden mit den oben genannten Wirkprinzipien realisiert. Das generische Antriebskonzept ist für verschiedene optische Wirkprinzipien mit Translation und Rotation von festen Linsenkörpern gleichermaßen geeignet. Auf seiner Basis wurden in den Abschnitten 4.2 und 4.3 Antriebsentwürfe für eine Triple-Optik und eine ALVAREZ-Optik funktions-, fertigungs- und montagegerecht ausgearbeitet. Sie enthalten einen piezoelektrischen Biegeaktor bzw. Translationsaktor zur Bewegungserzeugung. Für beide Entwürfe wurden planare Getriebe aus einkristallinem Silizium mit jeweils einem neuartigen elastischen Verformungsmechanismus entwickelt. Dabei wurden elastostatische Verformungssimulationen nach der Methode finiter Elemente durchgeführt. Die elastischen Mechanismen realisieren sowohl eine mechanische Wegübersetzungsfunktion als auch die Lagerungsfunktion bezüglich der zu verschiebenden Linsen. Im Fall der ALVAREZ-Optik wird zusätzlich auch die gegensinnige Synchronisierung der beiden Linsenverschiebungen durch den Ver-

formungsmechanismus realisiert. Beide Antriebsentwürfe enthalten einen optischen Positionssensor zur Messung der Linsenverschiebungen.

Um neben dem theoretischen Funktionsnachweis auch eine praktische Evaluierung der entwickelten Antriebslösungen durchzuführen, wurden in Kapitel 5 Funktionsmuster im Maßstab 1,5:1 bzw. 1,2:1 entworfen, aufgebaut und experimentell charakterisiert. Für den Getriebemechanismus des Triple-Optik-Antriebs wurden Wegübersetzungsfaktoren von im Mittel 18,1 gemessen, die sehr gut mit den durch numerische Verformungsberechnungen ermittelten Werten übereinstimmen. Der gemessene maximale Kippfehler des Getriebeausgangs ist gering, was auf eine gute Führungsgenauigkeit schließen lässt. Für den entworfenen Positionssensor nach dem optischen Wirkprinzip variabler Blendengröße wurde experimentell ein monotoner Zusammenhang zwischen Linsenverschiebung und Sensorsignal und damit sowohl die Funktionsfähigkeit des Sensorprinzips als auch seine Eignung für die entwickelten Antriebslösungen nachgewiesen. Beide Antriebsfunktionsmuster wurden erfolgreich aufgebaut und in Betrieb genommen. Aufgrund von Fertigungsabweichungen des Getriebes wurden die maximalen Auslenkungen bei geringeren Aktorspannungen erreicht als berechnet. Nichtsdestotrotz wurden mit der Realisierung beider Funktionsmuster Machbarkeitsnachweise für die entwickelten Antriebslösungen erbracht und damit erstmals die Realisierbarkeit mechanischer Antriebe für das Künstliche Akkommodationssystem nachgewiesen. Die entwickelten neuartigen elastischen Verformungsmechanismen mit hohem Übersetzungsfaktor können auch Grundlage für Antriebe mit anderen Aktorprinzipien sein, die eine hohe Wegübersetzung erfordern, wie bspw. solche auf Basis nanoskaliger Ladungseffekte.

Die wesentlichen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind:

1. Analyse der notwendigen Funktionen und Teilfunktionen des Antriebs
2. Entwicklung eines generischen Antriebskonzepts für verschiedene optische Wirkprinzipien eines mechatronischen Akkommodationsimplantats (Funktionsstruktur und Wirkstruktur)
3. Eignungsbewertung existierender Aktorprinzipien zur Erfüllung der Teilfunktion nichtmechanisch-mechanische Energiewandlung des Antriebs
4. Konzeption und Entwurf eines energieeffizienten Leistungstreibers für den piezoelektrischen Aktor des Künstlichen Akkommodationssystems
5. Konzeption, Entwurf und experimenteller Funktionsnachweis eines optischen Positionssensors für Antriebe des Künstlichen Akkommodationssystems
6. Entwicklung eines neuartigen elastischen Verformungsmechanismus zur kombinierten Wegübersetzung und translatorischen Linsenführung für eine Triple-

Optik des Künstlichen Akkommodationssystems sowie experimenteller Nachweis ausreichender Wegübersetzung des Mechanismus

7. Entwicklung eines neuartigen elastischen Verformungsmechanismus zur kombinierten Wegübersetzung, Linsenführung und -synchronisierung für eine ALVAREZ-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems
8. Erstmaliger Entwurf einer Antriebslösung für die Triple-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems
9. Erstmaliger Entwurf einer Antriebslösung für die ALVAREZ-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems
10. Realisierung der neuen Antriebslösung für die Triple-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems als skaliertes Funktionsmuster und experimenteller Funktionsnachweis des Antriebskonzepts
11. Realisierung der neuen Antriebslösung für die ALVAREZ-Optik des Künstlichen Akkommodationssystems als skaliertes Funktionsmuster und experimenteller Funktionsnachweis des Antriebskonzepts

Aufbauend auf den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit sind die im folgenden umrissenen Forschungsarbeiten zweckmäßig zur Weiterentwicklung von mechanischen Antrieben für mechatronische Akkommodationsimplantate. Die entwickelten Antriebsentwürfe sollten zunächst durch einen iterativen Entwicklungsprozess mit praktischen Realisierungen hinsichtlich Baugröße, Energieverbrauch und Betriebsspannungen weiter optimiert werden. Erhebliches Potential hierfür birgt bspw. der Einsatz verbesserter Aktormaterialien wie einkristalliner Piezoelektrika.

Eine deutliche Senkung des Bauraumbedarfs ist möglicherweise durch Antriebskonzepte ohne mechanische Wandler zu erwarten, bei denen alle mechanischen Teilfunktionen einschließlich Lagerung in einem direkt auf die Optik wirkenden Aktor integriert sind. Ein Ansatz hierfür ist in Abschnitt 4.1 mit dem anwendungsspezifisch strukturierten piezoelektrischen Aktor mit komplexer Geometrie beschrieben, der durch einen in seiner Bauform begründeten Mechanismus zur Auslenkungsverstärkung die notwendigen Linsenverschiebungen ohne ein nachgeschaltetes Übersetzungsgetriebe erbringt.

Nicht ausreichend untersucht werden konnte in der vorliegenden Arbeit das Potential von Antriebskonzepten mit separaten Funktionseinheiten für die Verstell- und Feststellfunktion ebenso wie von nichtresonanten piezoelektrischen Schreitantrieben ohne Selbsthemmung. Die Etablierung und Weiterentwicklung von elektrostriktiven Aktormaterialien und dielektrischen Elastomeraktoren, aber in Zukunft vor allem von Aktortechnologien auf Basis nanoskaliger Ladungseffekte dürfte ein erweitertes Lösungsfeld für den mechanischen Antrieb des Künstlichen Akkommodationssystems eröffnen.

A Anhang

A.1 Anatomie und Physiologie des Auges

Die Augen sind Teil des visuellen Systems des menschlichen Körpers. Es ermöglicht über die Verarbeitung von Lichtreizen im sichtbaren Wellenlängenbereich des elektromagnetischen Spektrums (380–780 nm) die Gewinnung von Informationen über die Umgebung. Dazu wird ein Abbild der Umgebung auf die Netzhaut (Retina) des Auges projiziert. In der Netzhaut wandeln lichtempfindliche Rezeptoren die Lichtreize in neuronale Signale um. Diese Signale werden über die Sehbahn zur Sehrinde (visueller Cortex) des Gehirns geleitet, wo die gewonnenen Bildinformationen weiterverarbeitet werden. Aus den Bildern beider im Abstand von ca. 6 bis 7 cm angeordneter Augen können über die Informationen der zweidimensionalen Einzelbilder hinaus Tiefeninformationen gewonnen werden, wodurch eine schnelle räumliche Orientierung ermöglicht wird [Gre08]. Neben der Erfassung von Umgebungsbildern werden in den Augen auch Informationen über die Umgebungshelligkeit gewonnen, die teilweise direkt an nichtbildverarbeitende Teile des Gehirns weitergeleitet werden und dort u. a. zur Synchronisation des zirkadianen Rhythmus und zur Steuerung von Schlaf-Wach-Phasen verarbeitet werden [SCH11a].

Der Augapfel (Bulbus Oculi) ist bei normalsichtigen (emmetropen) Erwachsenen etwa 24 mm lang und nahezu kugelförmig [Aug07, Gre08]. Eingebettet in Fett- und Bindegewebe ist er in der Augenhöhle (Orbita) des Schädels beweglich gelagert. Sechs äußere Augenmuskeln ermöglichen Bewegungen des Augapfels, die näherungsweise als rein rotatorisch beschrieben werden können. Gleichzeitige Drehbewegungen beider Augen können in Versionen und Vergenzen unterteilt werden. Versionen sind gleichsinnige, Vergenzen gegensinnige Drehbewegungen oder Rotationsanteile mit jeweils paralleler Drehachse. Die Wand des Augapfels wird durch Lederhaut (Sclera), Aderhaut (Chorioidea) und Netzhaut gebildet (Abb. A.1 links). Die weiße Lederhaut besteht aus Bindegewebe und geht im vorderen Teil des Auges in die transparente Hornhaut (Cornea) über. Die Hornhaut wird durch das Augenlid geschützt und regelmäßig mit Tränenflüssigkeit benetzt, die sie mit Nährstoffen versorgt und vor dem Austrocknen bewahrt. Die Aderhaut dient der Nährstoffversorgung des Auges, welches das in Bezug auf seine Größe am stärksten durchblutete Organ des menschlichen Körpers ist [WBB99]. Die etwa 0,5 mm dicke Netzhaut besteht aus drei Hauptschichten: In der äußeren Schicht befinden sich die etwa 127 Millionen photorezeptiven Zellen, welche Lichtreize in elektrische Potentialunterschiede umsetzen. Über eine Mittelschicht mit Interneuronen, die

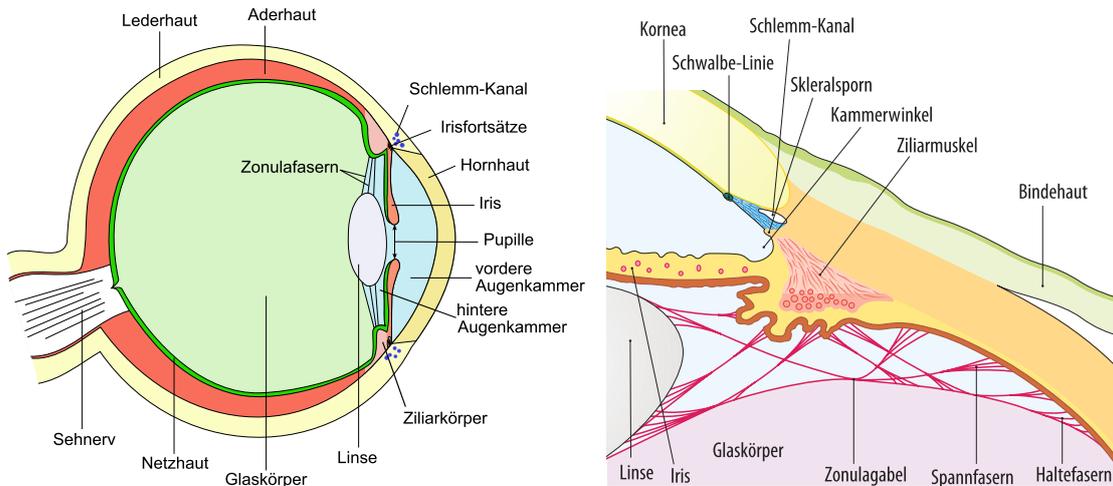


Abbildung A.1: Aufbau des menschlichen Auges (links, [TJ13]), Anatomie der Linsenbefestigung am Ziliarkörper (rechts, [Gre08]) Wiedergabe mit Genehmigung der Springer Science+Business Media B.V.)

bereits eine erste Signalverarbeitung durchführen, werden die Informationen an die Ganglienzellen der inneren Schicht geleitet. Bei den Photorezeptoren kann zwischen Stäbchen, die auf das Sehen bei schwacher Beleuchtung spezialisiert sind (skotopisches Sehen), und Zapfen, die auf das Farbsehen bei heller Beleuchtung spezialisiert sind (photopisches Sehen), unterschieden werden. In der Peripherie der Netzhaut finden sich vor allem Stäbchen. Im Zentrum der Netzhaut liegt der durch seine Pigmentierung gekennzeichnete, 5 bis 6 mm große Gelbe Fleck (Macula lutea). In seinem Zentrum wiederum findet sich eine etwa 1,5 mm breite Vertiefung, die Sehgrube (Fovea centralis). Sie enthält fast ausschließlich Zapfen und stellt aufgrund der hohen Dichte an Photorezeptoren den Ort des schärfsten Sehens dar. Die Axone der Ganglienzellen laufen an der Papille zusammen und bilden dort den Sehnerv. An dieser Stelle der Netzhaut existieren keine Photorezeptoren, sie findet sich daher als blinder Fleck im Gesichtsfeld wieder [Aug07, Gre08]. Neben Stäbchen und Zapfen sind seit den 1990er Jahren auch photosensitive Ganglienzellen als eine dritte Art von Photorezeptoren bekannt [SCH11a]. Ihre Funktion ist nach derzeitigem Erkenntnisstand die Messung der Umgebungshelligkeit. Informationen darüber werden zum einen an den Hypothalamus zur Synchronisation des körpereigenen zirkadianen Rhythmus geleitet und gelangen von dort auch zur Zirbeldrüse, wo sie die Produktion des Hormons Melatonin und damit den Schlaf-Wach-Zustand beeinflussen. Zum anderen haben die Signale der photosensitiven Ganglienzellen Einfluss auf den Lichtreflex der Pupille. Mögliche weitere Funktionen dieser Signale auch für die Bilderfassung sind Gegenstand aktueller Forschungsdiskussionen [SCH11a].

Rückseitig der Hornhaut befindet sich die mit Kammerwasser gefüllte vordere Augenkammer. Sie wird von der hinteren Augenkammer durch die Iris (Regenbogenhaut) getrennt. Die ringförmige Gewebestruktur bildet in ihrer Mitte die kreisförmige Pupille, deren Größe durch zwei Muskeln der Iris dynamisch verändert werden kann. Durch eingelagerte Pigmente wird Licht außerhalb der Pupille absorbiert, wodurch die auf die Netzhaut fallende Lichtmenge reguliert und an den Empfindlichkeitsbereich der Photorezeptoren angepasst werden kann. Weiterhin beeinflusst die Pupillenweite die Schärfentiefe des Netzhautbildes. Die Änderungsdynamik der Pupillenweite ist durch eine Latenzzeit von minimal 180 bis 200 ms und einen asymptotischen Änderungsverlauf über 1 bis 5 s gekennzeichnet [Loe99].

Hinter der Iris liegt die transparente und elastische Linse (Lens crystallina). Sie besitzt einen Durchmesser von 8 bis 10 mm und eine Dicke von etwa 2 bis 5 mm [Kam90, Aug07, BK08a]. Die Linse besitzt keine Nerven oder Blutgefäße, wird über das Kammerwasser (Humor aquosus) versorgt und besteht aus schalenförmig übereinander liegenden Linsenfasern. Sie ist umgeben von einer transparenten, 5 bis 25 μm dünnen Kapsel (Capsula lentis) aus Kollagenfasern [BK08a]. An ihrer vorderen Innenseite und am Äquator bildet das Linsenepithel lebenslang neue Linsenfasern, die sich wiederum schalenförmig um die bisherige Linse legen, wobei die ältesten Fasern den Linsenkern bilden. Auf diese Weise nimmt die Dicke der Linse zeitlebens zu. Die Linse wird von den elastischen Zonulafasern (Fibrae zonulares) gehalten. Sie setzen am Linsenäquator an und verlaufen zu den Fortsätzen des Ziliarkörpers (Corpus ciliare) nahe am Ziliarmuskel (Musculus ciliaris) sowie teilweise bis weit dahinter zur Aderhaut (Abb. A.1 rechts). Eine Einteilung kann nach Lokalisation, Ursprung und Ansatz in die Gruppen der vorderen und hinteren Zonulafasern erfolgen [BK08a]. Der Ziliarmuskel ist in den ringförmigen Ziliarkörper eingebettet und besitzt einen Innendurchmesser von 12,5 bis 14,0 mm [SSS⁺99]. Er besteht aus drei Gruppen von Muskelfasern, den longitudinalen (auch BRÜCKE-Muskel genannt), den radiären und den äquatorialen oder zirkulären Muskelfasern (Müller-Muskel) [BK08a]. Im Zusammenwirken mit den Zonulafasern bewirkt der Ziliarmuskel eine Verformung der elastischen Linse. An den Ziliarfortsätzen wird gleichzeitig das Kammerwasser gebildet, welches von dort mit einem Volumen von 2 μL pro Minute von der hinteren Augenkammer zwischen Iris und Linse in die vordere Augenkammer fließt [Gre08]. Es versorgt neben der Linse auch die Hornhaut. Durch das schwammartige Trabekelmaschenwerk (Trabeculum corneosclerale) des Kammerwinkels (Angulus iridocornealis) gelangt das Kammerwasser in den SCHLEMM-Kanal (Sinus venosus sclerae) wo es über kleinere Kanäle in den Blutkreislauf zurückgeführt wird. Über den Kammerwasserabfluss wird der Augeninnendruck reguliert. Er steigt bei gestörtem Abfluss an und führt langfristig zum Krankheitsbild des Glaukoms (grüner Star) mit Schädigungen des Sehnervs, einer der häufigsten Erblindungsursachen [Gre08]. Die Linse liegt rückseitig am ebenfalls transparenten Glaskörper (Corpus vitreum) an. Dieser füllt den hinteren Augenabschnitt. Er besitzt eine gelartige Konsistenz und besteht

primär aus Wasser, das an Hyaluronsäure gebunden ist und durch Kollagenfasern stabilisiert wird.

Dioptrischer Apparat des Auges

Als dioptrischer Apparat des Auges werden seine lichtbrechenden (refraktiven) Bestandteile bezeichnet, durch die ein Abbild der Umgebung auf die Netzhaut projiziert wird. Dazu zählen die Hornhaut, die mit Kammerwasser gefüllte vordere Augenkammer, die Linse und der Glaskörper. Sie besitzen die optischen Brechungsindizes $n_{\text{HH}} = 1,376$, $n_{\text{KW}} = 1,336$, $n_{\text{L}} = 1,386 \dots 1,406$ und $n_{\text{GK}} = 1,337$, wobei der Brechungsindex der Linse vom Kern bis zu den Randschichten abnimmt [Hec01]. Die Lichtbrechung findet demnach an den optischen Grenzflächen zwischen diesen optischen Medien und in der Linse statt, wobei der Großteil der Brechung bedingt durch den großen Brechungsindexunterschied zwischen Luft und Hornhaut an der vorderen Hornhautfläche stattfindet. Der dioptrische Apparat kann zur Berechnung seiner refraktiven Abbildungseigenschaften als paraxial geometrisch-optisches Modell beschrieben werden. Die geometrische Optik interpretiert Lichtstrahlen als Normalen auf den Fronten der elektromagnetischen Wellen und berücksichtigt keine Beugungseffekte. In paraxialer Näherung werden zudem nur Lichtstrahlen mit kleinem Abstand und kleinem Winkel zur optischen Achse des Abbildungssystems betrachtet. Es ergeben sich dadurch mathematische Vereinfachungen, die eine analytische Beschreibung des optischen Systems ermöglichen. Eine Kenngröße des paraxialen optischen Modells des dioptrischen Apparats des Auges ist seine Gesamtbrechkraft [AS00, Hec01], die jedoch wegen der Abstände der optischen Grenzflächen zueinander nicht der Summe ihrer Einzelbrechkräfte entspricht. Die Gesamtbrechkraft des Auges beträgt ungefähr 58 bis 65 dpt [Gre08]. Das paraxiale Abbildungsverhalten des dioptrischen Apparates kann äquivalent durch eine fiktive optische Grenzfläche mit dem Krümmungsradius R an Stelle des vorderen Hornhautscheitels zwischen dem Umgebungsmedium (Brechungsindex n_{Luft}) und dem Glaskörper (Brechungsindex n_{GK}) beschrieben werden. Mit dem SNELLIUSSchen Brechungsgesetz lässt sich die Abbildungsgleichung der paraxialen Optik für eine solche einzelne sphärische Grenzfläche herleiten [Hec01]:

$$D = \frac{n_{\text{GK}} - n_{\text{Luft}}}{R} = \underbrace{\frac{n_{\text{GK}}}{s_{\text{b}}}}_{D_{\infty}} + \underbrace{\frac{n_{\text{Luft}}}{s_{\text{o}}}}_{\Delta D} \quad (\text{A.1})$$

Die Bildweite s_{b} entspricht dabei der Achslänge des Auges, die zwischen 23,5 und 24,0 mm liegt [Gre08]. Die Brechkraft D wird in dieser Arbeit näherungsweise mit der Gesamtbrechkraft des Auges gleichgesetzt. Sie setzt sich nach Gleichung (A.1) aus einem Anteil D_{∞} , der für die Fernsicht ($s_{\text{o}} \rightarrow \infty$) des normalsichtigen (emmetropen) Auges erforderlich ist, und einem dynamischen Anteil ΔD zur Anpassung (Akkommodation) an endliche Objektweiten s_{o} zusammen.

In der Optometrie und Augenheilkunde wird die Brechkraft derjenigen optischen Korrektur (Brillenglas), mit der zusammen ein refraktiv fehlsichtiges (ametropes)

Auge ohne Akkommodation ein scharfes Bild eines in unendlicher Entfernung befindlichen Objekts erzeugt, als Refraktionsfehler oder kurz Refraktion bezeichnet. Sie entspricht näherungsweise der negativen Abweichung $-e_{D_\infty}$ des Brechkraftanteils D_∞ der Brechkraft D des Auges für die Fernsicht ($s_o \rightarrow \infty$) von dem für Emmetropie erforderlichen Wert. Ist der Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ negativ, spricht man von einem kurzsichtigen (myopen) Auge. Ursache ist eine zu große Achslänge oder eine zu hohe Brechkraft von Hornhaut und Linse. Bei positivem Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ spricht man von einem weitsichtigen (hyperopen) Auge. Bei einem solchen ist meist die Achslänge zu kurz, seltener die Brechkraft von Hornhaut und Linse zu klein [Gre08]. Bereits bei Fernsicht muss dann für ein scharfes Netzhautbild durch einen Akkommodationsanteil $\Delta D > 0$ eine ausreichende Brechkraft D hergestellt werden. Bei nichtrotationssymmetrischen optischen Grenzflächen des Auges kommt es zu einer Variation seiner Brechkraft D in Abhängigkeit von der Orientierung der betrachteten Meridionalebene. Parallel einfallende Lichtstrahlen werden dann nicht mehr in einem Punkt gebündelt, sondern allenfalls noch auf zwei zueinander senkrechten Linien in unterschiedlichen Bildebenen vereinigt. Ursache für einen solchen, Astigmatismus genannten Abbildungsfehler sind in der Regel nichtrotationssymmetrische Formabweichungen der Hornhaut [Gre08].

Akkommodation

Als Akkommodation wird neben der Anpassung des dioptrischen Apparats an unterschiedliche Objektweiten im Allgemeinen häufig sowohl der Vorgang der Fern-Nah-Akkommodation als auch der Zustand der Nahakkommodation bezeichnet. Beim Vorgang der Nah-Fern-Akkommodation spricht man analog auch von Desakkommodation. Die dynamische Änderung der Brechkraft D des Auges wird physiologisch größtenteils durch eine Verformung der Linse erreicht. Die damit einhergehende Krümmungsänderung der vorderen und hinteren Linsenflächen führt zu einer Brechkraftänderung der optischen Grenzflächen zwischen Kammerwasser und Linse sowie Linse und Glaskörper. Das heutige Verständnis des Akkommodationsmechanismus des Auges basiert auf einer Theorie von HERMANN VON HELMHOLTZ [Hel55], die heute größtenteils akzeptiert und experimentell bestätigt wurde [BK08a]. Der Vorgang der Nahakkommodation beruht demnach auf dem Nachlassen der Spannung der Zonulafasern bei Kontraktion des Ziliarmuskels und einer daraus resultierenden Formänderung der Linse durch die elastischen Rückstellkräfte der Linsenkapsel (Abb. A.2). Bei Fernsicht wird der entspannte Ziliarmuskel von der elastischen BRUCH-Membran und den hinteren Zonulafasern nach außen und hinten gezogen [BK08a]. Die vorderen Zonulafasern übertragen diesen Zug auf die Linsenkapsel. Im Zusammenwirken mit der Spannung der hinteren Zonulafasern wird die Linse radial nach außen gedehnt und geringfügig nach hinten gezogen. Die Linsenflächen besitzen dabei ihre geringste Krümmung und somit auch ihre geringsten Brechkräfte. Bei Nahsicht ist der Ziliarmuskel durch neuronale Erregung kontrahiert. Die Spannung der Zonulafasern auf die Linse wird durch die

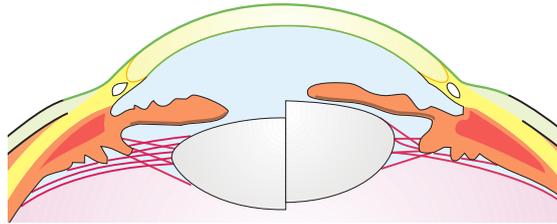


Abbildung A.2: Schematische Darstellung des Akkommodationsmechanismus; vorderer Augenabschnitt bei Fernsicht (linke Bildhälfte) und bei Nahsicht (rechte Bildhälfte, [Gre08] Wiedergabe mit Genehmigung der Springer Science+Business Media B.V.)

Kraft des Ziliarmuskels reduziert, der in seinem Durchmesser verringert und leicht nach vorne verlagert ist. Die Linse besitzt dann primär durch die Eigenelastizität des Kapselsacks einen Verformungszustand minimaler Spannung. Dabei sind die Linsenflächen stärker gekrümmt als bei Fernsicht und besitzen somit auch höhere optische Brechkräfte. Eine geringe Verschiebung der vorderen Linsenfläche nach vorne bei Nahakkommodation mit einer Zunahme der Linsendicke unterstützt die Erhöhung der Brechkraft.

Die Akkommodation weist eine statische Abweichung von Akkommodationszustand und Akkommodationsbedarf auf, die für Fernakkommodation positiv und für Nahakkommodation negativ ist [WC06]. Die Abweichung liegt jedoch im Bereich der Schärfentiefe des dioptrischen Apparats, so dass fixierte Objekte trotzdem im Rahmen der Netzhautauflösung scharf abgebildet werden. Akkommodation findet zudem nur im Helligkeitsbereich des Farbsehens (mesopischer und photopischer Leuchtdichtebereich) statt [TC86]. Im skotopischen Helligkeitsbereich, in Dunkelheit, aber auch bei Fehlen visueller Reize, bspw. bei Betrachtung einer konturlosen, einfarbigen Wand, stellt sich der tonische Akkommodationszustand ein. Er liegt bei jungen Erwachsenen bei etwa 2 dpt, im Alter von 50 Jahren bei etwa 1 dpt [MC98].

