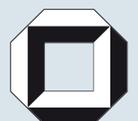
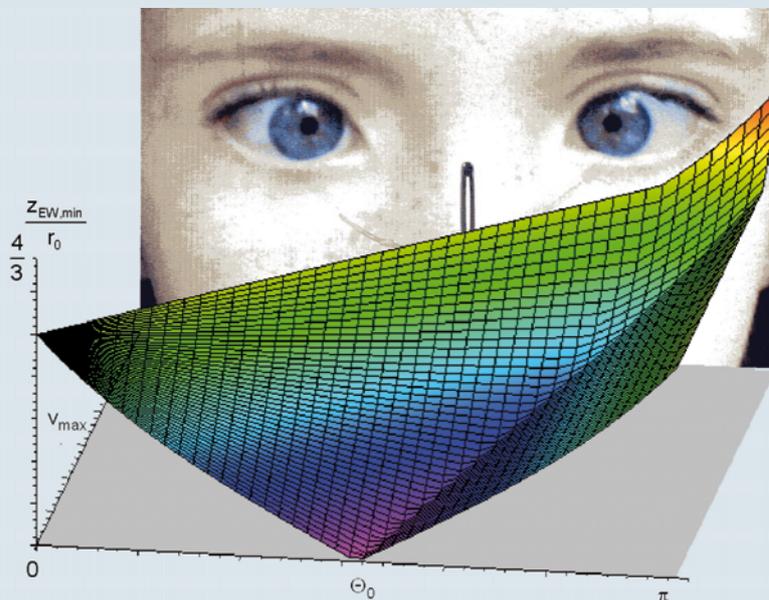


Mark Bergemann

# Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges





Mark Bergemann

**Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung  
der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges**

Schriftenreihe des

Instituts für Angewandte Informatik / Automatisierungstechnik

an der Universität Karlsruhe (TH)

Band 17

# **Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges**

von  
Mark Bergemann



---

universitätsverlag karlsruhe

Dissertation, Universität Karlsruhe (TH)  
Fakultät für Maschinenbau, 2007

## **Impressum**

Universitätsverlag Karlsruhe  
c/o Universitätsbibliothek  
Straße am Forum 2  
D-76131 Karlsruhe  
www.uvka.de



Dieses Werk ist unter folgender Creative Commons-Lizenz  
lizenziert: <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/de/>

Universitätsverlag Karlsruhe 2007  
Print on Demand

ISSN: 1614-5267  
ISBN: 978-3-86644-136-1





# **Neues mechatronisches System für die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges**

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktors der Ingenieurwissenschaften**  
von der Fakultät für Maschinenbau der  
Universität Fridericiana zu Karlsruhe (TH)

genehmigte  
**Dissertation**

von  
**Dipl.-Ing. Mark Bergemann MBA (CDI)**  
aus  
Nürnberg

Tag der mündlichen Prüfung: 23. März 2007

Hauptreferent: Prof. Dr.-Ing. habil. G. Bretthauer

Korreferenten: Prof. Dr. med. R.F. Guthoff

Prof. Dr. rer. nat. V. Saile





**Geh' Wege, die noch niemand ging,  
damit Du Spuren hinterläßt.**

Antoine de Saint-Exupéry (1900-1944)



## Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen eines Forschungsprojektes am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe in den Jahren 2004 bis 2006. Meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. habil. G. Bretthauer danke ich für sein Interesse an meiner Arbeit und seine intensive Förderung des Dissertationsvorhabens. Dr.-Ing. U. Gengenbach gilt mein Dank für das große Maß an Freiraum, welches er mir bei der Wahl der Herangehensweise einräumte, für die regelmäßigen intensiven Diskussionen und die kritische Durchsicht des Manuskripts. Bei Herrn Prof. Dr. med. R.F. Guthoff und Herrn Prof. Dr. rer. nat. V. Saile bedanke ich mich für die Übernahme des Korreferates.

Die biomedizinische Thematik meiner Arbeit erforderte eine enge Kooperation mit der Universitätsaugenklinik Rostock. Der eingehende Austausch mit Prof. Dr. med. R.F. Guthoff und seinen Mitarbeitern Prof. Dr. rer. nat. J. Stave, Dr. rer. nat. O. Stachs und S. Hucks-Sievers gaben mir zahlreiche Anregungen und trugen wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit bei. Um dem Leser das Verständnis verwendeter medizinischer Fachbegriffe zu erleichtern, sind die wichtigsten in Form eines Glossars am Ende der Arbeit zusammengestellt. Zusätzlich werden lateinische Termini im Text zusammen mit ihrer deutschen Bezeichnung erklärt.

Des weiteren gilt mein Dank folgenden Kollegen und studentischen Mitarbeitern des Forschungszentrums Karlsruhe und der Universität Karlsruhe: Dr. rer. nat. H. Guth, M. Grube, A. Hellmann, N. Hetenyi, A. Hofmann, S. Klink, Dr.-Ing. B. Köhler, Dr.-Ing. T. Koker, T. Martin, Dr.-Ing. R. Mikut, R. Scharnowell, K. Sauter, Dr.-Ing. I. Sieber, H. Skupin, P. Stiller, W. Rückert, S. Vollmannshäuser und Y.C. Yeo. Sie unterstützten mich durch die Diskussion wissenschaftlicher Fragestellungen, durch Bereitstellung von Softwaremodulen, bei Versuchsaufbauten und Messungen oder auch im Rahmen von Praktika, Studien- und Diplomarbeiten.

Es wird mir stets in Erinnerung bleiben, wie ich auf meinem bisherigen Lebens-, Ausbildungs- und Berufsweg durch mein Elternhaus gefördert und unterstützt wurde, wofür ich meiner Mutter und meinem Vater von ganzem Herzen danke.

Karlsruhe-Durlach, im Dezember 2006



Mark Bergemann



# Inhaltsverzeichnis

<b>Vorwort</b> .....	<b>XI</b>
<b>Symbol- und Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>XV</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1 Einordnung der Arbeit .....	1
1.2 Grundlagen und Entwicklungsstand .....	1
1.2.1 Biologische und medizinische Grundlagen .....	1
1.2.2 Kataraktchirurgie zur Wiederherstellung der Transparenz des dioptrischen Apparates ...	13
1.2.3 Existierende Lösungsansätze zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit .....	16
1.3 Zielsetzung der Arbeit .....	21
<b>2 Konzept für das Künstliche Akkommodationssystem</b> .....	<b>25</b>
2.1 Anforderungen an das Implantat .....	25
2.2 Konzeption einer modularen Systemstruktur .....	28
<b>3 Konzeption von Lösungen für die Teilfunktion aktiv-optisches Element</b> .....	<b>30</b>
3.1 Grundlagen der optischen Abbildung und ihrer mathematischen Beschreibung .....	30
3.2 Entwicklung einer neuen Methodik zur einheitlichen Untersuchung der optischen Eignung unterschiedlicher Wirkprinzipien .....	34
3.3 Eignungsuntersuchung unterschiedlicher Wirkprinzipien .....	41
3.3.1 Axialverschiebung sphärischer Grenzflächen .....	41
3.3.2 Lateralverschiebung von Alvarez-Humphrey-Flächen .....	45
3.3.3 Deformation eines elastischen Linsenkörpers .....	50
3.3.4 Verformung einer zwei Fluide trennenden Grenzfläche infolge Fluidverdrängung .....	57
3.3.5 Beeinflussung des Benetzungsverhaltens eines Fluides durch ein elektrisches Feld .....	63
3.3.6 Ausrichtung von Flüssigkristallen in einem elektrischen Feld .....	74
3.3.7 Andere Wirkprinzipien .....	81
3.4 Vergleichende Bewertung der Lösungsalternativen .....	83
<b>4 Lösungsansätze für die Teilfunktion Informationserfassung</b> .....	<b>86</b>
4.1 Anforderungen an Signalquellen .....	86
4.2 Prinzipielle Möglichkeiten zur Ermittlung des Akkommodationsbedarfs .....	86
4.2.1 Nutzung von Umweltinformation .....	86
4.2.2 Nutzung körpereigener efferenter Signale .....	88
4.3 Neues Modell zur Ermittlung des Akkommodationsbedarfs basierend auf einer vom Ziliarmuskel hervorgerufenen Axialverlagerung des Kapselsacks .....	91
4.4 Generisches Verfahren zur Approximation des Akkommodationsbedarfs basierend auf der Bewegung des Augenpaares .....	94
4.4.1 Mathematische Beschreibung der Kinematik des Augenpaares .....	95
4.4.2 Approximation des Akkommodationsbedarfs am Beispiel interokularer Distanzmessungen .....	97
4.4.3 Anforderungen an ein zu entwickelndes Meßsystem .....	102

<b>5 Realisierung eines mechatronischen Systems zur Demonstration unterschiedlicher Lösungsansätze</b> .....	<b>103</b>
5.1 Konzeption einer modularen Systemstruktur .....	103
5.2 Optische Testumgebung zur Erprobung aktiv-optischer Elemente .....	104
5.2.1 Komponenten und Funktionalität der Testumgebung .....	104
5.2.2 Experimentelle Erprobung einer elastischen Linse mit Fluidringaktor .....	108
5.2.3 Experimentelle Erprobung von Flüssigkristallinsen .....	114
5.3 Extrakorporale Informationserfassung auf Basis der Bewegung des Augenpaares .....	120
5.3.1 Erfassung der Bulbirotationen mittels binokularer Videookulographie .....	120
5.3.2 Datenverarbeitung und Simulation von Approximationsszenarien .....	120
5.3.3 Ergebnisse und Diskussion ausgewählter Versuche .....	121
<b>6 Zusammenfassung</b> .....	<b>124</b>
<b>Anhang</b> .....	<b>128</b>
<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>138</b>
<b>Glossar medizinischer Fachbegriffe</b> .....	<b>152</b>

## Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

Matrizen werden durch Unterstrich ( $\underline{X}$ ), Vektoren durch einen Vektorpfeil ( $\vec{X}$ ) von skalaren Größen ( $X$ ) unterschieden.

### Lateinische Buchstaben

A	Flächeninhalt, Oberfläche	$[\text{m}^2]$
A	Alvarez-Humphrey Flächenparameter	$[\text{m}^{-2}]$
$a_{hjk}$	Koeffizient eines Approximationspolynoms	$[\text{m}^{-(1+hj+k)}]$
$\underline{a}$	Koeffizientenmatrix $\in \mathbb{R}^{H \times 1}$ des Approximationspolynoms	$[[a_{hjk}]]$
B	Alvarez-Humphrey Flächenparameter	$[-]$
b	Dielektrikumsdicke, Basisabstand	$[\text{m}]$
C	Alvarez-Humphrey Flächenparameter	$[\text{m}]$
c	(Integrations-) konstante	$[-]$
$\tilde{c}$	Ausbreitungsgeschwindigkeit	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-1}]$
D	Scheitelbrechkraft	$[\text{m}^{-1}]$
$\Delta D$	Scheitelbrechkraftänderung ausgehend vom emmetropen Zustand	$[\text{m}^{-1}]$
$\underline{\Delta D}$	Matrix $\in \mathbb{R}^{H \times 1}$ des Akkommodationsbedarfs an Punkten $F_h$	$[\text{m}^{-1}]$
d	Durchmesser, Abstand	$[\text{m}]$
E	Elastizitätsmodul	$[\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2}]$
$f / f'$	objektseitige / bildseitige Fokusslänge	$[\text{m}]$
$\vec{F}$	Ortsvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ des Fixationspunktes	$[\text{m}, \text{m}, \text{m}]^T$
$\vec{f}$	Verbindungsvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ zwischen M und F	$[\text{m}, \text{m}, \text{m}]^T$
G	freie Enthalpie	$[\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}]$
$G / G'$	Objektgröße / Bildgröße	$[\text{m}]$
g	Erdbeschleunigung	$[\text{m} \cdot \text{s}^{-2}]$
{H, N}	natürliche Zahl H, $N \in \mathbb{N}$	$[-]$
h	axiale Tiefe, Dicke	$[\text{m}]$
{h, i, j, k, l}	Lauf-, Indexvariable	$[-]$
J	Gütemaß	$[\text{m}^{-2}; \text{m}^{-1}]$
K	Federkonstante	$[\text{kg} \cdot \text{s}^{-2}]$
k	Steifigkeit	$[\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2}]$
L	Leuchtdichte	$[\text{cd} \cdot \text{m}^{-2}]$
M	Abbildungsmaßstab	$[-]$

$\underline{M}$	Systemmatrix $\in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ eines optischen Systems	$\begin{bmatrix} - & m^{-1} \\ m & - \end{bmatrix}$
m	Masse	[kg]
$\tilde{m}$	Molmasse	[kg·mol <sup>-1</sup> ]
n	Brechungsindex	[-]
$\bar{n}$	Normalenvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ der Listingschen Ebene	$[-, -, -]^T$
P	Wahrscheinlichkeit	[-]
$\bar{P}$	Ortsvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ eines Meßpunktes (kopffestes System)	$[m, m, m]^T$
p	Druck, Flächenpressung	[kg·m <sup>-1</sup> ·s <sup>-2</sup> ]
$\bar{p}$	Ortsvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ eines Meßpunktes (augapfelfestes System)	$[m, m, m]^T$
Q	elektrische Ladung	[A·s]
q	Meßdistanz	[m]
R	Krümmungsradius	[m]
$\underline{R}$	Brechungsmatrix $\in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ einer lichtbrechenden Grenzfläche	$\begin{bmatrix} - & m^{-1} \\ - & - \end{bmatrix}$
r	radiale Koordinate, Radius	[m]
$\bar{r}$	Drehvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$	$[-, -, -]^T$
S	Schärfewert	[-]
s	Position längs der optischen Achse	[m]
$\tilde{s}$	komplexe Transformationsvariable der Laplacetransformation	[s <sup>-1</sup> ]
T	Zeitdifferenz, Zeitpunkt	[s]
$\underline{T}$	Ablenkungs-/ Translationsmatrix $\in \mathbb{R}^{2 \times 2}$ eines optischen Mediums	$\begin{bmatrix} - & m^{-1} \\ m & - \end{bmatrix}$
t	Zeit	[s]
U	elektrische Spannung	[kg·m <sup>2</sup> ·A <sup>-1</sup> ·s <sup>-3</sup> ]
V	Volumen	[m <sup>3</sup> ]
v	generalisierter Stellparameter	[-; m; m <sup>3</sup> ]
W	Arbeit	[kg·m <sup>2</sup> ·s <sup>-2</sup> ]
$\underline{W}$	Gewichtungsmatrix $\in \mathbb{R}^{H \times H}$	[-]
$w_\omega$	Wahrscheinlichkeitsdichte einer Größe $\omega$	[[ $\omega$ ] <sup>-1</sup> ]
$\bar{w}$	Richtungsvektor $\in \mathbb{R}^{3 \times 1}$ der Drehachse eines Drehvektors	$[-, -, -]^T$
X	wahrer Wert einer biometrischen Größe	[m]
< x, y, z >	kartesische Koordinaten	[m]

**Griechische Buchstaben**

$\alpha$	Rotationswinkel eines LC-Moleküls	[-]
$\beta$	Proportionalitätsfaktor bei der Kippung der Listingschen Ebene	[-]
$\chi$	Winkel zwischen Fixierlinie und optischer Achse	[-]
$\varepsilon$	Dielektrizitätszahl	[-]
$\Phi$	generalisierter Steuerungsparameter	[kg·m <sup>-1</sup> ·s <sup>-2</sup> , m]
$\langle \phi, \theta, \psi \rangle$	Helmholtzkoordinaten	[-]
$\Gamma$	Formparameter eines parabolischen GRIN-Profiles	[m <sup>-2</sup> ]
$\gamma$	spezifische Grenzflächenenergie	[kg·m <sup>-1</sup> ·s <sup>-2</sup> ]
$\vartheta$	absolute Temperatur	[K]
$\varphi$	Drehwinkel eines Drehvektors	[-]
$\kappa$	Krümmungsradienverhältnis	[-]
$\lambda$	Wellenlänge	[m]
$\Theta$	Benetzungswinkel	[-]
$\rho$	Dichte	[kg·m <sup>-3</sup> ]
$\sigma_\omega$	Standardabweichung einer Größe $\omega$	[[ $\omega$ ]]
$\tau$	Zeitkonstante	[s]
$\omega$	Zufallsvariable	[[ $\omega$ ]]
$\langle \xi, \eta, \zeta \rangle$	kartesische Koordinaten	[m]
$\Omega$	dimensionslose Spannung in Lippmann-Young Gleichung	[-]
$\Psi$	Übertragungsfunktion eines dynamischen Systems	[[ $\Psi$ ]]

**Deutsche Buchstaben**

$\mathfrak{M}$	Definitionsmenge des generalisierten Stellparameters $v$	[[ $v$ ]]
$\wp$	Gladstone-Dale-Konstante	[kg·m <sup>-3</sup> ]

**Operatoren**

$\otimes$	Matrizenmultiplikation
$\times$	Kreuzprodukt
$\odot$	Skalarprodukt
$\ \bar{x}\ $	euklidische Norm des Vektors $\bar{x}$
$\circ$	Verkettung zweier Drehungen
$\top$	Transponierung eines Vektors oder einer Matrix
$\text{Anz}\{x_i\}$	Anzahl der Elemente einer Menge von Werten $x_i$ ( $i = 1 \dots N$ )
$\text{Lap}\{x(t)\}$	Laplaceoperator (angewendet auf eine Zeitfunktion $x(t)$ )

$\max\{x_i\}$	Maximalwert einer Menge von Werten $x_i$ ( $i = 1 \dots N$ )
$\min\{x_i\}$	Minimalwert einer Menge von Werten $x_i$ ( $i = 1 \dots N$ )
$\text{sgn}(x)$	Signum- (Vorzeichen)funktion
$\text{sp}(\underline{X})$	Spur einer Matrix (Summe aller Diagonalelemente)

### Abkürzungen und Indizes

Ac	Acrylat-Copolymer
AH	Alvarez-Humphrey
AO	aktiv-optisches Element
C	Cornea
CCD	Charged Coupled Device (physikalisches Prinzip eines Bilderfassungssensors)
D	Dielektrikum
DPG	Dreiphasengrenze
e	außerordentlich (extraordinary)
EW	Electrowetting
ew	erwarteter Fall größter Wahrscheinlichkeitsdichte, wenn die präoperativ erhobenen Biometriedaten $X_{\text{prä}}$ mit den wahren Werten $X$ übereinstimmen
Ex1	Extremfall der präoperativ erhobenen Biometriedaten $X_{\text{prä}}$ , der ein stark brechendes Implantat erfordert
Ex2	Extremfall der präoperativ erhobenen Biometriedaten $X_{\text{prä}}$ , der ein schwach brechendes Implantat erfordert
F	Fresnelzone
FEM	Finite Elemente Methode
FL	Fixierlinie
FS	sicheres Verhalten im Versagensfall (fail safe)
G	nicht leitfähiges Fluid
GF	Grenzfläche
GK	Glaskörper
GRIN	Gradientenindex
H / H'	objektseitige / bildseitige Hauptebene
IOL	Intraokularlinse
IP	Implantat
ITO	Indium Zinnoxid (Indium Tin Oxide)
KW	Kammerwasser
krit	kritisch

---

L	Linse, leitfähiges Fluid, linkes Auge
LC	Flüssigkristall (Liquid Crystal)
M	Membran, Meniskus, mechanischer Augendrehpunkt
max	maximal
min	minimal
MPG	Mehrphasengrenze
MTF	Kontrastübertragungsfunktion (Modulation Transfer Function)
O / O'	Objektpunkt / Bildpunkt
o	ordentlich
OA	optische Achse
obj	objektiv
og	oberer Grenzfall, bei dem sich die Größtfehler $\Delta X_{\text{prä}}$ so überlagern, daß sich nach der Implantation die größtmögliche Scheitelbrechkraft einstellt
OPD	Differenz der optischen Weglängen (Optical Path Difference)
OPL	optische Weglänge (Optical Path Length)
P	Pupille, Primärblickrichtung
prä	präoperativ
R	rechtes Auge
RL	Ruhelage
res	resultierend
S	Scheitel
soll	Sollwert
ST	Schärfentiefe
Sta	Standardfall der präoperativ erhobenen Biometriedaten $X_{\text{prä}}$
subj	subjektiv
th	Schwellwert (threshold)
ton	tonisch
U	Umgebung
ug	unterer Grenzfall, bei dem sich die Größtfehler $\Delta X_{\text{prä}}$ so überlagern, daß sich nach der Implantation die kleinstmögliche Scheitelbrechkraft einstellt
V	Vorspannelement
Z	Ziliarkörper, Zwischen- bzw. Füllmedium



# 1 Einleitung

## 1.1 Einordnung der Arbeit

Der Erkenntnis- und Therapiefortschritt der Medizin und die Verbesserung der medizinischen Versorgung führen zu einer stetig steigenden Lebenserwartung des Menschen. Im Zuge dieser Entwicklung gewinnt im 21. Jahrhundert die Steigerung der Lebensqualität im Alter zunehmend an Bedeutung.

Die Augenheilkunde (Ophthalmologie) wird vielfach mit dem Wunsch konfrontiert, auf Sehhilfen aus kosmetischen Gründen oder im Hinblick auf eine problemlosere Handhabung im Alltag zu verzichten. Zur Korrektur statischer Fehlsichtigkeiten (Ametropie) werden dazu Laserbehandlungen der Hornhaut, z.B. Laser in situ Keratomileusis (LASIK) eingesetzt. Mit zunehmendem Alter kann das Problem einer Trübung der Augenlinse („Grauer Star“, Katarakt) auftreten. Im Rahmen einer Kataraktoperation, der weltweit am häufigsten durchgeführten Operation, wird die natürliche Augenlinse gegen eine künstliche Intraokularlinse ausgetauscht, um die Transparenz des bildentwerfenden Apparates wiederherzustellen. Dabei geht jedoch die Fähigkeit des Auges verloren, sein lichtbrechendes Verhalten über die Verformung der Augenlinse an unterschiedliche Gegenstandsweiten anzupassen (Akkommodation), um stets ein scharfes Bild auf der Netzhaut zu ermöglichen. Der Verlust der Akkommodationsfähigkeit ist zum anderen auch das Ergebnis eines lebenslangen Alterungsprozesses, der zu einer Versteifung der natürlichen Augenlinse führt. Mit 40 Lebensjahren bis 45 Lebensjahren ist die Entwicklung der Alterssichtigkeit (Presbyopie) meistens soweit fortgeschritten, daß der Betroffene auf eine Sehhilfe für den Nahbereich angewiesen ist.

Ziel der modernen Kataraktchirurgie ist es daher, Lösungen bereitzustellen, welche die Akkommodationsfähigkeit der Betroffenen wiederherstellt und die Benutzung einer Sehhilfe für den Nahbereich erübrigt. Bisherige Lösungsansätze konnten die „letzte Herausforderung der modernen Kataraktchirurgie“ nicht lösen. In dieser Arbeit wird deshalb der neuartige Ansatz entwickelt, dieses Ziel mittels eines mechatronischen Systems, des „Künstlichen Akkommodationssystems“, zu erreichen.

## 1.2 Grundlagen und Entwicklungsstand

Im folgenden werden der Aufbau und die Funktionsweise des menschlichen Akkommodationssystems und mögliche Ursachen seiner Dysfunktionen dargestellt, weil das Verständnis der biologischen Gegebenheiten eine Grundvoraussetzung für einen ingenieurwissenschaftlichen Lösungsansatz ist. Des weiteren werden bestehende Lösungsansätze zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit vorgestellt, und es werden die Gründe diskutiert, weshalb diese das Problem bislang nicht lösen konnten.

### 1.2.1 Biologische und medizinische Grundlagen

Das Auge ist das lichtempfindliche Sinnesorgan bei beim Menschen, welches visuelle Informationen über die Umwelt vermittelt (Sehsinn).

#### **Anatomischer und optischer Aufbau des menschlichen Auges**

Das Auge des Menschen hat einen Durchmesser von etwa 24 mm und ein Gewicht von etwa 7,5 g. Der kugelige Augapfel (Bulbus oculi) liegt geschützt in der Augenhöhle (Orbita). Seine Beweglichkeit erhält er durch sechs äußere Augenmuskeln. Diese ermöglichen eine Rotation um den mechanischen Augendrehpunkt M in alle drei Raumrichtungen (Duktionen) (Abb. 1.1a) [Gre03].

Der Augapfel wird von der Lederhaut, der Aderhaut und der Netzhaut ausgekleidet (Abb. 1.1b). Die aus Bindegewebe bestehende widerstandsfähige Lederhaut (Sclera) bildet die äußerste Schicht. Sie geht im vorderen Teil des Auges in die durchsichtige, etwas aus dem Kugelkörper heraustretende Hornhaut (Cornea) über. Auf die Lederhaut folgt nach innen zu die gut durchblutete Aderhaut (Choroidea). Pigmente in bzw. zwischen Aderhaut und Lederhaut dienen der Lichtabsorption. Eine 0,5 mm starke Schicht aus Lichtrezeptoren, die Netzhaut (Retina), bedeckt einen großen Teil der inneren Aderhautoberfläche. Hier werden die einfallenden Lichtreize aufgenommen und die entsprechenden Erregungen über den Sehnerv (Nervus opticus) zum Gehirn weitergeleitet. Die ringförmige Regenbogenhaut (Iris) verleiht dem Auge durch eingelagerte Pigmente seine charakteristische Färbung und absorbiert außerhalb der Sehöffnung (Pupille) einfallendes Licht. Hinter Pupille und Regenbogenhaut, in eine Einbuchtung des Glaskörpers (Corpus vitreum) eingebettet, liegt die Linse (Lens crystallina), die von einer durchsichtigen, elastischen Membran, der Linsenkapsel (Capsula lentis), umschlossen wird.

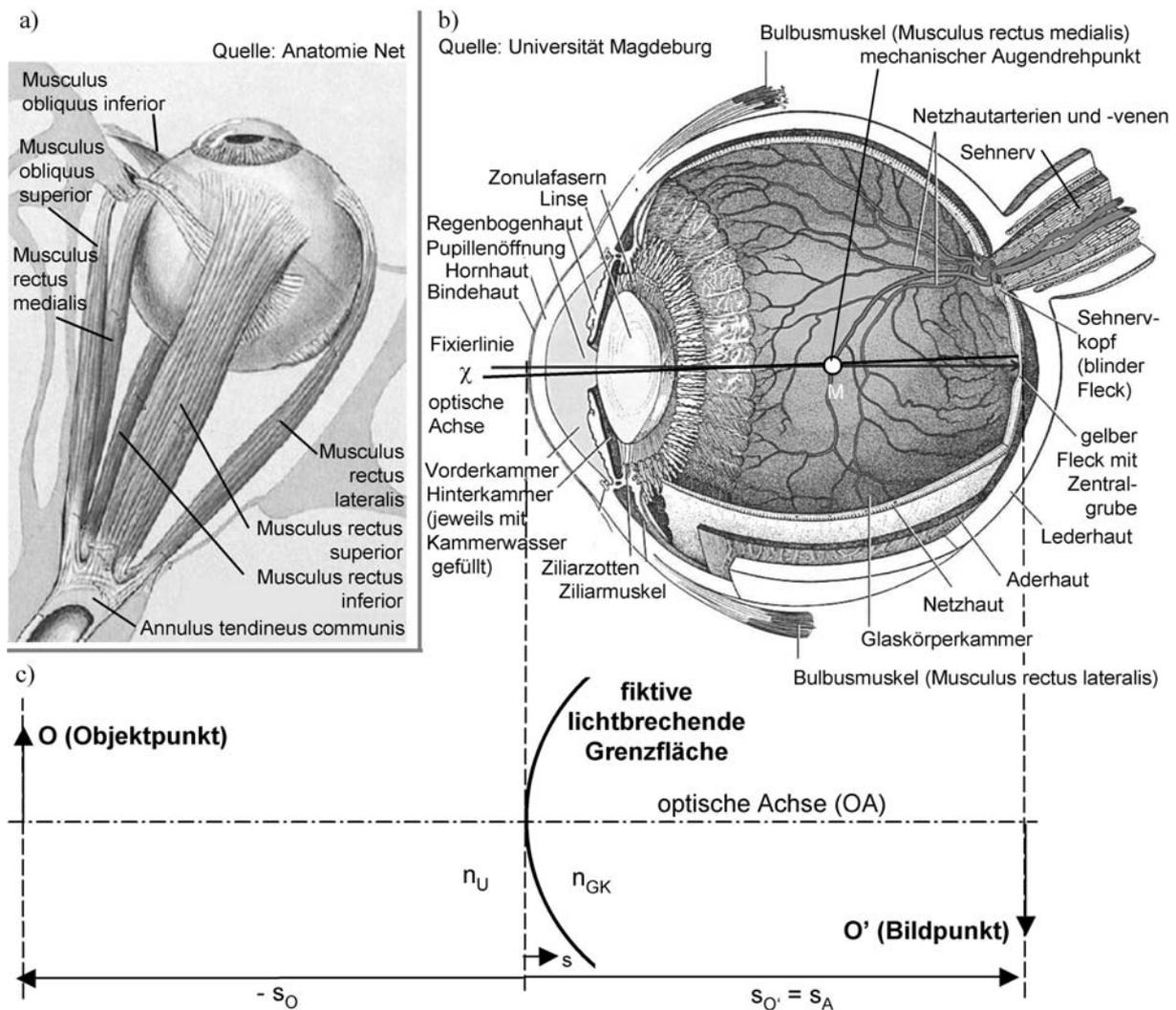


Abb. 1.1: (a) Lagerung des menschlichen Auges (dreidimensionale Darstellung des rechten Augapfels in der Orbitahöhle mit den sechs äußeren Augenmuskeln von oben betrachtet); (b) Aufbau des menschlichen Auges (dreidimensionale Schnittdarstellung des linken Augapfels von oben betrachtet); (c) fiktive lichtbrechende Grenzfläche an der Stelle des vorderen Hornhautscheitels ( $s = 0$ ) zur Definition der Scheitelbrechkraft des dioptrischen Apparates (Koordinate des abzubildenden Gegenstandes  $s_0$ , seines Abbildes auf der Netzhaut  $s_0'$ , Augapfellaenge  $s_A$ , Brechungsindex der Umgebung  $n_U$  und des Glaskörpers  $n_{GK}$ ).

Die Hornhaut, die mit Kammerwasser gefüllte vordere Augenkammer, die Linse und der Glaskörper bilden den abbildenden (dioptrischen) Apparat des Auges, durch den ein Bild auf der Netzhaut zustande kommt [AS02]. Er ist längs der optischen Achse durch vier lichtbrechende Flächen

gekennzeichnet: die Hornhautvorder- und -rückseite, sowie die Vorder- und Rückseite der Linse. Diese Grenzflächen trennen Medien unterschiedlichen Brechungsindex (Luft, Hornhautmaterial, Kammerwasser, Linsenmaterial und Glaskörper). Die Linse weist die Besonderheit auf, daß sie keinen einheitlichen Brechungsindex besitzt, sondern ein Gradientenindex (GRIN)-Element darstellt. Mittels der Brechungsindizes, Krümmungsradien und axialen Abstände läßt sich aus den anatomischen Gegebenheiten im Rahmen der Gaußschen Optik das Auge als optisches System beschreiben.

Unter der Scheitelbrechkraft  $D$  des dioptrischen Apparates wird dabei die Brechkraft derjenigen fiktiven lichtbrechenden Grenzfläche an der Stelle des vorderen Hornhautscheitels verstanden, die dasselbe paraxiale Abbildungsverhalten aufweist wie der dioptrische Apparat selbst (Abb. 1.1c). Sie setzt sich nach der Abbildungsgleichung der Gaußschen Optik [Hof80] gemäß Gl. (1.1) aus dem Anteil, der für Normalsichtigkeit (Emmetropie) erforderlich ist ( $D_\infty$ ), und der Akkommodation ausgehend vom emmetropen Zustand ( $\Delta D$ ) additiv zusammen:

$$D = \underbrace{\frac{n_{GK}}{s_{O'}}}_{D_\infty} + \underbrace{\frac{n_U}{-s_O}}_{\Delta D} . \quad (1.1)$$

Es wird darauf hingewiesen, daß  $\Delta D$  einen Refraktionszustand darstellt, während in der klinischen Praxis zur Beschreibung des Ausmaßes an Ametropie üblicherweise der Refraktionsfehler  $-\Delta D$  angegeben wird.

Die Iris dient als Aperturblende vor der Linse zur Steuerung der Lichtmenge, die durch die Pupille fällt.

### Komponenten des Akkommodationsregelkreises

Das natürliche Akkommodationssystem besteht aus folgenden Komponenten (Abb. 1.1b), die einen geschlossenen Regelkreis bilden [Ciu98]:

- **Netzhaut:** Stäbchen und Zapfen bilden die Photorezeptoren der Netzhaut, in denen einfallende Lichtinformation durch photochemische Reaktionen der Sehfärbstoffe in elektrische Potentialdifferenzen umgewandelt wird [Gol02]. Die größte Photorezeptordichte findet sich in der Zentralgrube (Foveola centralis). Im Neuronennetzwerk der Netzhaut erfolgt eine konvergente Weiterverarbeitung der Signale, die in Impulsform von den Ganglienzellen über den Sehnerv dem zentralen Nervensystem zugeleitet werden.
- **Gehirn:** Die afferente (sensorische) Signalleitung erfolgt über die Sehnervkreuzung (Chiasma opticum) über die seitlichen Kniehöcker (Corpus geniculatum laterale) in die primäre Sehrinde (Area striata). Die weiteren neuronalen Verarbeitungsmechanismen zur Entstehung einer visuellen Wahrnehmung sind noch weitgehend unverstanden [Gol02]. Über die Funktion des neuronalen Akkommodationsreglers ist bekannt, daß er nur im Helligkeitsbereich des Farbsehens (mesopischer und photopischer Leuchtdichtebereich) aktiv ist [TC86]. Zur Maximierung der Bildschärfe auf der Netzhaut wird die Kontrastinformation genutzt. Farbinformationen haben auf das statische Akkommodationsverhalten keinen Einfluß [SBS90], verbessern aber vermutlich das dynamische Systemverhalten [RK04]. Die efferente (motorische) Signalleitung nimmt ihren Ursprung im Edinger-Westphalzentrum (Nucleus nervi oculomotorii), einem parasympathischen<sup>1</sup> Kernzentrum im Mittelhirn. Über den dritten

---

<sup>1</sup> Sympathicus und Parasympathicus sind die beiden Teile des autonomen (vegetativen) Nervensystems.

Hirnnerv (Nervus oculomotorius) gelangt die Information über das Ziliarganglion bis zum Ziliarmuskel (Musculus ciliaris) [Rus90].

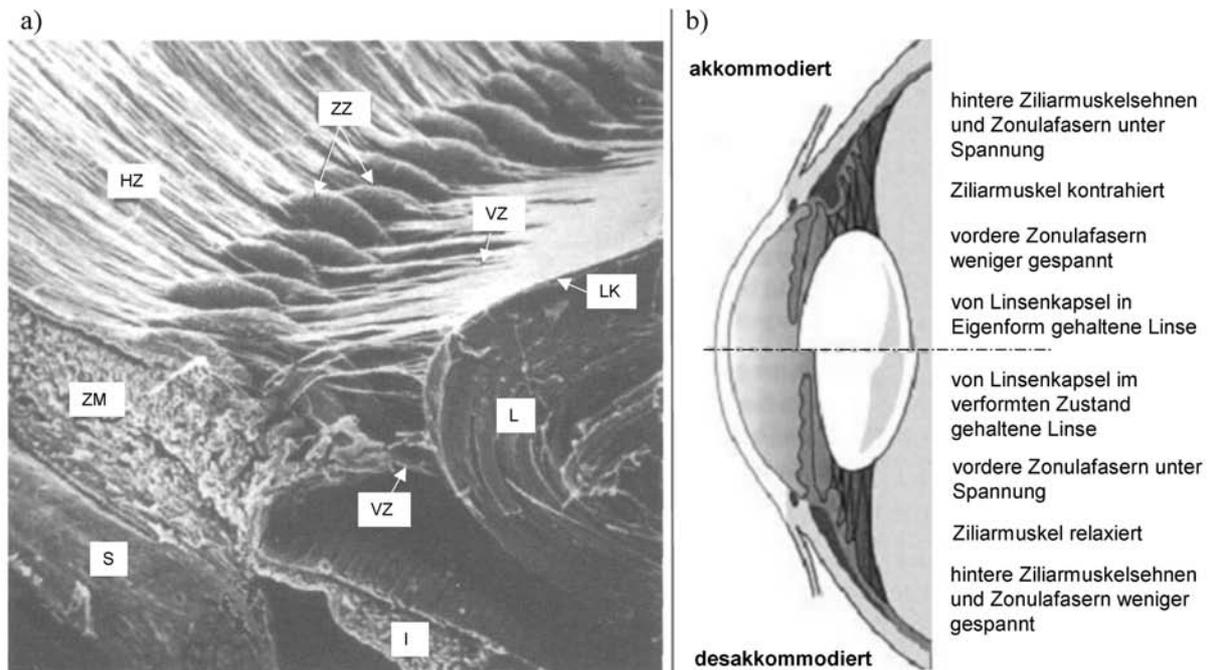


Abb. 1.2: (a) Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme des Zonulafaserapparates: Linse (L), Linsenkapsel (LK), Sclera (S), Iris (I), Ziliarmuskel (ZM), Ziliarzotten (ZZ), vordere Zonulafasern (VZ), hintere Zonulafasern (HZ) (aus [Lud01]); (b) Akkommodationsmechanismus nach Helmholtz (schematisch).

- **Ziliarmuskel:** Dieser Ringmuskel gehört zur vaskulären glatten Muskulatur [Lüt01]. Er ist in den Ziliarkörper eingebettet und kontrahiert als eine motorische Einheit, sobald der Neurotransmitter (Acetylcholin) des parasympathischen Nervensystems an den Vaskularitäten<sup>1</sup> der Ziliaraxone freigesetzt wird und zu einer Öffnung der Kalziumionenkanäle der Muskelzellen führt. Die Kontraktionsbewegung äußert sich in einer Verringerung des Ringdurchmessers [SMK<sup>+</sup>02]. Gleichzeitig kommt es zu einer Anspannung der hinteren Ziliarmuskelsehnen, die den Muskel mit der Aderhaut verbinden. Nur bei 30% bis 40% aller Menschen scheint eine schwache sympathische Innervation den Relaxationsprozeß einzuleiten [GMW02].
- **Zonulafaserapparat:** Dieser Faserteppich dient zum einen als Aufhängungsapparat, um die Augenlinse axial und radial zu halten, zum anderen der Kraftübertragung vom Ziliarmuskel auf die Linse [Lud01] (Abb. 1.2a). Der überwiegende Teil der radial verlaufenden Zonulafasern zieht sich vom Ende der Netzhaut (Ora serrata) entlang des Ziliarkörpers über die Zonulagabelung in den Tälern zwischen den Ziliarzotten bis hin zur vorderen bzw. hinteren Linsenkapsel. An der Zonulagabelung sind sie mit Haltefasern mit dem Ziliarepithel verbunden und werden dementsprechend in vordere und hintere Zonulafasern unterteilt.
- **Linse:** Die Linse wird durch die transparente, mehrere Mikrometer starke Linsenkapsel umhüllt, in die auch die vorderen Zonulafasern einmünden. Die Linse selbst ist nerven- und gefäßfrei. Sie besteht aus schalenförmig übereinanderliegenden Linsenfäsern, die zeitlebens vom einschichtigem, sich unter der vorderen Kapsel befindlichen Linsenepithel durch Mitose gebildet werden [Gre03], [TAL<sup>+</sup>96]. Bedingt durch diesen Aufbau ist die Linse transparent

<sup>1</sup> Anschwellungen der in das glatte Muskelgewebe eingebetteten Nervenfortsätze (Axone).

[Dah05], anisotrop viskoelastisch [ESP<sup>+</sup>01] und weist einen Brechungsindexgradienten vom Kern zum Rand hin auf [MAP02].

Das heutige Verständnis des Akkommodationsmechanismus geht auf Hermann von Helmholtz zurück [Hel55], [SBG01] (Abb. 1.2b). In der Ferneinstellung (desakkommodierter Zustand) wird die sich in der Linsenkapsel befindliche elastische Linse durch die vorderen Zonulafasern unter Spannung gehalten. Die erforderliche elastische Rückstellkraft wird durch die an der Aderhaut befestigten hinteren Ziliarmuskelsehnen aufgebracht. Eine neuronal induzierte Kontraktion des Ziliarmuskels führt zu einem Nachlassen der Zonulafaserspannung auf die Linsenkapsel [Lud01] bei gleichzeitiger Anspannung der hinteren Zonulafasern und der hinteren Ziliarmuskelsehnen. Dadurch kann sich die Linse ihrer elastischen Eigenform annähern, was zu einer Vergrößerung der Beträge der Krümmungsradien, zu einer Dickenzunahme der Linse und zu einer axialen Vorwärtsverlagerung der vorderen Linsenfläche führt [DVW05]. Dadurch erhöht sich die in Gl. (1.1) definierte Scheitelbrechkraft und im akkommodierten Zustand können nahe gelegene Objekte scharf auf der Netzhaut abgebildet werden.

### Systemstruktur der Nahreaktion des visuellen Systems

Die Akkommodation ist lediglich eine von drei okulomotorischen Funktionen des visuellen Systems [Ciu98], [HSC84]. Die beiden anderen, ebenfalls rückgekoppelten Funktionen, sind:

- Augenmotorik: Die Rotation der Bulbi dient der Ausrichtung der Fixierlinien<sup>1</sup> beider Augen, um das fixierte Objekt auf der Zentralgrube beider Netzhäute abzubilden (Abb. 1.1b), die Disparität<sup>2</sup> der Netzhautbilder zu minimieren und eine Informationsfusion der beiden Einzelbilder zu einem Einfachbild (Binokularsehen) zu ermöglichen.
- Pupillenweite: Durch Kontraktion des jeweiligen Irismuskels wird die Beleuchtungsdichte auf der Netzhaut an den Arbeitsbereich der Photorezeptoren angepasst.

Die drei Regelkreise der Akkommodation, der Augenmotorik und der Pupillenweite sind auch untereinander verknüpft. Abb. 1.3 zeigt die vermaschten Regelkreise der Okulomotorik.

Die Position des fixierten Objektes relativ zum Kopf sowie seine Helligkeit, Kontrast und die spektrale Zusammensetzung des von ihm ausgesandten Lichts, aber auch Bildüberlappungen mit anderen Objekten implizieren eine bestimmte Ausrichtung der Fixierlinien beider Augen und einen bestimmten Akkommodationsbedarf. Dieser ergibt sich im Falle kongruenter Stimuli<sup>3</sup> aus dem arithmetischen Mittelwert des Akkommodationsbedarfs des rechten und des linken Auges [FMJ92]. Da die Ausgangsgrößen des biologischen Reglers für Akkommodation und Pupillenweite für beide Augen identisch sind (Prinzip der Konsensualität), ist eine Unterscheidung der Pupillenweitenregelung und der Akkommodationsregelung der beiden Augen in Abb. 1.3 nicht erforderlich. Die Regelstrecke besteht aus dem Irismuskel, dem Ziliarmuskel mit Zonulafaserapparat und Linse, dem dioptrischen Apparat mit seinen optischen Abbildungs- und Lichtausbreitungseigenschaften sowie den Augäpfeln

<sup>1</sup> Die Fixierlinie fällt in sehr guter Näherung mit der Gesichtslinie, welche den fixierten Objektpunkt und die Zentralgrube verbindet, zusammen. Sie hat einen Winkel von  $\chi \approx 5^\circ$  zur optischen Achse des Auges (Abb. 1.1b).

<sup>2</sup> Abbildung von Punkten, welche von der Fixationsentfernung abweichen, auf nicht korrespondierende (disparate) Netzhautstellen beider Augen.

<sup>3</sup> Gleichartige Stimulierung von Akkommodation und Vergenz; inkongruente Stimuli können z.B. durch Prismen (alleinige Stimulierung der Vergenz) bzw. einäugige (monokulare) Betrachtung (alleinige Stimulierung der Akkommodation) erreicht werden.

mit ihren äußeren Augenmuskeln. Ausgangsgrößen sind die Retinabeleuchtungsichte, der Akkommodationserfolg und die Orientierung der beiden Augäpfel. Letztere kann in gleichsinnige Rotationsanteile (Versionen) und gegensinnige Rotationsanteile (Vergenzen) unterteilt werden. Es existieren Kreuzkopplungen zwischen den Systemen: Die Pupillenweite beeinflusst über die Schärfentiefe die Detektionswahrscheinlichkeit für die Wahrnehmung einer Netzhautbildunschärfe, welche durch eine Regelabweichung im Akkommodationsregelkreis (Defokussierung) hervorgerufen wird [HC94]. Ob die Netzhautunschärfe und / oder die Disparität der Netzhautbilder die Iris Muskelkontraktion über den Pupillennahreflex beeinflusst, ist umstritten [PWG92]. Die entsprechenden Koppelungen sind in Abb. 1.3 daher gestrichelt dargestellt. Die Kreuzkoppelungen zwischen Akkommodations- und Vergenzregelkreis werden als konvergente Akkommodation bzw. akkommodative Vergenz bezeichnet [Ciu98].

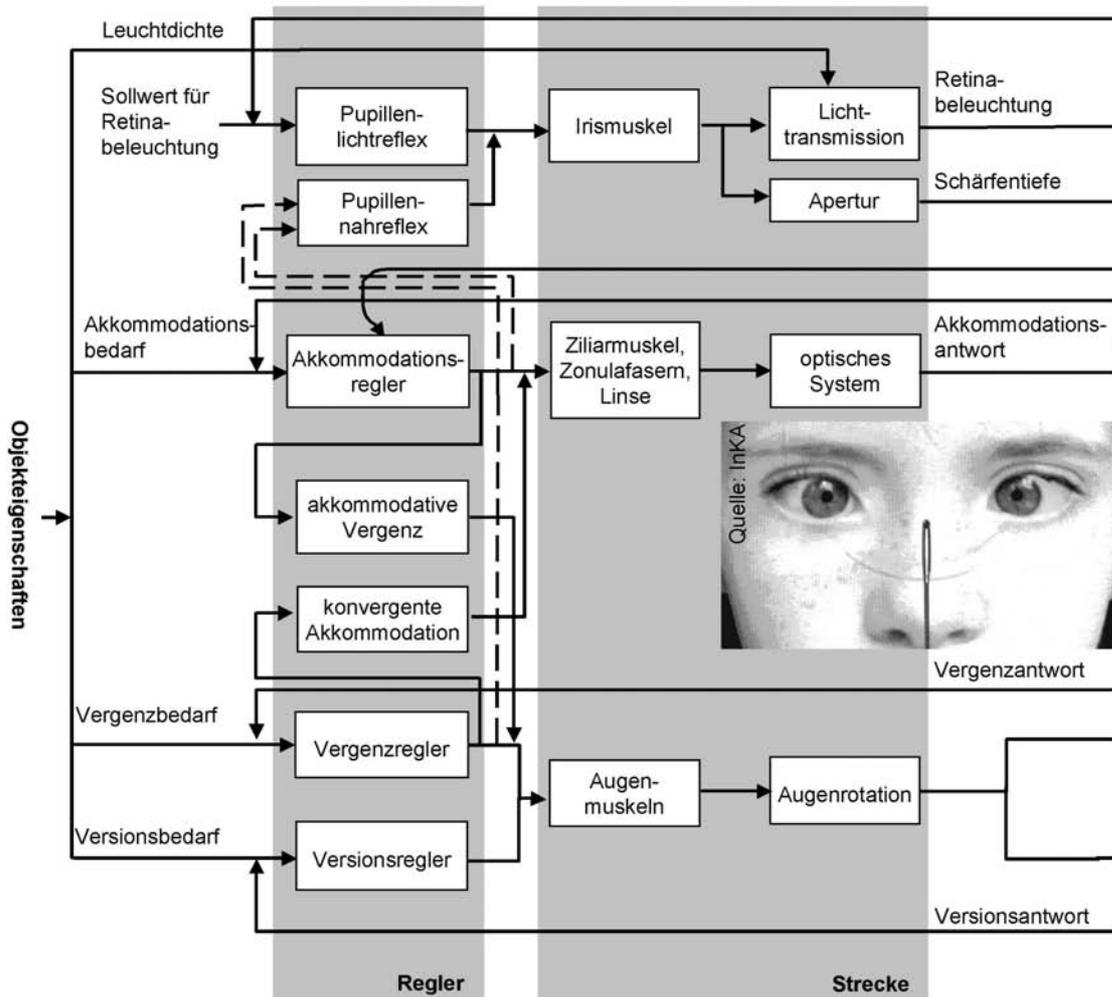


Abb. 1.3: Vermaschte Regelkreise der drei okulomotorischen Funktionen des visuellen Systems und Veranschaulichung der Nahreaktion.

Bei der Annäherung eines Fixationsobjektes an den Kopf kommt es daher zur simultanen Zueinanderausrichtung der Fixierlinien (Konvergenzbewegung des Augenpaares), sowie zur Akkommodation und Pupillenkontraktion beider Augen. Dieser Sachverhalt wird als Nahreaktion des visuellen Systems bezeichnet. Er ist ebenfalls in Abb. 1.3 veranschaulicht.

## Statisches und dynamisches Systemverhalten

Durch Messung von Ausgangssignalen in Abhängigkeit definierter Eingangssignale unter konstanten Umgebungsbedingungen können Rückschlüsse auf das statische und dynamische Systemverhalten erfolgen. Hierbei ist zu unterscheiden, ob durch die Versuchsbedingungen die vermaschten Regelkreise der Nahreaktion teilweise voneinander entkoppelt werden oder nicht.

Mittels monokularer Betrachtung durch eine künstliche Pupille bei gleichzeitiger pharmakologischer Relaxation des Irismuskels kann das Verhalten des Akkommodationsreflexes alleine charakterisiert werden, weil weder ein Einfluß der konvergenten Akkommodation durch den fehlenden Fusionsreiz noch ein Einfluß einer veränderten Schärfentiefe durch den konstanten Pupillendurchmesser vorhanden ist.

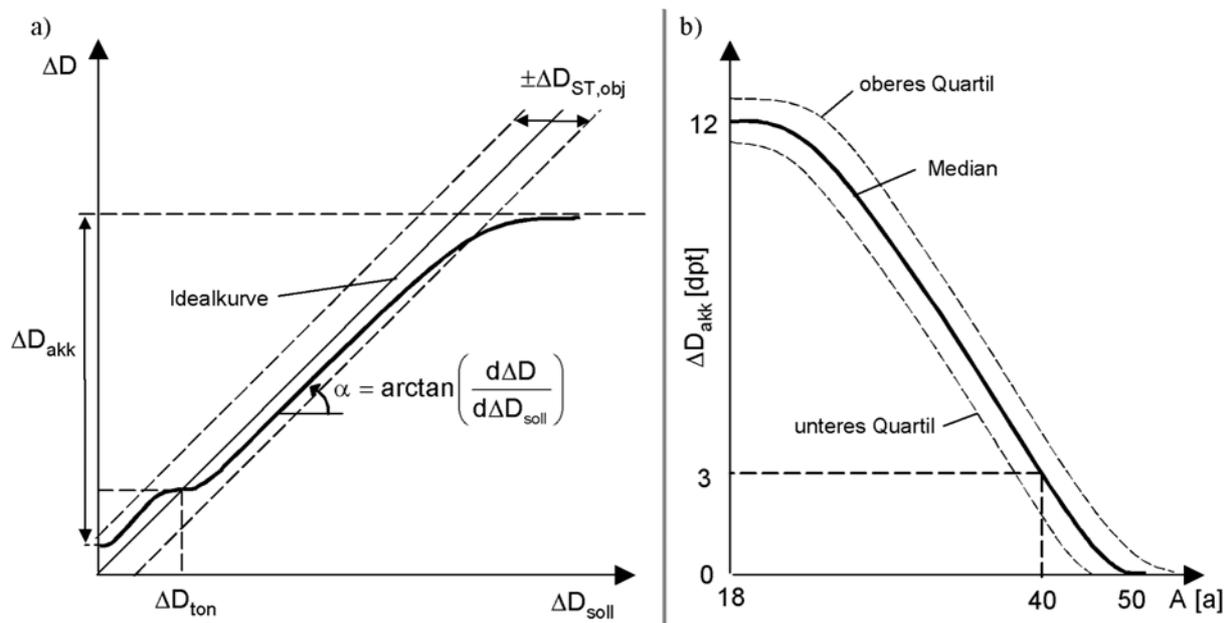


Abb. 1.4: (a) Statische Kennlinie des Akkommodationsreflexes (schematisch); (b) Abnahme der Akkommodationsbreite mit zunehmendem Lebensalter (Duansche Kurve, schematisch).

Das statische Systemverhalten des Akkommodationsreflexes kann durch eine Kennlinie beschrieben werden (Abb. 1.4a), die den Akkommodationserfolg  $\Delta D$  in Abhängigkeit des Akkommodationsbedarfes  $\Delta D_{\text{soill}}$  im quasistationären<sup>1</sup> Zustand darstellt<sup>2</sup> [Ciu98]. Als Zustand tonischer Akkommodation  $\Delta D_{\text{ton}}$  wird denjenige Akkommodationserfolg bezeichnet, der sich bei Fehlen visueller Reize (z.B. in Dunkelheit oder bei Betrachtung einer konturlosen Wand) einstellt. Abseits dieser Ruhelage nimmt die Wahrscheinlichkeit zu, eine Unschärfe des Netzhautbildes zu detektieren, so daß der Akkommodationserfolg dem Akkommodationsbedarf angepasst wird. Als Schärfentiefe  $\Delta D_{\text{ST,obj}}$  wird diejenige Regelabweichung definiert, die mit einer 50%-Detektionswahrscheinlichkeit verbunden ist. Allerdings weist die Kennlinie im Vergleich zur Idealkurve, bei der Akkommodationserfolg und Akkommodationsbedarf exakt übereinstimmen, einen Einstellfehler, d.h. eine bleibende Regelabweichung auf. Das zeigt, daß der biologische Regler nicht stationär genau arbeitet. Sowohl in der Ferne als auch in der Nähe tritt eine Sättigung auf. Der Akkommodationserfolg bleibt dort konstant

<sup>1</sup> Zustand, in dem die zeitabhängige Reaktion auf eine Änderung des Akkommodationsbedarfes abgeschlossen ist. Bei lange anhaltenden Nah- oder Fernakkommodationsphasen kommt es zu einer Verschiebung der Kurve (Akkommodationshysterese) [FCL87].

<sup>2</sup> Damit die Darstellung von statischen Refraktionsfehlern (Ametropie) unabhängig ist, sind diese durch entsprechende Sehhilfen zu korrigieren.

und ist unabhängig vom Akkommodationsbedarf. Die Differenz zwischen maximalem und minimalem Akkommodationserfolg wird als Akkommodationsbreite  $\Delta D_{\text{akk}}$  definiert. Der Zustand  $\Delta D = 0$  kann nur durch eine pharmakologisch induzierte Relaxation des Ziliarmuskels erreicht werden. Der Verlauf der Kurve hängt von der Schärfentiefe, von der Wirksamkeit des Akkommodationsreizes (Objekthelligkeit und Objektkontrast) und vom Alter der Person ab. Bei sehr kleiner Pupille, d.h. großer Schärfentiefe, bei kontrastschwachen Objekten sowie bei alterssichtigen Personen verläuft die Kurve praktisch waagrecht in der Nähe der Akkommodationsruhelage [Sch93]. Tab. 1.1 stellt die Parameter, welche die statische Kennlinie beschreiben, für einen jungen Erwachsenen (18 Jahre) und einen Erwachsenen mittleren Alters (50 Jahre) gegenüber. Abb. 1.4b zeigt die altersbedingte Abnahme der Akkommodationsbreite, die von Duane [Dua12] erstmals an einer großen Probandenpopulation ermittelt wurde. Ab einem Lebensalter von etwa 40 Jahren bis 45 Jahren unterschreitet die Akkommodationsbreite den für eine scharfe Abbildung eines Objekts in etwa 30 cm Entfernung notwendigen Wert von 3 dpt, ein Zustand, der Alterssichtigkeit (Presbyopie) genannt wird und jeden Menschen betrifft. Ab etwa 50 Lebensjahren ist keine Scheitelbrechkraftänderung mehr objektiv<sup>1</sup> meßbar.

Lebensalter	A = 18 a	A = 50 a
Akkommodationsbreite $\Delta D_{\text{akk}}$ [dpt]	12	0
tonische Akkommodation $\Delta D_{\text{ton}}$ [dpt]	2,5	0 <sup>2</sup>
objektiv meßbare Schärfentiefe $\Delta D_{\text{ST,obj}}$ [dpt] <sup>3</sup>	$\pm 0,65$	$\pm 0,65$
subjektiv meßbare Schärfentiefe $\Delta D_{\text{ST,subj}}$ [dpt] <sup>3</sup>	$\pm 0,65$	$\pm 1,60$
Steigung der Kennlinie im linearen Bereich $\frac{d\Delta D}{d\Delta D_{\text{soll}}}$ [-]	0,9	0,9

Tab. 1.1: Altersabhängigkeit der Parameter, die das statische Verhalten des Akkommodationsreflexes beschreiben (aus [MC98]).

Das dynamische Systemverhalten des Akkommodationsreflexes ist nichtlinear: Es wurde festgestellt, daß regelmäßige sinusförmige Änderungen des Akkommodationsbedarfs antizipiert werden [CH00]. Sprungantworten weisen den Charakter eines Verzögerungsgliedes erster Ordnung ( $PT_1$ -Glieder) mit Totzeit auf (Abb. 1.5a) [Ciu98]. Im linearen Bereich der statischen Kennlinie unterscheiden sich die Zeitkonstante bei Akkommodation und Desakkommodation nicht [MC04]. Bei rampenförmigen Erregungen ist festgestellt worden, daß die kontinuierliche Anpassung der Regelgröße ab einer bestimmten Änderungsrate des Akkommodationsbedarfs ( $\approx 1$  dpt/s) in ein sprungförmiges Verhalten übergeht [HC88]. Im quasistationären Zustand fluktuiert die Akkommodationsantwort um einen zeitlichen Mittelwert (Abb. 1.5a) [SA97]. Tab. 1.2 stellt wichtige Kenngrößen der Sprungantwort und der akkommodativen Mikrofluktuationen für einen jungen Erwachsenen (18 Jahre) und einen Presbyopen (50 Jahre) gegenüber. Mit zunehmendem Lebensalter vergrößert sich die Totzeit, während die Zeitkonstante unverändert bleibt. Die Amplitude der akkommodativen Mikrofluktuationen nimmt insbesondere im höherfrequenten Bereich zwischen 0,5 Hz und 2 Hz ab (Abb. 1.5b).

<sup>1</sup> Durch subjektive Tests (wie z.B. auch in [Dua12] angewendet) werden, bedingt durch den Effekt der Schärfentiefe und eventuell vorhandene Multifokalität der Hornhaut, pseudoakkommodative Effekte erfaßt.

<sup>2</sup> Da bei Presbyopen auch durch pharmakologische Induzierung keine Scheitelbrechkraftänderung mehr objektiv meßbar ist, ist der in [MC98] angegebene Wert von 0,6 dpt nicht plausibel.

<sup>3</sup> Die Schärfentiefe hängt vom Pupillendurchmesser ab (Abb. 1.6a). In [MC98] wird nicht angegeben, wie groß der eingestellte Pupillendurchmesser war.

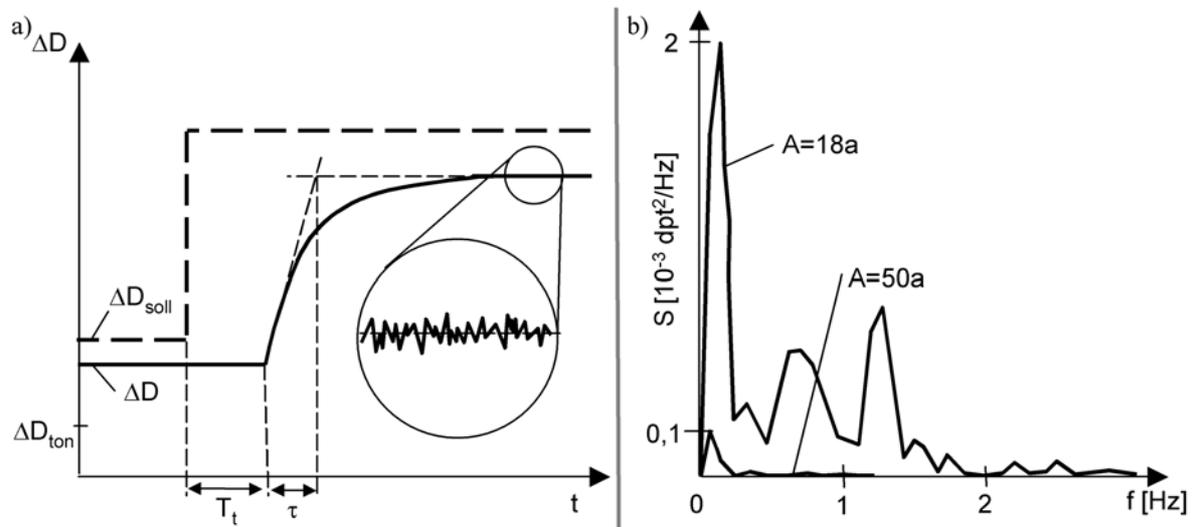


Abb. 1.5: (a) Sprungantwort des Akkommodationsreflexes bei Vergrößerung des Akkommodationsbedarfs (schematisch); (b) Frequenzspektrum der akkommodativen Mikrofluktuationen.

Lebensalter	A = 18 a	A = 50 a
Totzeit $T_t$ [ms]	325	400
Zeitkonstante $\tau$ [ms]	200	200
max. Spektraldichte der Mikrofluktuationen $S$ [dpt <sup>2</sup> /Hz]	$2 \cdot 10^{-3}$	$1 \cdot 10^{-4}$
Grenzfrequenz der Mikrofluktuationen $f_{Gr}$ [Hz]	2	1

Tab. 1.2: Altersabhängigkeit der Parameter, die das dynamische Verhalten des Akkommodationsreflexes beschreiben (aus [MC04]).

Unter natürlichen Umgebungsbedingungen tritt eine Koppelung der Regelkreise von Pupillenweite, Akkommodation und Vergenz auf. Folgende Aspekte sind dabei für diese Arbeit von Bedeutung:

- Der Regelkreis der fusionellen Vergenz weist zahlreiche Analogien zum Akkommodationsreflex auf [Jas97]. Auch in ihm existiert ein tonischer Zustand. Um die tonische Vergenz nimmt die Wahrscheinlichkeit zu, eine Regelabweichung, die sog. Fixationsdisparität, zu detektieren. Die bleibende Regelabweichung ist jedoch deutlich geringer als im Akkommodationsregelkreis, was auf eine größere offene Regelkreisverstärkung hindeutet. Daher liegt die Fixationsdisparität praktisch immer innerhalb des 50%-Detektionswahrscheinlichkeitsbereichs (Panumbereich), in welchem eine Bildfusion der Netzhautbilder möglich ist. Die damit verbundene hohe Genauigkeit der Ausrichtung der Fixierlinien auf ein Fixationsobjekt bleibt auch im Alter erhalten [SS75]. Des weiteren ist die Dynamik der Vergenzbewegung (Totzeit 200 ms, Zeitkonstante 180 ms für Konvergenz und 250 ms für Divergenz bei einer  $PT_1$ -förmigen Sprungantwort) weitgehend altersunabhängig [Hun98].
- Die Interaktion von Akkommodation und Vergenz bei kongruenter Stimulierung verbessert die statische Genauigkeit in beiden Regelkreisen und führt dazu, daß quasistationäre Zustände eher erreicht werden. Die Reaktionszeit bis zum Erreichen eines quasistationären Zustandes der Akkommodation bei binokularer Betrachtung beträgt ungefähr 600 ms bis 700 ms [Ibi97]. Die maximal auftretende Fixationsdisparität ist ungefähr  $\pm 0,05^\circ$  [Jas97].
- Die Größe einer mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht detektierbaren Regelabweichung im Akkommodationsregelkreis abseits der Ruhelage (Schärfentiefe) hängt vom Pupillendurchmesser ab (Abb. 1.6a). Aufgrund des Pupillennahreflexes kommt es bei

zunehmendem Akkommodationsbedarf zu einer Vergrößerung der Schärfentiefe. Da sich der einstellbare Pupillendurchmesser mit zunehmendem Lebensalter reduziert (Abb. 1.6b) [SW70], profitieren Presbyope von einer leicht vergrößerten Schärfentiefe (Abb. 1.6a). Der Pupillennahreflex ist auch noch im hohen Alter vorhanden. Im Vergleich zur Akkommodation und Vergenz ist die Pupillenreaktion langsam. Unabhängig davon, ob die Reaktion durch Änderungen der Beleuchtungsichte über den Pupillenlichtreflex oder durch Änderung der Objektlage (Pupillennahreflex) hervorgerufen wird, verläuft die Schließbewegung (Totzeit 200 ms, Zeitkonstante 1000 ms bei einer  $PT_2$ -förmigen Sprungantwort) schneller als die Dilatationsbewegung (Totzeit 200 ms, Zeitkonstante 1500 ms bei einer  $PT_1$ -förmigen Sprungantwort) [Ciu98]. Eine regelungstechnische Modellierung des Verhaltens findet sich in [KS85].

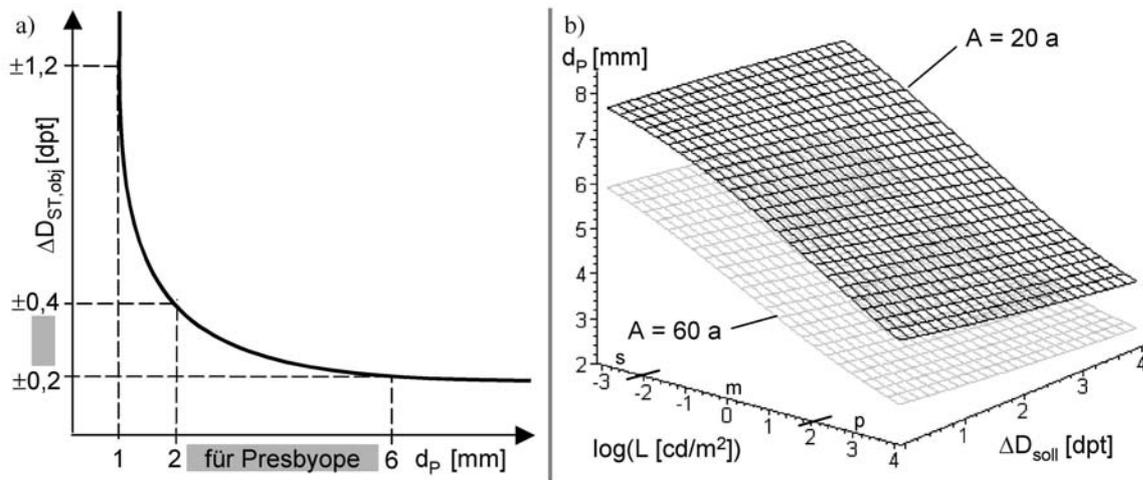


Abb. 1.6: (a) Objektiv meßbare Schärfentiefe in Abhängigkeit des Pupillendurchmessers (nach [Ciu98]); (b) Einfluß der Retinabeleuchtungsichte  $L$  ( $s$  = skotopischer,  $m$  = mesopischer,  $p$  = photopischer Bereich) und des Akkommodationsbedarfs  $\Delta D_{soll}$  auf den Pupillendurchmesser  $d_p$  bei einem jugendlichen Erwachsenen und einem Presbyopen im Falle kongruenter Stimulierung von Akkommodation und Vergenz (basierend auf [MBG<sup>+</sup>90] und [SW70]).

Obwohl es gelungen ist, statische und dynamische Aspekte des Systemverhaltens des Akkommodationsreflexes und der fusionellen Vergenz regelungstechnisch zu modellieren, steht eine zufriedenstellende Modellbildung der gekoppelten Regelkreise der Nahreaktion, die das statische und dynamische Systemverhalten richtig beschreibt, bislang noch aus. Eine Übersicht über entwickelte Modelle und ihr Vermögen, die Realität korrekt zu beschreiben, gibt [EC95].

### Mögliche Ursachen der Dysfunktionen des menschlichen Akkommodationssysteme

Altersbedingte Dysfunktionen des Akkommodationssysteme können sich neben dem im vorangegangenen Abschnitt vorgestellten Symptom der Presbyopie auch in einer Trübung der Augenlinse („Grauer Star“, Katarakt) äußern. Der Altersstar (Cataracta senilis) wird durch farbige Abbauprodukte bei der chemischen Umwandlung aromatischer Aminosäuren der Linsenproteine hervorgerufen, welche durch diffuse Lichtstreuung das funktionale Sehvermögen stark beeinträchtigen [Gre03], [ADW<sup>+</sup>01]. Eine Katarakt kann auch durch Stoffwechselerkrankungen (z.B. Diabetes mellitus) oder intraokulare Verletzungen und Vergiftungen hervorgerufen werden.

Ursache für die Symptome der Presbyopie oder Katarakt sind in altersbedingten Veränderungen auf molekularer Ebene zu suchen und betreffen den Aufbau und die Eigenschaften aller Subsysteme. Sie und ihre gegenseitige Wechselwirkungen sind in Abb. 1.7 zusammengestellt.

- Linsenkapsel und Linse: Infolge der lebenslangen Zellneubildung am Linsenäquator vergrößern sich Volumen und Gewicht der Augenlinse, und die Geometrie ihrer

lichtbrechenden Grenzflächen ändert sich [DVW05]. Die Beträge der Krümmungsradien von Vorder- und Hinterseite verringern sich. Die Mittendicke nimmt zu, während der Äquatoraldurchmesser konstant bleibt. Die Wachstumsprozesse bedingen eine Kompression der schalenförmig angeordneten Linsenfasern [TAL<sup>+</sup>96] und behindern die Diffusion von Nährstoffen und Antioxidantien in das Linseninnere [MLT<sup>+</sup>99]. Umgebungseinflüsse wie ultraviolettes Licht tragen zu ablaufenden Radikalreaktionen zwischen den Linsenproteinen bei, welche eine oxidative Quervernetzung und Agglomeration hervorrufen [ADW<sup>+</sup>01]. Diese strukturellen Änderungen werden als Hauptursache für eine Versteifung der Augenlinse [Fis71], [ESP<sup>+</sup>01] und ihrer Kapsel [KOA97], [KA03], der Änderung des Gradientenindexprofils [MAP02] und einem möglichen Entstehen von diffusen Streuzentren (Katarakt) [ADW<sup>+</sup>01] gesehen.