Die Dynamik der Akkommodation kann durch die Antwort des Akkommodationszustandes auf einen Sprung des Akkommodationsbedarfs beschrieben werden. Die Antwort setzt sich aus der Latenzzeit zwischen einer Akkommodationsbedarfsänderung, also einer Entfernungsänderung des fixierten Objekts, und dem Einsetzen der Akkommodation einerseits und der Zeitkonstante der asymptotisch verlaufenden Akkommodationsänderung andererseits zusammen. Weiterhin kann die Änderungsgeschwindigkeit des Akkommodationszustandes angegeben werden. Für alle drei Kenngrößen kommen verschiedene Studien zu unterschiedlichen Ergebnissen [Ibi97, MC04, KG06]. Demnach liegt die Latenz bei 200 bis 400 ms, wobei nur für die Desakkommodation eine Zunahme mit dem Alter festgestellt werden konnte. Während in [MC04] eine altersunabhängige Zeitkonstante von 200 ± 20 ms angegeben wird, wurde in [KG06] eine große Streuung zwischen 100 und 700 ms

ermittelt, die nur für den Nahakkommodationsvorgang eine Abhängigkeit vom Alter und der Akkommodationsamplitude aufweist. Die Änderungsgeschwindigkeit steigt mit der Akkommodationsamplitude auf Maximalwerte zwischen 5 und 15 dpt/s , die mit dem Lebensalter vor allem bei Desakkommodation abnehmen können. Somit ergibt sich ein recht großer Wertebereich für die Gesamtdauer eines Akkommodationsvorganges. Sie wird in [Ibi97] mit durchschnittlich etwa 700 ms für die Augen junger Erwachsener angegeben.

Die Regelung der Akkommodation erfolgt durch das Gehirn auf Basis der visuellen Bildinformationen. Das efferente Nervensignal zur Steuerung der Akkommodation entstammt dem EDINGER-WESTPHAL-Kern und wird über den Augenbewegungsnerv (Nervus oculomotorius) auf das Ziliarganglion (Ganglion ciliare) und von dort zum Ziliarmuskel geleitet. Der Akkommodationsregelkreis ist eine von drei okulomotorischen Funktionen des visuellen Systems. Dazu zählen weiterhin die Regelung der Pupillenweite und die Steuerung der Augenbewegungen (Augenmotorik). Die neurophysiologischen Regelkreise der okulomotorischen Funktionen sind eng miteinander verknüpft und beeinflussen sich gegenseitig. Besonders deutlich wird dies anhand der Naheinstellungstrias: Bei Annäherung eines fixierten Objektes an den Kopf kommt es gleichzeitig zu einer Konvergenzbewegung der Augen, zur Nahakkommodation und zur Pupillenkontraktion in beiden Augen [Gre08].

Über die Häufigkeit der Änderung des Akkommodationszustandes und die zugehörigen Änderungsamplituden finden sich in der Literatur kaum Angaben. Einen Anhaltspunkt für die obere Grenze liefert die Dauer von Fixationen, die aufgrund ihrer Bedeutung für psychologische und arbeitswissenschaftliche Fragestellungen bereits umfassend untersucht wurden [JRV03]. Während einer Fixation befindet sich das Auge in relativer Ruhe zu einem Sehobjekt. Die Fixationsdauer liegt in einem Bereich von 100 bis 2000 ms [JRV03]. Die durchschnittliche Fixationsdauer ist abhängig von der Tätigkeit und beträgt etwa 225 ms beim Lesen, 275 ms bei visuellen Suchaufgaben und 330 ms bei der Bildwahrnehmung [JRV03]. Es ist daher davon auszugehen, dass auch die Akkommodationshäufigkeit tätigkeitsabhängig ist. Addiert man die mittlere Gesamtdauer eines Akkommodationsvorganges so ergibt sich etwa 1 s als untere Grenze für die Zeit zwischen zwei Akkommodationsvorgängen. Allein die Betrachtungsdauer von Objekten mit konstantem Abstand s_o bei typischen Tätigkeiten des täglichen Lebens wie dem Lesen deutet jedoch darauf hin, dass die mittlere Zeit zwischen zwei Akkommodationsvorgängen sehr viel größer ist. Eine Untersuchung des zeitlichen Akkommodationsverlaufs von Personengruppen mit unterschiedlichen Tätigkeitsprofilen auf der Basis von Erkenntnissen der Wahrnehmungs- und der Verhaltenspsychologie sowie Daten aus der Ergonomieforschung in [Nag11] berechnete über einen simulierten Tagesablauf gemittelt 9 bis 11 Akkommodationsänderungen pro Minute im Wachzustand mit einer mittleren Amplitude zwischen 0,58 und 0,75 dpt.

Bewegungen der Augen

Die Augäpfel besitzen eine Drehbeweglichkeit von etwa 100° sowohl in horizontale als auch in vertikale Richtung, wovon im täglichen Leben jedoch nur etwa 40° genutzt werden (monokulares Gebrauchsblickfeld) [Röt01, Kau04, Gre08]. Die Augenbewegungen können nach [JRV03] in zielsuchende, stabilisierende und fixierende Bewegungen unterteilt werden.

Die zielsuchenden Bewegungen dienen zur Ausrichtung der zu betrachtenden Bildobjekte auf die Fovea. Dabei treten häufig schnelle, willkürliche Augenbewegungen auf, die Sakkaden genannt werden. Sie können eine Amplitude bis 90° aufweisen [CES88a], unter natürlichen Bedingungen sind Sakkaden jedoch selten größer als 15 bis 20° , da sie bei größeren Blickwinkeländerungen durch zusätzliche Kopfbewegungen begleitet werden [Gre08]. Die Dauer einer Sakkade kann bis zu 100 ms betragen [Ilg97]. Die dabei auftretenden maximalen Winkelbeschleunigungen liegen in verschiedenen Studien bei $20000^\circ/s^2$ [Yar67], $24000^\circ/s^2$ [Abr89] und $40000^\circ/s^2$ [BBT81], nach [BBT81] probandenindividuell sogar bei bis zu $80000^\circ/s^2$. Für die Winkelgeschwindigkeit wurden Maximalwerte von $500^\circ/s$ [CES88a], $600^\circ/s$ [CES88b, Aug07], $800^\circ/s$ [Gre08] und sogar $1000^\circ/s$ [BBT81, JRV03] gemessen. Bereits 30 bis 40 ms vor einer Sakkade und bis zu 120 ms nach Beginn der Sakkadenbewegung wird die visuelle Wahrnehmung unterdrückt (saccadic suppression) [JRV03].

Die stabilisierenden Augenbewegungen kompensieren Kopf- und Körperbewegungen (vestibulärer Nystagmus) oder eine Verschiebung des Zielobjektes in der Umgebung (optokinetischer Nystagmus), um eine Verschiebung des Objektbildes auf der Netzhaut zu verhindern. Dabei sind Winkelgeschwindigkeiten bis zu $40^\circ/s$ [Röt01], nach [Aug07] bis zu $60^\circ/s$, nach [LMT87, JRV03] bis zu $80^\circ/s$ möglich. Die Augen professioneller Baseballspieler können dem Zielobjekt auch noch mit Winkelgeschwindigkeiten von $130^\circ/s$ folgen [Röt01]. Die maximalen Winkelbeschleunigungen hängen von der maximalen Winkelgeschwindigkeit der Folgebewegung ab und liegen nach [LMT87] bei $400^\circ/s^2$.

Fixierbewegungen sind unwillkürliche Mikrobewegungen während einer Fixation. Dazu gehört der Tremor, ein Zittern der Augenmuskeln im Frequenzbereich von 40 bis 100 Hz, nach einer Quelle sogar bis nahezu 150 Hz [SMH⁺99], das mit einer Amplitude von unter $1'$ eine Verschiebung des Bildes um fünf bis zehn foveale Sinneszellen verursacht [JRV03, MLH04]. Die Drift ist eine langsamere Verschiebung des Netzhautbildes von bis zu $10'$, die durch den Tremor verursacht wird [JRV03, MLH04]. Mikrosakkaden korrigieren die Driftbewegung periodisch und weisen daher ähnliche, vereinzelt auch größere Amplituden auf [JRV03, MLH04]. Die maximalen Winkelbeschleunigungen sind bei Mikrosakkaden mit 1000 bis über $6000^\circ/s^2$ kleiner als bei Sakkaden. Ihre maximale Winkelgeschwindigkeiten liegen bei etwa $100^\circ/s$ [MLH04]. Tremor, Drift, und Mikrosakkaden werden auch als physiologischer Nystagmus bezeichnet [JRV03]: Da die Lichtrezeptoren der Netzhaut primär auf Veränderungen der Beleuchtungsstärke reagieren, kommt

es bei konstantem Lichtreiz zur Ermüdung und damit zu einer Abnahme des neuronalen Signals. Die Bildverschiebung durch den Tremor der Augenmuskeln ist ausreichend, um eine Ermüdung der dicht angeordneten fovealen Sinneszellen zu verhindern. Drift und Mikrosakkaden verhindern darüber hinaus möglicherweise die Ermüdung der peripheren Sinneszellen, welche mit geringerer Flächendichte auf der Netzhaut verteilt sind [MLH04, MMTD06].

A.2 Verlust der Akkommodationsfähigkeit und Ansätze zu ihrer Wiederherstellung

Presbyopie

Die Akkommodationsbreite, welche die mögliche Brechkraftänderung ΔD des dioptrischen Apparats des Auges beschreibt, nimmt vom Kindesalter an stetig ab (Abb. 1.1). Beim emmetropen Auge bleibt dabei die Fernsicht erhalten, während der Mindestobjektstand für scharfes Sehen (Nahpunkt) immer weiter zunimmt. Im Alter von 40 bis 45 Jahren ist lesen von normalgroßer Schrift im Abstand von 35 bis 40 cm nicht mehr möglich, man spricht dann von Alterssichtigkeit (Presbyopie). Bis zum 60. Lebensjahr kommt die Fähigkeit zur akkommodativen Refraktionsänderung des Auges vollständig zum Erliegen [BK08a]. Die in Abbildung 1.1 erkennbare Restakkommodation im höheren Alter ist mit hoher Wahrscheinlichkeit auf pseudoakkommodative Effekte zurückzuführen, die bei subjektiven Meßverfahren der Akkommodationsbreite mit erfasst werden. Darunter werden optische Effekte verstanden, die das Sehen in verschiedenen Entfernungen ohne Brechkraftänderung ΔD des Auges ermöglichen, wie bspw. Schärfentiefe oder eine Multifokalität der Hornhaut. Die Presbyopie ist eine physiologische Erscheinung, die ausnahmslos alle Menschen betrifft, die das entsprechende Alter erreichen [BK08a]. Nach demographischen Statistiken gehörten 2012 knapp zwei Milliarden Menschen weltweit zu dieser Altersgruppe [U.S13].

Die Ursachen der Presbyopie werden in multifaktoriellen, altersbedingten Veränderungen im Akkommodationsapparat des Auges gesehen. Über die genaue Entstehung existieren jedoch unterschiedliche, teils gegensätzliche Theorien. Zweifelsfrei nachgewiesen wurde, dass sowohl Linse als auch Ziliarkörper lebensalterbedingten Veränderungen unterliegen [BK08a], die mit großer Wahrscheinlichkeit gemeinsam zur Presbyopieentwicklung beitragen und sich auch gegenseitig beeinflussen. Lentikuläre Theorien bauen primär auf der Alterung der Linse auf, die bereits ab der Geburt beginnt [Gre08]. Ihre Verformbarkeit nimmt im Laufe des Lebens ab und verschwindet bis zum 60. Lebensjahr vollständig. Gleichzeitig wird die Linse dicker und es ändert sich sowohl ihre Krümmung als auch ihr Brechungsindex geringfügig [BK08a]. Die Rolle von nachgewiesenen altersbedingten, auch mechanischen Veränderungen der Linsenkapsel ist bislang nicht eindeutig geklärt [BK08a].

Ein diskutierter Einflussfaktor ist auch die Vorwärtsverlagerung der Zonulafasern sowie ihres Ansatzes am Linsenäquator [BK08a]. Extralentikuläre Theorien der Presbyopieentstehung fußen hingegen vor allem auf dem Verlust an Ziliarkörperbeweglichkeit. Erwiesen ist, dass die Veränderung des Ziliarmuskelringdurchmessers während der Akkommodation mit dem Lebensalter abnimmt [SSS⁺99, BK08a]. Auch eine Verkleinerung des Durchmessers des Ziliarmuskelrings im fernakkommodierten Zustand sowie eine Vorwärts- und Einwärtsverlagerung der inneren Kante des fernakkommodierten Ziliarmuskels gilt als gesichert. Diskutiert wird darüber hinaus der Einfluss einer im Alter zunehmend unelastischen hinteren Verankerung des Ziliarmuskels auf seine Beweglichkeit. Der parasymphatisch innervierte neuromuskuläre Mechanismus hingegen bleibt auch im Alter intakt [BK08a]. Bisher existiert keine medikamentöse Prävention oder Therapie der Presbyopie.

Katarakt

Neben der Presbyopie führt auch die operative Behandlung einer Linsentrübung (Katarakt, grauer Star) zu einem vollständigen Verlust der Akkommodationsfähigkeit des betroffenen Auges. Die Trübung der Linse beeinträchtigt ihre optische Transparenz. Durch Streuung werden Lichtstrahlen abgelenkt, so dass sie nicht mehr ausreichend auf der Netzhaut gebündelt werden. Neben verschwommener Sicht und reduzierter Sehschärfe sowohl bei hohem (Visus) als auch niedrigem Helligkeitskontrast bis zur Blindheit gehören Blendempfindlichkeit und eine reduzierte Farbwahrnehmung zu den Symptomen [Gre08]. Linsentrübungen können zum einen nach ihrer Entstehung eingeteilt werden. Der graue Altersstar (*Cataracta senilis*) ist mit einem Anteil von 90% die häufigste Form der Linsentrübung. Weitere Arten sind Katarakt bei Allgemeinerkrankungen, am häufigsten bei Diabetes mellitus (*Cataracta diabetica*), die ebenfalls stoffwechselbedingte Dialyse-Katarakt, Katarakt bei Augenerkrankungen (*Cataracta complicata*), bspw. bei Glaukom, die verletzungsbedingte Katarakt (*Cataracta traumatica*), die ebenfalls traumatisch bedingte Katarakt nach intraokularen Operationen, bspw. bei Entfernung des Glaskörpers (Vitrektomie) oder Glaukomoperation, der durch elektromagnetische Strahlung oder Teilchenstrahlung verursachte Strahlenstar, die Katarakt durch galvanischen Strom (Starkstromverletzungen, Blitzschlag), durch Vergiftungen oder Medikamente verursachte Katarakte, wie bspw. der Kortisonstar als Nebenwirkung von Kortikosteroiden, und schließlich die angeborene (konnatale) Katarakt, die entweder genetische Ursachen hat oder durch intrauterine Infektionen ausgelöst wurde. Eine andere Einteilung der Katarakte erfolgt nach ihrer Lokalisation in der Linse. Die häufigsten Kataraktformen dieser Klassifikation sind der Rindenstar (*Cataracta corticalis*), der Kernstar (*Cataracta nuclearis*) und die hintere subkapsuläre Rindentrübung (*Cataracta subcapsularis posterior*) [Gre08]. Die Katarakt ist nicht nur die häufigste Erkrankung der Augenlinse [Gre08], sondern auch die weltweit häufigste Erblindungsursache, was vor allem auf die mangelnde medizinische Versorgung in Entwicklungsländern zurückzuführen ist [KBK⁺09].

Ab dem sechsten Lebensjahrzehnt tritt bei jedem Mensch mit hoher Wahrscheinlichkeit ein grauer Altersstar auf [KBK⁺09]. Dieser ist gleichzeitig die häufigste operationsbedürftige Augenerkrankung. Seine Entwicklung kann auf physiologische Alterungsprozesse zurückgeführt werden, dabei spielen wahrscheinlich auch genetische Faktoren eine Rolle. Die Entstehung auf biochemischer Ebene ist bislang noch nicht abschließend geklärt [Gre08]. Bei der Kernkatarakt gibt es Vermutungen, dass Störungen des Stofftransportes infolge einer Linsenkernverhärtung im Rahmen der Presbyopie zur Entstehung beitragen [BK08a]. Als Risikofaktoren für den grauen Altersstar gelten ultraviolettes (UV) Licht, Unterernährung, Nährstoffmangel durch Malabsorption, starke Kurzsichtigkeit, Rauchen, Alkoholismus, Diabetes mellitus und Kortikosteroide. Die altersbedingte Katarakt verläuft langsam progredierend über Jahre und Jahrzehnte. Vom grauen Altersstar spricht man dann, wenn eine Linsentrübung das Sehen des Patienten in einer für das tägliche Leben hinderlichen Weise herabsetzt. Die Symptome können ein- oder beidseitig auftreten. Ohne Operation verfärbt sich der Linsenkern im weiteren Verlauf bräunlich und sinkt in der verflüssigten Linsenrinde nach unten [Gre08]. Bislang existiert keine wirksame medikamentöse Prävention oder Therapie der altersbedingten Katarakt [Gre08, KBK⁺09].

Kataraktoperation

Die Linsentrübung wurde historisch schon in der römischen Antike und der arabischen Medizin durch den sogenannten Starstich behandelt. Die trübe Linse wird dabei mit einem Nadelstich durch die Lederhaut aus ihrer Aufhängung an den Zonulafasern gerissen und in den Randbereich des Glaskörperaums gedrückt. Im 18. Jahrhundert begann man, die trübe Linse aus dem Auge zu entfernen. Auch heute noch besteht die Standardbehandlung der Katarakt aus der chirurgischen Entfernung der getrübbten Augenlinse. Anschließend wird in der Regel eine Kunstlinse (Intraokularlinse) implantiert, um die optische Brechkraft der Augenlinse zu ersetzen. Dies wurde früher durch das postoperative Tragen einer sogenannten Starbrille mit stark brechenden Gläsern erreicht. Die Kataraktoperation ist die häufigste in der Medizin durchgeführte Operation [Gre08, KBK⁺09]. In Europa und den USA werden zwischen 4000 und 8000 solcher Eingriffe pro Million Einwohner jährlich vorgenommen (cataract surgical rate) [Aug07, Gre08, KBK⁺09, Hen12]. Dabei kommt ein hochentwickeltes und standardisiertes, minimalinvasives Operationsverfahren zur Anwendung, das sehr geringe intra- und postoperative Komplikationsraten (<1 %) aufweist [Gre08, KBK⁺09]. Die Kataraktoperation wird meist ambulant durchgeführt (USA 99 %, EU 94 % [KBK⁺09]) und findet in der Regel unter Lokalanästhesie statt. Der Eingriff dauert meist nur 10 bis 20 Minuten [RS07a] und wird mikrochirurgisch unter dem Mikroskop durchgeführt. Dabei ist die Pupille medikamentös erweitert. Zu Beginn der Operation wird die Vorderkammer durch einen Schnitt in die klare Hornhaut am Übergang (Limbus) zur weißen Lederhaut eröffnet, der nur 2 bis 3,5 mm breit ist und sich am Ende der Operation ohne

Naht durch die Elastizität der Hornhaut verschließt. Im Jahr 2007 lag die durchschnittliche Inzisionsgröße bei Kataraktoperationen in Deutschland bei weniger als 2,8 mm [KBK⁺09]. Die Entwicklung der Operationstechnik geht weiter hin zu noch kleineren Schnitten mit weniger als 2 mm, wobei die Gefahr eines Ausreißen der Wundränder besteht [KBK⁺09]. Grundsätzlich bieten geringe Schnittbreiten jedoch den Vorteil eines stabilen Wundverschlusses und eines geringeren Risikos operativ induzierter Hornhautverkrümmungen, die sich in einem refraktiven Astigmatismus des Auges ausdrücken. Als nächstes wird die Vorderseite der Linsenkapsel eröffnet, indem ein kreisrundes Stück der Kapsel mit einer Kanüle oder einer Mikropinzette entfernt wird (Kapsulorhexis). Es folgt die Entfernung der getrübten Linse durch Zertrümmerung mit einer im Ultraschallfrequenzbereich vibrierenden Hohlzahn (Phakoemulsifikation, griech. phakos = Linse) und gleichzeitige Absaugung der Linsenteile. Die Linsenkapsel bleibt bis auf die geöffnete Vorderseite erhalten (extrakapsuläre Kataraktextraktion). Bei sehr harten Linsen, bspw. in einem Spätstadium der senilen Katarakt, ist für die Phakoemulsifikation sehr viel Ultraschallenergie erforderlich, die das empfindliche Hornhautendothel irreversibel schädigen kann. Daher wird in solchen Fällen der Linsenkern als Ganzes aus dem Auge herausgespült oder nach außen gedrückt. Hierfür ist ein größerer Schnitt von 6 bis 9 mm Länge notwendig [Gre08]. Je nach Art der Schnittführung kann dann ein genähter Wundverschluss erforderlich sein.

Zur Korrektur der Linsenlosigkeit (Aphakie) werden standardmäßig sphärisch geformte Intraokularlinsen implantiert. Asphärische Linsenformen sollen Aberrationen höherer Ordnung korrigieren. Häufig sind Intraokularlinsen mit einem Blaufilter zur Verringerung einer vermuteten photooxidativen Schädigung des Gelben Flecks durch kurzwelliges Licht und zur Kontrasterhöhung durch Verringerung von chromatischen Aberrationen ausgestattet. In der Regel wird die Kunstlinse in die Hinterkammer eingesetzt, wo ihre Position durch Abstützen mit einer sogenannten Haptik innen am Äquator des Kapselsacks fixiert wird. Als Haptik existieren spiralförmig angeordnete elastische Bügel und elastische Platten. Bei fehlender Linsenkapsel kann die Abstützung zwischen Iris und Ziliarkörper im Sulcus ciliaris erfolgen. Außerdem ist eine transsklerale Fixierung möglich, bei der die Linse durch die Lederhaut und den Ziliarkörper hindurch eingenäht wird [Gre08]. Abbildung A.3a zeigt eine typische Hinterkammer-Intraokularlinse mit C-Bogen-Haptiken, die Abbildungen A.3b und c verdeutlichen das Implantationsverfahren und die Platzierung der Kunstlinse im entleerten Kapselsack. Hinterkammerlinsen haben einen optischen Durchmesser von 5 bis 7 mm [AA01, Aug07]. Weiterhin existieren Vorderkammerlinsen, die vor der Iris eingepflanzt werden. Bei ihnen kann eine Abstützung mit elastischen Bügeln im Kammerwinkel des Auges erfolgen (vgl. Abb. A.1 rechts), wobei postoperative Komplikationen häufiger sind als bei Hinterkammerlinsen [Gre08]. Bei irisgestützten Vorderkammerlinsen findet eine Verankerung in der Iris statt, ihre Langzeitverträglichkeit ist bislang aber noch nicht über Jahrzehnte erwiesen. Intraokularlinsen aus Polymethylmetacrylat

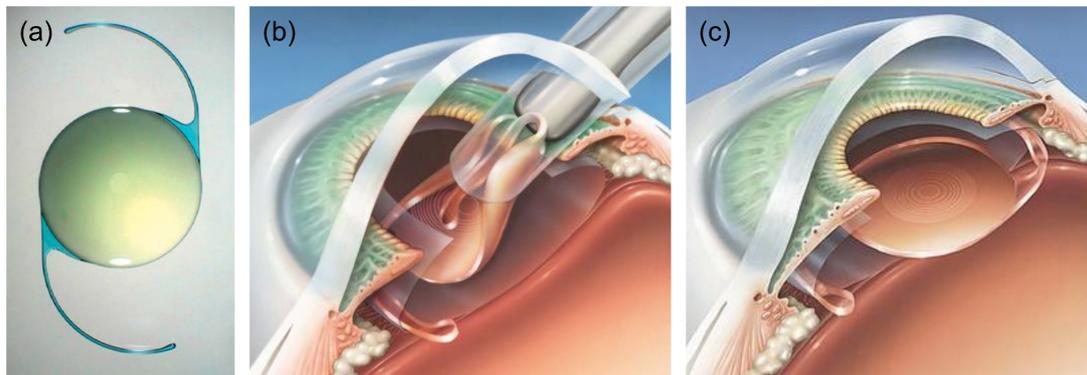


Abbildung A.3: (a) Sphärische Hinterkammer-Intraokularlinse mit C-Bogen-Haptiken ([KBK⁺09] Wiedergabe mit freundlicher Genehmigung), (b) Implantation einer faltbaren Intraokularlinse mit einem Injektionsinstrument, (c) im Kapselsack abgestützte Hinterkammerlinse (Quelle (b) und (c): [IOL16])

(PMMA) sind starr. Faltbare Kunstlinsen bestehen aus Silikonkautschuk oder Acryl-Kopolymeren und können in gerolltem Zustand in das Auge eingeführt werden. Dies ist eine wesentliche Voraussetzung zur Erzielung kleiner Hornhautschnitte. Die gerollte Kunstlinse entfaltet sich selbstständig im Auge, muss aber häufig vom Operateur noch korrekt positioniert werden. Über Wochen bis Monate verläuft nach der Kataraktoperation die Fibrose der Linsenkapsel, die dabei als Wundreaktion des Bindegewebes schrumpft und versteift. Dadurch ist die Intraokularlinse letztendlich fest im Kapselsack fixiert. Abgesehen von Komplikationen verbleiben Intraokularlinsen zeitlebens im Auge.

Die Brechkraft der einzusetzenden Intraokularlinse wird anhand von präoperativ erhobenen Biometriedaten des Auges bestimmt. Dazu zählen seine Achslänge, die Radien der Hornhaut und die Tiefe der Augenvorderkammer [KBK⁺09]. Die Genauigkeit der Brechkraftberechnung liegt nach [Gre08, Ols07] heute bei $\pm 0,5 \text{ dpt}$ ¹. Über Jahrzehnte verbesserte Berechnungsmodelle der Intraokularlinsenstärke weisen selbst bei retrospektiv an eine große Stichprobe ($n = 1000$) mit bekannter postoperativer Refraktion $-e_{D_\infty}$ angepassten Berechnungsparametern eine Standardabweichung σ des Vorhersagefehlers der postoperativen Refraktion $-e_{D_\infty}$ von $0,60 \text{ dpt}$ auf [Ols07]. Ein wesentlicher Grund dafür wird in der begrenzten Vorhersagbarkeit der Position gesehen, an der die Intraokularlinse im Kapselsack einwächst [Ols07]. Weitere Ursachen sind Ungenauigkeiten der Biometriedatenerfassung und chirurgische Einflüsse. In einer jüngeren Fallstatistik wurden immerhin mittlere betragsmäßige Abweichungen der postoperativen Refraktion $-e_{D_\infty}$ von der Zielrefraktion $\leq 0,5 \text{ dpt}$ für 73 % und $\leq 1,0 \text{ dpt}$ für 93 % aller behandelten

¹Wörtlich wird die Genauigkeit der Brechkraftbestimmung in [Gre08] mit $0,5 \text{ dpt}$ beziffert. Aufgrund der Daten in anderen Literaturquellen wird diese Angabe als Abweichung von $\pm 0,5 \text{ dpt}$ interpretiert.

Augen ($n = 670$) nachgewiesen [SGW11]. Die Zielrefraktion wird bei Emmetropie des anderen Auges üblicherweise auf $-0,25$ bis $-0,5$ dpt [SGW11] festgelegt, so dass in der Mehrzahl der Fälle eine gute Fernsicht erzielt wird und im Rahmen der Schärfentiefe keine Weitsichtigkeit (Hyperopie) entsteht, bei der aufgrund der fehlenden Akkommodation weder in der Ferne noch in der Nähe ein scharfes Netzhautbild möglich ist. Es wurden verschiedene Lösungsansätze verfolgt, um eine postoperative Emmetropisierung durch die implantierte Intraokularlinse selbst zu ermöglichen. Sie basieren auf einer Verschiebung der Linse entlang der optischen Achse relativ zur Haptik mittels invasiver chirurgischer Hakeninstrumente oder nichtinvasiv durch Einwirkung eines Magnetfeldes in Kombination mit einer gewindeförmigen Lagerung der Linse [MEH03, MEPH03, JS05]. Eine jüngere Entwicklung sieht den Einsatz eines Infrarot-Femtosekundenlasers zur lokalen Erhöhung des Brechungsindizes um bis zu $0,01$ in der Intraokularlinse vor. Dies soll die Einprägung eines FRESNELSchen Stufenlinsenprofils mit einer berechneten Korrekturwirkung von mehreren Dioptrien ermöglichen („Refractive Index Shaping“) [BSA⁺11]. Zur klinischen Anwendungsreife sind bislang nur sogenannte „lichtadjustierbare Intraokularlinsen“ („light adjustable lens“) gelangt, die in Europa seit 2007 zugelassen sind [Hen12]. Sie bestehen neben einer festen Matrix aus Silikonpolymeren, Bindungsharz und einem Platinkatalysator auch aus ungebundenen, niedermolekularen Silikonmakromeren. Durch lokale Bestrahlung mit UV-Licht über 60 bis 150 s kann postoperativ eine Formänderung des Polymers hervorgerufen werden. Diese basiert auf der Diffusion von Silikonmakromeren in Bereiche der Linse, die durch Bestrahlung photoinduziert polymerisiert wurden und daher eine geringere Makromerkonzentration besitzen. Die Anpassung kann bis zu zweimal wiederholt werden, um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erreichen. Abschließend wird durch zweimalige UV-Bestrahlung die gesamte Linse durch vollständige Photopolymerisation in ihrer Form und damit auch ihrer refraktiven Stärke fixiert. Bis dahin muss der Patient eine UV-Schutzbrille tragen. Zwischen allen UV-Bestrahlungen muss ein Abstand von mindestens 24 Stunden liegen. Ein UV-Filter auf der Rückseite der Linse schützt die Netzhaut während der Linsenanpassung und auch im späteren täglichen Leben vor UV-Strahlung. Korrekturen von sphärischen Brechkraftfehlern $-e_{D_\infty}$ und auch von Astigmatismen bis zu 2 dpt sind möglich. In einer klinischen Studie wurde eine mittlere Refraktion $-e_{D_\infty}$ nach Anpassung von $0,04$ dpt ($n = 122$, $\sigma = 0,37$ dpt) ermittelt [Hen12]. Eine Voraussetzung für die Behandlung ist die hinreichende medikamentöse Erweiterbarkeit der Pupille auf 7 mm [HFP05, SCGS06, Hen12].

Nach einer Kataraktoperation mit Implantation einer Kunstlinse können Patienten heute einen Visus von 1,0 oder besser erreichen [KBK⁺09]. Bestehende Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ wie Myopie und Hyperopie können durch die Intraokularlinse behoben werden, ein geringer postoperativer Refraktionsfehler $-e_{D_\infty}$ ist jedoch selbst bei postoperativ anpassbaren Linsen möglich. Akkommodationsfähig-

keit ist aufgrund der fehlenden dynamischen Brechkraftanpassung ΔD durch die natürliche Linse nicht mehr vorhanden.

Die häufigste Komplikation der Kataraktoperation ist der sogenannte Nachstar (posterior capsular opacification, PCO) [KBK⁺09], Trübungen auf der Rückseite der Linsenkapsel Monate oder auch erst Jahre nach dem Eingriff. Seine Häufigkeit lag bis vor wenigen Jahren noch bei 20 bis 30 % [Gre08]. Mittlerweile liegt die Nachstarrate drei Jahre postoperativ bei unter 3 %. Nachstar entsteht entweder durch Fibrosierung der Linsenkapsel (fibrotischer Nachstar) oder durch Regeneration von Linsenepithel aus zurückgebliebenen Epithelzellen des Kapseläquators (regeneratorischer Nachstar) [Gre08]. Eine scharfe Kante an der Rückseite der Intraokularlinse kann die Einwanderung von Epithelzellen in den optischen Bereich reduzieren. Auch hydrophobes Acrylmaterial kann dazu beitragen [Gre08]. Behandelt wird ein das Sehvermögen beeinträchtigender Nachstar mittels Durchtrennung der Rückseite der Linsenkapsel (Kapsulotomie) mit einem Nd:YAG-Laser, so dass sich die Linsenkapsel aus dem optischen Bereich zurückzieht. Die Kunstlinse ist zu diesem Zeitpunkt üblicherweise so fest durch die Kapselsackfibrose fixiert, dass ihre Stabilität durch die Nachstarbehandlung nicht beeinträchtigt wird. Weitere Komplikationen der Kataraktoperation sind eine nach Tagen bis Monaten auftretende Schwellung der Netzhautmitte (zystoides Makulaödem) mit der seltenen Spätfolge von Netzhautlöchern und eine Ruptur der Rückseite der Linsenkapsel mit oder ohne Fehlpositionierung (Dislokation) der Intraokularlinse. Am schwerwiegendsten kann eine Endophthalmitis verlaufen (Häufigkeit $\leq 0,2\%$): Durch eine mikrobielle Infektion des Auges kommt es dabei zu einer Entzündung mit der Folge einer erheblichen Verschlechterung des Sehvermögens bis zum möglichen Verlust des gesamten Auges [Gre08, KBK⁺09]. Weiterentwicklungen der Operationstechnik, bspw. durch den Einsatz von Laserskalpellen, versprechen eine weitere Verbesserung der Ergebnisse der Kataraktoperation und eine Verringerung ihrer Komplikationen [Wil11].

Ansätze zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit

Um ein scharfes Netzhautbild bei unterschiedlichen Abständen des betrachteten Objekts nach Verlust der Akkommodationsfähigkeit durch Presbyopie oder Kataraktoperation zu ermöglichen, existiert eine Vielzahl von Lösungsansätzen. Nur ein Teil von ihnen zielt auf die dynamische Brechkraftänderung ΔD des Auges im Sinne einer Akkommodation. Dabei ist eine Akkommodationsamplitude von 3 bis 4 dpt erforderlich, um eine ausreichende Nahsehschärfe zu ermöglichen [BK08b]. Andere Lösungsansätze nutzen pseudoakkommodative optische Effekte (Abschn. A.1) oder greifen außerhalb des Auges in den Strahlengang ein. So besteht auch die Standardbehandlung seit langem und noch bis heute in der Nutzung von Brillengläsern. Im einfachsten Fall werden monofokale Brillen für unterschiedliche Sehdistanzen s_0 abwechselnd genutzt. Bifokal- und Trifokalbrillen müssen dagegen nicht gewechselt werden, bieten jedoch nur zwei oder drei

Objektdistanzen s_o scharfen Sehens mit einer Beschränkung der verschiedenen Entfernungsbereiche auf kleine Teile des Blickfeldes. Letzteres gilt auch für Gleitsichtbrillen, die jedoch durch den kontinuierlichen Übergang von Fernsichtzonen zu Nahsichtzonen im Blickfeldbereich der Brillengläser den gesamten Zwischenbereich abdecken. Zusätzlich verursachen Gleitsichtgläser Verzerrungen des Bildes, die ein wesentlicher Grund für die erschwerte Eingewöhnung und unvollständige Akzeptanz der Patienten sind [Gre08]. Seit wenigen Jahren sind Brillen mit manuell änderbarer Brechkraft auf der Basis von flüssigkeitsgefüllten Membranlinsen erhältlich [Sup13]. Durch einen kleinen Schieber im Nasensteg wird der Fluiddruck und damit die optische Grenzflächenkrümmung der Membran verändert. Stärkenverstellbare Brillengläser existieren auch nach dem Prinzip der ALVAREZ-Optik. Hierbei werden zwei Linsen mit konjugierten kubischen Oberflächen senkrecht zur optischen Achse gegeneinander verschoben, wodurch sich ihre Brechkraft ändert (Abschn. 1.2.2, Abb. 1.5). Diese Brillen wurden bislang jedoch primär zur kostengünstigen Versorgung von refraktiven Fehlsichtigkeiten und zur Verwendung durch mehrere Patienten in Entwicklungsländern eingesetzt [Sil13]. Weiterhin ist seit wenigen Jahren unter dem Namen emPower eine Brille erhältlich, deren Gläser elektrisch zwischen Mono- und Bifokalität umgeschaltet werden können [Eis11]. Im unteren Teil des Brillenglases ist jeweils eine ovale Flüssigkristalllinse integriert, die bei Aktivierung auf Knopfdruck oder durch Kopfbewegungen in einem Teilbereich des Blickfeldes Nahsicht ermöglicht. Die Flüssigkristalllinse besitzt ein FRESNELZONENFÖRMIGES Gradientenindexprofil (Abschn. 1.2.2), welches durch die transparente Elektrodenstruktur stufenförmig approximiert wird. Dadurch ist die Fokallänge in eingeschaltetem Zustand festgelegt. Das fehlerbehaftete Stufenprofil und die Abweichungen polychromatischen Lichtes von der Auslegungswellenlänge begrenzen die Abbildungsqualität [LMV⁺06, PLM⁺06, NT08]. Brillen auf Basis von Flüssigkristalllinsen mit stufenloser Fokusänderung im gesamten Blickfeld befinden sich im Entwicklungsstadium [Phot16]. Das Tragen von Brillen im Allgemeinen wird allerdings von einem Teil der Patienten als grundsätzlich unästhetisch oder unkomfortabel empfunden, woraus der Wunsch und die Bereitschaft für die Anwendung alternativer Verfahren zur Wiederherstellung der Akkommodation entspringen.

Ein Lösungsansatz, der bei Akkommodationslosigkeit Abhilfe schaffen soll, ist das Konzept der Monovision [BK08b]. Dabei wird ein Auge refraktiv auf Fernsicht, das andere auf Nahsicht oder einen Zwischenbereich eingestellt. Das Gehirn muss dabei lernen, das Bild jeweils eines Auges in der visuellen Wahrnehmung zu unterdrücken. Stereoskopisches Sehen mit Tiefenwahrnehmung ist infolgedessen stark eingeschränkt. Außerdem sind nur zwei Objektdistanzen s_o scharfen Sehens möglich. Monovision kann durch Kontaktlinsen, durch refraktive Hornhautchirurgie, durch ein Korneaimplantat, welches die Krümmung der Hornhaut und damit ihre Brechkraft erhöht oder durch Intraokularlinsen erzeugt werden. Aufgetretene

Komplikationen sind die Wahrnehmung von Lichtkränzen (Halos) um helle Objekte bei Dunkelheit und die Wahrnehmung von Doppelbildern [BK08b].

Multifokalität beruht ebenfalls auf der gleichzeitigen Erzeugung mehrerer Bilder für verschiedene Sehdistanzen s_o . Dabei werden jedoch in beiden Augen mehrere, meist zwei oder drei Bilder auf der Netzhaut überlagert. Während der neuronalen Bildverarbeitung im Gehirn muss das benötigte Bild aus dem Sinneseindruck herausgefiltert werden. Durch die Überlagerung mehrerer Bilder ergibt sich eine reduzierte Kontrastsensitivität [Gre08, BK08b]. Daraus resultiert eine verringerte Sehschärfe. Vor allem nachts tritt Blendung durch punktförmige Lichtquellen auf, um die Halos wahrgenommen werden [BK08b]. Multifokalität kann durch refraktive oder diffraktive optische Prinzipien erzeugt werden. Eine refraktive optische Grenzfläche, die Multifokalität erzeugt, besteht aus mehreren Brechkraftzonen mit unterschiedlicher Krümmung. Bei diffraktiv erzeugter Multifokalität geht wegen der begrenzten Beugungseffizienz ein Teil des einfallenden Lichtes als Streulicht verloren. Im Fall von derartigen Intraokularlinsen sind es 20% [BK08b]. Multifokale Intraokularlinsen werden bereits seit den 1980er Jahren klinisch eingesetzt. Die postoperative Patientenzufriedenheit kann sehr unterschiedlich ausfallen und hängt auch signifikant von den Erwartungen des Patienten ab [BK08b]. Häufig wird der Refraktionsbereich für die Fernsicht auf einem Ring am Rand der multifokalen Intraokularlinse angeordnet, um die Pupillenkontraktion der Naheinstellungstrias zu nutzen, so dass die Helligkeit des überlagerten Fernbildes bei Nahsehen verringert und der Kontrast der Nahbilder damit erhöht wird. Mittlerweile existieren auch Intraokularlinsen, die sowohl durch lichtbrechende als auch durch lichtbeugende Wirkung Multifokalität erzielen. Multifokalität kann auch durch Modifikationen der Hornhaut hergestellt werden. Mit Methoden der refraktiven Chirurgie kann ein entsprechendes Oberflächenprofil durch Laserablation eingepägt werden [BK08b]. Außerdem existieren multifokale Hornhautimplantate. Multifokale Kontaktlinsen verfolgen das gleiche Ziel auf nichtinvasive Weise.

Ein gänzlich anderer Therapieansatz bei mangelnder Akkommodation besteht darin, die optische Schärfentiefe des Auges soweit zu erhöhen, dass sowohl ferne als auch nahe Objekte ausreichend scharf abgebildet werden. Zu diesem Zweck kann eine Lochblende in die Hornhaut implantiert werden. Die Firma AcuFocus entwickelt ein solches Implantat mit einem Außendurchmesser von 3,8 mm und einer zentralen Öffnung von 1,6 mm [BK08b]. Zu einer erhöhten Schärfentiefe führt neben verringerten sphärischen Aberrationen durch ausgeblendete Randstrahlen und einer Abbildung nach dem Prinzip der Lochkamera auch ein fokussierender Beugungseffekt der Lochöffnung. Das Funktionsprinzip entspricht dem der stenopäischen Lücke, einem diagnostischen Instrument der Augenheilkunde, mit dem zwischen refraktiven und organischen Ursachen einer verschlechterten Sehschärfe differenziert werden kann [Gre08]. Durch die verkleinerte Apertur ist die Lichtmenge jedoch stark reduziert, wodurch das Sehen bei geringer Helligkeit eingeschränkt ist. Deshalb wird das Implantat nur einseitig eingesetzt [BK08b]. Es ermöglicht

damit bestenfalls monokulare Nahsicht bei ausreichender Helligkeit und beschränkt räumliches Sehen auf Fernsicht bei ebenfalls heller Umgebung.

Im Gegensatz zu den bisher genannten Lösungsansätzen beabsichtigen die nachfolgenden Konzepte eine Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit im Sinne einer dynamischen Brechkraftänderung ΔD des Auges.

Bei kataraktfreier Presbyopie kann möglicherweise eine Flexibilisierung der versteiften Augenlinse durch Laserbehandlung den natürlichen Akkommodationsmechanismus wiederbeleben. Dazu sollen mittels Femtosekundenlaser Schnitte in Form von konzentrischen Zylinderflächen um die optische Achse, in radialen Ebenen und in Ebenen orthogonal zur optischen Achse in die Linse eingebracht werden, an denen ein Gleiten der entstandenen Linsenteile unter mechanischer Spannung möglich ist [BK08b]. Außerdem sollen damit Diffusionsbarrieren für den Stoffaustausch der gealterten Linse beseitigt werden. Das Verfahren befindet sich im tierexperimentellen Entwicklungsstadium. Eine erhöhte Verformbarkeit der Augenlinse nach der Behandlung wurde nachgewiesen [BK08b]. Als Komplikationen traten jedoch Linsentrübungen und die Bildung von Gasblasen und optischen Streuzentren auf. Das Problem der verringerten Ziliarkörperbeweglichkeit bei Presbyopie bleibt durch die Behandlung gänzlich unberührt.

An Verfahren des „Lens refilling“ wird seit den 1960er Jahren und bis heute intensiv gearbeitet [BK08b]. Damit wird das Ersetzen von Linsenrinde und Linsenkern durch ein verformbares, transparentes und refraktiv wirksames Polymer beabsichtigt. Die erneuerte Linse soll sich nach der Behandlung durch die Kräfte von Ziliarmuskel und Zonulafasern wie in jugendlichem Zustand verformen und ihre Brechkraft ändern. Häufig werden Silikonpolymere eingesetzt. Dem Problem der Abdichtung der Linse wurde durch Dichtungsstopfen, eine eingelegte Silikonmembran, Injektion in einen endokapsulären Ballon [DDL⁺12] und Photopolymerisation des eingespritzten Materials begegnet [BK08b]. Unzureichend gelöst bleibt die genaue Bestimmung des für postoperative Emmetropie und Blasenfreiheit des Polymers notwendigen Polymervolumens. Außerdem führte ein Nachwachsen von verbliebenen Epithelzellen der Linsenrinde zu Trübungen der wiederaufgefüllten Linse, für die derzeit keine Behandlungsmöglichkeiten wie beim konventionellen Nachstar bestehen. Die Epithelzellen konnten vor dem Auffüllen der Linse durch ein medikamentöses Verfahren effektiv entfernt werden, dieses wird jedoch als toxikologisch bedenklich eingestuft [BK08b]. Dem Konzept steht grundsätzlich die Versteifung der wieder aufgefüllten Linse durch die postoperative Kapselsackfibrose entgegen. Das Problem der verringerten Ziliarkörperbeweglichkeit bei Presbyopie bleibt auch beim Lens refilling unberührt.

Seit den 1990er Jahren wurden die verschiedensten passiven, potentiell akkommodativen Intraokularlinsenimplantate entwickelt, welche die Brechkraft D des Auges unter Nutzung der natürlichen Bewegungen von intraokularem Gewebe bei Akkommodation dynamisch anpassen sollen. Häufig sind ihre Übertragungsmechanismen auf die Elastizität der Linsenkapsel angewiesen, die jedoch aufgrund der postope-

rativen Fibrose langfristig nicht gegeben ist [BK08b]. Die Wirkprinzipien solcher Implantate können unterteilt werden nach der Umsetzung der Ziliarmuskelbewegung in eine Lageänderung oder in eine Formänderung der optischen Grenzflächen des Implantats.

In der klinischen Anwendung sind bislang nur Implantate mit einer Axialverschiebung von Kunstlinsen entlang der optischen Achse, sogenannte „Shift“-Intraokularlinsen zu finden [BK08b]. Sie erreichen in der Regel langfristig keine ausreichende Beweglichkeit für einen nennenswerten Akkommodationseffekt [BK08b]. Im einfachsten Fall wird die Kontraktion des Ziliarmuskels über eine angewinkelte Plattenhaptik mit Filmscharnier-Gelenken in eine Linsenverschiebung umgesetzt. Theoretisch sind zwischen 0,5 und 2,5 dpt Brechkraftänderung ΔD pro Millimeter Verschiebung einer einzelnen Kunstlinse möglich. Bei einer sogenannten „Dual-optic“-Intraokularlinse mit einer hinteren Zerstreuungslinse, zu der eine vordere Sammellinse relativ bewegt wird, können 2,5 bis 3,0 dpt pro Millimeter Verschiebung erreicht werden. Sie erzielen unmittelbar nach der Implantation mitunter zufriedenstellende Ergebnisse bezüglich der Akkommodationsfähigkeit. Durch die Kapselsackfibrose nimmt jedoch die Relativbewegung beider Linsen über Wochen und Monate ab und damit auch die Amplitude der Brechkraftänderung ΔD [BK08b]. Außerdem besteht die Gefahr des Einwachsens von Epithelzellen zwischen die Linsen. Dadurch entsteht eine Trübung, die nicht wie ein konventioneller Nachstar behandelbar ist [BK08b].

Ein zweites Wirkprinzip basierend auf Lageänderung ist die Verschiebung von optischen Grenzflächen senkrecht zur optischen Achse [SV06, RS07a, ASP⁺14]. Eine solche „Lateral-shift“-Intraokularlinse nach dem optischen Prinzip der ALVAREZ-Linse wird von der Firma AkkoLens entwickelt. Zur Umgehung der Kapselsackfibrose soll das Implantat im Sulcus ciliaris fixiert werden und dort auch durch den Ziliarmuskel kontrahiert werden. Dadurch ergeben sich jedoch auch mögliche Komplikationen an der Iris. Eine frühe Auslegung der Optik in [SV06] erforderte eine Relativverschiebung beider Linsenflächen von 1,5 mm für eine Brechkraftänderung ΔD von 4 dpt, die aufgrund einer Abnahme der Ziliarkörperkontraktion von 1,3 mm in jungen Jahren auf 0,5 mm [SSS⁺99] im Alter nicht realisierbar erscheint. Grundsätzlich können ALVAREZ-Linsen jedoch durch Anpassung der Koeffizienten ihrer kubischen Flächen in weiten Grenzen in ihrer verschiebungsspezifischen Brechkraftänderung eingestellt werden. Sie weisen bei hohen Werten dann allerdings auch eine sehr hohe Empfindlichkeit der Abbildungsqualität gegen Positionierungsfehler auf. Das Implantat befindet sich in der klinischen Erprobung, objektive Messungen der erzielten Akkommodation liegen bislang nicht vor [SV06, RS07a, ASP⁺14].

Beim Konzept der „NuLens“ wird die Ziliarmuskelbewegung in die Formänderung einer elastischen Kunstlinse umgesetzt [ABRP09, SBWD10]. Dazu soll die Fibrose der Linsenkapsel gezielt ausgenutzt werden. Im entspannten Zustand des Ziliarmuskels drückt die versteifte Kapsel durch die Spannung der vorderen Zonulafasern nach vorne gegen eine Platte, die dadurch wiederum Druck auf ein

weiches, transparentes Elastomer ausübt, welches als elastische Linse dient. Diese wölbt sich infolge des Drucks aus der kreisförmigen Öffnung einer vorderen Platte heraus, welche ihrerseits im Sulcus ciliaris fixiert ist. Bei Ziliarmuskelkontraktion entspannen sich die vorderen Zonulafasern und die Linsenkapsel verschiebt sich, unterstützt auch durch die elastischen Kräfte des Elastomers, nach hinten und verringert seine vordere Krümmung und damit seine Brechkraft. Dies bedeutet eine Invertierung des Akkommodationsmechanismus. Ob eine Anpassung des neuronalen Akkommodationsregelkreises und damit eine Gewöhnung des Patienten möglich ist, ist bislang nicht geklärt. Das Implantat wurde im Rahmen von klinischen Versuchen bei Patienten mit degenerativ bedingter, starker Sehschwäche eingesetzt. Objektive Messungen der erzielten Akkommodationsamplitude wurden dabei nicht durchgeführt [ABRP09, SBWD10].

Das Fluidlinsenimplantat „Fluidvision“ soll die Ziliarmuskelbewegung in die Formänderung einer Fluidmembranlinse umsetzen [SBWD10]. Die Verformung der Linsenkapsel durch den Ziliarmuskel und die Zonulafasern drückt eine Flüssigkeit aus komprimierbaren Fluidreservoirs der Implantathaptiken in die Membranlinse, welche dadurch ihre Krümmung ändert. Dem Erfolg des Konzepts steht grundsätzlich das Problem der Kapselsackfibrose entgegen.

In [KH07, Bin11, BGN⁺14a, GGB⁺15a, MGBB15, BBF⁺16] werden Ansätze für Kontaktlinsen beschrieben, welche eine optische Anpassung des Auges an unterschiedliche Objektweiten ermöglichen sollen. Sie sind jedoch bislang nicht zur Anwendungsreife entwickelt worden.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass bisher keiner der vorgestellten Lösungsansätze die Akkommodationsfähigkeit wirksam und ausreichend wiederherstellt. Lösungsansätze in Form von aktiven Implantaten, die nicht nur wie passive Implantate Bewegungen von intraokularem Gewebe mechanisch umlenken, sondern auch nichtmechanische, vorzugsweise elektrische Energieformen nutzen, bilden das Fachgebiet dieser Arbeit und werden daher im Abschnitt 1.2.1 eingehend betrachtet.