- Zonulafasern: Während die Steifigkeit der Zonulafasern keinen Änderungen zu unterliegen scheint [Lud01], verschieben sich die Einmündungspunkte an der Linsenkapsel infolge des Linsenwachstums in axialer Richtung, was eine veränderte Kraftübertragung im Alter zur Folge haben könnte [FS79], [SOL<sup>+</sup>98].
- Ziliarmuskel: Es wurde eine Vergrößerung des Bindegewebsanteils zwischen den Muskelzellen nachgewiesen [TTR92] und die Vermutung geäußert, daß die hinteren Ziliarmuskelsehnen im Alter erschlaffen, so daß sie den Ziliarmuskel in der Relaxationsbewegung nicht mehr ausreichend zurückziehen können [Lüt01]. In in-vivo Untersuchungen, basierend auf Magnetresonanztomographie [SSS<sup>+</sup>99] und Ultraschallbiomikroskopie [SMK<sup>+</sup>02], konnte übereinstimmend festgestellt werden, daß der Durchmesser des Ziliarkörperrings und die Kontraktionsfähigkeit des Ziliarmuskels mit zunehmendem Lebensalter zwar abnimmt, aber auch bei Presbyopen noch eine Kontraktionsfähigkeit von 150 µm bis 250 µm in radialer Richtung vorhanden ist (Tab. 1.3).

Lebensalter	A = 20 a	A = 60 a
Durchmesser des Ziliarkörperrings [mm]	14	12,5
max. Durchmesseränderung [mm]	-0,8	-0,5

Tab. 1.3: Altersabhängigkeit des Ziliarkörperringdurchmessers und seiner maximalen Änderung aufgrund eines Akkommodationsbedarfs von 8 dpt (aus [SSS<sup>+</sup>99]).

- neuronale Verarbeitung: Altersbedingte Änderungen der neuronalen Ansteuerung des Ziliarmuskels wurden bislang kaum untersucht. Es gibt jedoch Hinweise, daß dauernde Akkommodationszustände das Gleichgewicht zwischen parasympathischer und sympathischer Innervation verändern und zur Entstehung von Kurzsichtigkeit (Myopie) beitragen können. Einen Überblick über entsprechende Untersuchungen gibt [CSB03].

Die ultraschallbiomikroskopischen Untersuchungen von [SMK<sup>+</sup>02] stützen das kinematische Akkommodationsmodell nach Helmholtz und widerlegen eine kontrovers diskutierte These von Schachar [Sch92], die Kontraktion des Ziliarmuskels führe nicht zu einer Ent- sondern zu einer Anspannung der Zonulafasern [Sch94], [SA95]. Die These, die Presbyopie sei ausschließlich auf ein Nachlassen der Zonulafaservorspannung infolge des lebenslangen Linsenwachstums zurückzuführen und könne durch ein umstrittenes Operationsverfahren, das durch vier implantierte Bänder eine Dehnung der Aderhaut nach außen bewirkt („Scleral Band Expansion“) behandelt werden, konnte daher keine wissenschaftliche Akzeptanz erlangen. Postoperativ konnte nach dem Eingriff keine objektiv-meßbare Vergrößerung der Akkommodationsbreite nachgewiesen werden [Mat99], [MGT<sup>+</sup>01].

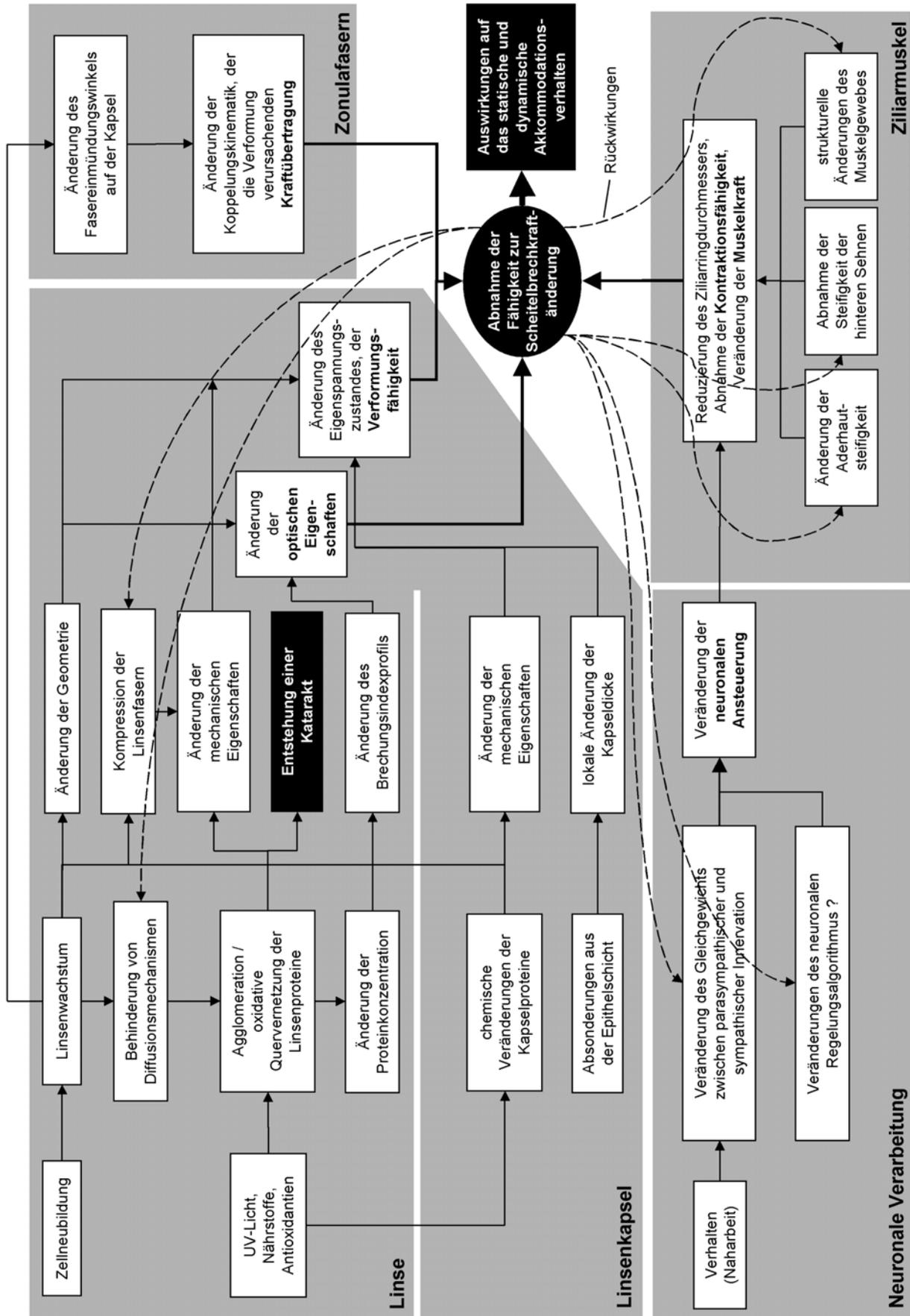


Abb. 1.7: Altersbedingte Veränderungen der Komponenten des Akkommodationssystems und ihre Beiträge zur Entstehung von Presbyopie und Katarakt. Mögliche Rückwirkungen sind in Form gestrichelter Pfeile dargestellt.

Aufgrund der zahlreichen parallel einwirkenden Einflußfaktoren und Rückwirkungen vom Ergebnis des Alterungsprozesses auf die einzelnen Subsysteme (Abb. 1.7), ist es der medizinischen Forschung bislang nicht gelungen, die eigentlichen Ursachen von Presbyopie und Katarakt zu ermitteln. Einen Überblick über Theorien zur Entstehung von Katarakt und Presbyopie geben [Atc95] und [Ciu98]. Auch der Einfluß von Umwelteinflüssen (Höhenlage, Temperatur, Exposition zu ultraviolettem Licht), genetischen Einflüssen (Hormone) und Verhaltensweisen (Naharbeit, Ernährung) ist in Betracht zu ziehen [Wea03].

Da die Ursache-Wirkungsbeziehungen zur Entstehung von Katarakt und Presbyopie noch ungeklärt sind, existieren keinerlei medikamentöse Präventiv- oder Kurativmaßnahmen, um ihrer Entstehung vorzubeugen oder sie zu behandeln [Gre03]. Die Augenheilkunde ist daher auf kurative technische Maßnahmen angewiesen. Für die Katarakt steht ein hochentwickeltes Standardoperationsverfahren zur Kunstlinsenimplantation zur Verfügung, das in Kap. 1.2.2 vorgestellt wird.

### 1.2.2 Kataraktchirurgie zur Wiederherstellung der Transparenz des dioptrischen Apparates

Ziel einer Kataraktoperation ist die Wiederherstellung der Transparenz des dioptrischen Apparates durch Entfernen der getrübbten Augenlinse [Gre03]. Bis zur Mitte des 18. Jahrhunderts war Abhilfe nur vom sog. „Starstich“ zu erhoffen, bei dem ein nadelartiges Instrument durch die Sclera in das Augeninnere eingeführt wurde, um die getrübbte Augenlinse mit Kapsel aus der Aufhängung des Zonulafaserapparates zu reißen und außerhalb des Strahlengangs im Glaskörper zu platzieren. Erst ab etwa 1750 konnte durch Schnitte in die Cornea die getrübbte Augenlinse unter Narkose und aseptischen Bedingungen als Ganzes aus dem Augeninneren entfernt werden. Durch die Linsenlosigkeit (Aphakie) fehlt die lichtsammelnde Wirkung der natürlichen Augenlinse, was zu einer extremen Weitsichtigkeit (Hyperopie) von  $-20 \text{ dpt} < \Delta D < -30 \text{ dpt}$  führt. Um das aphake Auge postoperativ emmetropisieren zu können und somit ein scharfes Abbild eines im Unendlichen liegenden Gegenstandes auf der Retina zu ermöglichen, wurden ab Ende des 19. Jahrhunderts sog. Starbrillen eingesetzt, die aufgrund ihrer starken lichtbrechenden Wirkung unästhetisch wirkende, dicke und schwere Gläser aufwiesen. Zudem trat bei einseitiger Aphakie das Problem eines beträchtlichen Bildgrößenunterschiedes der Netzhautbilder (Aniseikonie) auf, was kein Binokularsehen ermöglichte. Die Implantation der ersten Kunstlinse, einer sog. Intraokularlinse (IOL), in das Augeninnere 1949 durch Sir Harold Ridley am St. Thomas Hospital in London gilt als Meilenstein der Kataraktchirurgie. Seither wurde die Operationstechnik immer weiter perfektioniert, so daß der Eingriff heutzutage in über 99 % aller Fälle komplikationslos abläuft [Gre03] und einen wichtigen Beitrag zur Lebensqualität leistet [KLB03]. In Europa und den Vereinigten Staaten von Amerika werden jährlich 5000 bis 6000 Kataraktoperationen pro Million Einwohner durchgeführt. In Anbetracht der hohen Lebenserwartung in den hochentwickelten Industrieländern müssen sich etwa 70% aller dort lebenden Menschen im Laufe ihres Lebens einer Kataraktoperation unterziehen. In Entwicklungsländern dagegen ist die Katarakt mangels ausreichender medizinischer Versorgung die häufigste Erblindungsursache (in ungefähr 20 Millionen Fällen jährlich weltweit) [Gre03].

### Präoperative Biometriedatenerhebung und Intraokularlinsenauswahl

Um die zu implantierende Intraokularlinse an die patientenindividuelle Biometrie anpassen und eine definierte postoperative Zielrefraktion<sup>1</sup> erzielen zu können, müssen präoperativ die Länge des Augapfels  $s_A$  sowie die Krümmungsradien der Hornhautvorderseite und –rückseite  $R_1$  und  $R_2$  durch

---

<sup>1</sup> Im Regelfall wird eine leichte Kurzsichtigkeit (Myopie) von  $\Delta D_z = 0,25 \text{ dpt}$  angestrebt, damit sich gemäß Gl. (1.1) für eine Gegenstandsweite von  $|s_o| = 4 \text{ m}$  ein scharfes Netzhautbild einstellt.

Messungen bestimmt werden (Abb. 1.8a). Ferner ist eine plausible Annahme über die postoperative Lage der Intraokularlinse  $s_L$  im Strahlengang erforderlich. Da Intraokularlinsen heutzutage in der Regel in die entleerte Linsenkapsel, den Kapselsack, implantiert werden, wo sie sich mittels elastischer Bügel, sog. Haptiken, im Äquator des Kapselsacks abstützen, kann die Lage der natürlichen Linse als Maß für die wahrscheinliche Lage des Kapselsackäquators herangezogen werden. Berechnungsformeln zur Intraokularlinsenauswahl [HHE97] beruhen auf dem Modell der Gaußschen Optik. Sie berücksichtigen empirisch u.a. auch die vom jeweiligen Operateur hervorgerufenen postoperativen Refraktionsabweichungen, weil die Lage des Implantates auch davon abhängt, wie es vom Operateur im Kapselsack platziert wird. In 80 % aller Operationen beträgt die Abweichung von der gewünschten Zielrefraktion weniger als  $\pm 1$  dpt [HHE97]. Des weiteren ist die genaue Kenntnis der Implantateigenschaften (sphärische Implantatgeometrie mit Krümmungsradien der Vorder- und Rückseite, Mittendicke, Brechungsindex) erforderlich, um aus einer nach dem Baureihenprinzip gestaffelten Menge an Kunstlinsen die passende auswählen zu können. Die Angabe einer „IOL-Brechkraft“ erfasst, wie im Anhang A2 erläutert, diese Differenzierung nur unzureichend, weil sich Implantate gleicher „Brechkraft“ auch im Rahmen der Gaußschen Optik in ihrer optischen Wirkung unterscheiden [Hai95].

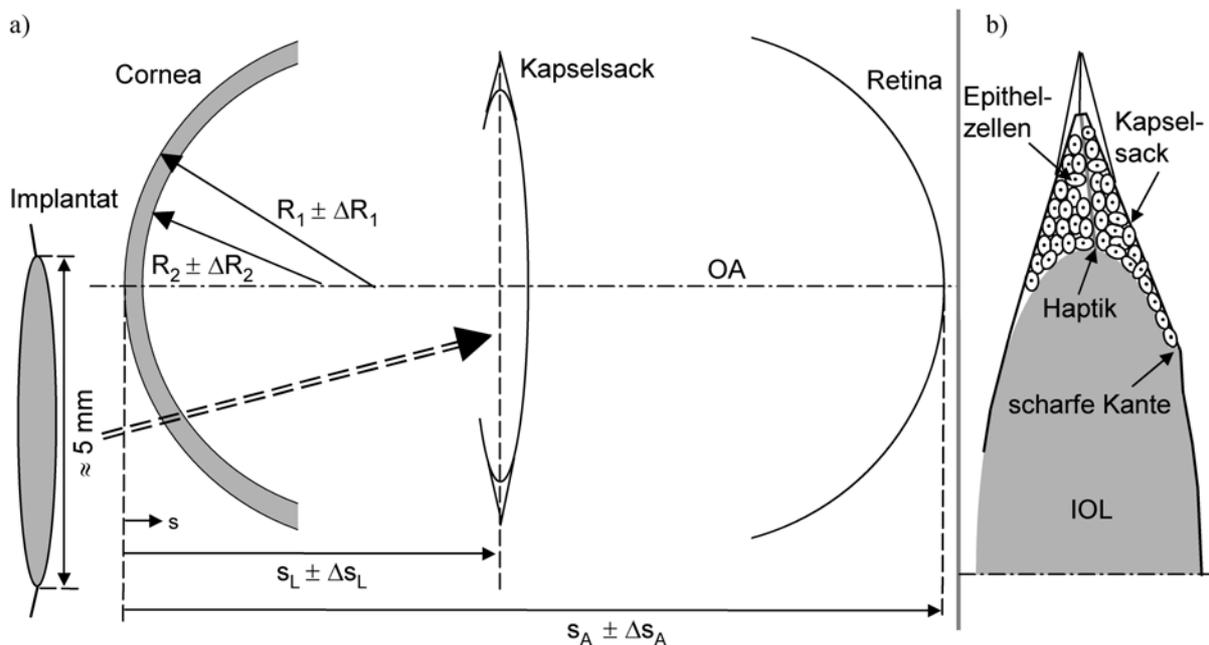


Abb. 1.8: (a) Präoperativ zu erhebende Biometriedaten ( $s_A$ ,  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $s_L$ ), bei deren Messung Fehler entstehen, zur Auswahl einer passenden Intraokularlinse aus einer Baureihe; (b) Versteifung und Schrumpfung des Kapselsacks infolge Fibrosierung, proliferierende Epithelzellen können durch eine scharfe Kante an der Intraokularlinsenoptik am Vordringen bis zur optischen Achse gehindert werden.

Einen Überblick über die Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen wird in [AA01] gegeben. In der modernen Kataraktchirurgie werden überwiegend in den Kapselsack einsetzbare Hinterkammerlinsen mit Optikdurchmessern von 5 mm verwendet. Als Materialien kommen Polymethylmetacrylat (PMMA), Silikon und Acryl-Copolymere zum Einsatz. Letztere wurden mit der Anforderung an faltbare Linsen ab dem Jahr 2000 zum Standard, weil diese durch kleinere corneale Inzisionen von 3 mm bis 4 mm Länge eingeführt werden können. Neueste Entwicklungen sind Oberflächenbeschichtungen zur Vermeidung von Zelladhäsionen und Entzündungsreaktionen, UV-Filter, torische Intraokularlinsen zur Astigmatismuskorrektur [AA01] und auch asphärische Linsendesigns zur Verbesserung der optischen Abbildungsqualität [Alt04]. Die durch asphärische Intraokularlinsen beabsichtigte Korrektur von Aberrationen höherer Ordnung ist jedoch nur dann sinnvoll, wenn postoperativ eine Ametropie  $|\Delta D| < 0,13$  dpt erzielt werden kann.

Bei herkömmlichen Intraokularlinsen ist jedoch keine biomechanisch von der Ziliarkörperbewegung induzierte Veränderung der Lage oder Form der optischen Grenzflächen mehr möglich, weshalb nach einer Kataraktoperation keine Akkommodationsfähigkeit mehr gegeben ist.

### **Operationstechnik und Nachstarproblematik**

Die meisten Kataraktoperationen werden unter Lokalanästhesie durchgeführt [Gre03]. Bei der Tropfanästhesie wird lediglich die Augenoberfläche betäubt. Unkooperativen Patienten kann der gesamte Augapfel betäubt werden, um Augenbewegungen während der Operation zu unterbinden. Über einen sichelförmigen Tunnelschnitt in die Cornea am Übergang zur Sclera erhält der Operateur Zugang zur Vorderkammer. Je kleiner der notwendige Schnitt umso stabiler ist der anschließende Wundverschluß und umso geringer fällt der hierdurch induzierte Astigmatismus<sup>1</sup> aus. Maximal tolerierbare Schnittlängen liegen bei 6 mm. Zur Entfernung der getrübbten Augenlinse wird überwiegend eine extrakapsuläre Kataraktextraktion durchgeführt, bei der die vordere Linsenkapsel mittels einer Mikropinzette kreisförmig eröffnet wird (Kapsulorhexis). Anschließend wird der Linsenkern mit Hilfe eines Ultraschallgerätes zerkleinert und unter Zugabe von Flüssigkeit abgesaugt (Phacoemulsifikation). Die 5 µm bis 10 µm starke hintere Linsenkapsel und der Zonulafaserapparat bleiben als schützendes Diaphragma zum Glaskörper hin zurück. In den entleerten Kapselsack kann dann eine durch den Hornhautschnitt eingeführte Intraokularlinse platziert werden, wo sie sich mittels ihrer Haptiken im Äquator des Kapselsacks abstützt und dadurch radial zentriert und axial an einer definierten Position gehalten wird. Eine intrakapsuläre Kataraktextraktion, bei der die Linse samt Linsenkapsel als Ganzes entfernt wird, findet heutzutage nur noch in Ausnahmefällen, z.B. bei Linsenluxation<sup>2</sup>, Anwendung. In diesem Fall kann eine Vorderkammerlinse im Kammerwinkel<sup>3</sup> vor der Iris, eine irisgetragene Linse oder eine im Sulcus ciliaris<sup>4</sup> positionierte Hinterkammerlinse Anwendung finden. Bei einem Hornhautschnitt unter 3 mm verschließt sich dieser selbstständig, anderenfalls ist ein Nähen mit wenigen Stichen erforderlich. Kataraktoperationen dauern typischerweise zwischen 15 und 20 Minuten. Es wird angestrebt, daß der Patient innerhalb von 24 Stunden sein funktionales Sehvermögen vollständig wiedererlangt.

Als Nachstar (Cataracta secundaria) werden Trübungen der Hinterkapsel nach der Kataraktoperation bezeichnet [Gre03]. Sie entstehen durch Transformation zurückgebliebener Linsenepithelzellen in fibroplastenartige Zellen (fibrotischer Nachstar) und durch ungeordnete Proliferation und Wanderung von Epithelzellen zur optischen Achse hin (regenerativer Nachstar) [ARR05]. Dadurch schrumpft der Kapselsack, wächst die implantierte Intraokularlinse und ihre Haptiken ein und versteift (Abb. 1.8b). Mit speziellen Intraokularlinsendesigns, die eine scharfe Kante auf der zur Hinterkapsel zugewandten Seite aufweisen und damit eine Staubbarriere für proliferierende Epithelzellen zur optischen Achse hin darzustellen, konnten Nachstarraten auf 20% bis 30 % gesenkt werden. Als Therapie des Nachstars wird überwiegend die Durchtrennung der Hinterkapsel in der Nähe der optischen Achse mit Infrarotlaserlicht (Nd:YAG-Laser-Kapsulotomie) gewählt.

---

<sup>1</sup> Fehlsichtigkeit, bei der sich die Scheitelbrechkräfte in zwei aufeinander senkrecht stehenden Meridianen voneinander unterscheiden.

<sup>2</sup> Dezentrierte Linse infolge Lockerung oder teilweisen Abrisses der Zonulafasern.

<sup>3</sup> Bereich in der Vorderkammer des Auges, wo Cornea und Iris aneinandergrenzen.

<sup>4</sup> Sichelförmige Hohlkehle zwischen Iris und Ziliarkörper.

## **Lösungsansätze zur Nachstarprävention und zur postoperativen Refraktionsanpassung**

Um den Nachstar wirksamer zu vermeiden, werden Ansätze verfolgt, den Kapselsack nach Entfernung der Augenlinse mit Flüssigkeiten zu spülen, die toxische oder genterapeutische Substanzen zur Abtötung zurückgebliebener Linsenepithelzellen enthalten [ARR05]. Dies ist jedoch mit einem nicht unerheblichen Aufwand und Risiko im Fall einer Kapselruptur verbunden. Andere Konzepte beruhen auf einer Freisetzung chemischer Wirkstoffe aus der Beschichtung von Intraokularlinsen, welche die Kapselsackfibrose und Proliferation von Epithelzellen unterbinden sollen. Die Nachstarprävention stellt ein ungelöstes Problem dar. Gegenwärtig ist postoperativ mit einer Schrumpfung und Versteifung des Kapselsacks zu rechnen.

Um bei Abweichungen der Scheitelbrechkraft von der angestrebten Zielrefraktion eine postoperative Anpassung vornehmen zu können, wurde vorgeschlagen, mittels erneuter minimalinvasiver Schnitte in die Cornea eine mechanische Nachjustierung der axialen Position der Intraokularlinse zu ermöglichen [JJK<sup>+</sup>03], [MEH03]. Als nichtinvasiver Ansatz wird ferner die Drehung einer IOL in einem Schraubengewinde mittels magnetischer Kräfte genannt [MEP03]. Den Überlegungen steht entgegen, daß infolge des Nachstars bereits nach wenigen Tagen mit einem Einwachsen der Linse und ihrer Haptiken in den Kapselsack zu rechnen ist. Dieses Problem wird bei einer gezielt über UV-Licht induzierten Veränderung der Linsengeometrie durch Modifikation der Polymervernetzung nicht auftreten. Eine entsprechende „Light Adjustable Lens“ (Fa. Calhoun Vision) [Sch03] befindet sich im Entwicklungsstadium.

### **1.2.3 Existierende Lösungsansätze zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit**

Da sowohl bei Presbyopie als auch nach einer Kataraktoperation keine Akkommodationsfähigkeit mehr vorhanden ist, sind Betroffene sehr häufig auf eine Sehhilfe in Form einer Nahbrille angewiesen. Zur Steigerung ihrer Lebensqualität ist ein äußerlich nicht sichtbares technisches Hilfsmittel zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit von großem Interesse [Cha05]. In Anbetracht von über 600000 Kataraktoperationen pro Jahr allein in der Bundesrepublik Deutschland und über 1,3 Milliarden Presbyopen weltweit, besitzt ein Produkt zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit auch ein erhebliches wirtschaftliches Potential. Existierende Lösungsansätze lassen sich nach folgenden Kriterien einteilen:

- Eignung für Presbyopie und / oder Katarakt,
- Art des Eingriffs in den Strahlengang: Modifikation bestehender körpereigener Strukturen, oder Einbringung künstlicher Materialien in den Strahlengang,
- Ort, an dem ein Eingriff in den Strahlengang vorgenommen wird: auf oder an der Hornhaut (corneal) oder intraokular, d.h. im Inneren des Augapfels,
- optische Wirkung des Eingriffs: auf pseudoakkommodativen Effekten beruhend oder eine objektiv meßbare Scheitelbrechkraftänderung (Akkommodation) hervorrufend.

Eine Klassifikation der existierenden Lösungsansätze nach diesen Kriterien liefert Tab. 1.4. Die Lösungsansätze werden im folgenden vorgestellt und ihre Wirksamkeit im Hinblick auf die zu lösende Problemstellung (Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit) bewertet.

Lösungsansatz	Eignung für Presbyopie	Eignung für Katarakt	Art des Eingriffs M = Mod. körpereig. Strukt. K = Einbringen künstl. Mat.	Ort des Eingriffs c = corneal i = intraokular	optische Wirkung des Eingriffs p = pseudoakkommodativ a = akkommodativ
Lasermodifikation der ungetrübten Augenlinse	✓	✗	M	i	a
Monovision durch Kontaktlinsen	✓	(✓) & IOL	K	c	p
Multifokalität der Hornhaut durch Laserchirurgie	✓	(✓) & IOL	M	c	p
multifokale Kontaktlinsen	✓	(✓) & IOL	K	c	p
multifokale Intraokularlinsen	(✓) CLE	✓	K	i	p
Wiederauffüllung des Kapselsacks	(✓) CLE	✓	K	i	a
potentiell akkommodative Intraokularlinsen	(✓) CLE	✓	K	i	a

Tab. 1.4: Einteilung existierender Lösungsansätze zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit (✓ = potentiell geeignet, (✓) CLE = erfordert Austauschen der ungetrübten Augenlinse gegen eine Intraokularlinse - Clear Lens Extraction, (✓) & IOL = erfordert zusätzlich die Implantation einer Intraokularlinse, ✗ = nicht geeignet).

### Lasermodifikation der ungetrübten Augenlinse

In [KSS<sup>+</sup>01] wird vorgeschlagen, die ungetrübte, versteifte Augenlinse an der Grenze zwischen Kern- und Randbereich gepulstem Infrarotlaserlicht auszusetzen. Durch die eintretende lokale Photodisruption der Linsenfasern sollen entstandene Quervernetzungen von Linsenproteinen beseitigt werden und die versteifte schalenförmig aufeinanderliegende Linsenfaserverstruktur aufgelockert werden, um Diffusionsbarrieren für Nährstoffe zu beseitigen. In-vitro Versuche an Augenlinsen ergaben, daß derartig behandelte Linsen unter Rotation um die eigene Achse eine stärkere polare Abflachung zeigten als unbehandelte, was auf eine teilweise Wiederherstellung der Verformungsfähigkeit hindeutet. Allerdings trat durch die lokale induzierte Temperaturerhöhung Gasfreisetzung auf, die zu Kavitationsblasen im Linsenmaterial führten. Inwieweit das Verfahren für eine in-vivo Anwendung an Presbyopen geeignet ist und ob unter Einwirkung von Ziliarmuskel und Zonulafaserapparat eine definierte Formänderung der lichtbrechenden Grenzflächen mit einer hinreichend guten optischen Abbildungsqualität erzielt werden kann, ist offen.

### Monovision

Das Monovisionskonzept beruht darauf, die beiden Augen unterschiedlich zu korrigieren (z.B. das eine für die Ferne, das andere für die Nähe einzustellen) [JS01], was ophthalmologisch gesehen eine absichtlich erzeugte Anisometropie darstellt. Im Hinblick auf eine Reversibilität des Eingriffs kommen fast ausschließlich Kontaktlinsen zum Einsatz. Der Patient muß lernen, selektiv monokular zu sehen und das Netzhautbild desjenigen Auges, das aufgrund seines Refraktionsfehlers gerade ein unscharfes, sich in der Bildgröße unterscheidendes (Aniseikonie) Netzhautbild liefert, in der visuellen Wahrnehmung zu unterdrücken. Damit ist ein Verlust des Binokular- und Stereosehens verbunden, was im Hinblick auf bestimmte Sportarten oder das Führen eines Kraftfahrzeugs nachteilig ist. Ob das

Verfahren geeignet ist, die Lebensqualität des Betroffenen zu steigern, hängt davon ab, inwieweit dieser die Notwendigkeit selektiv monokular wahrzunehmen toleriert.

### Multifokalität

Das Prinzip der Multifokalität beruht darauf, parallel einfallende Lichtstrahlen auf mindestens zwei Fokuspunkte aufzuteilen. Die Aufteilung kann auf refraktiven (lichtbrechenden) und diffraktiven (lichtbeugenden) Elementen beruhen, die in Form konzentrischer Kreisinge oder segmentförmig ausgeführt sind [Lav01]. Während im Falle einer Korrektur außerhalb des Augapfels durch eine Bi-, Trifokal- oder Gleitsichtbrille durch die Relativbewegung zwischen Brille und Augapfel jeweils ein zur entsprechenden Gegenstandsweite passender Fokuspunkt alternierend oder kontinuierlich ausgewählt werden kann, liegt bei einer cornealen oder einer intraokularen Korrektur das multifokale Element stets in derselben Position relativ zum Augapfel. Hierbei kann es sich um Kontaktlinsen auf der Hornhaut, eine durch Laserbehandlung multifokal korrigierte Hornhaut oder multifokale Intraokularlinsen (Abb. 1.9a) im Inneren des Augapfels handeln [Gre03]. Die Multifokalität ist demnach nicht alternierend wählbar sondern wird simultan wahrgenommen. Obwohl Patienten nach einer Lernphase in der Regel tolerieren, daß sich mindestens zwei Bilder auf der Netzhaut überlagern und lernen, ihre bewusste Wahrnehmung auf das scharfe Bild zu richten, ist prinzipinhärent eine Verringerung der Kontrastsensitivität insbesondere bei schlechten Beleuchtungsbedingungen sowie eine erhöhte Blendungsempfindlichkeit bei Punktlichtquellen (z.B. beim nächtlichen Autofahren) gegeben [LZ03]. Untersuchungen zeigen, daß durch eine monofokale Korrektur in Kombination mit einer Nahbrille ein besseres funktionales Sehvermögen im Fern- und Nahbereich als durch eine multifokale Intraokularlinse erzielt werden kann [EBG06]. Die subjektive Patientenzufriedenheit mit dem Verfahren hängt stark von der wahrgenommenen Verbesserung ab: Weitsichtige (hyperope) Patienten oder solche, die zuvor über einen längeren Zeitraum durch eine Katarakt beeinträchtigt wurden, äußerten sich zufriedener als myope oder solche, denen zur Presbyopiebehandlung die klare Augenlinse gegen eine multifokale Intraokularlinse ausgetauscht wurde [Pha06]. Die Patientenselektion und –aufklärung ist daher bei der Verwendung multifokaler Intraokularlinsen von entscheidender Bedeutung. Da die Zufriedenheit mit dem Eingriff nicht vorhersagbar ist, sind insbesondere die invasiven Varianten einer Laserbehandlung zur Erzeugung einer Multifokalität der Hornhaut und einer Implantation einer multifokalen Intraokularlinse mit einem Risiko verbunden.

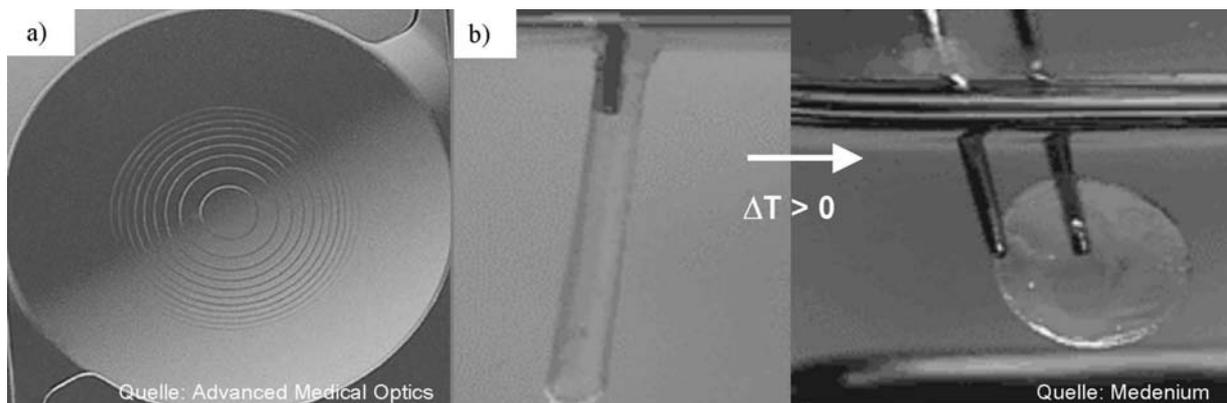


Abb. 1.9: (a) ReStor Lens als Beispiel für eine multifokale Intraokularlinse, die ein refraktives und ein diffraktives Design kombiniert; (b) Intraokularlinse auf Basis eines Formgedächtniskunststoffs („Smart Lens“), der stabförmig durch einen Schnitt in die Hornhaut eingeführt werden soll und sich innerhalb eines kurzen Zeitraums temperaturinduziert entfaltet, bis er den Kapselsack ausfüllen kann.

### Wiederauffüllung des Kapselsacks (Lens Refilling)

Der Ansatz der Wiederauffüllung der Linsenkapsel zielt darauf ab, die natürliche (getrübbte oder versteifte) Augenlinse durch ein transparentes, elastisches Polymer zu ersetzen, das sich unter den von

Zonulafasern und Linsenkapsel übertragenen Kräften wie die natürliche Augenlinse eines jungen Erwachsenen verformen soll. Die notwendige Phacoemulsifikation muß durch eine sehr kleine Kapsulorhexis ohne weitere Beschädigung des Kapselsacks und der Zonulafasern erfolgen. Die in-situ Polymerisation erfolgt durch Belichtung mit einer Kaltlichtquelle [Het01]. Alternativ wurden auch Versuche mit der Befüllung von Ballonhüllen durchgeführt, die in den Kapselsack eingelagert wurden [Nis03]. Beim „Lens Refilling“ werden sehr hohe Anforderungen an das Füllpolymer gestellt. Diese betreffen Elastizität, Polymerisationsgeschwindigkeit, Brechungsindex, Transmissionsfähigkeit, kein Auftreten von Wasserabsorption, eine dem Kammerwasser entsprechende Dichte und Biokompatibilität. Zudem muß die Scheitelbrechkrafteinstellung über den Füllungsgrad unter Berücksichtigung einer Volumenänderung bei der Polymerisation intraoperativ kontinuierlich kontrolliert werden [NNM<sup>+</sup>97], [SST<sup>+</sup>03]. Die generelle Eignung des Verfahrens konnte in-vitro an Menschaugen nachgewiesen werden [KTB<sup>+</sup>03]. Das Verfahren befindet sich gegenwärtig im tierklinischen Versuchsstadium [KTG<sup>+</sup>06]. Die Übertragbarkeit auf den Menschen in-vivo wird wesentlich davon abhängen, ob verbesserte Füllpolymere und Operationstechniken entwickelt werden können und ob die Vorhersagbarkeit des Resultates eines derartigen Eingriffes verbessert werden kann.

Eine Variante des „Lens refilling“-Verfahrens stellen „intelligente“ elastische Linsenmaterialien dar, die durch minimale Schnitte in die Hornhaut in den Augapfel eingeführt werden können und sich dann im Kapselsack auf eine zuvor definierte Größe und Form ausdehnen. Diese Materialien beruhen entweder auf Formgedächtniskunststoffen (Shape Memory Polymers), die einen temperaturinduzierten Einwegeffekt aufweisen (Abb. 1.9b) [Fin02] oder auf schwellbaren Hydrogelen, die sich durch Wasserabsorption auszudehnen vermögen [KW03].

Mit derartigen Konzepten kann zwar die Operationstechnik vereinfacht werden, weil keine in-situ Polymerisation und intraoperative Scheitelbrechkraftkontrolle mehr notwendig sind. Dennoch bleibt die Herausforderung bestehen, mit der gegebenen Kinematik der Ziliarmuskelbewegung und der gegebenen Kraft des Ziliarmuskels langzeitstabil eine exakte Deformation des implantierten elastischen Körpers und damit eine definierte Akkommodation ausgehend vom emmetropen Zustand zu erreichen. Dem steht insbesondere das Problem der Kapselsackfibrose entgegen, welches, wie in Kap. 1.2.2 beschrieben, postoperativ zu einer Versteifung und Schrumpfung des Kapselsacks führt und damit eine langzeitstabile Refraktion und Kraftübertragung auf das Füllpolymer verhindert.

### **Potentiell akkommodative Intraokularlinsen**

Unter potentiell akkommodativen Intraokularlinsen werden Intraokularlinsendesigns verstanden, die versuchen, die vorhandene Restkontraktionsfähigkeit des Ziliarmuskels in eine Scheitelbrechkraftänderung umzusetzen. Dabei ist zwischen Ansätzen zu unterscheiden, die auf eine Verformungsfähigkeit des Kapselsacks angewiesen sind und solchen, die eingedenk des ungelösten Problems der Kapselsackfibrose versuchen, andere mechanische Übersetzungsmechanismen zu nutzen.

Zur ersten Gruppe zählen IOLs mit speziellen Haptiken, die sich bei Nachlassen der Zonulafaservorspannung auf den Kapselsack über eine Haptikanwinkelung axial im Strahlengang verschieben sollen [Doa04] (Abb. 1.10a, b). Da rechnerisch gezeigt werden kann, daß der bis zur Iris zur Verfügung stehende Verschiebeweg von etwa 2 mm für eine einzelne Linse (mono-optic) nicht ausreichend ist, um eine Akkommodation von  $\Delta D = 3$  dpt zu erzielen [LRS04], wurden Kombinationen aus einer Zerstreuungs- und einer Sammellinse (dual-optic) entwickelt [MPT03], die eine größere differentielle Scheitelbrechkraftänderung ( $\approx 2,4$  dpt/mm) aufweisen [LRS04]. Untersuchungen nach Implantationen von mono-optic-IOLs zeigten, daß nur geringe Vorwärtsbewegungen unter Akkommodationsbedarf auftraten. [LHN<sup>+</sup>03] geben für die 1CU-Linse (Fa. Human Optics) unter einem Akkommodationsbedarf von 3 dpt eine mittlere axiale

Vorwärtsbewegung von  $800\ \mu\text{m}$  an, wobei [SSG<sup>+</sup>06] darauf hinweist, daß das verwendete Meßverfahren für pseudophake Augen nicht geeignet ist. Unter pharmakologisch induzierter Ziliarmuskelkontraktion wurden in [SSG<sup>+</sup>06] für die 1CU-Linse nur  $320\ \mu\text{m}$ , in [SSB<sup>+</sup>06] für die AT-45 (Fa. Eyeonics)  $130\ \mu\text{m}$  Axialverschiebung gemessen. In allen drei Studien lagen die objektiv meßbaren Akkommodationsbreiten unterhalb 1 dpt. In [SSG<sup>+</sup>06] konnte bei Axialverschiebung und Akkommodationsbreite kein statistisch signifikanter Unterschied zu einer mit konventionellen Intraokularlinsen versorgten Patientengruppe nachgewiesen werden, was primär auf die fehlende Verformungsfähigkeit des Kapselsacks zurückzuführen ist.

Ein Ansatz, der die Lateralverschiebung sog. Alvarez-Humphrey-Flächen<sup>1</sup> zueinander quer zur optischen Achse nutzen will, wird in [SRV<sup>+</sup>06] beschrieben. Der erforderliche laterale Verschiebeweg wird zu  $760\ \mu\text{m}$  berechnet. In Anbetracht der beobachteten radialen Restkontraktionsfähigkeit des Ziliarmuskels von  $150\ \mu\text{m}$  bis  $250\ \mu\text{m}$  und der nicht gegebenen Verformungsfähigkeit der Linsenkapsel erscheint es zweifelhaft, ob der Ansatz in der vorgestellten Form geeignet ist, die Akkommodationsfähigkeit wiederherzustellen.

Die Nutzung der Änderung der Krümmungsradien einer fluid-gefüllten Linse durch das Zusammendrücken von Fluidreservoirs an den Haptiken wird vom Ansatz der PowerVision IOL [Mas04] genutzt, auch er ist aber auf eine Verformungsfähigkeit des Kapselsacks angewiesen.

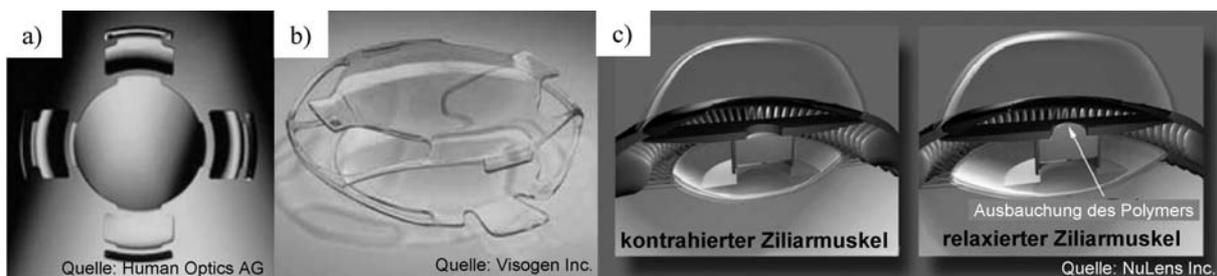


Abb. 1.10: Beispiele für potentiell akkommodative Intraokularlinsen: (a) Akkommodative 1CU (mono-optic IOL); (b) Synchrony IOL (dual-optic IOL); (c) Funktionsweise der NuLens IOL.

Zur zweiten Gruppe zählen Ansätze, welche die auftretende Versteifung des Kapselsacks bewußt zur biomechanischen Koppelung an den Ziliarmuskel nutzen wollen. Das NuLens-Konzept [Ben06] sieht die Implantation einer gelochten Kreisscheibe in den Sulcus ciliaris und das Einbringen eines transparenten Polymers zwischen dieser Scheibe und der Kapselsackrückseite vor. Dadurch soll das Polymer in die kreisförmige Öffnung der gelochten Scheibe gedrückt werden (Abb. 1.10c). Bei einem Nachlassen der Zonulafaserspannung unter Akkommodationsbedarf kommt es zu einer Axialbewegung des steifen Kapselsacks von der Iris weg, zu einer Verringerung des Anpressdrucks an der kreisförmigen Öffnung und damit zu einer Vergrößerung des achsnahen Krümmungsradius des durch die Öffnung gepressten Polymers. Dies bedeutet eine Scheitelbrechkraftverringerung unter Ziliarmuskelkontraktion, falls der Brechungsindex des Polymers größer als der des Kammerwassers ist, also eine Inversion des natürlichen Akkommodationsvorgangs. Inwieweit eine notwendige neuronale Adaption, also das Erlernen, den Ziliarmuskel zur Akkommodation zu entspannen, möglich ist, bzw. ob geeignete Polymere existieren, die einen geringeren Brechungsindex als das Kammerwasser aufweisen, ist offen. Das Konzept konnte tierexperimentell an Affen verifiziert werden [BA05]. Auch die Frage der erzielbaren optischen Abbildungsqualität ist ungeklärt, weil nicht zu erwarten ist, daß sich in jedem Deformationszustand des Polymers sphärische Grenzflächen einstellen.

<sup>1</sup> Das zugrundeliegende Wirkprinzip wird eingehend in Kap. 3.3.2 beschrieben werden.

Einen ähnlichen Lösungsansatz wie den der NuLens beschreibt [PWG<sup>+</sup>01]: durch magnetische Abstoßungskräfte zwischen einem Kapselspannring und Magneten unter den Ansätzen der äußeren Augenmuskeln soll unter Ziliarmuskelkontraktion eine axiale Vorwärtsverlagerung des Kapselsacks zur Iris hin erreicht werden. Simulationsergebnissen<sup>1</sup> zufolge läßt sich eine Axialverschiebung einer einzelnen starren Linse von 2 mm erzielen, die jedoch nicht ausreicht, um eine Akkommodationsbreite von 3 dpt wiederherzustellen. Das Prinzip wurde bislang nicht praktisch erprobt.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß bislang keine funktionierenden Lösungsansätze zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit existieren. Auf Pseudoakkommodation beruhende Ansätze wie Monovision oder Multifokalität sind nur für bestimmte Patienten sinnvoll. Ansätze, die eine Scheitelbrechkraftänderung zum Ziel haben, sind auf die Kraft und Kinematik der Ziliarmuskelbewegung und bis auf wenige Ausnahmen auf die nicht gegebene Verformungsfähigkeit des Kapselsacks angewiesen.

### 1.3 Zielsetzung der Arbeit

Ein mechatronisches System stellt einen neuartigen Ansatz zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit dar [GBG05]. Der Ansatz wurde zwar in zahlreichen Patentschriften [McD00], [RW00], [Aza03], [JSG<sup>+</sup>03] erwähnt, aber noch nie auf eine Realisierbarkeit hin mit wissenschaftlichen Methoden untersucht.

Daß mechatronische Systeme zur Organunterstützung oder Wiederherstellung und Überwachung von Körperfunktionen wichtige Beiträge zur Steigerung der Lebensqualität leisten können, zeigen beispielsweise Herzschrittmacher, funktionale Arm- und Beinprothesen, Cochlea- oder Retina-implantate [Wer05], Intraokularlinsen mit integriertem Drucksensor zur Glaukomprävention oder Ansätze zur berührungslosen Glukosegehaltbestimmung des Kammerwassers [Sto03].

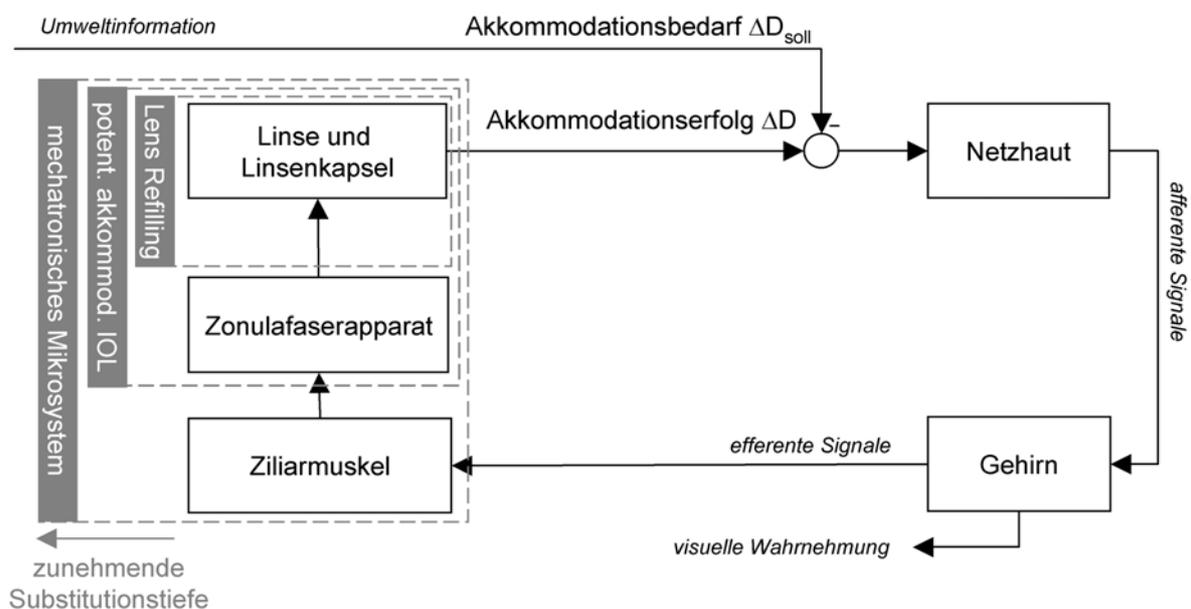


Abb. 1.11: Durch technische Lösungsansätze substituierte Funktionen des menschlichen Akkommodationssystems im Falle des Lens Refilling, von potentiell akkommodativen Intraokularlinsen und des mechatronischen Systems.

Im Vergleich zu den in Kap. 1.2.3 beschriebenen Lösungsansätzen weist ein mechatronischer Ansatz eine größere Substitutionstiefe der durch technische Komponenten ersetzten biologischen Funktionen

<sup>1</sup> Eine kritische Diskussion der in [PWG<sup>+</sup>01] erzielten Ergebnisse wird in Kap. 4.3 vorgenommen werden.

auf, was in Abb. 1.11 anhand der Systemstruktur des menschlichen Akkommodationssystems verdeutlicht ist. Dadurch bietet ein mechatronisches System den Vorteil, nicht auf die biomechanische Koppelung zwischen Ziliarmuskelbewegung und einzustellender Scheitelbrechkraftänderung angewiesen zu sein, sondern alternative Signalquellen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs nutzen zu können. Des Weiteren können die erfaßten Signale verstärkt und definierbar einer Scheitelbrechkraftänderung zugeordnet werden. Durch den mechatronischen Problemlösungsansatz kommt der Einsatz einer Vielzahl optischer Wirkprinzipien für das menschliche Auge, wie sie in [Cha05] und [VLN03] genannt werden, in Betracht.

In Bezug auf die Einteilung der Lösungsansätze gemäß Tab. 1.4 handelt es sich um einen Eingriff, der ein künstliches System in den Strahlengang einbringt, durch welches eine akkommodative Wirkung erzielt werden soll. Prinzipiell sind zwei Eingriffsorte denkbar:

- corneal in Form einer aktiven Kontaktlinse,
- intraokular in Form einer aktiven Intraokularlinse.

	aktive Kontaktlinse	aktive Intraokularlinse
Eignung für Katarakt	(✓) & IOL	✓
Eignung für Presbyopie	✓	(✓) CLE
kosmetischer Aspekt	äußerlich sichtbar	äußerlich nicht sichtbar
Komplexität des Eingriffs	nicht invasiv	invasiv
Reversibilität des Eingriffs	reversibel	nur durch Explantation
Bauraumrestriktion	zusätzliche Schicht auf Tränenfilm vor der Hornhaut (Durchmesser $\approx$ 8 mm, axiale Tiefe $<$ 250 $\mu$ m)	Platz der natürlichen Linse (Durchmesser $\approx$ 10 mm, axiale Tiefe $\approx$ 4 mm)
Form der lichtbrechenden Grenzflächen	Anpassung an konvexe Hornhautkrümmung	beliebig
Nähe zu körpereigenen Signalquellen	entfernt	nah

Tab. 1.5: Gegenüberstellung von Vor- und Nachteilen, die der corneale bzw. intraokulare Korrekturort für ein mechatronisches System im Hinblick auf die medizinische Zielsetzung und die technische Umsetzbarkeit bieten (✓ = potentiell geeignet, (✓) CLE = erfordert Austauschen der ungetrübten Augenlinse gegen eine Intraokularlinse - Clear Lens Extraction, (✓) & IOL = erfordert zusätzlich die Implantation einer Intraokularlinse).

Vor- und Nachteile, die mit den beiden Alternativen verbunden sind, werden in Tab. 1.5 gegenübergestellt. Eine aktive Intraokularlinse wird wie eine herkömmliche Intraokularlinse im Rahmen einer Kataraktoperation die natürliche Augenlinse ersetzen, ist also insbesondere für Kataraktpatienten interessant, die an einer äußerlich nicht sichtbaren Lösung zur Wiederherstellung ihrer Akkommodationsfähigkeit interessiert sind. Die Alternative birgt die Notwendigkeit, ein Implantat zu entwickeln, das durch die Hornhaut invasiv an den Implantationsort Kapselsack gebracht werden muß und dort lebenslang funktionstüchtig verbleiben soll. Aus Sicht der technischen Realisierbarkeit steht für eine aktive Intraokularlinse mehr Bauraum zur Verfügung als für eine aktive Kontaktlinse. Diese muß in ihrer Form an die Konvexkrümmung der Hornhaut angepasst werden, um ein Schließen der Lider und eine Benetzung mit Tränenflüssigkeit zu ermöglichen. Bei einer aktiven Intraokularlinse erfolgt dagegen keine Vorfestlegung auf eine Form der lichtbrechenden Grenzflächen. Der Implantationsort Kapselsack bietet zudem den Vorteil einer unmittelbaren Nähe zur körpereigenen Signalquelle der Akkommodation, falls die Ziliarmuskeltätigkeit für das mechatronische System genutzt werden soll.

Aus vorgenannten Gründen wurde von [GBG05] der intraokulare Eingriffsort im Strahlengang für das zu entwickelnde mechatronische System, im folgenden „Künstliches Akkommodationsystem“ genannt, ausgewählt. Das weitere methodische Vorgehen orientiert sich an der Vorgehensweise zur systematischen Produktentwicklung, wie sie z.B. in [PBF<sup>+</sup>05] beschrieben wird und ist in Abb. 1.12 dargestellt.

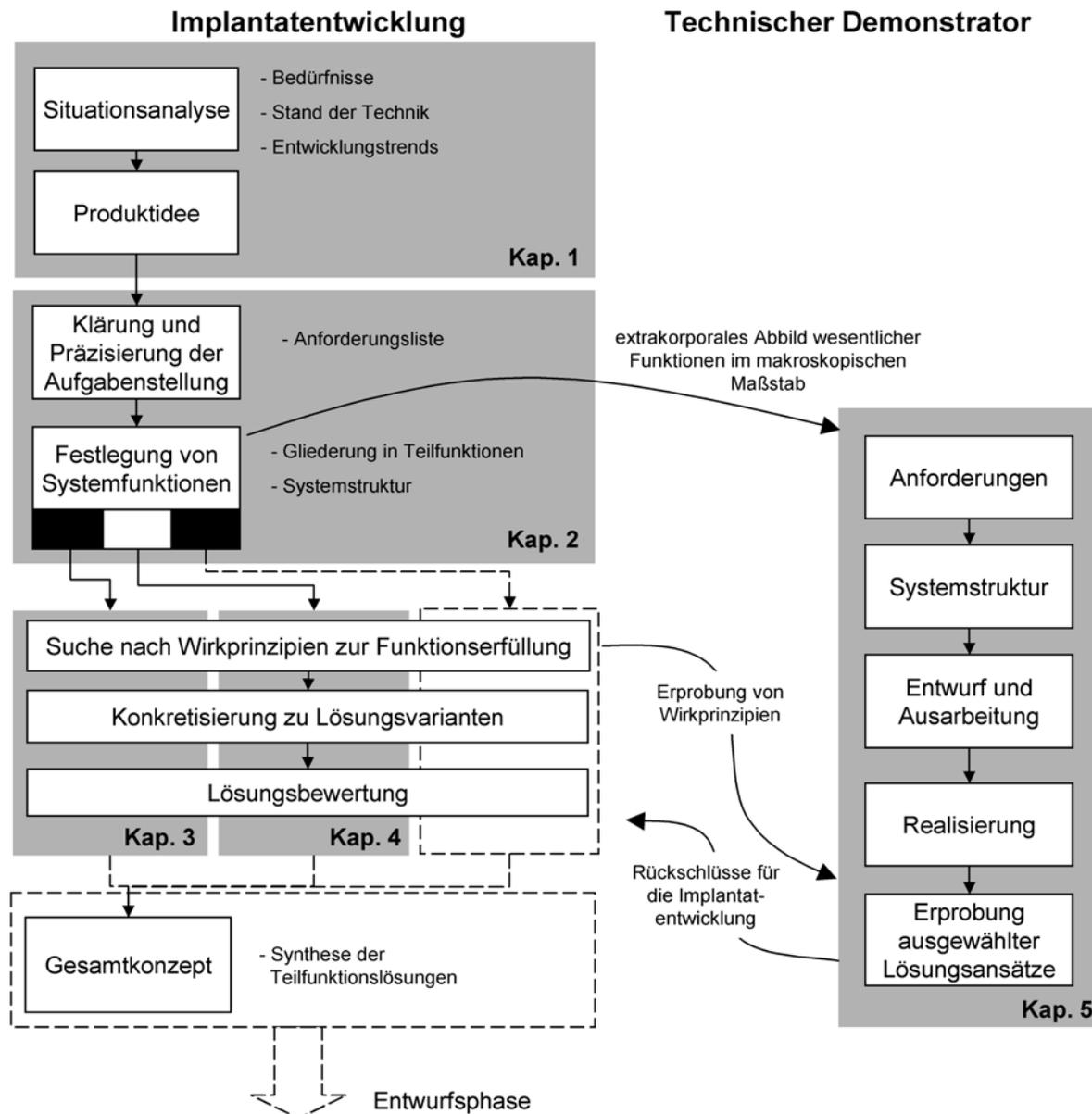


Abb. 1.12: Gegenstand dieser Arbeit (grau hinterlegt) als Bestandteil des Produktentwicklungsprozesses für das Künstliche Akkommodationsystem.

Basierend auf der in Kap. 1.2.3 vorgenommenen Situationsanalyse besteht die Zielsetzung dieser Arbeit darin:

- ein **Konzept für ein mechatronisches System** zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit zu entwickeln (Kapitel 2). Dies umfaßt die Erarbeitung einer Anforderungsliste an das Implantat und die Entwicklung einer modularen Systemstruktur. Von besonderer Bedeutung sind hierbei die Schnittstellen zum biologischen System des menschlichen Körpers, nämlich der optische Eingriff in den Strahlengang und die Erfassung von Informationen über den Akkommodationsbedarf.

- technische **Lösungsansätze zur Änderung der Scheitelbrechkraft** und ihre Eignung für das Künstliche Akkommodationssystem anhand der formulierten Anforderungen zu untersuchen und zu bewerten (Kapitel 3),
- geeignete **Informationsquellen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs** zu identifizieren und Vor- und Nachteile, die mit ihrer Nutzung verbunden sind, aufzuzeigen (Kapitel 4),
- entwicklungsbegleitend ein mechatronisches System aufzubauen, das wesentliche Funktionen des Künstlichen Akkommodationssystems extrakorporal und im makroskopischen Maßstab abbildet und die Demonstration ausgewählter Lösungsansätze zur Informationserfassung und Beeinflussung der Scheitelbrechkraft ermöglicht. Die Ergebnisse der Entwicklung dieses **Technischen Demonstrators** und die Erkenntnisse, die daraus für die Implantatentwicklung gewonnen werden konnten und in Zukunft gewonnen werden können, sind Gegenstand von Kapitel 5.

## 2 Konzept für das Künstliche Akkommodationssystem

### 2.1 Anforderungen an das Implantat

Die Formulierung von Anforderungen an das zu entwickelnde mechatronische System stellt einen wichtigen Schritt zu Beginn eines Produktentwicklungsprozesses dar. Dadurch werden Ziele und Randbedingungen in Form von Forderungen und Wünschen spezifiziert, die dann Kriterien für die spätere Lösungskonzeption und Bewertung darstellen. Die Definition der Anforderungen erfolgte in dieser Arbeit durch Experteninterviews mit Ophthalmologen [Gut04].

#### Implantationsort und Bauraum

Der zu bevorzugende Implantationsort ist der durch eine Kapsulorhexis an der Vorderseite geöffnete Kapselsack, welcher zusammen mit dem Zonulafaserapparat als schützendes Diaphragma zum Glaskörper hin bestehen bleiben soll. Dem mechatronischen System steht der Platz zur Verfügung, den vor der Phacoemulsifikation die natürliche Linse einnahm. Dieser ist annähernd zylindrisch. Sein Durchmesser beträgt  $d_{IP} = 2 \cdot r_{IP} = 10 \text{ mm}$ . Seine axiale Tiefe wird durch die Iris an der Position  $s_{\min} = 3 \text{ mm}$  und den Glaskörper an der Stelle  $s_{\max} = 7 \text{ mm}$  begrenzt und beträgt  $h_{IP} = 4 \text{ mm}$  (Abb. 2.1a). Eine Nutzung des Sulcus ciliaris zur Anbringung von Implantatbestandteilen ist möglich, im Hinblick auf eine zügige und einfache Implantation aber nicht erstrebenswert.

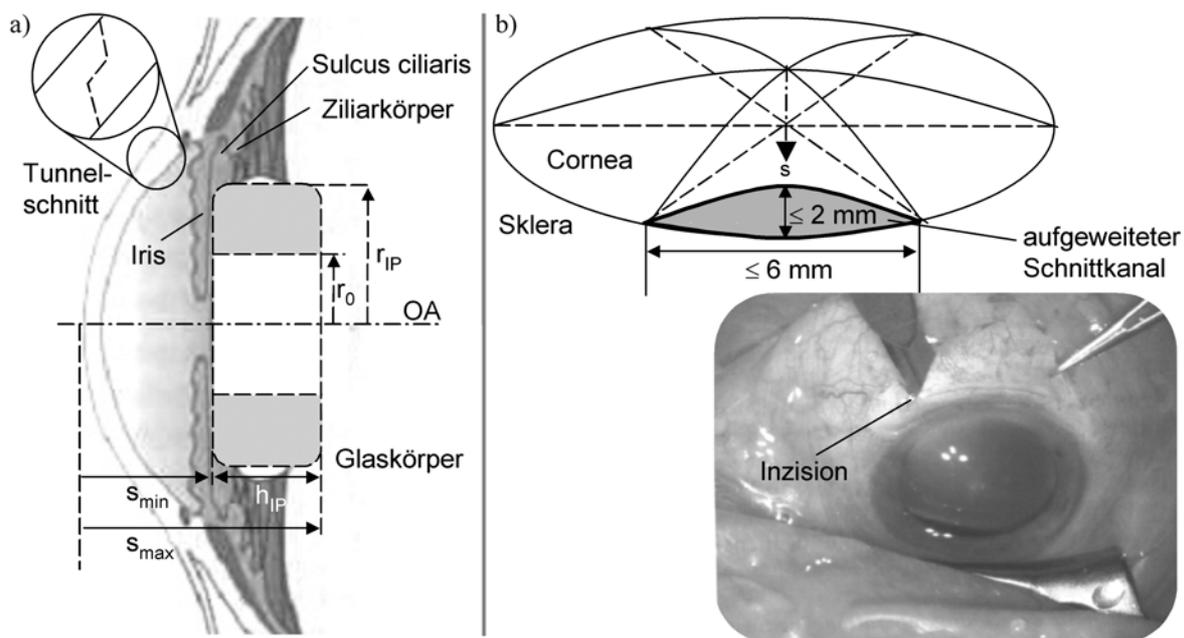


Abb. 2.1: (a) Für das Künstliche Akkommodationssystem zur Verfügung stehender Bauraum im Kapselsack und erforderliche transparente Zone; (b) Veranschaulichung der höchstens tolerierbaren tunnelförmigen Inzision in die Hornhaut (schematisch) und photographische Aufnahme einer Hornhautinzision während einer Kataraktoperation (aus [Gre03]).

#### Positionierung des Implantates

Das Implantat muß, wie eine herkömmliche Intraokularlinse auch, axial an einer definierten Stelle im Strahlengang positioniert werden. Zudem ist für eine verkipfungsfreie radiale Zentrierung zu sorgen, um die optische Achse des Implantates und des dioptrischen Apparates möglichst in Übereinstimmung zu bringen. Dies schließt ein Schweben des Implantates im Kammerwasser mit ein, was durch eine Anpassung der Dichten des Implantats  $\rho_{IP}$  an die des Kammerwassers  $\rho_{KW}$  erreicht werden kann. Im Hinblick auf eine Begrenzung der Schwingungsanregung in der elastischen Aufhängung des Zonulafaserapparates während schneller Blickwechselbewegungen (Sakkaden), bei denen Winkel-

beschleunigungen bis zu  $20000^{\circ}/s^2$  erreicht werden [Pra98], sollte die Masse des Implantates  $m_{IP}$  die der natürlichen Augenlinse im Erwachsenenalter nicht wesentlich überschreiten. Da die Forderung nach Dichtegleichheit von der natürlichen Augenlinse ebenfalls erfüllt wird, ergibt sich die Masse des Implantats aus Gl. (2.1), was gut mit experimentell ermittelten Werten von etwa 300 mg für natürliche Augenlinsen übereinstimmt:

$$m_{IP} = \underbrace{\rho_{IP}}_{=\rho_{KW}} \cdot V_{IP} = \rho_{KW} \cdot \pi \cdot r_{IP}^2 \cdot h_{IP} = 1 \frac{g}{cm^3} \cdot \pi \cdot (5 mm)^2 \cdot 4 mm = 314 mg . \quad (2.1)$$

### Implantierbarkeit

Das Implantat muß wie eine herkömmliche Intraokularlinse durch eine Inzision in die Hornhaut an den Implantationsort gebracht werden können. Wie in Kap. 1.2.2 erläutert, sind Schnitte bis zu 6 mm Länge tolerierbar. Die vertretbare Aufweitung des Schnittkanals beträgt laut [Gut04] 2 mm. Abb. 2.1b veranschaulicht diese Randbedingung. Im Hinblick auf den gegenwärtigen Stand der Kataraktchirurgie sind kürzere Schnittlängen von etwa 3 mm anzustreben, um den induzierten Astigmatismus gering zu halten und auf ein Nähen der Schnittwunde verzichten zu können. Die Dauer und der Aufwand soll den einer Standard-Katarakt-OP (ca. 20 min) nicht wesentlich übersteigen. Dies schließt den Wunsch nach einem einstückigen zu implantierenden Teil ein. Grundsätzlich ist aber auch eine getrennte Einführung mehrerer Bauteile durch den Hornhautschnitt mit anschließender Anordnung am Implantationsort denkbar.

### Transmissionsfähigkeit

Innerhalb einer optisch relevanten Zone von  $d_0 = 2 \cdot r_0 = 5$  mm Durchmesser, welcher sich ebenso wie IOL-Optikdurchmesser an der maximalen Pupillenweite im Alter (Kap. 1.2.1) orientieren, soll die natürliche Transmissionsfähigkeit des menschlichen Auges im sichtbaren Spektrum zwischen 400 nm und 800 nm Wellenlänge von etwa 80% erreicht werden. Eine UV-Schutzbeschichtung ist wünschenswert. Transmission für infrarotes Nd:YAG-Laserlicht muß gegeben sein, um eine Nachstarbehandlung gewährleisten zu können.

### Patientenindividuelle Anpaßbarkeit, Akkommodationsbreite und statische Genauigkeit

Das Implantat muß an die patientenindividuelle Biometrie anpaßbar sein. Der abzudeckende Wertebereich für die Augapfellänge  $s_A$  und die Hornhautkrümmungsradien  $R_1$  und  $R_2$  ist im Anhang A1 zusammengestellt. Aufgrund der möglichen Abweichung der präoperativ erhobenen Biometriedaten von den unbekanntem wahren Werten mit Größtfehlern  $\Delta s_A$ ,  $\Delta R_1$ ,  $\Delta R_2$  und  $\Delta s_L$ , welche ebenfalls im Anhang A1 spezifiziert sind, muß ein postoperativer Refraktionsausgleich (Emmetropie,  $\Delta D = 0$ , Gl. (1.1)) möglich sein. Ausgehend vom emmetropen Zustand werden mindestens  $\Delta D_{\max} = 3$  dpt Scheitelbrechkraftänderung als Akkommodationsbreite gefordert, um Lesen in etwa 30 cm Entfernung vom vorderen Hornhautscheitel zu ermöglichen. Im stationären Zustand sollte die Regelabweichung vom Akkommodationsbedarf die objektiv meßbare Schärfentiefe  $\Delta D_{ST,obj}$  nicht überschreiten. Diese hängt, wie in Kap. 1.2.1 erläutert, vom Pupillendurchmesser ab. Sie liegt bei einem Presbyopen zwischen  $\pm 0,2$  dpt (bei geringer Beleuchtungsdichte  $L \approx 10^{-2}$  cd/m<sup>2</sup> und einem Akkommodationsbedarf von  $\Delta D_{soll} = 0$  dpt) und  $\pm 0,4$  dpt (bei großer Beleuchtungsdichte  $L \approx 10^3$  cd/m<sup>2</sup> und einem Akkommodationsbedarf von 3 dpt) (Abb. 1.6) und damit im Bereich der subjektiv-wahrnehmbaren Toleranzschwelle für Unschärfe bei der Brillenglasbestimmung von  $\pm 0,25$  dpt.

### **Optische Abbildungsqualität**

Das Implantat muß die in der Norm DIN EN ISO 11979 über die Kontrastübertragungsfunktion (MTF) spezifizierten Anforderungen an die optische Abbildungsqualität erfüllen.

### **Dynamisches Verhalten und Stabilität**

Nach einer Änderung des Akkommodationsbedarfs soll das mechatronische System innerhalb einer dem natürlichen System äquivalenten Zeitspanne von ungefähr 600 ms bis 700 ms die Anpassung der Scheitelbrechkraft an den quasistationären Endwert durchgeführt haben. Das rückgekoppelte System muß asymptotisch stabil sein [Föl94], [Lun03], d.h. nach Änderung der Führungs- oder Störgröße nimmt die Regelgröße mit wachsender Zeit einen endlichen Wert an.

### **Nachstarpräventives Implantatdesign**

Vergleichbar zu konventionellen Intraokularlinsen sollte auch beim zu entwickelnden Implantat die der Kapselrückseite zugewandte Fläche des Implantates eine scharfe Kante als Staubarriere für proliferierende Epithelzellen aufweisen, um eine wirksame Nachstarprävention zu ermöglichen. Ferner darf diese Fläche des Implantats nur konvex oder plan, nicht aber konkav ausgeführt sein, damit der Kapselsack an der gesamten Fläche anliegt. Dadurch wird das Entstehen eines kammerwassergefüllten Hohlraums in der Nähe der optischen Achse vermieden, von dem aus im Kammerwasser schwimmende Epithelzellen die Hinterkapsel besiedeln und zu Nachstar führen könnten.

### **Erhalt von Körperfunktionen und physiologische Kompatibilität**

Die monokulare und binokulare visuelle Wahrnehmung sowie Irisbewegung, Kammerwasserzirkulation und -stoffwechsel dürfen durch das Implantat nicht beeinträchtigt werden. Neben der Biostabilität muß auch die Biokompatibilität verwendeter Materialien gemäß DIN EN ISO 10993 und DIN EN ISO 13503 gegeben sein. Aufgrund der Ausführung als aktives implantierbares medizinisches Gerät ist die Wechselwirkung elektromagnetischer Felder mit dem menschlichen Körper zu beachten (DIN EN 45502, DIN EN 60601).

### **Zuverlässigkeit und Lebensdauer**

Ein Verbleiben des Implantates von 15 Jahren bis 30 Jahren im menschlichen Körper ist vorzusehen. Daher muß eine ausreichende Biostabilität der verwendeten Materialien gewährleistet sein. Eine Explantation sollte nur in Ausnahmefällen erfolgen. Bei einem Systemausfall soll ein sicherer Zustand (fail-safe) angenommen werden, welcher der Versorgung des Patienten mit einer herkömmlichen Intraokularlinse gleicht, d.h. es muß eine Scheitelbrechkraftdifferenz von  $\Delta D_{FS} = 0,25$  dpt zum emmetropen Zustand vorliegen.

### **Energieautonomie**

Das System muß mindestens 12 Stunden bis 14 Stunden autonom arbeiten können, bevor eine Versorgung über eine externe Energiequelle erfolgt.

### **Herstellungsgerechtes Implantatdesign**

Im Hinblick auf eine Serienproduktion in großen Stückzahlen ist auf ein Design zu achten, das eine Herstellung weitgehend mit Standardherstellungsprozessen der Mikro- und Nanotechnologie ermöglicht. Die erforderliche Anpassung des Implantates an patientenindividuelle Biometriedaten soll möglichst über ein Baureihenprinzip unter Verwendung vieler Gleichteile erfolgen.

## 2.2 Konzeption einer modularen Systemstruktur

Das Künstliche Akkommodationssystem ist ein technisches System, welches Funktionen des menschlichen Akkommodationssystems teilweise ersetzen soll. Es unterscheidet sich, wie bereits in Kap. 1.3 erläutert, von anderen Lösungsansätzen durch eine größere Substitutionstiefe, um nicht auf die biomechanische Koppelung zum Ziliarmuskel angewiesen zu sein. Das Künstliche Akkommodationssystem hat die Gesamtfunktion, die Scheitelbrechkraft des dioptrischen Apparates so anzupassen, daß ein vom Menschen fixiertes Objekt scharf auf der Netzhaut abgebildet wird. Diese Gesamtfunktion wird in Teilfunktionen untergliedert, die lösungsneutral formuliert, folgende Aufgaben besitzen:

- Informationserfassung: meßtechnische Erfassung von Signalen, welche die Information über den notwendigen Akkommodationszustand (d.h. den Akkommodationsbedarf) beinhaltet,
- Informationsverarbeitung: Aufbereitung der erfaßten Signale, Extraktion von Merkmalen, Klassifikation der Merkmale zur Detektion der Akkommodationsabsicht und Generierung des Steuersignals für das aktiv-optische Element,
- aktiv-optisches Element: Beeinflussung der Scheitelbrechkraft des dioptrischen Apparates durch ein Steuersignal,
- Energieversorgung: Versorgung der technischen Subsysteme mit Energie,
- Befestigung: axiale und radiale Fixierung des Implantates im Strahlengang.

Es wurde eine modulare Systemstruktur entwickelt, die zeigt, auf welche Weise die identifizierten technischen Teilfunktionen untereinander und mit ihrer Umgebung, den nicht substituierten Teilen des menschlichen Akkommodationssystems (biologisches Teilsystem), interagieren [BGB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>]. Zwei Systemvarianten sind nach der Art der Interaktion mit dem biologischen Teil des Gesamtsystems zu unterscheiden:

- kooperierendes System: Neben der mechanischen Befestigung besteht ein Informationsfluß vom biologischen zum technischen Teilsystem, weil die benötigte Information über den Akkommodationsbedarf aus körpereigenen efferenten Signalen bezogen wird (Abb. 2.2a). Das Implantat arbeitet kooperierend mit dem menschlichen Organismus in einer geschlossenen Wirkungskette, wobei die Netzhaut als Sensor, das menschliche Gehirn als Regler und das technische System als Stelleinrichtung dienen.
- autonomes System: Das technische Teilsystem ist nur über die mechanische Befestigung mit dem biologischen Teilsystem verbunden. Die benötigte Information über den Akkommodationsbedarf wird unabhängig von körpereigenen efferenten Signalen aus Umweltinformation (Abb. 2.2b) bezogen. Erfolgt die Erfassung vor dem Eingriff in den Strahlengang durch das aktiv-optische Element, arbeitet das Künstliche Akkommodationssystem in einer offenen Wirkungskette, erfolgt sie nach dem Eingriff, arbeitet es in einer geschlossenen Wirkungskette.

Die nächsten Schritte im Konzeptionsprozeß sind, wie im Kapitel 1.3 erläutert, Lösungen für die identifizierten Teilfunktionen zu erarbeiten [PBF<sup>+</sup>05]. Dabei müssen in einem ersten Schritt die Schnittstellen zum menschlichen Körper betrachtet werden, also die Teilfunktion des aktiv-optischen Elementes, welche in den Abbildungsvorgang des dioptrischen Apparates eingreift und die Teilfunktion der Informationserfassung, welche Signale erfaßt, die Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten. Erst in einem zweiten Schritt, wenn Lösungen für diese beiden Teilfunktionen existieren, kann die informationstechnische Koppelung (Informationsverarbeitung) der

beiden konzipiert werden. Die Konzeption der Energieversorgung, setzt Kenntnisse über den Energiebedarf aller Subsysteme voraus und kann daher erst im dritten Schritt erfolgen. Befestigungselemente zur mechanischen Fixierung des Implantates im Kapselsack werden sich an etablierten Haptikdesigns von Intraokularlinsen orientieren.

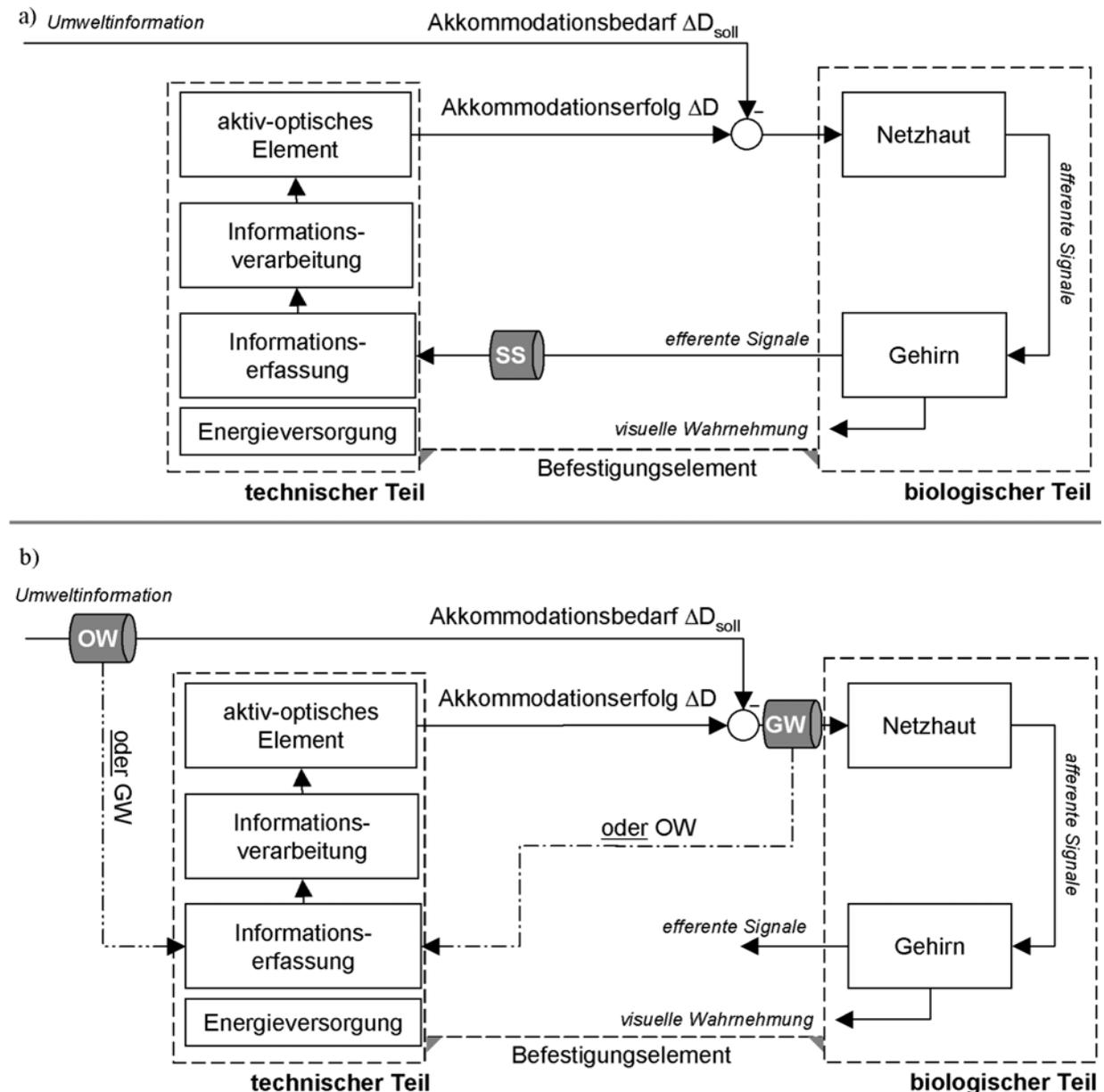


Abb. 2.2: (a) Systemstruktur eines mit dem biologischen Teil kooperierenden Künstlichen Akkommodationssystems, das eine informationstechnische Schnittstelle (SS) zu körpereigenen efferenten Signalen besitzt; (b) eines vom biologischen Teil autonomen Künstlichen Akkommodationssystems, das eine offene (OW) oder eine geschlossene (GW) Wirkungskette bildet.

Diese Arbeit befaßt sich ausschließlich mit dem ersten der dargestellten Schritte. In Kapitel 3 werden Lösungsalternativen für die Teilfunktion aktiv-optisches Element erarbeitet und bewertet. Basierend auf der vorgenommenen Einteilung in ein autonomes oder ein kooperierendes System erfolgt in Kapitel 4 die Identifizierung möglicher Signalquellen zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs.

### 3 Konzeption von Lösungen für die Teilfunktion aktiv-optisches Element

In diesem Kapitel werden Grundlagen der optischen Abbildungstheorie vorgestellt und eine für die vorliegende Problemstellung geeignete mathematische Beschreibungsform ausgewählt. Eine neue Methodik wird entwickelt, mit Hilfe derer Lösungsansätze, die auf unterschiedlichen physikalischen Wirkprinzipien beruhen, auf einheitliche Weise untersucht werden können. Die Ergebnisse der Eignungsuntersuchung werden vergleichend gegenübergestellt und die am besten geeigneten Lösungsansätze zur Beeinflussung der Scheitelbrechkraft des menschlichen Auges identifiziert.

#### 3.1 Grundlagen der optischen Abbildung und ihrer mathematischen Beschreibung

Eine optische Abbildung stellt eine Zuordnung einer Menge von Objektpunkten  $O$  zu Bildpunkten  $O'$  dar [Hof80]. Wird Licht als elektromagnetische Welle aufgefaßt (wellenoptisches Abbildungsmodell), kann jeder Objektpunkt als Ausgangspunkt einer divergierenden Kugelwelle betrachtet werden. Nach dem Satz von Malus können die Flächennormalen der Wellenfront als Lichtstrahlen eines Bündels aufgefaßt werden (geometrisch-optisches Abbildungsmodell). Jede Kugelwelle erfährt in einem optischen System folgende Transformationen:

- Beugung an begrenzenden Öffnungen,
- Brechung an Grenzflächen, an denen sich die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Lichtwelle ändert,
- Reflexion und Absorption bei Wechselwirkung mit Materie.

Infolge dieser Transformationen wird die Wellenfront verzerrt (Wellenaberration), so daß sie nicht mehr in Form einer konvergierenden Kugelwelle in einem eindeutigen Bildpunkt  $O'$  zusammenläuft und in ihrer Intensität gemindert. Informationstechnisch interpretiert stellt jedes optische System eine Ortsfrequenztaupfilterung dar. Lichtbeugung begrenzt die Übertragbarkeit feiner Strukturen, welche hohe Ortsfrequenzen aufweisen. Abbildungsfehler (monochromatische geometrisch-optische Aberrationen) verringern die Übertragbarkeit weiter. Dieser Sachverhalt kann durch die Kontrastübertragungsfunktion (MTF) beschrieben werden.

Mittels optischer Simulationswerkzeuge sind eine sehr genaue Nachbildung des physikalischen Abbildungsvorgangs und damit Aussagen über die Beugungsbegrenzung und auftretende Aberrationen möglich. Ihr Einsatz setzt jedoch die genaue Kenntnis der Grenzflächenformen, ihrer Abstände und gegenseitigen Lage zueinander voraus. Ferner müssen die wellenlängenabhängigen Brechungsindizes der Materialien bekannt sein, um chromatische Aberrationen richtig beschreiben zu können.

Das geometrisch-optische Abbildungsmodell interpretiert Lichtstrahlen als Normalen auf den Wellenfronten und berücksichtigt die Beugung an strahlbegrenzenden Öffnungen nicht. Eine weitere Vereinfachung stellt die Beschränkung auf Strahlen in der Nähe der optischen Achse dar. Da diese kleine Winkel zur optischen Achse bilden, kann das Snelliussche Brechungsgesetz linearisiert werden (paraxiale Näherung) und der optische Abbildungsvorgang wird einer analytischen Beschreibung zugänglich. Allerdings ist das paraxiale Abbildungsmodell in seiner Aussagefähigkeit auf den Defokusfehler beschränkt.

Eine detailliertere Beschreibung der optischen Abbildungstheorie und ihrer mathematischen Beschreibungsformen ist in [Hof80] zu finden. Für die Anwendung speziell auf die physiologische Optik wird auf [AS02] verwiesen.

Zur Beschreibung der optischen Abbildung wird in dieser Arbeit das paraxiale Abbildungsmodell verwendet, weil es die Möglichkeit einer analytischen Berechenbarkeit bietet. Diese ist für Variantenuntersuchungen von großem Vorteil, da der Einfluß von Geometrie- und Materialparametern anhand eines formelmäßigen Zusammenhangs ablesbar ist. Ein weiterer Grund für die Verwendung des paraxialen Abbildungsmodells stellt die begrenzte Kenntnis über die Verteilung patientenindividueller biometrischer Größen dar, welche für eine realistische wellenoptische Modellbildung in der physiologischen Optik notwendig ist (z.B. die Topographie der Hornhautvorder- und -rückfläche oder die Dezentrierung und Verkipfung des Implantates für das Design asphärischer Intraokularlinsen, welche die sphärische Aberration der Cornea kompensieren sollen [Alt04]).

Für ausgewählte Lösungsansätze, welche auf Basis der paraxialen Berechnungen als für das Künstliche Akkommodationssystem geeignet erscheinen, wurden zusätzlich wellenoptische Simulationen durchgeführt, die einen Vergleich mit der paraxialen Berechnung ermöglichen und eine Bewertung der optischen Abbildungsqualität zulassen. Auf diese Vergleiche wird an den entsprechenden Stellen im Kap. 3.3 eingegangen werden.

### Mathematische Beschreibung des paraxialen Abbildungsmodells

Im paraxialen Abbildungsmodell wird die Transformation der Lichtstrahlen, die von einem Objektpunkt  $O$  ausgehen und sich in einem Bildpunkt  $O'$  schneiden, durch Matrizen beschrieben [Hec01]. Paraxial läßt sich jedes optische System durch die Kombination dreier Grundbausteine zusammensetzen (Abb. 3.1):

- Brechung an einer Grenzfläche,
- Strahlableitung in einem optisch inhomogenen Medium, das ein parabolisches Gradientenindexprofil (GRIN) in radialer Richtung aufweist,
- Strahltranslation in einem optisch homogenen Medium.

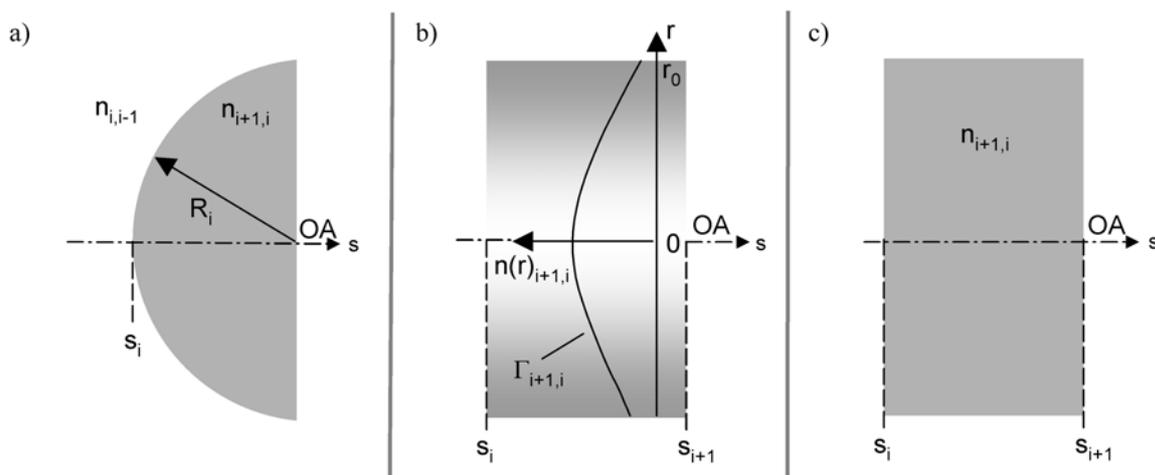


Abb. 3.1: Grundbausteine, aus denen ein optisches Gesamtsystem in paraxialer Näherung kombiniert werden kann: (a) lichtbrechende Grenzfläche, (b) inhomogenes optisches Medium mit parabolischem GRIN-Profil, (c) homogenes optisches Medium.

Jede Lichtbrechung an einer Grenzfläche  $i$  mit dem Krümmungsradius  $R_i$ <sup>1</sup>, welche die Medien mit den Brechungsindizes<sup>1</sup>  $n_{i+1,i}$  und  $n_{i,i-1}$  trennt (Abb. 3.1a), wird durch eine Brechungsmatrix  $\underline{R}_i$  beschrieben:

<sup>1</sup> Der Krümmungsradius ist positiv ( $R_i > 0$ ), falls der Krümmungsmittelpunkt eine größere  $s$ -Koordinate (bzw. negativ ( $R_i < 0$ ) falls er eine kleinere  $s$ -Koordinate) aufweist als der Scheitel der lichtbrechenden Grenzfläche  $i$  (Abb. 3.1a); der Krümmungsradius ist unendlich ( $R_i \rightarrow \pm \infty$ ), falls die lichtbrechende Grenzfläche plan ist.

$$\underline{R}_i = \begin{bmatrix} 1 & -\frac{n_{i+1,i} - n_{i,i-1}}{R_i} \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.1)$$

Der Ausdruck  $D_i = \frac{n_{i+1,i} - n_{i,i-1}}{R_i}$  wird auch als Brechkraft der Grenzfläche bezeichnet. Er beschreibt die Proportionalität des Quadrates des Abstandes zur optischen Achse zwischen einem im Abstand  $r$  und einem in der optischen Achse verlaufenden Lichtstrahl zur Differenz ihrer optischen Weglängen (optical path difference – OPD), durch welche die Fokussierung der Lichtstrahlen zustande kommt:

$$OPD(r) = (n_{i,i-1} - n_{i+1,i}) \cdot R_i \cdot \left( 1 - \sqrt{1 - \left( \frac{r}{R_i} \right)^2} \right) \stackrel{\frac{r}{R_i} \ll 1}{\approx} -\frac{1}{2} \cdot \underbrace{\frac{(n_{i+1,i} - n_{i,i-1})}{R_i}}_{D_i} \cdot r^2. \quad (3.2)$$

Jede Strahlablenkung in einem optisch inhomogenen Medium, welches ein in rein radialer Richtung verlaufendes parabolisches Gradientenindexprofil ausweist und sich zwischen den Grenzflächen  $i$  und  $i+1$  an den Positionen  $s_i$  und  $s_{i+1}$  erstreckt (Abb. 3.1b), wird durch eine Ablenkungsmatrix [GPB02]

$$\underline{T}_{i+1,i} = \begin{bmatrix} \cos(\sqrt{\Gamma_{i+1,i}} \cdot s_{i+1,i}) & -n(0)_{i+1,i} \cdot \sqrt{\Gamma_{i+1,i}} \cdot \sin(\sqrt{\Gamma_{i+1,i}} \cdot s_{i+1,i}) \\ \frac{\sin(\sqrt{\Gamma_{i+1,i}} \cdot s_{i+1,i})}{n(0)_{i+1,i} \cdot \sqrt{\Gamma_{i+1,i}}} & \cos(\sqrt{\Gamma_{i+1,i}} \cdot s_{i+1,i}) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

beschrieben. Dabei ist  $\Gamma_{i+1,i} = \frac{2}{r_0^2} \cdot \left( 1 - \frac{n(r_0)}{n(0)} \right)_{i+1,i}$  der Formfaktor<sup>2</sup> eines parabolischen Gradientenindexprofils  $n(r) = n(0)_{i+1,i} \cdot \left( 1 - \frac{\Gamma_{i+1,i}}{2} \cdot r^2 \right)$  und  $s_{i+1,i} = s_{i+1} - s_i$  der axiale Abstand der beiden Grenzflächen.

Auch hier führt eine zum Quadrat des Abstandes zur optischen Achse proportionale Differenz der optischen Weglängen zu einer Fokussierung der Lichtstrahlen:

$$OPD(r) = (n(r) - n(0))_{i+1,i} \cdot s_{i+1,i} = -\frac{1}{2} \cdot n(0)_{i+1,i} \cdot \Gamma_{i+1,i} \cdot s_{i+1,i} \cdot r^2. \quad (3.4)$$

Für  $\sqrt{|\Gamma_{i+1,i}|} \cdot s_{i+1,i} \ll 1$  kann die Ablenkungsmatrix aus Gl. (3.3) linearisiert werden zu:

$$\underline{T}_{i+1,i} = \begin{bmatrix} 1 & -n(0)_{i+1,i} \cdot \Gamma_{i+1,i} \cdot s_{i+1,i} \\ \frac{s_{i+1,i}}{n(0)_{i+1,i}} & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.5)$$

Die Strahltranslation in einem optisch homogenen Medium (Abb. 3.1c) ist der Spezialfall der Strahlablenkung in einem GRIN-Medium, dessen Brechungsindex konstant ist ( $\Gamma_{i+1,i} = 0$ ). Durch Vereinfachung von Gl. (3.3) wird mit der Bezeichnung  $n(0)_{i+1,i} = n_{i+1,i}$  in Übereinstimmung mit [Hec01] die zugehörige Translationsmatrix  $\underline{T}_{i+1,i}$  erhalten:

<sup>1</sup> Der Lesbarkeit halber wird das Komma zwischen den Indizes im Fall von konkreten Ziffern weggelassen, z.B.  $n_{10}$  statt  $n_{1,0}$  bzw.  $s_{21}$  statt  $s_{2,1}$ .

<sup>2</sup> Die Matrixelemente bleiben auch für  $\Gamma_{i+1,i} < 0$  reel, weil für  $x \in \mathbb{R}$  gilt:  $i \cdot x \cdot \sin(i \cdot x) = -x \cdot \sinh(x)$  und  $\cos(i \cdot x) = \cosh(x)$ ;  $i$  bezeichnet die imaginäre Zahl  $i = \pm\sqrt{-1}$ .

$$\underline{T}_{i+1,i} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{s_{i+1,i}}{n_{i+1,i}} & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.6)$$

Das optische Gesamtsystem wird durch seine Systemmatrix  $\underline{M}_{j,1}$  charakterisiert [Hec01]. Sie ergibt sich durch Matrizenmultiplikation ( $\otimes$ ) der das System beschreibenden Brechungs- und Ablenkungs- bzw. Translationsmatrizen:

$$\underline{M}_{j,1} = \underline{R}_j \otimes \prod_{i=1}^{j-1} (\underline{T}_{i+1,i} \otimes \underline{R}_i) = \underline{R}_j \otimes \underline{T}_{j,j-1} \otimes \underline{R}_{j-1} \otimes \dots \otimes \underline{T}_{21} \otimes \underline{R}_1 = \begin{bmatrix} (\underline{M}_{j,1})_{11} & (\underline{M}_{j,1})_{12} \\ (\underline{M}_{j,1})_{21} & (\underline{M}_{j,1})_{22} \end{bmatrix}, \quad (3.7)$$

wobei  $i = 1$  den Index der ersten und  $j$  den Index der letzten lichtbrechenden Grenzfläche des Systems bezeichnet.

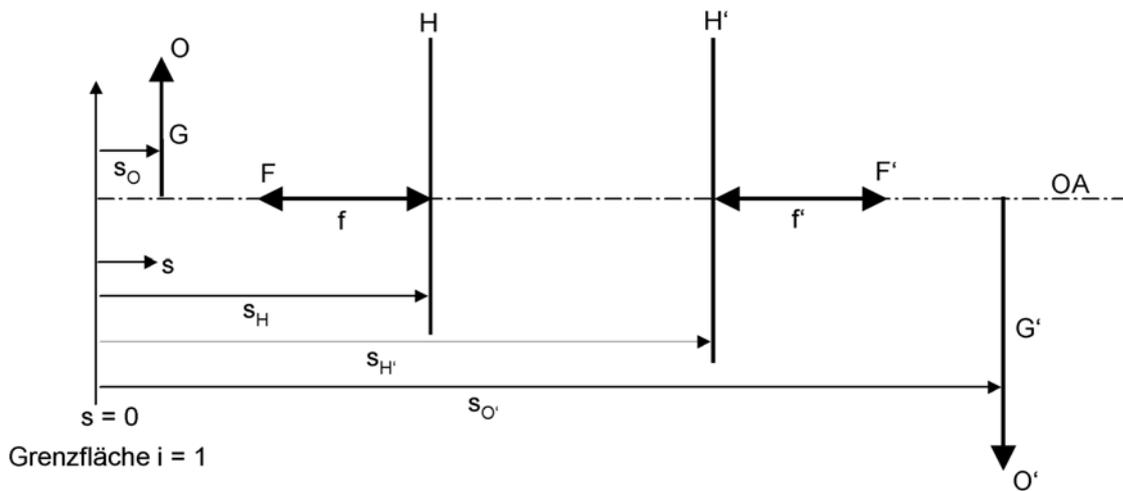


Abb. 3.2: Paraxiale Kenngrößen eines optischen Gesamtsystems.

Aus den Komponenten der Systemmatrix können die paraxialen Kenngrößen ermittelt werden. Dies sind die vordere und hintere Fokallänge  $f$  bzw.  $f'$  sowie die Lage der beiden Hauptebenen  $s_H$  und  $s_{H'}$  bezüglich der ersten lichtbrechenden Grenzfläche (Abb. 3.2):

$$f = -\frac{n_{10}}{(\underline{M}_{j,1})_{12}} \quad (3.8)$$

$$f' = -\frac{n_{j+1,j}}{(\underline{M}_{j,1})_{12}} \quad (3.9)$$

$$s_H = n_{10} \cdot \frac{(\underline{M}_{j,1})_{11} - 1}{(\underline{M}_{j,1})_{12}} \quad (3.10)$$

$$s_{H'} = \sum_{i=1}^{j-1} s_{i+1,i} + n_{j+1,j} \cdot \frac{1 - (\underline{M}_{j,1})_{22}}{(\underline{M}_{j,1})_{12}}. \quad (3.11)$$

Die optische Abbildungsgleichung stellt mit Hilfe der paraxialen Kenngrößen aus Gl. (3.8) bis Gl. (3.11) eine Beziehung zwischen der Lage des Objektpunktes  $s_O$  und der Lage des Bildpunktes  $s_{O'}$  her:

$$\frac{n_{10}}{s_H - s_O} + \frac{n_{j+1,j}}{s_{O'} - s_{H'}} = \frac{n_{j+1,j}}{f'}. \quad (3.12)$$

Der Abbildungsmaßstab  $M$  ist als Verhältnis der Größe des scharfen Abbildes  $G'$  zur Größe des Objektes  $G$  definiert und berechnet sich unter Berücksichtigung von Gl. (3.12) zu:

$$M = \frac{G'}{G} = \frac{s_{O'} - s_{H'}}{s_O - s_H} = \frac{n_{j+1,j}}{n_{10}} \cdot \left( \frac{s_{O'} - s_{H'}}{f'} - 1 \right). \quad (3.13)$$

### 3.2 Entwicklung einer neuen Methodik zur einheitlichen Untersuchung der optischen Eignung unterschiedlicher Wirkprinzipien

Mittels der im folgenden entwickelten Methodik können Lösungsansätze für das aktiv-optische Element, die auf unterschiedlichen physikalischen Wirkprinzipien beruhen, auf einheitliche Weise auf ihre Eignung hin untersucht werden. Das Vorgehen gliedert sich in vier Teilschritte, welche im folgenden detailliert vorgestellt werden. Am Ende des Kapitels sind sie der Übersichtlichkeit halber in einem Ablaufdiagramm (Abb. 3.5) gezeigt.

#### Geometriemodell des aktiv-optischen Elementes

Durch die Einbringung eines aktiv-optischen Elementes werden zusätzliche lichtbrechende Grenzflächen im Strahlengang des Auges geschaffen. Abb. 3.3a zeigt das optische Modell des dioptrischen Apparates. Die Grenzflächen  $i = 1$  und  $i = 2$  werden von der Hornhautvorder- und -rückseite, die Grenzflächen  $i = 3 \dots j$  vom aktiv-optischen Element gebildet. Auf der Netzhaut soll das scharfe Abbild des fixierten Objektpunktes entstehen. Die Krümmungsradien der Hornhautvorder- und -rückseite ( $R_1$ ,  $R_2$ ) und die Augapfellänge  $s_A$  sind patientenindividuell und müssen vor der Implantation gemessen werden, um postoperativ Emmetropie zu erzielen. Aus ihrem Wertebereich werden drei repräsentative Fallszenarien kombiniert (Anhang A1): Zum einen der Standardfall (Sta), welcher auf den Häufigkeitsmaxima der Hornhautkrümmungsradien und Augapfellängen beruht, zum anderen die beiden Extremfälle, welche ein sehr stark brechendes (Extremfall 1, Ex1) bzw. ein sehr schwach brechendes Implantat (Extremfall 2, Ex2) erfordern. In Tab. 3.1 sind diejenigen Parameter des optischen Modells zusammengestellt, die als vom Patienten unabhängig angenommen werden.

Die genaue Form und Lage der lichtbrechenden Grenzflächen des aktiv-optischen Elements und die Brechungsindizes der Materialien, welche diese Grenzflächen bilden, werden für jedes zu untersuchende Wirkprinzip in einem Geometriemodell festgelegt. Folgende Eigenschaften und Randbedingungen sind allen Geometriemodellen gemein:

- Um die Anforderung nach Implantierbarkeit durch eine Hornhautinzision (Kap. 2.1, Abb. 2.1b) zu erfüllen, wird der Durchmesser  $2 \cdot r_{AO}$  des aktiv-optischen Elementes auf höchstens 6 mm mit einem optisch transparenten Zentrum von  $2 \cdot r_0 = 5$  mm und seine axiale Tiefe  $h_{AO}$  auf höchstens 2 mm festgelegt. Falls eine axiale Tiefe von weniger als 1 mm realisiert werden kann und ein Falten des aktiv-optischen Elementes möglich ist (Abb. 3.3b), darf dessen Durchmesser  $2 \cdot r_{AO}$  bis zu  $2 \cdot r_{IP} = 10$  mm betragen. Die notwendige Hornhautschnittlänge beträgt dann höchstens 5 mm, die Schnittaufweitung 2 mm.
- Um präoperativ eine Anpassung an die patientenindividuelle Biometrie zu ermöglichen, weist das aktiv-optische Element mindestens eine lichtbrechende Fläche auf, deren Krümmungsradius  $R_0$  bzw. deren Krümmungsradien  $R_{0i}$  ( $i = 1 \dots N$ ) in Abhängigkeit voneinander vor der Implantation patientenindividuell definiert werden können.
- Über einen generalisierten Stellparameter  $v$ , der einen Weg, einen Winkel, ein Volumen oder auch eine Brechungsindexdifferenz darstellen kann, wird die postoperativ veränderliche Form und Lage einer oder mehrerer lichtbrechender Grenzflächen bzw. eine veränderliche

Brechungsindexverteilung beschrieben. Der Stellbereich sei  $\mathfrak{M} = \{v \in [v_{\min}, v_{\max}]\}$ . Ohne Beschränkung der Allgemeinheit wird ferner vorausgesetzt, daß eine Vergrößerung von  $v$  zu einer Vergrößerung der Scheitelbrechkraft führen soll, d.h.  $\frac{d\Delta D}{dv} \stackrel{!}{\geq} 0$ .

- Intraokularlinsen weisen überwiegend sphärische Grenzflächen auf, weil diese in ihrer optischen Wirkung unempfindlich gegen Dezentrierung und Verkippung sind. Daher wird auch für die Konzeption des aktiv-optischen Elementes die Verwendung sphärischer Grenzflächen angestrebt. Im Hinblick auf die erforderliche Nachstarprävention darf die an den Glaskörper grenzende Fläche – wie in Kap. 2.1 erläutert – nur konvex oder plan sein ( $R_j \stackrel{!}{<} 0$ ).

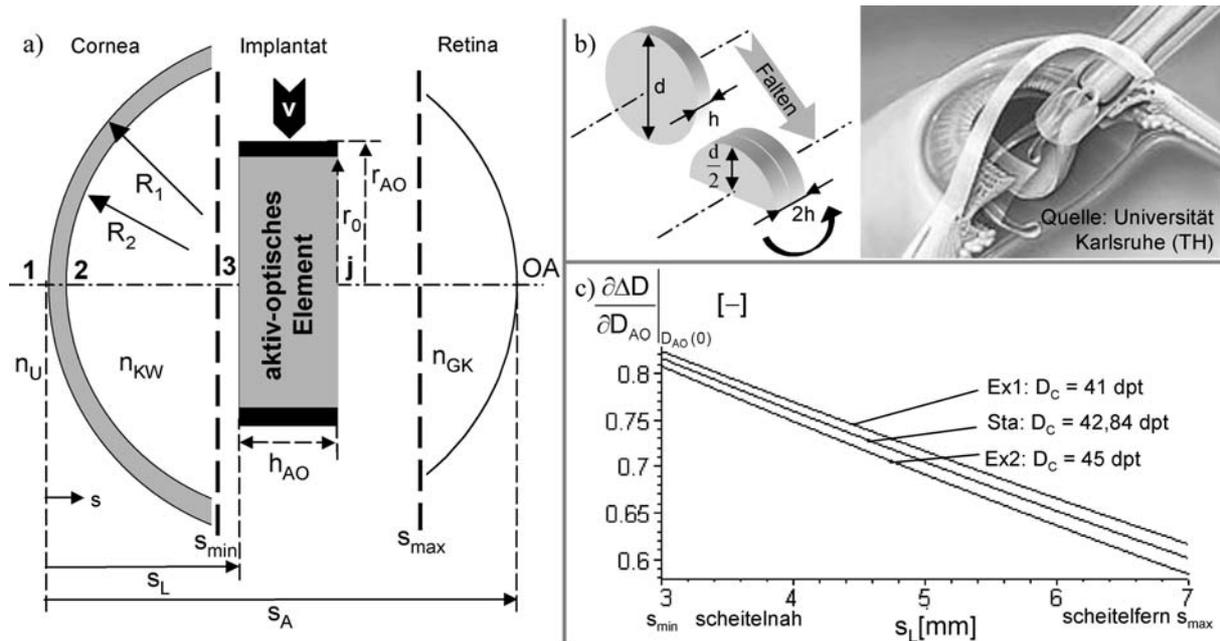


Abb. 3.3: (a) In den dioptrischen Apparat eingebrachtes aktiv-optisches Element; (b) Falten des aktiv-optischen Elementes halbiert seinen Durchmesser und verdoppelt seine axiale Dicke, wodurch die erforderliche Hornhautschnittlänge verringert werden kann, Beispiel für eine faltbare Intraokularlinse; (c) differentielle Änderung der Scheitelbrechkraftdifferenz ausgehend vom emmetropen Zustand  $d\Delta D/dD_{AO}(v)$  in Abhängigkeit der axialen Lage  $s_L$  des als einzige lichtbrechende Grenzfläche mit der Brechkraft  $D_{AO}(v)$  modellierten aktiv-optischen Elementes für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2.

Bezeichnung	Formelzeichen	Zahlenwert
Brechungsindex der Umgebung (Luft)	$n_{10} = n_U [-]$	1,000
Hornhautdicke	$s_{21} [\text{mm}]$	0,5
Brechungsindex der Hornhaut	$n_{21} [-]$	1,376
Brechungsindex des Kammerwassers	$n_{32} = n_{KW}$	1,336
Brechungsindex des Glaskörpers	$n_{j+1,j} = n_{GK}$	1,336

Tab. 3.1: Parameter des optischen Modells des menschlichen Auges (aus [AS02]), welche als vom Patienten unabhängig vorausgesetzt werden.

### Paraxiales Abbildungsverhalten des aktiv-optischen Elementes im Strahlengang des Auges

Das optische Gesamtsystem läßt sich mittels des im vorangegangenen Abschnitt 3.1 vorgestellten paraxialen Abbildungsmodells beschreiben, indem die entsprechenden Brechungs- und Translationsmatrizen definiert werden. Aus der Systemmatrix nach Gl. (3.7) werden die paraxialen Kenngrößen (Gl. (3.8) bis Gl. (3.11)) erhalten und aus der Abbildungsgleichung (3.12) ergibt sich die Gegenstandsposition zu

$$s_O = s_H - \frac{n_{10} \cdot f' \cdot (s_{O'} - s_{H'})}{n_{j+1,j} \cdot (s_{O'} - s_{H'} - f')} \quad (3.14)$$

Unter Berücksichtigung der Definition der Scheitelbrechkraftdifferenz ausgehend vom emmetropen Zustand in Gl. (1.1) folgt der funktionale Zusammenhang

$$\Delta D = -\frac{n_U}{s_O} = \frac{n_{10} \cdot n_{j+1,j} \cdot (s_{O'} - s_{H'} - f')}{n_{10} \cdot f' \cdot (s_{O'} - s_{H'}) - n_{j+1,j} \cdot s_H \cdot (s_{O'} - s_{H'} - f')} = \Delta D(R_1, R_2, s_L, s_A, R_{0i}, v) \quad (3.15)$$

Er beschreibt die nichtlineare Abhängigkeit von den Biometriedaten  $X = \{R_1, R_2, s_L, s_A\}$ , den patientenindividuell anpaßbaren Krümmungsradien  $R_{0i}$  und dem Stellparameter  $v$ , weil die paraxialen Kenngrößen  $f, f', s_H$  und  $s_{H'}$  von der diese Größen enthaltenden Systemmatrix abhängen.

Bei der Festlegung des Geometriemodells ist die Position des aktiv-optischen Elementes im Strahlengang über die Definition von  $s_L$  so zu wählen, daß es im in Kap. 2.1 spezifizierten Bauraum zwischen Iris und Glaskörper zu liegen kommt (Abb. 3.3a). Praktisch kann dies über eine geeignete Anwinkelung der Haptik erreicht werden. Allerdings verringert sich die Anlagefläche des Kapselsacks an die Implantatrückfläche je scheinelnäher das Implantat positioniert wird und verschlechtert somit die Nachstarprävention. Folgende Überlegung zeigt, daß eine scheinelnähe Positionierung des Implantates vorteilhafter ist als eine scheinelferne: Hierzu werden die Hornhaut (Brechkraft  $D_C$ ) und das aktiv-optische Element (Brechkraft  $D_{AO}(v)$  an der Stelle  $s_L$ ) vereinfacht als einzige lichtbrechende Grenzflächen im Strahlengang des Auges modelliert. Unter Verwendung des paraxialen Abbildungsmodells berechnet sich die Scheitelbrechkraftdifferenz ausgehend vom emmetropen Zustand aus Gl. (3.15) zu

$$\Delta D(D_{AO}(v), s_L) = \frac{(s_A - s_L) \cdot (n_{KW=GK} - D_C \cdot (s_A + s_L)) \cdot D_{AO}(v) + n_{KW=GK} \cdot (D_C \cdot s_A - n_{KW=GK})}{s_L \cdot (s_L - s_A) \cdot D_{AO}(v) \cdot n_{KW=GK} \cdot s_A} \quad (3.16)$$

Die zur Emmetropisierung notwendige Brechkraft  $D_{AO}(0)$  ergibt sich aus  $\Delta D(D_{AO}(0), s_L) = 0$ , die differentielle Änderung an dieser Stelle wird durch Differenzieren von Gl. (3.16) erhalten:

$$\left. \frac{\partial \Delta D}{\partial D_{AO}} \right|_{D_{AO}(0)} = \left( 1 - \frac{D_C \cdot s_L}{n_{KW=GK}} \right)^2 \quad (3.17)$$

Aus ihrer Auftragung (Abb. 3.3c) in Abhängigkeit der axialen Position  $s_L$  geht hervor, daß sich für scheinelnähe Implantatlagen größere differentielle Änderungen erzielen lassen als für scheinelferne. Demzufolge ist dieselbe paraxiale Wirkung für eine scheinelnähe Position mit einem kleineren erforderlichen Stellbereich von  $v$  verbunden. Daher wird bei der Definition der Geometriemodelle in Kap. 3.3 eine irisnahe Lage der Implantatvorderfläche angestrebt.

### Auswirkungen präoperativer Meßfehler auf die postoperative Refraktion

Die präoperativ erhobenen Biometriedaten  $X_{prä} = \{R_{1,prä}, R_{2,prä}, s_{L,prä}, s_{A,prä}\}$  sind Meßwerte. Werden keine systematischen Meßfehler bei der präoperativen Biometriedatenbestimmung gemacht, ist die Annahme gerechtfertigt, daß diese normalverteilt mit der Standardabweichung  $\sigma_{X_{prä}}$  um den unbekanntem wahren Wert  $X$  herum streuen. Daher ergibt sich auch für die postoperative Refraktion  $\Delta D$  eine Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion  $w(\Delta D, R_{0i}, v)$ , welche die Streuung um den Wert der

größten Wahrscheinlichkeitsdichte  $\Delta D_{ew}(R_{0i}, v)$  beschreibt. Unkorreliertheit<sup>1</sup> vorausgesetzt, ergibt sich dieser (erwartete – ew) Fall, falls in Gl. (3.15) die präoperativ gemessenen Biometriedaten mit den unbekanntenen wahren Werten übereinstimmen (Abb. 3.4b):

$$\Delta D_{ew} = \Delta D(R_1 = R_{1,prä}, R_2 = R_{2,prä}, s_L = s_{L,prä}, s_A = s_{A,prä}, R_{0i}, v). \quad (3.18)$$

Die Wahrscheinlichkeit P, daß die Refraktion postoperativ innerhalb eines bestimmten Streubereiches  $\Delta D_{ug} \leq \Delta D \leq \Delta D_{og}$  liegt, ergibt sich aus der Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion zu

$$P(\Delta D_{ug} \leq \omega = \Delta D \leq \Delta D_{og}) = \int_{\Delta D_{ug}}^{\Delta D_{og}} w(\omega) d\omega. \quad (3.19)$$

Abb. 3.4a zeigt schematisch die postoperative Streuung der Refraktion beschrieben durch die Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion  $w(\Delta D, v)$  und die Wahrscheinlichkeit P als Fläche unter der Wahrscheinlichkeitsdichtekurve für einen bestimmten Stellparameter v.

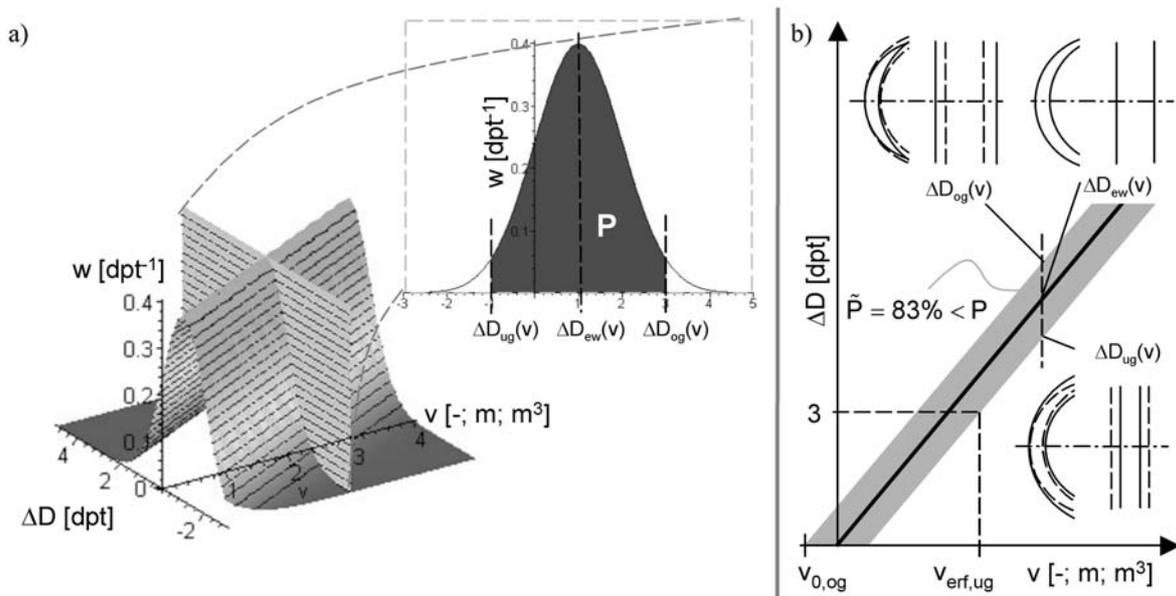


Abb. 3.4: (a) Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion  $w(\Delta D, v)$  und Wahrscheinlichkeit, daß die Refraktion  $\Delta D$  innerhalb eines bestimmten Streubereiches um den Wert mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte  $\Delta D_{ew}$  liegt; (b) identische gemessene präoperative Biometriedaten  $X_{prä}$  (gestrichelte Linien), die eine Implantation der gleichen Implantatgeometrie  $R_{0i}$  erfordern und Abweichungen der wahren Werte  $X$  (durchgezogene Linien) von den gemessenen, welche zu einem Streubereich (grau hinterlegt) der postoperativen Refraktion führen.

Auf die Bestimmung der Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion  $w(\Delta D, R_{0i}, v)$  aus den einzelnen Wahrscheinlichkeitsranddichtefunktionen  $w(X_{prä})$  der Biometrie Größen wird wegen der Komplexität des Zusammenhangs Gl. (3.15) verzichtet und stattdessen eine Größtfehlerabschätzung zur Ermittlung einer unteren Schranke für P verwendet: Die Wahrscheinlichkeit  $\tilde{P}$ , daß alle vier Zufallsgrößen  $X_{prä} = \{R_{1,prä}, R_{2,prä}, s_{L,prä}, s_{A,prä}\}$  innerhalb eines Streubereiches  $X - 2 \cdot \sigma_{X_{prä}} \leq X_{prä} \leq X + 2 \cdot \sigma_{X_{prä}}$  liegen, beträgt unter der Voraussetzung von Unkorreliertheit

<sup>1</sup> Diese Annahme ist gerechtfertigt, falls sich zufällige Messfehler bei der Bestimmung einer Größe X nicht auf die Messung einer anderen auswirken, wovon im vorliegenden Fall – mit Einschränkungen bei der Messung der Hornhautkrümmungsradien  $R_1$  und  $R_2$  – ausgegangen werden kann.

$$\begin{aligned} \tilde{P} &= \left[ P_X (X - 2 \cdot \sigma_{X_{prä}} \leq X_{prä} \leq X + 2 \cdot \sigma_{X_{prä}}) \right]^4 \\ &= \left[ \int_{X-2\cdot\sigma_{X_{prä}}}^{X+2\cdot\sigma_{X_{prä}}} \frac{1}{\sqrt{2\cdot\pi}\cdot\sigma_{X_{prä}}} \cdot e^{-\frac{(\omega-X)^2}{2\cdot\sigma_{X_{prä}}^2}} d\omega \right]^4 \approx [0,9545]^4 = 83\% < P \end{aligned} \quad (3.20)$$

und stellt eine untere Schranke für die Wahrscheinlichkeit P aus Gl. (3.19) dar. Die zugehörigen Grenzen für die minimal und maximal auftretende Refraktion  $\Delta D_{ug}(R_{0i}, v)$  bzw.  $\Delta D_{og}(R_{0i}, v)$  (Abb. 3.4b) werden aus der Überlagerung der Größtfehler  $\Delta X_{prä} = 2 \cdot \sigma_{X_{prä}}$  erhalten, welche im Anhang A2 spezifiziert sind.

Ist der wahre vordere Hornhautkrümmungsradius größer als der gemessene, der wahre hintere kleiner als der gemessene, die wahre Augapfellänge kleiner als die gemessene und liegt das Implantat scheidelferner als angenommen (Abb. 3.4b), ergibt sich die minimal auftretende Refraktion  $\Delta D_{ug}(R_{0i}, v)$  (untere Grenze, ug) aus Gl. (3.15):

$$\begin{aligned} \Delta D_{ug} &= \Delta D(R_1 = R_{1,prä} + \Delta R_{1,prä}, R_2 = R_{2,prä} - \Delta R_{2,prä}, s_L = s_{L,prä} + \Delta s_{L,prä}, s_A = s_{A,prä} - \Delta s_{A,prä}, R_{0i}, v) \\ &\approx \Delta D_{ew} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial R_1} \cdot \Delta R_{1,prä}}_{<0} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial R_2} \cdot (-\Delta R_{2,prä})}_{<0} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial s_L} \cdot \Delta s_{L,prä}}_{<0} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial s_A} \cdot (-\Delta s_{A,prä})}_{<0} \end{aligned} \quad (3.21)$$

Ist der wahre vordere Hornhautkrümmungsradius kleiner als der gemessene, der wahre hintere größer als der gemessene, die wahre Augapfellänge größer als die gemessene und liegt das Implantat scheidelnäher als angenommen (Abb. 3.4b), ergibt sich die maximal auftretende Refraktion  $\Delta D_{og}(R_{0i}, v)$  (obere Grenze, og) aus Gl. (3.15):

$$\begin{aligned} \Delta D_{og} &= \Delta D(R_1 = R_{1,prä} - \Delta R_{1,prä}, R_2 = R_{2,prä} + \Delta R_{2,prä}, s_L = s_{L,prä} - \Delta s_{L,prä}, s_A = s_{A,prä} + \Delta s_{A,prä}, R_{0i}, v) \\ &\approx \Delta D_{ew} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial R_1} \cdot (-\Delta R_{1,prä})}_{>0} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial R_2} \cdot \Delta R_{2,prä}}_{>0} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial s_L} \cdot (-\Delta s_{L,prä})}_{>0} + \underbrace{\frac{\partial \Delta D}{\partial s_A} \cdot \Delta s_{A,prä}}_{>0} \end{aligned} \quad (3.22)$$

Der Verlauf der Kurven in Abb. 3.4b läßt sich über die präoperative Wahl der Krümmungsradien  $R_{0i}$  in  $\Delta D$ -Richtung verschieben.

Die präoperative Festlegung der Implantatgeometrie und die Berechnung der Grenzen des Streubereiches für die sich postoperativ einstellende Ametropie am Beispiel einer herkömmlichen Intraokularlinse sind im Anhang A2 gezeigt. Ein dort durchgeführter Vergleich mit einer Häufigkeitsverteilung implantierter Intraokularlinsenstärken und der praktisch auftretenden postoperativen Abweichung von der Zielrefraktion zeigt, daß das Spektrum real auftretender Biometriedaten durch die drei Fallszenarien gut erfaßt wird und daß die getroffenen Annahmen über die Größtfehler  $\Delta X_{prä}$  zutreffend sind.

Bei einer herkömmlichen Intraokularlinse besteht keine Möglichkeit, die Scheitelbrechkraft postoperativ zu beeinflussen, weil die Form und Lage ihrer lichtbrechenden Grenzflächen nicht über einen Stellparameter  $v$  verändert werden können. Aktiv-optische Elemente dagegen bieten diese Möglichkeit der Einflußnahme. Da ihr Einsatz im menschlichen Auge in dieser Arbeit erstmalig untersucht wird, muß ein neues Vorgehen zur präoperativen Festlegung der Implantatgeometrie (d.h. der Krümmungsradien  $R_{0i}$ ) und zur Ermittlung des mindestens erforderlichen Stellparameters  $v$  entwickelt werden.

### Präoperative Festlegung der Implantatgeometrie und mindestens erforderlicher Stellparameter

Für den definierten Biometriedatenbereich, dessen Grenzen der Extremfall 1 und der Extremfall 2 repräsentieren, sind hierbei folgende drei Anforderungen zu berücksichtigen:

- Eine postoperative Emmetropsierung innerhalb des Streubereichs  $\Delta D_{ug} \leq \Delta D \leq \Delta D_{og}$  muß möglich sein. Das bedeutet, daß jeweils ein Stellparameter  $v_0 \in \mathfrak{M}$  existieren muß, für den  $\Delta D(v_0) \stackrel{!}{=} 0$  ist. Der kleinste erforderliche Stellparameter  $v_{0,og}$  tritt an der oberen Grenze des Streubereichs auf (Abb. 3.4b) und ergibt sich aus:

$$\Delta D_{og}(v_{0,og}) \stackrel{!}{=} 0. \quad (3.23)$$

- Ausgehend von diesem Zustand muß eine Akkommodation von mindestens 3 dpt möglich sein:  $\Delta D(v_{erf}) \stackrel{!}{=} 3 \text{ dpt}$  mit  $v_{erf} \in \mathfrak{M}$ . Der größte erforderliche Stellparameter  $v_{erf,ug}$  tritt an der unteren Grenze des Streubereichs auf (Abb. 3.4b). Er ergibt sich aus:

$$\Delta D_{ug}(v_{erf,ug}) \stackrel{!}{=} \Delta D_{max} = 3 \text{ dpt}. \quad (3.24)$$

- Bei Ausfall des Künstlichen Akkommodationssystems soll sich eine Fail-Safe-Refraktion von  $\Delta D_{FS} = 0,25 \text{ dpt}$  einstellen. Dies setzt voraus, daß das Aktorprinzip eine prinzipimmanente oder auch durch konstruktive Parameter (z.B. eine Vorspannung) definierbare, eindeutige Ruhelage  $v_{RL} \in \mathfrak{M}$  besitzt, was z.B. bei hysteresebehafteten Aktorprinzipien nicht der Fall ist. Selbst dann wird die Refraktion mit der Wahrscheinlichkeitsdichte  $w(\Delta D, R_{0i}, v_{RL})$  um den Wert  $\Delta D_{ew}(v_{RL})$  streuen, welcher mit der Fail-Safe Refraktion  $\Delta D_{FS}$  übereinstimmen sollte:

$$\Delta D_{ew}(v_{RL}) \stackrel{!}{=} \Delta D_{FS} = 0,25 \text{ dpt}. \quad (3.25)$$

Für die weitere Betrachtung wird unterschieden, ob die Aktorruhelage systemimmanent vorgegeben ist oder ob sie mittels konstruktiver Maßnahmen definierbar ist. Das Vorgehen ist im Ablaufdiagramm (Abb. 3.5) als Schritt 4 veranschaulicht.

Ist die Aktorruhelage systemimmanent vorgegeben, kann aus der Fail-Safe-Anforderung Gl. (3.25) eine Bedingung für die Implantatgeometrie formuliert werden (●, Typ A). Dann ist zu prüfen, ob die Forderung nach dem postoperativen Refraktionsausgleich (Gl. (3.23)) und der davon ausgehenden Akkommodation (Gl. (3.24)) mit den Stellbereichsgrenzen vereinbar ist (○). Dabei kann es sein, daß der zur Verfügung stehende Stellbereich  $\mathfrak{M}$  infolge der Fail-Safe-Restriktion nicht vollständig ausgenutzt wird. Sind die beiden Forderungen nicht mit dem Stellbereich vereinbar, ist die Geometrie präoperativ derart festzulegen, daß zumindest ein postoperativer Refraktionsausgleich (●, Gl. (3.23)) erzielbar ist (Typ B) – die Anforderung an eine Fail-Safe-Refraktion von  $\Delta D_{FS} = 0,25 \text{ dpt}$  kann nicht gleichzeitig erfüllt werden. Sollte auch in diesem Fall der maximal mögliche Stellparameter nicht ausreichen, um eine ausreichende Akkommodation (○, Gl. (3.24)) sicherzustellen, ist der untersuchte Lösungsansatz ungeeignet, um die formulierten Mindestanforderungen zu erfüllen.

Falls die Aktorruhelage mittels konstruktiver Maßnahmen definierbar ist, stellt die Fail-Safe-Anforderung aus Gl. (3.25) keine Restriktion mehr dar, sondern ist die Bestimmungsgleichung zur Ermittlung der Aktorruhelage (◇). Die präoperativ festzulegende Geometrie ist so zu wählen, daß sich eine möglichst große differentielle Änderung der Scheitelbrechkraftdifferenz zum emmetropen Zustand mit dem Stellparameter ergibt und die erforderliche Stellparameteränderung  $v_{erf,ug}$  somit möglichst gering ausfällt. Alternativ dazu kann auch eine minimale mechanische Belastung des Systems oder eine Minimierung der optischen Abbildungsfehler angestrebt werden.

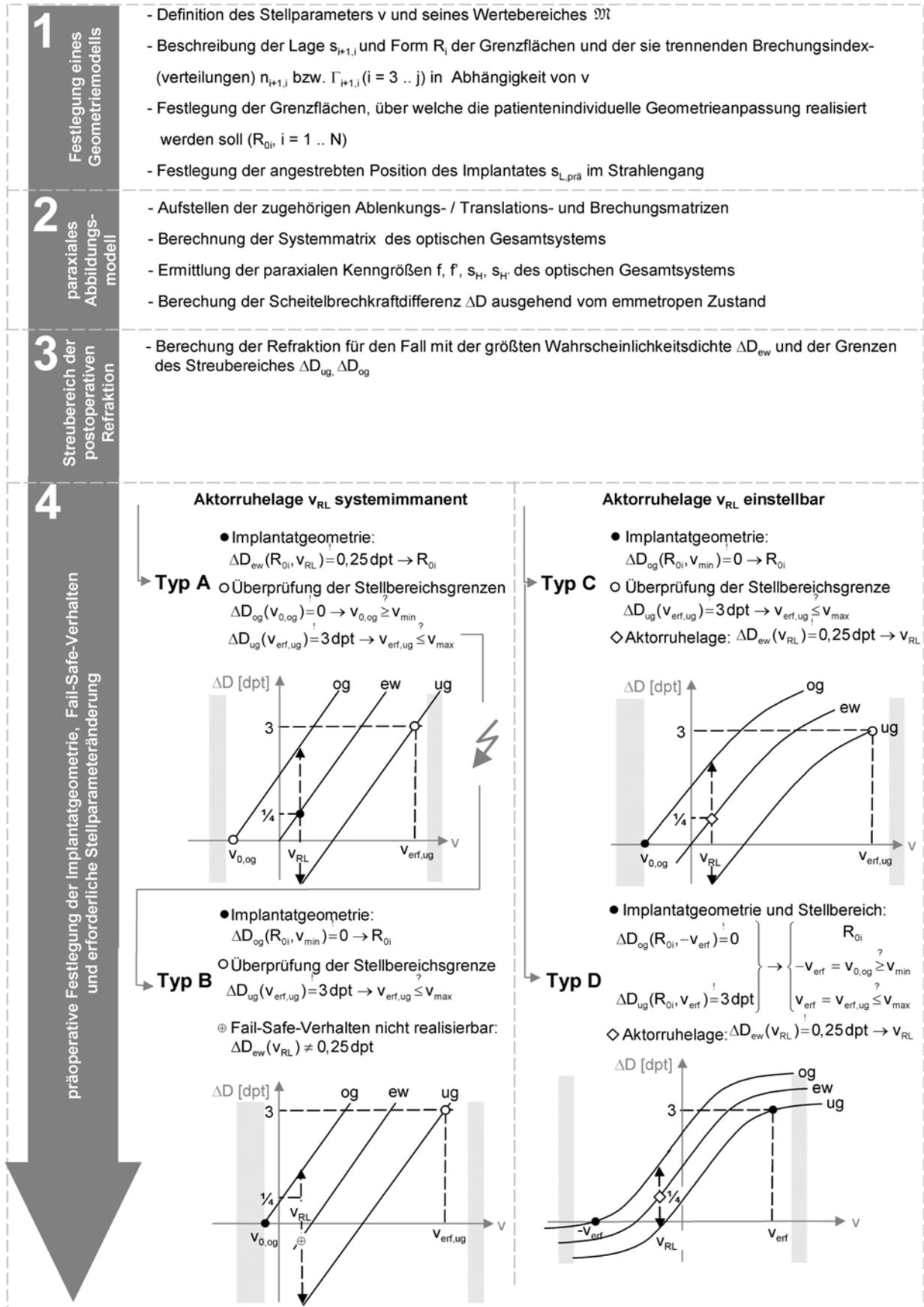


Abb. 3.5: Ablaufdiagramm der neu entwickelten Methodik zur einheitlichen Untersuchung auf unterschiedlichen physikalischen Wirkprinzipien beruhender Lösungsansätze für die Teilfunktion aktiv-optisches Element.

Das jeweilig gewählte Kriterium wird bei der Untersuchung der unterschiedlichen Wirkprinzipien in Kap. 3.3 erläutert werden. Zwei Fälle sind dabei von besonderer Bedeutung: Im ersten tritt die größte differentielle Änderung (bzw. die geringste mechanische Belastung oder induzierten Aberrationen) an der unteren Grenze des möglichen Stellbereiches auf (Typ C). Daher sollte an dieser Stelle die Forderung nach dem postoperativen Refraktionsausgleich (●, Gl. (3.23)) erfüllt werden. Im Anschluß daran ist zu prüfen, ob der maximal mögliche Stellparameter für die geforderte Akkommodationsbreite (○, Gl. (3.24)) ausreicht oder nicht. Im zweiten Fall (Typ D) tritt die größte differentielle Änderung (bzw. die geringste mechanische Belastung oder induzierten Aberrationen) symmetrisch um eine ausgezeichnete Stelle (hier z.B.  $v = 0$ ) auf, so daß der Stellbereich symmetrisch zu dieser Stelle genutzt werden sollte. Die präoperativ festzulegende Geometrie und den mindestens erforderlichen Stellparameter, der im zulässigen Bereich  $\mathfrak{M}$  liegen muß, werden durch Lösung des von Gl. (3.23) und Gl. (3.24) gebildeten nichtlinearen Gleichungssystems, welche die Forderung nach dem postoperativen Refraktionsausgleich und der geforderten Akkommodationsbreite repräsentieren (●), erhalten.

Bei allen vier Typen (A, B, C, D) der Klassifizierungsmatrix bezeichnet

$$\Delta D_{ug}(v_{RL}) \leq \Delta D(v_{RL}) \leq \Delta D_{og}(v_{RL}) \quad (3.26)$$

die Ametropie (bei  $\Delta D(v_{RL}) > 0$  Myopie, bei  $\Delta D(v_{RL}) < 0$  Hyperopie), die sich innerhalb des Streubereiches im Versagensfall einstellen kann. Sie ist in Abb. 3.5 ebenfalls veranschaulicht ( $\updownarrow$ ).

### 3.3 Eignungsuntersuchung unterschiedlicher Wirkprinzipien

Für die Eignungsuntersuchung und -bewertung verschiedener Wirkprinzipien zur Erfüllung der Teilfunktion aktiv-optisches Element wird das in Kap. 3.2 neuentwickelte Vorgehen angewandt. Durch die Definition eines Geometriemodells und die paraxiale Berechnung wird sichergestellt, daß die Anforderungen an die Implantierbarkeit, das nachstarpräventive Implantatdesign, die patientenindividuelle Anpaßbarkeit, die postoperative Emmetropisierung, die Akkommodationsbreite und das Fail-Safe-Verhalten berücksichtigt werden. Darüber hinaus werden folgende in Kap. 2.1 formulierte Anforderungen als Kriterien verwendet: Das aktiv-optische Element soll einen möglichst geringen Bauraum einnehmen und eine ausreichende Transmissionsfähigkeit aufweisen. Es soll eine ausreichende Scheitelbrechkraftänderung innerhalb von 250 ms nach Anliegen des Steuersignals realisieren. Dies ist notwendig, weil davon auszugehen ist, daß auch die Erfassung der Information über den Akkommodationsbedarf einen Teil der insgesamt zur Verfügung stehenden Reaktionszeit von 600 ms bis 700 ms in Anspruch nehmen wird. Ferner wird überprüft, ob eine physiologische Kompatibilität gegeben ist.

Für die folgenden Betrachtungen wird angenommen, daß für starre optisch transparente Bauteile des aktiv-optischen Elementes für Intraokularlinsen etablierte Acrylat-Copolymere verwendet werden. Ihr Brechungsindex liegt zwischen 1,46 und 1,55 [Wer06]. In den folgenden Berechnungen wird ein Wert von  $n_{Ac} = 1,49$  zugrunde gelegt.

#### 3.3.1 Axialverschiebung sphärischer Grenzflächen

Durch die Verlagerung sphärischer Grenzflächen entlang der optischen Achse läßt sich das Brechungsverhalten eines optischen Systems beeinflussen. Das Prinzip ist in Varioobjektiven von Kameras weit verbreitet verwirklicht. Der Antrieb wird mittels Gleichstromschrittmotoren, Tauchspulen [YLW<sup>+</sup>05] oder Piezomotoren [Uch06] realisiert. Auch die in Kap. 1.2.3 vorgestellten mono- und dual-optic Ansätze für potentiell akkommodative Intraokularlinsen beruhen auf diesem Wirkprinzip.

Mit Hilfe der in Kap. 3.2 vorgestellten Methodik konnte in [BBG06<sup>#</sup>] gezeigt werden, daß der mono-optic Ansatz für die Verwendung in einem Künstlichen Akkommodationssystem ungeeignet ist, weil der zur Verfügung stehende axiale Verschiebeweg für Augen, die ein schwach brechendes Implantat erfordern (Extremfall 2), bei weitem nicht ausreichend ist. Durch die Kombination einer ortsfesten Zerstreuungslinse mit einer axial durch einen Mikroaktor im Kammerwasser verschiebbaren Sammellinse (dual-optic-Ansatz) lassen sich die notwendigen Verschiebewege auf unter 2,3 mm reduzieren. Dies kann für den Extremfall 2 jedoch nur mittels einer bikonkaven Zerstreuungslinse erreicht werden, welche die formulierte Anforderung an eine konvexe oder plane zum Glaskörper hin gewandte Fläche nicht erfüllt. Weitere Nachteile des dual-optic Ansatzes ergeben sich daraus, daß bei der Axialbewegung der Sammellinse Kammerwasser verdrängt werden muß, was höhere Aktorkräfte erfordert und die aufzubringenden axialen Reaktionskräfte des Zonulafaserapparates vergrößert. Zudem besteht das Risiko, daß infolge der Kapselsackfibrose oder Epithelzellenbesiedlung die Verschiebbarkeit der Sammellinse beeinträchtigt wird [BBG06<sup>#</sup>].

Um diese Nachteile zu vermeiden, wurde ein neuartiger Ansatz entwickelt, bei dem eine Trennung des Linsenzwischenraums von seiner Umgebung stattfindet. Er besteht aus zwei ortsfesten Zerstreuungslinsen, zwischen denen ein Mikroaktor eine Sammellinse axial bewegt (Abb. 3.6). Er wird im folgenden als triple-optic Anordnung bezeichnet. Da die beiden Zerstreuungslinsen und das sie verbindende Gehäuse eine räumliche Trennung zum Kammerwasser ermöglichen, kann ein wählbares Füllmedium Verwendung finden. Im Hinblick auf eine große lichtbrechende Wirkung ist eine große Brechungsindexdifferenz zum Linsenmaterial anzustreben, im Hinblick auf die Umströmung der Sammellinse ein Medium mit einer geringen Viskosität. Gase oder Gasgemische (z.B. Stickstoff oder trockene Luft) erfüllen diese Bedingungen. Ihr Einsatz ist aus medizinischer Sicht vorstellbar, wenn eine hinreichende Gasundurchlässigkeit der Ummantelung gewährleistet ist [Gut05]. Durch die geringere Dichte der Gase können Komponenten größerer Dichte (z.B. elektronische Komponenten) des Künstlichen Akkommodationssystems kompensiert und die Forderung nach Dichtegleichheit von Implantat und Kammerwasser leichter erfüllt werden.