Literaturverzeichnis

- [AA01] AUFFARTH, G. U.; APPLE, D. J.: Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen. In: *Der Ophthalmologe* 98 (2001), Nr. 11, S. 1017–1031
- [Abr89] ABRAMS, R. A.: Speed and Accuracy of Saccadic Eye Movements: Characteristics of Impulse Variability in the Oculomotor System. In: *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 15 (1989), Nr. 3, S. 529–543
- [ABRP09] ALÍO, J. L.; BEN-NUN, J.; RODRÍGUEZ-PRATS, J. L.; PLAZA, Ana B.: Visual and accommodative outcomes 1 year after implantation of an accommodating intraocular lens based on a new concept. In: *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 35 (2009), Nr. 10, S. 1671–1678
- [ABSL07] ALBACH, T.; BAFFOUN, B.; SUTOR, A.; LERCH, R.: Entwicklung eines magnetostriktiven Mikroaktors. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 299–302
- [ACF97] AKIYAMA, T.; COLLARD, D.; FUJITA, H.: Scratch Drive Actuator with Mechanical Links for Self-Assembly of Three-Dimensional MEMS. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 6 (1997), Nr. 1, S. 10–17
- [AEK⁺07] ARNOLD, M.; EBERHARDT, W.; KÜCK, H.; MUNZ, G.; WARKENTIN, D.: Elektrostatisch angetriebenes Mikroventil in MID-Technik. In: *7. GMM/ETG-Fachtagung Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, Augsburg, 2007*, S. 105–110
- [AH70] ALVAREZ, L. W.; HUMPHREY, W. E.: *Variable-power lens and system*. Patentschrift US 3507565, 1970
- [AKKK14] ABAS, Z.; KIM, H. S.; KIM, J.; KIM, J.-H.: Cellulose Electro-Active Paper: From Discovery to Technology Applications. In: *Frontiers in Materials* 1 (2014), September, Nr. 17, S. 1–4
- [ALN⁺04] ANDO, T.; LI, X.; NAKAO, S.; KASAI, T.; SHIKIDD, M.; SATO, K.: Effect of crystal orientation on fracture strength and fracture toughness of single crystal silicon. In: *MEMS – 17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 2004, S. 177–180

- [Alv67] ALVAREZ, L. W.: *Two-Element Variable-Power Spherical Lens*. Patentschrift US 3305294, 1967
- [Alv78] ALVAREZ, L. W.: Development of variable-focus lens and a new refractor. In: *Journal of the American Optometric Association* 49 (1978), Nr. 1, S. 24–29
- [AM06] *DLP-95 Auto Focus Lens Positioner Preliminary Data Sheet*. Artificial Muscle, Inc., 2006
- [AOK⁺09] ALIEV, A. E.; OH, J.; KOZLOV, M. E.; KUZNETSOV, A. A.; FANG, S.; FONSECA, A. F.; OVALLE, R.; LIMA, M. D.; HAQUE, M. H.; GARTSTEIN, Y. N.; ZHANG, M.; ZAKHIDOV, A. A.; BAUGHMAN, R. H.: Giant-Stroke, Superelastic Carbon Nanotube Aerogel Muscles. In: *Science* 323 (2009), Nr. 5921, S. 1575–1578
- [AS00] ATCHISON, D. A.; SMITH, G.: *Optics of the Human Eye*. Butterworth Heinemann, 2000
- [AS03] AN, Y.; SHAW, M. T.: Actuating properties of soft gels with ordered iron particles: basis for a shear actuator. In: *Smart Materials and Structures* 12 (2003), Nr. 2, S. 157–163
- [Asc07] ASCHWANDEN, M.: *Tunable Optical Elements based on Dielectric Elastomer Actuators*, ETH Zurich, Dissertation, 2007
- [ASP⁺14] ALIÓ, J.; SIMONOV, A.; PLAZA, A. B.; VEGA-ESTRADA, A.; ANGELOV, A.; ANGELOV, J.; ROMBACH, M.: Visual Outcomes and Accommodation Amplitude With a New Accommodative IOL, the AkkoLens Lumina. In: *Refractive Surgery 2014 – Mission 20/20 – The Annual Meeting of ISRS*, 2014, S. 25
- [Aug07] AUGUSTIN, A. J.: *Augenheilkunde*. 3. Auflage. Springer, 2007
- [AYM⁺02] ANQUETIL, P. A.; YU, H.-H.; MADDEN, J. D.; MADDEN, P. G.; SWAGER, T. M.; HUNTER, I. W.: Thiophene-based conducting polymer molecular actuators. In: *Smart Structures and Materials 2002 – Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)* Bd. 4695. San Diego, CA, USA, 2002 (Proceedings of SPIE), S. 424–434
- [AYM⁺03] ANQUETIL, P. A.; YU, H.-H.; MADDEN, J. D.; SWAGER, T. M.; HUNTER, I. W.: Recent Advances in Thiophene Based Molecular Actuators. In: *Smart Structures and Materials 2003 – Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)* Bd. 5051, 2003 (Proceedings of SPIE), S. 42–53

- [Baß10] BASSLER, M.: *Entwicklung einer energieeffizienten Ansteuerung von piezoelektrischen Aktoren für den Einsatz in einem mechatronischen Implantat*, Karlsruher Institut für Technologie, Bachelorarbeit, 2010
- [BABS13] BOEKEN, U. (Hrsg.); ASSMANN, A. (Hrsg.); BORN, F. (Hrsg.); SCHMID, Ch. (Hrsg.): *Mechanische Herz-Kreislauf-Unterstützung*. Springer, 2013
- [Bah08] BAHLKE, U.: *Aufbau eines biomechanischen Berechnungsmodells zur Ermittlung der dynamischen Belastungen an einem ophthalmologischen Implantat*, Universität Rostock, Projektarbeit, 2008
- [Bal01] BALOGH, L.: Design And Application Guide For High Speed MOSFET Gate Drive Circuits. In: *Power Supply Seminar SEM-1400*. Texas Instruments, 2001, 2 (1–39)
- [Bal07] BALLAS, R. G.: *Piezoelectric Multilayer Beam Bending Actuators – Static and Dynamic Behavior and Aspects of Sensor Integration*. Springer, 2007
- [Ban10] BANSE, G.: „Nicht so exakt wie möglich, sondern so genau wie nötig!“ – Das Einfachheitsprinzip in den Technikwissenschaften. In: *Sitzungsberichte der Leibniz-Sozietät der Wissenschaften zu Berlin* Bd. 108, 2010, S. 93–104
- [Bar00] BARTH, O.: Harmonic piezodrives – miniaturized servomotor. In: *Mechatronics* 10 (2000), Nr. 4–5, S. 545–554
- [Bar04] BAR-COHEN, Y. (Hrsg.): *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles: Reality, Potential, and Challenges*. 2nd edition. SPIE – The International Society for Optical Engineering, 2004
- [Bau03] BAUGHMAN, R. H.: Muscles Made from Metal. In: *Science* 300 (2003), Nr. 5617, S. 268–269
- [BBF⁺16] BECK, Ch.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; KRUG, M.; MARTIN, Th.; NAGEL, J.; KOKER, L.; SIEBER, I.: *Sensor und Sensorsystem für die Erfassung einer Augapfelorientierung sowie eine akkommodierende Kontaktlinse mit einem solchen Sensor oder Sensorsystem*. Offenlegungsschrift DE 102015000248 A1, 2016
- [BBG06] BERGEMANN, M.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Untersuchung der Eignung von axial-verschiebbaren Linsensystemen zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit durch ein mechatronisches

- Mikrosystem. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 223 (2006), Nr. S1, S. 15
- [BBG⁺11] BRETTHAUER, G.; BERGEMANN, M.; GENGENBACH, U.; KOKER, T.; RÜCKERT, W.; GUTHOFF, R. F.: *Künstliches Akkommodationssystem*. Patentschrift EP 1919360 B1, 2011
- [BBS97] BAUMGART, R.; BETZ, A.; SCHWEIBERER, L.: A Fully Implantable Motorized Intramedullary Nail for Limb Lengthening and Bone Transport. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 343 (1997), Nr. 10, S. 135–143
- [BBT81] BAHILL, A. T.; BROCKENBROUGH, A.; TROOST, B. T.: Variability and development of a normative data base for saccadic eye movements. In: *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 21 (1981), July, Nr. 1, S. 116–125
- [BCZ⁺99] BAUGHMAN, R. H.; CUI, C.; ZAKHIDOV, A. A.; IQBAL, Z.; BARISCI, J. N.; SPINKS, G. M.; WALLACE, G. G.; MAZZOLDI, A.; DE ROSSI, D.; RINZLER, A. G.; JASCHINSKI, O.; ROTH, S.; KERTESZ, M.: Carbon Nanotube Actuators. In: *Science* 284 (1999), Nr. 5418, S. 1340–1344
- [Bec15] BECK, Ch.: *Neues Konzept zur bedarfsgerechten Kommunikation in einem künstlichen Akkommodationssystem*, Karlsruher Institut für Technologie, Dissertation, 2015
- [Ber07] BERGEMANN, M.: *Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges*, Universität Karlsruhe (TH), Dissertation, 2007
- [Bet08] BETZ, A. M.: Optimierung bzw. Vermeidung orthetischer Massnahmen durch Distraktionsosteogenese mittels voll implantierbarer Teleskopmarknägel. In: *Medizinisch-orthopädische Technik* 128 (2008), Nr. 2, S. 81–86
- [BGG10] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; GUTHOFF, R. F.: Mechatronic Systems to Restore Accommodation. In: GUTHOFF, R. F. (Hrsg.); SCHMITZ, K.-P. (Hrsg.); ZRENNER, E. (Hrsg.): *Intelligent Implants in Ophthalmology*, Nova Acta Leopoldina, N. F., Bd. 111, Nr. 379. Deutsche Akademie der Naturforscher Leopoldina, 2010, S. 167–175
- [BGN⁺14a] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; NAGEL, J.; STACHS, O.; GUTHOFF, R.: Akkommodierende Kontaktlinsen – Vision und Wirklichkeit. In: *Der Augenspiegel* (2014), Nr. 09, 40–41

- [BGN⁺14b] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; NAGEL, J. A.; BECK, Ch.; FLIEDNER, J.; KOKER, L.; KRUG, M.; MARTIN, T.; STACHS, O.; GUTHOFF, R. F.: Fortschritte des Künstlichen Akkommodationssystems. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 231 (2014), Nr. 12, S. 1174–1182
- [BGR⁺13] BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.; RHEINSCHMITT, L.; NAGEL, J.; MARTIN, Th.; SIEBER, I.: *Lens system having adjustable refraction strength*. Offenlegungsschrift WO 2013/041222 A1, 2013
- [BGSG10] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; STACHS, O.; GUTHOFF, R.: Ein neues mechatronisches System zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 227 (2010), Nr. 12, S. 935–939
- [BHN⁺11] BECK, C.; HEVESI, P.; NAGEL, J.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.: A cyclic MAC layer synchronisation approach for time-critical low-power body sensor networks. In: *PIMRC'11 – 2011 IEEE 22nd International Symposium on Personal Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC)*, 2011, S. 2183–2187
- [BHR13] BERNET, S.; HARM, W.; RITSCH-MARTE, M.: Demonstration of focus-tunable diffractive Moiré-lenses. In: *Optics Express* 21 (2013), Nr. 6, S. 6955–6966
- [BHW07] BANGE, S.; HEMPEL, J.; WOIAS, P.: Konstruktion eines elektrostatischen Membranaktors für den Einsatz in einem Stirling-Kühler oder Stirling-Motor. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 569–572
- [Bin11] BINDER, H.: *Akkommodierende Kontaktlinse*. Patentschrift DE 102009021702 B4, 2011
- [BJ99] BEXELL, M.; JOHANSSON, S.: Fabrication and evaluation of a piezoelectric miniature motor. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 75 (1999), Nr. 1, S. 8–16
- [BK08a] BAUMEISTER, M.; KOHNEN, T.: Akkommodation und Presbyopie – Teil 1: Physiologie der Akkommodation und Entwicklung der Presbyopie. In: *Der Ophthalmologe* 105 (2008), Nr. 6, S. 597–610
- [BK08b] BAUMEISTER, M.; KOHNEN, T.: Akkommodation und Presbyopie – Teil 2: Operative Verfahren zur Presbyopiekorrektur. In: *Der Ophthalmologe* 105 (2008), Nr. 11, S. 1059–1074

- [BKD⁺93] BOBBIO, S. M.; KELLAM, M. D.; DUDLEY, B. W.; GOODWIN-JOHANSSON, S.; JONES, S. K.; JACOBSON, J. D.; TRANJAN, F. M.; DUBOIS, T. D.: Integrated force arrays. In: *MEMS '93 – Proceedings – IEEE – Micro Electro Mechanical Systems*, 1993, S. 149–154
- [BLA12] BHANDARI, B.; LEE, G.-Y.; AHN, S.-H.: A review on IPMC material as actuators and sensors: Fabrications, characteristics and applications. In: *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 13 (2012), Nr. 1, S. 141–163
- [Ble06] BLESINGER, G.: *Konzeption der Energieversorgung eines Augenimplantats*, Universität Karlsruhe (TH), Diplomarbeit, 2006
- [BMB06] BERGEMANN, M.; MARTIN, T.; BRETTHAUER, G.: Systematic selection and design of a ring-actuator for the deformation of an elastic lens. In: *ACTUATOR 2006 – 10th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2006, S. 864–867
- [BMGB11] BECK, Ch.; MASNY, D.; GEISELMANN, W.; BRETTHAUER, G.: Block Cipher Based Security for Severely Resource-constrained Implantable Medical Devices. In: *Proceedings of the 4th International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2011)*. New York, NY, USA, 2011, S. 62 (1–5)
- [BMRB00] BARNES, S.M.; MILLER, S.L.; RODGERS, M.S.; BITSIE, F.: Torsional Ratcheting Actuating System. In: *Proc. of the 2000 International Conference on Modeling and Simulation of Microsystems*, 2000, S. 273–276
- [BNHB12] BECK, Ch.; NAGEL, J.; HEVESI, P.; BRETTHAUER, G.: RTS-MAC: A Relative Time Synchronization MAC Protocol for Low Duty Cycle Body Sensor Networks. In: *International Journal of Wireless Information Networks* 19 (2012), Nr. 3, S. 163–172
- [BNRB13] BECK, Ch.; NAGEL, J.; RUSCH, Ch.; BRETTHAUER, G.: Miniature Antenna Enabling Near-field Eye-to-eye Communication in the MICS Band. In: *Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks – BodyNets '13*, 2013, S. 284–287
- [Boh80] BOHL, W.: *Technische Strömungslehre*. Vogel, 1980
- [BP10] BROCHU, P.; PEI, Q.: Advances in Dielectric Elastomers for Actuators and Artificial Muscles. In: *Macromolecular Rapid Communications* 31 (2010), Nr. 1, S. 10–36

- [BR08] BERNET, S.; RITSCH-MARTE, M.: Adjustable refractive power from diffractive moiré elements. In: *Applied Optics* 47 (2008), Nr. 21, S. 3722–3730
- [BRG⁺12] BECK, C.; RHEINSCHMITT, L.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Achieving Accurate Postoperative Refraction with the Artificial Accommodation System. In: *WOC 2012 – World Ophthalmology Congress*. Abu Dhabi, UAE, 2012, S. 356
- [Bro83] BRODY, P. S.: Optomechanical bimorph actuator. In: *Ferroelectrics* 50 (1983), Nr. 1, S. 27–32
- [BS14] BAHRAMZADEH, Y.; SHAHINPOOR, M.: A Review of Ionic Polymeric Soft Actuators and Sensors. In: *Soft Robotics* 1 (2014), Nr. 1, S. 38–52
- [BSA⁺11] BILLE, J. F.; SAHLER, R.; AGUILERA, R.; ZHOU, S.; SCHANZLIN, D. J.: Generation and In Situ Modification of Customized IOLs. In: *The ASCRS Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery*. San Diego, California, USA, 2011
- [BSBG07] BERGEMANN, M.; SIEBER, I.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Triple-Optic-Ansatz für das Künstliche Akkommodationssystem. In: *Der Ophthalmologe* 104 (2007), Nr. 4, S. 311–316
- [BSN⁺10] BECK, C.; SCHULZ, B.; NAGEL, J. A.; GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.: Low duty cycle inter-implant communication of the Artificial Accommodation System. In: *2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010)*. Roma, Italy : IEEE, 2010, S. 1–5
- [Bus99] BUSCH-VISHNIAC, I. J.: *Electromechanical Sensors and Actuators*. Springer, 1999
- [Bus06] BUSCHOW, K. H. J. (Hrsg.): *Handbook of Magnetic Materials – Volume 16*. Elsevier, 2006
- [BWZ⁺09] BIENER, J.; WITTSTOCK, A.; ZEPEDA-RUIZ, L. A.; BIENER, M. M.; ZIELASEK, V.; KRAMER, D.; VISWANATH, R. N.; WEISSMÜLLER, J.; BÄUMER, M.; HAMZA, A. V.: Surface-chemistry-driven actuation in nanoporous gold. In: *Nature Materials* 8 (2009), Nr. 1, S. 47–51
- [CDK⁺08] CARPI, F. (Hrsg.); DE ROSSI, D. (Hrsg.); KORNBLUH, R. (Hrsg.); PELRINE, R. (Hrsg.); SOMMER-LARSEN, P. (Hrsg.): *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers – Fundamentals, Materials, Devices, Models and Applications of an Emerging Electroactive Polymer Technology*. Elsevier, 2008

- [CES88a] COLLEWIJN, H.; ERKELENS, C. J.; STEINMAN, R. M.: Binocular coordination of human horizontal saccadic eye movements. In: *Journal of Physiology* 404 (1988), Nr. 1, S. 157–182
- [CES88b] COLLEWIJN, H.; ERKELENS, C. J.; STEINMAN, R. M.: Binocular coordination of human vertical saccadic eye movements. In: *Journal of Physiology* 404 (1988), Nr. 1, S. 183–197
- [CF02] CAMERON, C. G.; FREUND, M. S.: Electrolytic actuators: Alternative, high-performance, material-based devices. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences* 99 (2002), Nr. 12, 7827–7831
- [CFTDR11] CARPI, F.; FREDIANI, G.; TURCO, S.; DE ROSSI, D.: Bioinspired Tunable Lens with Muscle-Like Electroactive Elastomers. In: *Advanced Functional Materials* 21 (2011), Nr. 21, 4002–4002
- [CG00] CHARRA, F.; GURZADYAN, G.; NELSON, D. F. (Hrsg.): *Landolt-Börnstein – Numerical Data and Functional Relationships in Science and Technology – New Series – Group III Condensed Matter – Volume 30 High Frequency Properties of Dielectric Crystals – Subvolume B Nonlinear Dielectric Susceptibilities*. Springer, 2000
- [Che09] CHEN, T.-M.: *Synthesis of Compliant Single Crystal Silicon Mechanisms with Large Deformation*, University of Freiburg, Dissertation, 2009
- [CKK⁺06] CHOE, K.; KIM, K. J.; KIM, D.; MANFORD, C.; HEO, S.; SHAHINPOOR, M.: Performance Characteristics of Electrochemically Driven Polyacrylonitrile Fiber Bundle Actuators. In: *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 17 (2006), Nr. 7, S. 563–576
- [CM98] CONANT, R. A.; MULLER, R. S.: Cyclic fatigue testing of surface-micromachined thermal actuators. In: *1998 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*. Anaheim, CA, USA, 1998, S. 273–277
- [CP98] CHRISTEN, G.; PFEFFERKORN, H.: Nachgiebige Mechanismen – Aufbau, Gestaltung, Dimensionierung und experimentelle Untersuchung. In: *Kurvengetriebe, Koppelgetriebe, Gesteuerte Antriebe – Problemlösungen in der Bewegungstechnik, VDI-Getriebetagung '98* VDI-Gesellschaft Entwicklung, Konstruktion, Vertrieb, VDI, 1998 (VDI-Berichte 1423), S. 309–329
- [Cro87] CROSS, L. E.: Relaxor ferroelectrics. In: *Ferroelectrics* 76 (1987), Nr. 1, S. 241–267

- [CS09] CARPI, F. (Hrsg.); SMELA, E. (Hrsg.): *Biomedical Applications of Electroactive Polymer Actuators*. John Wiley & Sons, 2009
- [CSF03] CAMPOLO, D.; SITTI, M.; FEARING, R. S.: Efficient Charge Recovery Method for Driving Piezoelectric Actuators with Quasi-Square Waves. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 50 (2003), Nr. 3, S. 237–244
- [CT14] CHANDRASEKHARAN, V.; TOSAYA, E.: MEMS-based Autofocus in Cameras. In: *12th Annual MEPTec MEMS Technology Symposium*. San Jose, CA, USA, 2014, S. 29
- [CWB04] COLLIER, J.; WROBLEWSKI, D.; BIFANO, T.: Development of a rapid-response flow-control system using MEMS microvalve arrays. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 13 (2004), Nr. 6, S. 912–922
- [CXT⁺11] CAI, H.; XU, K. J.; TSAI, J. M.; LO, G. Q.; KWONG, D. L.; LIU, A. Q.: Nano-opto-mechanical linear actuator utilizing gradient optical force. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 1709–1712
- [DABJ06] DONG, L.; AGARWAL, A. K.; BEEBE, D. J.; JIANG, H.: Adaptive liquid microlenses activated by stimuli-responsive hydrogels. In: *Nature* 442 (2006), Nr. 7102, S. 551–554
- [DDL⁺12] DEBOER, Ch.; DO, H. W.; LEE, J.; HUMAYUN, M.; TAI, Y.-C.: Biomimetic Accommodating Intraocular Lens (IOL). In: *Proc. of MEMS 2012, 29.01.–02.02.2012 Paris, France*, 2012, S. 926–929
- [Die08] DIENEROWITZ, F.: *Der Helixaktor – zum Konzept eines vorverwundenen Biegeaktors*, Universität Karlsruhe (TH), Dissertation, 2008
- [DIN98] *Aktive implantierbare medizinische Geräte – Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit, Aufschriften und vom Hersteller zur Verfügung zu stellende Informationen*. DIN EN 45502-1 (VDE 0750 Teil 10), 1998
- [DIN13] *Medizinische elektrische Geräte – Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale*. DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1), 2013

- [DKB⁺10] DRAHEIM, J.; KAMBERGER, R.; BURGER, T.; SCHNEIDER, F.; WALLRABE, U.: Optimierung von piezoelektrischen Pumpaktoren für adaptive Linsen mit großer Apertur. In: *2. GMM Workshop Technologien und Werkstoffe der Mikrosystem- und Nanotechnik*, 2010, S. 91–94
- [DKE04] DELADI, S.; KRIJNEN, G. J. M.; ELWENSPOEK, M. C.: Distinction of the irreversible and reversible actuation regions of B-doped poly-Si based electrothermal actuators. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 14 (2004), Nr. 9, S. S31–S36
- [DLW07] DAI, W.; LIAN, K.; WANG, W.: Design and fabrication of a SU-8 based electrostatic microactuator. In: *Microsystem Technologies* 13 (2007), Nr. 3, S. 271–277
- [Dua12] DUANE, A.: Normal values of the accommodation at all ages. In: *Journal of the American Medical Association* 59 (1912), Nr. 12, S. 1010–1013
- [DUBB11] GROTE, K.-H. (Hrsg.); FELDHUSEN, J. (Hrsg.): *Dubbel – Taschenbuch für den Maschinenbau*. 23. Auflage. Springer, 2011
- [EAM13] EAMAX CORP.: *Super small autofocus camera module*. Webseite. http://www.eamex.co.jp/product_e.html#af. Version: 23.02.2013
- [Eic11] EICHER, D. M.: *Entwurf und tiefenlithographische Realisierung mikrostrukturierter Schrittantriebe*, Technische Universität Darmstadt, Dissertation, 2011
- [Eis11] EISENBERG, A.: EmPower Eyeglasses Use Liquid Crystals for Reading. In: *The New York Times* (12.02.2011)
- [EM07] ELKACIMI, Y.; MÜLLER, N.: Design and Simulation of a MEMS Long Distance Traveling Actuator. In: *PowerMEMS – 7th International Workshop on Micro- and Nanotechnology for Power Generation and Energy Conversion Applications*, 2007, S. 181–184
- [EMP⁺07] ES-SOUNI, M.; MAXIMOV, S.; PIORRA, A.; KRAUSE, J.; SOLTERBECK, C.-H.: Hybrid powder-sol-gel PZT thick films on metallic membranes for piezoelectric applications. In: *Journal of the European Ceramic Society* 27 (2007), Nr. 13–15, S. 4139–4142
- [ENH91] EGAWA, S.; NIINO, S.; HIGUCHI, T.: Film actuators: planar, electrostatic surface-drive actuators. (1991), S. 9–14

- [ENPVH08] ERISMIS, M.A.; NEVES, H.P.; PUERS, R.; VAN HOOFF, C.: A Low-Voltage Large-Displacement Large-Force Inchworm Actuator. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 17 (2008), Nr. 6, S. 1294–1301
- [ES92] ENGELMANN, G.; SIMON, J.: Microactuators with moving magnets for linear, torsional or multiaxial motion. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 32 (1992), Nr. 1–3, S. 598–603
- [ES07] EICHER, D.; SCHLAAK, H. F.: Elektrothermische Aktoren aus SU-8 für den Einsatz in miniaturisierten Schrittantrieben. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 195–198
- [Fat00] FATIKOW, S.: *Mikroroboter und Mikromontage*. B. G. Teubner, 2000
- [FB05] FELDMANN, M.; BÜTTGENBACH, S.: A Novel Monolithically Fabricated Lorentz Force Actuator using Polymer Magnets. In: *Digests of the IEEE International Magnetism Conference Asia 2005*, 2005, S. 1955–1956
- [FB07] FELDMANN, M.; BÜTTGENBACH, S.: Elektromagnetische Mikroaktoren. In: *7. GMM/ETG-Fachtagung Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, Augsburg*, 2007, S. 93–98
- [FFS⁺00] FERNANDEZ, V.; FANDINO, J.; SAUVEY, C.; YONNET, J.-P.; REYNE, G.; CUGAT, O.: A Design Methodology for Permanent Magnet Microbearings. In: *IEEE Transactions on Magnetism* 36 (2000), Nr. 4, S. 1919–1922
- [FFZ00] FILIPCSEI, G.; FEHÉR, J.; ZRÍNYI, M.: Electric field sensitive neutral polymer gels. In: *Journal of Molecular Structure* 554 (2000), Nr. 1, S. 107–117
- [FHBW12] FLIEDNER, J.; HEINE, C.; BRETTHAUER, G.; WILHELM, H.: Experimental setup investigating the ability of the pupil to control an artificial lens implant. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 57 (2012), Supplement 1 – Proceedings BMT 2012, S. 179
- [Fig61] FIGIELSKI, T.: Photostriction Effect in Germanium. In: *physica status solidi (b)* 1 (1961), Nr. 4, S. 306–316
- [Fin13] FINK, J. K.: *Polymeric Sensors and Actuators*. Scrivener, 2013
- [FNPW01] FINKELMANN, H.; NISHIKAWA, E.; PEREIRA, G. G.; WARNER, M.: A New Opto-Mechanical Effect in Solids. In: *Physical Review Letters* 87 (2001), Nr. 1, S. 015501 (1–4)

- [FR97] FATIKOW, S.; REMBOLD, U.: *Microsystem Technology and Microrobotics*. Springer, 1997
- [FSW⁺11] FOROUGH, J.; SPINKS, G. M.; WALLACE, G. G.; OH, J.; KOZLOV, M. E.; FANG, S.; MIRFAKHRAI, T.; MADDEN, J. D. W.; SHIN, M. K.; KIM, S. J.; BAUGHMAN, R. H.: Torsional Carbon Nanotube Artificial Muscles. In: *Science* 334 (2011), Nr. 6055, S. 494–497
- [FTM89] FAN, L.-S.; TAI, Y.-C.; MULLER, R. S.: IC-processed Electrostatic Micromotors. In: *Sensors and Actuators* 20 (1989), Nr. 1–2, S. 41–47
- [Fur89] FURUKAWA, T.: Ferroelectric properties of vinylidene fluoride copolymers. In: *Phase Transitions* 18 (1989), Nr. 3–4, S. 143–211
- [GB03] GUILLOT, F.M.; BALIZER, E.: Electrostrictive Effect in Polyurethanes. In: *Journal of Applied Polymer Science* 89 (2003), Nr. 2, S. 399–404
- [GBG05] GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.: Künstliches Akkommodationssystem auf der Basis von Mikro- und Nanotechnologie. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2005*. Freiburg i. Br., Germany, 2005, S. 411–414
- [GBG⁺15] GENGENBACH, U.; BECK, C.; GUTH, H.; HELLMANN, A.; KOKER, L.; KRUG, M.; MARTIN, T.; NAGEL, J.; SIEBER, I.; SCHARNOWELL, R.; STILLER, P.; GUTHOFF, R.; BRETTHAUER, G.: Systemintegration auf Hard- und Softwareebene am Beispiel des 2:1 Funktionsmodells eines Künstlichen Akkommodationssystems. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2015*. Karlsruhe, Germany, 2015, S. 234–237
- [GBG⁺16] GENGENBACH, U.; BECK, C.; GUTH, H.; KOKER, L.; KRUG, M.; MARTIN, T.; NAGEL, J.; SIEBER, I.; STILLER, P.; STACHS, O.; GUTHOFF, R.: Konzept und Realisierung eines optischen Mikrosystems zur Wiederherstellung der Akkommodation. In: *at - Automatisierungstechnik* 64 (2016), Nr. 10, S. 839–849
- [GDG⁺06] GEIPEL, A.; DOLL, A.; GOLDSCHMIDTBÖING, F.; MÜLLER, B.; JANTSCHKEFF, P.; ESSER, N.; MASSING, U.; WOIAS, P.: Design of an implantable active microport system for patient specific drug release. In: *Proc. of the 24th IASTED International Multi-Conference BIOMEDICAL ENGINEERING, Innsbruck*, 2006, S. 161–166
- [Ger12] GERKE, W.: *Elektrische Maschinen und Aktoren – eine anwendungsorientierte Einführung*. Oldenbourg, 2012
- [Gert15] MESCHEDER, D. (Hrsg.): *Gerthsen Physik*. 25. Auflage. Springer, 2015