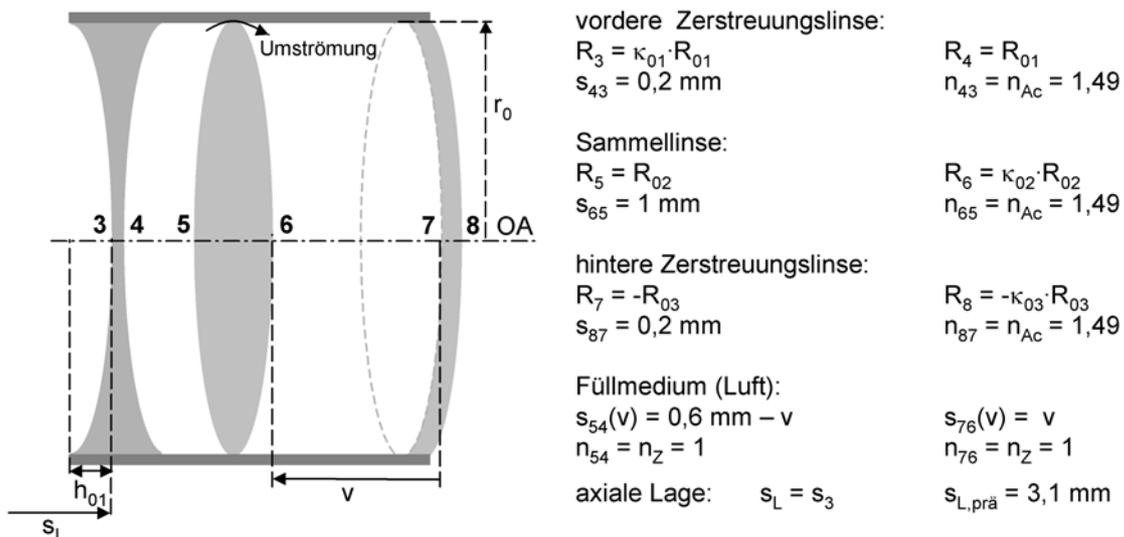


Abb. 3.6: Geometriemodell der neu-entwickelten triple-optic Konfiguration, bestehend aus zwei ortsfesten Zerstreuungslinsen zwischen denen eine Sammellinse durch einen Mikroaktor axial bewegt wird. Die Skizze zeigt beispielhaft eine bikonkave ( $\kappa_{01} < 0$ ) vordere Zerstreuungslinse und eine konvav-konvexe ( $\kappa_{03} > 1$ ) hintere Zerstreuungslinse.

In Abb. 3.6 ist das Geometriemodell der triple-optic Konfiguration beschrieben. Als Stellparameter  $v$  wird die Axialverschiebung der Sammellinse ausgehend vom Berührzustand mit der hinteren Zerstreuungslinse festgelegt. Die Sammellinse ist bikonvex, das Verhältnis ihrer Krümmungsradien

beträgt  $\kappa_{02} \leq -1$ . Die beiden Zerstreuungslinsen haben eine konkav-konvexe Form ( $\kappa_{01} > 1$ ,  $\kappa_{03} > 1$ ) die vordere der beiden kann auch bikonkav ( $\kappa_{01} < 0$ ) geformt sein. Die positiven Krümmungsradien  $R_{01}$ ,  $R_{02}$  und  $R_{03}$  dienen der patientenindividuellen Anpaßbarkeit. Das Füllmedium ist trockene Luft ( $n_z = 1$ ). Als Bezugspunkt für die axiale Lage des aktiv-optischen Elementes dient der Scheitel der vorderen Zerstreuungslinse. Die Sammellinsenposition, die sich in der Ruhelage eines Aktors einstellt, welcher die notwendige Linearbewegung ausführt, ist mit konstruktiven Mitteln definierbar. Die weitere Rechnung wird zeigen, daß sich die größte differentielle Scheitelbrechkraftänderung an der unteren Grenze  $v = 0$  des Stellbereiches einstellt. Daher ist die triple-optic-Konfiguration dem Typ C der Klassifizierungsmatrix (Abb. 3.5) zuzuordnen. Um große differentielle Scheitelbrechkraftänderungen mit dem Verschiebeweg zu erzielen, sollten die Krümmungsradien  $R_{01}$ ,  $R_{02}$  und  $R_{03}$  möglichst klein gewählt werden. Dabei sind folgende Randbedingungen zu beachten:

- Die Randdicke der Linsen muß einen positiven Wert besitzen. Eine einfache geometrische Betrachtung führt für die Bikonvexlinse auf die Bedingung

$$R_6 = -\kappa_{02} \cdot R_5 = -\kappa_{02} \cdot R_{02} \stackrel{!}{\geq} -\kappa_{02} \cdot R_{02,\min}, \quad (3.27)$$

wobei sich der Mindestwert für  $R_{02}$  implizit aus

$$R_{02,\min} \cdot (1 - \kappa_{02}) - \sqrt{R_{02,\min}^2 - r_0^2} - \sqrt{\kappa_{02}^2 \cdot R_{02,\min}^2 - r_0^2} = s_{65} \quad (3.28)$$

ergibt. Für die vordere Zerstreuungslinse lautet die Restriktion

$$R_3 = \kappa_{01} \cdot R_{01} \stackrel{!}{\leq} -\frac{h_{01}^2 + r_0^2}{2 \cdot h_{01}}, \quad (3.29)$$

falls diese eine bikonkave Form ( $\kappa_{01} < 0$ ) besitzt.

- Eine Berührung der Linsen in der optischen Achse muß möglich sein, was für die Beträge der Krümmungsradien folgende Restriktionen liefert:

$$-R_4 = R_{01} \stackrel{!}{\geq} R_{02} = R_5 \quad (3.30)$$

$$-R_7 = R_{03} \stackrel{!}{\geq} -\kappa_{02} \cdot R_{02} = -R_6. \quad (3.31)$$

- Die Implantatvorderfläche darf die vordere Bauraumbegrenzung  $s_{\min} = 3 \text{ mm}$  nicht unterschreiten:

$$s_{L,\text{prä}} - \Delta s_{L,\text{prä}} \stackrel{!}{\geq} s_{\min} + h_{01}. \quad (3.32)$$

- Die Gesamtdicke des Implantates darf nicht größer als 2 mm sein, um durch die Hornhautinzision in den Augapfel eingeführt werden zu können:

$$h_{01} + s_{43} + s_{54} + s_{65} + s_{87} \stackrel{!}{\leq} h_{A0} = 2 \text{ mm}. \quad (3.33)$$

Für zwei gleichartige konkav-konvexe Zerstreuungslinsen ( $R_{01} = R_{03}$ ,  $\kappa_{01} = \kappa_{03} = 3$ ), eine symmetrische Bikonvexlinse ( $\kappa_{02} = -1$ ) und eine angestrebte axiale Lage von  $s_{L,\text{prä}} = 3,1 \text{ mm}$  sind die Restriktionen Gl. (3.27), Gl. (3.29), Gl. (3.32) und Gl. (3.33) erfüllt. Der Wertebereich von  $v$  beträgt  $\mathfrak{M} = \{v \in [0, 600 \mu\text{m}]\}$ . In Tab. 3.2 sind die paraxialen Berechnungsergebnisse für die Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 zusammengestellt und angegeben, welche Restriktion die Wahl der Krümmungsradien  $R_{01} = R_{03}$  und  $R_{02}$  bestimmt.

Szenario	Ex1	Sta	Ex2	Ex2 ( $\kappa_{01} = \kappa_{03} \rightarrow \infty$ )
$R_{01} = R_{03}$ [mm]	7,50	6,75	10,70	6,95
$R_{02}$ [mm]	6,52 <sup>1</sup>	6,53 <sup>1</sup>	10,70	6,52 <sup>1</sup>
Restriktion	Gl. (3.27)	Gl. (3.27)	Gl. (3.30) / (3.31)	Gl. (3.27)
$v_{\text{erf,ug}}$ [ $\mu\text{m}$ ]	343	346	578	349
$v_{\text{RL}}$ [ $\mu\text{m}$ ]	82	76	119	72
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-0,71	-0,54	-0,42	-0,43
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	1,21	1,04	0,92	0,93

Tab. 3.2: Berechnungsergebnisse der triple-optic Konfiguration für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 sowie Auswirkung einer Variation des Krümmungsradienverhältnisses  $\kappa$  der Zerstreuungslinsen auf die Ergebnisse im Fallszenario Ex2.

Aus Tab. 3.2 ist zu erkennen, daß für Biometriedaten, die ein schwach brechendes Implantat erfordern (Extremfall 2), die Krümmungsradien der symmetrischen Bikonvexlinse aufgrund der Berührbedingungen in der optischen Achse (Gl. (3.30) / (3.31)) nicht auf den durch Gl. (3.28) vorgegebenen minimalen Wert von 6,5 mm reduziert werden können. Daraus resultiert ein im Vergleich zum Extremfall 1 und zum Standardfall größerer erforderlicher axialer Hubweg von 578  $\mu\text{m}$ , welcher aber geringer ist, als der maximal mögliche von  $v_{\text{max}} = 600 \mu\text{m}$ . Sind die Außenflächen des Implantates plan ( $\kappa_{01} = \kappa_{03} \rightarrow \infty$ ), läßt sich der erforderliche axiale Verschiebeweg auch für den Extremfall 2 auf Werte unterhalb von 350  $\mu\text{m}$  begrenzen (Tab. 3.2).

Abb. 3.7a zeigt den Verlauf der Funktion  $\Delta D(v)$  und die obere und untere Grenze des Streubereiches der postoperativen Refraktion für das Sta-Szenario. Die differentielle Änderung der Scheitelbrechkraft verringert sich mit zunehmender Axialverlagerung ( $\frac{d^2 \Delta D_{\text{ew}}}{dv^2} < 0$ ). Abb. 3.7b veranschaulicht die Lage der triple-optic im Strahlengang (Sta-Szenario im Fall, der mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte (ew) eintritt).

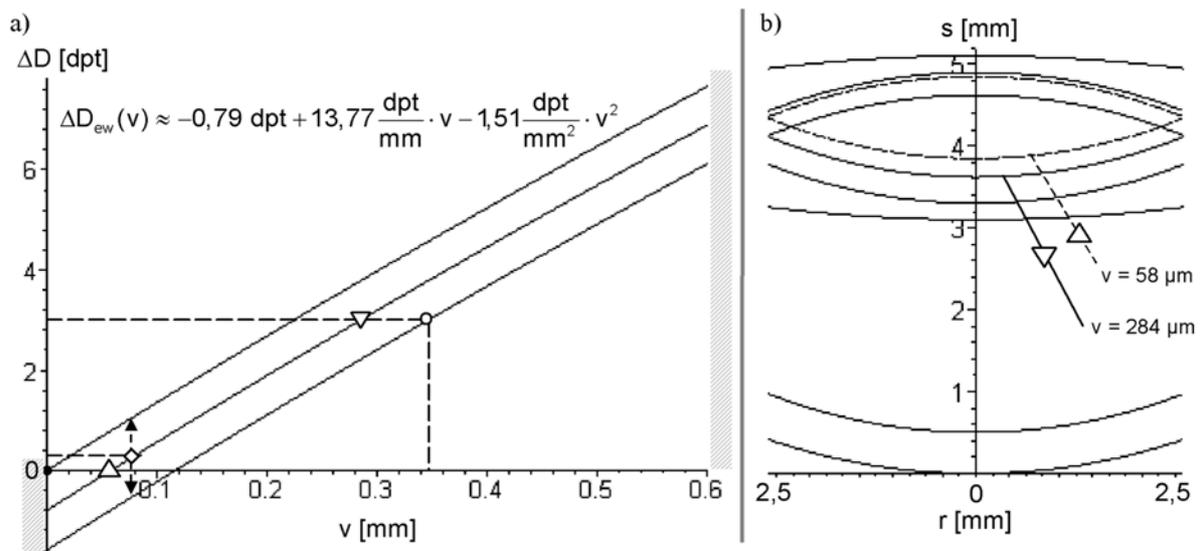


Abb. 3.7: (a) Berechnete Scheitelbrechkraft-Stellparameter-Kennlinie (Sta-Szenario), der angegebene funktionale Zusammenhang ist eine Taylorreihenentwicklung 2. Ordnung der Funktion  $\Delta D_{\text{ew}}(v)$  um die Stelle  $v = 0$ ; (b) Veranschaulichung der Lage der triple-optic im Strahlengang des Auges (Sta-Szenario, ew-Fall) für den Zustand der Emmetropie ( $\Delta$ ) und im 3 dpt akkommodierten Zustand ( $\nabla$ ).

<sup>1</sup> Aus numerischen Gründen bei der Lösung der nichtlinearen Gleichung Gl. (3.23) ergeben sich geringfügig größere Werte als der durch Gl. (3.28) vorgegebene Mindestwert von 6,50 mm.

Um die Genauigkeit der paraxialen Näherung beurteilen zu können, wurde von [Sie05] für den in Abb. 3.7a gezeigten ew-Fall eine Optiks simulation mit Hilfe des Programms ZEMAX<sup>®</sup> durchgeführt. Der Pupillendurchmesser betrug 4 mm. Unter der Bedingung, daß die Krümmungsradien  $R_{01}$  und  $R_{03}$  mit den Werten in der paraxialen Berechnung (Tab. 3.2) übereinstimmen, war der zugehörige Krümmungsradius der Bikonkavlinse  $R_{02}$  1,2 % größer und der erforderliche Verschiebeweg  $v_{\text{erf,ug}}$  16 % geringer als in der paraxialen Berechnung, was zeigt, daß diese eine gute Näherung darstellt. In einer weitergehenden Entwurfsauslegung [SB06<sup>#</sup>] konnte durch die Verwendung einer Bikonkavform für die erste Zerstreulinse der erforderliche Verschiebeweg auf unter 300  $\mu\text{m}$  reduziert werden. Ferner wurde gezeigt, daß ein nahezu beugungsbegrenztes Design möglich ist und daß das über die MTF definierte Kriterium für die optische Abbildungsqualität nach DIN EN ISO 11979 erfüllt wird.

Die Ergebnisse zeigen, daß der neuartige triple-optic Ansatz als aktiv-optisches Element für das Künstliche Akkommodationssystem potentiell geeignet ist [BSB06<sup>#</sup>], [BSB<sup>+</sup>07<sup>#</sup>]. Aufgrund der geringen linearen Aktorhubwege von weniger als 350  $\mu\text{m}$  kann die Führung der Sammellinse durch Festkörpergelenke erfolgen, was im Hinblick auf Führungsgenauigkeit, geringe Festkörperreibung, Verschleiß und Kompaktheit von Vorteil ist [Hen00]. Zur Änderung des Akkommodationszustandes ist nur ein geringes Maß an Energie erforderlich. Die für die Verschiebung der Sammellinse aufzubringende Beschleunigungsarbeit beträgt weniger als  $5 \cdot 10^{-11}$  J. Dissipationseffekte infolge der Umströmung können aufgrund der geringen Viskosität des gasförmigen Füllmediums vernachlässigt werden. Zu berücksichtigende Energieanteile stellen die Verformungsenergie der Festkörpergelenke und des Aktors dar. Deren Konzeption und Auslegung hat in zukünftigen Forschungsarbeiten zu erfolgen. Dabei sollte in Anbetracht des sehr geringen zur Verfügung stehenden radialen Bauraums eine Integration der Aktorfunktion (z.B. über am Umfang angeordnete Biegeaktoren) in die Führungsfunktion des Festkörpergelenke erfolgen [BSB06<sup>#</sup>], [BSB<sup>+</sup>07<sup>#</sup>]. Da sich die axiale Tiefe der triple-optic nicht auf unter 1 mm reduzieren läßt und eine faltbare Ausführung als schwierig realisierbar angesehen wird, ist von einer erforderlichen Hornhautinzision von 6 mm Länge auszugehen.

### 3.3.2 Lateralverschiebung von Alvarez-Humphrey-Flächen

Durch eine synchrone gegensinnige Lateralverschiebung zweier speziell geformter Grenzflächen senkrecht zur optischen Achse kann eine veränderliche, zum Quadrat des Abstandes zur optischen Achse proportionale optische Weglängendifferenz hervorgerufen werden. Die zu verwendenden, nach ihren Erfindern benannten, Alvarez-Humphrey (AH)-Flächen [AH70] haben zueinander konjugierte Oberflächenprofile der Form

$$\begin{aligned} z_{AH,1}(x,y) &= A_{AH} \cdot (x \cdot y^2 + \frac{1}{3} \cdot x^3) + B_{AH} \cdot x + C_{AH} \\ z_{AH,2}(x,y) &= -A_{AH} \cdot (x \cdot y^2 + \frac{1}{3} \cdot x^3) - B_{AH} \cdot x + C_{AH} \end{aligned} \quad (3.34)$$

wobei  $A_{AH}$ ,  $B_{AH}$  und  $C_{AH}$  Parameter darstellen. Ein Beispiel für eine AH-Fläche über einem rechteckförmigen Definitionsbereich  $(x,y) \in \{-r_{AH} \leq x \leq r_{AH}, -r_0 \leq y \leq r_0\}$  ist in Abb. 3.8a veranschaulicht.

Die mit den Oberflächenprofilen versehenen AH-Elemente (Brechungsindex  $n_{AH}$ ) müssen einen kleinen Zwischenraum (Brechungsindex  $n_Z$ ) aufweisen, um eine entgegengesetzte Lateralverschiebung um  $+v$  von Element 1 und  $-v$  von Element 2 in  $x$ -Richtung zu ermöglichen. Der Abstand ihrer planen Außenflächen wird mit  $z_{AH,1\&2}$  bezeichnet (Abb. 3.8b). Die optische Weglängendifferenz zwischen einem an der Stelle  $(x,y)$  und einem in der optischen Achse verlaufenden Lichtstrahl berechnet sich zu

$$\begin{aligned}
OPD(x, y) &= n_{AH} \cdot (z_{AH,1}(x-v, y) + z_{AH,2}(x+v, y)) + n_Z \cdot (z_{AH,1\&2} - z_{AH,1}(x-v, y) - z_{AH,2}(x+v, y)) \\
&\quad - \left[ n_{AH} \cdot (z_{AH,1}(-v, 0) + z_{AH,2}(v, 0)) + n_Z \cdot (z_{AH,1\&2} - z_{AH,1}(-v, 0) - z_{AH,2}(v, 0)) \right] \quad (3.35) \\
&= -\frac{1}{2} \cdot \underbrace{(n_{AH} - n_Z) \cdot 4 \cdot A_{AH} \cdot v}_{=D_{AH}} \cdot \underbrace{(x^2 + y^2)}_{=r^2}
\end{aligned}$$

Aus einem Koeffizientenvergleich mit der optischen Weglängendifferenz, die bei der Lichtbrechung an einer sphärischen Grenzfläche (Gl. (3.2)) auftritt, ergibt sich die äquivalente Brechkraft des AH-Flächenpaares zu

$$D_{AH} = 4 \cdot (n_{AH} - n_Z) \cdot A_{AH} \cdot v. \quad (3.36)$$

Damit wird dieses Wirkprinzip einer Beschreibung durch das paraxiale Abbildungsmodell zugänglich.

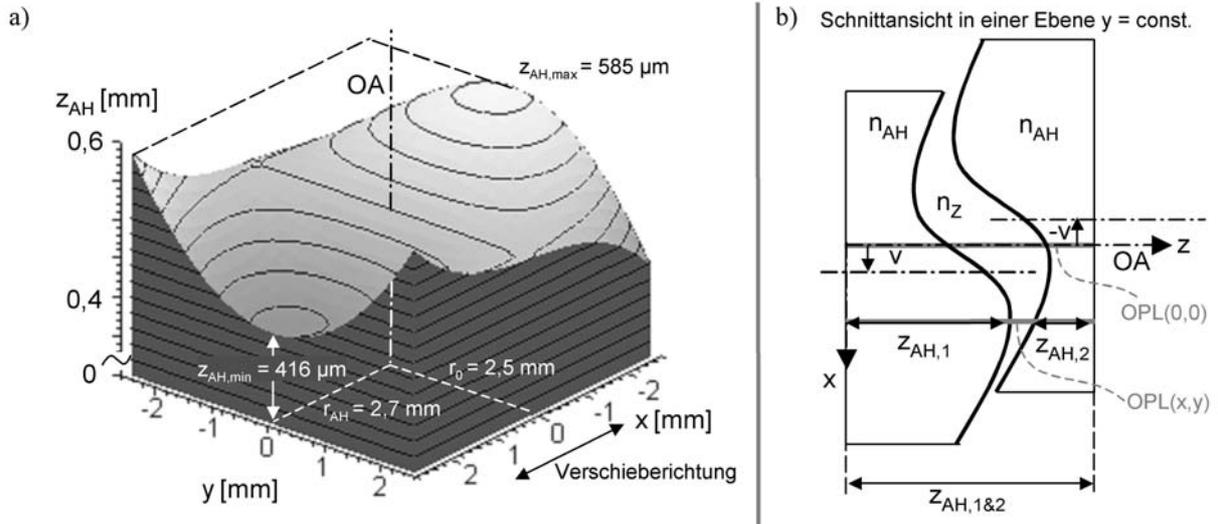


Abb. 3.8: (a) Mit einem Alvarez-Humphrey (AH)-Flächenprofil versehenes rechteckförmiges Element; (b) Kombination zweier AH-Elemente, welche einen gegenseitigen Lateralversatz von  $v$  zur optischen Achse in  $x$ -Richtung aufweisen und optische Weglängen  $OPL(0,0)$  in der optischen Achse bzw.  $OPL(x,y)$  an einer Stelle  $(x,y)$  (schematisch).

Über den Parameter  $A_{AH}$  kann die Brechkraftänderung pro lateralem Verschiebeweg beeinflusst werden. Ohne Beschränkung der Allgemeinheit wird im folgenden  $A_{AH} > 0$  vorausgesetzt. Der Parameter  $B_{AH}$  dient der Minimierung der axialen Tiefe der AH-Elemente. Diese stellt sich für eine rechteckige Grundfläche der Kantenlängen  $2 \cdot r_{AH}$  in  $x$ - und  $2 \cdot r_0$  in  $y$ -Richtung genau dann ein, wenn die Stelle  $(x = -r_{AH}, y = 0)$  und die Stellen  $(x = r_{AH}, y = \pm r_0)$  dieselbe Höhe  $z_{AH,max}$  besitzen. Der Parameter kann aus Gl. (3.34) zu  $B_{AH} = -\left(\frac{1}{3} \cdot r_{AH}^2 + \frac{1}{2} \cdot r_0^2\right) \cdot A_{AH}$  berechnet werden. Der Parameter  $C_{AH}$  stellt eine Mindestdicke  $z_{AH,min}$  des AH-Elementes an der Stelle  $(x = r_{AH}, y = 0)$  sicher und ergibt sich über Gl. (3.34) zu  $C_{AH} = \frac{1}{2} \cdot A_{AH} \cdot r_0^2 \cdot r_{AH} + z_{AH,min}$ .

In [AH70] wird keine Aussage über den für einen Verschiebeweg innerhalb eines Stellbereiches  $\mathfrak{M} = \{v \in [-v_{max}, v_{max}]\}$  notwendigen Abstand der AH-Elemente gemacht. Ein entsprechender Zusammenhang wird hier erstmalig hergeleitet. Da der Abstand der beiden Elemente an jeder Stelle  $(x,y)$  positiv sein muß, gilt:

$$d_{AH}(x, y) = z_{AH,1\&2} - z_{AH,1}(x-v, y) - z_{AH,2}(x+v, y) \stackrel{!}{\geq} 0. \quad (3.37)$$

Der minimale Abstand kann entweder in der optischen Achse an der oberen Grenze  $v_{max}$  des Stellbereiches auftreten oder in den Eckpunkten der Fläche an der unteren Grenze  $-v_{max}$  des Stellbereiches. Daher ergibt sich aus Gl. (3.37) folgende Bestimmungsgleichung für die mindestens erforderliche axiale Tiefe  $z_{AH1\&2,min}$  der Kombination der beiden AH-Elemente:

$$\begin{aligned}
z_{AH1\&2,\min} &= \max \left\{ \begin{aligned} &-\frac{2}{3} \cdot A_{AH} \cdot v^3 - 2 \cdot v \cdot (x^2 + y^2) + A_{AH} \cdot \left( \frac{2}{3} \cdot r_{AH}^2 + r_0^2 \right) \cdot v + \\ &A_{AH} \cdot r_0^2 \cdot r_{AH} + 2 \cdot z_{AH,\min} \end{aligned} \right\} \\
&= 2 \cdot z_{AH,\min} + A_{AH} \cdot \max \left\{ \begin{aligned} &\underbrace{-\frac{2}{3} \cdot v_{\max}^3 + \left( \frac{2}{3} \cdot r_{AH}^2 + r_0^2 \right) \cdot v_{\max} + r_0^2 \cdot r_{AH}}_{\text{Mitte: } x=0, y=0, v=v_{\max}}; \\ &\underbrace{\frac{2}{3} \cdot v_{\max}^3 + \left( \frac{4}{3} \cdot r_{AH}^2 + r_0^2 \right) \cdot v_{\max} + r_0^2 \cdot r_{AH}}_{\text{Eckpunkte: } x=\pm r_{AH}, y=\pm r_0, v=-v_{\max}} \end{aligned} \right\}. \quad (3.38)
\end{aligned}$$

Bislang hat das Alvarez-Humphrey-Prinzip keine Anwendung in optischen Geräten gefunden. Die Gründe hierfür sind in der aufwendigen Herstellung der Flächenprofile in einer guten Oberflächenqualität und in der Induzierung von Aberrationen höherer Ordnung zu suchen. Diese sind umso stärker je größer der Flächenparameter  $A_{AH}$  ist. Ein Konzept für ein auf dem AH-Prinzip basierendes Mikroskopobjektiv und die dabei durchgeführte Optiks simulation [RTD04] zeigen, daß sich für geringe äquivalente Brechkraften und durch aberrationskompensierende Maßnahmen ein nahezu beugungsbegrenztes Abbildungsverhalten erzielen läßt. In [SRV<sup>+</sup>06] wird eine Anwendung für eine potentiell akkommodative Intraokularlinse vorgestellt. Die AH-Profile befinden sich auf den voneinander abgewandten Seiten der AH-Elemente, das zur Iris hin gewandte besitzt zudem eine überlagerte asphärische Form. Da die AH-Elemente im Kammerwasser schwimmen, ist die Brechungsindexdifferenz zum Material der AH-Elemente gering und relativ große Verschiebewege von 760  $\mu\text{m}$  erforderlich, um eine Scheitelbrechkraftänderung von 4 dpt zu erzielen.

Um die Eignung des Alvarez-Humphrey-Prinzips für das Künstliche Akkommodationssystem zu untersuchen, wird die in Kap. 3.2 entwickelte Methodik angewendet. Abb. 3.9 zeigt das verwendete Geometriemodell.

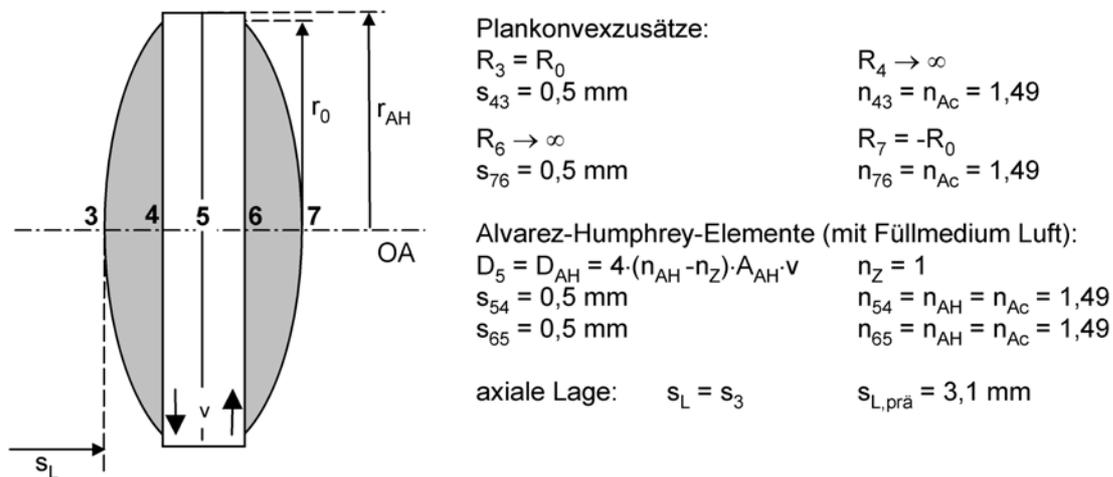


Abb. 3.9: Geometriemodell der Alvarez-Humphrey Konfiguration, bestehend aus zwei Plankonvexzusätzen und zwei in lateraler Richtung verschiebbaren AH-Elementen.

Das aktiv-optische Element besteht aus zwei Plankonvexzusätzen, deren Krümmungsradien  $R_0$  der patientenindividuellen Anpaßbarkeit dienen. Seine mindestens erforderliche Größe ergibt sich aus einfachen geometrischen Überlegungen zu

$$R_3 = -R_7 = R_0 \geq \max \left\{ \frac{s_{43}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{43}}, \frac{s_{76}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{76}} \right\}. \quad (3.39)$$

Das Grenzflächenpaar der lateral durch einen Mikroaktor verschiebbaren AH-Elemente wird als einzelne lichtbrechende Grenzfläche äquivalenter Brechkraft gemäß Gl. (3.36) beschrieben. Als Zwischenmedium wird wie schon bei der triple-optic Konfiguration trockene Luft verwendet ( $n_z = 1$ ), um einen großen Brechungsindexunterschied zum Material der AH-Elemente zu erzielen. Der Flächenparameter  $A_{AH}$  wird zunächst als variable Größe aufgefaßt. Als Stellparameter  $v$  wird die entgegengesetzte Lateralverschiebung beider AH-Elemente aus ihrer zueinander konjugierten Anordnung senkrecht zur optischen Achse definiert. Die Position, die sich in der Ruhelage eines Aktors einstellt, welcher die notwendige Linearbewegung ausführt, ist mit konstruktiven Mitteln definierbar. Da sich die induzierten Aberrationen mit der Verschiebung aus der zueinander konjugierten Anordnung ( $v = 0$ ) vergrößern, ist ein in positiver und negativer Richtung gleich großer Stellbereich für  $v$  anzustreben. Daher wird die AH-Konfiguration dem Typ D der Klassifizierungsmatrix (Abb. 3.5) zugeordnet. Als Bezugspunkt für die Position des aktiv-optischen Elementes dient der Scheitel des vorderen Plankonvexzusatzes.

In Tab. 3.3 sind die paraxialen Berechnungsergebnisse für die Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 zusammengestellt. Der Krümmungsradius  $R_0$  liegt in allen drei Fällen über dem durch Gl. (3.39) gegebenen Mindestwert von 6,5 mm.

Szenario	Ex1	Sta	Ex2
$R_0$ [mm]	8,68	14,11	27,06
$A_{AH} \cdot v_{\text{erf}}$ [-]	0,00164	0,00154	0,00150
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-0,68	-0,51	-0,41
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	1,64	1,01	0,91
$A_{AH} =$			
$v_{\text{erf}}$ [ $\mu\text{m}$ ]	164	154	150
$0,01 \text{ mm}^{-2}$			
$v_{\text{RL}}$ [ $\mu\text{m}$ ]	-86	-85	-87

Tab. 3.3: Berechnungsergebnisse der Alvarez-Humphrey Konfiguration für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2.

Für den Extremfall 1 ergibt sich das größte Produkt aus Flächenparameter  $A_{AH}$  und erforderlicher Lateralverschiebung  $v_{\text{erf}}$ . Im Hinblick auf kleine Aktorstellwege sollte der Flächenparameter möglichst groß sein. Bei seiner Wahl sind jedoch die Beschränkung der axialen Tiefe der kombinierten AH-Elemente auf  $z_{AH1\&2,\text{min}} = s_{54} + s_{65} = 1 \text{ mm}$  und der geforderte optische Durchmesser von  $d_0 = 2 \cdot r_0 = 5 \text{ mm}$  zu beachten, welcher erfordert, daß

$$r_{AH} = r_0 + v_{\text{max}} \stackrel{!}{\geq} r_0 + v_{\text{erf}} \quad (3.40)$$

ist. Wird eine Minstdicke von  $z_{AH,\text{min}} = 200 \mu\text{m}$  gefordert, berechnet sich mit Gl. (3.40) aus Gl. (3.38) der maximal zulässige Flächenparameter zu  $A_{AH,\text{max}} = 0,036 \text{ mm}^{-2}$ . Eine weitere Einschränkung für den Flächenparameter  $A_{AH}$  ergibt sich aus den induzierten Aberrationen, die jedoch nur mit Hilfe einer Optiksimation quantifiziert werden können. In [Sie06] wurde mit Hilfe des Programms ZEMAX<sup>®</sup> gezeigt, daß für  $A_{AH} = 0,01 \text{ mm}^{-2}$  die Anforderungen an die optische Abbildungsqualität nach DIN EN ISO 11979 noch erfüllt werden, für  $A_{AH} = 0,03 \text{ mm}^{-2}$  jedoch nicht mehr. Daher sind in Tab. 3.3 der erforderliche Verschiebeweg und die anzustrebende Aktorruhelage für  $A_{AH} = 0,01 \text{ mm}^{-2}$  angegeben. Für den Standardfall und einen Pupillendurchmesser von 4 mm war der Krümmungsradius  $R_0$  in der Optiksimation um 8 % größer als in der paraxialen Rechnung, der erforderliche Verschiebeweg  $v_{\text{erf}}$  um 2 % geringer, was zeigt, daß die paraxiale Rechnung das Abbildungsverhalten gut annähert.

Wird die Größe der AH-Elemente auf  $r_{AH} = 2,7 \text{ mm}$  festgelegt, ergibt sich aus Gl. (3.40) ein ausreichender Wertebereich von  $\mathfrak{M} = \{v \in [-200 \mu\text{m}, 200 \mu\text{m}]\}$ . Das dementsprechende AH-Flächenprofil ist das in Abb. 3.8a dargestellte.

Abb. 3.10a zeigt den Verlauf der Funktion  $\Delta D(v)$  und die obere und untere Grenze des Streubereiches der postoperativen Refraktion für das Sta-Szenario. Die differentielle Scheitelbrechkraftänderung ist im gesamten Stellbereich annähernd gleich groß ( $\frac{d^2\Delta D_{ew}}{dv^2} \approx 0$ ). Abb. 3.10b veranschaulicht die Lage im Strahlengang (Sta-Szenario im Fall, der mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte (ew) eintritt).

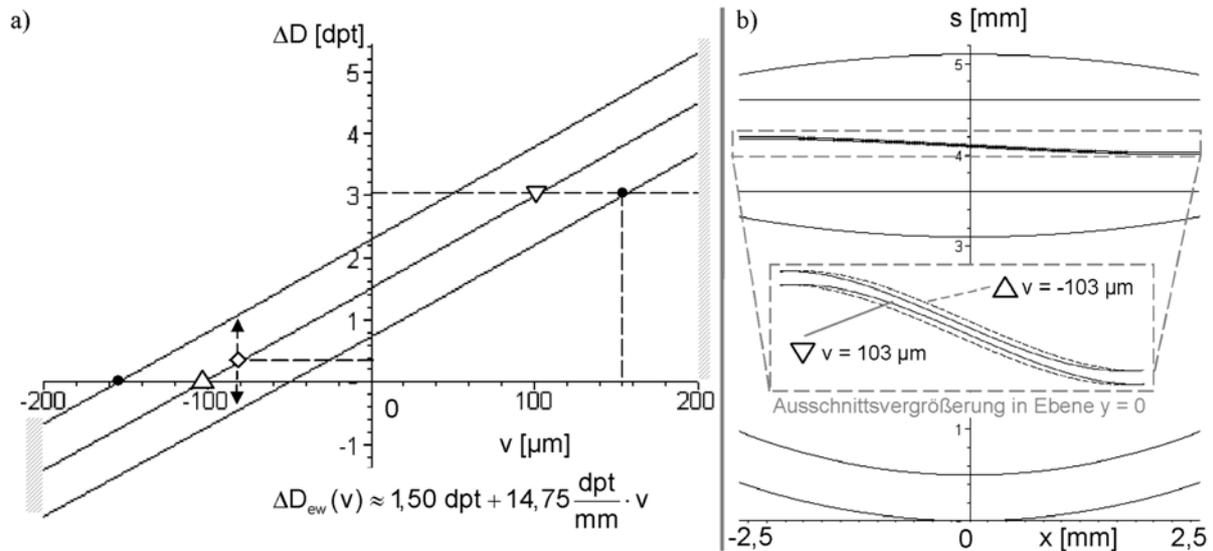


Abb. 3.10: (a) Berechnete Scheitelbrechkraft-Stellparameter-Kennlinie (Sta-Szenario) für einen Flächenparameter  $A_{AH} = 0,01 \text{ mm}^2$ , der angegebene funktionale Zusammenhang ist eine Taylorreihenentwicklung 1. Ordnung der Funktion  $\Delta D_{ew}(v)$  um die Stelle  $v = 0$ ; (b) Veranschaulichung der Lage im Strahlengang des Auges (Sta-Szenario, ew-Fall) in einem Schnitt durch die Ebene  $y = 0$  und Ausschnittsvergrößerung der AH-Grenzflächen für den Zustand der Emmetropie ( $\Delta$ ) und im 3 dpt akkommodierten Zustand ( $\nabla$ ).

Die erzielten Ergebnisse zeigen, daß das Alvarez-Humphrey Prinzip mit geeigneter Aktorik als aktiv-optisches Element für das Künstliche Akkommodationssystem potentiell geeignet ist. Die geringen erforderlichen Verschiebewege von weniger als  $170 \mu\text{m}$  (Tab. 3.3) ermöglichen den Einsatz von Festkörpergelenken [Hen00] zur lateralen Führung der AH-Elemente. Die Kinematik der Linearbewegung ist jedoch komplizierter als bei der triple-optic Konfiguration, weil eine synchrone entgegengesetzte Verschiebung der Elemente realisiert werden muß. In [RTD04] ist jedoch beschrieben, wie das Alvarez-Humphrey Prinzip durch Abänderung der Flächenprofile auch mit einem einzigen bewegten Element realisiert werden kann. Dieser Ansatz sollte in einer weitergehenden Entwurfsauslegung miteinbezogen werden. Durch die laterale Verschieberichtung quer zur optischen Achse erfordern die verschiebbaren AH-Elemente einen Bauraum von ungefähr  $5,8 \text{ mm}$  in Verschieberichtung, welcher den Platz für die Führung und Aktorik einschränkt. Allerdings geht aus Abb. 3.10b hervor, daß sich ein auf dem Alvarez-Humphrey Prinzip basierendes aktiv-optisches Element deutlich dünner als  $2 \text{ mm}$  ausführen lassen wird, weil die Mindestmaterialdicke der AH-Elemente in der berechneten Konfiguration mit  $416 \mu\text{m}$  (Abb. 3.8a) deutlich über den geforderten  $z_{AH, \min} = 200 \mu\text{m}$  liegt und auch die Restriktion Gl. (3.39) an die anpaßbaren Krümmungsradien eine Reduzierung der Mittendicke der Plankonvexzusätze auf unter  $500 \mu\text{m}$  zuläßt. Dies eröffnet die Möglichkeit, eine faltbare Konfiguration zu entwickeln, welche durch eine höchstens  $6 \text{ mm}$  lange Hornhautinzision geschoben werden kann, obwohl ihr entfalteter Durchmesser größer als  $6 \text{ mm}$  ist. Dabei ist zu prüfen, ob eine hinreichende Genauigkeit der lateralen Führung gewährleistet werden kann. Wie schon bei der triple-optic Konfiguration ist die aufzuwendende Energie sehr gering. Die setzt sich aus der Verformungsenergie der Festkörpergelenke und des Aktors zusammen. Die Beschleunigungsarbeit ( $< 10^{-10} \text{ J}$ ) und Dissipation infolge Fluidreibung können vernachlässigt werden.

### 3.3.3 Deformation eines elastischen Linsenkörpers

Das Wirkprinzip der Deformation eines elastischen transparenten Linsenkörpers ahmt das biologische Vorbild des menschlichen Akkommodationssystems nach. Durch eine rotationssymmetrische Krafteinwirkung auf den Körper werden die Lage und Form seiner lichtbrechenden Grenzflächen verändert. Im Hinblick auf eine formschlüssige Kraftübertragung zwischen einem Aktor und dem Linsenkörper ist eine Druckbelastung vorteilhafter [Vie05]. Diese soll in einer Wirkfläche am zylindrischen Randbereich der Linse erfolgen (Abb. 3.11b). In [Rüc06] wird gezeigt, daß durch einen heterogenen Aufbau eines symmetrisch bikonvexen Linsenkörpers aus einem steiferen Rand und einem weicheren Kern in allen Verformungszuständen annähernd sphärische Grenzflächen auf 90 % der Apertur erzielt werden können. Dabei wird elastisches Materialverhalten vorausgesetzt. Durch eine Anpassung der Brechungsindizes von Kern- und Randmaterial sind diese inneren Grenzflächen nicht an der Lichtbrechung beteiligt. Als Material wird Silikonkautschuk vorgeschlagen. In [Vie05] und [Yue06] sind weitergehende Untersuchungen zur Optimierung der Kernform und des Verhältnisses der Elastizitätsmoduli von Kern und Rand dargestellt. Das Prinzip der elastischen Linse hat bislang noch keine Anwendung in optischen Geräten gefunden.

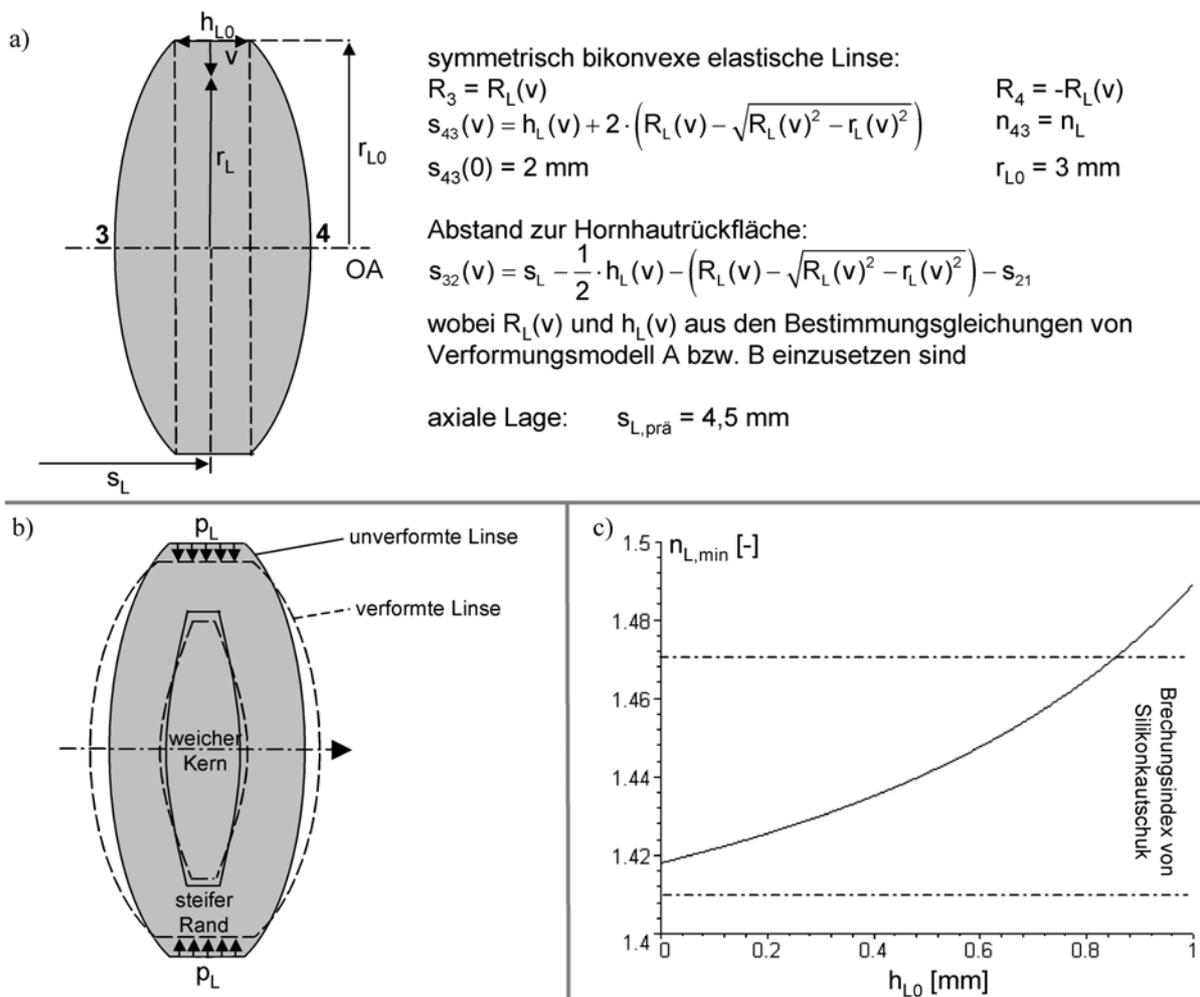


Abb. 3.11: (a) Geometriemodell des elastischen Linsenkörpers; (b) Aufbau des elastischen Linsenkörpers aus einem steiferen Randbereich und einem weicheren Kern, deren Brechungsindizes übereinstimmen, die Druckverformung wird durch eine rotationssymmetrische Flächenpressung am zylindrischen Rand hervorgerufen; (c) mindestens erforderlicher Brechungsindex  $n_{L,\text{min}}$  in Abhängigkeit der zylindrischen Randhöhe  $h_{L0}$ , um eine Anpaßbarkeit an die patientenindividuelle Biometrie zu ermöglichen.

Um die Eignung für das Künstliche Akkommodationssystem zu untersuchen, ist es notwendig Anforderungen an den Aktor zu formulieren, welcher die Flächenpressung  $p_L$  in der zylindrischen Wirkfläche aufbringen soll. Hierzu findet die in Kap. 3.2 entwickelte Methodik Anwendung.

Abb. 3.11a zeigt das verwendete Geometriemodell. Das aktiv-optische Element besteht aus dem Linsenkörper (Brechungsindex  $n_L$ , im unverformten Zustand beträgt die Länge des zylindrischen Randes  $h_{L0}$ , die Mittendicke  $s_{43}(0)$  und der Äquatorialradius  $r_{L0}$ ). Seine Lage wird durch die axiale Position der Linsenmitte beschrieben, welche sich bei der Verformung des Körpers aufgrund der Spiegelsymmetrie zur Linsenmitte nicht ändert. Die Krümmungsradien im unverformten Zustand  $R_{L0}$  müssen zur patientenindividuellen Anpassung der Implantatgeometrie genutzt werden. Der erforderliche Krümmungsradius um eine bestimmte zylindrische Randfläche ( $h_{L0} > 0$ ) als Wirkfläche zur Kraftübertragung sicherzustellen, ergibt sich aus einfachen geometrischen Überlegungen zu

$$R_3(v=0) = -R_4(v=0) = R_{L0} = \frac{\left(\frac{s_{43}(0) - h_{L0}}{2}\right)^2 + r_{L0}^2}{s_{43}(0) - h_{L0}}. \quad (3.41)$$

Als Stellparameter  $v$  wird die Verschiebung der zylindrischen Randfläche in Richtung der optischen Achse ausgehend vom unverformten Zustand definiert:

$$r_L(v) = r_{L0} - v. \quad (3.42)$$

Da eine Druckverformung aufgebracht wird, ist der Wertebereich  $\mathfrak{M} = \{v \in [0, v_{\max}]\}$  einseitig durch die Nulllage beschränkt. Der Verformungszustand der Linse in der Aktorruehlage kann über eine Vorspannung mit konstruktiven Mitteln eingestellt werden. Um die zur Verformung aufzubringenden Flächenpressungen  $p_L(v)$  möglichst gering zu halten, ist eine Nutzung des Stellbereichs ausgehend vom unverformten Linsenzustand sinnvoll. Daher wird das Wirkprinzip dem Typ C der Klassierungsmatrix in Abb. 3.5 zugeordnet.

Der Äquatorialradius im unverformten Zustand  $r_{L0}$  muß so groß sein, daß auch im verformten Zustand 90 % des Linsendurchmessers in der geforderten optischen Zone von  $d_0 = 2 \cdot r_0 = 5$  mm liegen:

$$r_L(v_{\max}) = r_{L0} - v_{\max} \geq \frac{10}{9} \cdot r_0. \quad (3.43)$$

Er wird zum maximal möglichen Wert von  $r_{L0} = r_{IP} = 3$  mm gewählt, welcher eine Einführung des Linsenkörpers allein durch eine 6 mm lange Hornhautinzision gerade noch gestattet. Damit ergibt sich die obere Grenze des Stellbereiches  $\mathfrak{M}$  aus Gl. (3.43) zu  $v_{\max} = 222$   $\mu\text{m}$ .

Die Verschiebung der zylindrischen Randfläche bewirkt, daß sich die Krümmungsradien  $R_3$  und  $R_4$  sowie die Lage der Grenzflächen 3 und 4 mit dem Stellparameter  $v$  verändern. Um diese Abhängigkeit analytisch zu beschreiben, werden zwei Verformungsmodelle A und B verwendet. In beiden wird Volumenkonstanz des Linsenkörpers vorausgesetzt, was für das Elastomer Silikonkautschuk gerechtfertigt ist. Die Annahme, die Oberflächen seien Kugelkappen, ist infolge des heterogenen Materialaufbaus ebenfalls in guter Näherung erfüllt. Die Modelle unterscheiden sich in der Annahme, wie sich die Länge der zylindrischen Randfläche während der Verformung verändert.

Verformungsmodell A [Vie05] geht davon aus, daß sich die zylindrische Höhe  $h_L(v)$  bei der Verformung ändert und die Volumina der beiden Kugelkappen sowie des zylindrischen Mittelteils für sich jeweils konstant sind. Daher ergeben sich als Bestimmungsgleichungen für die zylindrische Höhe

$$h_L(v) = h_{L0} \cdot \frac{r_{L0}^2}{r_L(v)^2} = h_{L0} \cdot \left(1 - \frac{v}{r_{L0}}\right)^{-2} \quad (3.44)$$

und für den Krümmungsradius  $R_L(v)$  in impliziter Form

$$V_A(v) = \frac{\pi}{3} \cdot \left(R_L(v) - \sqrt{R_L(v)^2 - r_L(v)^2}\right)^2 \cdot \left(2 \cdot R_L(v) + \sqrt{R_L(v)^2 - r_L(v)^2}\right) = V_A(0), \quad (3.45)$$

wobei  $r_L(v)$  aus Gl. (3.42) einzusetzen ist.

Im Verformungsmodell B, das im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurde, wird davon ausgegangen, daß sich die zylindrische Höhe bei der Verformung nicht ändert ( $h_L(v) = h_{L0}$ ) und daß das Volumen des Gesamtkörpers konstant ist. Daher ergibt sich als implizite Bestimmungsgleichung für den Krümmungsradius  $R_L(v)$ :

$$V_B(v) = \frac{2}{3} \cdot \pi \cdot \left( R_L(v) - \sqrt{R_L(v)^2 - r_L(v)^2} \right)^2 \cdot \left( 2 \cdot R_L(v) + \sqrt{R_L(v)^2 - r_L(v)^2} \right) + \pi \cdot r_L(v)^2 \cdot h_{L0} \stackrel{!}{=} V_B(0), \quad (3.46)$$

wobei  $r_L(v)$  aus Gl. (3.42) einzusetzen ist.

Bei der Aufbringung einer konstanten Flächenpressung  $p_L$  auf den zylindrischen Rand wird sich anstelle einer konstanten Verschiebung  $v$  ein Verschiebungsprofil  $v(s)$  in axialer Richtung einstellen. Ein derartiges Verhalten wurde von [Rüc05] mit Hilfe der Methode der finiten Elemente (FEM) numerisch simuliert. Aus den dort erzielten Ergebnisse geht hervor, daß das analytische Verformungsmodell A eine konservative und das Verformungsmodell B eine optimistische Abschätzung bezüglich der zu erwartenden notwendigen Verformung  $v_{\text{erf,ug}}$  darstellen.

Da eine große zylindrische Randfläche im Hinblick auf eine große Volumenverdrängung anzustreben ist, wird die Mittendicke  $s_{43}(0)$  der elastischen Linse zu dem maximal möglichen Wert von 2 mm gewählt, der noch eine Einführung durch einen Hornhautinzision ermöglicht. Die angestrebte axiale Position der elastischen Linse wird mit  $s_{L,\text{prä}} = 4,5$  mm so festgelegt, daß eine verformungsbedingte Verlagerung der Linsenvorderfläche um

$$s_3(0) - s_{\min} = s_{L,\text{prä}} - \Delta s_{L,\text{prä}} - \frac{1}{2} \cdot s_{43}(0) - s_{\min} = 400 \mu\text{m} \quad (3.47)$$

bis an die Irisbegrenzung ( $s_{\min} = 3$  mm) möglich ist.

Da sich der kleinste Krümmungsradius  $R_{L0}$  für Augen ergibt, die ein stark brechendes Implantat erfordern (Extremfall 1), wurde derjenige Brechungsindex  $n_{L,\min}$  berechnet, den das Linsenmaterial besitzen muß, damit eine zylindrische Randhöhe  $h_{L0} > 0$  für die Kraftübertragung zu Verfügung gestellt werden kann. Das Ergebnis in Abb. 3.11c zeigt, daß der Brechungsindex mindestens 1,418 betragen muß. Brechungsindizes von Silikonkautschuk liegen zwischen 1,41 und 1,47 [Wer06]; [Rüc05] gibt für das in der FEM-Simulation zugrundegelegte Material 1,41 an. Für die folgende Berechnung wird  $n_L = 1,42$  verwendet und auch eine Parametervariation für ein stärker brechendes Material ( $n_L = 1,47$ ) durchgeführt.

In Tab. 3.4 sind die paraxialen Berechnungsergebnisse für die Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 unter Verwendung der beiden Verformungsmodelle A und B zusammengestellt. In allen Fällen beträgt die Vorwärtsverlagerung der vorderen Linsenfläche weniger als die durch Gl. (3.47) vorgegebenen maximal möglichen 400  $\mu\text{m}$ .

Da der Brechungsindex  $n_L = 1,42$  nur geringfügig über dem mindestens erforderlichen Wert von 1,418 liegt, ist die zur Krafterleitung zur Verfügung stehende zylindrische Randflächenhöhe  $h_{L0}$  im Extremfall 1 mit 40  $\mu\text{m}$  sehr gering. Je größer  $h_{L0}$  ist, umso mehr unterscheiden sich die Ergebnisse der Verformungsmodelle A und B voneinander. Das Berechnungsergebnis für  $n_L = 1,47$  zeigt, daß hochbrechende elastische Materialien ( $n_L > 1,45$ ) anzustreben sind, um eine für einen Aktor geeignete zylindrische Randflächenhöhe ( $h_{L0} > 500 \mu\text{m}$ ) bereitstellen zu können und gleichzeitig die erforderlichen Verschiebewege  $v_{\text{erf,ug}}$  zu reduzieren. Außer für den Extremfall 2 unter Verwendung von Verformungsmodell A liegen alle erforderlichen Stellwege im Wertebereich  $\mathfrak{M}$  ( $v_{\max} \leq 222 \mu\text{m}$ ).

Szenario	Ex 1 ( $n_L = 1,42$ )		Sta ( $n_L = 1,42$ )		Ex 2 ( $n_L = 1,42$ )		Ex1 ( $n_L = 1,47$ )	
	A	B	A	B	A	B	A	B
$R_{L0}$ [mm]	5,13		8,73		20,15		8,14	
$h_{L0}$ [mm]	0,04		0,93		1,55		0,85	
$v_{\text{erf,ug}}$ [ $\mu\text{m}$ ]	173	168	222	129	395	113	149	91
$v_{\text{RL}}$ [ $\mu\text{m}$ ]	45	43	56	31	101	26	39	23
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-0,68		-0,52		-0,41		-0,69	
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	1,18		1,02		0,92		1,19	

Tab. 3.4: Berechnungsergebnisse für die Konfiguration der elastischen Linse für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 bei Verwendung der Verformungsmodelle A (konservativ) und B (optimistisch) sowie Auswirkungen eines höher brechenden Linsenmaterials im Extremfall 1.

Abb. 3.12a zeigt den Verlauf der Funktion  $\Delta D(v)$  und die obere und untere Grenze des Streubereiches der postoperativen Refraktion für beide Verformungsmodelle (Sta-Szenario). Zu erkennen ist, daß sich die differentielle Scheitelbrechkraftänderung mit dem Verschiebeweg geringfügig vergrößert ( $\frac{d^2\Delta D_{\text{ew}}}{dv^2} > 0$ ). In Abb. 3.12b ist die Lage der elastischen Linse im Strahlengang (Sta-Szenario im Fall, der mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte (ew) eintritt unter Verwendung von Verformungsmodell A) in zwei Verformungszuständen veranschaulicht.

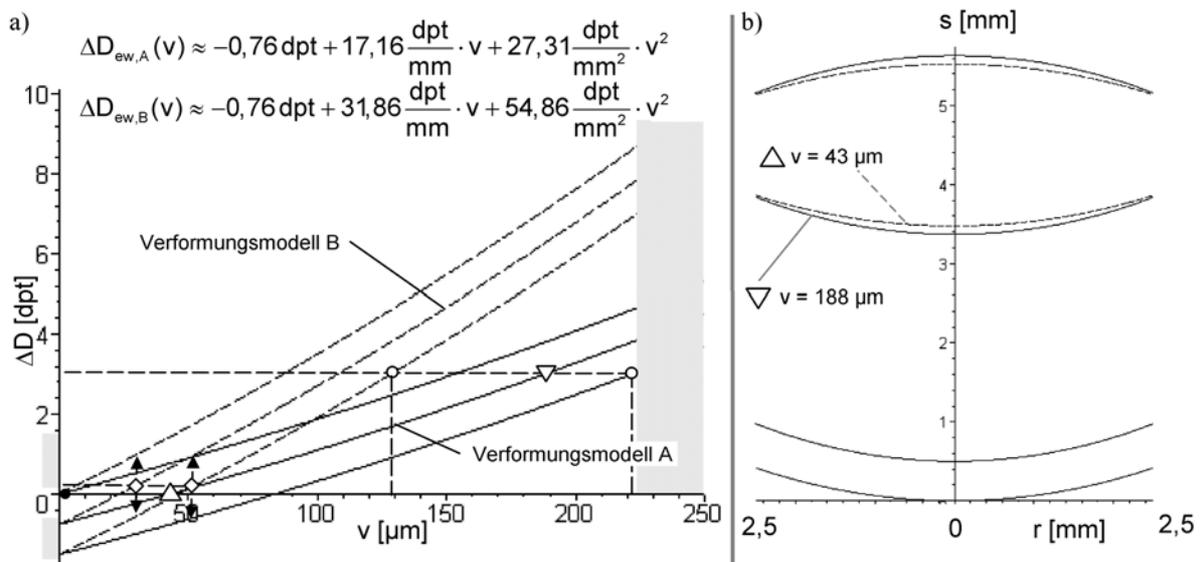


Abb. 3.12: (a) Berechnete Scheitelbrechkraft-Stellparameter-Kennlinie (Sta-Szenario) für die Verformungsmodelle A und B, die angegebene funktionalen Zusammenhänge sind Taylorreihenentwicklungen 2. Ordnung der Funktionen  $\Delta D_{\text{ew}}(v)$  um die Stelle  $v = 0$ ; (b) Veranschaulichung der Lage im Strahlengang des Auges (Sta-Szenario, ew-Fall, Verformungsmodell A) für den Zustand der Emmetropie ( $\Delta$ ) und im 3 dpt akkommodierten Zustand ( $\nabla$ ).

### Neue Konzepte für Ringaktoren zur Verformung der elastischen Linse

An einen Aktor zur Verformung des Linsenkörpers sind auf Basis der erzielten Berechnungsergebnisse folgende Anforderungen zu stellen:

- der notwendige Verschiebeweg  $v_{\text{erf}}$  liegt im Bereich 100  $\mu\text{m}$  bis 200  $\mu\text{m}$ ,
- die anzustrebende Aktorruhelage  $v_{\text{RL}}$  beträgt ca. ein Fünftel des erforderlichen Verschiebeweges,

- die erforderliche rotationssymmetrische Flächenpressung ergibt sich aus der Steifigkeit des Linsenkörpers, welche von den Elastizitätsmoduli von Kern und Rand und der Geometrie des Linsenkörpers abhängt. Die FEM-Simulation von [Rüc05] ergibt einen nahezu linearen Zusammenhang zwischen Flächenpressung  $p_L$  und radialer Dehnung  $-\frac{v}{r_{L0}}$ . Der Proportionalitätsfaktor wird als Steifigkeitskoeffizient  $k_L$  definiert:

$$p_L(v) = -k_L \cdot \frac{v}{r_{L0}}. \quad (3.48)$$

[Rüc05] gibt für die simulierte Geometrie ( $h_{L0} = 1,41$  mm,  $R_{L0} = 12,23$  mm) einen Wert von  $k_L = 1,62 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$  an. Um dem Einfluß der Geometrie Rechnung zu tragen, wird der Wertebereich auf  $1,25 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \leq k_L \leq 2,5 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$  bei einer zylindrischen Randhöhe von  $h_{L0} = 1$  mm festgelegt.

Eine Abschätzung der aufzubringenden mechanischen Verformungsenergie kann über

$$W_L = \int_{r_L=r_{L0}}^{r_{L0}-v_{\text{erf}}} p_L \cdot A \cdot dr_L = \int_{v=0}^{v_{\text{erf}}} k_L \cdot 2 \cdot \pi \cdot h_{L0} \cdot v \cdot dv = \pi \cdot k_L \cdot h_{L0} \cdot v_{\text{erf}}^2 \quad (3.49)$$

erfolgen und liefert, je nach Steifigkeitskoeffizient und erforderlichem Verschiebeweg, Werte zwischen 0,04 mJ und 0,31 mJ.

- der Aktor soll einen möglichst geringen Bauraum einnehmen. Auf keinen Fall darf er mehr als den für das Gesamtsystem zur Verfügung stehenden Bauraum einnehmen.
- der Aktor soll die Stellbewegung innerhalb von etwa 250 ms ausführen können.

Bislang existieren keine Ringaktoren zur Erzeugung der gewünschten Wirkflächenbewegung. Daher wurde in der Studienarbeit von [Mar06] ein systematischer Auswahlprozeß geeigneter Aktortechnologien durchgeführt. Mögliche Lösungen werden dort in zwei Gruppen eingeteilt: Zum einen integrierte ringförmige Aktoren, welche die nichttriviale Kinematik der Grenzflächenverformung in Form einer negativen zentrischen Streckung mit der optischen Achse als Zentrum durchführen. Dabei kommt es gleichzeitig zur radialen Verschiebung der Wirkfläche, zu einer Vergrößerung ihrer Krümmung und zu einer tangentialen Stauchung. Die andere Gruppe bilden Aktoren mit mechanischen Übertragungsgliedern, welche die Aktorbewegung wandeln, um die erforderliche Kinematik zu erzeugen.

Für die Gruppe der integrierten Aktoren wurden zwei Aktortechnologien als potentiell geeignet identifiziert: dielektrische Polymere und leitfähige Polymere. Im Rahmen dieser Arbeit wurden erstmalig Designvorschläge für eine Ringaktorgeometrie entwickelt und das Verhalten der Aktoren elektromechanisch modelliert. Eine ausführliche Darstellung des im folgenden zusammengefaßten Ergebnisses findet sich in [BMB06<sup>#</sup>].

Abb. 3.13a zeigt den Aufbau eines dielektrischen Multilayerringaktors zur Verformung der elastischen Linse. Er ist aus mehreren Acrylatkreisringscheiben aufgebaut, welche mit dehnbaren Graphitelektroden beschichtet und an der Außenseite in radialer Richtung fixiert sind. Bei Anlegen einer Spannung  $U$  an die Elektroden kommt es infolge der elektrostatischen Anziehungskräfte zwischen den Elektroden und der Abstoßungskräfte der gleichnamigen Ladungen auf den Elektroden zur axialen Kompression der Scheiben bei gleichzeitiger radialer Dehnung des inkompressiblen Dielektrikums. Dadurch verlagert sich der Innenrand um die Strecke  $v$  in Richtung der optischen Achse. Die auf Basis der elektromechanischen Modellbildung berechneten Steuerungskennlinien sind in Abb. 3.13b dargestellt. Zur Erzielung der notwendigen Verformung sind Spannungen im Kilovoltbereich notwendig, was nicht mit den Anforderungen an die physiologische Kompatibilität

vereinbar ist, weil die DIN EN 60601 als Spannungsobergrenze für aktive Implantate 60 V vorschreibt. Da keine Zugkräfte zwischen Dielektrikum und Elektrodenmaterial übertragbar sind, stellt sich die Aktorruehelage im unverformten Zustand ein ( $v_{RL} = v(U=0) = 0 \neq \frac{1}{5} \cdot v_{\text{erf}}$ ). Daher läßt sich die Fail-Safe-Anforderung nicht realisieren, bei einem Aktorausfall stellte sich eine leichte Hyperopie ( $\Delta D(0) < 0$ ) ein. Das gezeigte Aktordesign erfüllt mit einem Außendurchmesser von 10 mm zwar noch die Bauraumanforderungen, nicht aber die Anforderung an die Einführbarkeit durch einen Hornhautschnitt von höchstens 6 mm Länge. Das geforderte dynamische Verhalten kann realisiert werden, da die Zeitkonstante eines derartigen Aktors kleiner als 250 ms ist.

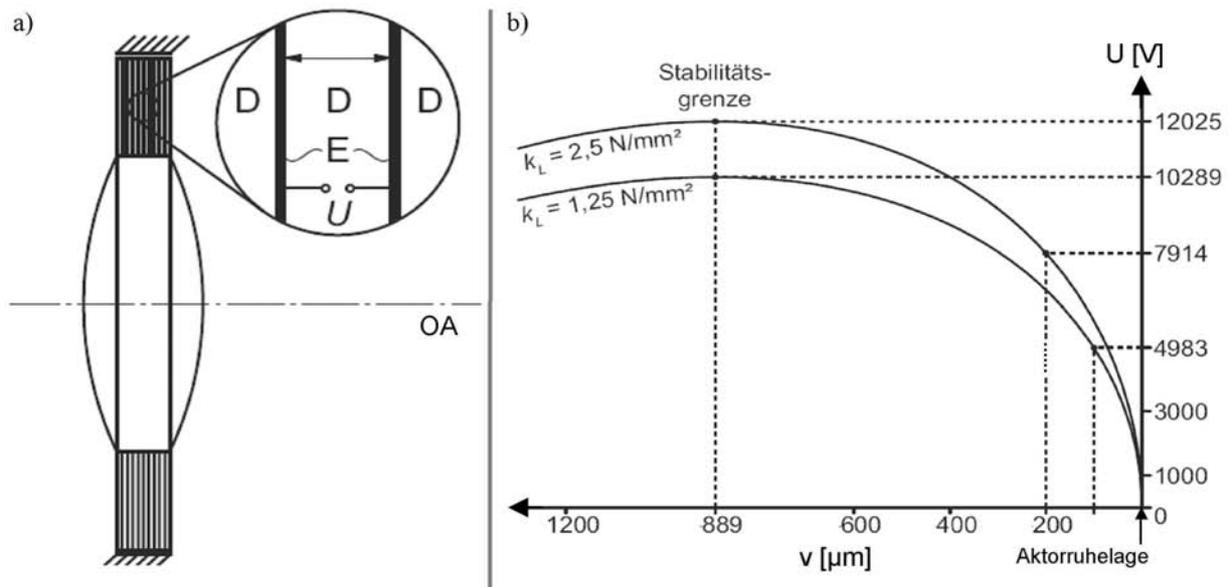


Abb. 3.13: (a) Design eines dielektrischen Multilayerringaktors zur Verformung des elastischen Linsenkörpers: Dielektrikum (D), Elektroden (E); (b) berechneter Zusammenhang zwischen Verschiebeweg  $v$  und Elektrodenspannung  $U$  für die beiden Grenzen des Linsensteifigkeitsbereiches.

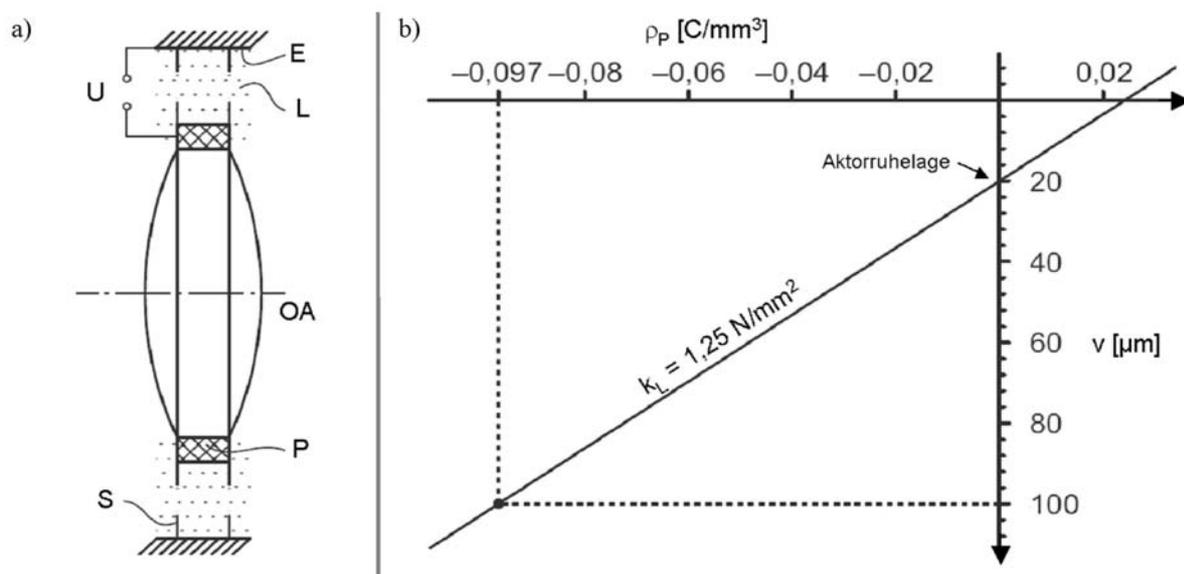


Abb. 3.14: (a) Design eines leitfähigen Polymerringaktors zur Verformung des elastischen Linsenkörpers: leitfähiger Polymerring (P), Gegenelektrode (E), Elektrolyt (L), gelochte elastische Stützscheiben (S); (b) berechneter Zusammenhang zwischen Verschiebeweg  $v$  und injizierter Ladungsdichte  $\rho_P$  für die untere Grenze des Linsensteifigkeitsbereiches  $k_L = 1,25 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ .

In Abb. 3.14a ist der Aufbau eines Ringaktors aus leitfähigem Polypyrol gezeigt. Bei Anlegen einer Spannung ( $|U| \leq 2 \text{ V}$ ) zwischen Polymerring und Gegenelektrode diffundieren Ionen einer Elektrolytlösung in das Polymer und führen dort zu einer isotropen Volumendehnung. Dadurch dehnt sich der Polymerring in axialer und radialer Richtung aus und es kommt zu einer Verlagerung des

Innenrandes um die Strecke  $v$  in Richtung der optischen Achse. Zwei gelochte elastische Stützscheiben halten Aktor und Linse axial und radial in Position. Da in Abhängigkeit des Vorzeichens der Spannung  $U$  sowohl eine Kontraktion als auch eine Expansion möglich ist, kann die Anforderung an das Fail-Safe-Verhalten über eine Vorspannung der Linse realisiert werden ( $v_{RL} = v(U=0) = \frac{1}{5} \cdot v_{erf}$ ). Allerdings schränkt die maximale Ladungsdichte ( $\rho_{p,max} = 0,1 \frac{C}{mm^3}$ ) den radialen Aktorhub ein, so daß sich nur im Falle einer relativ weichen Linse ( $k_L = 1,25 \frac{N}{mm^2}$ ) die untere Grenze des geforderten Stellbereiches ( $v_{erf} = 100 \mu m$ ) erreichen läßt. Für diesen Fall ist die Steuerungskennlinie in Abb. 3.14b dargestellt. Der Polymerring ist mit einer Dicke von  $6 \mu m$  treffender als Film zu bezeichnen, was wegen des geringen radialen Platzbedarfs vorteilhaft ist. Da die Ionen der Elektrolytlösung nur einseitig Zugang zum Polymerfilm haben, ist die dynamikbegrenzende Zeitkonstante für Ionendiffusion mit  $2 s$  deutlich größer als die geforderten  $250 ms$ .

Aus der Gruppe der Aktoren mit mechanischen Übertragungsgliedern erwies sich eine fluidmechanische Übertragung als am ehesten geeignet, die Kinematik der Verformung zu vollziehen [Mar06]. Dabei wird ein Fluid als Druckübertragungsmedium genutzt, das den zylindrischen Linsenrand rotationssymmetrisch mit der gewünschten Flächenpressung  $p_L$  beaufschlagt. Da sich alle Punkte der Wirkfläche (WF) während der Linsenverformung bewegen, ist für eine Abdichtung des Fluides gegen seine Umgebung zu sorgen. Diese kann beispielsweise durch eine dünne, biegeschlaffe Kunststoffmembran erfolgen. Das benötigte Verdrängungsvolumen berechnet sich aus

$$V_L = \iint_{WF} v \cdot dA \approx 2 \cdot \pi \cdot r_{L0} \cdot h_{L0} \cdot v_{erf} \quad (3.50)$$

zu  $1,89 mm^3$  bis  $3,77 mm^3$ . Der erforderliche Druck ergibt sich, je nach Steifigkeitskoeffizient und erforderlichem Verschiebeweg, aus Gl. (3.48) zu  $0,04 \frac{N}{mm^2}$  bis  $0,17 \frac{N}{mm^2}$ .

Die fluidmechanische Übertragung bietet den Vorteil einer Kraft-Weg-Wandlung, so daß auch Aktorprinzipien zum Einsatz kommen können, die große maximale Flächenpressungen aber nur geringe maximale Dehnungen aufbringen können. Ferner muß der Aktor nicht die beschriebene zentrische Stauchungskinematik des Linsenkörpers nachvollziehen. Eine praktische Erprobung dieser Aktorlösung wurde anhand eines im Maßstab 4:1 vergrößerten Linsenkörpers entwicklungsbegleitend durchgeführt. Da sie Bestandteil des in dieser Arbeit entwickelten Technischen Demonstrators ist, werden die dabei gewonnenen Erkenntnisse im Kap. 5.2.2 dargestellt.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß das Wirkprinzip der Verformung einer elastischen Linse für den Einsatz als aktiv-optisches Element des Künstlichen Akkommodationssystems schlecht geeignet ist. Es besteht zum einen das Risiko, daß die Verformungsfähigkeit des Linsenkörpers infolge der Kapselsackfibrose nicht dauerhaft gegeben ist oder bei Verformung des Linsenkörpers eine Ruptur der Hinterkapsel auftritt. Der Hauptgrund ist jedoch in der zu realisierenden Kinematik der zylindrischen Wirkfläche in Form einer negativen zentrischen Streckung mit der optischen Achse als Streckzentrum zu sehen. Sie bedingt, daß der Durchmesser des Linsenkörpers  $2 \cdot r_{L0} = 6 mm$  betragen muß und praktisch keinen Platz für einen Ringaktor läßt, wenn Linse und Aktor als ein Bauteil durch einen höchstens  $6 mm$  langen Hornhautschnitt geschoben werden sollen. Ein Falten der Linse ist wegen der erforderlichen Mittendicke von  $2 mm$  nicht möglich. Ferner lassen sich die Anforderungen an den Aktor nach derzeitigem Erkenntnisstand selbst mit extrem dehnfähigen Polymeraktoren nicht erfüllen. Falls es gelingt, die Anforderungen an den radialen Verschiebeweg zu senken, erscheint am ehesten das entwickelte Konzept für einen leitfähigen Polymerringaktor geeignet. Ein Ansatz dazu kann beispielsweise der Einsatz einer aus nanooptischen Polymerschichten unterschiedlicher Brechungsindizes aufgebauten elastischen GRIN-Linse [BHI<sup>+</sup>04], [WSS<sup>+</sup>04] sein. Eine Nachahmung des triple-optic-Prinzips mit einer luftgefüllten Kammer um die elastische Linse hingegen ist wegen

des geringen zur Verfügung stehenden axialen Bauraums und der erforderlichen zylindrischen Randhöhe zur Krafteinleitung unrealistisch. Bei Einsatz einer fluidmechanischen Kraft-Weg-Wandlung liegt der Ansatz nahe, statt eines elastischen Linsenkörpers lediglich eine dünne transparente Membran zu verformen, um die Krümmung einer lichtbrechenden Grenzfläche zu verändern [CS77]. Dieser als Fluidlinse bezeichnete Ansatz wird im folgenden Abschnitt (Kap. 3.3.4) untersucht.

### 3.3.4 Verformung einer zwei Fluide trennenden Grenzfläche infolge Fluidverdrängung

Das Wirkprinzip beruht auf der Trennung zweier transparenter Fluide L und G mit unterschiedlichen Brechungsindizes, welche eine lichtbrechende Grenzfläche bilden. Die Trennung kann entweder durch eine dünne, transparente Membran, welche an ihrem kreisförmigen Rand eingespannt ist, oder durch Verwendung zweier nicht ineinander mischbarer Fluide erfolgen (Abb. 3.15). Durch Fluidverdrängung (d.h. Zuführung eines Fluidvolumens  $\Delta V$  von Fluid G bei gleichzeitiger Entnahme des gleichen Volumens  $-\Delta V$  von Fluid L) kann über die entstehende Druckdifferenz  $\Delta p_M = p_G - p_L$  zwischen den Kammern eine Verformung der Membran bzw. des Flüssigkeitsmeniskus erzielt werden. Infolgedessen ändert sich die Lage und Form der lichtbrechenden Grenzfläche im Strahlengang (Fluidlinse).

#### Verwendung einer dünnen Membran zur Trennung der Fluide

In bisherigen Ausführungen von Fluidlinsen, die von 30 mm Durchmesser [SM93], [RM96], 20 mm Durchmesser [ZLB<sup>+</sup>03], [ZJL<sup>+</sup>04] bis hin zu 5 mm Durchmesser [OHI04], [KOO<sup>+</sup>98] reichen, kamen zwischen 30  $\mu\text{m}$  und 60  $\mu\text{m}$  dünne Membranen aus Polystyrol oder Polydimethylsiloxan (PDMS) zum Einsatz. Die Fluidverdrängung erfolgte entweder manuell mittels eines Kolbens [SM93], [RM96] oder durch Piezoaktoren. In [OHI04] wird ein Piezolinearaktor verwendet, in [KOO<sup>+</sup>98] ein Piezobimorphing, [ZJL05] beschreibt die Nutzung einer Piezomikromembranpumpe. Die Charakterisierung der optischen Abbildungsqualität ergab in allen Untersuchungen bei einer Orientierung der optischen Achse senkrecht zum Gravitationsfeld eine deutliche Verschlechterung im Bereich niedriger Differenzdrücke. Diese Beobachtung wird auf eine nicht rotationssymmetrische Membranform infolge eines Dichteunterschiedes zwischen den Medien L und G (z.B. Wasser und Umgebungsluft) zurückgeführt [SM93]. Daher wurde das Fluidlinsenprinzip bislang ausschließlich in Form von Labormustern realisiert.

Im Hinblick auf eine ausreichend gute optische Abbildungsqualität muß die Membranverformung rotationssymmetrisch zur optischen Achse erfolgen. Dies kann durch die Dichtegleichheit der Fluide L und G erreicht werden, da dann an jeder Stelle der dünnen Membran – unabhängig von der Orientierung im Gravitationsfeld – derselbe Differenzdruck  $\Delta p_M = p_G - p_L$  herrscht. Um zu einer analytischen Aussage über die Membranform zu gelangen, wird im folgenden auf die Theorie dünner biegeschlaffer Membranen großer Durchbiegung zurückgegriffen [Pös25], [Hen15], welche der Theorie der biegesteifen Platten unendlich kleiner Durchbiegung vorzuziehen ist, die in [OHI04] verwendet wurde.

In [Pös25] wird unter der Voraussetzung einer dünnen (Membrandicke  $h_M \rightarrow 0$ ), biegeschlaffen Membran (Elastizitätsmodul  $E_M$ , Querkontraktionszahl  $\nu_M$ , Radius  $r_0$ ), welche rotationssymmetrisch durch einen Differenzdruck  $\Delta p_M$  belastet wird, aus Kräftegleichgewichten für den Meridian- und Breitenkreis und dem Hookeschen Gesetz eine nichtlineare Differentialgleichung 2. Ordnung für die

Spannung im Meridiankreis hergeleitet. Ihre Lösung in Form einer Potenzreihe wird zur Ermittlung des Membranprofils  $z(r)$  verwendet<sup>1</sup>:

$$z(r) = r_0 \cdot \sqrt[3]{\frac{\Delta p_M \cdot r_0}{E_M \cdot h_M}} \cdot \frac{1}{c} \cdot \left[ \frac{1 - \left(\frac{r}{r_0}\right)^2}{2} + \frac{1 - \left(\frac{r}{r_0}\right)^4}{32 \cdot c^3} + \frac{5 \cdot \left(1 - \left(\frac{r}{r_0}\right)^6\right)}{1152 \cdot c^6} + \dots \right]. \quad (3.51)$$

Die Integrationskonstante  $c$  kann aus der Bedingung bestimmt werden, daß am eingespannten Rand keine Dehnung in Breitenkreisrichtung auftritt. Sie ergibt sich mit dem in [Pös25] vorgestellten Vorgehen für ein inkompressibles Polymermaterial ( $\nu_M = 0,5$ ) auf drei Dezimalstellen genau zu  $c \approx 0,919$ . Das Ergebnis stellt eine Verfeinerung der Näherungslösung aus [SM93] und [RM96] dar, wo von der radialen Koordinate  $r$  unabhängige, gleichgroße Meridian- und Breitenkreisspannungen vorausgesetzt wurden und sich als Lösung ein parabelförmiges Membranprofil  $z(r)$  ergab.

Um die Eignung des Fluidlinsen-Prinzips für das Künstliche Akkommodationssystem zu untersuchen, wird die in Kap. 3.2 entwickelte Methodik angewendet. Abb. 3.15 zeigt das verwendete Geometriemodell.

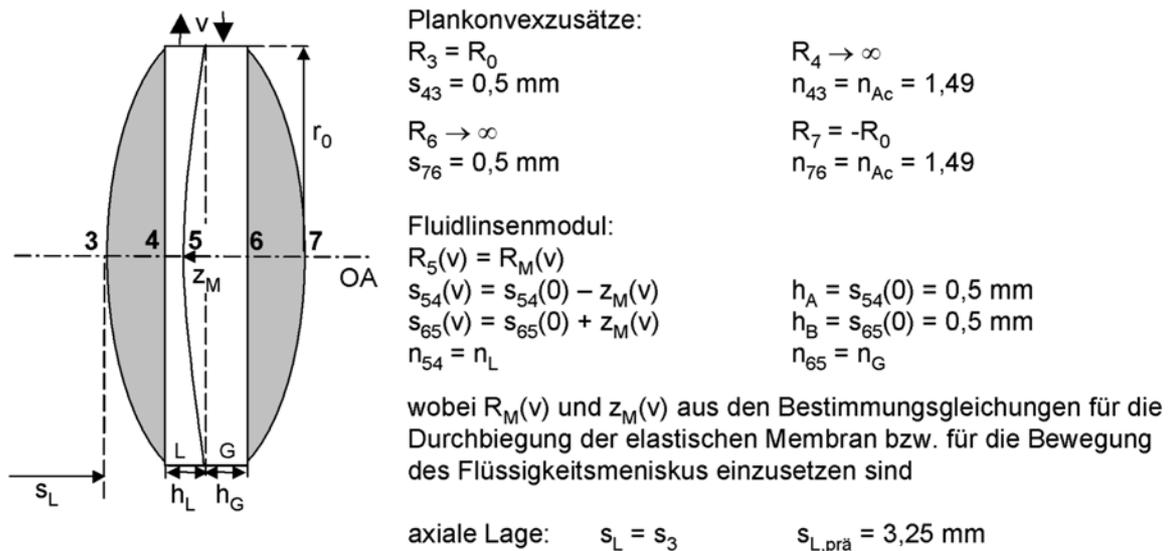


Abb. 3.15: Geometriemodell der Fluidlinse, bestehend aus zwei Plankonvexzusätzen und einer zylindrischen Kammer, in welcher zwei Medien unterschiedlichen Brechungsindex entweder durch eine dünne, transparente, elastische Membran oder durch ihren Meniskus getrennt werden.

Das aktiv-optische Element besteht aus zwei Plankonvexzusätzen, deren Krümmungsradien  $R_0$  der patientenindividuellen Anpaßbarkeit dienen. Ihre mindestens erforderliche Größe ergibt sich aus einfachen geometrischen Überlegungen zu

$$R_3 = -R_7 = R_0 \stackrel{!}{\geq} \max \left\{ \frac{s_{43}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{43}}, \frac{s_{76}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{76}} \right\}. \quad (3.52)$$

Die Plankonvexzusätze werden durch einen Hohlzylinder miteinander verbunden, in dessen Mitte die dünne transparente Membran die Fluide L und G voneinander trennt. Der optische Einfluß der dünnen Membran wird in der Betrachtung vernachlässigt. Als Stellparameter  $v$  dient das in die Kammer G,

<sup>1</sup> In [Pös25] wird irrtümlich  $\sqrt[3]{\frac{\Delta p_M \cdot r_0^2}{E_M \cdot h_M}}$  statt  $\sqrt[3]{\frac{\Delta p_M \cdot r_0}{E_M \cdot h_M}}$  angegeben.

ausgehend vom ebenen Membranzustand, injizierte vorzeichenbehaftete Fluidvolumen. Dieses berechnet sich unter Verwendung von Gl. (3.51) zu

$$\begin{aligned} v = \Delta V &= V_G - \pi \cdot r_0^2 \cdot h_G = \int_0^{r_0} \int_0^{z(r)} \int_0^{2\pi} r d\varphi dz dr = 2 \cdot \pi \cdot \int_0^{r_0} r \cdot z(r) dr \\ &= \pi \cdot r_0^3 \cdot \sqrt[3]{\frac{\Delta p_M \cdot r_0}{E_M \cdot h_M}} \cdot \frac{1}{c^2} \cdot \underbrace{\left[ \frac{1}{4} + \frac{1}{48 \cdot c^3} + \frac{5}{1536 \cdot c^6} + \dots \right]}_{c_v} \end{aligned} \quad (3.53)$$

Dabei wird die aus unendlich vielen Summanden bestehende Summe der Übersichtlichkeit halber zu einer neuen Konstante  $c_v$  zusammengefaßt. Sie hat den Wert  $c_v \approx 0,307$ .

Die Druckdifferenz-Verdrängungsvolumen-Charakteristik ergibt sich durch Umstellen von Gl. (3.53) zu

$$\Delta p_M(v) = \frac{E_M \cdot h_M}{\pi^3 \cdot r_0^{10} \cdot c_v^3} \cdot v^3. \quad (3.54)$$

Der achsnahe Krümmungsradius der Membranfläche berechnet sich aus dem Membranprofil Gl. (3.51) durch zweimaliges Differenzieren und unter Beachtung von Gl. (3.54) zu

$$R_M(v) = -\frac{1}{\left( \frac{d^2 z}{dr^2} \right)_{r=0}} = c \cdot \sqrt[3]{\frac{E_M \cdot h_M \cdot r_0^2}{\Delta p_M}} = c \cdot \pi \cdot r_0^4 \cdot c_v \cdot v^{-1} \quad (3.55)$$

und die Lage des Membranscheitels ergibt sich aus Gl. (3.51):

$$\begin{aligned} z_M(v) = z(0) &= r_0 \cdot \sqrt[3]{\frac{\Delta p_M \cdot r_0}{E_M \cdot h_M}} \cdot \frac{1}{c} \cdot \left[ \frac{1}{2} + \frac{1}{32 \cdot c^3} + \frac{5}{1152 \cdot c^6} + \dots \right] \\ &= \frac{1}{\pi \cdot r_0^2 \cdot c_v \cdot c} \cdot \left[ \frac{1}{2} + \frac{1}{32 \cdot c^3} + \frac{5}{1152 \cdot c^6} + \dots \right] \cdot v \end{aligned} \quad (3.56)$$

Die erforderliche Arbeit zur Verformung der Membran wird durch das Integral des Differenzdrucks über das Verdrängungsvolumen berechnet:

$$W_M(v) = \int_0^v \Delta p_M(V) dV = \frac{1}{4} \cdot \frac{E_M \cdot h_M}{\pi^3 \cdot r_0^{10} \cdot c_v^3} \cdot v^4. \quad (3.57)$$

Der Stellbereich  $\mathfrak{M}$  ist durch diejenige Fluidmenge limitiert, welche zum Berühren des Membranscheitels an einem der Plankonvexzusätze führt:  $z_M(-v_{\max}) \stackrel{!}{=} s_{65}(0)$  bzw.  $z_M(v_{\max}) \stackrel{!}{=} s_{54}(0)$ . Er ergibt sich für die in Abb. 3.15 gezeigte Geometrie aus Gl. (3.56) zu  $\mathfrak{M} = \{v \in [-5,06 \text{ mm}^3; 5,06 \text{ mm}^3]\}$ . Die Membranform, die sich in der Ruhelage eines Aktors einstellt, welcher die Volumenverdrängung hervorruft, ist mit konstruktiven Mitteln definierbar. Um die mechanische Belastung der Membran durch den Differenzdruck  $\Delta p_M$  möglichst gering zu halten, ist ein in positiver und negativer Richtung gleich großer Stellbereich für  $v$  anzustreben (Typ D der Klassifizierungsmatrix in Abb. 3.5). Als Bezugspunkt für die Position des aktiv-optischen Elementes im Strahlengang des Auges dient der Scheitel des vorderen Plankonvexzusatzes.

In Tab. 3.5 sind die paraxialen Berechnungsergebnisse für die Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 zusammengestellt. Um den Einfluß der Brechungsindizes der Fluide L und G zu zeigen, sind die

Ergebnisse für einen relativ geringen und einen relativ großen Brechungsindexunterschied<sup>1</sup> angegeben. Die Absolutgröße der Brechungsindizes hat infolge des symmetrischen Stellbereichs von  $v$  nur einen sehr geringen Einfluß auf die Ergebnisse.

Szenario	geringer Brechungsindexunterschied ( $n_L = 1,4$ ; $n_G = 1,5$ )			starker Brechungsindexunterschied ( $n_L = 1,35$ ; $n_G = 1,55$ )		
	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2
$R_0$ [mm]	8,88	13,99	27,26	8,71	13,98	27,25
$v_{\text{erf}}$ [mm <sup>3</sup> ]	1,142	1,069	1,025	0,573	0,535	0,513
$v_{\text{RL}}$ [mm <sup>3</sup> ]	-0,582	-0,585	-0,590	-0,293	-0,295	-0,296
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-0,68	-0,51	-0,41	-0,68	-0,52	-0,32
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	1,18	1,02	0,91	1,18	1,02	0,91

Tab. 3.5: Berechnungsergebnisse der Fluidlinsen-Konfiguration für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 bei einem geringen und einem großen Brechungsindexunterschied der Fluide L und G.

Aus den Ergebnissen geht hervor, daß eine patientenindividuelle Anpaßbarkeit der Implantatgeometrie im gesamten Biometriedatenbereich gegeben ist, weil die berechneten Krümmungsradien  $R_0$  in allen Fällen oberhalb des durch Gl. (3.52) definierten Mindestwertes von 6,5 mm liegen. Die erforderlichen Stellparameter  $v_{\text{erf}}$  liegen deutlich unterhalb der Stellbereichsgrenze von 5,06 mm<sup>3</sup>. Je größer der Brechungsindexunterschied der Fluide L und G ist, umso geringer ist das notwendige Verdrängungsvolumen  $2 \cdot v_{\text{erf}}$ . Es beträgt im Fall des geringen Brechungsindexunterschieds 2,28 mm<sup>3</sup> bzw. 1,15 mm<sup>3</sup> im Fall des großen Brechungsindexunterschieds. Wird eine  $h_M = 50 \mu\text{m}$  dünne Membran aus PDMS zugrundegelegt ( $E_M = 50 \text{ N/mm}^2$  [MW02]), ergibt sich aus Gl. (3.54) ein erforderlicher Differenzdruck von  $5 \cdot 10^{-6} \text{ N/mm}^2$  bzw.  $6 \cdot 10^{-7} \text{ N/mm}^2$  und aus Gl. (3.57) eine an der Membran zu verrichtende mechanische Arbeit von  $1,2 \cdot 10^{-9} \text{ J}$  bzw.  $7,9 \cdot 10^{-11} \text{ J}$ . Durch Vergleich dieser Werte mit den Anforderungen an einen Aktor mit fluidmechanischer Wandlung zur Verformung eines elastischen Linsenkörpers aus Kap. 3.3.3 wird deutlich, daß die Anforderungen an das Verdrängungsvolumen um bis zu 85 % und an die aufzubringende Flächenpressung um vier bis fünf Größenordnungen geringer sind. Zudem ist durch die Einspannung der Membran am Rand keine Abdichtung zwischen einem sich bewegenden Linsenkörper und dem Fluid erforderlich, weil die Fluide selbst als druckübertragende Medien an der lichtbrechenden Grenzfläche anliegen.

Abb. 3.16a zeigt den Verlauf der Funktion  $\Delta D(v)$  und die obere und untere Grenze des Streubereiches der postoperativen Refraktion im Falle des geringen Brechungsindexunterschieds (Sta-Szenario). Die differentielle Scheitelbrechkraftänderung vergrößert sich leicht mit dem Stellparameter  $v$  ( $\frac{d^2 \Delta D_{\text{ew}}}{dv^2} > 0$ ), was darauf zurückzuführen ist, daß sich die Membran im Strahlengang zum Hornhautscheitel hin verlagert. In Abb. 3.16b ist die Lage der Fluidlinse im Strahlengang im Fall, der mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte ( $ew$ ) eintritt, in zwei Verformungszuständen der dünnen Membran veranschaulicht.

<sup>1</sup> Die Voraussetzung, daß die Scheitelbrechkraft mit dem Stellparameter zunehmen soll, erfordert  $n_B > n_A$ . Dies bedeutet aber keine Restriktion an die Wahl der Fluide oder ihre axiale Anordnung im Strahlengang. Durch die Definition von  $v$  als das in die Kammer L injizierte Volumen ( $v = \Delta V = V_L - \pi \cdot r_0^2 \cdot h_L$ ) kann nämlich erreicht werden, daß das scheinbar näher gelegene Fluid L den größeren Brechungsindex aufweisen muß ( $n_L > n_G$ ).

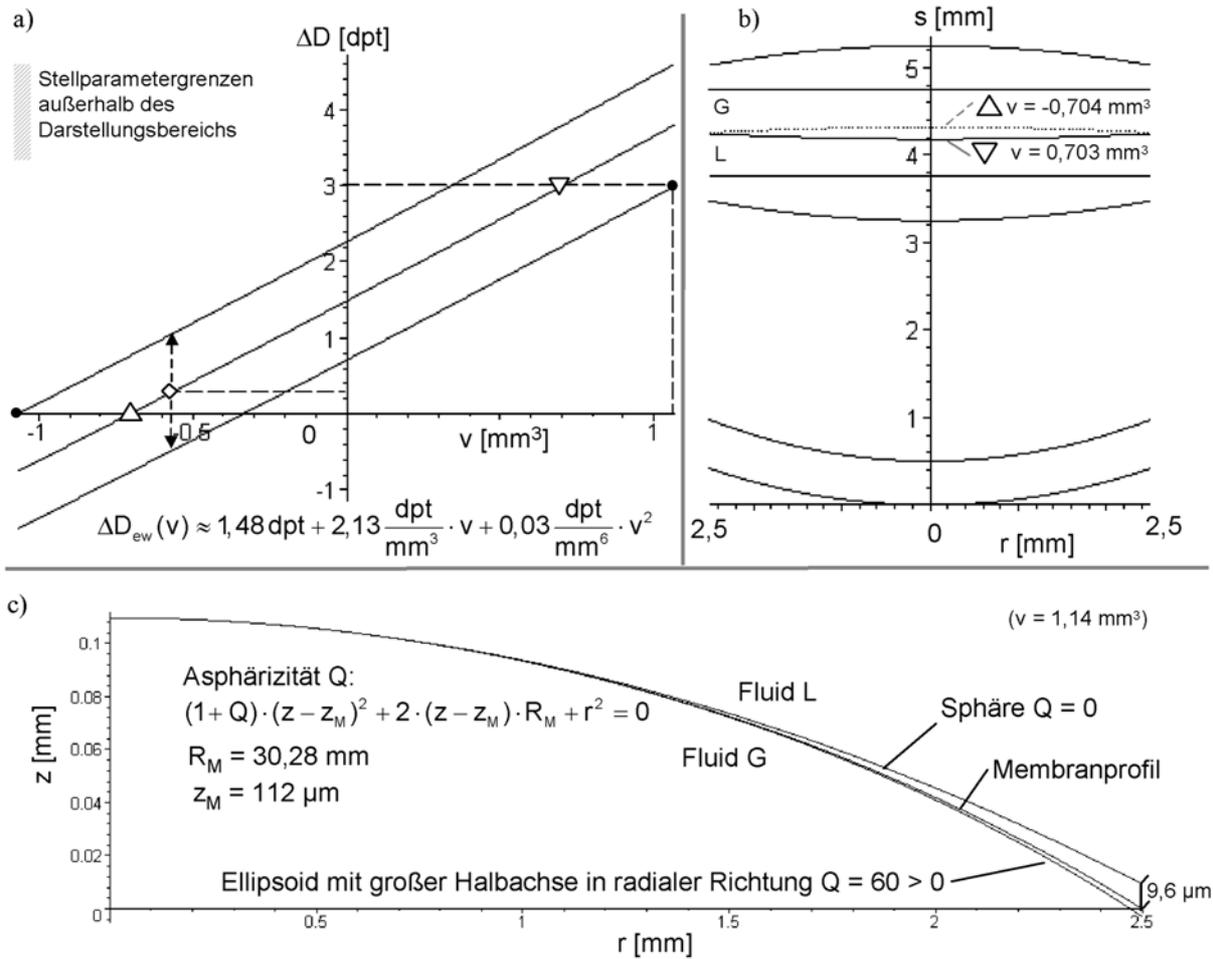


Abb. 3.16: (a) Berechnete Scheitelbrechkraft-Stellparameter-Kennlinie (Sta-Szenario) für den Fall des geringen Brechungsindexunterschieds zwischen den Fluiden L und G, der angegebene funktionale Zusammenhang ist eine Taylorreihenentwicklung 2. Ordnung der Funktion  $\Delta D_{ew}(v)$  um die Stelle  $v = 0$ ; (b) Veranschaulichung der Lage im Strahlengang des Auges (Sta-Szenario, ew-Fall, geringer Brechungsindexunterschied) für den Zustand der Emmetropie ( $\Delta$ ) und im 3 dpt akkommodierten Zustand ( $\nabla$ ); (c) Vergleich der Membranform ( $v = 1,14 \text{ mm}^3$ ) mit einer Kugel (Asphärität  $Q = 0$ ) und einem Ellipsoid ( $Q = 60$ ) gleichen achsnahen Krümmungsradius, die maximale Abweichung von der Kugelform tritt am Rand auf und beträgt  $9,6 \mu\text{m}$ .

Ein in zukünftigen Arbeiten zu untersuchender Punkt ist die optische Abbildungsqualität. Aus dem ermittelten Membranprofil (Gl. (3.51)) geht hervor, daß dieses leicht von der Form einer Kugel abweicht. Die Membran ist in ihrem Randbereich in allen Verformungszuständen etwas stärker gekrümmt als eine Kugel mit dem gleichen achsnahen Krümmungsradius. Abb. 3.16c zeigt diesen Sachverhalt für den Stellparameter  $v = 1,14 \text{ mm}^3$ . Die Asphärität wird über den Formparameter  $Q$  der angegebenen Kegelschnittgleichung ausgedrückt [AS02]. Die maximal auftretende Abweichung am Rand beträgt  $9,6 \mu\text{m}$ . Eine auf Basis der Näherungslösung (parabelförmiges Membranprofil, [SM93]) durchgeführte Optiks simulation ergab, daß im Vergleich zu einer sphärischen Linse praktisch keine zusätzlichen Aberrationen induziert werden. Dennoch sollten bei der Weiterentwicklung für den Einsatz im Künstlichen Akkommodationssystem die im Strahlengang des menschlichen Auges induzierten Aberrationen in einer Optiks simulation quantifiziert und auch experimentell untersucht werden, inwieweit das berechnete Membranprofil mit real auftretenden Membranformen übereinstimmt.

### Verwendung zweier nicht ineinander mischbarer Fluide

Statt einer transparenten, elastischen Membran kann der Flüssigkeitsmeniskus der beiden Fluide L und G als lichtbrechende Grenzfläche [DAB<sup>+</sup>06] genutzt werden, falls die Fluide nicht ineinander mischbar sind (Abb. 3.15). Um die Grenzfläche zwischen den beiden Fluiden für einen optischen

Abbildungsvorgang nutzen zu können, ist die Form des Meniskus von Bedeutung. In [Pri69] wird eine nichtlineare Differentialgleichung 2. Ordnung für das Profil  $z(r, \varphi)$  der Grenzfläche hergeleitet und gezeigt, daß sich genau dann ein sphärischer Meniskus einstellt, wenn die dimensionslose Bondzahl  $Bo = \frac{(\rho_L - \rho_G) \cdot g \cdot r_0^2}{\gamma_{LG}}$  ( $g = 9,81 \text{ m/s}^2$  bezeichnet die Erdbeschleunigung,  $\gamma_{LG}$  die spezifische Grenzflächenenergie der Fluidpaarung L/G und  $r_0$  eine charakteristische Länge, z.B. der Hohlzylinderradius) zu Null wird. Eine Anpassung der Dichten der Fluide L und G ( $\rho_L = \rho_G$ ) stellt daher – unabhängig von der Orientierung im Gravitationsfeld – einen sphärischen Meniskus sicher. Eine kreisförmige Fixierung des Meniskus an einer definierten Stelle der zylindrischen Festkörperfläche kann durch eine geeignete ortsselektive Oberflächenbeschichtung erfolgen [DAB<sup>+</sup>06]. Im Anhang A3 wird eine Beziehung für das höchstens zulässige Verhältnis der spezifischen Grenzflächenenergien hergeleitet. Die Kinematik der Meniskusbewegung ergibt sich aus der geometrischen Beziehung zwischen axialer Position des Meniskusscheitels und seinem Krümmungsradius

$$R_M = \frac{r_0^2 + z_M^2}{2 \cdot z_M} \quad (3.58)$$

und dem Stellparameter  $v$ , welcher wiederum als das in die Kammer G, ausgehend vom planen Meniskuszustand, injizierte vorzeichenbehaftete Fluidvolumen definiert wird:

$$v = \Delta V = V_G - \pi \cdot r_0^2 \cdot h_G = \frac{\pi}{3} \cdot z_M^2 \cdot (3 \cdot R_M - z_M). \quad (3.59)$$

Aus Gl. (3.58) und Gl. (3.59) folgt als physikalisch sinnvolle Lösung der entstehenden Gleichung dritten Grades für die axiale Lage des Meniskusscheitels der Zusammenhang

$$z_M(v) = \left[ \left( 3 \cdot \frac{v}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{v}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{2}{3}} - 1 \right] \cdot \left( 3 \cdot \frac{v}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{v}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{1}{3}} \cdot r_0, \quad (3.60)$$

womit über Gl. (3.58) auch der Krümmungsradius des Meniskus  $R_M(v)$  festliegt.

Werden diese Ausdrücke in das Geometriemodell der Fluidlinse (Abb. 3.15) anstelle der Ausdrücke für die Membran eingesetzt, ergeben sich notwendige Verdrängungsvolumina  $2 \cdot v_{\text{eff}}$  von  $2,03 \text{ mm}^3$  (im Falle des geringen Brechungsindexunterschieds) bzw.  $1,01 \text{ mm}^3$  (im Falle des großen Brechungsindexunterschieds)<sup>1</sup>. Sie sind geringfügig kleiner als die Werte bei der Verwendung der Membran, weil sich eine exakt sphärische Grenzfläche einstellt. Die erforderliche Druckdifferenz ergibt sich nach [Pri69] aus

$$\Delta p_M(v) = \frac{2 \cdot \gamma_{LG}}{R_M(v)}. \quad (3.61)$$

Für eine spezifische Grenzflächenenergie von  $\gamma_{LG} = 30 \text{ } \mu\text{J/m}^2$  ergibt sich eine Druckdifferenz von  $2 \cdot 10^{-9} \text{ N/mm}^2$  (geringe Brechungsindexdifferenz) bzw.  $10^{-9} \text{ N/mm}^2$  (große Brechungsindexdifferenz), welche um etwa drei Größenordnungen geringer ist als bei Einsatz einer verformbaren Membran. Ein weiterer Vorteil des Verzichts auf eine Membran ist, daß sich keine Einflüsse auf das optische Verhalten (Abweichungen von der Sphärenform, Membrandicke, Brechungsindex) und das dynamische Verhalten (Eigenschwingungen, Reversibilität der Verformungsvorgangs) ergeben.

<sup>1</sup> Wie auch bei Verwendung einer Membran ist der maximale Stellparameter  $v$  im Extremfall 1 aufzubringen.

Die erzielten Ergebnisse zeigen, daß das Fluidlinsen-Prinzip als aktiv-optisches Element für das Künstliche Akkommodationssystem potentiell sehr gut geeignet ist. Die geringen erforderlichen Verdrängungsvolumina ( $< 2,5 \text{ mm}^3$ ) und Differenzdrücke ( $< 5 \cdot 10^{-6} \text{ N/mm}^2$ ) eröffnen den Einsatz einer Vielzahl mikrofluidischer Aktorprinzipien (z.B. piezoelektrische oder elektrostatische Membranpumpen, elektrohydrodynamisches Prinzip [LS04]), wobei die Möglichkeit einer Kraft-Weg-Wandlung gegeben ist. Die erzielbare Dynamik hängt sowohl vom eingesetzten Aktorprinzip als auch von der Gestaltung der Fluidzuführung, den Viskositäten der eingesetzten Fluide und der Dicke und Elastizität der Membran ab. Ausgeführte Fluidlinsen ([KOO<sup>+</sup>98], [OHI04]) zeigen, daß sich Zeitkonstanten von weniger als 10 ms realisieren lassen. Auch unter energetischen Gesichtspunkten ist die Fluidlinsenlösung günstig, weil die Verformung der Membran bzw. die Bildung neuer Grenzflächen wenig Energie erfordert ( $< 1,5 \cdot 10^{-9} \text{ J}$ ). Allerdings sind Dissipation infolge von Fluidreibung und die vom Aktor benötigte Energie noch zu berücksichtigen. Aus Abb. 3.16b wird ferner deutlich, daß sich sowohl das Fluidlinsenmodul als auch die Plankonvexzusätze noch deutlich dünner gestalten lassen. Dies eröffnet die Möglichkeit einer faltbaren Ausführung. Der Aktor muß dabei nicht zwangsläufig innerhalb der 6 mm-Durchmesserzone angeordnet werden, sondern kann peripher platziert sein, solange die Fluidzuführungen zu den beiden Kammern der Fluidlinse eine Biegung bei der Einführung durch die Hornhautinzision zulassen. Bei Verwendung des Flüssigkeitsmeniskus als lichtbrechende Grenzfläche ist darauf zu achten, daß die Kreisform der Grenze zwischen den beiden Oberflächenbeschichtungen bei der Implantation durch etwaiges Falten nicht verloren geht, weil dies asphärische Meniskusformen hervorruft.

### 3.3.5 Beeinflussung des Benetzungsverhaltens eines Fluides durch ein elektrisches Feld

Statt den Meniskus zwischen zwei nicht mischbaren Fluiden gleicher Dichte durch das Prinzip der Fluidverdrängung zu beeinflussen, kann auch das Benetzungsverhalten durch ein elektrisches Feld verändert werden. Dies setzt eine elektrische Leitfähigkeit des Fluids L und eine isolierende Wirkung des Fluids G voraus. Die von beiden benetzte Festkörperoberfläche S muß aus einer mit einem Dielektrikum beschichteten Elektrode bestehen. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung zwischen Fluid L und der Elektrode bildet sich eine elektrische Doppelschicht zwischen Dielektrikum und leitfähigem Fluid. Die Abstoßung gleichnamiger Ladungen im Fluid L führt zu einer Verformung des Fluidtropfens und damit auch zu einer Änderung des Benetzungswinkels  $\Theta$  (Abb. 3.17a). Das elektrostatische Aktorprinzip wird als Electrowetting (EW) on a dielectric bezeichnet [MC02].

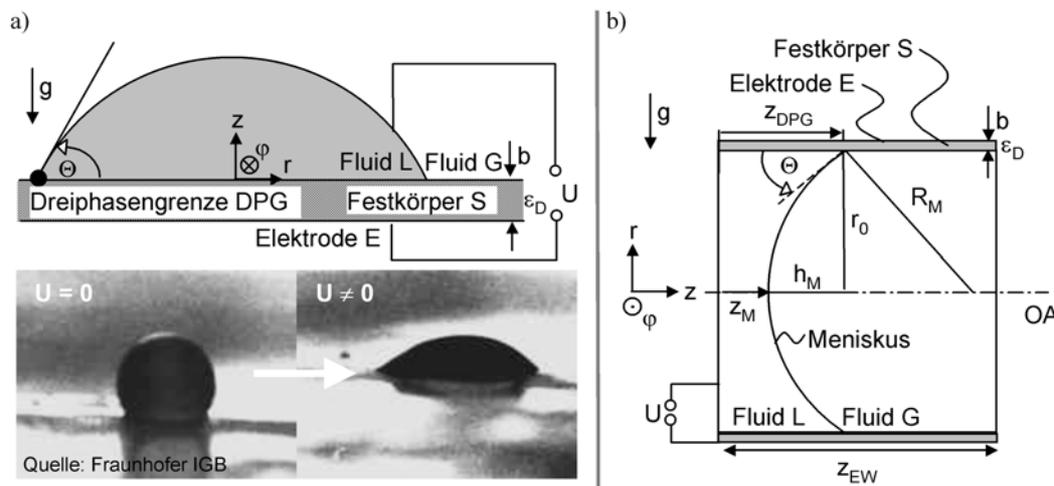


Abb. 3.17: (a) Electrowetting Effekt auf einem planen Dielektrikum (S), durch Anlegen einer Spannung  $U$  zwischen leitfähigem Fluid (L) und Elektrode (E) verringert sich in Gegenwart des isolierenden Fluids (G) der Benetzungswinkel  $\Theta$ ; (b) Electrowetting-Effekt in einem Hohlzylinder.

Für die Anwendung als Linse mit beeinflussbarem Brechungsverhalten sind in der Literatur folgende Ausführungen beschrieben: In [BP00] und [KYP03] wird die in Abb. 3.17a gezeigte Anordnung auf einem planen, transparenten Dielektrikum benutzt, wobei sich allerdings die Zentrierung des Tropfens und damit die Stabilität der optischen Achse als problematisch erweist. In [GBD<sup>+</sup>02] und [SMB04] findet aus diesem Grund eine konische Elektrodengeometrie, in [KH04] eine zylindrische Elektrodengeometrie Verwendung, bei der die optische Achse die Zylinderachse bildet (Abb. 3.17b). Im Hinblick auf einen möglichst geringen radialen Platzbedarf ist die zylindrische Elektrodengeometrie vorteilhafter als die konische und wird daher in der weiteren Betrachtung verwendet.

### Erweiterung der elektromechanischen Modellbildung auf zylindrische Elektrodengeometrien

Für die Anwendung der in Kap. 3.2 vorgestellten Methodik ist die Kenntnis der Lage des Meniskusscheitels und seines Krümmungsradius in Abhängigkeit der angelegten Spannung erforderlich. In [KH04] wird der Krümmungsradius  $R_M$  des Meniskus mit

$$R_M(\Theta) = \frac{r_0}{\cos \Theta} \quad (3.62)$$

angegeben, was sich aus einer einfachen trigonometrischen Betrachtung (Abb. 3.17b) ergibt. Für die Abhängigkeit des Benetzungswinkels  $\Theta$  von der Spannung  $U$  wird in [KH04] vereinfachend die Lippmann-Young Gleichung für eine planare Elektrodengeometrie, die in [MC02] und [BQV03] hergeleitet wird, zugrundegelegt. Es wird keine Aussage über die Meniskusbewegung, d.h. die Lage des Meniskusscheitels  $z_M(U)$  und der Dreiphasengrenze  $z_{DPG}(U)$  gemacht. Diese ist aber für eine exakte optische Modellbildung und auch zur Untersuchung von axialen Bauraumbeschränkungen erforderlich. Eine vollständige analytische Beschreibung der Meniskusbewegung wird im folgenden erstmalig vorgenommen.

Der gesuchte Zusammenhang kann aus der Volumenkonstanz der Fluide L bzw. G hergeleitet werden. Das Volumen  $V_L$  des Fluids L setzt sich aus einem Zylinder abzüglich einer Kugelkappe zusammen (Abb. 3.17b):

$$V_L(\Theta) = \pi \cdot r_0^2 \cdot z_{DPG}(\Theta) - \frac{\pi}{3} \cdot h_M(\Theta)^2 \cdot (3 \cdot R_M(\Theta) - h_M(\Theta)), \quad (3.63)$$

wobei die Höhe der Kugelkappe

$$h_M(\Theta) = R_M \cdot (1 - \sin \Theta) \quad (3.64)$$

ist. Wird die Lage der Dreiphasengrenze im spannungslosen Zustand mit  $z_0 = z_{DPG}(\Theta_0)$  bezeichnet, ergibt sich aus der Bedingung  $V_L(\Theta) = V_L(\Theta_0)$  mit Gl. (3.63) unter Beachtung von Gl. (3.62) und Gl. (3.64) die gesuchte Lage der Dreiphasengrenze in Abhängigkeit des Benetzungswinkels:

$$z_{DPG}(\Theta) = z_0 + \frac{r_0}{3} \cdot \left[ \frac{(1 - \sin \Theta)^2 \cdot (2 + \sin \Theta)}{\cos^3 \Theta} - \frac{(1 - \sin \Theta_0)^2 \cdot (2 + \sin \Theta_0)}{\cos^3 \Theta_0} \right]. \quad (3.65)$$

Die Lage des Meniskusscheitels ergibt sich damit aus Gl. (3.64) und Gl. (3.65) zu

$$\begin{aligned} z_M(\Theta) &= z_{DPG}(\Theta) - h_M(\Theta) \\ &= z_0 + \frac{r_0}{3} \cdot \left[ \frac{(1 - \sin \Theta)^2 \cdot (2 + \sin \Theta)}{\cos^3 \Theta} - \frac{(1 - \sin \Theta_0)^2 \cdot (2 + \sin \Theta_0)}{\cos^3 \Theta_0} + 3 \cdot \frac{\sin \Theta - 1}{\cos \Theta} \right]. \end{aligned} \quad (3.66)$$

Um den Zusammenhang zwischen Benetzungswinkel und angelegter Spannung zu ermitteln, wird der in [BQV03] für den ebenen Fall beschriebene Ansatz auf die zylindrische Geometrie angewendet.

Demnach stellt sich der Benetzungswinkel so ein, daß die freie Enthalpie des Gesamtsystems im thermodynamischen Gleichgewichtszustand ein globales Minimum annimmt (Le-Chatelier-Braunsesches Prinzip). Die freie Enthalpie  $G_{EW}$  setzt sich aus der Energie des elektrischen Feldes und der Energie der Grenzflächen zusammen. Das Anlegen einer Spannung  $\tilde{U}$  führt bei (fiktiv) konstant gehaltenem Benetzungswinkel  $\tilde{\Theta}$  zu einem Ladungsfluß  $\tilde{Q} = C(\tilde{\Theta}) \cdot \tilde{U}$  auf den vom Fluid L und der Elektrode gebildeten Zylinderkondensator. Die Grenzflächen bestehen aus zwei Zylindern ( $A_{SL}$  und  $A_{SG}$ ) und einer Kugelkappe ( $A_{LG}$ ). Für die freie Enthalpie in Abhängigkeit der Ladung  $\tilde{Q}$  und des Benetzungswinkels  $\tilde{\Theta}$  ergibt sich demzufolge<sup>1</sup>:

$$G_{EW}(\tilde{\Theta}, \tilde{Q}) = \frac{1}{2} \cdot C(\tilde{\Theta}) \cdot \tilde{U}^2 + A_{SL}(\tilde{\Theta}) \cdot \gamma_{SL} + A_{SG}(\tilde{\Theta}) \cdot \gamma_{SG} + A_{LG}(\tilde{\Theta}) \cdot \gamma_{LG}$$

$$= \frac{\ln\left(1 + \frac{b}{r_0}\right) \cdot \tilde{Q}^2}{\pi \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_D \cdot z_{DPG}(\tilde{\Theta})} + 2 \cdot \pi \cdot r_0 \cdot \left[ z_{DPG}(\tilde{\Theta}) \cdot \gamma_{SL} + (z_{EW} - z_{DPG}(\tilde{\Theta})) \cdot \gamma_{SG} + \frac{R_M(\tilde{\Theta})}{r_0} \cdot h_M(\tilde{\Theta}) \cdot \gamma_{LG} \right] \quad (3.67)$$

Nach Abtrennen der Spannungsquelle bleibt die Ladung auf dem Zylinderkondensator konstant ( $\tilde{Q} = C(\tilde{\Theta}) \cdot \tilde{U} = C(\Theta) \cdot U = Q$ ) und der Benetzungswinkel  $\Theta$  und die Spannung  $U$  stellen sich so ein, daß die freie Enthalpie ein globales Minimum im Definitionsbereich  $0 \leq \Theta \leq \pi$  annimmt. Die notwendige Bedingung für ein relatives Minimum lautet

$$\left. \frac{\partial G_{EW}(\tilde{\Theta}, \tilde{Q})}{\partial \tilde{\Theta}} \right|_{\tilde{Q}=Q} \stackrel{!}{=} 0. \quad (3.68)$$

Durch den Vergleich der Größe des relativen Minimums, dessen Lage sich aus Gl. (3.68) ergibt, mit den beiden Randwerten des Definitionsbereiches ergibt sich für stabile Gleichgewichtslagen  $\left( \left. \frac{\partial^2 G_{EW}(\tilde{\Theta}, \tilde{Q})}{\partial \tilde{\Theta}^2} \right|_{\tilde{Q}=Q} > 0 \right)$  des globalen Minimums der Ausdruck:

$$\Theta(U) = \left\{ \begin{array}{ll} 0 & 1 < \frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL} + \Omega^2(U)}{\gamma_{LG}} \\ \arccos \left( \frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL} + \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_D \cdot U^2}{2 \cdot \gamma_{LG} \cdot r_0 \cdot \ln\left(1 + \frac{b}{r_0}\right)}}{\gamma_{LG}} \right) & -1 \leq \frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL} + \Omega^2(U)}{\gamma_{LG}} \leq 1 \\ \pi & \frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL} + \Omega^2(U)}{\gamma_{LG}} < -1 \end{array} \right\} \quad (3.69)$$

Der Ausdruck  $\Omega$  kann dabei als dimensionslose Spannung aufgefaßt werden. Für den Fall, daß die Dielektrikumdicke klein gegenüber dem Zylinderradius ist ( $\frac{b}{r_0} \ll 1$ ), geht Gl. (3.69) mit der Linearisierung der natürlichen Logarithmusfunktion  $\ln\left(1 + \frac{b}{r_0}\right) \approx \frac{b}{r_0}$  in die bekannte Lippmann-Young Gleichung für den Fall einer ebenen Elektrodengeometrie ([MC02], [BQV03]) über. Ferner folgt aus der Gleichung, daß sich der Benetzungswinkel ausgehend vom spannungslosen Zustand durch Anlegen einer Spannung nur verringern, nicht aber vergrößern läßt.

<sup>1</sup> Es wird die Gültigkeit der Formel für die Kapazität eines langen Zylinderkondensators ( $z_{EW} \gg r_0$ ) vorausgesetzt; die elektrische Feldkonstante ist eine universelle Naturkonstante und besitzt den Zahlenwert  $\epsilon_0 = 8,85418 \cdot 10^{-12}$  As/Vm.

Die Lippmann-Young Gleichung beschreibt die Änderung des Benetzungsverhaltens bis zu einem Benetzungswinkel  $\Theta_{ph}$ , bei dem die elektrische Durchbruchfeldstärke des Dielektrikums erreicht ist oder eine Sättigung auftritt [VVB99]. Das von den verwendeten Fluid-Fluid-Festkörperpaarungen abhängige Sättigungsverhalten wird auf Ionisierungseffekte im nicht leitfähigen Fluid G bei hohen elektrischen Feldstärken zurückgeführt. Eine Hysterese infolge Stick-Slip-Verhalten kann durch glatte, homogene Dielektrikumsoberflächen vermieden werden [KYP03]. Darüber hinaus hat sich eine rampenförmige Ansteuerung mit einer Gleichspannung als sinnvoll erwiesen, um eine isolierte Tröpfchenbildung des nicht leitfähigen Fluids am Dielektrikum bei der Meniskusbewegung zu vermeiden [Kui04].

Abb. 3.18 veranschaulicht die mit Hilfe des neu entwickelten Modells berechnete Meniskusbewegung anhand eines Beispiels für drei verschiedene Spannungen und stellt sie photographischen Aufnahmen eines realisierten Labormusters [KH04] gegenüber. Der Vergleich zeigt, daß die in dieser Arbeit hergeleiteten Zusammenhänge die Meniskusbewegung in Abhängigkeit von der elektrischen Spannung sehr gut beschreiben.

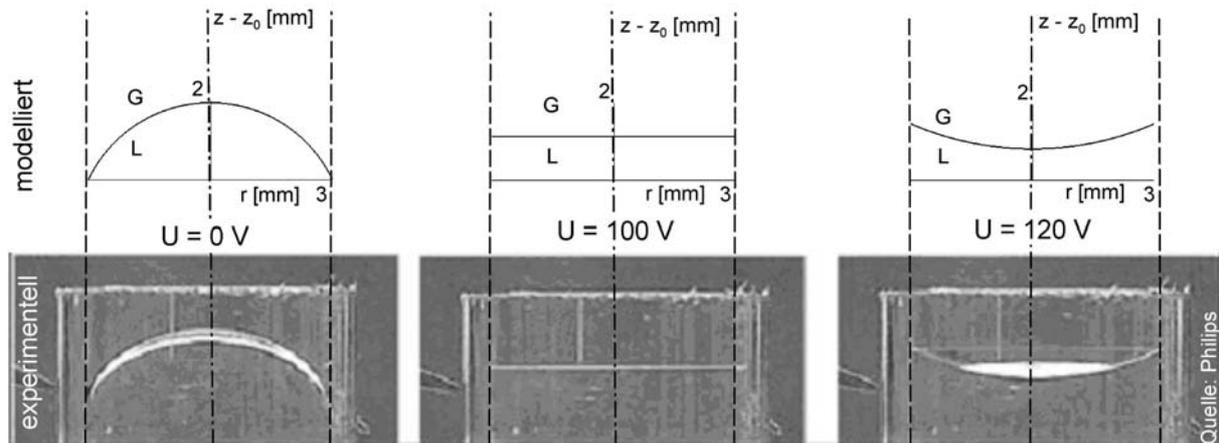


Abb. 3.18: Vergleich der berechneten Meniskusbewegung mit photographischen Aufnahmen einer realisierten Electrowettinglinse (Zylinderradius  $r_0 = 3$  mm; Fluid L: 20%-LiCl<sub>2</sub>-Lösung  $n_L = 1,38$ ; Fluid G: Phenylmethylsiloxan mit Kohlenstofftetrabromidzusatz  $n_G = 1,55$ ; eingestellte Gleichheit der Dichten  $\rho_L = \rho_G = 1,12$  kg/m<sup>3</sup>; Festkörper S:  $b = 3$   $\mu$ m dickes Dielektrikum aus Parylen-N ( $\epsilon_D = 2,65$ ) mit 10 nm Teflon-AF Topcoating; Benetzungswinkel im spannungslosen Zustand  $\Theta_0 = \arccos\left(\frac{\gamma_{SG} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LG}}\right) = 2,71$ ; spezifische Grenzflächenenergie  $\gamma_{LG} = 43,15 \cdot 10^{-3}$  J/m<sup>2</sup>; [KH04], [Kui04]).

### Einfluß axialer Bauraumbeschränkungen auf die geometrisch mögliche Meniskusbewegung

Eine vorgegebene axiale Tiefe  $z_{EW}$  des zylinderförmigen Electrowettingmoduls kann den geometrisch möglichen Wertebereich für den Ausgangsbenetzungswinkel im spannungslosen Zustand  $\Theta_0$  und die mögliche Benetzungswinkeländerung  $v = \Theta_0 - \Theta(U)$  einschränken. Eine analytische Darstellung des Zusammenhangs  $z_{EW, \min}(\Theta_0, v_{\max})$  wird im folgenden erstmalig hergeleitet. Der Meniskus, dessen axiale Randpunkte der Scheitel und die Dreiphasengrenze sind, müssen im gesamten Wertebereich  $\mathfrak{M} = \{v \in [0, v_{\max}]\}$  innerhalb des Hohlzylinders liegen:  $0 \leq z_{DPG}(\Theta_0, v) \leq z_{EW}$  und  $0 \leq z_M(\Theta_0, v) \leq z_{EW}$ . Aufgrund der Monotonie der funktionalen Zusammenhänge Gl. (3.65) und Gl. (3.66) treten die Extremwerte der axialen Lagen an den Stellbereichsgrenzen  $v = 0$  und  $v = v_{\max}$  auf. Damit lautet die Bestimmungsgleichung für die mindestens erforderliche Lage der Dreiphasengrenze im spannungslosen Zustand:

$$\min \{z_{DPG}(\Theta_0); z_M(\Theta_0 - v_{\max})\} \stackrel{!}{\geq} 0$$

$$\downarrow$$

$$z_{0,\min} = -\frac{r_0}{3} \cdot \min \left\{ \begin{array}{l} 0; \\ \frac{(1 - \sin(\Theta_0 - v_{\max}))^2 \cdot (2 + \sin(\Theta_0 - v_{\max}))}{\cos^3(\Theta_0 - v_{\max})} - \\ \frac{(1 - \sin \Theta_0)^2 \cdot (2 + \sin \Theta_0)}{\cos^3 \Theta_0} + 3 \cdot \frac{\sin(\Theta_0 - v_{\max}) - 1}{\cos(\Theta_0 - v_{\max})} \end{array} \right\} \quad (3.70)$$

Diese läßt sich durch das eingefüllte Flüssigkeitsvolumen  $V_L$  einstellen. Die mindestens erforderliche Tiefe des Electrowettingmoduls ergibt sich aus

$$\max \{z_{DPG}(\Theta_0 - v_{\max}); z_M(\Theta_0)\} \Big|_{z_0=z_{0,\min}} \stackrel{!}{\leq} z_{EW}$$

$$\downarrow \quad (3.71)$$

$$z_{EW,\min} = z_{0,\min} + \frac{r_0}{3} \cdot \max \left\{ \begin{array}{l} \frac{(1 - \sin(\Theta_0 - v_{\max}))^2 \cdot (2 + \sin(\Theta_0 - v_{\max}))}{\cos^3(\Theta_0 - v_{\max})} - \frac{(1 - \sin \Theta_0)^2 \cdot (2 + \sin \Theta_0)}{\cos^3 \Theta_0}, \\ 3 \cdot \frac{\sin \Theta_0 - 1}{\cos \Theta_0} \end{array} \right\}$$

wobei  $z_{0,\min}$  aus Gl. (3.70) einzusetzen ist. Abb. 3.19 zeigt den hergeleiteten Zusammenhang  $z_{EW,\min}(\Theta_0, v_{\max})$  in einem Diagramm.

Mit Hilfe dieser Darstellung kann der Einfluß einer axialen Bauraumbeschränkung veranschaulicht werden. Ist die Tiefe des Electrowettingmoduls  $z_{EW}$  größer oder gleich dem vierdrittelfachen Hohlzylinderradius  $r_0$  ( $\frac{z_{EW}}{r_0} \geq \frac{4}{3}$ ), ergeben sich keinerlei Einschränkungen für die Meniskusbewegung, weil sich auch ein im Ausgangs- und Endzustand halbkugelförmiger Meniskus ( $\Theta_0 = \pi, v_{\max} = \pi$ ) im Hohlzylinder bewegen kann. Für  $\frac{z_{EW}}{r_0} < \frac{4}{3}$  hingegen ist nur ein bestimmter Ausgangsbenetzungswinkelbereich möglich. Jedem Ausgangsbenetzungswinkel  $\Theta_0$  kann dabei eine maximal mögliche Benetzungswinkeländerung  $v_{\max}$  zugeordnet werden, welche mit steigendem  $\Theta_0$  größer wird. Abb. 3.19 veranschaulicht den Sachverhalt für das Verhältnis  $\frac{z_{EW}}{r_0} = 0,4$ . So ist bei  $\Theta_0 = 0,81$  keine Änderung möglich, bei  $\Theta_0 = 2,33$  wird die für diesen Bauraum maximale Änderung von  $v_{\max} = 1,45$  erreicht. Beträgt die Tiefe des Electrowettingmoduls gerade  $z_{EW} = r_0$ , ergeben sich lediglich oberhalb des Grenzwinkels von  $\Theta_{0,\text{grenz}} \approx 2,646$  Restriktionen für die maximal mögliche Benetzungswinkeländerung  $v_{\max}$ . Für alle Ausgangsbenetzungswinkel, die kleiner als der Grenzwinkel sind, ist dagegen geometrisch eine Verringerung bis auf den Wert  $\Theta = 0$  (d.h.  $v_{\max} = \Theta_0$ ) möglich. Im theoretischen Grenzfall  $\frac{z_{EW}}{r_0} \rightarrow 0$  findet nur noch ein planer Meniskus ( $\Theta_0 = \frac{\pi}{2}$ ) im unendlich flachen Hohlzylinder Platz. Eine Änderung des Benetzungswinkels ist nicht mehr möglich ( $v_{\max} = 0$ ).

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, daß die im Rahmen der Arbeit entwickelte vollständige analytische Beschreibung der Meniskusbewegung und die dargestellten Folgerungen im Hinblick auf axiale Bauraumbeschränkungen nicht nur für die Eignungsbewertung im Kontext des Künstlichen Akkommodationssystems sondern auch für den Einsatz von Electrowettinglinsen in anderen optischen Geräten (z.B. Kameraobjektiven) von Bedeutung sind. Sie stellen einen wesentlichen Fortschritt zum publizierten Stand der Electrowettingtechnologie dar.

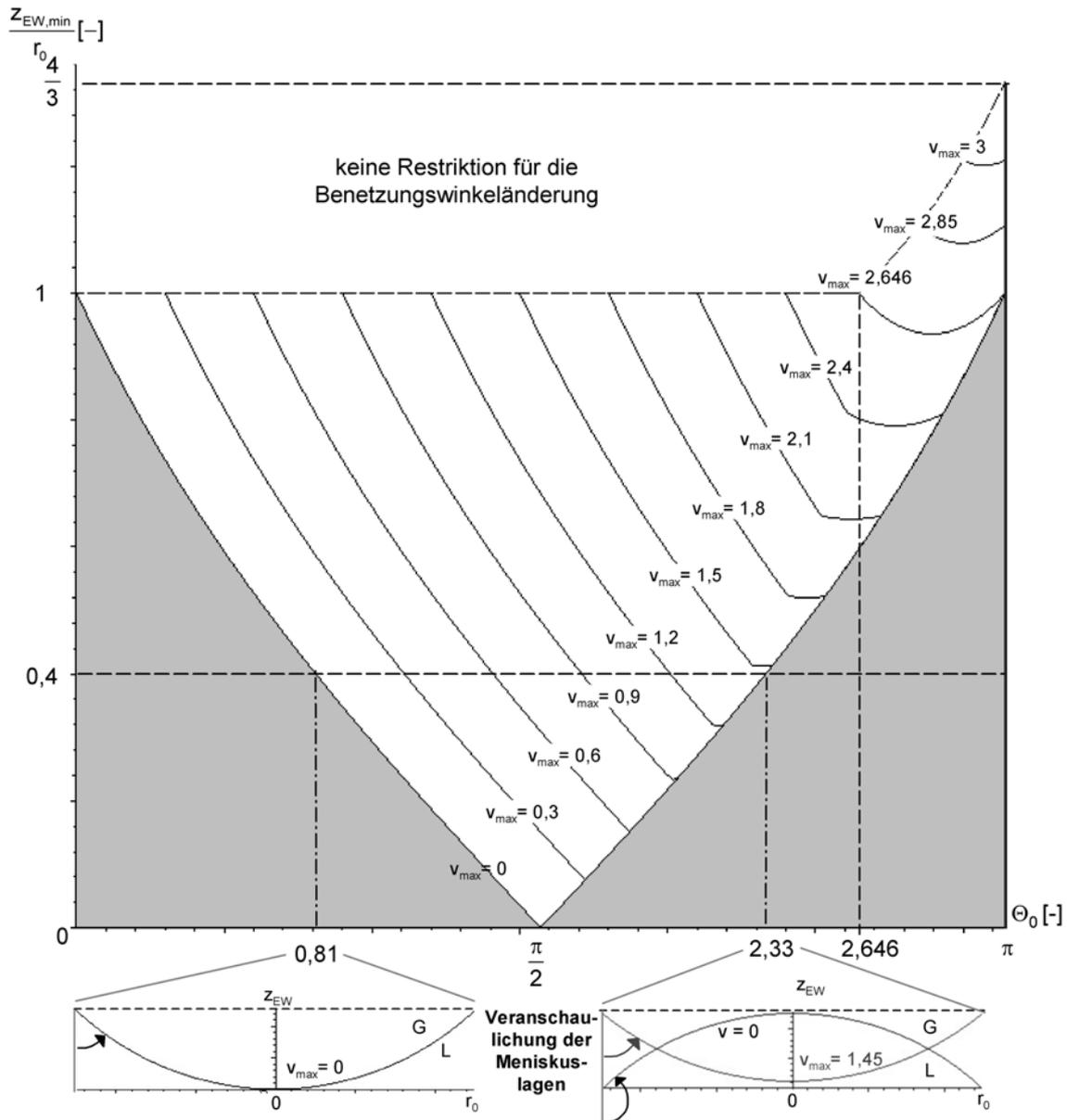


Abb. 3.19: Auf den Hohlzylinderradius  $r_0$  bezogene mindestens erforderliche Tiefe  $z_{EW,min}$  eines Electrowettingmoduls in Abhängigkeit des Ausgangsbenetzungswinkels  $\Theta_0$  und der geometrisch maximal möglichen Benetzungswinkeländerung  $v_{max}$  als Scharparameter. Im **grau hinterlegten Bereich** findet kein sphärischer Meniskus Platz. Eine Beschränkung des Bauraums auf  $z_{EW,min} = 0,4 \cdot r_0$  limitiert den möglichen Ausgangsbenetzungswinkelbereich auf  $0,81 \leq \Theta_0 \leq 2,33$ . Die größtmögliche Benetzungswinkeländerung tritt mit  $v_{max} = 1,45$  an der oberen Bereichsgrenze auf, die geringste  $v_{max} = 0$  an der unteren.

### Untersuchung der Eignung für das Künstliche Akkommodationssystem

Bei der Eignungsuntersuchung des Electrowetting-Prinzips für das Künstliche Akkommodationssystem mit Hilfe der in Kap. 3.2 entwickelten Methodik werden zwei Ziele verfolgt:

- Bereitstellung einer Vorgehensweise zur Auswahl geeigneter Materialpaarungen (Fluid L, Fluid G, Dielektrikum S),
- Nachweis der prinzipiellen Eignung anhand realistischer Zahlenwerte für die Materialeigenschaften unter Verwendung der entwickelten Vorgehensweise.

Abb. 3.20 zeigt das verwendete Geometriemodell. Das aktiv-optische Element besteht aus zwei Plankonvexzusätzen oder einem einzelnen Plankonkavzusatz an der Vorderseite. Der Krümmungs-

radius  $R_0$  dient der patientenindividuellen Anpaßbarkeit. Aus einfachen geometrischen Überlegungen wird die Mindestgröße des Krümmungsradius im Falle der Plankonvexzusätze zu

$$R_3 = -R_7 = R_0 \geq \max \left\{ \frac{s_{43}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{43}}, \frac{s_{76}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{76}} \right\} \geq 0, \quad (3.72)$$

bzw. sein Maximalwert im Falle des Plankonkavzusatzes zu

$$R_3 = R_0 \leq -\frac{h_0^2 + r_0^2}{2 \cdot h_0} \leq 0 \quad (3.73)$$

erhalten. Ferner umfaßt das aktiv-optische Element ein Electrowettingmodul der axialen Tiefe  $z_{EW}$ , in dem das leitfähige Fluid L (Brechungsindex  $n_L$ ) näher am Hornhautscheitel liegt als das nicht leitfähige Fluid G (Brechungsindex  $n_G$ )<sup>1</sup>.

Die axiale Gesamtdicke des aktiv-optischen Elements darf 2 mm nicht überschreiten:

$$h_0 + s_{43} + z_{EW} + s_{76} \leq h_{AO} = 2 \text{ mm}, \quad (3.74)$$

wobei im Falle der Plankonvexzusätze  $h_0 = 0$  gilt. Als Bezugspunkt für die axiale Lage des Implantates im Strahlengang dient seine erste lichtbrechende Grenzfläche, die einen ausreichenden Abstand von der Irisrückseite ( $s_{\min} = 3 \text{ mm}$ ) besitzen muß.

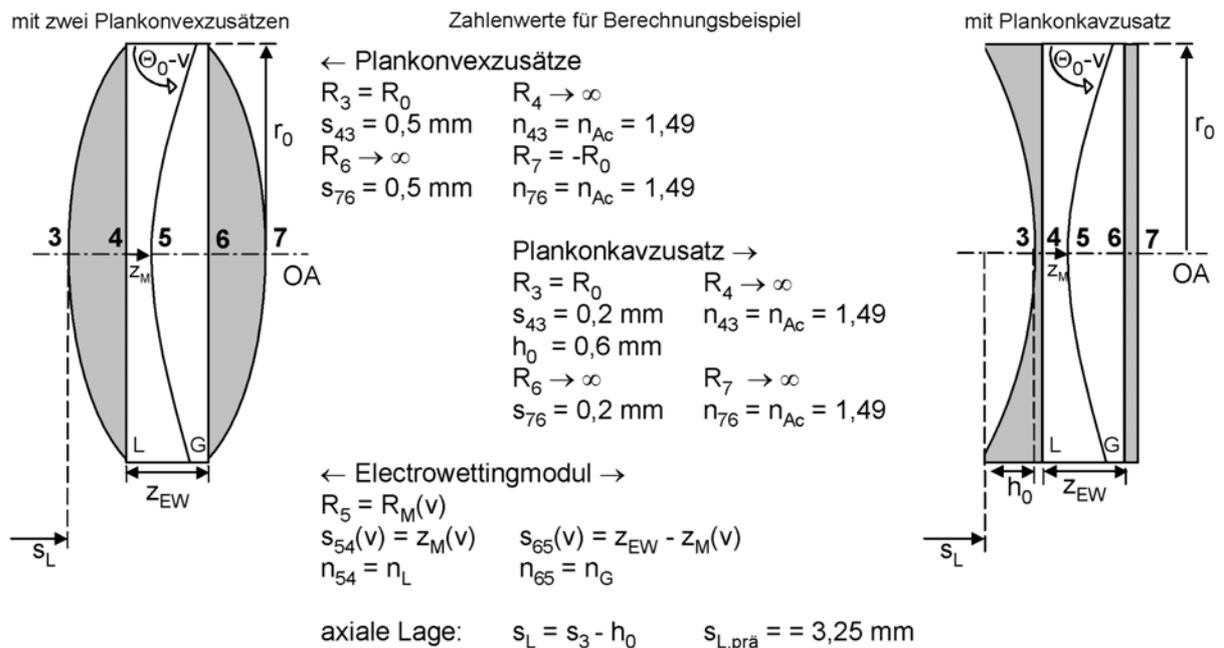


Abb. 3.20: Geometriemodell der Electrowettinglinse, bestehend aus zwei Plankonvexzusätzen oder einem Plankonkavzusatz an der Vorderseite und einem zylindrischen Electrowettingmodul.