- [Gev00] GEVATTER, H.-J. (Hrsg.): *Automatisierungstechnik 1 – Meß- und Sensortechnik*. Springer, 2000
- [GF10] GOMIS-BELLMUNT, O.; F.CAMPANILE, L.: *Design Rules for Actuators in Active Mechanical Systems*. Springer, 2010
- [GFT07] GUTIERREZ, R. C.; FOSSUM, E. R.; TANG, T. K.: Auto-Focus Technology. In: *Proceedings of the 2007 International Image Sensor Workshop*. Ogunquit, ME, USA, 2007, S. 20–25
- [GGB⁺13] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.; HAHN, L.; LEISTE, H.; MARTIN, Th.; NAGEL, J.; RHEINSCHMITT, L.: *Dichtung einer Fuge*. Patentschrift DE 102012101225 B3, 2013
- [GGB⁺15a] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; BECK, Ch.; KRUG, M.; MARTIN, Th.; NAGEL, J.; KOKER, L.; SIEBER, I.: *Sensor System for Determining the Control Signals Activating Ciliary Muscles*. Patentschrift US 9144376 B2, 2015
- [GGB⁺15b] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; KOKER, L.; NAGEL, J.; MARTIN, Th.; BECK, Ch.: *Means for controlling the accommodation demand detection in an artificial accommodation system*. Offenlegungsschrift WO 2015/165584 A1, 2015
- [GGH⁺09] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; HELLMANN, A.; SCHARNOWELL, R.; SCHERER, K.-P.; SIEBER, I.; STILLER, P.: Demonstrator zur Veranschaulichung der Wirkungsweise eines künstlichen Akkommodations-systems. In: *DOG 2009, 107. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Leipzig, Germany, 2009, P234
- [GH67] GAUSTER, W. B.; HABING, D. H.: Electronic Volume Effect in Silicon. In: *Phys. Rev. Lett.* 18 (1967), Nr. 24, S. 1058–1061
- [GHM07] GASTROCK, G.; HOWITZ, S.; METZE, J.: Sterilisierbares Mikroventil mit PNIPAAm-Hydrogelaktuator für Lifescience-Applikationen. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 469–472
- [GKR⁺02] GENGENBACH, U.; KOKER, T.; RIEBEL, S.; ENGELHARDT, F.; HOFMANN, A.; SCHARNOWELL, R.: *Mikrogreifer*. Patentschrift DE 10114551 C1, 2002
- [GMS⁺07] GUSKIEWICZ, K. M.; MIHALIK, J. P.; SHANKAR, V.; MARSHALL, S. W.; CROWELL, D. H.; OLIARO, S. M.; CIOCCA, M. F.; HOOKER, D. N.: Measurement of Head Impacts in Collegiate Football Players:

- Relationship between Head Impact Biomechanics and Acute Clinical Outcome after Concussion. In: *Neurosurgery* 61 (2007), Nr. 6, S. 1229–1235
- [GR97] GIURGIUTIU, V.; ROGERS, C. A.: Power and Energy Characteristics of Solid-State Induced-Strain Actuators for Static and Dynamic Applications. In: *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 8 (1997), Nr. 9, S. 738–750
- [Gra06] GRAMSCH, T.: *Kaskadierte Aktoren als biomimetische Antriebselemente*. Universitätsverlag Ilmenau, 2006
- [Gre08] GREHN, F.: *Augenheilkunde*. 30. Auflage. Springer, 2008
- [GSC⁺03] GU, G.; SCHMID, M.; CHIU, P.-W.; MINETT, A.; FRAYSSE, J.; KIM, G.-T.; ROTH, S.; KOZLOV, M.; NOZ, E. M.; BAUGHMAN, R. H.: V2O5 nanofibre sheet actuators. In: *Nature Materials* 2 (2003), Nr. 5, S. 316–319
- [GSS⁺04] GEBHARDT, S.; SEFFNER, L.; SCHÖNECKER, A.; RÖDEL, J.; BECKERT, W.; KREHER, W.; SOTNIKOV, A.; HÄSSLER, W.; REUTER, S.; HÜBLER, A.: Bi-layered PZT films by combining thick and thin film technology. In: *Journal of the European Ceramic Society* 24 (2004), Nr. 6, S. 1101–1105
- [GSSS07] GEBHARDT, S.; SEFFNER, L.; SCHLENKRICH, F.; SCHÖNECKER, A.: PZT thick films for sensor and actuator applications. In: *Journal of the European Ceramic Society* 27 (2007), Nr. 13–15, S. 4177–4180
- [GTFCF07] GUTIERREZ, R. C.; TANG, T.K.; CALVET, R.; FOSSUM, E. R.: MEMS Digital Camera. In: *Proceedings of Electronic Imaging – Digital Photography III* Bd. 6502. San Jose, CA, USA, 2007 (Proceedings of SPIE), S. 65020K8 (1–8)
- [Gut09] GUTIERREZ, R. C.: *Miniature Camera*. Patentschrift US 7477842 B2, 2009
- [Guth08] GUTHOFF, R. F.: *9. Workshop Künstliches Akkommodationssystem, 23.–24.06.2008, Rostock*. 2008. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie
- [Guth10] GUTHOFF, R. F.: *10. Workshop Künstliches Akkommodationssystem, 07.–08.01.2010, Karlsruhe*. 2010. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie

- [Guth12] GUTHOFF, R. F.: *13. Workshop Künstliches Akkommodationssystem, 13.06.2012, Rostock*. 2012. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie
- [Hae97] HAERTLING, G. H.: Rainbow actuators and sensors: a new smart technology. In: *Smart Structures and Materials 1997 – Smart Materials Technologies* Bd. 3040, 1997 (Proceedings of SPIE), S. 81–92
- [Hay12] HAYDEN, F. A.: Electronic IOLs: The future of cataract surgery. In: *EyeWorld* (2012), Feb, S. 58–60
- [HBMG14] HUBERT, A. R.; BRODIE, D. S.; MCALLISTER, I. A.; GLEASON, J. N.: *Artificial Muscle Camera Actuator*. Offenlegungsschrift US 2014/0168799 A1, 2014
- [HCF⁺08] HAWKINS, G. F.; CURTISS, T. J.; FOURNIER, E. W.; MOORE, T. A.; HESS, P. A.; O'BRIEN, M.; GORE, B.W.; JANSON, S.W.: Performance and Miniaturization of Electro-Chemical Combustion Actuators. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 359–362
- [Hec01] HECHT, E.: *Optik*. 3. Auflage. Oldenbourg, 2001
- [Hel55] VON HELMHOLTZ, H.: Ueber die Accommodation des Auges. In: *Archiv für Ophthalmologie* 2 (1855), Nr. 2, S. 1–74
- [Hen98] HENN, H.-W.: Crash Tests and the Head Injury Criterion. In: *Teaching Mathematics and its Applications* 17 (1998), Nr. 4, S. 162–170
- [Hen00] HENEIN, S.: *Conception des structures articulées à guidages flexibles de haute précision*, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Dissertation, 2000
- [Hen06] HENDERSON, D. A.: Simple Ceramic Motor ... Inspiring Smaller Products. In: *ACTUATOR 2006 – 10th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2006, S. 1–4 (Late Submission)
- [Hen12] HENGERER, F. H.: Aktueller Stand "light-adjustable lens- Current State of the "Light-Adjustable Lens". In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 229 (2012), Nr. 8, S. 784–793
- [HFP05] HOFFMAN, R. S.; FINE, I. H.; PACKER, M.: The Light-Adjustable Lens. In: FINE, I. H. (Hrsg.); PACKER, M. (Hrsg.); HOFFMAN, R. S. (Hrsg.): *Refractive Lens Surgery*. Springer, 2005, S. 161–171

- [HG11] HENDARTO, E.; GIANCHANDANI, Y. B.: Marangoni-driven micromotor in liquid medium. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 246–249
- [HHBW06] HUANG, J.; HUANG, Z.; BAO, Y.; WENG, Z.: Thermosensitive Poly (N-isopropylacrylamide-co-acrylonitrile) Hydrogels with Rapid Response. In: *Chinese Journal of Chemical Engineering* 14 (2006), Nr. 1, S. 87–92
- [HJT03] HORN, M.; JELONCZ, D.; TRÄNKLER, H.: Selbstkalibrierender Stellantrieb mittels elektrochemischem Aktors. In: *XVII. Messtechnisches Symposium des Arbeitskreises der Hochschullehrer für Messtechnik e.V.* Darmstadt, Germany, 2003, S. 63–73
- [HKA⁺05] HENDRIKS, B.H.W.; KUIPER, S.; AS, M.A.J.; RENDERS, C.A.; TUKKER, T.W.: Electrowetting-Based Variable-Focus Lens for Miniature Systems. In: *Optical Review* 12 (2005), Nr. 3, S. 255–259
- [HLW08] HEYWANG, W. (Hrsg.); LUBITZ, K. (Hrsg.); WERSING, W. (Hrsg.): *Springer Series in Materials Science*. Bd. 114: *Piezoelectricity – Evolution and Future of a Technology*. Springer, 2008
- [HMO13] HOWELL, L. L. (Hrsg.); MAGLEBY, S. P. (Hrsg.); OLSEN, B. M. (Hrsg.): *Handbook of Compliant Mechanisms*. Wiley, 2013
- [HNG⁺95] HAMBERG, M.W.; NEAGU, C.; GARDENIERS, J.G.E.; IJNTEMA, D.J.; ELWENSPOEK, M.: An electrochemical micro actuator. In: *IEEE Proceedings MEMS '95 Micro Electro Mechanical Systems*, 1995, S. 106–110
- [Hol11] HOLLADAY, J. T.: *Multi-Focal Intraocular Lens System and Methods*. Patentschrift US 7964833 B2, 2011
- [Hoo08] HOOLEY, T.: Sub-Miniature SMA Autofocus Actuator and Controller for Mobile-Phone Cameras. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 394–397
- [How01] HOWELL, L. L.: *Compliant Mechanisms*. Wiley-Interscience, 2001
- [HPA67] HRAZDIRA, I.; PREISOVÁ, J.; ANTON, M.: Die Innentemperatur des Auges nach Einwirkung von Ultraschall. In: *Albrecht v. Graefes Archiv klinischer and experimenteller Ophthalmologie* 171 (1967), Nr. 4, S. 300–306

- [HRG⁺11] HSU, L.; RAMUNAS, J.; GONZALEZ, J.; SANTIAGO, J.; STRICKLAND, D. G.: Toward an Electrolytic Micropump Actuator Design with Controlled Cyclic Bubble Growth and Recombination. In: *ECS Transactions* 35 (2011), Nr. 30, S. 3–11
- [Hu82] HU, S. M.: Critical stress in silicon brittle fracture, and effect of ion implantation and other surface treatments. In: *Journal of Applied Physics* 53 (1982), Nr. 5, S. 3576–3580
- [HW00] HEMSEL, T.; WALLASCHEK, J.: *VDI Berichte*. Bd. 1533: *Stand der Technik und Entwicklungsperspektiven linearer piezoelektrischer Schwingungsantriebe*. VDI-Verlag, 2000
- [HXP08] HENDERSON, D. A.; XU, Q.; PIAZZA, D.: Piezo Motor for Ultra-Thin Auto Focus Cameras. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 161–164
- [HYFK90] HIGUCHI, T.; YAMAGATA, Y.; FURUTANI, K.; KUDOH, K.: Precise positioning mechanism utilizing rapid deformations of piezoelectric elements. In: *Proc. of IEEE: Micro Electro Mechanical Systems*, 1990, S. 222–226
- [HZJ03] HUANG, C.; ZHANG, Q. M.; JÁKLI, A.: Nematic Anisotropic Liquid-Crystal Gels – Self-Assembled Nanocomposites with High Electro-mechanical Response. In: *Advanced Functional Materials* 13 (2003), Nr. 7, S. 525–529
- [HZL95] HU, Z.; ZHANG, X.; LI, Y.: Synthesis and Application of Modulated Polymer Gels. In: *Science* 269 (1995), Nr. 5223, S. 525–527
- [Ibi97] IBI, K.: Characteristics of dynamic accommodation responses: comparison between the dominant and non-dominant eyes. In: *Ophthalmic and Physiological Optics* 17 (1997), Nr. 1, S. 44–54
- [Ilg97] ILG, U. J.: Slow eye movements. In: *Progress in Neurobiology* 53 (1997), Nr. 3, S. 293–329
- [IOL16] <http://www.mecavision.com/images/during-surgery-01-02.jpg>. Version: 14.08.2016
- [IRA⁺10] IVAN, I. A.; RAKOTONDRABE, M.; AGNUS, J.; BOURQUIN, R.; CHAILLET, N.; LUTZ, P.; PONCOT, J.-C.; DUFFAIT, R.; BAUER, O.: Comparative Material Study between PZT Ceramic and Newer Crystalline PMN-PT and PZN-PT Materials for Composite Bimorph Actuators. In: *Reviews On Advanced Materials Science* 24 (2010), Nr. 1/2, S. 1–9

- [Jan08] JANOCHA, H.: Magnetic Field Driven Unconventional Actuators – Design Rules and Application Potential. In: *Adaptronic Congress 2008*. Berlin, Germany, 2008, S. 1–12
- [Jan13] JANOCHA, H.: *Unkonventionelle Aktoren – Eine Einführung*. 2. Auflage. Oldenbourg, 2013
- [JBL02] JOHANSSON, S.; BEXELL, M.; LITHELL, P. O.: *Fine Walking Actuator*. Patentschrift US 6337532 B1, 2002
- [Jen98] JENDRITZA, D. J.: *Technischer Einsatz neuer Aktoren*. 2. Auflage. expert, 1998
- [Jäh05] JÄHNE, B.: *Digitale Bildverarbeitung*. 6. Auflage. Springer, 2005
- [JMW⁺00] JUODKAZIS, S.; MUKAI, N.; WAKAKI, R.; YAMAGUCHI, A.; MATSUO, S.; MISAWA, H.: Reversible phase transitions in polymer gels induced by radiation forces. In: *Nature* 408 (2000), Nr. 6809, S. 178–181
- [JNBS03] JADAAN, O. M.; NEMETH, N. N.; BAGDAHN, J.; SHARPE, JR., W. N.: Probabilistic Weibull behavior and mechanical properties of MEMS brittle materials. In: *Journal of Materials Science* 38 (2003), Nr. 20, S. 4087–4113
- [JO01] JORDAN, T.L.; OUNAIES, Z.: *Piezoelectric Ceramics Characterization / NASA Langley Research Center*. Hampton, Virginia, 2001 (NASA/CR-2001-211225 / ICASE Report No. 2001-28). – Forschungsbericht
- [JPW⁺89] JACOBSEN, S. C.; PRICE, R. H.; WOOD, J. E.; RWING, T. H.; RAFAELOF, M.: The Wobble Motor: An Electrostatic, Planetary-Armature, Microactuator. In: *Proc. of IEEE: Micro Electro Mechanical Systems*, 1989, S. 17–24
- [JRV03] JOOS, M.; RÖTTING, M.; VELICHKOVSKY, B. M.: Bewegungen des menschlichen Auges: Fakten, Methoden und innovative Anwendungen. In: RICKHEIT, G. (Hrsg.); HERRMANN, T. (Hrsg.); DEUTSCH, W. (Hrsg.): *Psycholinguistik / Psycholinguistics. Ein internationales Handbuch / An International Handbook*. de Gruyter, 2003, S. 142–168
- [JS05] JAHN, C.E.; STROTMANN, H.: Investigation of the Safety of an Intraocular Lens with Reversibly Adjustable Optical Power: The *Acri.Tec AR-1 PC/IOL. In: *Ophthalmologica* 219 (2005), Nr. 6, S. 2362–365

- [JUC⁺05] JÄGER, M.; UHLIG, K.; CLAUSEN-SCHAUMANN, H.; GEGGIER, P.; DUSCHL, C.: Forisomen – Natürliche Fluidikaktuatoren aus Pflanzenproteinen. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2005*. Freiburg i. Br., Germany, 2005, S. 375–377
- [Jus01] JUST, E.: *Entwicklung eines Formgedächtnis-Mikrogreifers*, Universität Karlsruhe (TH), Dissertation, 2001
- [Kal14] KALTENBACHER, D.: *Neuartiger piezoelektrischer Mikro-Biegeaktor als Schallwandler in einem implantierbaren Hörgerät*, Universität Stuttgart, Dissertation, 2014
- [Kam90] KAMERLING, W.: *Posterior Chamber Intraocular Lens*. Patentschrift US4950290, 1990
- [Kar01] KARLE, Anton: The thermomagnetic Curie-motor for the conversion of heat into mechanical energy. In: *International Journal of Thermal Sciences* 40 (2001), Nr. 9, S. 834–842
- [Kar06] KARL, S.: *Konzeption eines polymeren Ringaktors für die Optik eines künstlichen Akkommodationssystems*, Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe, Diplomarbeit, 2006
- [Kau04] KAUFMANN, H. (Hrsg.): *Strabismus*. 3. Auflage. Georg Thieme, 2004
- [KBG⁺08a] KLINK, S.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.; GENGENBACH, U.; BERGEMANN, M.; KOKER, T.; RÜCKERT, W.: *Implantierbares System zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfes durch Messung der Augapfelorientierung unter Nutzung eines externen Magnetfelds*. Patentschrift DE 102007008374 B4, 2008
- [KBG⁺08b] KLINK, S.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.; GENGENBACH, U.; BERGEMANN, M.; KOKER, T.; RÜCKERT, W.: *Implantierbares System zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfes durch optische Messung des Pupillendurchmessers und der Umfeldleuchtdichte*. Patentschrift DE 102007008375 B3, 2008
- [KBK⁺09] KOHNEN, T.; BAUMEISTER, M.; KOOK, D.; KLAPROTH, O. K.; OHRLOFF, C.: Kataraktchirurgie mit Implantation einer Kunstlinse. In: *Deutsches Ärzteblatt* 106 (2009), Nr. 43, S. 695–702
- [KCB⁺95] KHOLKIN, A.; COLLA, E.; BROOKS, K.; MURALT, P.; KOHLI, M.; MAEDER, T.; TAYLOR, D.; SETTER, N.: Interferometric study of piezoelectric degradation in ferroelectric thin films. In: *Microelectronic Engineering* 29 (1995), Nr. 1–4, S. 261–264

- [KG06] KASTHURIRANGAN, S.; GLASSER, A.: Age related changes in accommodative dynamics in humans. In: *Vision Research* 46 (2006), Nr. 8–9, S. 1507–1519
- [KGB06] KOKER, T.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.: Concept and realization of a novel carbon nanotube actuator. In: *ACTUATOR 2006 – 10th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2006, S. 880–883
- [KGM96] KOHL, M.; GÖTTERT, J.; MOHR, J.: Verification of the micromechanical characteristics of electrostatic linear actuators. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 53 (1996), Nr. 1–3, S. 416–422
- [KGS⁺07] KAPPEL, A.; GOTTLIEB, B.; SCHWEBEL, T.; WALLENHAUER, C.; VOGL, M.; RUCHA, J.; LÜTH, T.: PAD – Ein mikromechatronisches Antriebssystem mit ungewöhnlichen Eigenschaften. In: *7. GMM/ETG-Fachtagung Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, Augsburg*, 2007, S. 147–152
- [KH04] KUIPER, S.; HENDRIKS, B. H. W.: Variable-focus liquid lens for miniature cameras. In: *Applied Physics Letters* 85 (2004), Nr. 7, S. 1128–1130
- [KH07] KUIPER, S.; HENDRIKS, B. H. W.: *Variable Focus Lens*. Patentschrift US 7311398 B2, 2007
- [Kim01] KIM, C.-J.: Micropumping by Electrowetting. In: *Proceedings of 2001 ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, 2001, S. IMECE2001/HTD–24200
- [KKH⁺05] KURTH, S.; KAUFMANN, C.; HAHN, R.; MEHNER, J.; DÖTZEL, W.; GESSNER, T.: Ein resonanter 24 kHz Scanner für hoch auflösende Laserdisplays. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2005*. Freiburg i. Br., Germany, 2005, S. 291–294
- [KKJ08] KOC, B.; KO, H. P.; JEONG, H. S.: A miniature piezoelectric motor for camera phone auto focusing applications. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 184–187
- [KKW08] KRATT, K.; KORVINK, J. G.; WALLRABE, U.: Development of New Actuator System Based on Carbon Nanotubes. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 311–317

- [Kli08] KLINK, S.: *Neues System zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs im menschlichen Auge*, Universität Karlsruhe (TH), Dissertation, 2008
- [KMI98] KOMAI, K.; MINOSHIMA, K.; INOUE, S.: Fracture and fatigue behavior of single crystal silicon microelements and nanoscopic AFM damage evaluation. In: *Microsystem Technologies* 5 (1998), Nr. 1, S. 30–37
- [KMTO06] KUWANO, R.; MIZUTANI, Y.; TOKUNAGA, T.; OTANI, Y.: Liquid pressure varifocus lens using a fibrous actuator. In: *Optomechatronic Actuators, Manipulation, and Systems Control* Bd. 6374, 2006 (Proceedings of SPIE), S. 63740I (1–4)
- [KNG⁺12] KRUG, M.; NAGEL, J. A.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.: Comparison of different power supply topologies to improve power efficiency of the Artificial Accommodation System. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 57 (2012), Supplement 1 – Proceedings BMT 2012, S. 183
- [KNG⁺13] KRUG, M.; NAGEL, J. A.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.: Enhanced power management unit for the Artificial Accommodation System. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 58 (2013), Supplement 1 – Proceedings BMT 2013, S. 1–2
- [Koh04] KOHL, M.: *Shape Memory Microactuators*. Springer, 2004
- [Kok06] KOKER, T.: *Konzeption und Realisierung einer neuen Prozesskette zur Integration von Kohlenstoff-Nanoröhren über Handhabung in technische Anwendungen*, Universität Karlsruhe (TH), Dissertation, 2006
- [KR01] KOKER, T.; RIEBEL, S.: *Konzeption und Entwicklung eines Greifsystems mit auswechselbarer Greifeinheit für die Mikromontage*, Universität Karlsruhe (TH), Studienarbeit, 2001
- [Kra00] KRAUSE, W. (Hrsg.): *Gerätekonstruktion in Feinwerktechnik und Elektronik*. 3. Auflage. Hanser, 2000
- [Kra04] KRAUSE, W. (Hrsg.): *Konstruktionselemente der Feinmechanik*. 3. Auflage. Hanser, 2004
- [Kre05] KREITZ, G. K.: *Schwachstellen-Analyse bei der Entwicklung eines voll implantierbaren Verlängerungsmarknagels*, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Dissertation, 2005

- [KRL⁺06] KOC, B.; RYU, J. H.; LEE, D. K.; KANG, B.; KANG, B. H.: Piezoelectric ultrasonic motors for lens positioning of cellular phone camera modules. In: *ACTUATOR 2006 – 10th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2006, S. 58–61
- [KS02] KIM, J.; SEO, Y. B.: Electro-active paper actuators. In: *Smart Materials and Structures* 11 (2002), Nr. 3, S. 355–360
- [KSS⁺10] KALTENBACHER, D.; SCHÄCHTELE, J.; SCHÄFER, A.; GOLL, E.; DALHOFF, E.; H.-P, Zenner: Entwurf und Fertigung eines piezoelektrischen Schallwandlers für ein implantierbares Hörgerät. In: *Internationales Forum Mechatronik 2010*. Winterthur, Schweiz, 2010
- [KT07] KIM, K.J. (Hrsg.); TADOKORO, S. (Hrsg.): *Electroactive Polymers for Robotic Applications – Artificial Muscles and Sensors*. Springer, 2007
- [KVCK10] KUNDYS, B.; VIRET, M.; COLSON, D.; KUNDYS, D. O.: Light-induced size changes in BiFeO₃ crystals. In: *Nature Materials* 9 (2010), Nr. 10, S. 803–805
- [KVW04a] KRAMER, D.; VISWANATH, R. N.; WEISSMÜLLER, J.: Nanoporous Gold As a Metallic Actor Material. In: CHAMPION, Y. (Hrsg.); FECHT, H.-J. (Hrsg.): *Nano-Architected and Nanostructured Materials – Fabrication, Control and Properties*. Wiley-VCH, 2004, S. 46–53
- [KVW04b] KRAMER, D.; VISWANATH, R. N.; WEISSMUELLER, J.: Surface-stress induced macroscopic bending of nanoporous gold cantilevers. In: *Nano Letters* 4 (2004), Nr. 5, S. 793–796
- [KWC⁺07] KIM, J.; WANG, N.; CHEN, Y.; LEE, S.-K; YUN, G.-Y.: Electroactive-paper actuator made with cellulose/NaOH/urea and sodium alginate. In: *Cellulose* 14 (2007), Nr. 3, S. 217–223
- [KWM⁺08] KOSIDLO, U.; WEIS, D. G.; MOOSMANN, M.; HOFMANN, M.; SCHNEPF, A.; KOLARIC, I.: Development of New Actuator System Based on Carbon Nanotubes. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 244–247
- [KZW⁺11] KALTENBACHER, D.; ZENNER, H.-P.; WILDENSTEIN, D.; DALHOFF, E.; GOLL, E.; SCHÄCHTELE, J.: Piezoelektrischer Mikroaktor für ein Rundfensterimplantat. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2011*. Darmstadt, Germany, 2011, S. 44–47