Als Stellparameter wird die Benetzungswinkeländerung  $v = \Theta_0 - \Theta(U)$  ausgehend vom spannungslosen Zustand definiert, wobei der Wertebereich  $\mathfrak{M} = \{v \in [0, v_{\max}]\}$  an seiner oberen Grenze durch die geometrisch mögliche Meniskusbewegung (Gl. (3.71)) oder die physikalisch mögliche Benetzungswinkeländerung  $v_{ph} = \Theta_0 - \Theta_{ph}$  infolge Sättigung oder elektrischer Durchbruchfeldstärke limitiert ist. Da die Aktorruehlage  $v_{RL}(U=0) = 0$  durch das elektrostatische Wirkprinzip festliegt und den Stellbereich einseitig beschränkt, ist das Electrowettingprinzip dem Typ B des Klassifizierungs-

<sup>1</sup> Für eine Betrachtung zur umgekehrten Anordnung der Fluide im Strahlengang wird auf den Anhang A4 verwiesen; dort wird gezeigt, daß die Anordnung der Fluide praktisch keinen Einfluß auf die paraxialen Berechnungsergebnisse hat.

schemas in Abb. 3.5 zuzuordnen. Daraus folgt, daß sich das gewünschte Fail-Safe-Verhalten nicht realisieren läßt, bei einem Aktorausfall also mit einer Hyperopie ( $\Delta D(v=0) < 0$ ) gerechnet werden muß. Da die Scheitelbrechkraft ausgehend vom emmetropen Zustand mit dem Stellparameter zunehmen soll

$$\frac{d\Delta D}{dv} = \frac{\partial \Delta D}{\partial R_M} \cdot \frac{dR_M}{dv} + \frac{\partial \Delta D}{\partial z_M} \cdot \frac{dz_M}{dv} > 0 \quad (3.75)$$

und deren differentielle Änderung durch Krümmungsradiusänderung die differentielle Änderung durch axiale Meniskusverlagerung bei weitem überwiegt, ist der erste Summand in Gl. (3.75) zu betrachten. Aus Gl. (3.62) folgt, daß sich der Krümmungsradius  $R_M$  des Meniskus mit der Benetzungswinkeländerung  $v = \Theta_0 - \Theta(U)$  verringert. Da dies nur für  $n_G > n_L$  zu einer Vergrößerung der Scheitelbrechkraft führt, muß der Brechungsindex des nicht leitfähigen Fluids G größer sein als der des leitfähigen Fluids L. Diese Einschränkung stellt jedoch keine Beschränkung der Allgemeinheit dar, weil – wie im Anhang A4 gezeigt wird – durch eine andere Definition des Stellparameters auch für  $n_G < n_L$  eine Vergrößerung der Scheitelbrechkraft erzielt werden kann. Allerdings muß dann bei Ausfall des Aktors mit unverträglich großer Myopie ( $\Delta D(v=0) > 3$  dpt) gerechnet werden.

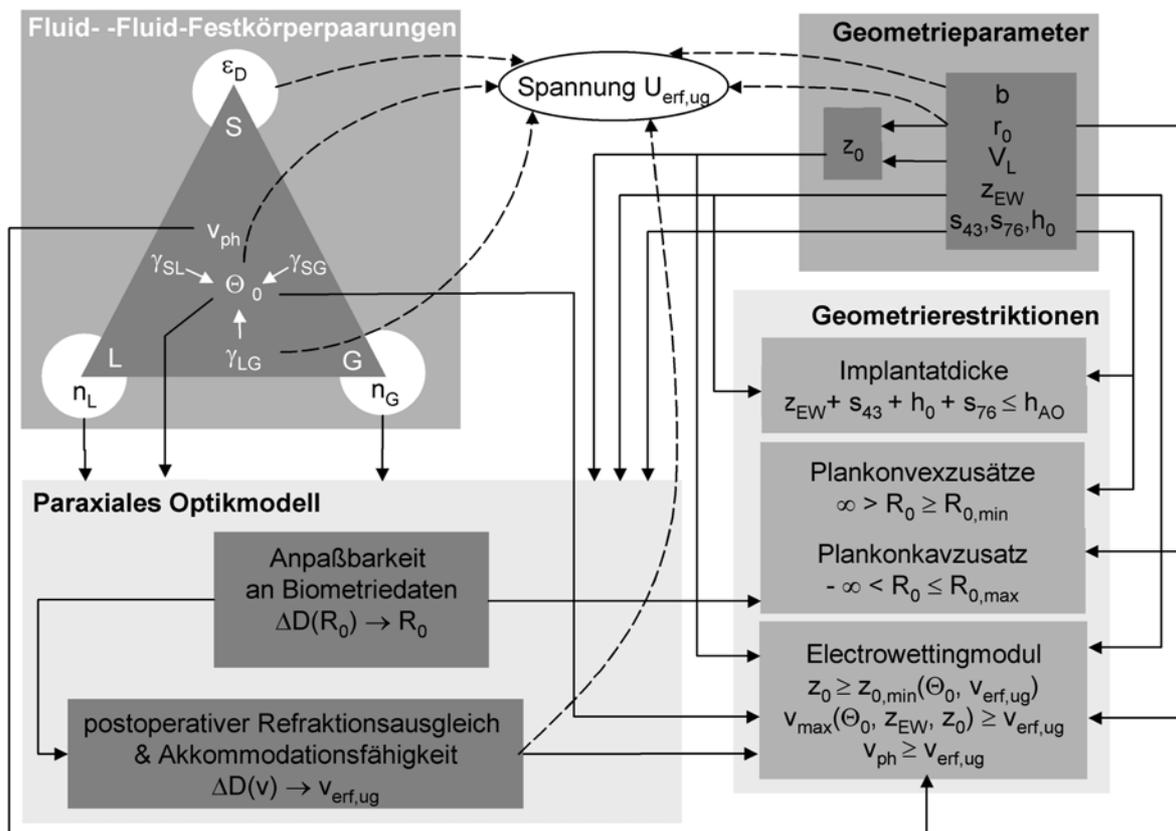


Abb. 3.21: Wechselseitige Abhängigkeiten von Materialdaten der auszuwählenden Fluid-Fluid-Festkörperpaarungen, geometrischer Designparameter und Randbedingungen für ein auf dem Electrowettingprinzip beruhendes aktiv-optisches Element des Künstlichen Akkommodationssystems.

Mit Hilfe der vorgenommenen elektromechanischen Modellbildung, dem vorgestellten Geometriemodell und den zu erfüllenden Randbedingungen kann eine Auswahl geeigneter Fluid-Fluid-Festkörperpaarungen (L, G, S) vorgenommen werden. Dazu sind (diskrete) Materialdaten (insbesondere die Brechungsindizes  $n_L$ ,  $n_G$ , die spezifischen Oberflächenenergien  $\gamma_{SL}$ ,  $\gamma_{SG}$ ,  $\gamma_{LG}$  und die physikalisch mögliche Benetzungswinkeländerung  $v_{ph}$ ) aus Datenbanken erforderlich, auf Basis derer eine Festlegung der Geometrie (Mitten- und Randdicken der Linsen  $s_{43}$ ,  $s_{76}$ ,  $h_0$ , Tiefe des Electrowettingmoduls  $z_{EW}$ ) erfolgen kann. Hersteller von Electrowettinglinsen verfügen über ent-

sprechende experimentell ermittelte Daten [Kui04]. Durch Vergleich der erforderlichen elektrischen Spannung  $U_{\text{erf,ug}}$  einer Vielzahl von Fluid-Fluid-Festkörperpaarungen kann diejenige ausgewählt werden, die sich durch eine möglichst geringe erforderliche Spannung auszeichnet. Abb. 3.21 veranschaulicht die wechselseitige Abhängigkeit der Material-/ Designparameter und zu erfüllenden Randbedingungen.

Im folgenden Abschnitt werden die wechselseitigen Abhängigkeiten anhand eines Fallbeispiels veranschaulicht und die prinzipielle Eignung des Electrowettingprinzips anhand realistischer Zahlenwerte nachgewiesen. Die geometrischen Designparameter haben die in Abb. 3.20 angegebenen Werte und erfüllen damit die in Gl. (3.74) formulierte Bedingung an die Implantatdicke. Um den Einfluß des Brechungsindexunterschieds zwischen den Fluiden L und G zu demonstrieren, wird im folgenden sowohl ein geringer Brechungsindexunterschied ( $n_L = 1,4$ ;  $n_G = 1,5$ ) als auch ein großer Brechungsindexunterschied ( $n_L = 1,35$ ;  $n_G = 1,55$ ) betrachtet. Die absolute Größe der Brechungsindizes hat einen zu vernachlässigenden Einfluß.

Da die axiale Tiefe des EW-Moduls  $z_{\text{EW}} = 1 \text{ mm}$  beträgt, ergibt sich aus Gl. (3.71) ein geometrisch möglicher Wertebereich von  $0,81 \leq \Theta_0 \leq 2,33$  für den Benetzungswinkel im spannungslosen Zustand. Dies entspricht genau dem in Abb. 3.19 gezeigten Beispiel für das Verhältnis  $\frac{z_{\text{EW}}}{r_0} = \frac{1 \text{ mm}}{2,5 \text{ mm}} = 0,4$ . Aus den Restriktionen an den Krümmungsradius  $R_0$  folgt für das Szenario, das ein sehr stark brechendes Implantat erfordert (Extremfall 1) aus Gl. (3.72) und für das Szenario, das ein sehr schwach brechendes Implantat erfordert (Extremfall 2) aus Gl. (3.73) eine weitere Beschränkung des Wertebereiches für  $\Theta_0$  (Abb. 3.22)<sup>1</sup>. Diese Grenzen sind umso enger je größer die Brechungsindexdifferenz der Fluide L und G ist.

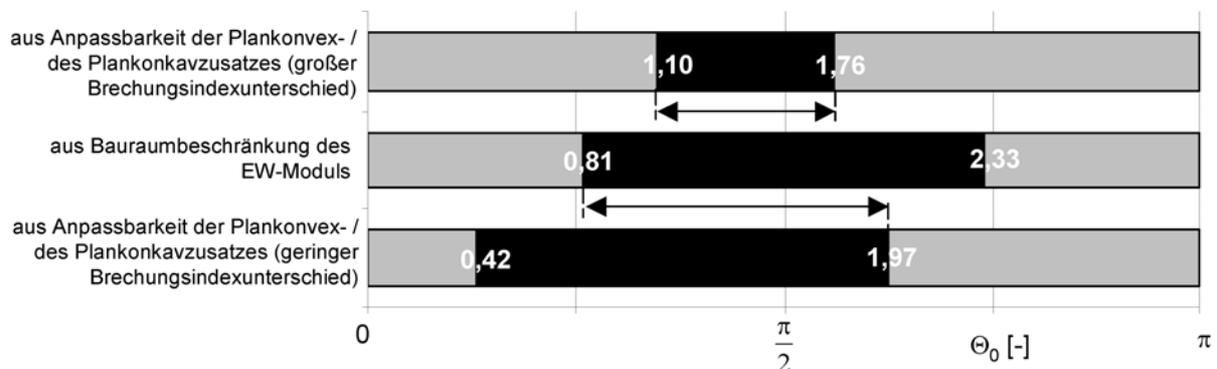


Abb. 3.22: Beschränkung des Wertebereiches ( $\leftrightarrow$ ) für den Benetzungswinkel im spannungslosen Zustand infolge der Beschränkung der axialen Tiefe des EW-Moduls und der Anpassbarkeit der Plankonvexzusätze bei Vorliegen des geringen und des großen Brechungsindexunterschieds.

Aus Abb. 3.22 geht hervor, daß im Falle des geringen Brechungsindexunterschieds der kleinstmögliche Ausgangsbenetzungswinkel  $\Theta_0 = 0,81$  durch die axiale Tiefe des EW-Moduls gegeben ist. In diesem Fall ist aber keine weitere Verringerung des Benetzungswinkels mehr möglich ( $v_{\text{max}} = 0$ , Abb. 3.19) und demzufolge auch keine Scheitelbrechkraftänderung realisierbar.

Tab. 3.6 faßt die paraxialen Berechnungsergebnisse für den Fall des geringen Brechungsindexunterschieds für drei ausgewählte Ausgangsbenetzungswinkel zusammen: die obere Grenze des Wertebereichs, einen willkürlich gewählten Winkel von  $\Theta_0 = 1,50$  in der Mitte des Wertebereichs und

<sup>1</sup> Bei der Berechnung ist die Kenntnis der Lage der Dreiphasengrenze im spannungslosen Zustand  $z_0(\Theta_0)$  erforderlich. Diese wird gemäß Gl. (3.70) erhalten, indem aus Gl. (3.71) die maximale Stellparameteränderung  $v_{\text{max}}(\Theta_0)$  berechnet und in  $z_{0,\text{min}}(\Theta_0, v_{\text{max}})$  eingesetzt wird.

für denjenigen Winkel  $\Theta_0 = 1,00$ , für den die mögliche Benetzungswinkeländerung für einen Akkommodationszustand von 3 dpt gerade noch ausreicht.

$\Theta_0$ [rad]	1,00			1,50			1,97		
$v_{\max}$ [rad]	0,19			0,69			1,15		
Szenario	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2
$R_0$ [mm]	31,50	-57,33	-11,88	10,50	19,05	54,42	6,55 <sup>a</sup>	9,08	13,91
$v_{\text{erf,ug}}$ [rad]	0,19	0,18	0,18	0,16	0,15	0,15	0,18	0,17	0,16
$\Omega_{\text{erf,ug}}$ [-]	0,39	0,37	0,37	0,40	0,39	0,39	0,41	0,40	0,39
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-1,83	-1,51	-1,30	-1,83	-1,51	-1,31	-1,83	-1,51	-1,30
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tab. 3.6: Berechnungsergebnisse Electrowetting-Konfiguration für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 bei einem geringen Brechungsindexunterschied der Fluide L und G für drei unterschiedliche Ausgangsbenetzungswinkel (<sup>a</sup> Restriktion an den Krümmungsradius  $R_0 \geq 6,50$  mm aus Gl. (3.72)).

Tab. 3.7 zeigt die paraxialen Berechnungsergebnisse für den Fall des großen Brechungsindexunterschieds ebenfalls für drei ausgewählte Ausgangsbenetzungswinkel: die obere und untere Grenze des Wertebereichs und denselben willkürlich gewählten Winkel  $\Theta_0 = 1,50$  in der Mitte des Wertebereichs.

$\Theta_0$ [rad]	1,10			1,50			1,76		
$v_{\max}$ [rad]	0,28			0,69			0,94		
Szenario	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2
$R_0$ [mm]	-34,59	-8,96	-5,59 <sup>a</sup>	11,63	23,10	113,12	6,59 <sup>b</sup>	9,16	13,35
$v_{\text{erf,ug}}$ [rad]	0,09	0,08	0,08	0,08	0,08	0,07	0,09	0,08	0,08
$\Omega_{\text{erf,ug}}$ [-]	0,28	0,26	0,26	0,28	0,28	0,26	0,30	0,28	0,28
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-1,84	-1,52	-1,32	-1,84	-1,50	-1,31	-1,83	-1,51	-1,30
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tab. 3.7: Berechnungsergebnisse Electrowetting-Konfiguration für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 bei einem großen Brechungsindexunterschied der Fluide L und G für drei unterschiedliche Ausgangsbenetzungswinkel (<sup>a</sup> Restriktion an den Krümmungsradius  $R_0 \leq -5,51$  mm aus Gl. (3.73), <sup>b</sup> Restriktion an den Krümmungsradius  $R_0 \geq 6,50$  mm aus Gl. (3.72)).

Die Berechnungsergebnisse zeigen, daß die erforderliche Benetzungswinkeländerung  $v_{\text{erf,ug}}$  und die dazu notwendige dimensionslose Spannung  $\Omega_{\text{erf,ug}}$  nahezu unabhängig vom Ausgangsbenetzungswinkel  $\Theta_0$  sind. Sie sind umso geringer je größer die Brechungsindexdifferenz der beiden Fluide L und G ist. Die berechneten erforderlichen Benetzungswinkeländerungen  $v_{\text{erf,ug}} \leq 0,19$  liegen deutlich unterhalb typischer physikalischer Grenzen  $v_{\text{ph}} \approx 0,7$  [MC02] durch Sättigungsphänomene. Durch Umstellen von Gl. (3.69) kann die notwendige elektrische Spannung

$$U_{\text{erf,ug}} = \sqrt{\frac{2 \cdot \gamma_{LG} \cdot r_0 \cdot \ln\left(1 + \frac{b}{r_0}\right)}{\epsilon_0 \cdot \epsilon_D}} \cdot \underbrace{\sqrt{\cos(\Theta_0 - v_{\text{erf,ug}}) - \cos(\Theta_0)}}_{\Omega_{\text{erf,ug}}} \quad (3.76)$$

abgeschätzt werden. Werden beispielsweise ein  $b = 1 \mu\text{m}$  dickes Dielektrikum mit der Dielektrizitätskonstante  $\epsilon_D = 3$  und eine spezifische Grenzflächenenergie von  $\gamma_{LG} = 30 \mu\text{J}/\text{m}^2$  voraus-

gesetzt, beträgt sie 15 V (großer Brechungsindexunterschied) bzw. 20 V (geringer Brechungsindexunterschied). Die aufzuwendende Energie kann mittels Gl. (3.67) zu  $0,02 \mu\text{J}$  (großer Brechungsindexunterschied) bzw.  $0,05 \mu\text{J}$  (geringer Brechungsindexunterschied) berechnet<sup>1</sup> werden, wobei ca. 90 % der Energie im elektrischen Feld des Zylinderkondensators gespeichert sind.

In Abb. 3.23a ist der Verlauf der Funktion  $\Delta D(v)$  und die obere und untere Grenze des Streubereiches der postoperativen Refraktion für den Fall des geringen Brechungsindexunterschieds und den Ausgangsbenetzungswinkel von  $\Theta_0 = 1,50 \text{ rad}$  (Sta-Szenario) dargestellt. Abb. 3.23b zeigt die Lage der Electrowettinglinse mit den beiden Plankonvexzusätzen im Strahlengang im Fall, der mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte (ew) eintritt, für zwei Meniskuslagen.

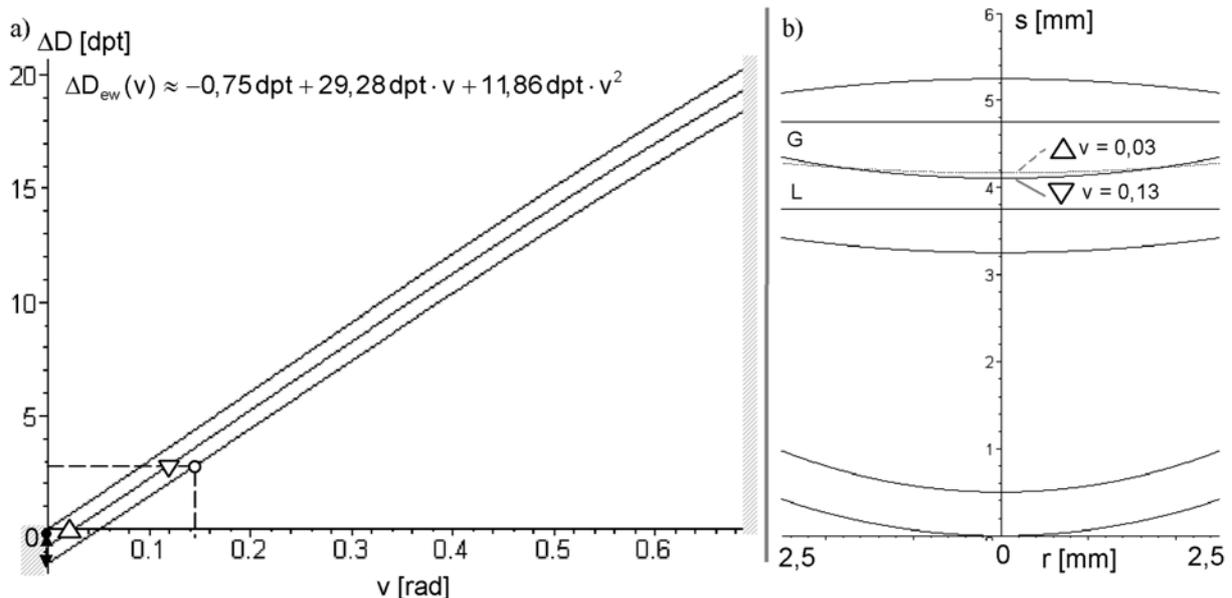


Abb. 3.23: (a) Berechnete Scheitelbrechkraft-Stellparameter-Kennlinie (Sta-Szenario,  $\Theta_0 = 1,50 \text{ rad}$ ) für den Fall eines geringen Brechungsindexunterschieds zwischen den Fluiden L und G, der angegebene funktionale Zusammenhang ist eine Taylorreihenentwicklung 2. Ordnung der Funktion  $\Delta D_{ew}(v)$  um die Stelle  $v = 0$ ; (b) Veranschaulichung der Lage im Strahlengang des Auges (Sta-Szenario, ew-Fall, geringer Brechungsindexunterschied,  $\Theta_0 = 1,50 \text{ rad}$ ) für den Zustand der Emmetropie ( $\Delta$ ) und im 3 dpt akkommodierten Zustand ( $\nabla$ ).

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß das Electrowetting-Prinzip als aktiv-optisches Element für das Künstliche Akkommodationssystem potentiell geeignet ist [BB06<sup>#</sup>]. Das gewünschte Fail-Safe Verhalten läßt sich allerdings nicht realisieren. Im Hinblick auf eine möglichst geringe Steuerspannung  $U_{\text{erf,ug}}$  sollten Fluid-Fluid-Festkörperpaarungen folgende Eigenschaften aufweisen:

- großer Brechungsindexunterschied  $n_G - n_L \gg 0$ ,
- geringe spezifische Grenzflächenenergie  $\gamma_{LG}$  der Fluide G und L,
- dünne ( $b \leq 1 \mu\text{m}$ ) Dielektrikumsschichten mit hoher Dielektrizitätskonstante  $\epsilon_D$  (z.B. Barium-Strontium-Titanat mit  $\epsilon_D = 180$  [MC02]), wobei auch ein Mehrschichtaufbau mit einem anderen Dielektrikum denkbar ist, um ein bestimmtes Benetzungsverhalten einzustellen).

Elektrische Spannungen im hohen einstelligen Voltbereich ( $U < 10 \text{ V}$ ) sind realistische Zielsetzungen für eine in nachfolgenden Forschungsvorhaben durchzuführende Materialauswahl. Ausgangsbenetzungswinkel im Bereich  $\Theta_0 \approx \frac{\pi}{2}$  (planer Meniskus) ermöglichen die Konstruktion eines sehr dünnen aktiv-optischen Elements. Dabei ist die Frage zu klären, welches minimale Länge-zu-

<sup>1</sup> Berechnungsgrundlage für die angegebenen Zahlenwerte ist ein Ausgangsbenetzungswinkel  $\Theta_0 = 1,50$ , wobei  $\gamma_{SG} = 42,12 \cdot 10^{-3} \text{ J/m}^2$  und  $\gamma_{SL} = 40 \cdot 10^{-3} \text{ J/m}^2$  vorausgesetzt wurde.

Durchmesser-Verhältnis von Electrowettingmodulen realisierbar ist, weil bei kurzen Modulen Inhomogenitäten des elektrischen Feldes eine zunehmende Rolle spielen und der Zylinderkondensator nicht mehr als lang im Verhältnis zu seinem Durchmesser betrachtet werden kann. Für eine faltbare Ausführung müssen zudem ungleichmäßige Meniskusbewegungen, die sich z.B. durch eine ovale Verformung des Zylinders oder Verbiegungen der Ringelektrode und des Dielektrikums einstellen können, ausgeschlossen werden. Mittels des Electrowettingprinzips läßt sich das geforderte dynamische Verhalten realisieren. Zeitkonstanten von Labormustern lagen in der relevanten Baugröße (3 mm bis 9 mm Durchmesser) zwischen 10 ms [KH04] und 100 ms [GBD<sup>+</sup>02]. Dabei sollten die Viskositäten der Fluide L und G idealerweise so eingestellt werden, daß sich eine kritische Dämpfung (aperiodischer Grenzfall der Sprungantwort eines PT<sub>2</sub>-Gliedes) ergibt [KH04]. Unter energetischen Gesichtspunkten ist die Electrowettinglösung günstig, weil die aufzubringende Energie des elektrischen Feldes und die Arbeit zur Bildung neuer Grenzflächen in Übereinstimmung mit [KH04] sehr gering ist.

### 3.3.6 Ausrichtung von Flüssigkristallen in einem elektrischen Feld

Mittels eines zeitlich veränderbaren parabolischen Brechungsindexprofils läßt sich eine veränderliche lichtbrechende Wirkung erzielen.

Als Material, dessen Brechungsindex ortsselektiv beeinflusst werden kann, eignen sich Flüssigkristalle (Liquid Crystals, LCs). Sie weisen bedingt durch ihren Molekülaufbau anisotrope Eigenschaften auf. In zueinander senkrechten Polarisationssebenen des Lichts unterscheiden sich die Ausbreitungsgeschwindigkeiten der Lichtwelle [DGG<sup>+</sup>98], was als Doppelbrechung bezeichnet wird. Die stärkste Doppelbrechung ( $\Delta n = n_e - n_o$ ) besitzen uniaxiale nematische Flüssigkristalle. In der Ebene des sog. außerordentlichen Strahls kann die Ausbreitungsgeschwindigkeit durch die Molekülorientierung infolge elektrischer oder magnetischer Felder beeinflusst werden (Kerr-Effekt bzw. Pockels-Effekt) [Hec01], d.h. der außerordentliche Brechungsindex  $n_e(\alpha)$  ist vom Rotationswinkel  $\alpha$  der LC-Moleküle abhängig.

Abb. 3.24a zeigt den prinzipiellen Aufbau einer LC-Zelle [LBV<sup>+</sup>00], [HKL04]. Zwei Glassubstrate weisen auf ihrer Innenseite eine transparente leitfähige Beschichtung (z.B. aus Indium Zinnoxid, ITO<sup>1</sup>) als Elektrode auf. Diese beschränken die Transmissionsfähigkeit einer LC-Zelle auf etwa 80 %. Auf ihnen sind dünne, mit feinen Rillen versehene Polymerschichten (üblicherweise Polyimid) aufgebracht, welche eine einheitliche Anordnung der LC-Moleküle garantieren. Über Abstandshalter wird die Dicke  $s_{LC}$  der flüssigkristallinen Schicht eingestellt. Bei Anlegen einer Spannung  $U$  oberhalb einer Schwellwertspannung  $U_{th}$  setzt eine Molekülrotation um den Winkel  $\alpha$  ein und führt in der Polarisationssebene des außerordentlichen Strahls zu einer Abnahme des Brechungsindex vom außerordentlichen Wert  $n_e$  auf den ordentlichen Wert  $n_o$ . In der anderen Polarisationssebene bleibt der Brechungsindex  $n_o$  unverändert. Der Spannungsbereich liegt typischerweise zwischen 0 und 5 V bis 10 V. Das dynamische Verhalten der Molekülorientierung kann durch eine nichtlineare Differentialgleichung 1. Ordnung charakterisiert werden, die aus einem Gleichgewicht elektrischer, elastischer und viskoelastischer Kräfte resultiert [LR73]. Für  $\alpha < 60^\circ$  kann das dynamische Ein- und Ausschaltverhalten in guter Näherung durch ein PT<sub>1</sub>-Glied beschrieben werden. Die Zeitkonstanten sind proportional zum Quadrat der LC-Schichtdicke:

$$\tau_{0 \rightarrow U} \propto \frac{s_{LC}^2}{U^2 - U_{th}^2}, \quad \tau_{U \rightarrow 0} \propto \frac{s_{LC}^2}{U_{th}^2}. \quad (3.77)$$

<sup>1</sup> engl. Indium Tin Oxide

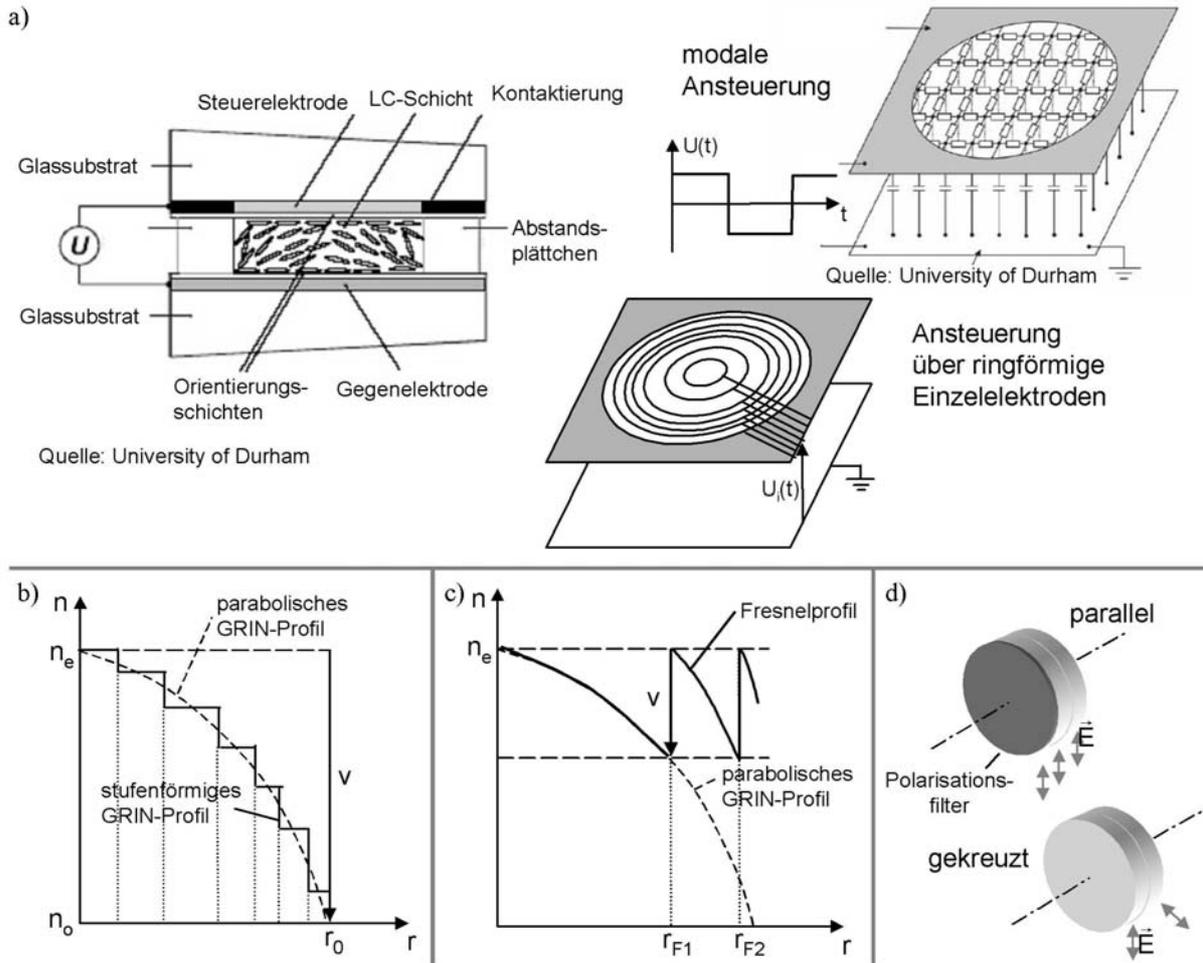


Abb. 3.24: (a) Prinzipieller Aufbau einer Flüssigkristalllinse mit ringförmigen Einzelelektroden oder modaler Ansteuerung; (b) ideales parabolisches GRIN-Profil, und angenähertes stufenförmiges Profil für  $v > 0$ ; (c) Fresnelzonenprofil; (d) parallele und gekreuzte Hintereinanderanordnung mehrerer LC-Linsen (multiple stacking).

Ein parabolisches Gradientenindex-(GRIN)-Profil hat die bereits in Kap. 3.1 beschriebene Form

$$n(r) = n(0) \cdot \left( 1 - \frac{\Gamma}{2} \cdot r^2 \right) \tag{3.78}$$

mit dem Formfaktor  $\Gamma = \frac{2}{r_{LC}^2} \cdot \left( 1 - \frac{n(r_{LC})}{n(0)} \right)$ . Wird als Stellparameter  $v = n(0) - n(r_{LC})$  die Brechungsindexdifferenz zwischen der optischen Achse und dem Rand der Zelle  $r_{LC} = r_0$  im Stellbereich  $\mathfrak{M} = \{v \in [-\Delta n; \Delta n]\}$  definiert (Abb. 3.24b), ergibt sich für den Brechungsindex in der optischen Achse

$$n(0) = \begin{cases} n_e & v \geq 0 \\ n_e + v & v < 0 \end{cases} \tag{3.79}$$

und für den Formfaktor

$$\Gamma(v) = \begin{cases} \frac{2}{r_{LC}^2} \cdot \frac{v}{n_e} & v \geq 0 \\ \frac{2}{r_{LC}^2} \cdot \frac{v}{n_e + v} & v < 0 \end{cases} \tag{3.80}$$

Um das parabolische GRIN-Profil einzustellen, muß eine radiusabhängige elektrische Feldstärkeverteilung  $\vec{E}(r,t)$  zwischen den Elektroden erzeugt werden. Dazu eignen sich drei unterschiedliche Elektrodenarten:

- plane segmentierte Einzelelektroden: Eine Elektrode wird aus ringförmig angeordneten Einzelelektroden (Abb. 3.24a) aufgebaut, die definierbare Potentialdifferenzen  $U_i(t)$  zur Gegenelektrode ermöglichen [KCK84]. Bei einer hinreichend feinen Rasterung kann so das parabolische GRIN-Profil durch ein stufenförmiges Profil angenähert werden (Abb. 3.24b). [CK97] beschreibt als Weiterentwicklung leiterförmige Zwischenelektroden (conductive ladder meshing, CLM), welche für eine annähernd lineare Spannungsänderung und damit für eine verbesserte Nachbildung des erforderlichen parabolischen GRIN-Profiles sorgen. Die diskrete Elektrodenstruktur ist dennoch eine Hauptursache für entstehende optische Abbildungsfehler.
- modale Ansteuerung planer Elektroden: Eine der beiden transparenten Elektroden weist einen höheren elektrischen Widerstand und eine ringförmige Kontaktierung auf. Die Elektrode und die LC-Schicht lassen sich als RC-Filternetzwerk beschreiben [NLG<sup>+</sup>98], in dem sich unter einer sinusförmigen oder rechteckförmigen Steuerspannung (Abb. 3.24a) für bestimmte Wertepaare von Amplitude und Frequenz das gewünschte Spannungsprofil  $U(r)$  ausbildet [NLL<sup>+</sup>99]. Dabei ist die Spannung in der optischen Achse stets geringer als am Rand, weshalb sich nur positive Steuerungsparameter  $v \geq 0$  erzielen lassen. An der oberen Stellbereichsgrenze wurde experimentell ein verstärktes Maß an Aberrationen festgestellt, was darauf hindeutet, daß das parabolische GRIN-Profil nicht mehr exakt eingestellt werden kann.
- sphärisch gekrümmte Elektrode: Durch Verwendung einer plankonvex oder plankonkav gekrümmten Substratlinse, deren eine Oberfläche mit ITO beschichtet ist, kann innerhalb der LC-Schicht die erforderliche radiale elektrische Feldstärkeverteilung erzeugt werden [WYS04]. Infolge der vergrößerten Isolationsdicke zwischen Elektrode und LC-Schicht in der optischen Achse bzw. am Rand, erhöht sich der Spannungsbereich auf Werte von 20 V bis 130 V, was im Hinblick auf die beabsichtigte biomedizinische Anwendung nicht vertretbar ist.

Aufgrund von Streuungen in Material- und Fertigungsparametern ist beim Einsatz der beiden erstgenannten Elektrodenarten bislang eine individuelle Kalibrierung erforderlich, bei der die Steuerspannungen  $U(t)$  so optimiert werden, daß sich in allen lichtbrechenden Zuständen möglichst geringe Wellenaberrationen einstellen [CK97], [NLL<sup>+</sup>99].

Das minimale und maximale Produkt aus Formfaktor und LC-Schichtdicke  $\Gamma \cdot s_{LC}$  ergibt sich an den Stellbereichsgrenzen aus Gl. (3.80) zu

$$-\frac{2 \cdot s_{LC}}{r_{LC}^2} \cdot \frac{\Delta n}{n_e - \Delta n} \leq \Gamma \cdot s_{LC} \leq \frac{2 \cdot s_{LC}}{r_{LC}^2} \cdot \frac{\Delta n}{n_e} \quad (3.81)$$

Es begrenzt den realisierbaren optischen Weglängenunterschied OPD in Gl. (3.4) und damit die Stärke der lichtbrechenden Wirkung einer Flüssigkristalllinse. Eine schnelle Molekülorientierung erfordert nach Gl. (3.77) eine möglichst geringe LC-Schichtdicke, weil die anliegende Spannung die Molekülorientierung im stationären Zustand festlegt<sup>1</sup>. Um dennoch eine ausreichende lichtbrechende

<sup>1</sup> Eine geringfügige Verbesserung des dynamischen Verhaltens kann u.U. erzielt werden, wenn die elektronische Ansteuerung so gestaltet wird, daß in der ersten Phase des Umorientierungsprozesses höhere Spannungen anliegen als dem stationären Endwert entsprechen.

Wirkung bei vorgegebenem Aperturradius  $r_0$  zu erzielen, kommen folgende Möglichkeiten in Betracht:

- Hintereinanderanordnung mehrerer Flüssigkristallinsen (multiple stacking, Abb. 3.24d): Die Aneinanderreihung mehrerer LC-Linsen, deren beeinflusste Polarisierungsebenen übereinstimmen, verstärkt die lichtbrechende Wirkung analog zur Kombination zweier Sammellinsen oder Zerstreuungslinsen [HKL04]. Der Effekt wurde im Rahmen der entwicklungsbegleitenden Erprobung von LC-Linsen experimentell nachgewiesen (Kap. 5.2.3). Allerdings führt die Hintereinanderreihung zu einer Abnahme der Transmissionsfähigkeit.
- fresnelzonenförmige Brechungsindexverteilung: Konstruktive Interferenz von Lichtwellen stellt sich auch dann ein, wenn sich optische Weglängendifferenzen um ganzzahlige Vielfache der Designwellenlänge  $\lambda$  unterscheiden. Daher wird in [CK97] und [LMV<sup>+</sup>06] der Ansatz verfolgt, die segmentierten ringförmigen Einzelelektroden so mit Spannungen zu versorgen, daß sich an bestimmten Stellen  $r_{Fi}$  ein Sprung von  $k \cdot \lambda$  ( $k \in \mathbb{N}$ ) ergibt. Liegt bereits an der Stelle  $r_{LC} = r_{F1} < r_0$  die extremale Brechungsindexdifferenz  $\pm \Delta n$  vor, vergrößert sich gemäß Gl. (3.81) das minimale und maximale Produkt aus Formfaktor und LC-Schichtdicke  $\Gamma \cdot s_{LC}$ . Die Mindestdicke der LC-Schicht ergibt sich mit dem Ausdruck für die optische Weglängendifferenz aus Gl. (3.4) zu

$$|\text{OPD}(r_{Fi})| = \left| -\frac{1}{2} \cdot n(0) \cdot \Gamma \cdot s_{LC} \cdot r_{Fi}^2 \right| = |v| \cdot s_{LC} \leq \Delta n \cdot s_{LC} \stackrel{!}{=} k \cdot \lambda \rightarrow s_{LC} \geq \frac{\lambda}{\Delta n}. \quad (3.82)$$

Die weiteren Sprungstellen  $r_{Fi}$  ergeben sich aus der Bedingung  $\text{OPD}(r_{Fi}) = -\frac{1}{2} \cdot n(0) \cdot \Gamma \cdot s_{LC} \cdot r_{Fi}^2 \stackrel{!}{=} i \cdot \text{OPD}(r_{F1})$  in Übereinstimmung mit [LMV<sup>+</sup>06] zu:

$$r_{Fi} = \sqrt{i} \cdot r_{F1} \leq r_0 \quad (i \in \mathbb{N}). \quad (3.83)$$

Abb. 3.24c veranschaulicht das so entstehende fresnelzonenförmige Gradientenindexprofil, welches sich aber nur mit segmentierten Einzelelektroden realisieren läßt.

Da Flüssigkristalle nur eine Polarisierungsebene des Lichts beeinflussen, muß für eine optische Abbildung ein Polarisationsfilter zur Herausfilterung der dazu senkrechten Ebene eingesetzt werden, welcher eine Reduktion der Intensität um 50 % verursacht (Abb. 3.24d). Alternativ können zwei um 90° gekreuzte, gleichartig angesteuerte LC-Linsen genutzt werden, um beide Polarisierungsebenen des Lichts gleichzeitig zu beeinflussen.

Zur Untersuchung der Eignung des den Flüssigkristallinsen zugrundeliegenden Prinzips für das Künstliche Akkommodationssystem findet die in Kap. 3.2 entwickelte Methodik Verwendung. Abb. 3.25 zeigt das verwendete Geometriemodell. Das aktiv-optische Element besteht aus zwei Plankonvexzusätzen, deren Krümmungsradien  $R_0$  der patientenindividuellen Anpaßbarkeit dienen. Ihre mindestens erforderliche Größe ergibt sich aus einfachen geometrischen Überlegungen zu

$$R_3 = -R_j = R_0 \stackrel{!}{\geq} \max \left\{ \frac{s_{43}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{43}}, \frac{s_{j,j-1}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{j,j-1}} \right\}. \quad (3.84)$$

Zwischen den Plankonvexzusätzen befinden sich  $N$  LC-Schichten, die durch Abstandsplättchen voneinander getrennt werden. Als Stellparameter  $v$  dient, wie bereits dargestellt, die Brechungsindexdifferenz zwischen der optischen Achse und dem Radius  $r_{LC}$ :  $v = n(0) - n(r_{LC})$ . Die zugrundegelegten Materialdaten orientieren sich an den Werten der Flüssigkristalle BL037 und E49 der Fa. Merck, die in [Oko04] und [LBV<sup>+</sup>00] verwendet wurden:  $n_e = 1,80$ ;  $\Delta n = 0,3$ . Eine Abschätzung der

Proportionalitätskonstanten zwischen Zeitkonstante und LC-Schichtdicke in Gl. (3.77) erfolgt auf Basis der Zeitkonstanten von etwa 1000 ms einer 25  $\mu\text{m}$  dicken LC-Schicht aus BL037 [LBV+00] zu  $1,6 \cdot 10^9 \text{ s} \cdot \text{m}^{-2}$ . Um das dynamische Verhalten von Flüssigkristallinsen eingehender zu charakterisieren, wurde es mit Hilfe des Technischen Demonstrators untersucht. Dabei zeigte sich, daß bei Vergrößerung des Stellparameters auf Werte von  $v \geq 0,1$  mit einer deutlichen Verlangsamung der Molekülrotation zu rechnen ist (Kap. 5.2.3). Die sich aus der Abschätzung ergebende maximal zulässige Schichtdicke von  $s_{LC} = 12,5 \mu\text{m}$  um die geforderte Zeitkonstante von 250 ms realisieren zu können, ist daher als Obergrenze aufzufassen.

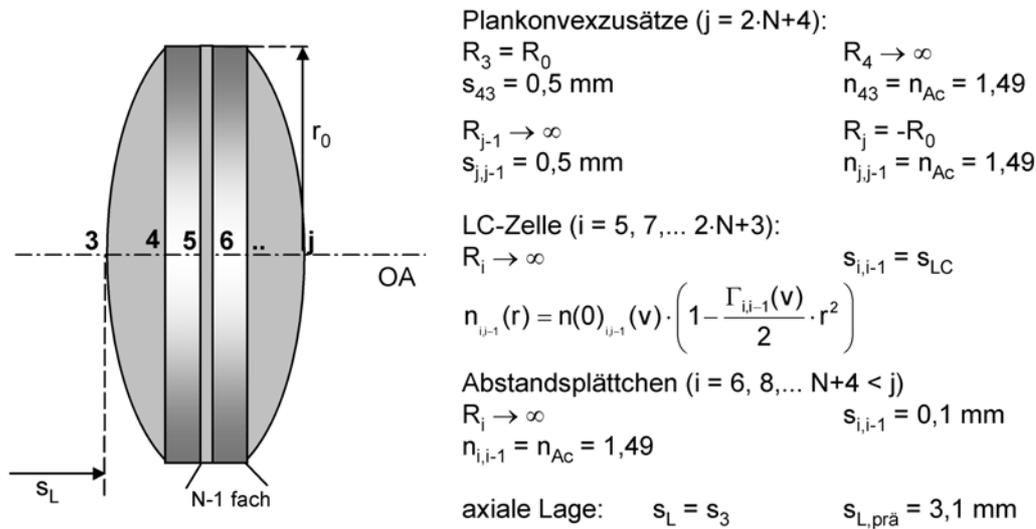


Abb. 3.25: Geometriemodell des aktiv-optischen Elementes, bestehend aus zwei Plankonvexzusätzen und  $N$  hintereinander angeordneten Flüssigkristallschichten, die von Abstandsplättchen voneinander getrennt werden.

Zwei Konfigurationen werden im folgenden untersucht:

- Modal angesteuerte LC-Schichten: Wegen der einseitigen Beschränkung des Stellbereiches  $\mathfrak{M} = \{v \in [0; \Delta n]\}$  und der systemimmanenten Ruhelage  $v_{RL} = 0$  im spannungslosen Zustand ist diese Konfiguration dem Typ B der Klassifizierungsmatrix in Abb. 3.5 zuzuordnen. Ein Fail-Safe-Verhalten ist damit nicht realisierbar. Bei einem Aktorausfall ist folglich mit Hyperopie zu rechnen. Eine einzige LC-Schicht vorausgesetzt, berechnet sich deren erforderliche Schichtdicke zu  $64 \mu\text{m}$ , um für  $v_{\max} = \Delta n = 0,3$  im ug-Fall eine Scheitelbrechkraftdifferenz von 3 dpt zum emmetropen Zustand zu erreichen (Gl. (3.24)). Daher wird für die Berechnung eine Hintereinanderreihung von  $N = 6$  je  $s_{LC} = 12,5 \mu\text{m}$  dicken LC-Schichten zugrundegelegt. Da die Transmissionsfähigkeit der sechs LC-Zellen mit  $(0,8)^6 \approx 26\%$  unter 50 % liegt, ist der Einsatz eines Polarisationsfilters sinnvoller als die Verwendung einer um  $90^\circ$  gekreuzten Anordnung aus sechs weiteren LC-Zellen. Damit ergibt sich eine Transmissionsfähigkeit des aktiv-optischen Implantates von 13 %. Die Gesamtdicke des aktiv-optischen Elementes liegt mit 1,575 mm unter dem durch die Schnittaufweitung der Hornhautinzision vorgegebenen Maximalwert von  $h_{AO} = 2 \text{ mm}$ .
- LC-Schicht mit fresnelzonenförmigem GRIN-Profil: Wegen der systemimmanenten Ruhelage  $v_{RL} = 0$  im spannungslosen Zustand und des beidseitigen Stellbereiches  $\mathfrak{M} = \{v \in [-\Delta n; \Delta n]\}$  ist diese Konfiguration dem Typ A der Klassifizierungsmatrix in Abb. 3.5 zuzuordnen. Da die Transmissionsfähigkeit der einzelnen LC-Zelle mit 80 % über 50 % liegt, ist die Verwendung

einer um  $90^\circ$  gekreuzten weiteren Zelle<sup>1</sup> sinnvoller als der Einsatz eines Polarisationsfilters. Daraus ergibt sich eine Transmissionsfähigkeit des aktiv-optischen Elements von  $(0,8)^2 = 64\%$ . Die LC-Schichtdicke wird zu  $s_{LC} = 12,5 \mu\text{m}$  festgelegt. Sie ist damit größer als die Mindestdicke von  $1,85 \mu\text{m}$ , die sich aus Gl. (3.82) ergibt<sup>2</sup>. Aus der Bedingung, daß für  $v_{\text{max}} = \Delta n = 0,3$  im ug-Fall eine Scheitelbrechkraftdifferenz von 3 dpt zum emmetropen Zustand zu erreichen ist (Gl. (3.24)), berechnet sich der notwendige Radius der ersten Fresnelzone zu  $r_{F1} = 1,27 \text{ mm}$ . Die weiteren Radien der Fresnelzonen ergeben sich aus Gl. (3.83) zu:  $r_{F2} = 1,80 \text{ mm}$  und  $r_{F3} = 2,20 \text{ mm}$ . Die Gesamtdicke des aktiv-optischen Elementes liegt mit  $1,125 \text{ mm}$  unter dem durch die Schnittaufweitung der Hornhautinzision vorgegebenen Maximalwert von  $h_{AO} = 2 \text{ mm}$ .

Als Bezugspunkt für die axiale Lage im Strahlengang dient in beiden Fällen die erste lichtbrechende Grenzfläche des Implantates.

In Tab. 3.8 sind die paraxialen Berechnungsergebnisse<sup>3</sup> beider Konfigurationen für die Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 zusammengestellt. Der berechnete Krümmungsradius  $R_0$  liegt in allen Fällen oberhalb des von Gl. (3.84) vorgegebenen Mindestwertes von  $6,5 \text{ mm}$ .

Szenario	modale Ansteuerung ( $N = 6, s_{LC} = 12,5 \mu\text{m}, \text{Polarisationsfilter}$ )			Fresnelzonenprofil ( $N = 2, s_{LC} = 12,5 \mu\text{m}, \text{gekreuzte Anordnung}$ )		
	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2
$R_0$ [mm]	10,62	18,29	44,51	9,75	16,10	34,19
$v_{\text{erf,ug}}$ [-]	0,268	0,244	0,236	0,296	0,286	0,280
$\Delta D_{\text{ug}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	-1,74	-1,45	-1,27	-0,66	-0,50	-0,41
$\Delta D_{\text{og}}(v_{\text{RL}})$ [dpt]	0	0	0	1,16	1,00	0,91

Tab. 3.8: Berechnungsergebnisse der beiden LC-Linsen-Konfigurationen für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2.

In der Fresnelzonenprofil-Konfiguration unterscheiden sich die Scheitelbrechkraften in den beiden Polarisations Ebenen, weil diese an unterschiedlichen axialen Positionen durch die gekreuzten LC-Zellen beeinflusst werden. Aufgrund des sehr geringen Abstands der beiden LC-Zellen ist der hervorgerufene Astigmatismus geringer als  $10^{-3}$  dpt und damit vernachlässigbar gering<sup>4</sup>.

In Abb. 3.26a ist der Verlauf der Funktion  $\Delta D(v)$  und die obere und untere Grenze des Streubereiches der postoperativen Refraktion für die Fresnelzonenkonfiguration (Sta-Szenario) dargestellt. Es ist zu erkennen, daß der Stellbereich  $-0,3 \leq v \leq 0,3$  aufgrund der Fail-Safe-Anforderung  $\Delta D_{\text{ew}}(v_{\text{RL}} = 0) = 0,25 \text{ dpt}$  nicht vollständig ausgenutzt werden kann. Abb. 3.26b veranschaulicht die

<sup>1</sup> In der paraxialen Berechnung ist diejenige Zelle, welche die modellierte Polarisations Ebene nicht beeinflusst, als Element mit konstantem Brechungsindex  $n = n_0$  zu behandeln.

<sup>2</sup> In Gl. (3.82) wurde  $\lambda = 555 \text{ nm}$  gesetzt, weil bei dieser Wellenlänge das Maximum der Empfindlichkeit der für das Farbsehen verantwortlichen Photorezeptoren der Netzhaut (Zapfen) liegt.

<sup>3</sup> Dabei wurde die linearisierte Form der Ablenkungsmatrix (Gl. (3.5)) benutzt, weil  $\sqrt{|\Gamma|_{\text{max}}} \cdot s_{LC} = \sqrt{\frac{2}{r_{LC}} \frac{\Delta n}{n_c - \Delta n}} \cdot s_{LC} = 6,2 \cdot 10^{-6} \ll 1$ .

<sup>4</sup> Der entstehende Astigmatismus kann theoretisch durch eine Anpassung der Stellparameter der beiden gekreuzten LC-Zellen beseitigt werden.

Form des fresnel-förmigen Gradientenindexprofils im Fall, der mit der größten Wahrscheinlichkeitsdichte ( $\epsilon_w$ ) eintritt, für zwei ausgewählte Zustände.

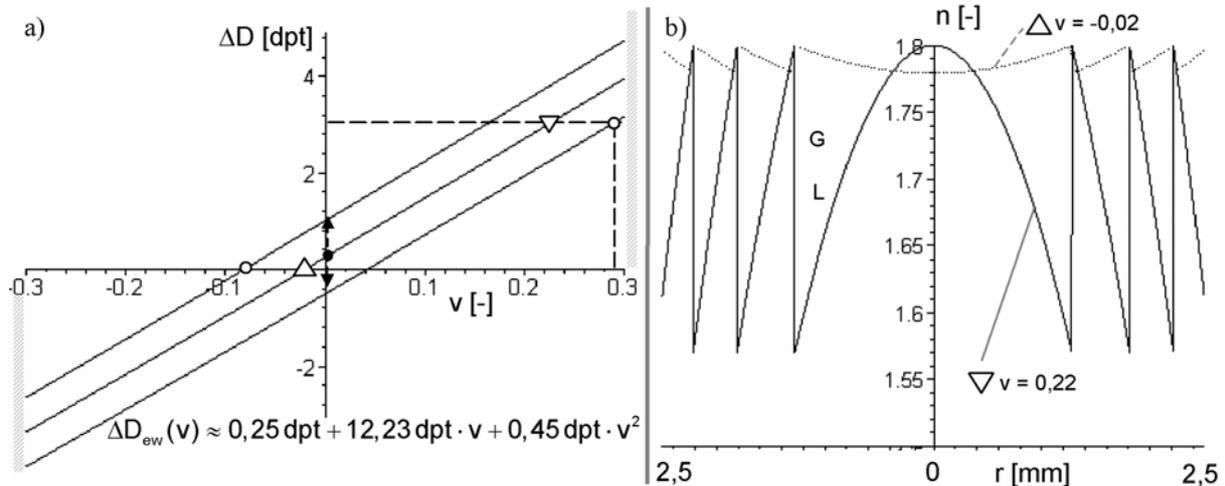


Abb. 3.26: (a) Berechnete Scheitelbrechkraft-Stellparameter-Kennlinie für die Konfiguration mit Fresnelzonenprofil (Sta-Szenario), der angegebene funktionale Zusammenhang ist eine Taylorreihenentwicklung 2. Ordnung der Funktion  $\Delta D_{ew}(v)$  um die Stelle  $v = 0$ ; (b) Veranschaulichung der Form des Brechungsindexprofils der LC-Schichten (Sta-Szenario, ew-Fall) für den Zustand der Emmetropie ( $\Delta$ ) und im 3 dpt akkommodierten Zustand ( $\nabla$ ).

Die erzielten Ergebnisse zeigen, daß ein auf dem Flüssigkristallinsenprinzip mit modaler Ansteuerung beruhendes aktiv-optisches Element für das Künstliche Akkommodationssystem ungeeignet ist. Es bedingt die Hintereinanderanordnung von fünf LC-Zellen und weist daher eine unzureichende Transmissionsfähigkeit von weniger als 20 % auf. Zudem läßt sich das gewünschte Fail-Safe-Verhalten nicht realisieren. Diese Bewertung steht im Widerspruch zu den Ausführungen in [VLN03], wo eine derartige Konfiguration als potentiell geeignet angesehen wird, ohne jedoch die Begrenzung der LC-Schichtdicke zur Erzielung eines ausreichenden dynamischen Verhaltens, die Erfordernis eines postoperativen Refraktionsausgleichs und den Aspekt der Transmissionsfähigkeit in Betracht zu ziehen. Ferner wird die differentielle Brechkraftänderung der dünnen LC-Schicht ( $dD_{AO}$ ) mit der differentielle Scheitelbrechkraftänderung  $d\Delta D$  gleichgesetzt, obwohl diese – wie in Kap. 3.2 gezeigt (Abb. 3.3c) – je nach Position im Strahlengang 15 % bis 40 % geringer ist.

Die Konfiguration mit fresnelzonenförmigem Gradientenindexprofil wird als bedingt geeignet bewertet. Da das Wirkprinzip der Orientierung von Flüssigkristallmolekülen in einem elektrischen Feld nur eine Polarisationssebene des Lichts beeinflußt, ist eine gekreuzte Anordnung zweier LC-Zellen notwendig. Daraus resultiert eine Transmissionsfähigkeit von 64 %, die unterhalb des in Kap. 2.1 geforderten Wertes von 80 % liegt. Es ergibt sich ein hoher Steuerungsaufwand, weil die ringförmig segmentierten Elektroden beider Zellen individuell mit kontinuierlich variierbaren Spannungen versorgt werden müssen. Ein weiterer Nachteil ist die Induzierung von Aberrationen sowohl durch das Fresnelprofil bei polychromatischem Licht (Abweichungen von der Designwellenlänge) als auch durch eine nur stufenförmige Annäherung infolge der segmentierten Einzelelektroden. Eine Optiks simulation kann deren Ausmaß näher quantifizieren. Da die Elektrodenkontaktierung und Kapselung der LC-Schicht weniger als 500  $\mu\text{m}$  radialen Bauraum in Anspruch nimmt, wird die Anforderung an die Implantierbarkeit erfüllt. Über eine Reduktion der Mittendicken der Plankonvexzusätze läßt sich eine Implantatdicke von weniger als 1 mm erzielen und bietet damit die grundsätzliche Möglichkeit zu einer faltbaren Ausführung, bei der aber die exakte Parallelität der transparenten Elektroden und ihre Verformbarkeit schwierig zu realisieren sein wird. Die aufzuwendende Energie setzt sich aus einem Anteil zur Rotation der Moleküle, einem durch viskose Reibung dissipiertem Anteil, der Energie des elektrischen Feldes und ohmschen Verlusten

zusammen. Ausgeführte Labormuster von LC-Zellen zeigten eine Leistungsaufnahme von 50  $\mu\text{W}$  bis 1 mW [VLN03].

### 3.3.7 Andere Wirkprinzipien

Die in diesem Abschnitt vorgestellten Wirkprinzipien erlauben keine ausreichende Scheitelbrechkraftänderung, um den in Kap. 2.1 formulierten Bedingungen zu genügen. Die Gründe dafür werden im folgenden in knapper Form erläutert. Auf eine Anwendung der in Kap. 3.2 entwickelten Methodik wird daher verzichtet.

#### Veränderung des Brechungsindex an einer gekrümmten Grenzfläche

Die in Gl. (3.1) eingeführte Brechkraft einer Grenzfläche  $D_i = \frac{n_{i+1} - n_{i,j-1}}{R_i}$  läßt sich nicht nur über den Krümmungsradius  $R_i$  sondern auch über den Brechungsindex eines der angrenzenden Medien beeinflussen. Wirkprinzipien zur Beeinflussung des Brechungsindex sind:

- Änderung der Molekülorientierung von Flüssigkristallen in elektrischen Feldern: Auf Basis der in Kap. 3.3.6 vorgestellten Grundlagen wird die in [Sat79] beschriebene Kombination einer mit einem transparenten Elektrodenmaterial beschichteten sphärischen Fläche und einer LC-Zelle untersucht (Abb. 3.27a). Dabei muß durch ein geeignetes Elektrodendesign ein homogenes elektrisches Feld sichergestellt werden, um einen homogenen Brechungsindex der Flüssigkristalle zu garantieren. Da für ein ausreichendes dynamisches Verhalten die LC-Schichtdicke den Wert  $s_{LC} = 12,5 \mu\text{m}$ , wie in Kap. 3.3.6 erläutert, nicht überschreiten sollte, beträgt der maximale Krümmungsradius  $R_{GF,\min}$  der Grenzfläche bei einem Äquatorialradius des aktiv-optischen Elementes von  $r_0 = 2,5 \text{ mm}$

$$R_{GF} \geq R_{GF,\min} = -\frac{s_{LC}^2 + r_0^2}{2 \cdot s_{LC}} = -250 \text{ mm} . \quad (3.85)$$

Die erzielbare Brechkraftänderung in der beeinflussten Polarisationssebene beträgt für ein flüssigkristallines Material mit der Doppelbrechung  $\Delta n = n_e - n_o \approx 0,3$

$$\Delta D_{GF} = \frac{n_o - n_{Ac}}{R_{GF,\min}} - \frac{n_e - n_{Ac}}{R_{GF,\min}} = -\frac{\Delta n}{R_{GF,\min}} = 1,2 \text{ dpt} . \quad (3.86)$$

Eine gekreuzte Hintereinanderanordnung zweier Zellen ist erforderlich, um beide Polarisationssebenen zu beeinflussen, wodurch sich eine unzureichende Transmissionsfähigkeit von 64 % ergibt. Ferner ist die Brechkraftänderung der Grenzfläche im Strahlengang des Auges nicht ausreichend, da nach Gl. (3.16) und Abb. 3.3c die resultierende Scheitelbrechkraftänderung höchstens 80 % ihres Wertes, also 0,96 dpt, beträgt. Damit ist die Forderung nach einem postoperativen Refraktionsausgleich und einer davon ausgehenden Akkommodation von 3 dpt nicht zu erfüllen.

- Veränderung der Zusammensetzung eines Fluidgemisches: Ein Austausch eines Fluids gegen ein anderes mit unterschiedlichem Brechungsindex führt zu zwei binären Zuständen der lichtbrechenden Wirkung und nicht zur erforderlichen kontinuierlichen Refraktionsänderung. Gegen das Zumischen eines Fluids, um den Brechungsindex kontinuierlich zu variieren, spricht der verfahrenstechnische Aufwand, der sich für den Entmischungsvorgang ergibt. Darin ist auch der Grund zu sehen, weshalb das Wirkprinzip in der Literatur bislang nicht näher untersucht wurde und auch für das Künstliche Akkommodationssystem verworfen wird.

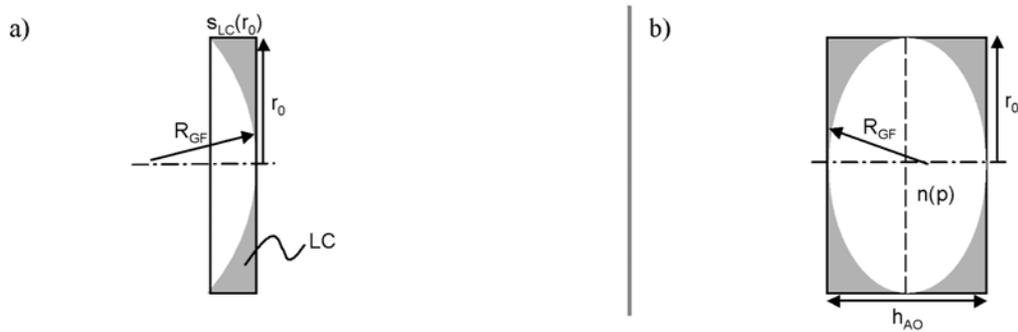


Abb. 3.27: (a) Änderung des Brechungsindex an einer lichtbrechenden Grenzfläche durch homogene Rotation von LC-Molekülen unter Einwirkung eines elektrischen Feldes; (b) durch isotherme Druckerhöhung eines kompressiblen Mediums.

- Dichteänderung kompressibler Medien: Der Brechungsindex eines Gases ist von seiner Dichte abhängig. Unter Verwendung der Zustandsgleichung idealer Gase wird die Abhängigkeit von Druck  $p$  und absoluter Temperatur  $\vartheta$  durch

$$n - 1 = \wp \cdot \rho = \frac{\wp \cdot \tilde{m}}{\mathfrak{R} \cdot \vartheta} \cdot p \quad (3.87)$$

beschrieben [OO89].  $\wp$  bezeichnet dabei die Gladstone-Dale-Konstante des Gases,  $\mathfrak{R} = 8,314 \frac{\text{J}}{\text{mol} \cdot \text{K}}$  die allgemeine Gaskonstante und  $\tilde{m}$  die Molmasse. Das Gas mit dem größten Produkt von Gladstone-Dale-Konstante und Molmasse ist das Edelgas Xenon ( $\wp = 1,1996 \cdot 10^{-4} \frac{\text{m}^3}{\text{kg}}$ ,  $\tilde{m} = 131,3 \frac{\text{g}}{\text{mol}}$  [OO89]). Aus Gl. (3.87) ergibt sich demnach für eine isotherme Zustandsänderung bei Körpertemperatur ( $\vartheta = 310,15 \text{ K}$ ) eine differentielle Brechungsindexänderung von  $\frac{dn}{dp} = 6,10 \cdot 10^{-4} \text{ bar}^{-1}$ . Der minimale Krümmungsradius einer gekrümmten Grenzfläche, deren Randdicke die Hälfte der zulässigen Dicke des aktiv-optischen Elementes  $h = \frac{h_{AO}}{2} = 1 \text{ mm}$  betragen darf, ist

$$R_{GF} \geq R_{GF, \min} = \frac{h^2 + r_0^2}{2 \cdot h} = 3,25 \text{ mm} . \quad (3.88)$$

Die erzielbare differentielle Brechkraftänderung an dieser gekrümmten Grenzfläche ergibt sich damit zu

$$\frac{dD_{GF}}{dp} = \frac{1}{R_{GF, \min}} \cdot \frac{dn}{dp} = 0,18 \frac{dpt}{\text{bar}} . \quad (3.89)$$

Es wird deutlich, daß auch bei Einsatz zweier derartiger Grenzflächen als Vorder- und Rückseite eines aktiv-optischen Elementes (Abb. 3.27b) die differentielle Scheitelbrechkraftänderung (gemäß Abb. 3.3c)  $\frac{dD}{dp} \leq 0,8 \cdot 2 \cdot \frac{dD_{GF}}{dp}$  mit höchstens  $0,3 \frac{dpt}{\text{bar}}$  bei weitem nicht ausreicht, um in einem vertretbaren Druck- und Kompressionsvolumenbereich die Anforderungen an den postoperativen Refraktionsausgleich und eine Akkommodation von 3 dpt zu erfüllen.

### Verwendung intelligenter Materialien als lichtbrechende Grenzflächen

Anstelle der Krafteinwirkung auf einen transparenten elastischen Linsenkörper (Kap. 3.3.3) oder auf eine transparente dünne Membran (Kap. 3.3.4) ist der Ansatz zu diskutieren, inwieweit die Aktorfunktion in das Material selbst verlagert werden kann. Ein derartiger Funktionswerkstoff (smart material) muß zum einen transparent sein und zum anderen so durch eine äußere Steuergröße beeinflussbar sein, daß er in seinen verformten Zuständen sphärische Oberflächenformen annimmt. Ein potentiell geeigneter Werkstoff sind schwellbare Gele. Sie erfordern einen wässrigen Elektrolyten zum

Ionenaustausch [DAJ<sup>+</sup>02]. Eine reversible Volumenänderung kann durch Temperatur-, pH-Wertänderungen des Elektrolyten oder ein äußeres elektrisches Feld induziert werden. Die elektrische aktivierte Gelschwellung bewirkt zwar große Volumenänderungen, ist aber mit unakzeptabel großen Zeitkonstanten ( $\gg 1s$ ) verbunden [KKP<sup>+</sup>05]. Die pH-Wert aktivierte Gelschwellung kann in geeigneten Pufferlösungen innerhalb von ein bis zwei Sekunden erfolgen, erfordert aber den Austausch der Elektrolytlösung [Bro94].

Den Versuch, schwellbare Gele mittels eines radialen Spannungsgradienten für eine gezielte Verformung einer Linsenoberfläche umzusetzen, beschreibt [SSM96]. Dort werden allerdings keine Aussagen zum dynamischen Verhalten und zur optischen Abbildungsqualität einer derartigen Linse gemacht. Aufgrund des unzureichenden dynamischen Verhaltens werden schwellbare Gele als intelligenter Linsen- oder Membranwerkstoff für das aktiv-optische Element ausgeschlossen.

### **Einsatz akustisch-optischer Materialien**

Durch Einwirken akustischer Wellen auf einen akustisch-optischen Kristall (z.B. Telluroxid, Flintglas) kann dessen Brechungsindex temporär verändert werden [KFD01]. Das Wirkprinzip eignet sich aber nur zur Fokussierung kohärenter monochromatischer Laserstrahlung, wobei eine zeitlich konstante Fokuslage die lineare Vergrößerung der Frequenz der akustischen Welle erfordert. Für inkohärentes polychromatisches Licht, wie es unter natürlichen Umgebungsbedingungen vorkommt, ist das Wirkprinzip nicht geeignet. Daher ist sein Einsatz für das aktiv-optische Element des Künstlichen Akkommodationssystems auszuschließen.

## **3.4 Vergleichende Bewertung der Lösungsalternativen**

In Kap. 3.3 wurden unterschiedliche Wirkprinzipien zur Beeinflussung der Scheitelbrechkraft des menschlichen Auges zu Lösungsalternativen für die Teilfunktion des aktiv-optischen Elements entwickelt. Ihr paraxiales optisches Verhalten wurde mit Hilfe der in Kap. 3.2 vorgestellten Methodik auf einheitliche Weise untersucht. In Tab. 3.9 ist zusammengestellt, inwiefern die Lösungsalternativen Kriterien erfüllen, die auf den in Kap. 2.1 formulierten Anforderungen basieren.

Es wird jeweils eine Einzelbewertung (Bew) in Form von (+), (o) und (-) vorgenommen, welche 1,  $\frac{1}{2}$  oder 0 Punkten entspricht. Damit wird erstmalig eine vergleichende Gegenüberstellung der Eignung verschiedener Wirkprinzipien zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges durch ein mechatronisches System vorgenommen [BGB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>]. Um zu einer Gesamtbewertung zu gelangen, werden die Einzelbewertungen gewichtet addiert [PBF<sup>+</sup>05]. Bei der Gewichtung wird unterschieden, ob für den Lösungsvorschlag bereits ein Aktorkonzept vorliegt (in diesem Fall kann die erforderliche maximale Steuerungsgröße, die Erfüllung der Fail-Safe-Anforderung und das dynamische Verhalten bewertet werden) oder ob das Aktorkonzept auf Basis der angegebenen Anforderungen noch zu entwickeln ist. Dann werden die Realisierbarkeit der geforderten Aktorkinematik und die Anforderungen an den Stellbereich und die Kraft des Aktors bewertet. Die Transmissionsfähigkeit wird als binäres Ein-/ Ausschlußkriterium verwendet. Beim Kriterium der optischen Abbildungsqualität wird berücksichtigt, ob wirkprinzipbedingt Aberrationseffekte auftreten können. Den Kriterien Bauraum und Implantierbarkeit wird auf zweierlei Weise Rechnung getragen: Zum einen durch die Bewertung des radialen Platzbedarfs außerhalb der optischen Zone und zum anderen durch Bewertung der Voraussetzungen für eine anzustrebende faltbare Ausführung.

Lösungsvorschlag	Wirkprinzip	Realisierbarkeit der Aktorkinematik	Stellgrößenänderung & Aktorprinzip				Energiebedarf	Transparenz	opt. Abbildungsqualität	rad. Platzbedarf	Faltbarkeit	Gesamt
			Stellparameter v	Typ	Stellbereich	Anf. / max. Steuerungsgröße						
Bezeichnung	Bezeichnung	Kinematik	Bew.									
Axial-shift Triple optic-Linse*	Axialverschiebung sphärischer Grenzflächen	Linearbewegung eines Körpers	(+)	axialer Verschiebeweg [µm]	C	0 ↔ 350	p ≈ 0, Wändlung möglich	(+)	(+)	(o)	(-)	80% (+)
Lateral-shift Alvarez-Humphrey-Linse*	Lateralverschiebung asphärischer Grenzflächen	synchrone Linearbewegung zweier Körper	(o)	lateraler Verschiebeweg [µm]	D	-170 ↔ 170	p ≈ 0, Wändlung möglich	(+)	(+)	(o)	(o)	67,5% (+)
Elastische Linse mit Fluidringaktor*	Deformation eines elastischen transparenten Körpers	rotations-symmetrische Linsenrandverschiebung	(-)	radialer Verschiebeweg [µm]	C	100 bis 200	p = 0,04 N/mm <sup>2</sup> bis 0,16 N/mm <sup>2</sup> , Wändlung möglich	(o)	(o)	(+)	(-)	27,5% (-)
Elastische Linse mit leitfähigem Polymerringaktor												
Elastische Linse mit dielektrischen Polymerringaktor												
Fluidlinse mit Membran*	Grenzflächenverformung durch Fluidverdrängung	Volumenverdrängung	(+)	Verdrängungsvolumen [mm <sup>3</sup> ]	D	0,57 bis 1,14	p < 6 µN/mm <sup>2</sup> , Wändlung möglich	(+)	(+)	(+)	(+)	95% (++)
Fluidlinse mit Meniskus*												
Electrowettinglinse	elektrostatische Änderung des Benetzungsverhaltens eines Fluids	Meniskusbewegung	(+)	Benetzungs-winkeländerung [-]	B	0,09 bis 0,19	p < 2 nN/mm <sup>2</sup> , Wändlung möglich	(+)	(+)	(+)	(o)	95% (++)
Flüssigkristalline mit modaler Ansteuerung	Änderung eines Gradientenindexprofils (Fresnelzonenprofil)	radius-abhängige Molekülorotation	(o)	Brechungsindex-änderung [-]	A	-0,1 ↔ 0,3	U < 10 V, f = 1 kHz bis 30 kHz	(o)	(o)	(+)	(o)	(25%) (- -)
Gewichtung * [%]			35									
Gewichtung [%]			0									

<sup>a</sup> Spannungsbereich für medizinisches Implantat ungeeignet (DIN 60601), <sup>b</sup> Einführbarkeit durch 6 mm lange Hornhautinzision aufgrund radialer Abmessungen nicht gegeben, <sup>c</sup> Transmissionsfähigkeit < 20 % Einzelbewertung: (+) = 1 (o) = 0,5 (-) = 0

**Gesamtbewertung** **Ausschlussgrund** 0% ≤ Σ Bew ≤ 20% (- -) 20% < Σ Bew ≤ 40% (-) 40% < Σ Bew ≤ 60% (o) 60% < Σ Bew ≤ 80% (+) 80% < Σ Bew ≤ 100% (++)

√ = geeignet

Tab. 3.9: Vergleichende Bewertung (Bew) der Lösungsalternativen aus Kap. 3.3.1 bis Kap. 3.3.6: Einzelbewertungen (+), (o), (-) für die Erfüllung der gestellten Anforderungen; Gewichtung je nachdem, ob ein konkretes Aktorprinzip vorliegt oder ob dieses noch auszuwählen ist (\*); Gesamtbewertung (++) sehr gut geeignet, (+) gut geeignet, (o) bedingt geeignet, (-) schlecht geeignet, (- -) sehr schlecht geeignet.

Die Summe der gewichteten Einzelbewertungen ( $\Sigma$ Bew – in % der maximal möglichen Punktzahl von 1) werden gemäß des in Tab. 3.9 angegebenen Schlüssels einer Gesamtbewertung (++) , (+) , (o) , (-) und (--) zugeordnet. Liegt bei einem der Einzelkriterien ein definitiver Ausschlußgrund vor, wird unabhängig von der gewichteten Einzelbewertung die Gesamtwertung (--) vergeben und der zugehörige Wert von  $\Sigma$ Bew in Klammern gesetzt.

Aus der Gesamtbewertung geht hervor, daß das Fluidlinsenprinzip sowohl in der Ausführung mit Membran als auch mit Flüssigkeitsmeniskus (Kap. 3.3.4) nach derzeitigem Erkenntnisstand am besten als aktiv-optisches Element geeignet ist. Gut geeignet sind der Triple-optic-Ansatz (Kap. 3.3.1), wobei allerdings keine Faltbarkeit realisierbar sein dürfte, und die Lateralverschiebung von Alvarez-Humphreyflächen (Kap. 3.3.2), insbesondere wenn es gelingt, mit einer einzigen verschiebbaren Fläche auszukommen. Für alle drei Lösungsalternativen sind die an einen Aktor zu stellenden Anforderungen formuliert worden und bilden damit die Grundlage für eine Aktorkonzeption. Das Electrowettingprinzip (Kap. 3.3.5) erscheint ebenfalls als eine geeignete Lösung. Es weist jedoch die Einschränkung auf, kein Fail-Safe-Verhalten zu besitzen. Höchstens bedingt geeignet ist die Flüssigkristalllinse mit fresnelzonenförmigem Brechungsindexprofil (Kap. 3.3.6), weil sie eine nicht ausreichende Transmissionsfähigkeit aufweist, ihr dynamisches Verhalten als grenzwertig einzustufen ist und mit starken Aberrationseffekten zu rechnen ist. Für das Wirkprinzip der Verformung eines elastischen Linsenkörpers (Kap. 3.3.3) konnte keine geeignete Aktorlösung gefunden werden. Der noch am ehesten geeigneten fluidmechanischen Übertragung ist das Prinzip der Fluidlinse vorzuziehen. Der Hauptgrund dafür ist in der schwer zu realisierenden Kinematik der Wirkflächenbewegung zu sehen. Ebenfalls als ungeeignet erwies sich die Flüssigkristalllinse mit modaler Ansteuerung (Kap. 3.3.6) aufgrund der unzureichenden Transmissionsfähigkeit.

## 4 Lösungsansätze für die Teilfunktion Informationserfassung

In diesem Kapitel werden Signalquellen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs identifiziert sowie Vor- und Nachteile, die mit ihrer Nutzung verbunden sind, aufgezeigt. Für zwei ausgewählte Möglichkeiten, welche von Augenmuskeln hervorgerufene Bewegungen nutzen, werden Anforderungen an die jeweilige Meßeinrichtung formuliert.

### 4.1 Anforderungen an Signalquellen

Zur Realisierung der Teilfunktion Informationserfassung muß das Künstliche Akkommodationssystem über eine Meßeinrichtung verfügen. Sie erfaßt Signale, welche von einer Signalquelle ausgehen und Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten.

An die Signalquelle sind nach Kap. 2.1 folgende Mindestanforderungen zu stellen:

- Informationsgehalt im statischen Zustand: Das erfaßte Signal muß nach der Implantation des Künstlichen Akkommodationssystems bei einem über 50-jährigen im stationären Zustand eine auf die Schärfentiefe genaue Zuordnung zum Akkommodationsbedarf ermöglichen. Diese hängt gemäß Kap. 1.2.1 vom Pupillendurchmesser ab und beträgt  $\pm 0,4$  dpt (bei großer Beleuchtungsdichte  $L \approx 10^3$  cd/m<sup>2</sup> und einem Akkommodationsbedarf von 3 dpt) bzw.  $\pm 0,2$  dpt (bei geringer Beleuchtungsdichte  $L \approx 10^{-2}$  cd/m<sup>2</sup> und einem Akkommodationsbedarf von  $\Delta D_{\text{soll}} = 0$  dpt) (Abb. 1.6a, b).
- Zeitverzögerung bis zum Vorliegen der Information über den Akkommodationsbedarf: Die Zeitspanne, die zwischen der Änderung des Akkommodationsbedarfs und der Aussage über seine Größe auf Basis des erfaßten Signalverlaufs liegt, muß unterhalb der insgesamt zur Verfügung stehenden Zeitspanne von 600 ms bis 700 ms liegen. Unter der Annahme, daß die Stellbewegung des Aktors bis zu 250 ms in Anspruch nimmt (Kap. 3.3), steht noch eine Zeitspanne von 350 ms bis 450 ms zur Verfügung.
- Vereinbarkeit der Erfassung mit dem Standard der modernen Kataraktchirurgie: Die Erfassung des Signals sollte idealerweise mit keinem zusätzlichen Aufwand bei der Implantation verbunden sein. Hierzu zählt die Zugänglichkeit desjenigen Ortes für den Operateur, an dem die Information erfaßt werden soll. Des weiteren ist die Ausführung des Implantates als ein einstückiges Bauteil vorteilhaft, d.h. die Vermeidung von örtlich getrennten Komponenten der Meßeinrichtung.

In Kap. 2.2 wurden zwei Systemvarianten des Künstlichen Akkommodationssystems vorgestellt, die sich in der Art der Interaktion mit dem biologischen Teil des Gesamtsystems fundamental unterscheiden: Die autonome Variante bezieht die benötigte Information über den Akkommodationsbedarf aus Umweltinformation (Abb. 2.2b), während die kooperierende Variante die Information aus körpereigenen efferenten Signalen ermittelt (Abb. 2.2a). Basierend auf dieser Einteilung werden im folgenden potentielle Signalquellen identifiziert [BKB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>], [KBB06b<sup>#</sup>].

### 4.2 Prinzipielle Möglichkeiten zur Ermittlung des Akkommodationsbedarfs

#### 4.2.1 Nutzung von Umweltinformation

Ein autonomes System kann außerhalb des menschlichen Körpers generierte Umweltinformation prinzipiell auf zwei Arten nutzen:

### Messung des Objektabstandes

Durch eine meßtechnische Bestimmung des Abstandes zwischen Augapfel und fixiertem Objekt längs der Fixierlinie kann über Gl. (1.1) auf den Akkommodationsbedarf ausgehend vom emmetropen Zustand geschlossen werden. Dem Beispiel aktiver Autofokussiereinrichtungen in Kameras folgend [Buc01] kann die Entfernung beispielsweise durch die Messung der Signallaufzeit eines ausgesandten und am Fixationsobjekt teilweise reflektierten Signals erfolgen. Dabei findet systemtheoretisch betrachtet keine Rückkopplung der Bildschärfe auf der Netzhaut in das erfaßte Signal statt (offene Wirkungskette (OW), Abb. 2.2b). In praktisch relevanten Entfernungen wird der Signalweg im Umgebungsmedium den im Auge um ein Vielfaches übersteigen. Zudem ist der Winkel zwischen optischer Achse und Fixierlinie ( $\chi = 5^\circ$ ) klein, so daß zur Approximation des Akkommodationsbedarfs auf Basis der Laufzeit  $\Delta t$  nur die Ausbreitungsgeschwindigkeit im Umgebungsmedium Luft (im Falle einer elektromagnetischen Welle, z.B. infrarotem Licht  $\tilde{c}_U = 3 \cdot 10^8 \frac{m}{s}$ ) bekannt sein muß:

$$\Delta D_{soll} = -\frac{n_U}{s_O} \Big|_{s_O \gg r_{AO}} \approx \frac{2}{\tilde{c}_U \cdot \Delta t} \quad (4.1)$$

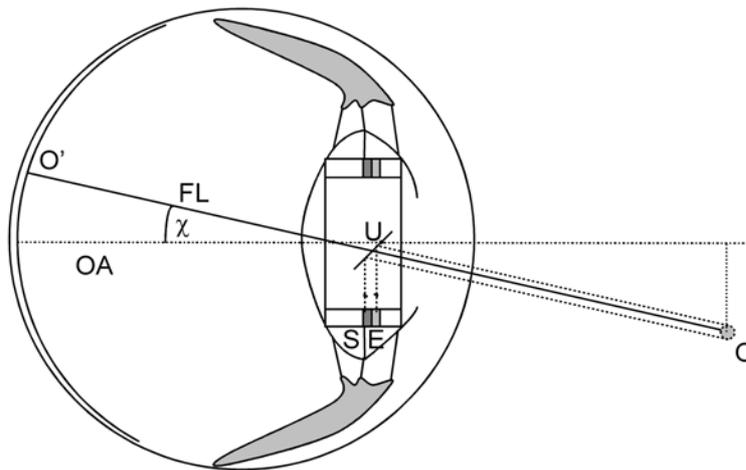


Abb. 4.1: Aktive Distanzmessung zur Bestimmung des Akkommodationsbedarfs (schematisch), das vom Sender (S) ausgesandte Signal wird über eine Umlenkvorrichtung (U) in die Fixierlinie (FL) eingekoppelt, am Fixationsobjekt (O) teilweise reflektiert und über die Umlenkvorrichtung wieder dem Empfänger (E) zugeführt.

Da das Implantat in einer  $r_{AO} = 2,5$  mm großen Zone um die optische Achse transparent sein muß, müssen Sender und Empfänger außerhalb dieser Zone angebracht sein. Es hat eine Umlenkung des Signalweges auf die Fixierlinie zu erfolgen (Abb. 4.1). Ferner darf das verwendete Signal die visuelle Wahrnehmung nicht beeinträchtigen. Es sollte störunempfindlich gegen äußere Einflüsse sein. Die in Richtung der Fixierlinie reflektierte Signalleistung muß zudem für eine Detektion durch den Empfänger ausreichend groß sein.

### Maximierung der Schärfe des Netzhautbildes

Ein scharfes Netzhautbild stellt sich genau dann ein, wenn die Abbildungsgleichung Gl. (1.1) erfüllt ist, Akkommodationsbedarf und Akkommodationserfolg also übereinstimmen. Folglich kann auch die durch den optischen Abbildungsvorgang übertragene Umweltinformation genutzt werden. Dazu muß eine Aussage über die Schärfe des Netzhautbildes getroffen werden, z.B. indem der um die Zentralgrube herum gelegene Ausschnitt des Netzhautbildes auf einen technischen Bilderfassungssensor abgebildet wird (Abb. 4.2). Alternativ ist auch die teilweise Auskoppelung der einfallenden Lichtwellenfront und die Erzeugung eines zum Netzhautbild äquivalenten Abbildes auf einer technischen Bilderfassungseinrichtung möglich. Da aus einer Defokussierung des Netzhautbildes nicht eindeutig auf die Größe der Regelabweichung zwischen Akkommodationsbedarf und Akkom-

modationserfolg geschlossen werden kann, ist es notwendig, über das aktiv-optische Element die Scheitelbrechkraft derart iterativ anzupassen, daß sich die Schärfe des Netzhautbildes maximiert (geschlossene Wirkungskette (GW), Abb. 2.2b). Das Prinzip orientiert sich damit in seiner Funktionsweise an passiven, kontrastbasierten Autofokussiereinrichtungen in Kameras [Buc01]. Es setzt ein hochdynamisches Aktorelement voraus, weil in der vorgegebenen Zeitspanne von 350 ms bis 450 ms mehrere Stellbewegungen durchzuführen sind.

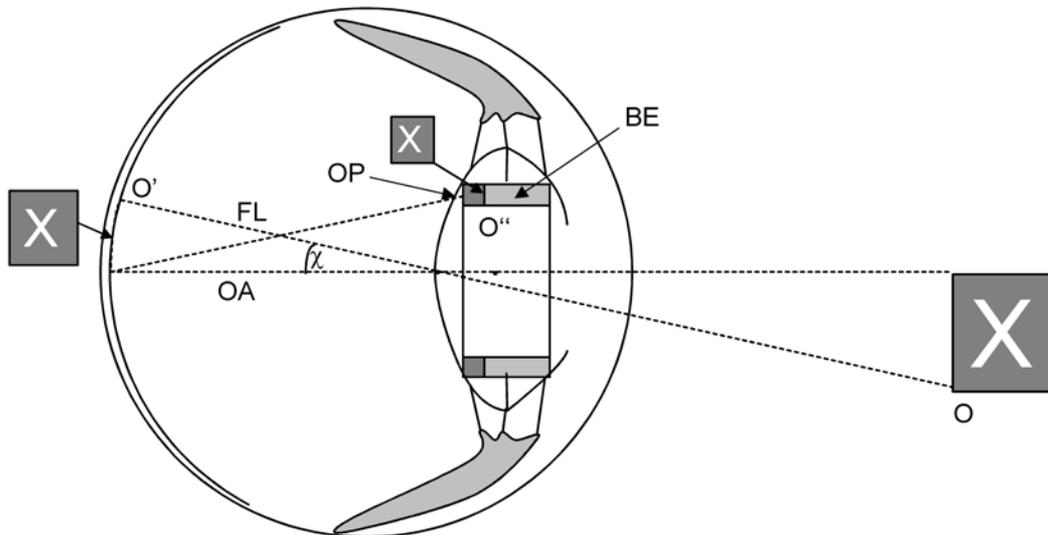


Abb. 4.2: Auswertung der Netzhautbildschärfe mit Hilfe eines Bilderfassungssensors (schematisch) zur Nachregelung der Scheitelbrechkraft, das Fixationsobjekt (O) wird längs der optischen Achse (OA) auf die Netzhaut (O') abgebildet und von dort aus über eine Optik (OP) auf einen Bilderfassungssensor (BE), wo die Schärfe des Bildpunktes (O'') ausgewertet wird.

Beide Alternativen zur Nutzung von Umweltinformation haben den Vorteil, daß sich eine Veränderung des Akkommodationsbedarfs mit Lichtgeschwindigkeit auf die Meßgröße (Signallaufzeit bzw. Netzhautbildunschärfe) auswirkt. Beide setzen allerdings auch eine präzise Messung in Richtung der Fixierlinie zwischen fixiertem Objekt und der Zentralgrube in der Netzhaut voraus. Die präzise Ausrichtung ist sowohl bei der Positionierung des Implantates im Strahlengang als auch im Falle einer Schwingungsanregung in der elastischen Aufhängung des Zonulafaserapparates bei Augenbewegungen zu gewährleisten.

#### 4.2.2 Nutzung körpereigener efferenter Signale

Körpereigene Signale, welche Informationen über den Akkommodationsbedarf enthalten, sind Teil der Nahreaktion des visuellen Systems (Kap. 1.2.1). Sie sind sowohl bei Presbyopen als auch nach einer Kataraktoperation noch vorhanden.

- Das Steuersignal der Akkommodation nimmt seinen Ursprung im Edinger-Westphal-Zentrum des Mittelhirns und führt zu einer Kontraktion des Ziliarmuskels. Wie in Tab. 1.3 zusammengestellt, verringert sich dessen Kontraktionsfähigkeit, bleibt aber auch im Alter noch erhalten. Bei einem Akkommodationsbedarf von 8 dpt wurde eine radiale Ziliarkörperbewegung von 200  $\mu\text{m}$  zur optischen Achse hin gemessen [SSS<sup>+</sup>99]. Eine Kennlinie, die den Zusammenhang beschreibt, konnte bislang nicht experimentell bestimmt werden.
- Die Ausrichtung der Fixierlinien beider Augen zueinander (Vergenz) ist mit dem Akkommodationsbedarf gekoppelt. Sie wird durch die Krafteinwirkung der äußeren Augenmuskeln auf die Augäpfel hervorgerufen. Wie in Kap. 1.2.1 erläutert, ist die Augenmotorik auch im Alter noch hochpräzise [SS75]. Die maximale Abweichung zwischen Vergenzbedarf und Vergenzerfolg beträgt weniger als  $\pm 0,05^\circ$  [Jas97]. Bei Patienten mit

Störungen des Binokularsehens in Form von Schiefsehern (Strabismus) ist diese Form der Informationserfassung allerdings auszuschließen. Da Informationen über die Orientierung beider Augäpfel notwendig sind, ist eine Informationsübertragung zwischen dem Implantat des rechten und des linken Auges vorzusehen.

- Der Pupillennahreflex ist im Alter nach wie vor vorhanden (Abb. 1.6b). Um zwischen Pupillennah- und Pupillenlichtreflex unterscheiden zu können, ist es erforderlich, neben dem Kontraktionszustand der Iris auch die Retinabeleuchtung zu erfassen.

Eine meßtechnische Erfassung körpereigener efferenter Signale kann erst nach der Totzeit der Signalverarbeitung, welche im menschlichen Körper auftritt, erfolgen. Diese beträgt, wie in Abschnitt 1.2.1 dargestellt, bei allen drei Komponenten der Nahreaktion in etwa 200 ms. Während die Zeitkonstanten der Ziliarmuskelkontraktion und der Bulbirotation mit  $\approx 200$  ms so gering sind, daß innerhalb von 400 ms nach Änderung des Akkommodationsbedarfs ein quasistationärer Zustand erreicht wird, in dem eine Messung erfolgen kann, ist dies bei der Pupillenweitenänderung nicht der Fall. Die Zeitkonstanten der Schließbewegung ( $\approx 1000$  ms) und der Öffnungsbewegung ( $\approx 1500$  ms) sind so groß, daß das Abwarten eines quasistationären Zustandes mit den Anforderungen an das dynamische Verhalten des Künstlichen Akkommodationssystems unvereinbar ist. Demnach kann nur durch meßtechnische Erfassung des Signalverlaufs und mittels eines invertierten dynamischen Modells des Systemverhaltens versucht werden, bereits während der Irisbewegung auf den Akkommodationsbedarf im Endzustand zu schließen. Ein entsprechender Ansatz wird von [Kli06a] untersucht und ist daher nicht Gegenstand der weiteren Betrachtung.

### **Regelungstechnische Betrachtung der Interaktion von biologischem und technischem Teilsystem**

Die Nutzung körpereigener Signale durch das Künstliche Akkommodationssystem ist ein Eingriff in die vermaschten Regelkreise der Nahreaktion des visuellen Systems. Abb. 4.3 verdeutlicht den in dieser Arbeit erstmals systematisch aufgezeigten Sachverhalt anhand eines Blockschaltbildes [BGB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>]. Der Informationsfluß (Kraftübertragung) vom Ziliarmuskel auf die natürliche Augenlinse ist nach deren Entfernung unterbrochen. Stattdessen besteht die Möglichkeit, das lichtbrechende Verhalten über den Stellparameter  $v$  des aktiv-optischen Elementes zu beeinflussen. Abb. 4.3 zeigt weiterhin die Abgriffstellen möglicher efferenter Signale in den vermaschten Regelkreisen. Durch den Eingriff des technischen Systems in die rückgekoppelten biologischen Strukturen wird die dynamische Stabilität des Gesamtsystems beeinflusst. Auf Basis einer regelungstechnischen Modellbildung und anschließender Simulation des Systemverhaltens konnte gezeigt werden, daß für die Stabilität des Akkommodationsregelkreises eine bestimmte Zeitverzögerung des technischen Teilsystems ( $\approx 250$  ms, wenn dieses  $PT_1$ -Verhalten besitzt) erforderlich ist. Eine ausführliche Darstellung der Ergebnisse ist in [KBB06a<sup>#</sup>] zu finden.

### **Nutzbare körpereigene Signale der Akkommodation und der Augenmotorik in unterschiedlichen Abgriffstiefen**

Die Steuersignale der Akkommodation und der Augenmotorik werden als Aktionspotentiale längs der Nervenfasern den entsprechenden motorischen Einheiten (Ziliarmuskel bzw. äußere Augenmuskeln) zugeleitet. Dort lösen sie elektrochemisch eine Kontraktion oder Relaxation aus, welche sich in einer mechanischen Bewegung körpereigener Strukturen (des Ziliarkörpers bzw. der Rotation der Augäpfel) äußern. Wie bereits in der Darstellung von Abb. 4.3 deutlich wird, können die efferenten Signale entlang der Wirkungsketten in unterschiedlicher Tiefe abgegriffen werden.

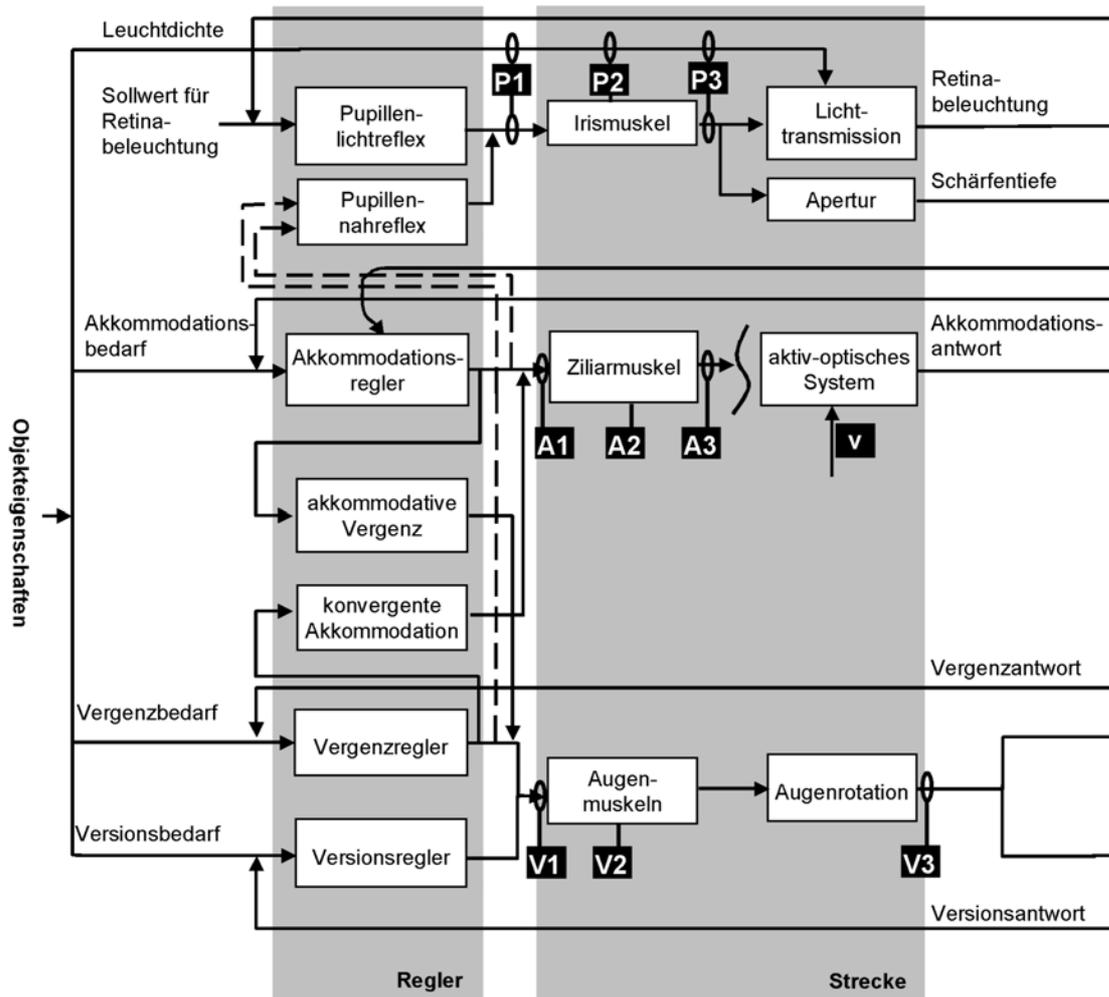


Abb. 4.3: Eingriff in die vermaschten Regelkreise der Nahreaktion durch ein mechatronisches System, mögliche Signalquellen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs sind die Ziliarnervensignale (A1), Potentialänderungen des Ziliarmuskels (A2) oder die Ziliarmuskelbewegung (A3), Nervensignale (V1) oder die Muskelaktivität (V2) jeweils eines geraden horizontalen äußeren Augenmuskels beider Augen, die Orientierung des Augenpaares zueinander (V3), die den Irismuskel innervierenden Nervensignale (P1), die Irismuskelaktivität (P2) oder der Pupillendurchmesser (P3) jeweils in Kombination mit der Retinabeleuchtungsdichte.

Die Erfassung von Nervensignalen setzt einen invasiven Zugang zu den Nervenfasern voraus, um einen elektrischen Kontakt zwischen dem Nervenfaserbündel und einer implantierten Elektrode herzustellen [Rut02], [SSK04]. Dieser ist im Falle der Ziliaraxone (Abgriff A1 in Abb. 4.3), welche den ringförmigen Ziliarmuskel innervieren, für einen Operateur im Rahmen einer Kataraktoperation nicht gegeben [Gut05], weil die Ausläufer des Nervus oculomotorius die Orbitahöhle und den Augapfel von seiner Rückseite aus erreichen und sich dann in ein Geflecht feiner Nervenfasern aufzweigen [Gre03]. Diese sind ohne eine Verletzung des schützenden Diaphragmas aus Kapselsackrückseite und Zonulafasern und ohne eine Entfernung des Glaskörpers (Vitrektomie) nicht zugänglich. Im Falle der äußeren Augenmuskeln (Abgriff V1 in Abb. 4.3) ist ein Zugang zu den geraden horizontalen Augenmuskeln, welche die Kon- und Divergenzbewegung hervorrufen, erforderlich. Ophthalmologen halten den Zugang zu Ausläufern der Nerven (Nervus oculomotorius bzw. Nervus abducens), welche die betreffenden Augenmuskeln (Musculus rectus medialis bzw. lateralis) innervieren, aber für mit einem nicht vertretbaren Aufwand verbunden [Gut05]. Zudem ist das Problem der Elektrodenpassivierung in Anwesenheit biologischen Gewebes und damit die Frage der Dauerhaltbarkeit noch nicht zufriedenstellend gelöst [Rut02], um Neuroprothesen für die Informationserfassung in Erwägung zu ziehen.

Die Erfassung reizkorrelierter Potentialänderungen von Muskeln kann über den Oberflächenkontakt mittels Elektromyographie erfolgen [SB98]. Aufgrund der Zugänglichkeit der äußeren Augenmuskeln (Abgriff V2 in Abb. 4.3) besteht ein Ansatz darin, eine Myographie der geraden horizontalen äußeren Augenmuskeln (Musculus rectus medialis bzw. lateralis) des Augenpaares durchzuführen, welche die Kon- und Divergenzbewegung der beiden Augäpfel hervorrufen (Abb. 4.4a). Während elektromyographische Untersuchungen auf der Hautoberfläche mit einfachen Mitteln möglich sind [SB98], wurde eine intrakorporale Erfassung bislang noch nicht durchgeführt. Daher können auch keine Aussagen zur erzielbaren Approximationsgüte gemacht werden. Eine Signalübertragung der an den beiden Signalquellen gewonnen Informationen an das sich im Augapfel befindliche Implantat ist vorzusehen.

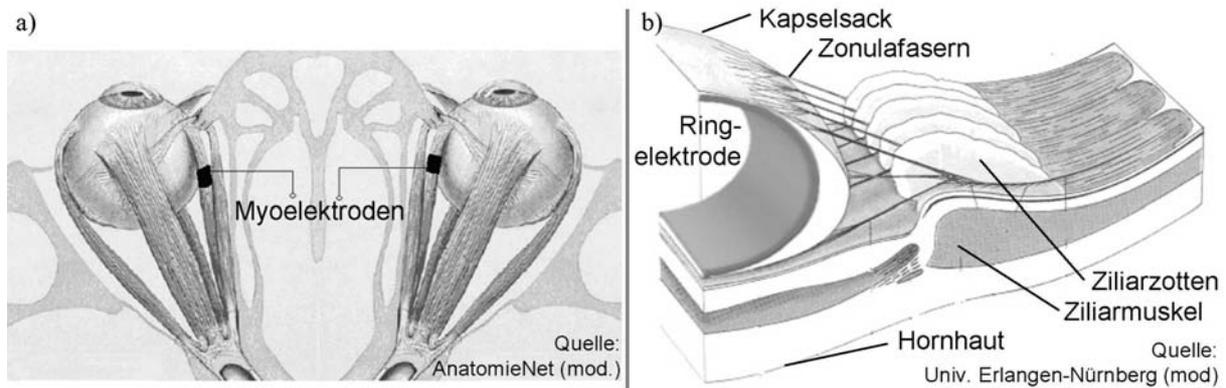


Abb. 4.4: (a) Myographie des jeweiligen Musculus rectus medialis des Augenpaares mittels manschettensförmiger Elektroden (schematisch); (b) koaxial angeordnete Ringelektrode zur berührungslosen kapazitiven Einkoppelung reizkorrelierter Potentialänderungen des Ziliarmuskels (schematisch).

Da der Ziliarkörper über den Zonulafaserapparat und den Kapselsack von dem für das Implantat vorgesehenen Ort abgeschirmt wird, ist er einer Oberflächenkontaktierung nicht zugänglich. Ein möglicher Ansatz zur Erfassung reizkorrelierter Potentialänderungen des Ziliarmuskels (Abgriff A2 in Abb. 4.3) stellt eine koaxial zur optischen Achse angeordnete Ringelektrode dar, welche eine kapazitive Signaleinkopplung ermöglicht (Abb. 4.4b) [Sta05]. Bislang konnten Ziliarmuskelpotentialänderungen allerdings weder intra- noch extrakorporal erfaßt werden.

Als Signalquelle mit der geringsten Abgriffstiefe bieten sich Muskelbewegungen selbst oder ihre Auswirkungen auf umliegende anatomische Strukturen an. In Kap. 4.3 wird untersucht, wie die Ziliarmuskelbewegung (Abgriff A3 in Abb. 4.3) zur Informationserfassung genutzt werden kann. Kap. 4.4 beschäftigt sich mit der Nutzung der Bewegung des Augenpaares (Abgriff V3 in Abb. 4.3).

### 4.3 Neues Modell zur Ermittlung des Akkommodationsbedarfs basierend auf einer vom Ziliarmuskel hervorgerufenen Axialverlagerung des Kapselsacks

Eine taktile Erfassung der Ziliarmuskelbewegung auf direktem Wege ist infolge der Abschirmung durch Zonulafaserapparat und versteiften Kapselsack nicht möglich. Aus diesem Grund wurde von [Ben06] und von [PWG<sup>+</sup>01] unabhängig voneinander der Ansatz entwickelt, den Kapselsack und das sich in ihm befindliche Implantat durch eine axiale Kraft auszulenken und über die Kontraktion des Ziliarkörperrings eine Axialverschiebung zu erzielen (Kap. 1.2.3).

[PWG<sup>+</sup>01] nutzt dazu magnetische Feldkräfte zwischen unter den Ansätzen der äußeren Augenmuskeln positionierten Permanentmagneten und Magneten als Bestandteil des Implantates. Als Ergebnis einer Simulation wird ein möglicher axialer Verschiebeweg von 1,89 mm angegeben. Dieser soll zur Verschiebung einer einzelnen starren Linse (mono-optic-Prinzip) dienen. Dabei wird allerdings von einer unrealistisch großen Ziliarmuskelkontraktion von  $\Delta r_z = 400 \mu\text{m}$  ausgegangen,

welche im presbyopen Alter nicht mehr gegeben ist. Des weiteren liegt der Simulation die Annahme zugrunde, daß der Kapselsack bereits im desakkommodierten Zustand durch die magnetischen Abstoßungskräfte um 1,85 mm in Richtung des Hornhautscheitels ausgelenkt ist. Bei einer derart starken axialen Vorspannung kann nicht mehr davon ausgegangen werden, daß die Kinematik der Ziliarkörperbewegung davon unbeeinflusst bleibt, weil sich erhebliche vom Ziliarkörper aufzubringende axiale und radiale Reaktionskräfte ergäben. Im maximal kontrahierten Zustand ergibt sich demzufolge eine Auslenkung von 3,74 mm aus der Ebene, in der die Ziliarkörperbewegung stattfindet. Diese kann aus anatomischen Gründen in der Praxis nicht auftreten, weil die Iris die axiale Auslenkung zum Hornhautscheitel auf etwa 2 mm bis 2,5 mm begrenzt (Abb. 4.5a). [Ben06] nutzt die elastische Rückstellkraft eines deformierbaren transparenten Linsenkörpers, welcher sich an einem im Sulcus ciliaris positionierten Ring abstützt, trifft aber keine Aussage zur möglichen Größe der Axialverlagerung.

Ein mechatronisches System bietet die Möglichkeit, die auftretende Axialverschiebung meßtechnisch zu erfassen und aus ihr Informationen über den Akkommodationsbedarf zu gewinnen. Um die erzielbare real zu erwartende Axialverlagerung quantifizieren zu können und Anforderungen an das Meßsystem zu formulieren, wurde in dieser Arbeit eine zweidimensionale kinematische Modellbildung der Bewegung vorgenommen [BKB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>]. Abb. 4.5a zeigt das verwendete Modell in einem Sagittalschnitt.

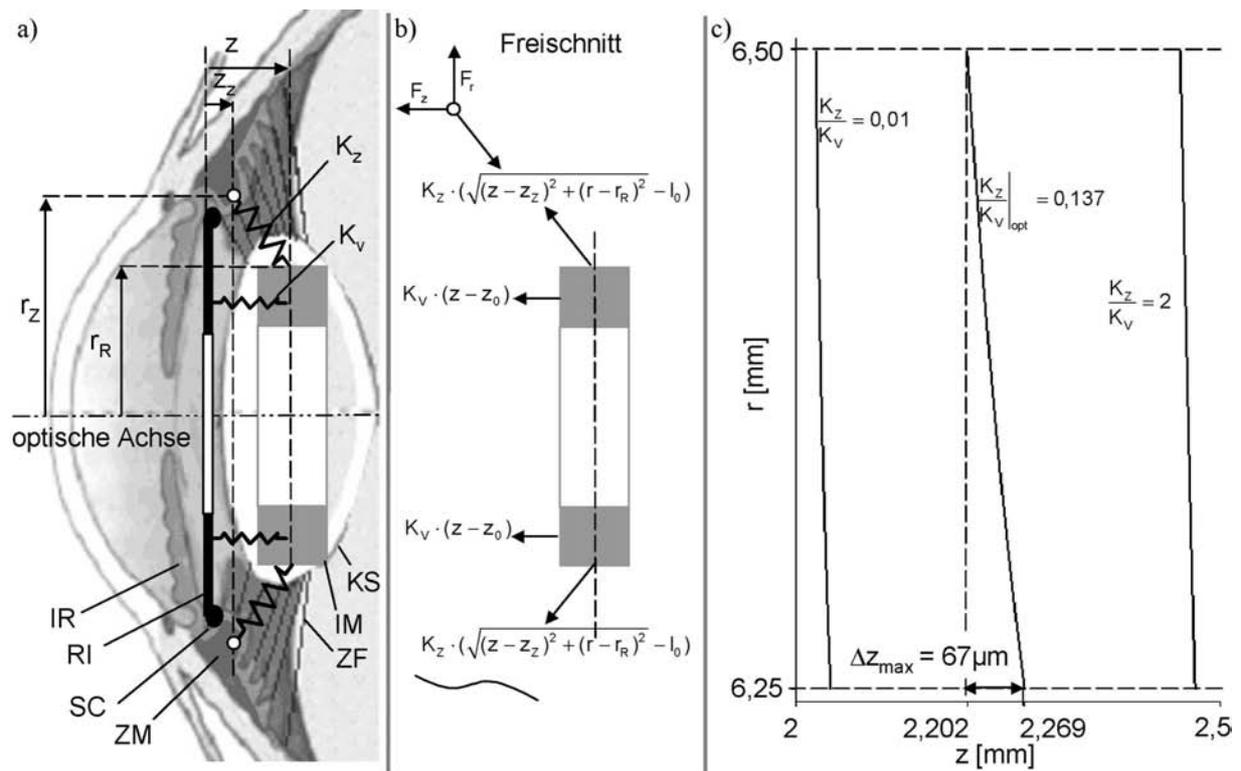


Abb. 4.5: (a) Anatomie des vorderen Augenabschnitts (Iris (IR), Sulcus ciliaris (SC), Ziliarmuskel (ZM), Zonulafasern (ZF), Kapselsack (KS)) mit im Sulcus ciliaris implantiertem Ring (RI) und Implantat (IM) im Kapselsack, überlagert das entwickelte Federmodell; (b) Freischnitt des Implantates im Kapselsacks und des Ziliarkörpers; (c) berechnete  $z$ - $r$ -Kennlinien für verschiedene Steifigkeitsverhältnisse  $\frac{K_v}{K_z}$ .

Der Kapselsack und das sich in ihm befindliche Implantat werden als starrer Körper betrachtet. An diesem greifen in der Entfernung  $r_R$  von der optischen Achse die Rückstellkräfte der Zonulafasern an, welche als Federn (Federkonstante  $K_Z$ , Länge im entspannten Zustand  $l_0$ ) modelliert werden. Das andere Ende der Zonulafasern ist am Ziliarkörper befestigt, welcher unter Akkommodationsbedarf eine vorgegebene radiale Bewegung  $r_Z(t)$  zwischen den Radiuskoordinaten  $r_{Z,max} = 6,5$  mm und

$r_{z,\min} = 6,25$  mm vollzieht (aus Tab. 1.3 für einen Presbyopen, der zugehörige Akkommodationsbedarf beträgt 0 bzw. 8 dpt). In der Entfernung  $z_z = 2$  mm zu der Ebene, in der die Ziliarkörperbewegung stattfindet, ist im Sulcus ciliaris ein Ring als Widerlager plaziert, gegen das sich ein Vorspannelement (Federkonstante  $K_V$ , Länge im entspannten Zustand  $z_0$ ) abstützt. Aus einem axialen Kräftegleichgewicht am freigeschnittenen Implantat<sup>1</sup> (Abb. 4.5b) mit versteiftem Kapselsack kann folgende implizite Beziehung zwischen seiner axialen Position  $z$  und der radialen Position des Ziliarkörpers  $r_z$  hergeleitet werden:

$$\frac{K_V}{K_Z} = \left( 1 - \frac{l_0}{\sqrt{(z - z_z)^2 + (r_z - r_R)^2}} \right) \cdot \frac{z_z - z}{z - z_0}. \quad (4.2)$$

Als Designparameter stehen die Federkonstante des Vorspannelements  $K_V$  und seine Länge im entspannten Zustand  $z_0$  zur Verfügung. Wird von  $r_R = 4$  mm,  $l_0 = 2$  mm und  $z_0 = 2,5$  mm ausgegangen<sup>2</sup>, ergeben sich die in Abb. 4.5c gezeigten  $z$ - $r_z$ -Kennlinien. Ist die Vorspannfeder sehr viel weicher als der Zonulafaserapparat ( $\frac{K_V}{K_Z} \rightarrow 0$ ), findet keine Auslenkung aus der Ebene, in der sich die radiale Ziliarkörperbewegung vollzieht, statt. Ist die Vorspannfeder wesentlich steifer als der Zonulafaserapparat ( $\frac{K_V}{K_Z} \gg 1$ ), beträgt die Auslenkung unabhängig von der Ziliarkörperbewegung den durch ihre Länge  $z_0$  definierten Wert. Zwischen den beiden Minimalwerten existiert ein Steifigkeitsverhältnis, für das die Axialverschiebung maximal wird. Es ergibt sich aus der notwendigen Bedingung für ein Extremum

$$\frac{d}{d\left(\frac{K_V}{K_Z}\right)} \left[ z(r_{z,\min}) - z(r_{z,\max}) \right] = 0 \quad (4.3)$$

zu  $\frac{K_V}{K_Z} = 0,137$ , wobei  $z(r)$  die explizite Darstellung der physikalisch sinnvollen Lösung aus Gl. (4.2) ist<sup>3</sup>. Die maximale Axialverschiebung beträgt  $\Delta z_{\max} = 67 \mu\text{m}$ , woraus sich eine mittlere Änderung von  $\frac{\Delta z}{\Delta(\Delta D_{\text{soil}})} \approx 8,4 \frac{\mu\text{m}}{\text{dpt}}$  ergibt. Die erforderliche Meßgenauigkeit, um eine auf  $\pm 0,25$  dpt genaue Approximation des Akkommodationsbedarfs durchführen zu können, ist folglich  $\pm 2,1 \mu\text{m}$ . Die aufzubringenden Reaktionskräfte betragen in axialer Richtung  $< 13 \%$  und in radialer Richtung  $< 106 \%$  der ohne eine axiale Vorspannung des Kapselsacks maximal auftretenden Radialkraft  $F_{r,OV}$ . Daher ist die Annahme gerechtfertigt, daß die Kinematik der Ziliarkörperbewegung von der axialen Vorspannung weitgehend unbeeinflusst bleibt. In Tab. 4.1 sind die Ergebnisse einer Sensitivitätsanalyse zusammengestellt. Ausgehend von den angegebenen Werten der Parameter wurde untersucht, wie sich eine größere Länge des Federelementes  $z_0$  und eine weitere Ausspannung des Kapselsacks durch das Implantat ( $r_R$ ) auswirken<sup>4</sup>.

<sup>1</sup> Der Gravitationseinfluß wird durch die Auftriebswirkung im Kammerwasser kompensiert, so daß ein rotationssymmetrischer Lastfall vorliegt, der durch ein zweidimensionales Modell beschrieben werden kann.

<sup>2</sup> Für  $z_0 < z_z$  ergibt sich analog eine Zugbeanspruchung des Federelementes und dementsprechend eine axiale Vorwärtsverlagerung des Kapselsacks zum Hornhautscheitel hin.

<sup>3</sup> Die Existenz eines optimalen Steifigkeitsverhältnisses  $\frac{K_V}{K_Z}$  steht qualitativ im Einklang mit der in [PWG<sup>+</sup>01] gemachten Feststellung, daß die erzielbare Axialverschiebung vom Verhältnis der Zonulafasersteifigkeit zur Stärke der Permanentmagneten abhängt, ohne jedoch ein optimales Verhältnis anzugeben.

<sup>4</sup> Die Zonulafaserlänge  $l_0$  wurde dabei so gewählt, daß sich ohne axiale Vorspannung des Kapselsacks auch im maximal kontrahierten Zustand des Ziliarmuskels gerade noch eine Zugbeanspruchung der Zonulafasern ergibt ( $r_{z,\min} > r_R + l_0$ ).

	Ausgangsszenario	Variation der Vorspannung	Variation von Implantatradius und Zonulafaserlänge
Parameter	$r_R = 4 \text{ mm}; l_0 = 2 \text{ mm}; z_0 = 2,5 \text{ mm}$	$r_R = 4 \text{ mm}; l_0 = 2 \text{ mm}; z_0 = 3 \text{ mm}$	$r_R = 5 \text{ mm}; l_0 = 1,2 \text{ mm}; z_0 = 2,5 \text{ mm}$
$\frac{K_V}{K_Z} \Big _{l_{opt}} [-]$	0,137	0,111	0,072
$\Delta z_{max} [\mu\text{m}]$	67	114	139
$\frac{F_r}{F_{r,ov}} \Big _{l_{max}} [-]$	106 %	117 %	158 %
$\frac{F_z}{F_{r,ov}} \Big _{l_{max}} [-]$	13 %	24 %	30 %

Tab. 4.1: Berechnungsergebnisse für die Axialverlagerung des vorgespannten Kapselsacks infolge einer radialen Ziliarmuskelkontraktion.

Die Ergebnisse zeigen, daß sich die erzielbare Axialverlagerung durch eine stärkere Vorspannung oder eine weitere Ausspannung des Kapselsacks (z.B. über das Design der Haptiken) auf über 100  $\mu\text{m}$  steigern läßt. Sie liegen damit etwa eine Größenordnung unter den Angaben von [PWG<sup>+</sup>01], obwohl die Annahmen über geometrische Verhältnisse (Länge der Zonulafasern im entspannten Zustand  $l_0$ , Entfernung ihres Kraftangriffspunktes von der optischen Achse  $r_R$ , Radius des Ziliarkörperrings im entspannten Zustand  $r_{z,max}$ ) ähnlich sind. Der Grund hierfür liegt in der hier zugrundegelegten, realistischeren Annahme über die Ziliarmuskelkontraktion von 250  $\mu\text{m}$  und der geringeren axialen Vorspannung von  $\approx 200 \mu\text{m}$ . Aus Tab. 4.1 geht hervor, daß sich mit zunehmender Vorspannung auch die vom Ziliarkörper aufzubringenden Kräfte vergrößern. Da die aufzubringende Axialkraft mit zunehmender Ziliarmuskelkontraktion zunimmt, hätte ein elastisches Nachgeben des Ziliarkörpergewebes eine Vergrößerung der Axialverlagerung zur Folge. Angaben über die Steifigkeit der Zonulafasern ( $E_Z \approx 3,5 \text{ Nmm}^{-2}$  [Fis86],  $E_Z \approx 1,5 \text{ Nmm}^{-2}$  [VG91]) und ihre geometrische Anordnung (Abb. 1.2a, [Lud01]) sind mit hohen Unsicherheiten behaftet. Daher wird eine Finite-Elemente-Simulation des Problems als nicht sinnvoll erachtet. Eine Anpassung der Steifigkeit des Vorspannelementes kann vermutlich nur auf experimentellem Wege erfolgen. Da sich das aktiv-optische Element im Kapselsack ebenfalls axial im Strahlengang verlagert, ist dieser Einfluß auf die Scheitelbrechkraft zu berücksichtigen. Bei Bewegungen in der Größenordnung von 100  $\mu\text{m}$  ist der Effekt jedoch gering (für den Standardfall kann aus Gl. (3.16) die Größe des maßgebenden Differentialquotienten zu  $\frac{\partial \Delta D}{\partial s_L} \approx -1,5 \frac{\text{dpt}}{\text{mm}}$  bestimmt werden).

#### 4.4 Generisches Verfahren zur Approximation des Akkommodationsbedarfs basierend auf der Bewegung des Augenpaares

Auch die Kontraktionsbewegung der horizontalen äußeren Augenmuskeln oder die von ihnen hervorgerufene Orientierung der Augäpfel zueinander stellt eine Signalquelle dar. Meßtechnische Alternativen zur Erfassung der Bewegung des Augenpaares umfassen beispielsweise die Messung von Komponenten des Erdmagnetfeldes, welche sich bei der Bewegung des Augapfels verändern [Kli06b]. Ein weiteres neues Verfahren, das im Rahmen dieser Arbeit untersucht wurde, ist die interokulare Distanzmessung zwischen implantatfesten Punkten [BKB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>]. Das zugrundeliegende Prinzip ist in Abb. 4.6a veranschaulicht: Durch die Bewegung des Augenpaares bei der Fixierung von Objekten im Raum verändert sich die Distanz  $q_1$  zwischen einem exzentrisch zum mechanischen Augendrehpunkt gelegenen Meßpunkt  $P_L$  im linken und  $P_R$  im rechten Augapfel. In [BKB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>] wird unter der vereinfachenden Annahme, das fixierte Objekt befinde sich symmetrisch zwischen den beiden Augen, ein Zusammenhang zwischen dem Akkommodationsbedarf und der Meßdistanz  $q_1$  hergeleitet. Im folgenden wird ein Approximationsverfahren entwickelt, welches die räumliche Kinematik des Augenpaares und unterschiedliche Blickrichtungen berücksichtigt. Hierzu erfolgt in Kap. 4.4.1

zunächst eine Beschreibung der räumlichen Kinematik des Augenpaares, welche jedem fixierten Punkt eine eindeutige Ausrichtung der beiden Augäpfel und einen Akkommodationsbedarf zuordnet. In Kap. 4.4.2 wird untersucht, ob und wie genau aus der Meßgröße  $q_1$  ein Rückschluß auf den Akkommodationsbedarf möglich ist. Es wird zudem dargestellt, welche Verbesserungen sich durch Verwendung dreier Meßdistanzen ( $q_1, q_2, q_3$ ) erzielen lassen. Dazu muß dem Meßsystem ein kopffester Referenzpunkt  $P_{RP}$  (z.B. im Schädelknochen der Stirn oder im Oberkiefer) zur Verfügung stehen (Abb. 4.6a). Auf Basis der erzielten Ergebnisse erfolgt in Kap. 4.4.3 die Formulierung von Anforderungen an ein zu entwickelndes Distanzmeßsystem. Die am Beispiel interokularer Distanzmessungen entwickelte Vorgehensweise zur Approximation des Akkommodationsbedarfs ist generisch, d.h. auf die Untersuchung anderer Meßprinzipien (z.B. die Messung von Komponenten des Erdmagnetfeldes) übertragbar.

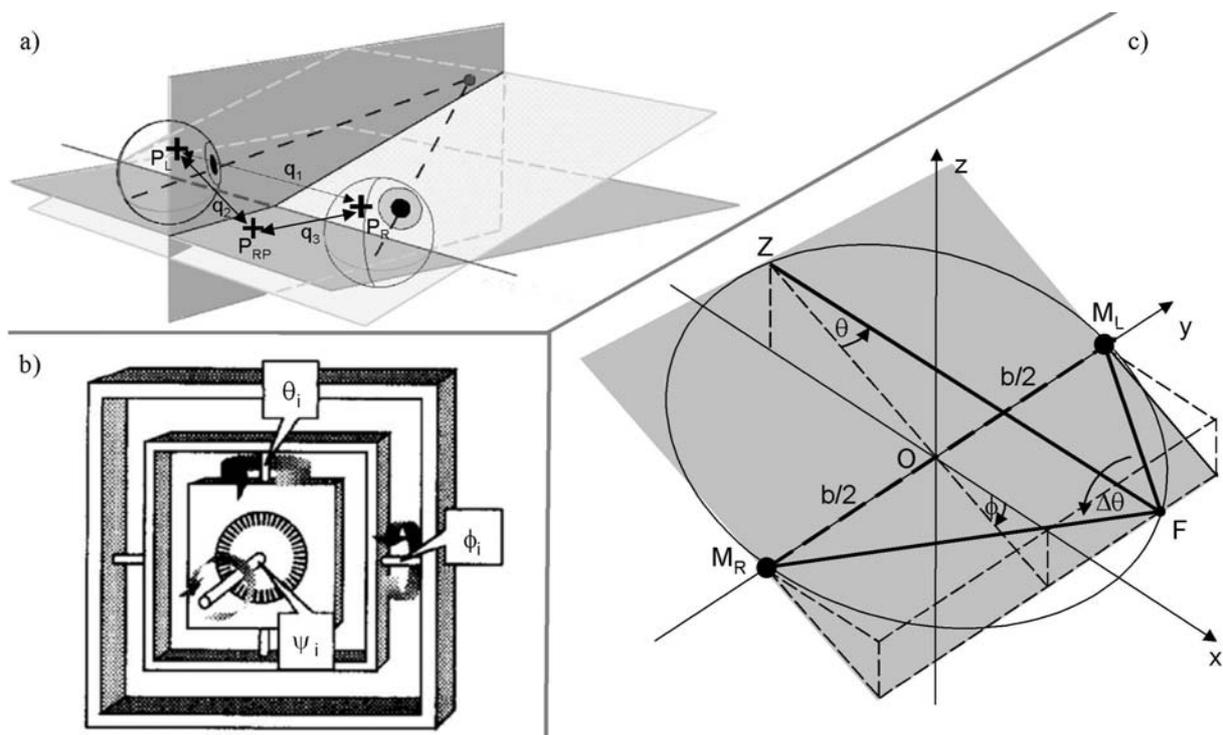


Abb. 4.6: (a) Prinzip der Messung interokularer Distanzen zum Rückschluß auf den Akkommodationsbedarf; (b) Helmholtzkoordinaten ( $\phi_i, \theta_i, \psi_i$ ) zur Beschreibung der räumlichen Orientierung eines Augapfels verdeutlicht am Beispiel eines Kardangelenks (aus [Has95]); (c) Heringkoordinaten ( $\phi, \theta, \Delta\theta$ ) zur Beschreibung der Ausrichtung beider Fixierlinien auf einen Fixationspunkt F,  $M_L$  und  $M_R$  kennzeichnen die mechanischen Augendrehpunkte des linken und rechten Auges.

#### 4.4.1 Mathematische Beschreibung der Kinematik des Augenpaares

Da sich die Augäpfel des Menschen unter der Krafteinwirkung der äußeren Augenmuskeln nur sehr wenig verformen, können sie als starre Körper modelliert werden. Untersuchungen zeigen, daß die Bewegungen in sehr guter Näherung räumliche Drehungen um kopffeste Punkte, die mechanischen Augendrehpunkte  $M_i$ , darstellen [Has95], [FH62]. Sie befinden sich etwa  $s_M = 13,5$  mm hinter dem vorderen Hornhautscheitel nahezu auf der optischen Achse. Die auftretenden Translationsbewegungen der Augäpfel sind sehr gering. Bei Konvergenz wurde eine leichte Translation nach nasal beobachtet, welche zu einer Verlagerung der Momentanpole von bis zu  $300 \mu\text{m}$  führt [DKW03].

Um die räumliche Orientierung des Augapfels  $i = \{R(\text{rechts}), L(\text{links})\}$  zu beschreiben, werden zweckmäßigerweise Rotationswinkel um mitgedrehte augapfelfeste Achsen verwendet [Has95]. Im Falle der Helmholtz-Koordinaten handelt es sich um den Nickwinkel um die waagrechte Achse ( $\phi_i$ ), den Gierwinkel um die mitgedrehte senkrechte Achse ( $\theta_i$ ) und den Rollwinkel ( $\psi_i$ ) um die mitgedrehte Fixierlinie (Abb. 4.6b). Die Rotation des Augapfels kann auch durch einen Drehvektor  $\vec{r}_i$  beschrieben

werden, welcher seinen Anfang im mechanischen Augendrehpunkt nimmt. Die Richtung des Drehvektors ist die Drehachse, seine Länge  $\|\vec{r}_i\| = \tan\left(\frac{\varphi_i}{2}\right)$  ein Maß für den Drehwinkel  $\varphi_i$  um diese Achse.

Die Ausrichtung der Fixierlinien beider Augen auf ein Fixationsobjekt, dessen Position in einem kopffesten kartesischen Koordinatensystem durch den Vektor  $\vec{F} = (x, y, z)^T$  festgelegt ist, läßt sich in Heringkoordinaten beschreiben [MGV95]. Dabei werden die bipolaren Helmholtzkoordinaten des rechten und linken Auges auf ihre arithmetischen Mittel und Differenzen transformiert:  $\theta = \frac{\theta_R + \theta_L}{2}$  bezeichnet den horizontalen Versionswinkel,  $\Delta\theta = \theta_R - \theta_L$  den horizontalen Vergenzwinkel,  $\phi = \frac{\phi_R + \phi_L}{2}$  den vertikalen Versionswinkel,  $\Delta\phi = \phi_R - \phi_L$  den vertikalen Vergenzwinkel,  $\psi = \frac{\psi_R + \psi_L}{2}$  den Zykloversionswinkel und  $\Delta\psi = \psi_R - \psi_L$  den Zyklovergenzwinkel. Der Schnitt der Fixierlinien erfordert als kinematische Bindung, daß der vertikale Vergenzwinkel  $\Delta\phi = \phi_R - \phi_L = 0$  ist, das rechte und linke Auge also dieselbe Nickbewegung  $\phi = \phi_R = \phi_L$  durchführen. Die Ausrichtung der Fixierlinien wird demnach durch  $\theta$ ,  $\Delta\theta$  und  $\phi$  eindeutig festgelegt. In Abb. 4.6c sind die Winkel geometrisch veranschaulicht. Der Zusammenhang mit den Koordinaten des Fixationspunktes ergibt sich aus trigonometrischen Beziehungen zu

$$\begin{pmatrix} \Delta\theta \\ \phi \\ \theta \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \arctan\left(\frac{y+\frac{b}{2}}{\sqrt{x^2+z^2}}\right) - \arctan\left(\frac{y-\frac{b}{2}}{\sqrt{x^2+z^2}}\right) \\ -\arctan\left(\frac{z}{x}\right) \\ \frac{1}{2} \cdot \left[ \arctan\left(\frac{y+\frac{b}{2}}{\sqrt{x^2+z^2}}\right) + \arctan\left(\frac{y-\frac{b}{2}}{\sqrt{x^2+z^2}}\right) \right] \end{pmatrix}, \quad (4.4)$$

wobei  $b$  den Basisabstand der mechanischen Augendrehpunkte  $M_i$  längs der  $y$ -Achse bezeichnet. Für die folgenden Berechnungen wird das Maximum der Häufigkeitsverteilung der männlichen deutschen Bevölkerung ( $b = 65$  mm) zugrunde gelegt.

Die kinematische Bindung der Rotation der Augäpfel um die Fixierlinien kann durch das erweiterte Listingsche Gesetz beschrieben werden. Untersuchungen der Augenbewegungen [MGV95], [VV93], [MNV95], [KBH99] zeigen, daß die Menge aller Drehvektoren  $\vec{r}_i$ , welche die Drehung aus der Primärposition  $\vec{f}_p = (1, 0, 0)^T$  in eine bestimmte Endposition  $\vec{f}_R = \vec{F} - \vec{M}_R = (x, y + \frac{b}{2}, z)^T$  bzw.  $\vec{f}_L = \vec{F} - \vec{M}_L = (x, y - \frac{b}{2}, z)^T$  beschreiben, in einer Ebene, der sog. Listingschen Ebene, liegen. Die Listingsche Ebene steht beim Blick in Richtung der Primärposition<sup>1</sup> senkrecht zu dieser Blickrichtung und erfährt beim Blick in die Nähe eine Kippung um die mitgedrehte senkrechte Achse. Der Kippwinkel ist proportional zum halben Vergenzwinkel  $\frac{\Delta\theta}{2}$ . Die experimentell bestimmte Größe der Proportionalitätskonstanten  $\beta$  liegt im Bereich  $0,25 \leq \beta \leq 1,11$ . Für die weiteren Betrachtungen wird von der Lage des Medians bei  $\beta = 0,5$  ausgegangen. Die Normalenvektoren der Listingschen Ebenen lauten damit

$$\vec{n}_L = \begin{pmatrix} \cos\left(\beta \cdot \frac{\Delta\theta}{2}\right) \\ -\sin\left(\beta \cdot \frac{\Delta\theta}{2}\right) \\ 0 \end{pmatrix} \quad \vec{n}_R = \begin{pmatrix} \cos\left(\beta \cdot \frac{\Delta\theta}{2}\right) \\ \sin\left(\beta \cdot \frac{\Delta\theta}{2}\right) \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (4.5)$$

<sup>1</sup> Augenstellung bei Fixierung eines unendlich weit entfernten Objektes in der horizontalen  $x$ - $y$ -Ebene, in der die Fixierlinien beider Augen parallel zur  $x$ -Achse gerichtet sind.

In der Diplomarbeit [Kli05] wird gezeigt, daß sich der Drehvektor  $\vec{r}_i = \frac{\vec{w}_i}{\|\vec{w}_i\|} \cdot \tan\left(\frac{\varphi_i}{2}\right)$ , welcher die Orientierung des rechten bzw. linken Augapfels vollständig beschreibt, aus seinem Richtungsvektor

$$\vec{w}_i = (\vec{f}_i - \vec{f}_p) \times \vec{n}_i \quad (4.6)$$

und seinem Drehwinkel

$$\varphi_i = \arccos\left(\frac{(\vec{w}_i \times \vec{f}_p) \odot (\vec{w}_i \times \vec{f}_i)}{\|\vec{w}_i \times \vec{f}_p\|^2}\right) \cdot \text{sgn}\left((\vec{f}_p \times \vec{f}_i) \odot \vec{w}_i\right) \quad (4.7)$$

ergibt. Damit läßt sich jedem Fixationspunkt F eine eindeutige Orientierung beider Augäpfel zuordnen (Abb. 4.7b ①). Der Akkommodationsbedarf des jeweiligen Auges<sup>1</sup> ergibt sich über die Definition der Scheitelbrechkraftdifferenz zum emmetropen Zustand in Gl. (1.1) zu (Abb. 4.7b ②)

$$\Delta D_{\text{soll},i} = -\frac{n_U}{s_{O,i}} = \frac{n_U}{\|\vec{f}_i\| \cdot \cos \chi - s_M} \quad (4.8)$$

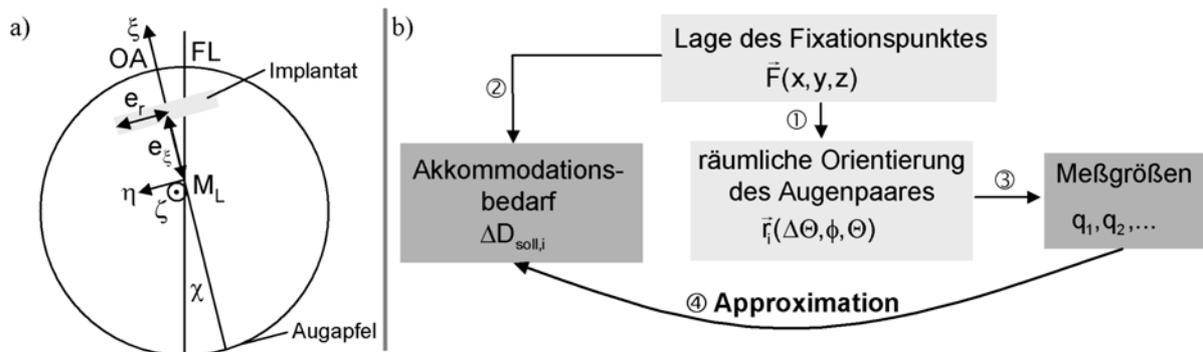


Abb. 4.7: (a) Augapfelfestes Koordinatensystem zur Beschreibung der Lage der implantatfesten Meßpunkte am Beispiel des linken Augapfels (Horizontalschnitt durch die von Fixierlinie (FL) und optischer Achse (OA) festgelegte Ebene); (b) Approximationsverfahren (④) als Zuordnung zwischen Meßgröße(n) und Akkommodationsbedarf.

#### 4.4.2 Approximation des Akkommodationsbedarfs am Beispiel interokularer Distanzmessungen

Um zu untersuchen, mit welcher Genauigkeit aus einer Meßgröße, die sich bei der Bewegung des Augenpaares ändert, ein Rückschluß auf den Akkommodationsbedarf möglich ist (Abb. 4.7b ④), muß die Meßgröße zunächst in Abhängigkeit der Lage des Fixationspunktes dargestellt werden (Abb. 4.7b ③). Im vorliegenden Fall handelt es sich um die Distanzen zwischen zwei augapfelfesten Meßpunkten und gegebenenfalls zu einem kopffesten Referenzpunkt.

##### Darstellung der Meßgrößen in Abhängigkeit der räumlichen Orientierung des Augenpaares

Die augapfelfesten Meßpunkte P<sub>i</sub> sind bevorzugt Bestandteil des Implantates im Inneren jedes Augapfels. In einem augapfelfesten Koordinatensystem, dessen ξ-Achse mit der optischen Achse und dessen Ursprung mit dem mechanischen Augendrehpunkt zusammenfällt (Abb. 4.7a), lauten die Ortsvektoren  $\vec{p}_i = (e_\xi, e_r \cdot \cos \alpha_i, e_r \cdot \sin \alpha_i)^T$ . e<sub>ξ</sub> bezeichnet den axialen Abstand zum mechanischen Augendrehpunkt und ergibt sich aus der axialen Lage des Implantates von etwa 4 mm hinter dem

<sup>1</sup> Weil sich die Abstände zwischen dem jeweiligen Hornhautscheitel und dem Fixationsobjekt im allgemeinen unterscheiden, haben das rechte und das linke Auge einen voneinander abweichenden Akkommodationsbedarf. Die neuronale Verarbeitung bildet dabei den arithmetischen Mittelwert als Führungsgröße für die gemeinsame Innervation der beiden Ziliarmuskeln nach dem Prinzip der Konsensualität (Kap. 1.2.1).

vorderen Hornhautscheitel zu  $e_\xi \approx s_M - s_L = 7,5 \text{ mm}$ .  $e_r = 4,5 \text{ mm}$  ist der radiale Abstand der Meßpunkte zur optischen Achse, welcher aufgrund der optisch transparenten Zone erforderlich ist. Er macht die Meßgrößen von den Rollbewegungen um die Fixierlinie abhängig. Die Winkel  $\alpha_i$  sind über die Drehung des Implantates während der Implantation gezielt einstellbar (Abb. 4.8c). Die Darstellung der Ortsvektoren der Meßpunkte im kopffesten x-y-z-System wird über die Verkettung zweier Drehungen erhalten: Zunächst werden durch Drehung um den Winkel  $\chi$  die Koordinaten des Meßpunktes in ein augapfelfestes Koordinatensystem mit der Fixierlinie als Koordinatenachse transformiert:  $\vec{r}_{\chi,L} = \left(0, 0, \tan\left(\frac{\chi}{2}\right)\right)^T$ ,  $\vec{r}_{\chi,R} = \left(0, 0, -\tan\left(\frac{\chi}{2}\right)\right)^T$  (Abb. 4.7a). Die zweite Drehung ist die Orientierung des Augapfels relativ zum Kopf, welche durch den Drehvektor  $\vec{r}_i$  beschrieben wird. Der resultierende Drehvektor ergibt sich aus der Verkettung

$$\vec{r}_{i,res} = \vec{r}_i \circ \vec{r}_{\chi,i} = \frac{\vec{r}_i + \vec{r}_{\chi,i} + \vec{r}_i \times \vec{r}_{\chi,i}}{1 - \vec{r}_i \odot \vec{r}_{\chi,i}}. \quad (4.9)$$

Mittels des von [Kli05] hergeleiteten Ausdrucks für die Drehung eines Vektors ( $\vec{p}_i$ ) um einen Drehvektor ( $\vec{r}_{i,res}$ ) lauten die Ortsvektoren  $\vec{P}_i$  der Meßpunkte im kopffesten Koordinatensystem

$$\vec{P}_i = \begin{pmatrix} 0 \\ \pm \frac{b}{2} \\ 0 \end{pmatrix} + \vec{p}_i + 2 \cdot \frac{\vec{r}_{i,res} \times \vec{p}_i + \vec{r}_{i,res} \times (\vec{r}_{i,res} \times \vec{p}_i)}{1 + \|\vec{r}_{i,res}\|^2}. \quad (4.10)$$

Das positive Vorzeichen des halben Basisabstandes bezieht sich auf  $i = L$ , das negative auf  $i = R$ .