- [LAV⁺09] LU, S.; AHIR, S.; VELASCO, V.; KING, B.; XU, P.; TERENCEV, E. M.; PANCHAPAKESAN, B.: Photo-mechanical actuation of carbon nanotubes: mechanisms and applications in micro and nano-devices. In: *Journal of Micro-Nano Mechatronics* 5 (2009), Nr. 1–2, S. 29–41
- [LCC⁺12] LIU, K.; CHENG, C.; CHENG, Z.; WANG, K.; RAMESH, R.; WU, J.: Giant-Amplitude, High-Work Density Microactuators with Phase Transition Activated Nanolayer Bimorphs. In: *Nano Letters* 12 (2012), Nr. 12, S. 6302–6308
- [Leu05] LEUWER, R.: Gestörtes Hören – Die apparative Versorgung der Schwerhörigkeit: Konventionelle und implantierbare Hörgeräte. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 84 (2005), Supplement 1, S. 51–61
- [LFQ⁺02] LU, W.; FADEEV, A. G.; QI, B.; SMELA, E.; MATTES, B. R.; DING, J.; SPINKS, G. M.; MAZURKIEWICZ, J.; ZHOU, D.; WALLACE, G. G.; MACFARLANE, D. R.; FORSYTH, S. A.; FORSYTH, M.: Use of Ionic Liquids for pi-Conjugated Polymer Electrochemical Devices. In: *Science* 297 (2002), Nr. 5583, S. 983–987
- [LGSE97] LEGTENBERG, R.; GILBERT, J.; SENTURIA, S. D.; ELWENSPOEK, M.: Electrostatic Curved Electrode Actuators. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 6 (1997), Nr. 3, S. 257–265
- [LH08] LÓPEZ, C. A.; HIRSA, A. H.: Fast focusing using a pinned-contact oscillating liquid lens. In: *Nature Photonics* 2 (2008), Nr. 10, S. 610–613
- [LHK11] LENZE, U.; HASLER, C.C.; KRIEG, A.H.: Ausgleich posttraumatischer Beinverkürzungen mit einem motorisierten intramedullären Nagel. In: *Der Unfallchirurg* 114 (2011), Nr. 7, S. 604–610
- [LJL05] LENDLEIN, A.; JIANG, H.; JÜNGER, O.; LANGER, R.: Light-induced shape-memory polymers. In: *Nature* 434 (2005), Nr. 7035, S. 879–882
- [LJP⁺08] LEE, S.-Mi; JUN, S.-H.; PARK, C.-S.; KIM, H.-E.; LEE, K.-W.: Spiral-shaped piezoelectric actuator fabricated using thermoplastic co-extrusion process. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 148 (2008), Nr. 1, S. 245–249
- [LK00] LEE, J.; KIM, C.-J.: Surface-Tension-Driven Microactuation Based on Continuous Electrowetting. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 9 (2000), Nr. 2, S. 171–180

- [LL02] LENDLEIN, A.; LANGER, R.: Biodegradable, Elastic Shape-Memory Polymers for Potential Biomedical Applications. In: *Science* 296 (2002), Nr. 5573, S. 1673–1676
- [LLH05] LÓPEZ, C. A.; LEE, C.-C.; HIRSA, A. H.: Electrochemically activated adaptive liquid lens. In: *Applied Physics Letters* 87 (2005), Nr. 13, S. 134102
- [LLW⁺09] LEE, B. S.; LIN, S. C.; WU, W. J.; WANG, X. Y.; CHANG, P. Z.; LEE, C. K.: Piezoelectric MEMS generators fabricated with an aerosol deposition PZT thin film. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 19 (2009), Nr. 6, S. 065014 (1–8)
- [LMT87] LISBERGER, S. G.; MORRIS, E. J.; TYCHSEN, L.: Visual Motion Processing and Sensory-Motor Integration for Smooth Pursuit Eye Movements. In: *Annual Review of Neuroscience* 10 (1987), S. 97–129
- [LMT⁺10] LANGNER, S.; MARTIN, H.; TERWEE, Th.; KOOPMANS, St. A.; KRÜGER, P. C.; HOSTEN, N.; SCHMITZ, K.-P.; GUTHOFF, R. F.; STACHS, O.: 7.1 T MRI to Assess the Anterior Segment of the Eye. In: *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 51 (2010), Nr. 12, S. 6575–6581
- [LMV⁺06] LI, G.; MATHINE, D. L.; VALLEY, P.; AYRAS, P.; HADDOCK, J. N.; GIRIDHAR, M. S.; WILLIBY, G.; SCHWIEGERLING, J.; MEREDITH, G. R.; KIPPELEN, B.; HONKANEN, S.; PEYGHAMBARIAN, N.: Switchable electro-optic diffractive lens with high efficiency for ophthalmic applications. In: *PNAS* 103 (2006), Nr. 16, S. 6100–6104
- [Lob03] LOBONTIU, N.: *Compliant Mechanisms – Design of Flexure Hinges*. CRC Press, 2003
- [Loe99] LOEWENFELD, I. E.: *The Pupil – Anatomy, Physiology, and Clinical Applications*. Butterworth Heinemann, 1999
- [LP05] LU, S.; PANCHAPAKESAN, B.: Optically driven nanotube actuators. In: *Nanotechnology* 16 (2005), Nr. 11, S. 2548–2554
- [LPX11] LIU, L.; PAL, S.; XIE, H.: MemS mirrors based on curved concentric electrothermal actuators with very small lateral shift and tilt. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 2522–2525

- [LRS⁺14] LI, L.; RAASCH, Th. W.; SIEBER, I.; BECKERT, E.; STEINKOPF, R.; GENGENBACH, U.; YI, A. Y.: Fabrication of microinjection-molded miniature freeform Alvarez lenses. In: *Applied Optics* 53 (2014), Nr. 19, S. 4248–4255
- [LST⁺01] LEHMANN, W.; SKUPIN, H.; TOLKSDORF, C.; GEBHARD, E.; ZENTEL, R.; KRÜGER, P.; LÖSCHE, M.; KREMER, F.: Giant lateral electrostriction in ferroelectric liquid-crystalline elastomers. In: *Nature* 410 (2001), Nr. 6827, S. 447–450
- [LZJ11] LO, C.-W.; ZHU, D.; JIANG, H.: Microfluidic actuators based on infrared-light responsive pnipaaam hydrogel nanocomposite incorporating graphene-oxide. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 2430–2433
- [Mad02] MADOU, M. J.: *Fundamentals of Microfabrication: The Science of Miniaturization*. 2nd edition. CRC Press, 2002
- [MAI10] MORISHIMA, K.; AKIYAMA, Y.; IWABUCH, K.: Construction of an Environmentally Robust Mechano-Bionic Actuator Using Insect Muscle Cells. In: *ACTUATOR 2010 – 12th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2010, S. V–VII
- [MAK⁺08] MUKAI, K.; ASAKA, K.; KIYOHARA, K.; SUGINO, T.; TAKEUCHI, I.; FUKUSHIMA, T.; AIDA, T.: High performance fully plastic actuator based on ionic-liquid-based bucky gel. In: *Electrochimica Acta* 53 (2008), Nr. 17, S. 5555–5562
- [Mar06] MARTIN, Th.: *Konzeption, Aufbau und experimentelle Erprobung eines Aktormoduls zur Verformung einer elastischen Linse variabler Fokuslänge*, Universität Karlsruhe (TH), Studienarbeit, 2006
- [Mar07] MARTIN, Th.: *Einsatz piezoelektrischer Wandler als Self-sensing-Aktoren*, Universität Karlsruhe (TH), Diplomarbeit, 2007
- [Mar10] MARTIN, Th.: *Actuation of a triple-optics for an intraocular implant based on a piezoelectric bender and a compliant silicon mechanism*. Seminarvortrag am Lehrstuhl für Materialien der Mikrosystemtechnik, Institut für Mikrosystemtechnik (IMTEK), Universität Freiburg, 07.12.2010
- [MAS⁺09] MUKAI, K.; ASAKA, K.; SUGINO, T.; KIYOHARA, K.; TAKEUCHI, I.; TERASAWA, N.; FUTABA, D. N.; HATA, K.; FUKUSHIMA, T.; AIDA, T.: Highly Conductive Sheets from Millimeter-Long Single-

- Walled Carbon Nanotubes and Ionic Liquids: Application to Fast-Moving, Low-Voltage Electromechanical Actuators Operable in Air. In: *Advanced Materials* 21 (2009), Nr. 16, S. 1582–1585
- [MAU99] MIYATA, T.; ASAMI, N.; URAGAMI, T.: A reversibly antigen-responsive hydrogel. In: *Nature* 399 (1999), Nr. 6738, S. 766–769
- [MB99] MOSSI, K. M.; BISHOP, R. P.: Characterization of Different types of High Performance THUNDER Actuators. In: *Smart Structures and Materials 1999 – Smart Materials Technologies* Bd. 3675, 1999 (Proceedings of SPIE), S. 43–52
- [MBG⁺09] MARTIN, H.; BAHLKE, U.; GUTHOFF, R.; RHEINSCHMITT, L.; SCHMITZ, K. P.: Determination of inertia forces at an intraocular lens implant during saccades. In: *WC 2009 – Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress – 11th International Congress of the IUPESM*. Munich, Germany, 2009, S. 100–103
- [MBR01] MUHLSTEIN, C. L.; BROWN, S. B.; RITCHIE, R. O.: High-Cycle Fatigue of Single-Crystal Silicon Thin Films. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 10 (2001), Nr. 4, S. 593–600
- [MBSW92] MOHR, J.; BLEY, P.; STROHRMANN, M.; WALLRABE, U.: Microactuators fabricated by the LIGA process. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 2 (1992), Nr. 4, S. 234–241
- [MC98] MORDI, J. A.; CIUFFREDA, K. J.: Static aspects of accommodation: age and presbyopia. In: *Vision Research* 38 (1998), Nr. 11, S. 1643–1653
- [MC04] MORDI, J. A.; CIUFFRED, K. J.: Dynamic aspects of accommodation: age and presbyopia. In: *Vision Research* 44 (2004), Nr. 6, S. 591–601
- [MCKH00] MADDEN, J. D.; CUSH, R. A.; KANIGAN, T. S.; HUNTER, I. W.: Fast contracting polypyrrole actuators. In: *Synthetic Metals* 113 (2000), Nr. 1–2, S. 185–192
- [MDK⁺06] MORAN, P. M.; DHARMATILLEKE, S.; KHAW, A. H.; TAN, K. W.; CHAN, M. L.; RODRIGUEZA, I.: Fluidic lenses with variable focal length. In: *Applied Physics Letters* 88 (2006), Nr. 4, S. 041120 (1–3)
- [MEH03] MATTHEWS, M. W.; EGGLESTON, H. C.; HILMAS, G. E.: Development of a repeatedly adjustable intraocular lens. In: *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 29 (2003), Nr. 11, S. 2204–2210

- [MEPH03] MATTHEWS, M. W.; EGGLESTON, H. C.; PEKAREK, S. D.; HILMAS, G. E.: Magnetically adjustable intraocular lens. In: *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 29 (2003), Nr. 11, S. 2211–2216
- [Mes00] MESCHEDER, U.: *Mikrosystemtechnik*. Teubner, 2000
- [MGBB15] MORSCHHAUSER, A.; GROSSE, A.; BERNHAGEN, M.; BULLINGER, A. C.: Mensch 2020 – transdisziplinäre Perspektiven – ininteract conference. In: *Akkommodierende Kontaktlinsen – Erste Ergebnisse einer Vorstudie*. Chemnitz, Deutschland : aw&l Wissenschaft und Praxis, 2015, S. 425–429
- [MGBG10a] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.: Which physical actuation principles are suitable for driving the optics of an implantable mechatronic accommodation system? In: *WOC 2010 – World Ophthalmology Congress*. Berlin, Germany, 2010, S. 319 / P-SU-190
- [MGBG10b] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Control and driving of quasistatic piezoelectric actuators in implantable mechatronic systems. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 55 (2010), Supplement 1 – Proceedings BMT 2010, S. 39–42
- [MGG⁺11] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Actuation of an Intraocular Implant Based on a Compliant Silicon Mechanism and a Piezoelectric Bender with Energy Efficient Driving Electronics. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 56 (2011), Supplement 1 – Proceedings BMT 2011, S. 8
- [MGG⁺12a] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Actuator concepts for the optics of a mechatronic accommodation implant. In: *The Accommodation Club – 8th Meeting*. Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami, FL, USA, 2012, S. 8. – Invited talk
- [MGG⁺12b] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Actuator concepts for the optics of an Artificial Accommodation System. In: *ARVO 2012 – Association for Research in Vision and Ophthalmology Annual Meeting*. Fort Lauderdale, FL, USA, 2012, 1369 / A41
- [MGG⁺12c] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Silicon linkage with novel compliant mechanism

- for piezoelectric actuation of an intraocular implant. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 188 (2012), S. 335–341
- [MGGB12] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.: Design of an actuator for the demonstrator of an intraocular implant with lateral-shift optics. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 57 (2012), Supplement 1 – Proceedings BMT 2012, S. 181
- [MGR⁺10] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Actuation of a Triple-optics for an Intraocular Implant Based on a Piezoelectric Bender and a Compliant Silicon Mechanism. In: *ACTUATOR 2010 – 12th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2010, S. 81–84
- [MGR⁺11] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Silicon linkage with novel compliant mechanism for piezoelectric actuation of an intraocular implant. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 1480–1483
- [MGR⁺14] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Realization of Actuator Systems for an Implantable Artificial Accommodation System. In: *ACTUATOR 2014 – 14th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2014, S. 169–172
- [Mic13] Wavelens' optical MEMS. In: *Micronews* (2013), Nr. 138, S. 3
- [MK09] MAHADEVA, S. K.; KIM, J.: Effect of Polyelectrolyte Nanocoating on the Performance and Durability of Cellulose Electro-Active Paper Actuator. In: *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 9 (2009), Nr. 10, S. 5757–5763
- [MKZ05] MÖNCH, W.; KROGMANN, F.; ZAPPE, H.: Variable Brennweite durch flüssige Mikrolinsen. In: *Photonik* (2005), Nr. 4, S. 44–46
- [MLH04] MARTINEZ-CONDE, S.; L.MACKNIK, S.; H.HUBEL, D.: The role of fixational eye movements in visual perception. In: *Nature Reviews Neuroscience* 5 (2004), Nr. 3, S. 229–240
- [MLRH99] MAILLEFER, D.; VAN LINTEL, H.; REY-MERMET, G.; HIRSCHI, R.: A high-performance silicon micropump for an implantable drug delivery system. In: *MEMS '99 – Twelfth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 1999, S. 541–546

- [MM95] MIHAILOVICH, R. E.; MACDONALD, N. C.: Dissipation measurements of vacuum-operated single-crystal silicon microresonators. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 50 (1995), Nr. 3, S. 199–207
- [MMB07] MIRFAKHRAI, T.; MADDEN, J. D. W.; BAUGHMAN, R. H.: Polymer artificial muscles. In: *Materials Today* 10 (2007), Nr. 4, S. 30–38
- [MMP01] MENZ, W.; MOHR, J.; PAUL, O.: *Microsystem Technology*. Wiley-VCH, 2001
- [MMTD06] MARTINEZ-CONDE, S.; MACKNIK, S. L.; TRONCOSO, X. G.; DYAR, T. A.: Microsaccades Counteract Visual Fading during Fixation. In: *Neuron* 49 (2006), Nr. 2, S. 297–305
- [MN98] MORIKAWA, Y.; NAKADA, T.: Bimorph-Type Optical Actuator Using PLZT Elements : Position Control of Optical Actuator by On-Off Control. In: *JSME International Journal Series C* 41 (1998), Nr. 4, S. 860–866
- [MNMG96] MAIN, J. A.; NEWTON, D. V.; MASSENGILL, L.; GARCIA, E.: Efficient power amplifiers for piezoelectric applications. In: *Smart Materials and Structures* 5 (1996), Nr. 6, S. 766–775
- [MOG⁺05] MUTHUSWAMY, J.; OKANDAN, M.; GILLETTI, A.; BAKER, M. S.; JAIN, T.: An Array of Microactuated Microelectrodes for Monitoring Single-Neuronal Activity in Rodents. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52 (2005), Nr. 8, S. 1470–1477
- [MOK⁺07] MIRFAKHRAI, T.; OH, J.; KOZLOV, M.; W.FOK, E. C.; ZHANG, M.; FANG, S.; BAUGHMAN, R. H.; MADDEN, J. D. W.: Electrochemical actuation of carbon nanotube yarns. In: *Smart Materials and Structures* 16 (2007), Nr. 2, S. S243–S249
- [MPG⁺09] MARTIN, Th.; PINNER, T.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; SIEBER, I.; BRETTHAUER, G.: Active triple-optics for the restoration of the accommodative ability of the human eye. In: *WC 2009 – Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress – 11th International Congress of the IUPESM*. Munich, Germany, 2009, PD143
- [MRAH07] MADDEN, J. D.; RINDERKNECHT, D.; ANQUETIL, P. A.; HUNTER, I. W.: Creep and cycle life in polypyrrole actuators. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 133 (2007), Nr. 1, S. 210–217
- [MREW02] MARSELLA, M.J.; REID, R.J.; ESTASSI, S.; WANG, L.-S.: Tetra[2,3-thienylene]: A Building Block for Single-Molecule Electromechanical

- Actuators. In: *Journal of the American Chemical Society* 124 (2002), Nr. 42, S. 12507–12510
- [MSB⁺09] MARTIN, Th.; SIEBER, I.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.; RHEIN-SCHMITT, L.; NAGEL, J.: *Erfindungsmeldung – Rotationslinsensystem – Optisches Linsensystem veränderbarer refraktiver Stärke durch Rotation von Teilelementen zueinander*. 17.12.2009. – Internes Dokument des Karlsruher Instituts für Technologie
- [MSD04] MALONEY, J. M.; SCHREIBER, D. S.; DEVOE, D. L.: Large-force electrothermal linear micromotors. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 14 (2004), Nr. 2, S. 226–234
- [MSGB12] MARTIN, Th.; SCHRANK, Ph.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.: Design of an Actuator for the Lateral-Shift Optics of an Intraocular Implant. In: *ACTUATOR 2012 – 13th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2012, S. 152–155
- [MSH08] MEINERT, J.; SYNOWZIK, S.; HAUPT, J.: Applizierung des elektrokinetischen Wirkprinzips zur Bewegung von Fluiden in Mikrokühlsystemen – Abschlussbericht zum Forschungsprojekt, gefördert unter dem Az. 24321 von der Deutschen Bundesstiftung Umwelt (DBU) / Technische Universität Dresden. 2008. – Forschungsbericht
- [MSKT95] MINAMI, T.; SONOHARA, H.; KAKUMU, T.; TAKATA, S.: Physics of very thin ITO conducting films with high transparency prepared by DC magnetron sputtering. In: *Thin Solid Films* 270 (1995), Nr. 1–2, S. 37–42
- [MSW⁺07] MERTSCH, O.; SCHONDELMAIER, D.; WALTER, A. D.; RUDOLPH, I.; LÖCHEL, B.: Electro Wetting – Transport von Mikrotropfen auf lithographisch hergestellten, ultra-hydrophoben Oberflächen. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 619–622
- [MTNL06] MARTEL, S.; TREMBLAY, C. C.; NGAKEENG, S.; LANGLOIS, G.: Controlled manipulation and actuation of micro-objects with magnetotactic bacteria. In: *Applied Physics Letters* 89 (2006), Nr. 23, S. 233904 (1–3)
- [MVA⁺04] MADDEN, J. D. W.; VANDESTEEG, N. A.; ANQUETIL, P. A.; MADDEN, P. G. A.; TAKSHI, A.; PYTEL, R. Z.; LAFONTAINE, S. R.; WIERINGA, P. A.; HUNTER, I. W.: Artificial Muscle Technology: Physical Principles and Naval Prospects. In: *IEEE Journal of Oceanic Engineering* 29 (2004), Nr. 3, S. 706–728

- [MYKK11] MAHADEVA, S. K.; YUN, K.; KIM, J.; KIM, J.-H.: Highly Durable, Biomimetic Electro-Active Paper Actuator Based on Cellulose Polypyrrole-Ionic Liquid (CPIL) Nanocomposite. In: *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 11 (2011), Nr. 1, 270–274
- [MYO⁺99] MORITA, T.; YOSHIDA, R.; OKAMOTO, Y.; KUROSAWA, M. K.; HIGUCHI, T.: A Smooth Impact Rotation Motor Using a Multi-Layered Torsional Piezoelectric Actuator. In: *IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 46 (1999), Nr. 6, S. 1439–1445
- [Nag11] NAGEL, J. A.: *Neues Konzept für die bedarfsgerechte Energieversorgung des Künstlichen Akkommodationssystems*, Karlsruher Institut für Technologie, Dissertation, 2011
- [NAX⁺00] NONAKA, K.; AKIYAMA, M.; XU, C.; HAGIO, T.; KOMATSU, M.; TAKASE, A.: Enhanced Photovoltaic Response in Lead Lanthanum Zirconate-Tritanate Ceramics with A-Site Deficient Composition for Photostrictor Application. In: *Japanese Journal of Applied Physics* 39 (2000), Nr. Part 1, Number 9A, S. 5144–5145
- [NBP⁺10] NESPOLI, A.; BESSEGHINI, S.; PITTACCIO, S.; VILLA, E.; VISCUSO, S.: The high potential of shape memory alloys in developing miniature mechanical devices: A review on shape memory alloy mini-actuators. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 158 (2010), Nr. 1, S. 149–160
- [Nem08] NEMAT-NASSER, S.: Electrochemomechanics of Ionic Polymer-Metal Composites. In: SHARPE, W. N. (Hrsg.): *Springer Handbook of Experimental Solid Mechanics*. Springer, 2008, S. 187–201
- [NGG⁺09] NAGEL, J. A.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; MARTIN, Th.; RHEINSCHMITT, L.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Fortschritte bei der Entwicklung eines künstlichen Akkommodationssystems. In: *DOG 2009 – 107. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Leipzig, Germany, 2009, P237
- [NMR⁺08] NAGEL, J. A.; MARTIN, T.; RHEINSCHMITT, L.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Progress in the Development of the Artificial Accommodation System. In: *ECIFMBE 2008 – Proc. of 4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering*. Antwerp, Belgium, 2008, S. 2405–2408
- [NOF89] NAKAJIMA, N.; OGAWA, K.; FUJIMASA, I.: Study on micro engines – miniaturizing Stirling engines for actuators and heatpumps. In:

- Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems*. Salt Lake City, Utah, USA, 1989, S. 145–148
- [Nol12] *Piezo Actuators (Ver1209)*. Noliac A/S, 2012
- [NSF⁺12] NEMEC, D.; SAHAKALKAN, S.; FREDIANI, G.; KOLARIC, I.; BAUERNHANSL, T.; CARPI, F.: Carbon nanotube based stretchable optically transparent electrodes for dielectric elastomer actuators. In: *Euro-EAP 2012 – Second International Conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) Transducers & Artificial Muscles*, 2012
- [NST11] *M3-F focus module and developer's kit data sheet*. New Scale Technologies, Inc., Juli 2011
- [NT08] NEVSKAYA, G. E.; TOMILIN, M. G.: Adaptive lenses based on liquid crystals. In: *Journal of Optical Technology* 75 (2008), Nr. 9, S. 563–573
- [OAN07] OOI, E.H.; ANG, W.T.; NG, E. Y. K.: Bioheat transfer in the human eye: A boundary element approach. In: *Engineering Analysis with Boundary Elements* 31 (2007), Nr. 6, S. 494–500
- [OBB09] VAN OOSTEN, C. L.; BASTIAANSEN, C. W. M.; BROER, D. J.: Printed artificial cilia from liquid-crystal network actuators modularly driven by light. In: *Nature Materials* 8 (2009), Nr. 8, S. 677–682
- [OBZ10] OHM, Ch.; BREHMER, M.; ZENTEL, R.: Liquid Crystalline Elastomers as Actuators and Sensors. In: *Advanced Materials* 22 (2010), Nr. 31, S. 3366–3387
- [OD00] OSADA, Y. (Hrsg.); DE ROSSI, D. E. (Hrsg.): *Polymer Sensors and Actuators*. Springer, 2000
- [OHBB07] VAN OOSTEN, C.L.; HARRIS, K.D.; BASTIAANSEN, C.W.M.; BROER, D.J.: Glassy photomechanical liquid-crystal network actuators for microscale devices. In: *The European Physical Journal E* 23 (2007), Nr. 3, S. 329–336
- [OJHT11] OGDEN, S.; JONSSON, J.; HJORT, K.; THORNELL, G.: A latchable high-pressure composite valve actuator combining paraffin and a low melting point alloy. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 474–477
- [Ols07] OLSEN, Th.: Calculation of intraocular lens power: a review. In: *Acta Ophthalmologica Scandinavica* 85 (2007), Nr. 5, S. 472–485

- [OOM08] O'HALLORAN, A.; O'MALLEY, F.; MCHUGH, P.: A review on dielectric elastomer actuators, technology, applications, and challenges. In: *Journal of Applied Physics* 104 (2008), Nr. 7, S. 071101 (1–10)
- [Opt08] *Optotune focus tunable lens – Preliminary Data Sheet*. Optotune AG, 2008
- [Opt13] *Fast Electrically Tunable Lens EL-6-18*. Optotune AG, 2013
- [OSR12] *IR-Lumineszenzdiode (850 nm) mit hoher Ausgangsleistung – SFH 4050*. OSRAM Opto Semiconductors GmbH, 2012
- [OYH97] OHMACHI, O.; YAMAGATA, Y.; HIGUCHI, T.: Micro Impact Drive Mechanisms using Optically Excited Thermal Expansion. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 6 (1997), Nr. 3, S. 200–207
- [Pas12] PASTUKHOV, A.: *Montagekonzept für das Aktorsystem eines Künstlichen Akkommodationssystems*, Karlsruher Institut für Technologie, Bachelorarbeit, 2012
- [PB03] PAHL, G.; BEITZ, W.; FELDHUSEN, J.; GROTE, K.-H.: *Pahl/Beitz – Konstruktionslehre: Grundlagen erfolgreicher Produktentwicklung; Methoden und Anwendung*. 5. Auflage. Springer, 2003
- [PBB⁺11] POUYDEBASQUE, A.; BOLIS, S.; BRIDOUX, C.; JACQUET, F.; MOREAU, S.; SAGE, E.; SAINT-PATRICE, D.; BOUVIER, C.; KOPP, C.; SILLON, N.; FANGET, S.; VIGIER-BLANC, E.: Process optimization and performance analysis of an electrostatically actuated varifocal liquid lens. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 578–581
- [PBC⁺12] PUCCIO, F. D.; BASSANI, R.; CIULLI, E.; MUSOLINO, A.; RIZZO, R.: Permanent magnet bearings: analysis of plane and axisymmetric v-shaped element design. In: *Progress In Electromagnetics Research M* 26 (2012), S. 205–223
- [PBS01] PEDERSEN, C. B. W.; BUHL, T.; SIGMUND, O.: Topology synthesis of large-displacement compliant mechanisms. In: *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 50 (2001), Nr. 12, S. 2683–2705
- [PCS⁺08] PONS, J.; CESARI, E.; SEGUÍ, C.; MASDEU, F.; SANTAMARTA, R.: Ferromagnetic shape memory alloys: Alternatives to Ni-Mn-Ga. In: *Materials Science and Engineering: A* 481–482 (2008), Supplement C, S. 57–65

- [PDTU98] POOSANAAS, P.; DOGAN, A.; THAKOOR, S.; UCHINO, K.: Influence of sample thickness on the performance of photostrictive ceramics. In: *Journal of Applied Physics* 84 (1998), Nr. 3, S. 1508–1512
- [Pep11] PEPOSE, J. S.: New Accommodating IOLs. In: *Advanced Ocular Care* (2011), October, Nr. 10, S. 48–54
- [PF13] PELLETIER, B.; FRITSCHI, A.: Das Kunstherz ReinHeart – Systembeschreibung und aktueller Stand der Entwicklung. In: *Kardiotechnik – German Journal of Perfusion* 22 (2013), Nr. 3, S. 66–70
- [PG13] PEPOSE, J. S.; GUPTA, A.: Steps in Developing an Electro-Active Accommodating Intraocular Lens Implant. In: *OSN Hawaiian Eye 2013*. Waikoloa Village, HI, USA, 2013
- [PGB11] PENSKIY, I.; GERRATT, A. P.; BERGBREITER, S.: Efficient electrostatic inchworm motors with simple control and high force density. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 2438–2441
- [PH92] PARK, T. G.; HOFFMAN, A. S.: Synthesis and Characterization of pH- and/or Temperature-Sensitive Hydrogels. In: *Journal of Applied Polymer Science* 46 (1992), Nr. 4, S. 659–671
- [PHB02] PEARCE, D. H.; HOOLEY, A.; BUTTON, T. W.: On piezoelectric super-helix actuators. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 100 (2002), Nr. 2–3, S. 281–286
- [Phot16] Deep Optics secures \$4M to develop multifocal glasses, VR/AR applications. In: *Photonics Spectra* 50 (2016), Nr. 5, S. 16
- [PI06] *Tutorium: Piezoaktorik und Nanopositionierung*. Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, 2006
- [PIC08] *Material coefficients PIC255*. PI Ceramic GmbH, 2008
- [PIC10] F. MÖLLER, PI CERAMIC GMBH: *Persönliche Mitteilung*. 2010
- [PIC11a] *PICMA® Bender – vollkeramische Biegeaktoren mit großem Hub – PL112–PL140, PD410*. PI Ceramic GmbH, 2011
- [PIC11b] *Piezokeramische Materialien und Bauelemente – Grundlagen, Eigenschaften und Anwendungen*. PI Ceramic GmbH, 2011
- [PIC13] F. MÖLLER, PI CERAMIC GMBH: *Persönliche Mitteilung*. 2013

- [Pin09] PINNER, T.: *Entwicklung von Aktorsystemlösungen für das Funktionsmuster einer aktiven Triple-Optik*, Karlsruher Institut für Technologie, Studienarbeit, 2009
- [PJMJ08] PALOSAARI, J.; JUUTI, J.; MOILANEN, V.-P.; JANTUNEN, H.: Displacement characteristics of a monolithic PRESTO actuator with multiple active regions. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 148 (2008), Nr. 1, S. 129–133
- [PKJ98] PELRINE, R. E.; KORNBLUH, R. D.; JOSEPH, J. P.: Electrostriction of polymer dielectrics with compliant electrodes as a means of actuation. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 64 (1998), Nr. 1, S. 77–85
- [PKY11] PIPATSART, S.; KAMOLDILOK, S.; YUPAPIN, P.P.: Micro Stirling Engine Controlled by Light. In: *Energy Procedia* 9 (2011), Supplement C, S. 1–6
- [PLM⁺06] PEYGHAMBARIAN, N.; LI, G.; MATHINE, D.; VALLEY, P.; SCHWIEGERLING, J.; HONKANEN, S.; ÄYRÄS, P.; HADDOCK, J. N.; MALALAHALLI, G.; KIPPELEN, B.: Electro-Optic Adaptive Lens as a New Eyewear. In: *Molecular Crystals and Liquid Crystals* 454 (2006), Nr. 1, S. 157/[559]–166/[568]
- [poL13] POLIGHT: *TLens*. Webseite. <http://www.polight.com/smallest-fast-autofocus-camera-module-html-13.html>. Version: 23.02.2013
- [Pon05] PONS, J. L.: *Emerging Actuator Technologies – A Micromechatronic Approach*. John Wiley & Sons, 2005
- [PPBS05] PEDROTTI, F.; PEDROTTI, L.; BAUSCH, W.; SCHMIDT, H.: *Optik für Ingenieure*. 3. Auflage. Springer, 2005
- [PRK⁺06] PERTSCH, P.; RICHTER, S.; KOPSCH, D.; KRÄMER, N.; POGODZIK, J.; HENNIG, E.: Reliability of piezoelectric multilayer actuators. In: *ACTUATOR 2006 – 10th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2006, S. 527–530
- [PS97] PARK, S.-E.; SHROUT, T. R.: Ultrahigh strain and piezoelectric behavior in relaxor based ferroelectric single crystals. In: *Journal of Applied Physics* 82 (1997), Nr. 4, S. 1804–1811
- [PS00] POLLACK, M. G.; SHENDEROV, R. B. Fair A. D.: Electrowetting-based actuation of liquid droplets for microfluidic applications. In: *APPLIED PHYSICS LETTERS* 77 (2000), Nr. 11, S. 1725–1726

- [PTBA06] PANG, C.; TAI, Y.-C.; BURDICK, J. W.; ANDERSEN, R. A.: Electrolysis-based diaphragm actuators. In: *Nanotechnology* 17 (2006), Nr. 4, S. S64
- [PX11] PAL, S.; XIE, H.: Design and fabrication of 2D fast electrothermal micromirrors with large scan range and small center shift. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 2550–2553
- [PYCS05] PAN, C.-T.; YANG, H.; CHOU, M.-C.; SHEN, S.-C.: Integrated electromagnetic microactuators with a large driving force. In: *Microsystem Technologies* 12 (2005), Nr. 1, S. 173–179
- [QGM05] QUENZER, H.J.; GÜNTHER, G.; MURRENHOF: Ein thermisch angetriebenes, schnelles pneumatisches 2/2 Wege Mikoventil. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2005*. Freiburg i. Br., Germany, 2005, S. 705–708
- [RAA⁺12] RAMOS, M. V.; AFROJ, N.; AL-JUMAILY, A. A.; UDDIN, A.; ROBERTSON, J.: Preparation and characterization of a conductive polymer/electroactive paper actuator. In: *Third International Conference on Smart Materials and Nanotechnology in Engineering* Bd. 8409, 2012 (Proceedings of SPIE), S. 840923 (1–8)
- [RBF⁺12] RHEINSCHMITT, L.; BECK, Ch.; FLIEDNER, J. M.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; HELLMANN, A.; KRUG, M.; MARTIN, Th.; NAGEL, J. A.; SCHARNOWELL, R.; SCHERER, K.-P.; SIEBER, I.; STILLER, P.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Mechatronisches Implantat zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit – Ein Sachstandsbericht. In: *Ophthalmologische Nachrichten* (2012), Nr. 11, S. 9–12
- [RBG⁺09] ROWSON, S.; BROLINSON, G.; GOFORTH, M.; DIETTER, D.; DUMA, S.: Linear and Angular Head Acceleration Measurements in Collegiate Football. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 131 (2009), Nr. 6, S. 061016 (1–7)
- [Rüc09] RÜCKERT, W.: *Beitrag zur Entwicklung einer elastischen Linse variabler Brennweite für den Einsatz in einem künstlichen Akkommodationssystem*, Universität Karlsruhe (TH), Dissertation, 2009
- [RCC⁺06] REID, S.; CAGNOLI, G.; CROOKS, D.R.M.; HOUGH, J.; MURRAY, P.; ROWAN, S.; FEJER, M.M.; ROUTE, R.; ZAPPE, S.: Mechanical dissipation in silicon flexures. In: *Physics Letters A* 351 (2006), Nr. 4–5, S. 205–211

- [Rei12] REINHARDT, W.: *Öffentlicher Personennahverkehr – Technik – rechtliche und betriebswirtschaftliche Grundlagen*. 1. Auflage. Vieweg+Teubner, 2012
- [Ren97] REN, H.: *Entwurf von Mikrozungen-Aktoren und Realisierung eines bistabilen magnetischen Mikrozungen-Aktors*. VDI, 1997
- [RG97] REN, H.; GERHARD, E.: Design and fabrication of a current-pulse-excited bistable magnetic microactuator. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 58 (1997), Nr. 3, S. 259–264
- [Rhe11] RHEINSCHMITT, L.: *Erstmaliger Gesamtentwurf und Realisierung der Systemintegration für das Künstliche Akkommodationssystem*, Karlsruher Institut für Technologie, Dissertation, 2011
- [RJS⁺09] RÖDEL, J.; JO, W.; SEIFERT, K. T. P.; ANTON, E.-M.; GRANZOW, T.; DAMJANOVIC, D.: Perspective on the Development of Lead-free Piezoceramics. In: *Journal of the American Ceramic Society* 92 (2009), Nr. 6, 1153–1177
- [RKTG10] RANDHAWA, J. S.; KEUNG, M. D.; TYAGI, P.; GRACIAS, D. H.: Reversible Actuation of Microstructures by Surface-Chemical Modification of Thin-Film Bilayers. In: *Advanced Materials* 22 (2010), Nr. 3, S. 407–410
- [RLSG11] RANDHAWA, J. S.; LAFLIN, K. E.; SEELAM, N.; GRACIAS, D. H.: Microchemomechanical Systems. In: *Advanced Functional Materials* 21 (2011), Nr. 13, S. 2395–2410
- [RM03] MUHS, D.; WITTEL, H.; BECKER, M.; JANNASCH, D.; VOSSIEK, J.: *Roloff / Matek Maschinenlemente*. 16. Auflage. Vieweg, 2003
- [RMN⁺12] RHEINSCHMITT, L.; MARTIN, Th.; NAGEL, J. A.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: A New Approach to Enable the Use of Electrowetting Lenses in the Artificial Accomodation System. In: *WOC 2012 – World Ophthalmology Congress*. Abu Dhabi, UAE, 2012, S. 465
- [RMNB12] RHEINSCHMITT, L.; MARTIN, Th.; NAGEL, J. A.; BRETTHAUER, G.: Künstliches Akkommodationssystem – Können alle mechatronischen Komponenten in den Kapselsack der Augenlinse integriert werden? In: *AUTOMED 2012 – Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin – 10. Workshop* Bd. 17. Aachen, Germany : VDI Verlag, 2012 (Fortschritt-Berichte VDI 286), S. 63–64

- [Ros90] ROSZHART, T. V.: The effect of thermoelastic internal friction on the Q of micromachined silicon resonators. In: *IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop, 1990, 4th Technical Digest*, 1990, S. 13–16
- [RRN⁺10] RHEINSCHMITT, L.; RITTER, F.; NAGEL, J. A.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Optimized sensor concept for the Artificial Accommodation System. In: *WOC 2010, World Ophthalmology Congress, Berlin, Germany*, 2010
- [RRN⁺16] RHEINSCHMITT, L.; RITTER, F.; NAGEL, J.; GENGENBACH, U.; MARTIN, Th.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: *Implantierbares System zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs*. Patentschrift EP 2512324 B1, 2016
- [RS05] RAIKHER, Y. L.; STOLBOV, O. V.: Deformation of an ellipsoidal ferrogel sample in a uniform magnetic field. In: *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics* 46 (2005), Nr. 3, S. 434–443
- [RS07a] ROMBACH, M. C.; SIMONOV, A. N.: The AkkoLens Accommodating Intraocular Lens. In: *European Ophthalmic Review* 1 (2007), S. 35–38
- [RS07b] ROTHENHÖFER, E.; SCHINKÖTTE, W.: Piezomotoren – Eine Übersicht über Bauformen und Potenzial. In: *7. GMM/ETG-Fachtagung Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, Augsburg*, 2007, S. 129–134
- [Röt01] RÖTTING, M.: *Parametersystematik der Augen- und Blickbewegungen für arbeitswissenschaftliche Untersuchungen*, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, Dissertation, 2001
- [RTD04] REGE, S. S.; TKACZYK, T. S.; DESCOUR, M. R.: Application of the Alvarez-Humphrey concept to the design of a miniaturized scanning microscope. In: *Optics Express* 12 (2004), Nr. 12, 2574–2588
- [Rut13] RUTHER, P.: *Persönliche Mitteilung*. 2013
- [RW94] ROBERTSON, J. K.; WISE, K. D.: A nested electrostatically-actuated microvalve for an integrated microflow controller. In: *MEMS '94 – IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 1994, S. 7–12
- [SBE⁺97] SCHOMBURG, W. K.; BACHER, R. Ahrens W.; ENGEMANN, S.; KREHL, P.; MARTIN, J.: Long-term performance analysis of thermo-pneumatic micropump actuators. In: *Intl. Conf. on Solid State Sensors and Actuators – TRANSDUCERS '97* Bd. 1, 1997, S. 365–368

- [SBJ⁺11] SHERRIT, S.; BAO, Xiaoqi; JONES, C.M.; ALDRICH, J.B.; BLODGET, C.J.; MOORE, J.D.; CARSON, J.W.; GOULLIQUOD, R.: Piezoelectric Multilayer Actuator Life Test. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 58 (2011), Nr. 4, S. 820–828
- [SBWD10] SHEPPARD, Amy L.; BASHIR, Abar; WOLFFSOHN, James S.; DAVIES, Leon N.: Accommodating intraocular lenses: a review of design concepts, usage and assessment methods. In: *Clinical and Experimental Optometry* 93 (2010), Nr. 6, S. 441–452
- [SCC⁺02] SARROS, T.; CHEW, E. C.; CRASE, S.; TAY, B. K.; SOONG, W. L.: Investigation of cylindrical and conical electrostatic wobble micromotors. In: *Microelectronics Journal* 33 (2002), Nr. 1–2, S. 129–140
- [SCGS06] SANDSTEDT, C. A.; CHANG, S. H.; GRUBBS, R. H.; SCHWARTZ, D. M.: Light-adjustable lens: customizing correction for multifocality and higher-order aberrations. In: *Transactions of the American Ophthalmological Society* 104 (2006), S. 29–39
- [Sch00] SCHENK, H.: *Ein neuartiger Mikroaktor zur ein- und zweidimensionalen Ablenkung von Licht*, Gerhard-Mercator-Universität-Gesamthochschule-Duisburg, Dissertation, 2000
- [Sch09] SCHNEIDER, F.: *Adaptive Silikonmembranlinsen mit integriertem Piezo-Aktor*, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Dissertation, 2009
- [Sch10] SCHULZE, B.: Keramische Isolierung schützt Piezoaktoren. In: *etz – Elektrotechnik + Automation* (2010), Nr. 6, S. 2–5
- [SCH11a] SCHMIDT, T. M.; CHEN, S.-K.; HATTAR, S.: Intrinsically photosensitive retinal ganglion cells: many subtypes, diverse functions. In: *Trends in Neurosciences* 34 (2011), Nr. 11, S. 572–580
- [Sch11b] SCHRANK, Ph.: *Konzeption eines Aktorsystems für die Alvarez-Humphrey-Optik eines Künstlichen Akkommodationssystems*, Karlsruher Institut für Technologie, Diplomarbeit, 2011
- [SCL⁺06] SEO, Y. H.; CHOI, D.-S.; LEE, J.-H.; JE, T.-J.; WHANG, K.-H.: Laterally driven thin film PZT actuator with high-aspect-ratio silicon beam for stroke amplification. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 127 (2006), Nr. 2, S. 302–309
- [SD10] SIEBER, I.; DICKERHOF, M.: Robust Design Approach in Micro Optics. In: *Optical Modelling and Design* Bd. 7717. Brussels, Belgium, 2010 (Proceedings of SPIE), S. 77170H (1–9)

- [SDK⁺07] SCHENK, H.; DRABE, C.; KLOSE, T.; WOLTER, A.; LAKNER, H.: 2D-Mikroscanner mit hoher Auslenkung zur Bildaufnahme. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 509–512
- [SEBS03] SEIDEMANN, V.; EDLER, J.; BÜTTGENBACH, S.; STÖLTING, H.-D.: Linear Variable Reluctance (VR) Micro Motor with Horizontal Flux Guidance: Concept, Simulation, Fabrication and Test. In: *12th International Conference on Transducers, Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems* Bd. 2, 2003, S. 1415–1418
- [Sei08] SEIBEL, K.: *Entwicklung elektroosmotischer Mikropumpen für Lab-on-Mikrochips*, Universität Siegen, Dissertation, 2008
- [SF62] SCHWARTZ, B.; FELLER, M. R.: Temperature gradients in the rabbit eye. In: *Investigative Ophthalmology* 1 (1962), Nr. 4, S. 513–521
- [SG07] SIEBER, I.; GUTH, H.: Alvarez-Humphrey optic for the Artificial Accommodation System – optical simulations and design. In: *105. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Berlin, Germany, 2007, S. P082
- [SGH⁺08] SCHUMACHER, A.; GOETTSCHKE, T.; HAEBERLE, S.; VELTEN, T.; SCHOLZ, O.; WOLFF, A.; BEISKI, B.; MESSNER, S.; ZENGERLE, R.: Intraoral Drug Delivery Microsystem. In: *Proc. of 4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering (ECIFMBE)*, 2008, S. 2352–2355
- [SGM08] STELZMANN, U.; GROTH, C.; MÜLLER, G.: *FEM für Praktiker – Band 2: Strukturodynamik*. 5. Auflage. expert, 2008
- [SGM11] SHEYBANI, R.; GENSLER, H.; MENG, E.: Rapid and repeated bolus drug delivery enabled by high efficiency electrochemical bellows actuators. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 490–493
- [SGW11] SCHÖNHOFEN, A.; GORODEZKY, L.; WENZEL, M.: Refraktionsfehler nach IOL-Implantation – Messfehler oder anatomischer Fehler? In: *Ophthalmo-Chirurgie* (2011), Nr. 23, S. 109–114
- [SH97] SUZUMORI, K.; HORI, K.: Micro electrostatic wobble motor with toothed electrodes. In: *MEMS '97 – Proceedings – IEEE – Tenth Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, 1997, S. 227–232

- [SHC⁺99] SU, J.; HARRISON, J. S.; CLAIR, T. L. S.; BAR-COHEN, Y.; LEARY, S.: Electrostrictive graft elastomers and applications. In: *MRS Proceedings – 1999 MRS Fall Meeting – Symposium FF – Electroactive Polymers* Bd. 600, 1999 (MRS Proceedings), S. 95–100
- [SHC00] SU, J.; HARRISON, J. S.; CLAIR, T. S.: Novel Polymeric Elastomers for Actuation. In: *ISAF 2000 – Proceedings of the 2000 12th IEEE International Symposium on Applications of Ferroelectrics*, 2000, S. 811–814
- [She14] SHEA, H.: The Coming of Age of Dielectric Elastomer Transducers. In: *ACTUATOR 2014 – 14th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2014, S. 322–324
- [SHVW05] SCHNEIDER, F.; HOHLFELD, D.; VOGEL, W.; WALLRABE, U.: Evaluation von Ferrofluiden für hydraulische Aktoren. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2005*. Freiburg i. Br., Germany, 2005, S. 831–834
- [Sie08] SIEBER, I.: *Alvarez-Humphrey-Linse für Zielsystem*. 2008. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie
- [Sie09a] SIEBER, I.: *Auslegung einer Triple-Optik für ein aktives Funktionsmuster*. 2009. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie
- [Sie09b] SIEBER, I.: *Einfluss eines Lateralversatzes der Sammellinse auf die optische Abbildungsqualität der Triple-Optik eines künstlichen Akkommodationssystems*. 2009. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie
- [Sil13] SILVER, J.: *Adaptive Eyecare*. Webseite. <http://www.adaptive-eyecare.org>. Version: 25.01.2013
- [Sin00] SINCLAIR, M. J.: A High Force Low Area MEMS Thermal Actuator. In: *ITHERM 2000 – The Seventh Intersociety Conference on Thermal and Thermomechanical Phenomena in Electronic Systems* Bd. 1, 2000, S. 127–132
- [SIS⁺02] SHENOY, D. K.; III, D. L. T.; SRINIVASAN, A.; KELLER, P.; RATNA, B. R.: Carbon coated liquid crystal elastomer film for artificial muscle applications. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 96 (2002), Nr. 2–3, S. 184–188

- [SK02a] SHAHINPOOR, M.; KIM, K. J.: *Metal hydride artificial muscles*. Patentschrift US 6405532 B1, 2002
- [SK02b] SOMMER-LARSEN, P.; KORNBLUH, R.: Polymer actuators. In: *ACTUATOR 2002 – 8th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2002, S. 371–378
- [SK08] SAFARI, A. (Hrsg.); KORAY AKDOĞAN, E. (Hrsg.): *Piezoelectric and Acoustic Materials for Transducer Applications*. Springer, 2008
- [SKA03] SHIGEMATSU, T.; KUROSAWA, M. K.; ASAI, K.: Sub-nanometer Stepping Drive of Surface Acoustic Wave Motor. In: *IEEE-NANO 2003 – 2003 Third IEEE Conference on Nanotechnology*, 2003, S. 299–302
- [SKA11] STÖLTING, H.-D. (Hrsg.); KALLENBACH, E. (Hrsg.); AMRHEIN, W. (Hrsg.): *Handbuch Elektrische Kleinantriebe*. 4. Auflage. Hanser, 2011
- [SKM07] SHAHINPOOR, M.; KIM, K. J.; MOJARRAD, M.: *Artificial Muscles – Applications of Advanced Polymeric Nanocomposites*. Taylor & Francis, 2007
- [SKS⁺10] SCHÄCHTELE, J.; KALTENBACHER, D.; SCHÄFER, A.; GOLL, E.; ZENNER, H.-P.: Implantable piezoelectric actuator for a hearing implant. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 55 (2010), Supplement 1 – Proceedings BMT 2010
- [SLH10] SCHMIDT, R. F. (Hrsg.); LANG, F. (Hrsg.); HECKMANN, M. (Hrsg.): *Physiologie des Menschen – mit Pathophysiologie*. 31. Auflage. Springer, 2010
- [SMG16] SIEBER, I.; MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.: Robust Design of an Optical Micromachine for an Ophthalmic Application. In: *Micromachines* 7 (2016), Nr. 5, S. 85 (1–19)
- [SMH⁺99] SPAUSCHUS, A.; MARSDEN, J.; HALLIDAY, D. M.; ROSENBERG, J. R.; BROWN, P.: The origin of ocular microtremor in man. In: *Experimental Brain Research* 126 (1999), Nr. 4, S. 556–562
- [Smi00] SMITH, S. T.: *Flexures: Elements of Elastic Mechanisms*. CRC Press, 2000
- [SMN⁺05] SERSHEN, S. R.; MENSING, G. A.; NG, M.; HALAS, N. J.; BEEBE, D. J.; WEST, J. L.: Independent Optical Control of Microfluidic Valves Formed from Optomechanically Responsive Nanocomposite Hydrogels. In: *Advanced Materials* 17 (2005), Nr. 11, S. 1366–1368

- [SMU⁺07] SCHNEIDER, F.; MÜLLER, C.; ULMER, U.; EBERHARD, D.; BESSER, H.; PFLEGING, W.; WALLRABE, U.: Adaptive Silikonmembranlinsen mit integriertem Piezo-Aktor. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 489–492
- [SMW07] SCHNEIDER, F.; MÜLLER, C.; WALLRABE, U.: Low Cost Adaptive Silicone Membrane Lens. In: *2007 IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics*, 2007, S. 145–146
- [SMW08] SCHNEIDER, F.; MÜLLER, C.; WALLRABE, U.: A low cost adaptive silicone membrane lens. In: *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics* 10 (2008), Nr. 4, S. 044002 (1–5)
- [SMY⁺14] SIEBER, I.; MARTIN, Th.; YI, A.; LI, L.; RÜBENACH, O.: Optical Design and Tolerancing of an Ophthalmological System. In: *Optical System Alignment, Tolerancing, and Verification VIII* Bd. 9195, 2014 (Proceedings of SPIE), S. 919504 (1–10)
- [SNM⁺07] SPILLMANN, C. M.; NACIRI, J.; MARTIN, B. D.; FARAHAT, W.; HERR, H.; RATNA, B. R.: Stacking nematic elastomers for artificial muscle applications. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 133 (2007), Nr. 2, S. 500–505
- [SP09] SCHWIEGERLING, J.; PALETA-TOXQUI, C.: Minimal movement zoom lens. In: *Applied Optics* 48 (2009), Nr. 10, S. 1932–1935
- [SR07] Nanomotion’s NanoLens and NanoZoom technology could bring camera phone miniaturisation to industrial applications. In: *Sensor Review* 27 (2007), Nr. 4
- [SR11] SIMONOV, A.; ROMBACH, M. C.: *Adjustable chiral ophthalmic lens*. Offenlegungsschrift WO 2011/102719 A1, 2011
- [SR14] SIMONOV, A. N.; ROMBACH, M. C.: *Multifocal accommodation intraocular lens with chiral optics*. Offenlegungsschrift WO 2014/058315 A1, 2014
- [SS06] STERNER, M.; STADLER, I.: *Energiespeicher – Bedarf, Technologien, Integration*. Springer Vieweg, 2006
- [SSL⁺07] SANDNER, T.; SCHENK, H.; LAKNER, H.; KENDA, A.; SCHERF, W.: Einsatz translatorischer MOEMS-Aktoren für FTIR-Spektrometer. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 485–488

- [SSRW98] SAMPER, V. D.; SANGSTER, A. J.; REUBEN, R. L.; WALLRABE, U.: Multistator LIGA-Fabricated Electrostatic Wobble Motors with Integrated Synchronous Control. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 7 (1998), Nr. 2, S. 214–223
- [SSS⁺99] STRENK, S. A.; SEMMLOW, J. L.; STRENK, L. M.; MUNOZ, P.; GRONLUND-JACOB, J.; DEMARCO, J. K.: Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study. In: *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 40 (1999), Nr. 6, S. 1162–1169
- [ST90] SUZULI, A.; TANAKA, T.: Phase transition in polymer gels induces by visible lights. In: *Nature* 346 (1990), Nr. 6282, S. 345–347
- [STL⁺11] SUN, Y.; THIELE, S.; LIEBETRAUT, P.; MÖNCH, W.; ZAPPE, H.: Tunable solid-body elastomeric diffractive lens. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 2494–2497
- [STP⁺02] SUORSA, I.; TELLINEN, J.; PAGOUNIS, E.; AALTIO, I.; ULLAKKO, K.: Applications of magnetic shape memory actuators. In: *ACTUATOR 2002 – 8th International Conference on New Actuators*, 2002, S. 158–161
- [Sup13] SUPERFOCUS LLC: *Superfocus adjustable glasses*. Webseite. <http://www.superfocus.com/>. Version: 25.01.2013
- [SV06] SIMONOV, A. N.; VDOVIN, G.: Cubic optical elements for an accommodative intraocular lens. In: *Optics Express* 14 (2006), Nr. 17, S. 7757–7775
- [SVL07] SIMONOV, A. N.; VDOVIN, G.; LOKTEV, M.: Liquid-crystal intraocular adaptive lens with wireless control. In: *Optics Express* 15 (2007), Nr. 12, S. 7468–7478
- [SWS10] SCHLOSSER, M.; WINTERSTEIN, T.; SCHLAAK, H. F.: Electrostatic Moving Wedge Actuator Made of Electroplated Nickel. In: *ACTUATOR 2010 – 12th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2010, S. 778–781
- [SYL⁺14] SIEBER, I.; YI, A. Y.; LI, L.; BECKERT, E.; STEINKOPF, R.; GENGENBACH, U.: Design of freeform optics for an ophthalmological application. In: *Optical Modelling and Design III* Bd. 9131. Brussels, Belgium, 2014 (Proceedings of SPIE), S. 913108 (1–11)

- [Tab98] TABIB-AZAR, M.: *Microactuators – Electrical, Magnetic, Thermal, Optical, Mechanical, Chemical & Smart Structures*. Kluwer Academic Publishers, 1998
- [TAHM11] TAKEMURA, R.; AKIYAMA, Y.; HOSHINO, T.; MORISHIMA, K.: Chemical switching of jellyfish-shaped micro robot consisting only of cardiomyocyte gel. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 2442–2445
- [TC86] TUCKER, J.; CHARMAN, W. N.: Depth of focus and accommodation for sinusoidal gratings as a function of luminance. In: *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 63 (1986), Nr. 1, S. 58–70
- [TCL+08] TSAI, F. S.; CHO, S. H.; LO, Y.-H.; VASKO, B.; VASKO, J.: Miniaturized universal imaging device using fluidic lens. In: *Optics Letters* 33 (2008), Nr. 3, S. 291–293
- [Tim11] TIMMS, D.: A review of clinical ventricular assist devices. In: *Medical Engineering & Physics* 33 (2011), Nr. 9, S. 1041–1047
- [TJ89] TRIMMER, W.; JEBENS, R.: Harmonic Electrostatic Motors. In: *Sensors and Actuators* 20 (1989), Nr. 1–2, S. 17–24
- [TJ13] TALOS; JAKOV: *Anatomie des Auges*. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Eye_scheme.svg. Version: 07.01.2013
- [TK06] TREASE, B. P.; KOTA, S.: Synthesis of adaptive and controllable compliant systems with embedded actuators and sensors. In: *ASME 2006 – International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference – Volume 2: 30th Annual Mechanisms and Robotics Conference*. Philadelphia, PA, USA, 2006, S. 77–89
- [TKN+01] THOMSEN, D. L.; KELLER, P.; NACIRI, J.; PINK, R.; JEON, H.; SHENOY, D.; RATNA, B. R.: Liquid Crystal Elastomers with Mechanical Properties of a Muscle. In: *Macromolecules* 34 (2001), Nr. 17, S. 5868–5875
- [TM15] TIPLER, P. A.; MOSCA, Gene; WAGNER, J. (Hrsg.): *Physik für Wissenschaftler und Ingenieure*. 7. Auflage. Springer, 2015

- [TNK88] TASHIRO, K.; NISHIMURA, S.; KOBAYASHI, M.: Thermal contraction and ferroelectric phase transition in vinylidene fluoride-trifluoroethylene copolymers. 1. An effect of tensile stress along the chain axis. In: *Macromolecules* 21 (1988), Nr. 8, S. 2463–2469
- [TO00] THIELICKE, E.; OBERMEIER, E.: Microactuators and their technologies. In: *Mechatronics* 10 (2000), Nr. 4–5, S. 431–455
- [TRS15a] TRS TECHNOLOGIES, INC.: *Electrostrictive Ceramics*. Webseite. <http://www.trstechnologies.com/Materials/Electrostrictive-Ceramics>. Version: 03.07.2015
- [TRS15b] TRS TECHNOLOGIES, INC.: *High Performance PMN-PT Piezoelectric Single Crystal*. Webseite. <http://www.trstechnologies.com/Materials/High-Performance-PMN-PT-Piezoelectric-Single-Crystal>. Version: 03.07.2015
- [TS02] TIETZE, U.; SCHENK, Ch.: *Halbleiter-Schaltungstechnik*. 12. Auflage. Springer, 2002
- [TSDB05] TABIRYAN, N.; SERAK, S.; DAI, X.; BUNNING, T.: Polymer film with optically controlled form and actuation. In: *Optics Express* 13 (2005), Nr. 19, S. 7442–7448
- [TSJ+02] TELLINEN, J.; SUORSA, I.; JÄÄSKELÄINEN, A.; AALTIO, I.; ULLAKKO, K.: Basic properties of magnetic shape memory actuators. In: *ACTUATOR 2002 – 8th International Conference on New Actuators*, 2002, S. 566–569
- [TSME03a] TAS, N. R.; SONNENBERG, T.; MOLENAAR, R.; ELWENSPOEK, M.: Design, fabrication and testing of laterally driven electrostatic motors employing walking motion and mechanical leverage. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 13 (2003), Nr. 1, S. N6–N15
- [TSME03b] TAS, N. R.; SONNENBERG, T.; MOLENAAR, R.; ELWENSPOEK, M.: Design, fabrication and testing of laterally driven electrostatic motors employing walking motion and mechanical leverage. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 13 (2003), Nr. 1, S. N6–N15
- [TVF12] TRAPANESE, M.; VIOLA, A.; FRANZITTA, V.: Design and Experimental Test of a Thermomagnetic Motor. In: *AASRI Procedia* 2 (2012), Nr. 2012 AASRI Conference on Power and Energy Systems, S. 199–204

- [TWS⁺98] TAS, N.; WISSINK, J.; SANDER, L.; LAMMERINK, Theo; ELWENSPOEK, M.: Modeling, design and testing of the electrostatic shuffle motor. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 70 (1998), Nr. 1–2, S. 171–178
- [TY07] TODA, R.; YANG, E.-H.: A normally latched, large-stroke, inchworm microactuator. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 17 (2007), Nr. 8, S. 1715–1720
- [Uch08] UCHINO, K.: Piezoelectric actuators 2006: Expansion from IT/robotics to ecological/energy applications. In: *Journal of Electroceramics* 20 (2008), Nr. 3–4, S. 301–311
- [Uch10a] UCHINO, K. (Hrsg.): *Advanced piezoelectric materials – science and technology*. Woodhead Publishing, 2010
- [Uch10b] UCHINO, K.: *Ferroelectric Devices*. 2nd edition. CRC Press, 2010
- [UG03] UCHINO, K.; GINIEWICZ, J. R.: *Micromechatronics*. Dekker, 2003
- [Ull96] ULLAKKO, K.: Magnetically controlled shape memory alloys: A new class of actuator materials. In: *Journal of Materials Engineering and Performance* 5 (1996), Nr. 3, S. 1544–1024
- [U.S13] U.S. CENSUS BUREAU: *International Data Base – World Midyear Population by Age and Sex for 2012*. Online Datenbankabruf. <http://www.census.gov>. Version: 21.01.2013
- [Var07] *Arctic Series – Open Loop Applications*. Varioptic SA, 2007
- [VDI93] *Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte*. VDI-Richtlinie 2221, 1993
- [vE08] VAN DEN BROEK, D. M.; ELWENSPOEK, M.: Explosive Micro-Bubble Actuator. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 218–221
- [VG96] VEDDE, J.; GRAVESEN, P.: The fracture strength of nitrogen doped silicon wafers. In: *Materials Science and Engineering: B* 36 (1996), Nr. 1–3, S. 246–250
- [VLN03] VDOVIN, G.; LOKTEV, M.; NAUMOV, A.: On the possibility of intraocular adaptive optics. In: *Optics Express* 11 (2003), Nr. 7, S. 810–817

- [VM07] VOIGT, S.; MORSCHHAUSER, A.: PDMS-Membran mit partiell verteilten Magnetpartikeln für Schalteranwendungen. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 809–812
- [Vol92] VOLMER, J. (Hrsg.): *Getriebetechnik – Grundlagen*. 1. Auflage. Verlag Technik, 1992
- [Wal12] WALLRABE, U.: Trends in Microactuators – Attacking the Compromises. In: *ACTUATOR 2012 – 13th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2012, S. 113–119
- [Wau01] WAUTELET, M.: Scaling laws in the macro-, micro- and nanoworlds. In: *European Journal of Physics* 22 (2001), Nr. 6, S. 601–611
- [WBB99] WIEDERHOLT, M.; BRÄUER, H.; BRÄUER, B.: *Excerpta ophthalmologica – Bildatlas zur Physiologie und Pathophysiologie der Mikrozirkulation des Auges*. Medical Service, 1999
- [WBK⁺92] WALLRABE, U.; BLEY, P.; KREVEK, B.; MENZ, W.; MOHR, J.: Theoretical and experimental results of an electrostatic micromotor with large gear ratio fabricated by the LIGA process. In: *Proc. of Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '92)*, IEEE, 1992, S. 139–140
- [WBK⁺94] WALLRABE, U.; BLEY, P.; KREVEK, B.; MENZ, W.; MOHR, J.: Design rules and test of electrostatic micromotors made by the LIGA process. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 4 (1994), Nr. 1, 40–45
- [WC06] WANG, B.; CIUFFREDA, K. J.: Depth-of-Focus of the Human Eye: Theory and Clinical Implications. In: *Survey of Ophthalmology* 51 (2006), Nr. 1, S. 75–85
- [WCK07] WANG, N.; CHEN, Y.; KIM, J.: Electroactive Paper Actuator Made with Chitosan-Cellulose Films: Effect of Acetic Acid. In: *Macromolecular Materials and Engineering* 292 (2007), Nr. 6, S. 748–753
- [WDXC99] WANG, Q.-M.; DU, X.-H.; XU, B.; CROSS, L. E.: Electromechanical Coupling and Output Efficiency of Piezoelectric Bending Actuators. In: *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 46 (1999), Nr. 3, S. 638–646
- [WFB07] WALDSCHIK, A.; FELDMANN, M.; BÜTTGENBACH, S.: Entwicklung von Synchron-Mikromotoren mit speziellen Rotoren basierend auf Polymermagnete. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 295–298

- [WG07] WEHNER, R.; GEHRING, W.: *Zoologie*. 24. Auflage. Georg Thieme, 2007
- [WHO15] WORLD HEALTH ORGANIZATION: *Global Cataract Surgical Rates 2004*. Webseite. http://www.who.int/blindness/data_maps/CSR_WORLD_2004.jpg. Version: 02.06.2015
- [Wil11] WILHELM, H.: *Projekttreffen BMBF KD OptiMi II, Teilprojekt B – Künstliches Akkomodationsauge, Karlsruhe*. 31.05.2011. – Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Karlsruher Instituts für Technologie
- [WJZ+07] WILSON, S. A.; JOURDAIN, R. P.; ZHANG, Q.; DOREY, R. A.; BOWEN, C. R.; WILLANDER, M.; WAHAB, Q. U.; WILLANDER, M.; AL-HILLI, S. M.; NUR, O.; QUANDT, E.; JOHANSSON, C.; PAGOUNIS, E.; KOHL, M.; MATOVIC, J.; SAMEL, B.; v. D. WIJNGAART, W.; JAGER, E. W. H.; CARLSSON, D.; DJINOVIC, Z.; WEGENER, M.; MOLDOVAN, C.; IOSUB, R.; ABAD, E.; WENDLANDT, M.; RUSU, C.; PERSSON, K.: 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
- [WKB92] WAGNER, B.; KREUZER, M.; BENECKE, W.: Linear and rotational magnetic micromotors fabricated using silicon technology. In: *MEMS '92 – Proceedings – IEEE – Micro Electro Mechanical Systems*, 1992, S. 183–189
- [WKM00] WEBER, M.-A.; KAMLAH, M.; MUNZ, D.: Experimente zum Zeitverhalten von Piezokeramiken / Forschungszentrum Karlsruhe. 2000 (FZKA 6465). – Forschungsbericht
- [Woi07] WOIAS, P.: Regenerative Mikro-Wärme­kraft­ma­schinen – ein Überblick. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2007*. Dresden, Germany, 2007, S. 409–412
- [Wol57] WOLF, K. L.: *Physik und Chemie der Grenzflächen: Erster Band: Die Phänomene im Allgemeinen*. Springer, 1957
- [WRO+05] WAGNER, M.; ROOSEN, A.; OOSTRA, H.; HOEPPENER, R.; DE MOYA, M.; PEARCE, D. H.; HOOLEY, T.: Miniature accordion-shaped low voltage piezo actuators for high displacements. In: *Journal of the European Ceramic Society* 25 (2005), Nr. 12, S. 2463–2466

- [WSZS04] WANG, Y.; SUN, C.; ZHOU, E.; SU, J.: Deformation mechanisms of electrostrictive graft elastomer. In: *Smart Materials and Structures* 13 (2004), Nr. 6, S. 1407–1413
- [WVK⁺03] WEISSMÜLLER, J.; VISWANATH, R. N.; KRAMER, D.; ZIMMER, P.; WÜRSCHUM, R.; GLEITER, H.: Charge-Induced Reversible Strain in a Metal. In: *Science* 300 (2003), Nr. 5617, S. 312–315
- [WYW06] WANG, C.-C.; YAO, Y. D.; WANG, S.-J.: Development of micromagnetic bearing motors with suppressed magnetic coupling effect for small form factor optical drives. In: *Journal of Applied Physics* 99 (2006), Nr. 8, S. 08R302 (1–3)
- [WZ05] WERBER, A.; ZAPPE, H.: Tunable microfluidic microlenses. In: *Applied Optics* 44 (2005), Nr. 16, S. 3238–3245
- [WZL08] WEBBER, K. G.; ZUO, R.; LYNCH, Ch. S.: Ceramic and single-crystal (1 - x)PMN-xPT constitutive behavior under combined stress and electric field loading. In: *Acta Materialia* 56 (2008), Nr. 6, S. 1219–1227
- [Yar67] YARBUS, A. L.: *Eye Movements and Vision*. Plenum Press, 1967
- [YCY⁺08] YANO, T.; CHEE, S. K.; YAKUWA, K.; HARADA, S.; HIGUCHI, T.: A New Type of Mechanical Transformer with High Stroke Magnification Ratio. In: *ACTUATOR 2008 – 11th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2008, S. 71–74
- [YHC⁺05] YUSUF, Y.; HUH, J.-H.; CLADIS, P. E.; BRAND, H. R.; FINKELMANN, H.; KAI, S.: Low-voltage-driven electromechanical effects of swollen liquid-crystal elastomers. In: *Physical Review E* 71 (2005), Nr. 6, S. 061702 (1–8)
- [YHP02] YEH, R.; HOLLAR, S.; PISTER, K.S.J.: Single Mask, Large Force, and Large Displacement Electrostatic Linear Inchworm Motors. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 11 (2002), Nr. 4, S. 330–336
- [YYK⁺09] YUN, S.-R.; YUN, G. Y.; KIM, J. H.; CHEN, Y.; KIM, J.: Electroactive paper for a durable biomimetic actuator. In: *Smart Materials and Structures* 18 (2009), Nr. 2, 024001 (1–5)
- [ZBB96] ZRÍNYI, M.; BARSÍ, L.; BÜKI, A.: Deformation of ferrogels induced by nonuniform magnetic fields. In: *Journal of Chemical Physics* 104 (1996), Nr. 21, S. 8750–8756

- [ZBGS00] ZARA, J. M.; BOBBIO, S. M.; GOODWIN-JOHANSSON, S.; SMITH, S. W.: Intracardiac Ultrasound Scanner Using A Micromachine (MEMS) Actuator. In: *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 47 (2000), Nr. 4, S. 984–993
- [ZBZ98] ZHANG, Q. M.; BHARTI, V.; ZHAO, X.: Giant Electrostriction and Relaxor Ferroelectric Behavior in Electron-Irradiated Poly(vinylidene fluoride-trifluoroethylene) Copolymer. In: *Science* 280 (1998), Nr. 5372, S. 2101–2101
- [ZD02] ZHANG, Y.; DUNN, M. L.: A Vertical Electrostatic Actuator with Extended Digital Range via Tailored Topology. In: *Smart Structures and Materials 2002 – Smart Electronics, MEMS, and Nanotechnology* Bd. 4700. San Diego, CA, USA, 2002 (Proceedings of SPIE), S. 147–156
- [ZDF⁺07] ZHANG, Y.-H.; DING, G.-F.; FU, S.; B.-C.; CAI: A fast switching bistable electromagnetic microactuator fabricated by UV-LIGA technology. In: *Mechatronics* 17 (2007), Nr. 2–3, S. 165–171
- [Zei07] ZEIFF, A.; HOMBURG, D. (Hrsg.): *Mosaik der Automatisierung – Band 2: Kleinst- und Mikroantriebe (Technik und Anwendung)*. PKS, 2007
- [ZGT⁺03] ZHANG, Q. Q.; GROSS, S. J.; TADIGADAPA, S.; JACKSON, T. N.; DJUTH, F. T.; TROLIER-MCKINSTRY, S.: Lead zirconate titanate films for d_{33} mode cantilever actuators. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 105 (2003), Nr. 1, S. 91–97
- [Zha04] ZHAO, Y.: New photoactive polymer and liquid-crystal materials. In: *Pure and Applied Chemistry* 76 (2004), Nr. 7–8, S. 1499–1508
- [ZLB⁺03] ZHANG, D.-Y.; LIEN, V.; BERDICHEVSKY, Y.; CHOI, J.; LO, Y.-H.: Fluidic adaptive lens with high focal length tunability. In: *Applied Physics Letters* 82 (2003), Nr. 19, S. 3171–3172
- [Zr⁺00] ZRÍNYI, M.: Intelligent polymer gels controlled by magnetic fields. In: *Colloid & Polymer Science* 278 (2000), Nr. 2, S. 98–103
- [ZSB98] ZRINYI, M.; SZABO, D.; BARS, L.: Magnetic Field Sensitive Polymeric Actuators. In: *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 9 (1998), Nr. 8, S. 667–671
- [ZSLN94] ZHENYI, M.; SCHEINBEIM, Jerry I.; LEE, J. W.; NEWMAN, B. A.: High Field Electrostrictive Response of Polymers. In: *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics* 32 (1994), Nr. 16, S. 2721–2731

- [ZTC⁺11] ZHAO, X.; TSAI, J. M.; CAI, H.; JI, X. M.; .ZHOU, J; BAO, M. H.; HUANG, Y. P.; KWANG, D. L.; LIU, A. Q.: A nano-opto-mechanical actuator driven by optical radiation force. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 1468–1471
- [ZWC03] ZHANG, X.-Z.; WANG, F.-J.; CHU, C.-C.: Thermoresponsive hydrogel with rapid response dynamics. In: *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 14 (2003), Nr. 5, S. 451–455
- [ZZCZ15] ZOU, Yongchao; ZHANG, Wei; CHAU, Fook S.; ZHOU, Guangya: Miniature adjustable-focus endoscope with a solid electrically tunable lens. In: *Optics Express* 23 (2015), Nr. 16, S. 20582–20592

Publikationsliste

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit entstanden die nachfolgend noch einmal in chronologischer Reihenfolge aufgeführten wissenschaftlichen Veröffentlichungen:

- [NMR⁺08] NAGEL, J. A.; MARTIN, T.; RHEINSCHMITT, L.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Progress in the Development of the Artificial Accommodation System. In: *ECIFMBE 2008 – Proc. of 4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering*. Antwerp, Belgium, 2008, S. 2405–2408
- [MPG⁺09] MARTIN, Th.; PINNER, T.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; SIEBER, I.; BRETTHAUER, G.: Active triple-optics for the restoration of the accommodative ability of the human eye. In: *WC 2009 – Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress – 11th International Congress of the IUPESM*. Munich, Germany, 2009, PD143
- [NGG⁺09] NAGEL, J. A.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; MARTIN, Th.; RHEINSCHMITT, L.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Fortschritte bei der Entwicklung eines künstlichen Akkommodationssystems. In: *DOG 2009 – 107. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*. Leipzig, Germany, 2009, P237
- [Mar10] MARTIN, Th.: *Actuation of a triple-optics for an intraocular implant based on a piezoelectric bender and a compliant silicon mechanism*. Seminarvortrag am Lehrstuhl für Materialien der Mikrosystemtechnik, Institut für Mikrosystemtechnik (IMTEK), Universität Freiburg, 07.12.2010
- [MGBG10a] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.: Which physical actuation principles are suitable for driving the optics of an implantable mechatronic accommodation system? In: *WOC 2010 – World Ophthalmology Congress*. Berlin, Germany, 2010, S. 319 / P-SU-190
- [MGBG10b] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Control and driving of quasistatic piezoelectric actuators in implantable mechatronic systems. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 55 (2010), Supplement 1 – Proceedings BMT 2010, S. 39–42

- [MGR⁺10] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Actuation of a Triple-optics for an Intraocular Implant Based on a Piezoelectric Bender and a Compliant Silicon Mechanism. In: *ACTUATOR 2010 – 12th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2010, S. 81–84
- [MGG⁺11] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Actuation of an Intraocular Implant Based on a Compliant Silicon Mechanism and a Piezoelectric Bender with Energy Efficient Driving Electronics. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 56 (2011), Supplement 1 – Proceedings BMT 2011, S. 8
- [MGR⁺11] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Silicon linkage with novel compliant mechanism for piezoelectric actuation of an intraocular implant. In: *Transducers'11 – The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*. Beijing, China : IEEE, 2011, S. 1480–1483
- [MGG⁺12a] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Actuator concepts for the optics of a mechatronic accommodation implant. In: *The Accommodation Club – 8th Meeting*. Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami, FL, USA, 2012, S. 8. – Invited talk
- [MGG⁺12b] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Actuator concepts for the optics of an Artificial Accommodation System. In: *ARVO 2012 – Association for Research in Vision and Ophthalmology Annual Meeting*. Fort Lauderdale, FL, USA, 2012, 1369 / A41
- [MGG⁺12c] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Silicon linkage with novel compliant mechanism for piezoelectric actuation of an intraocular implant. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 188 (2012), S. 335–341
- [MGGB12] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; BRETTHAUER, G.: Design of an actuator for the demonstrator of an intraocular implant with lateral-shift optics. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 57 (2012), Supplement 1 – Proceedings BMT 2012, S. 181
- [MSGB12] MARTIN, Th.; SCHRANK, Ph.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.: Design of an Actuator for the Lateral-Shift Optics of an Intraocular

- Implant. In: *ACTUATOR 2012 – 13th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2012, S. 152–155
- [RBF⁺12] RHEINSCHMITT, L.; BECK, Ch.; FLIEDNER, J. M.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; HELLMANN, A.; KRUG, M.; MARTIN, Th.; NAGEL, J. A.; SCHARNOWELL, R.; SCHERER, K.-P.; SIEBER, I.; STILLER, P.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: Mechatronisches Implantat zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit – Ein Sachstandsbericht. In: *Ophthalmologische Nachrichten* (2012), Nr. 11, S. 9–12
- [RMN⁺12] RHEINSCHMITT, L.; MARTIN, Th.; NAGEL, J. A.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: A New Approach to Enable the Use of Electrowetting Lenses in the Artificial Accomodation System. In: *WOC 2012 – World Ophthalmology Congress*. Abu Dhabi, UAE, 2012, S. 465
- [RMNB12] RHEINSCHMITT, L.; MARTIN, Th.; NAGEL, J. A.; BRETTHAUER, G.: Künstliches Akkommodationssystem – Können alle mechatronischen Komponenten in den Kapselsack der Augenlinse integriert werden? In: *AUTOMED 2012 – Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin – 10. Workshop* Bd. 17. Aachen, Germany : VDI Verlag, 2012 (Fortschritt-Berichte VDI 286), S. 63–64
- [BGR⁺13] BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.; RHEINSCHMITT, L.; NAGEL, J.; MARTIN, Th.; SIEBER, I.: *Lens system having adjustable refraction strength*. Offenlegungsschrift WO 2013/041222 A1, 2013
- [GGB⁺13] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.; HAHN, L.; LEISTE, H.; MARTIN, Th.; NAGEL, J.; RHEINSCHMITT, L.: *Dichtung einer Fuge*. Patentschrift DE 102012101225 B3, 2013
- [BGN⁺14] BRETTHAUER, G.; GENGENBACH, U.; NAGEL, J. A.; BECK, Ch.; FLIEDNER, J.; KOKER, L.; KRUG, M.; MARTIN, T.; STACHS, O.; GUTHOFF, R. F.: Fortschritte des Künstlichen Akkommodationssystems. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 231 (2014), Nr. 12, S. 1174–1182
- [MGR⁺14] MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.; RUTHER, P.; PAUL, O.; BRETTHAUER, G.: Realization of Actuator Systems for an Implantable Artificial Accommodation System. In: *ACTUATOR 2014 – 14th International Conference on New Actuators*. Bremen, Germany, 2014, S. 169–172
- [SMY⁺14] SIEBER, I.; MARTIN, Th.; YI, A.; LI, L.; RÜBENACH, O.: Optical Design and Tolerancing of an Ophthalmological System. In: *Optical System Alignment, Tolerancing, and Verification VIII* Bd. 9195, 2014 (Proceedings of SPIE), S. 919504 (1–10)

- [GBG⁺15] GENGENBACH, U.; BECK, C.; GUTH, H.; HELLMANN, A.; KOKER, L.; KRUG, M.; MARTIN, T.; NAGEL, J.; SIEBER, I.; SCHARNOWELL, R.; STILLER, P.; GUTHOFF, R.; BRETTHAUER, G.: Systemintegration auf Hard- und Softwareebene am Beispiel des 2:1 Funktionsmodells eines Künstlichen Akkommodationssystems. In: *Mikrosystemtechnik Kongress 2015*. Karlsruhe, Germany, 2015, S. 234–237
- [GGB⁺15a] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; BECK, Ch.; KRUG, M.; MARTIN, Th.; NAGEL, J.; KOKER, L.; SIEBER, I.: *Sensor System for Determining the Control Signals Activating Ciliary Muscles*. Patentschrift US 9144376 B2, 2015
- [GGB⁺15b] GUTH, H.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; KOKER, L.; NAGEL, J.; MARTIN, Th.; BECK, Ch.: *Means for controlling the accommodation demand detection in an artificial accommodation system*. Offenlegungsschrift WO 2015/165584 A1, 2015
- [BBF⁺16] BECK, Ch.; BRETTHAUER, G.; FLIEDNER, J.; GENGENBACH, U.; GUTH, H.; KRUG, M.; MARTIN, Th.; NAGEL, J.; KOKER, L.; SIEBER, I.: *Sensor und Sensorsystem für die Erfassung einer Augapfelorientierung sowie eine akkommodierende Kontaktlinse mit einem solchen Sensor oder Sensorsystem*. Offenlegungsschrift DE 102015000248 A1, 2016
- [GBG⁺16] GENGENBACH, U.; BECK, C.; GUTH, H.; KOKER, L.; KRUG, M.; MARTIN, T.; NAGEL, J.; SIEBER, I.; STILLER, P.; STACHS, O.; GUTHOFF, R.: Konzept und Realisierung eines optischen Mikrosystems zur Wiederherstellung der Akkommodation. In: *at - Automatisierungstechnik* 64 (2016), Nr. 10, S. 839–849
- [RRN⁺16] RHEINSCHMITT, L.; RITTER, F.; NAGEL, J.; GENGENBACH, U.; MARTIN, Th.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R. F.: *Implantierbares System zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs*. Patentschrift EP 2512324 B1, 2016
- [SMG16] SIEBER, I.; MARTIN, Th.; GENGENBACH, U.: Robust Design of an Optical Micromachine for an Ophthalmic Application. In: *Micromachines* 7 (2016), Nr. 5, S. 85 (1–19)