Der kopffeste Referenzpunkt hat die Koordinaten

$$\vec{P}_{RP} = (x_{RP}, y_{RP}, z_{RP})^T, \quad (4.11)$$

diese lauten beispielsweise für einen Meßpunkt im Schädelknochen der Stirnfläche  $x_{RP} = z_{RP} = 2 \text{ mm}$ ,  $y_{RP} = 0$ .

Damit ergeben sich die gesuchten Meßstrecken als Norm der Verbindungsvektoren (Abb. 4.7b ③) aus Gl. (4.10) und Gl. (4.11)

$$q_1 = \|\vec{P}_R - \vec{P}_L\|, \quad q_2 = \|\vec{P}_L - \vec{P}_{RP}\|, \quad q_3 = \|\vec{P}_R - \vec{P}_{RP}\|. \quad (4.12)$$

### Approximation über eine Häufigkeitsdichteverteilung des Blickfeldes

Ein Meßsystem wird entweder die interokulare Meßdistanz  $q_1$  oder alle drei Distanzen  $q_1, q_2, q_3$  messen, aus welchen ein hinreichend genauer Rückschluß (Approximation) auf den Akkommodationsbedarf erfolgen soll (Abb. 4.7b ④). Der Akkommodationsbedarf eines Auges hängt von der Lage des Fixationspunkts F ab, welcher den Freiheitsgrad drei besitzt. Daher sind mindestens drei Meßstrecken erforderlich, um eindeutig auf seine Lage schließen zu können. Aufgrund der vielen trigonometrischen Funktionen ist aber auch dann eine elementare Zuordnung nicht mehr möglich. Daher wird der Ansatz verwendet, den Akkommodationsbedarf des Auges  $i$  aus den Meßgrößen durch ein Polynom der Form

$$\Delta D_{app,i} = \sum_{j=0}^N \sum_{k=0}^{N-j} \sum_{l=0}^{N-j-k} a_{jkl} \cdot q_1^j \cdot q_2^k \cdot q_3^l \quad (4.13)$$

zu approximieren, in welchem die Meßdistanzen in gemischten Termen bis zur Ordnung N vorkommen. Im Fall einer einzigen Meßdistanz  $q_1$  werden die nicht vorhandenen Meßdistanzen  $q_2$  und  $q_3$  in Gl. (4.13) zu Null gesetzt.

Zur Bestimmung der Koeffizienten  $a_{jkl}$  werden  $H$  Fixationspunkte  $F_h$  ( $h = 0..H$ ) im Blickfeld verwendet. In der Praxis kann diese Zuordnung, wie in Abb. 4.7b skizziert, entweder über eine Modellbildung erfolgen, was jedoch eine sehr genaue Kenntnis der postoperativen Lage der Meßpunkte und der Kinematik der Augenbewegung voraussetzt. Alternativ ist auch eine Kalibrierung des Systems denkbar, bei welcher der Patient  $H$  unterschiedliche, definierte Punkte im Raum betrachtet, denen zum einen jeweils ein Akkommodationsbedarf und zum anderen jeweils ein gemessenes Distanzentupel zugeordnet werden kann. Für jeden Fixationspunkt kann Gl. (4.13) formuliert werden. In Matrizenform ergibt sich ein lineares Gleichungssystem:

$$\begin{pmatrix} \Delta D_{app,0} \\ \dots \\ \Delta D_{app,H} \end{pmatrix}_i = \begin{pmatrix} 1 & q_{3,1} & q_{3,1}^2 & \dots & q_{2,1} \cdot q_{1,1}^{N-1} & q_{1,1}^N \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & q_{3,H} & q_{3,H}^2 & \dots & q_{2,H} \cdot q_{1,H}^{N-1} & q_{1,H}^N \end{pmatrix} \otimes \begin{pmatrix} a_{000} \\ \dots \\ a_{00N} \end{pmatrix}_i \quad (4.14)$$

$$\Downarrow$$

$$\underline{\Delta D}_{app,i} = \underline{q} \otimes \underline{a}_i$$

Mit Hilfe eines Parameterschätzverfahrens, basierend auf der Methode der kleinsten Fehlerquadrate, können diejenigen Koeffizienten bestimmt werden, welche im quadratischen Mittel die geringste Abweichung zwischen dem approximierten und dem tatsächlichen Akkommodationsbedarf ergeben. Dabei wird jeder Punkt  $F_h$  mit einem Gewichtungsfaktor  $w_h$  gewichtet, um häufiger betrachtete Bereiche des Blickfeldes stärker zu berücksichtigen als weniger häufig betrachtete. Die Gewichtungsfaktoren sind in einer Diagonalmatrix  $\underline{W}$  zusammengefaßt. Die ihnen zugrundeliegende Häufigkeitsdichteverteilung  $w(\Delta\theta, \phi, \theta)$  ist im Anhang A5 beschrieben. Aus der Minimierung des Gütemaßes

$$J_i = (\underline{\Delta D}_{app,i} - \underline{\Delta D}_{soll,i})^T \otimes \underline{W} \otimes (\underline{\Delta D}_{app,i} - \underline{\Delta D}_{soll,i}) \quad (4.15)$$

ergibt sich der gesuchte Koeffizientenvektor

$$\underline{a}_i = (\underline{q}^T \otimes \underline{W} \otimes \underline{q})^{-1} \otimes \underline{q}^T \otimes \underline{W} \otimes \underline{\Delta D}_{soll,i} \quad (4.16)$$

Demnach hat die Approximation im zeitlichen Mittel die geringste quadratische Abweichung gegenüber dem wahren Akkommodationsbedarf. Als Maß für die Approximationsgüte kann der quadratisch gemittelte, zeitlich gewichtete Erwartungswert des Approximationsfehlers beider Augen verwendet werden:

$$\sigma_{\Delta D,app} = \sqrt{\frac{1}{2} \cdot \frac{H}{H - \text{Anz}\{a_{jkl}\}} \cdot \sum_{i=L,R} \frac{(\underline{q} \otimes \underline{a}_i - \underline{\Delta D}_{soll,i})^T \otimes \underline{W} \otimes (\underline{q} \otimes \underline{a}_i - \underline{\Delta D}_{soll,i})}{sp(\underline{W})}} \quad (4.17)$$

Die am Beispiel einer interokularen Distanzmessung vorgestellte und in Abb. 4.7b visualisierte Vorgehensweise zur Approximation des Akkommodationsbedarfs ist generisch, d.h. auf andere Meßgrößen, die von der Bewegung des Augenpaares abhängen, übertragbar.

### Approximationsgüte bei optimierter Winkellage der Meßpunkte

In [Kli05] wird gezeigt, daß bei Verwendung einer einzigen interokularen Meßdistanz ( $q_1$ ) eine Approximation erster Ordnung ( $N = 1$ ) sinnvoll ist, weil durch Terme höherer Ordnung in Gl. (4.13) keine wesentliche Steigerung der Approximationsgüte erreicht werden kann. Bei Verwendung dreier Meßdistanzen ( $q_1, q_2, q_3$ ) kann bis zur dritten Ordnung ( $N = 3$ ) der durchschnittliche Approximationsfehler deutlich verringert werden.

Die über Gl. (4.17) definierte Güte der Approximation hängt von den Winkelpositionierungen  $\alpha_L$  und  $\alpha_R$  der Meßpunkte  $P_L$  und  $P_R$  ab. Diese kann vom Operateur während des Eingriffs durch Drehen des Implantates im Kapselsack vorgegeben werden [Gut05]. Abb. 4.8 verdeutlicht den Zusammenhang für eine interokulare Meßdistanz mit einer Approximation erster Ordnung und drei Meßdistanzen mit einer Approximation dritter Ordnung. In beiden Fällen existiert ein globales Minimum, dessen durchschnittlicher Approximationsfehler sich aber nur geringfügig von dem eines weiteren lokalen Minimums unterscheidet. Tab. 4.2 faßt die Lage der beiden Minima und die Größe des durchschnittlichen Approximationsfehlers zusammen.

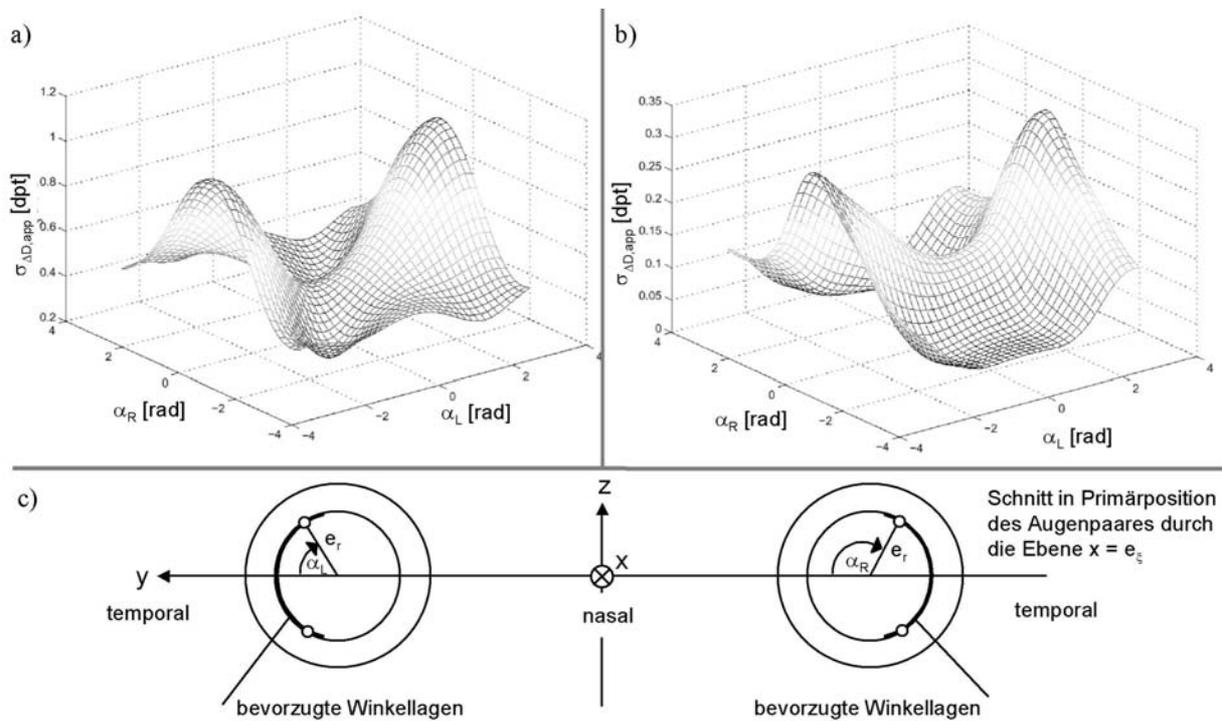


Abb. 4.8: Durchschnittlicher Approximationsfehler in Abhängigkeit der Winkelage des rechten und linken Meßpunktes für (a) das Approximationsverfahren erster Ordnung mit einer Meßstrecke, (b) das Approximationsverfahren dritter Ordnung mit drei Meßstrecken (aus [Kli05], man beachte die unterschiedlichen Achsenskalierungen); (c) Veranschaulichung der bevorzugten Winkellagen auf den temporalen Seiten der Augäpfel.

Die günstigsten Winkelorientierungen liegen demnach leicht temporal, annähernd symmetrisch zur waagerechten Symmetrieebene des Augapfels. Ferner wird deutlich, daß sich durch Verwendung dreier Meßstrecken in Verbindung mit einer Approximation dritter Ordnung eine starke Verbesserung der Approximationsgüte erzielen läßt. Dies geht allerdings auch mit einer steigenden Anzahl zu bestimmender Parameter  $a_{jkl}$  von zwei auf zwanzig und damit einem steigenden Speicher- und Rechenaufwand einher.

	eine Meßstrecke ( $q_1$ ), Approximation erster Ordnung ( $N = 1$ )			drei Meßstrecken ( $q_1, q_2, q_3$ ), Approximation dritter Ordnung ( $N = 3$ )		
	$\alpha_{L,opt}$	$\alpha_{R,opt}$	$\sigma_{\Delta D, app} _{opt}$ [dpt]	$\alpha_{L,opt}$	$\alpha_{R,opt}$	$\sigma_{\Delta D, app} _{opt}$ [dpt]
globales Minimum	-75°	-105°	0,264	-70°	-110°	0,032
lokales Minimum	-74°	-106°	0,268	-66°	-114°	0,033

Tab. 4.2: Optimale Winkelage des rechten und linken Meßpunktes und sich dann einstellender durchschnittlicher Approximationsfehler für das Verfahren erster Ordnung mit einer Meßstrecke und das Verfahren dritter Ordnung mit drei Meßstrecken.

Die in [Kli05] durchgeführten Untersuchungen zur Parametersensitivität zeigen, daß eine Veränderung der Lage des kopffesten Referenzpunktes praktisch keine Auswirkungen auf die Approximationsgüte

hat, solange seine Position bekannt ist und die Approximationsfunktion adaptiert werden kann. Unbekannte Positionsabweichungen sollten 20  $\mu\text{m}$  nicht überschreiten. Bekannte Abweichungen der Winkelpositionen von den in Tab. 4.2 zusammengestellten Optimalwerten haben in einer Umgebung von  $\pm 10^\circ$  geringe Auswirkungen, unbekannt Abweichungen sollten jedoch kleiner als  $\pm 2^\circ$  sein. Die Torsionsbewegung der Augäpfel wurde über den Proportionalitätsfaktor  $\beta$  im erweiterten Listingschen Gesetz beschrieben. Abweichungen um  $\pm 0,5$  vom zugrundegelegten Wert von  $\beta = 0,5$  führen im Falle einer einzigen Meßstrecke dazu, daß sich der durchschnittliche Approximationsfehler auf bis zu 0,34 dpt vergrößert. Im Falle dreier Meßdistanzen kann bei bekanntem Wert von  $\beta$  die Approximationsfunktion adaptiert werden, so daß sich der durchschnittliche Approximationsfehler nur geringfügig auf 0,05 dpt vergrößert.

Das Verfahren mit drei Meßdistanzen ist somit robuster gegenüber bekannten Änderungen der Positions- und Kinematikparameter als das Verfahren mit einer Meßdistanz. Aufgrund der Sensitivität gegenüber unbekannt Parameteränderungen ist eine a posteriori Bestimmung der Koeffizienten der Approximationsfunktion empfehlenswert. Diese kann z.B. in einem Kalibrierungsverfahren erfolgen, in welchem der Patient verschiedene Fixationspunkte betrachtet und aus den währenddessen erfaßten Werten der Meßdistanzen mittels eines Parameterschätzverfahrens auf die Koeffizienten  $a_{jkl}$  der Approximationsfunktion geschlossen wird.

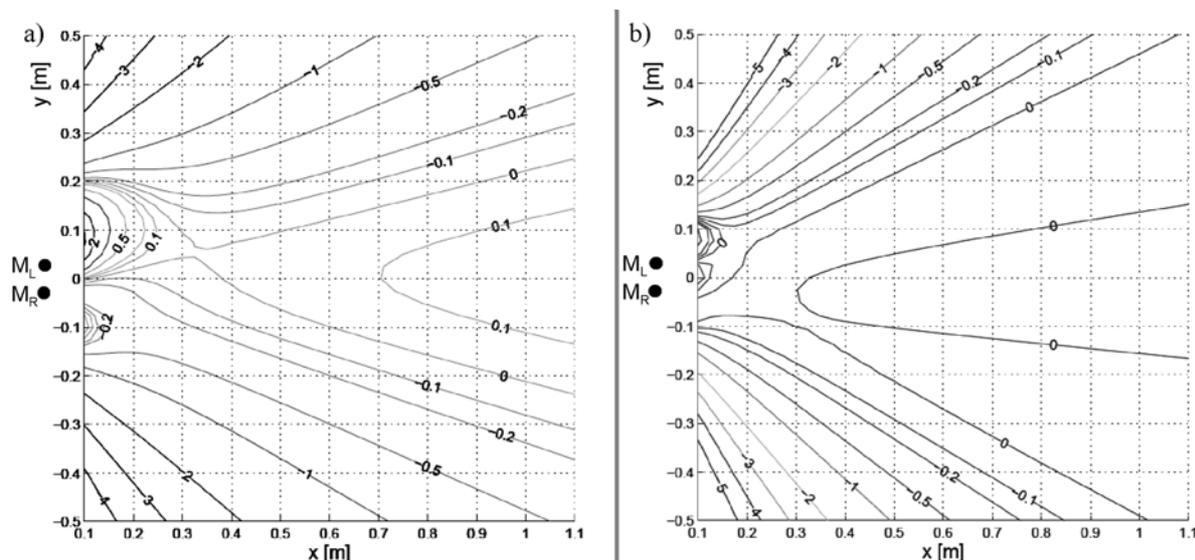


Abb. 4.9: Örtliche Verteilung des Approximationsfehlers des linken Auges in der x-y-Ebene für (a) das Approximationsverfahren erster Ordnung mit einer Meßstrecke, (b) das Approximationsverfahren dritter Ordnung mit drei Meßstrecken (aus [Kli05]).

Der durchschnittliche Approximationsfehler  $\sigma_{\Delta D, \text{app}}$  ist ein integrales Gütemaß über das gesamte Blickfeld. In Abb. 4.9 ist darüber hinaus die örtliche Verteilung des Approximationsfehlers veranschaulicht. Die Asymmetrie bezüglich der x-Achse ist in der Betrachtung des Approximationsfehlers eines einzelnen Auges ( $i = L$ ) begründet. Der Bereich, in dem der Fehler unterhalb der subjektiv wahrnehmbaren Schwelle von etwa  $\pm 0,25$  dpt liegt, ist im Falle der Verwendung dreier Meßdistanzen größer als bei Verwendung nur einer Meßdistanz. Selbst dann wird aber in Leseentfernung ( $x = 0,3$  m) noch ein 30 cm breiter Bereich abgedeckt<sup>1</sup>. Zur Veranschaulichung des in diesem Abschnitt vorgestellten Verfahrens wird als Bestandteil des Technischen Demonstrators ein

<sup>1</sup> Da das menschliche Akkommodationssystem den Akkommodationsbedarf des rechten und linken Auges mittelt, tritt auch hier eine Abweichung vom tatsächlichen Akkommodationsbedarf auf. Sie macht sich allerdings nur in sehr geringen Entfernungen abseits der x-z-Symmetrieebene bemerkbar. Der durchschnittliche Fehler beträgt bei gleicher zugrundegelegter Gewichtung des Blickfeldes 0,2 dpt.

Eye-Tracking-System verwendet, mit dessen Hilfe die Approximationsgüte in unterschiedlichen Situationen (z.B. beim Lesen oder beim Blick auf ein entferntes Objekt) simuliert und beurteilt werden kann. Seine Funktion wird in Kap. 5.3 beschrieben.

#### 4.4.3 Anforderungen an ein zu entwickelndes Meßsystem

Auf Basis der in Kap. 4.4.2 dargestellten Ergebnisse können die Anforderungen an ein Distanzmeßsystem wie folgt formuliert werden:

- Meßbereich: Für die Meßdistanz  $q_1$  liegt der Meßbereich zwischen 60 mm und 70 mm, für die Meßdistanzen  $q_2$  und  $q_3$  bei 30 mm bis 40 mm.
- Meßgenauigkeit: Die Abweichung des approximierten Akkommodationsbedarfs vom tatsächlichen Akkommodationsbedarf kommt zum einen durch die Verwendung einer Approximationsfunktion und zum anderen durch Meßfehler bei der Distanzmessung zustande. Unter der Annahme, die Meßfehler auf den drei Distanzmeßstrecken seien unkorreliert und normalverteilt mit einer Standardabweichung  $\sigma_q$ , ergibt sich der Anteil durch Meßfehler zu

$$\sigma_{\Delta D_q} = \sqrt{\left(\frac{\partial \Delta D_{app,i}}{\partial q_1}\right)^2 + \left(\frac{\partial \Delta D_{app,i}}{\partial q_2}\right)^2 + \left(\frac{\partial \Delta D_{app,i}}{\partial q_3}\right)^2} \cdot \sigma_q \quad (4.18)$$

Die differentielle Abweichung beträgt etwa  $\frac{\sigma_{\Delta D,q}}{\sigma_q} \approx 2,35 \frac{\text{dpt}}{\text{mm}}$ . Da die Annahme gerechtfertigt ist, daß die Distanzmeßfehler und der durch die Approximation entstehende Fehler unkorreliert sind, berechnet sich die insgesamt zu erwartende Abweichung zu

$$\sigma_{\Delta D,app\&q} = \sqrt{\sigma_{\Delta D,app}^2 + \sigma_{\Delta D,q}^2} \quad (4.19)$$

Wird ein tolerierbarer Fehler von  $\sigma_{\Delta D,app\&q} = 0,25 \text{dpt}$  zugrundegelegt, ergeben sich mit den Werten aus Tab. 4.2 und mit Gl. (4.19), daß im Falle einer Meßstrecke die geforderte Genauigkeit nicht erreicht werden kann, weil bereits der durchschnittliche Approximationsfehler  $\sigma_{\Delta D,app} = 0,264 \text{dpt}$  beträgt. Im Falle dreier Meßstrecken und einer Approximation dritter Ordnung ergibt sich eine erforderliche Meßgenauigkeit von  $\sigma_q = 106 \mu\text{m}$ . Sie liegt damit in der Größenordnung der Verlagerung der Momentanpole der Drehbewegung (Kap. 4.4.1). Da diese nach nasal stattfindet, ändert sich die interokulare Distanz stärker mit dem Akkommodationsbedarf als durch die Modellbildung berechnet. Eine Kalibrierung zur Ermittlung der Koeffizienten der Approximationsfunktion ist deshalb unvermeidlich.

- Abtastfrequenz: Die Abtastfrequenz sollte 50 Hz betragen, um hinreichend schnell den stationären Fixationszustand detektieren und den Akkommodationsbedarf ermitteln zu können [Kli05]. Eine größere Abtastfrequenz bietet die Möglichkeit, redundante Messungen durchzuführen und durch eine zeitliche Mittelung den Einfluß von Distanzmeßfehlern zu reduzieren.

## 5 Realisierung eines mechatronischen Systems zur Demonstration unterschiedlicher Lösungsansätze

Entwicklungsbegleitend zur Konzeption von Lösungsalternativen für die Teilfunktionen aktiv-optisches Element (Kap. 3) und Informationserfassung (Kap. 4) wurde ein mechatronisches System aufgebaut, das wesentliche Funktionen des Künstlichen Akkommodationssystems extrakorporal und im makroskopischen Maßstab abbildet. Es wird im folgenden als Technischer Demonstrator bezeichnet. Wesentliche Zielstellungen bei der Entwicklung und Realisierung des Technischen Demonstrators waren:

- Aufbau einer automatisierten modularen optischen Testumgebung, welche die Erprobung unterschiedlicher aktiv-optischer Elemente ermöglicht (Kap. 5.2),
- Realisierung einer extrakorporalen Mensch-Maschine-Schnittstelle, über welche Informationen über den Akkommodationsbedarf eines Probanden gewonnen werden können (Kap. 5.3),
- Ziehen von Rückschlüssen für die Implantatentwicklung aus den durchgeführten Versuchen.

### 5.1 Konzeption einer modularen Systemstruktur

Die entwickelte Systemstruktur des Technischen Demonstrators ist in Abb. 5.1 schematisch gezeigt. Sie gliedert sich in zwei Teile: die optische Testumgebung und die Mensch-Maschine-Schnittstelle.

#### Optische Testumgebung

Über mehrere optische Elemente, unter denen sich das zu erprobende aktiv-optische Element befindet, wird ein im Durchlichtverfahren beleuchtetes Testmuster auf einen Bilderfassungssensor abgebildet. Die Bildschärfe wird mittels eines objektiven Verfahrens quantifiziert. Über einen Linearaktor kann die Position des Testbildes verändert werden, so daß eine Verstellung des aktiv-optischen Elementes erforderlich wird, um die Bildschärfe zu maximieren. Eine Modularität der Testumgebung ist notwendig, weil die zu testenden Labormuster aktiv-optischer Elemente unterschiedliche Größe und Stellbereiche besitzen, welche z.T. noch nicht den Anforderungen an das Implantat genügen.

#### Mensch-Maschine-Schnittstelle

Von den in Kap. 4.3 und Kap. 4.4 vorgestellten Lösungsansätzen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs wurde die Nutzung der Bewegung des Augenpaares als Signalquelle für den Technischen Demonstrator ausgewählt, weil eine extrakorporale Erfassung mit verhältnismäßig einfachen technischen Mitteln möglich ist. Dazu kommt ein binokulares Videookulographiesystem (Eye-Tracking-System) zum Einsatz. Es rekonstruiert aus Videobildern der beiden Augen die Orientierung der beiden Fixierlinien und ermöglicht damit einen Rückschluß auf den tatsächlichen Akkommodationsbedarf. Gleichzeitig kann das Verhalten eines auf interokularen Distanzmessungen basierenden Meßsystems simuliert werden, indem die Meßdistanzen  $q_1$ ,  $q_2$  und  $q_3$  berechnet werden, welche sich bei Verwendung eines intrakorporalen Systems einstellten. Diese können mit Störeinflüssen belegt werden, welche den Einfluß von Distanzmeßfehlern simulieren. Auf diese Weise kann das Verhalten des in Kap. 4.4.2 vorgestellten Approximationsverfahrens demonstriert werden. Die Möglichkeit zu einer informationstechnischen Koppelung der beiden Teilsysteme wurde vorgesehen.

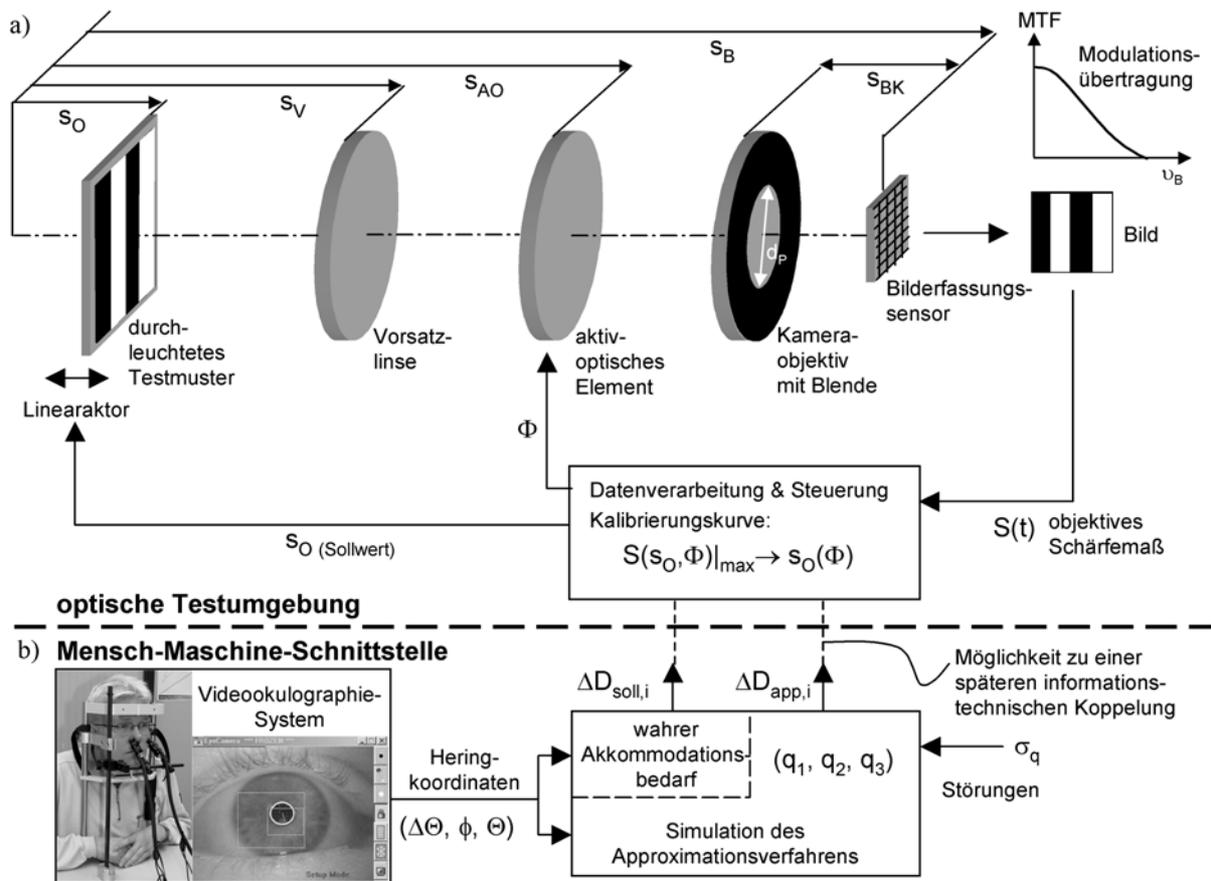


Abb. 5.1: Systemstruktur des Technischen Demonstrators bestehend aus (a) einer Testumgebung zur Erprobung aktiv-optischer Elemente und (b) einer Mensch-Maschine-Schnittstelle zur extrakorporalen Erfassung des Akkommodationsbedarfs.

## 5.2 Optische Testumgebung zur Erprobung aktiv-optischer Elemente

### 5.2.1 Komponenten und Funktionalität der Testumgebung

Aufgrund der geforderten Modularität der Testumgebung für unterschiedliche aktiv-optische Elemente, ist eine auf dem paraxialen Abbildungsmodell beruhende Auslegung und die Verwendung optischer Standardkomponenten sinnvoll. Dabei sind folgende Randbedingungen zu berücksichtigen:

- Konstanz des Abbildungsmaßstabes: Um die Abbilder des durchleuchteten Testbildes in allen Zuständen miteinander vergleichen zu können, sollen diese stets die gleiche, definierbare Größe auf dem Bilderfassungssensor besitzen.
- Größe des Stellbereiches: Die minimale und maximale Gegenstandsposition  $s_0$  müssen im Stellbereich des Linearaktors liegen.

### Anordnung der optischen Komponenten und paraxiale optische Auslegung

Die Forderungen lassen sich durch den in Abb. 5.1a gezeigten optischen Aufbau realisieren. Das aktiv-optische Element (Brechkraft  $D_{AO}$ , die von einem Steuerungsparameter  $\Phi$  abhängt) steht hinter einer starren Vorsatzlinse (Brechkraft  $D_V$ ). Als drittes Element dient ein Kameraobjektiv (Brechkraft  $D_K$ ) vor dem Bilderfassungssensor. Alle optischen Elemente werden als einzelne lichtbrechende Grenzflächen im Umgebungsmedium Luft betrachtet. Mit Hilfe des in Kap. 3.1 vorgestellten paraxialen Abbildungsmodells läßt sich zeigen, daß eine Konstanz des Abbildungsmaßstabes unabhängig von der Brechkraft des aktiv-optischen Elementes  $D_{AO}$  genau dann eintritt, falls das aktiv-

optische Element im Brennpunkt der Vorsatzlinse steht:  $s_{AO} - s_V = f_V = D_V^{-1}$ . Für den in Gl. (3.13) definierten Abbildungsmaßstab folgt dann:

$$M = D_V \cdot (s_B - s_V) + D_K \cdot s_{BK} + D_V \cdot D_K \cdot s_{BK} \cdot (s_V + s_{BK} - s_B). \quad (5.1)$$

Aus der Abbildungsgleichung Gl. (3.12) ergibt sich für diesen Fall seine lineare Relation zwischen Position des Testbildes  $s_O$  und der Brechkraft  $D_{AO}$

$$s_O(D_{AO}) = \frac{D_V \cdot D_K \cdot s_V \cdot s_{BK} \cdot (s_B - s_V - s_{BK}) + D_V \cdot s_V \cdot (s_V - s_B) + D_K \cdot s_{BK} \cdot (s_{BK} - s_B) + s_B}{(D_V \cdot D_K \cdot s_{BK} \cdot (s_B - s_V - s_{BK}) + D_V \cdot (s_V - s_B) - D_K \cdot s_{BK} + 1)} + \frac{D_{AO}}{D_V^2} \quad (5.2)$$

und daraus der notwendige Aktorstellweg

$$s_{O,max} - s_{O,min} = D_V^{-2} \cdot (D_{AO,max} - D_{AO,min}). \quad (5.3)$$

Als hochdynamisches Linearaktorelement kam die microLine 55P (Fa. IEF Werner) zum Einsatz, welche über einen Stellweg von 195 mm verfügt. Ein unterlagerter Lageregelkreis stellt sicher, daß im stationären Zustand die Istposition  $s_O$  mit einer Genauigkeit von 40  $\mu\text{m}$  mit der geforderten Sollposition übereinstimmt. Werden die Auslegungsdaten der sich am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe in der Entwicklung befindlichen elastischen Linse von  $\frac{100}{6} \text{ dpt} \leq D_{AO} \leq \frac{100}{3} \text{ dpt}$  zugrundegelegt (Anhang A6), ergibt sich aus Gl. (5.3) die mindestens erforderliche Brechkraft der Vorsatzlinse zu  $D_V = 9,24 \text{ dpt}$ . Daher kam in der optischen Testumgebung eine bikonvexe Vorsatzlinse mit der Brennweite 100 mm ( $D_V = 10 \text{ dpt}$ ) (Fa. Thorlabs) zum Einsatz. Das verwendete Kameraobjektiv Typ SV-EGG-BOXM (Fa. V.S. Technology) hatte eine Fokusslänge von 35 mm ( $D_K = \frac{20}{7} \text{ dpt}$ ). Liegt die Position der Vorsatzlinse  $s_V$  fest, stehen die beiden Größen  $s_{BK}$  und  $s_B$  zur Verfügung, um den Gegenstandsweitenbereich  $0 \leq s_{O,min} \leq s_G(D_{AO}(\Phi)) \leq s_{O,max} \leq s_V$  gemäß Gl. (5.2) und den konstanten Abbildungsmaßstab  $M$  gemäß Gl. (5.1) unabhängig voneinander auf die gewünschten Werte einzustellen.

### Bilderfassung und Schärfewertberechnung

Zur Bilderfassung wurde eine monochrome  $1/3''$ -Analog-CCD<sup>1</sup>-Kamera (Fa. Toshiba-Teli) mit 768 x 576 Pixeln (Kantenlänge der quadratischen CCD-Elemente  $\Delta x_{CCD} = 6,25 \mu\text{m}$ ) in Kombination mit der Bilderfassungskarte NI-PCI 1405 (Fa. National Instruments) verwendet, welche über den CCIR<sup>2</sup>-Videosignalstandard miteinander kommunizieren. Die Bildeinzugsfrequenz betrug 25 Hz. Aus dem orts- und grauwertdiskretisierten (8-bit) Kamerabild wurde ein Schärfewert  $S$  ermittelt. Unterschiedliche Möglichkeiten zur objektiven Quantifizierung der Bildschärfe über einen Schärfewert im Orts- und Ortsfrequenzbereich sind in [Lia93] und [CNA01] beschrieben. Den Verfahren ist gemein, daß sie die in Kap. 3.1 eingeführte Ortsfrequenztieffpaßfilterung eines optischen Abbildungsvorgangs nutzen. Je größer die geometrisch-optischen Aberrationen umso kontrastärmer werden feine Strukturen abgebildet und umso geringer ist der dem Bild zugewiesene Schärfewert. In der Diplomarbeit [Gru06] wurde in der Programmierumgebung LabView (Fa. National Instruments) ein Verfahren implementiert und validiert, welche die Beträge der Grauwertdifferenzen benachbarter Pixel verwendet (Abtaste 10 Hz). Dementsprechend ergibt sich der Schärfewert innerhalb eines wählbaren Bildausschnittes (Region of Interest, ROI) als Funktion der Gegenstandsposition und des Steuerungsparameters des aktiv-optischen Elementes  $S(s_O, \Phi)$  als Fläche im  $S$ - $s_O$ - $\Phi$ -Raum. Auf den

<sup>1</sup> Charged Coupled Device.

<sup>2</sup> Comité consultatif international pour la radio.

Schärfewert einwirkende Störgrößen sind Schwankungen der Umfeldleuchtdichte und das von den elektronischen Komponenten der Kamera und der Bilderfassungskarte hervorgerufene Rauschen. Messungen des Signal-Rausch-Verhältnisses  $\frac{\bar{S}}{\sigma_s}$  bei fokussierten und defokussierten Bildern ergaben Quotienten von über 800 (58 dB). Der Störeinfluß der Umfeldleuchtdichte wurde durch eine Verdunkelung des Laborraums und den Einsatz von Kunstlichtbeleuchtung minimiert.

### Verfahren zur automatisierten Aufnahme von Kalibrierungskurven

Derjenige Zusammenhang  $s_0(\Phi)$ , welcher für variable Werte des Steuerungsparameters  $\Phi$  den Schärfewert  $S$  maximiert, wird im folgenden als Kalibrierungskurve bezeichnet. Er ordnet jedem Steuerungsparameter  $\Phi$  eine optimale Gegenstandsposition  $s_0$  zu. In [Gru06] wird die Implementierung eines Verfahrens beschrieben, welches die automatisierte Bestimmung von Punkten der Kalibrierungskurve ermöglicht. Dabei wird sequentiell für verschiedene Steuerungsparameter  $\Phi$  bzw. Gegenstandsweiten  $s_0$  das Maximum der jeweiligen Schärfewertkurve  $S(s_0)$  bzw.  $S(\Phi)$  mit Hilfe eines Autofokusalgorithmus bestimmt.

### Begrenzende Faktoren des Auflösungsvermögens

Als Testbild wurde das standardisierte USAF<sup>1</sup> 1951-Testmuster (Fa. Edmund Optics) verwendet. Die 12 mm x 12 mm große chrombedampfte Zone der Glasplatte weist horizontal und vertikal orientierte Linienstrukturen auf. Die Linienmuster besitzen Ortsfrequenzen <sup>2</sup>  $\nu_G$  zwischen 1 lp/mm und 228 lp/mm. In der Bildebene haben die zugehörigen Strukturen die Ortsfrequenzen  $\nu_B = M^{-1} \cdot \nu_G$ . Diejenige Ortsfrequenz in der Bildebene, deren zugehörige schwarz-weiße-Linienpaare gerade noch als voneinander getrennt wahrgenommen werden können, wird als Auflösungsfrequenz bezeichnet<sup>3</sup>. Das Auflösungsvermögen wird durch drei Faktoren begrenzt:

- Beugungsbegrenzung: Durch den Wellencharakter des Lichts tritt Beugung an der Blende des Kameraobjektivs auf. Für Fraunhofer-Beugung an einer kreisförmigen Apertur des Durchmessers  $d_p$ , die sich in der Entfernung  $s_d$  von der Bildebene befindet, lautet das Rayleigh-Kriterium<sup>4</sup> für das Auflösungsvermögen [Hec01]:

$$\nu_{B,Beug} = \frac{d_p}{1,22 \cdot \lambda \cdot s_d} . \quad (5.4)$$

Für eine Wellenlänge von  $\lambda = 550$  nm und einen Abstand von  $s_d \approx 70$  mm ergeben sich als beugungsbegrenzende Ortsfrequenzen aus Gl. (5.4) 47 lp/mm für einen Blendendurchmesser von 2,2 mm und 250 lp/mm für einen Blendendurchmesser von 11,7 mm.

- Pixelgröße des CCD-Chips: Um ein schwarz-weißes Linienpaar in sich voneinander unterscheidende Grauwerte auflösen zu können, sollte es auf mindestens drei Pixelzeilen abgebildet werden. Daraus ergibt sich für die Auflösungsfrequenz:

<sup>1</sup> United States Air Force.

<sup>2</sup> Die Ortsfrequenz besagt, wieviel schwarz-weiß-Linienpaare (lp) pro Längeneinheit auftreten.

<sup>3</sup> Nach [Kor04] entspricht der subjektiv noch auflösbare Kontrast eines Linienpaares einer Modulationsübertragung von etwa 0,05.

<sup>4</sup> Nach Rayleigh ist eine Struktur dann gerade noch auflösbar, wenn das Beugungsminimum erster Ordnung eines Elementes mit dem Beugungsmaximum des Nachbarelementes zusammenfällt. Es entspricht einer Modulationsübertragung von 0,09 [Hof80].

$$\nu_{B,CCD} = \frac{1}{3 \cdot \Delta x_{CCD}} = 53 \frac{lp}{mm}. \quad (5.5)$$

- Geometrisch-optische Aberrationen: Optische Abbildungsfehler, zu denen auch die Defokussierung zählt, können eine Verringerung des Auflösungsvermögens unter die genannten Grenzen verursachen. Das Auflösungsvermögen ist somit neben dem Schärfewert ein weiteres Maß für die optische Abbildungsqualität. Die bestmögliche Auflösung feiner Strukturen hoher Ortsfrequenz stimmt nicht zwangsläufig mit dem Maximum des Schärfewertes  $S$  eines Bildes überein, sondern nur dann, wenn für die Schärfewertmaximierung ein auf feine Strukturen begrenzter Bildausschnitt (ROI) um die optische Achse zugrundegelegt wird.

### Validierung der Funktionalität der Testumgebung mit Hilfe starrer Linsen

Um die Funktionalität der Testumgebung zu validieren, wurden anstelle eines aktiv-optischen Elementes zunächst abwechselnd zwei starre Bikonvexlinsen der Brennweiten 60 mm bzw. 30 mm (Fa. Thorlabs) in einen Optikhalter eingesetzt. Sie begrenzen genau den Bereich der lichtbrechenden Wirkung  $D_{AO}$ , für welche die paraxiale Auslegung vorgenommen wurde. Die zuvor durchgeführte Präzisionsausrichtung aller optischen Komponenten längs einer mittels eines Laserstrahls definierten optischen Achse blieb auf diese Weise erhalten. Der Optikhalter wurde derart hinter der Vorsatzlinse ( $s_V = 1136$  mm,  $D_V = 10$  dpt) positioniert ( $s_{AO} = 1234$  mm), daß sich der Abbildungsmaßstab bei einem Austausch der Linsen nicht veränderte. Die eingangs hergeleitete Relation  $s_{AO} - s_V = f_V = D_V^{-1}$  wird damit in guter Näherung erfüllt. Um den Unterschied zwischen fokussierten und defokussierten Zuständen durch eine geringe Schärfentiefe deutlich hervorzuheben, wurde eine weit geöffnete Blende ( $d_p = 11,7$  mm) in Kombination mit einem Polarisationsfilter (Fa. Schneider Kreuznach) zur Intensitätsminderung verwendet. Die Berechnung des Schärfewerts erfolgte auf Basis des Kameragesamtbildes.

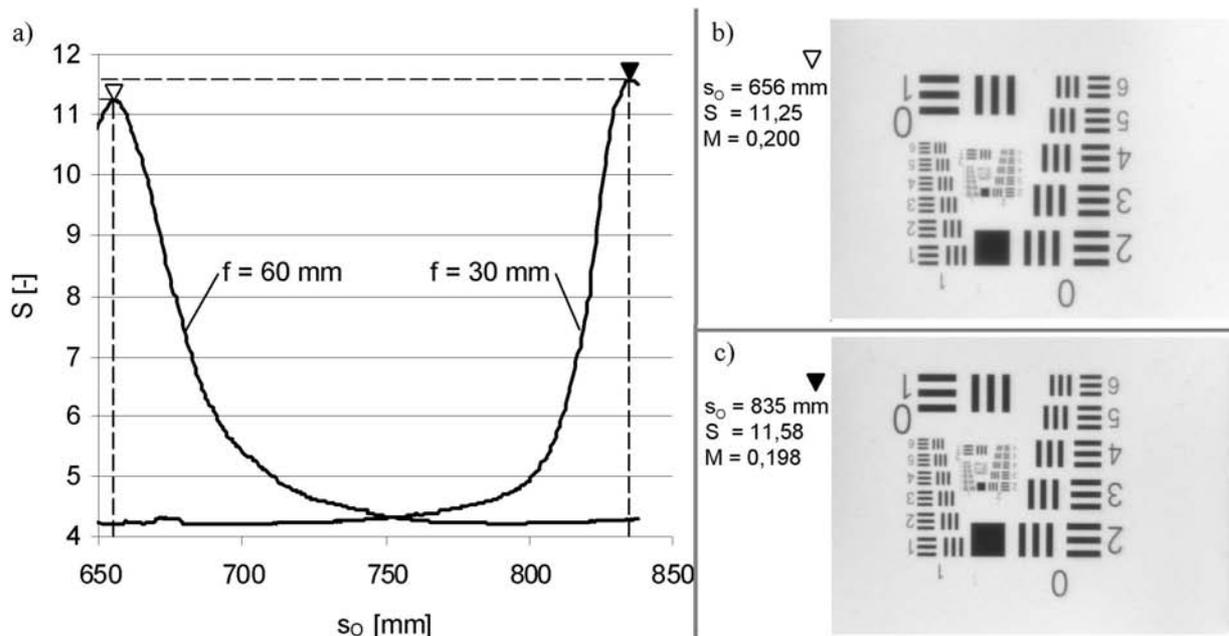


Abb. 5.2: (a) Schärfewertkurven  $S(s_0)$  bei Verwendung einer starren Linse der Fokallänge 60 mm bzw. 30 mm; Kamerabild in der Position optimaler Bildschärfe bei Verwendung der starren Linse mit (b) 60 mm Fokallänge und (c) 30 mm Fokallänge.

Abb. 5.2a zeigt die aufgenommenen Schärfewertkurven  $S(s_0)$ . Die Maxima kennzeichnen diejenigen Testbildpositionen, in denen sich jeweils das Maximum der Bildschärfe einstellte. Die zugehörigen Kamerabilder sind in Abb. 5.2b und Abb. 5.2c gezeigt. Der Abbildungsmaßstab  $M$  unterschied sich

um weniger als 1 %. Die nahezu identische Größe der Schärfewertmaxima weist auf eine annähernd gleich hohe optische Abbildungsqualität hin, weil die Bilder in beiden Zuständen gleich groß waren. Das Auflösungsvermögen betrug in beiden Fällen 55 lp/mm, was den Schluß zuläßt, daß es durch die Pixelgröße des CCD-Chips begrenzt wurde. Die Entfernung der beiden optimalen Gegenstandspositionen war mit  $s_{O,max} - s_{O,min} = (835 - 656) \text{ mm} = 179 \text{ mm}$  größer als der sich aus Gl. (5.3) ergebende Wert von 167 mm, lag aber unterhalb des vom Linearaktor darstellbaren Hubwegs von 195 mm. Der Grund für die Abweichung von der paraxialen Rechnung ist in der weit geöffneten Blende zu suchen, durch welche nicht ausschließlich achsnahe Strahlen zur optischen Abbildung beitragen.

Damit steht eine optische Testumgebung zur Verfügung, welche die Erprobung unterschiedlicher aktiv-optischer Elemente ermöglicht. Über das objektive Bildschärfemaß sind grundsätzliche Aussagen über die optische Abbildungsqualität und deren Zeitabhängigkeit nach Änderungen des Steuerungsparameters möglich.

### 5.2.2 Experimentelle Erprobung einer elastischen Linse mit Fluidringaktor

Als ein mögliches Wirkprinzip für das aktiv-optische Element des Künstlichen Akkommodationssystems wurde entwicklungsbegleitend zu den in Kap. 3.3.3 durchgeführten konzeptionellen Arbeiten die Deformation eines elastischen Linsenkörpers an einem makroskopischen Funktionsmuster experimentell untersucht. Dabei stand die Bewertung der grundsätzlichen Realisierbarkeit im Vordergrund, während Aspekte der Miniaturisierung zunächst eine untergeordnete Rolle spielten. Die verwendeten elastischen Linsenkörper entstanden im Rahmen der Arbeit von [Rüc05] und wurden für die Versuche zur Verfügung gestellt. Sie waren aus einem weichen Kern und einem steiferen Rand aus Silikonkautschuk aufgebaut und wiesen einen Durchmesser von 24 mm auf. Nähere Angaben zur Geometrie sind im Anhang A6 zu finden.

#### Neuer Fluidringaktor zur Verformung einer elastischen Linse

In Kap. 3.3.3 wurde ein Fluidringaktor als erfolgversprechenster Ansatz zur Verformung des elastischen Linsenkörpers vorgestellt. Die konstruktive Umsetzung erfolgte im Rahmen der Studienarbeit [Mar06]. In Abb. 5.3a ist eine Schnittdarstellung des Aktors im Zusammenbauzustand mit dem Linsenkörper gezeigt. Als Druckübertragungsmedium wird Luft genutzt, das den zylindrischen Linsenrand rotationssymmetrisch mit der gewünschten Flächenpressung  $p_L$  beaufschlagt. Da sich alle Punkte der Wirkfläche während der Linsenverformung bewegen, erfolgt die Abdichtung des Fluides gegen seine Umgebung mittels einer über Kegelflächen gespannten röhrenförmigen, ca. 300  $\mu\text{m}$  dicken Kunststoffmembran. Ein über LabView ansprechbares Proportionalregelventil (Fa. Festo) stellt die kontinuierliche Nachregelung des Istdruckes auf den vorgegebenen Sollwert ( $0 \leq p_L \leq 2 \text{ bar}$ , relative Abweichung der Regelgröße  $\left| \frac{p_{L,ist} - p_{L,soll}}{p_{L,soll}} \right| < 1\%$ ) innerhalb von höchstens 300 ms sicher. Die von [Mar06] durchgeführte Funktionsprüfung ergab, daß die Membran wie vorgesehen auf der gesamten zylindrischen Wirkfläche des Linsenkörpers anliegt und keine Ausdehnung in den Spalt zwischen Kegelflächen und Linsenkörper auftritt.

#### Kinematik der Wirkflächenbewegung und Stabilität der optischen Achse

Eine wesentliche Forderung bei der Deformation des elastischen Linsenkörpers ist, daß die Verschiebung der zylindrischen Wirkfläche rotationssymmetrisch in Form einer negativen zentrischen Streckung auf die optische Achse hin erfolgt.

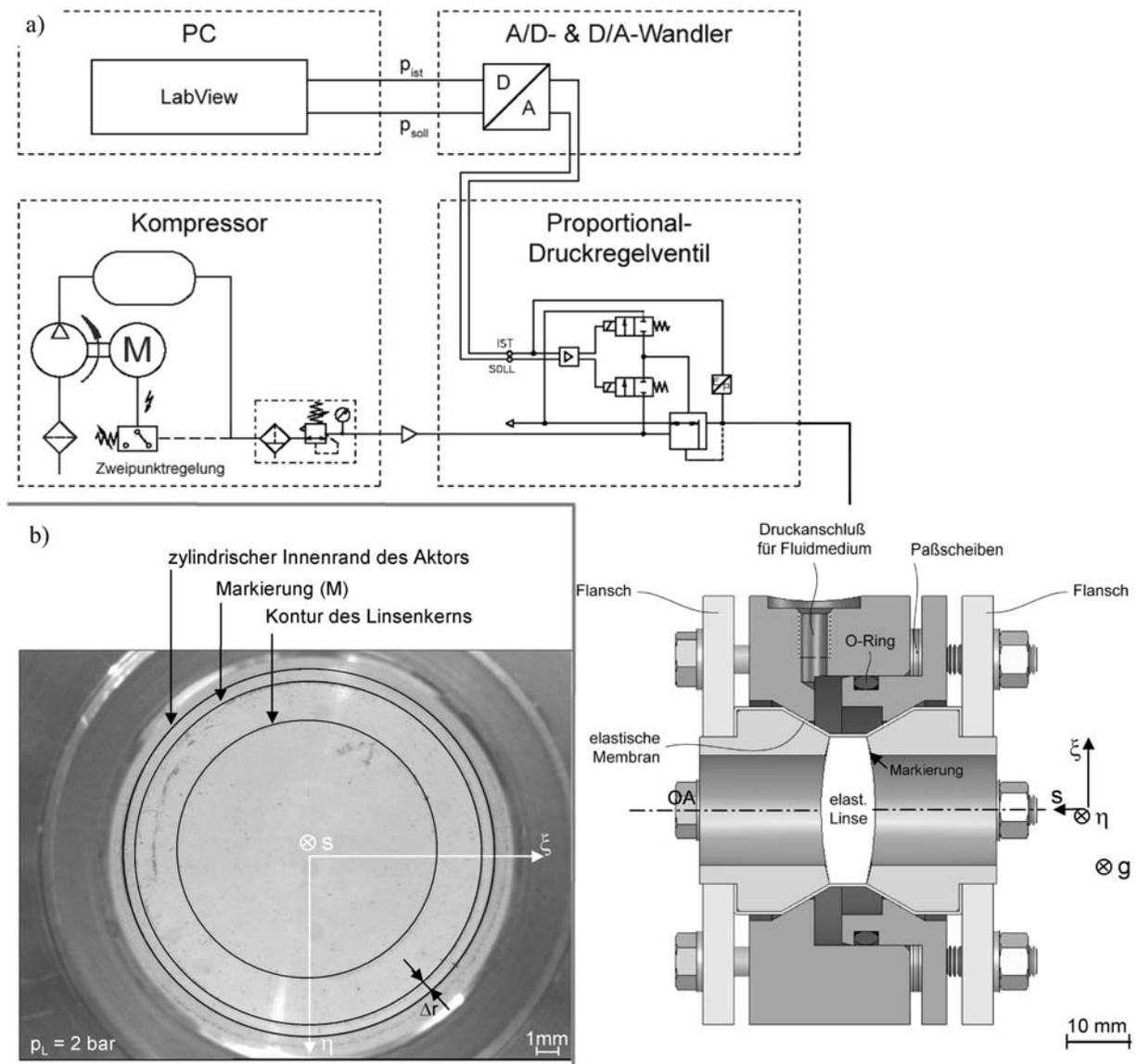


Abb. 5.3: (a) Schnittdarstellung der elastischen Linse im Fluidaktor mit pneumatischer Druckregelung (modifiziert nach [Mar06]); (b) Videobild der elastischen Linse im Fluidaktor bei  $p_L = 2$  bar, die auf der Oberfläche angebrachte Markierung ist relativ zur Lage bei  $p_L = 0$  bar um  $\Delta r = 580 \mu\text{m}$  konzentrisch verschoben, die Kontur des Linsenkerne weist eine leichte Dezentrierung zum Fluidaktor auf.

Die Erfüllung der geforderten Aktorkinematik wurde mit Hilfe bildgebender Verfahren untersucht. Dazu wurde im druckentlasteten Zustand ( $p_L = 0$ ) eine kreisförmige Markierung auf dem Linsenkörper angebracht, die mit dem zylindrischen Innenrand des Aktors ( $r = 9$  mm) übereinstimmt. Unter Druckbeaufschlagung wurde die Verlagerung der Markierung und der Kontur des Linsenkerne mit Hilfe einer Videokamera beobachtet (Abb. 5.3b). Zwischen Bildern, die 5 s bzw. 30 min nach der Druckbeaufschlagung aufgenommen wurden, konnte im Rahmen der Ablesegenauigkeit kein Unterschied festgestellt werden. Da die Axialverlagerung der Markierung auf der Linsenoberfläche im Verhältnis zur Entfernung zum Kameraobjektiv sehr gering ist, kann aus dem Kamerabild auf die radiale Verlagerung der Markierung geschlossen werden. Sie ist in Abhängigkeit des Fluidrucks in Tab. 5.1 zusammengestellt.

Fluiddruck $p_L$ [bar]	0	0,5	1	1,5	2
Radialverlagerung $\Delta r$ [ $\mu\text{m}$ ]	0	180	320	450	580

Tab. 5.1: Radialverlagerung der an der Linsenoberfläche auf dem Radius  $r = 9$  mm angebrachten Markierung in Abhängigkeit des Fluidrucks  $p_L$  (Ablesegenauigkeit  $\approx \pm 50 \mu\text{m}$ ).

Die Konzentrizität der Markierung zur Aktorberandung blieb in allen Verformungszuständen erhalten, was auf eine gute Rotationssymmetrie der Bewegung hindeutet. Eine Beschreibung der Verlagerung der Kernkontur ist lediglich qualitativ möglich, weil zu berücksichtigen ist, daß ihre optische Abbildung über die sich in ihrer Krümmung verändernde Oberfläche des Linsenkörpers erfolgt. Aus Abb. 5.3b ist ersichtlich, daß die Kernkontur relativ zur Aktorberandung eine leichte Dezentrierung aufwies, welche mit zunehmendem Fluiddruck geringer wurde. Die Ursache hierfür ist in der begrenzten Montagegenauigkeit der elastischen Linse in der sie umgebenden Kunststoffmembran zu suchen. Nach Demontage der Linse war ein Versatz der kreisförmigen Markierung zum Linsenrand von 265 µm feststellbar.

Für die optische Anwendung ist ferner die Stabilität der optischen Achse von Interesse. Um diese zu charakterisieren, wurde die in den Fluidaktor eingebaute Linse im drucklosen Zustand ( $p_L = 0$ ) zu einer mittels eines Laserstrahls definierten optischen Achse ausgerichtet<sup>1</sup>. Unter Druckbeaufschlagung war eine Nachjustierung der horizontalen und vertikalen Position der Linse erforderlich, um die Ausrichtung zu der durch den Laserstrahl vorgegebenen optischen Achse wiederherzustellen. Eine Winkeljustierung um die horizontale und vertikale Achse war nicht notwendig. Tab. 5.2 faßt die gemessene Lateralverlagerung der optischen Achse des elastischen Linsenkörpers in einem fluidaktorfesten  $\xi$ - $\eta$ -Koordinatensystem für verschiedene Fluiddrücke  $p_L$  zusammen. Die Messungen erfolgten in einem Zeitintervall zwischen 60 s und 300 s nach Erreichen des Soll-drucks. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt in der geschätzten Lage der optischen Achse im drucklosen Zustand, die  $\eta$ -Achse weist in Richtung der Erdbeschleunigung (Abb. 5.3a). Um einen eventuellen Einfluß der Schwerkraft untersuchen zu können wurden die Versuche auch für eine um 180° um die optische Achse gedrehte Einbaulage durchgeführt. Dabei ist die  $\eta$ -Achse antiparallel zur Erdbeschleunigung orientiert.

Fluiddruck $p_L$ [bar]	Einbaulage A: $\eta$ -Achse parallel zu $\vec{g}$		Einbaulage B: $\eta$ -Achse antiparallel zu $\vec{g}$	
	$\Delta\xi$ [µm]	$\Delta\eta$ [µm]	$\Delta\xi$ [µm]	$\Delta\eta$ [µm]
0	0 ± 18	0 ± 36	0 ± 24	0 ± 11
1	-74 ± 41	-94 ± 21	-40 ± 27	-37 ± 32
2	-108 ± 11	-122 ± 22	-126 ± 18	-67 ± 32

Tab. 5.2: Schätzwerte für den Erwartungswert und die Standardabweichung der Verlagerung der optischen Achse in einem fluidaktorfesten  $\xi$ - $\eta$ -Koordinatensystem in zwei Einbaulagen (A, B) aus jeweils fünf Messungen.

Die Verlagerung der optischen Achse ( $\sqrt{\Delta\xi^2 + \Delta\eta^2}$ ) ist demzufolge geringer als 150 µm. Bezogen auf den Linsendurchmesser von 24 mm ergibt sich eine relative Verlagerung von weniger als 1 %, welche im Verhältnis zu Zentrierungsungenauigkeiten bei Intraokularlinsenimplantationen ( $\approx 300$  µm bei 5 mm Optikdurchmesser, d.h. 6 % [PS06]) gering ist. Als Ursache für die Verlagerung der optischen Achse sind zwei Aspekte in Betracht zu ziehen: Erstens eine nicht exakt konzentrische Montage des Linsenkörpers im Fluidaktor. Diese bewirkt eine von der Einbaulage unabhängige Verlagerung der optischen Achse im fluidaktorfesten Koordinatensystem, die umso größer ist je größer der Fluiddruck  $p_L$  ist. Zweitens der Einfluß der Schwerkraft auf den Linsenkörper in seiner elastischen Aufhängung. Aufgrunddessen ist eine Anhebung der optischen Achse entgegen der Erdbeschleunigung zu erwarten, was zu der Hypothese  $\Delta\eta_A(p_L) < \Delta\eta_B(p_L)$  führt. Die Hypothese wurde auf Basis der Daten aus

<sup>1</sup> Bei der Ausrichtung wird ausgenutzt, daß der Laserstrahl zum einen in sich selbst reflektiert und zum anderen nicht gebrochen wird, falls er senkrecht auf den Scheitel einer lichtbrechenden Oberfläche fällt.

Tab. 5.2 auf ihre statistische Signifikanz überprüft (einseitiger t-Test mit gepoolten Varianzen aufgrund des geringen Stichprobenumfangs [Loh06]). Die Anhebung der optischen Achse entgegen der Gravitationsrichtung erwies sich dabei sowohl für  $p_L = 1$  bar als auch für  $p_L = 2$  bar als statistisch signifikant zum Signifikanzniveau 0,01. Aufgrund der Auftriebswirkung im Kammerwasser wird der Effekt bei einem Implantat jedoch nicht auftreten.

### Zeitverhalten der Abbildungseigenschaften des Linsenkörpers

In [Mar06] wurden die paraxialen Kenngrößen der elastischen Linse mit Hilfe eines Parameterschätzverfahrens bestimmt. Wird die Linse als eine einzige lichtbrechende Grenzfläche mit einer Hauptebene beschrieben, ergaben sich die in Tab. 5.3 zusammengestellten Schätzwerte für die Fokusslänge, welche den angestrebten Auslegungsbereich (Anhang A6) vollständig abdecken.

Fluiddruck $p_L$ [bar]	0	0,5	1	1,5	2
Fokusslänge $f$ [mm]	$63,19 \pm 0,11$	$51,76 \pm 0,09$	$41,29 \pm 0,07$	$32,73 \pm 0,06$	$28,12 \pm 0,10$

Tab. 5.3: Schätzwerte der Fokusslänge der elastischen Linse in Abhängigkeit des Fluiddrucks für eine paraxiale Beschreibung mit einer einzigen Hauptebene (aus [Mar06]).

In [Mar06] wurde keine Aussage über die optische Abbildungsqualität getroffen. Um einen Vergleich mit dem Abbildungsverhalten starrer sphärischer Glaslinsen (Kap. 5.2.1) zu ermöglichen, wurde die elastische Linse mit Fluidringaktor in die optische Testumgebung eingebaut. In Abb. 5.4 ist der zeitliche Verlauf des Schärfewerts  $S(t)$  für einen Druckbelastungs- und Entlastungssprung zwischen 0 bar und 2 bar mit zugehörigen Kamerabildern dargestellt<sup>1</sup>. Die Position  $s_0$  des Testbildes war dabei so eingestellt, daß sich durch die Druckänderungen eine Fokussierung auf die maximal mögliche Bildschärfe ergab ( $s_0 = 777$  mm bei  $p_L = 2$  bar, bzw.  $s_0 = 656$  mm bei  $p_L = 0$  bar, gleicher Grauton der Zeitskalen für  $p_L$  und  $s_0$  in Abb. 5.4). Die Blendenöffnung betrug  $d_p = 11,7$  mm. Zur Intensitätsreduzierung wurde ein linearer Polarisationsfilter eingesetzt. Die Linse war vor Beginn des Versuchs zum Zeitpunkt  $t = 0$  über einen langen Zeitraum ( $> 12$  h) keiner Druckbelastung ausgesetzt.

Aus dem zeitlichen Verlauf des Schärfewerts ist ersichtlich, daß die optische Abbildungsqualität im Gegensatz zu den Versuchen mit starren Glaslinsen (Kap. 5.2.1) zeitlich nicht stabil ist. Nach Erreichen der maximalen Bildschärfe fällt der Schärfewert exponentiell ab. Die Zeitkonstante beträgt ungefähr  $\tau \approx 55$  s. Nach Beendigung der Druckbelastung (Dauer  $T = 200$  s) erreicht der Schärfewert auch nicht vollständig sprungförmig, sondern ebenfalls exponentiell verzögert (Zeitkonstante  $\tau \approx 1300$  s), seinen Endwert. Die Kamerabilder und die angegebenen Werte für das Auflösungsvermögen belegen die zeitabhängige Verschlechterung der optischen Abbildungsqualität unter Druckbelastung (Abb. 5.4 ②→③) und die allmähliche Verbesserung nach erfolgter Druckentlastung (Abb. 5.4 ⑤→⑥). Nur im langzeit-entlasteten Zustand (Abb. 5.4 ⑥) ist das Auflösungsvermögen, wie bei einer starren Glaslinse auch, durch die Pixelgröße des CCD-Chips begrenzt ( $\nu_B = 64$  lp/mm  $\approx \nu_{B,CCD} = 53$  lp/mm). Im Unterschied zu Defokusfehlern (Abb. 5.4 ①/④), die mit einer Bildvergrößerung bzw. Bildverkleinerung einhergehen, ist die Bildgröße während des Prozesses annähernd konstant ( $M \approx 0,20$ ).

Dies deutet darauf hin, daß nicht eine Defokussierung sondern Aberrationen höherer Ordnung Ursache für die Zeitabhängigkeit der optischen Abbildungsqualität sind. Schärfewertkurven  $S(s_0)$ , welche in verschiedenen Zeitintervallen nach einer Druckbelastung und anschließender Druckentlastung aufgenommen wurden (Abb. 5.5), bestätigen diese These.

<sup>1</sup> Versuche mit einer Belastung von  $p_L = 1$  bar lieferten qualitativ dasselbe Zeitverhalten des Schärfewerts.

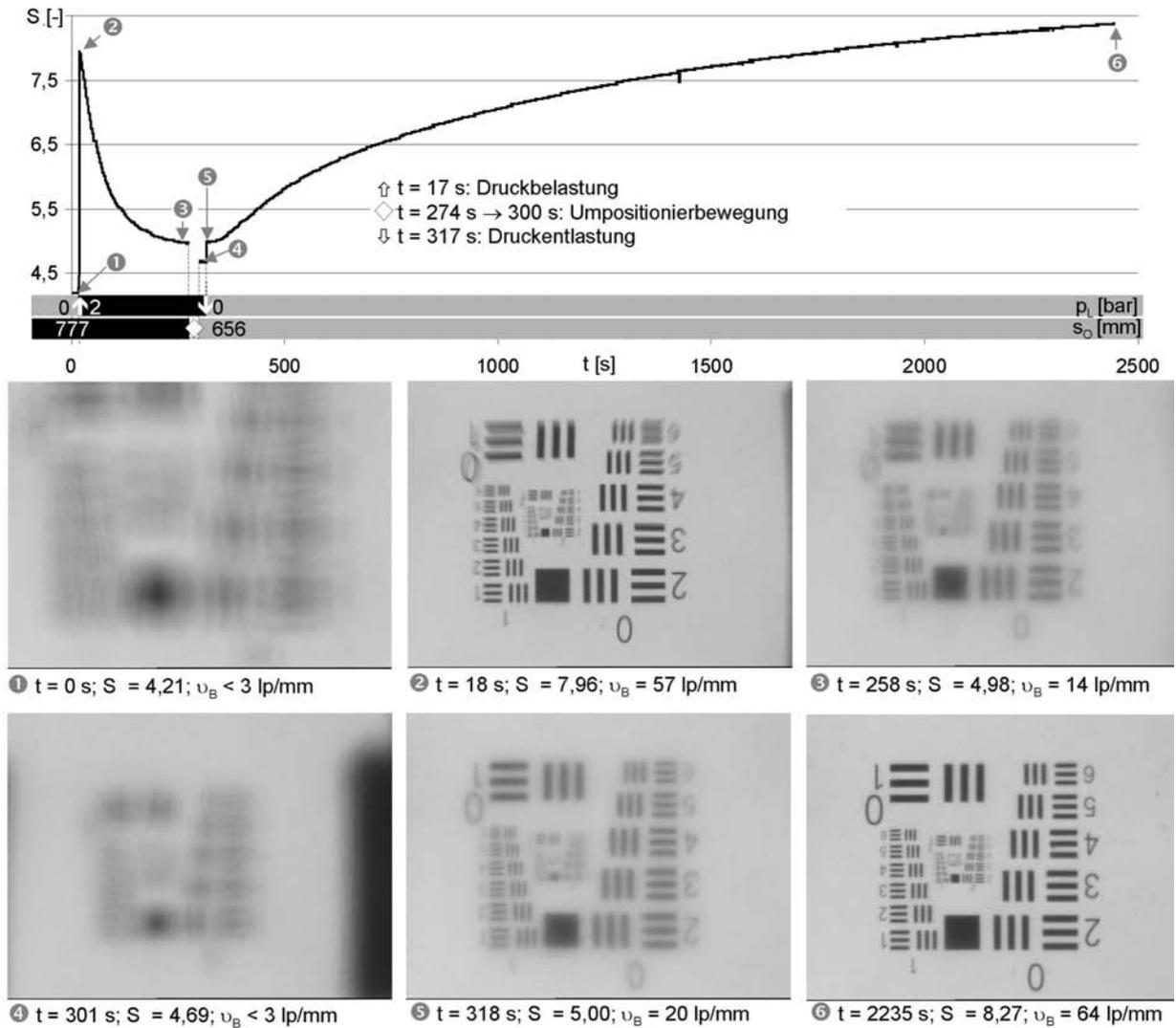


Abb. 5.4: Zeitlicher Verlauf des Schärfevalues  $S(t)$  für einen Druckbelastungs ( $\hat{\uparrow}$ )- und Entlastungs- ( $\hat{\downarrow}$ ) Sprung mit zugehörigen Kamerabildern (1-6) zu verschiedenen Zeitpunkten. Die Angaben für das Auflösungsvermögen  $v_B$  beziehen sich auf das jeweils aufgenommene Kamerabild. Während der Positionierbewegung der Linearachse ( $\diamond$ ) wurde kein Schärfevalue aufgezeichnet.

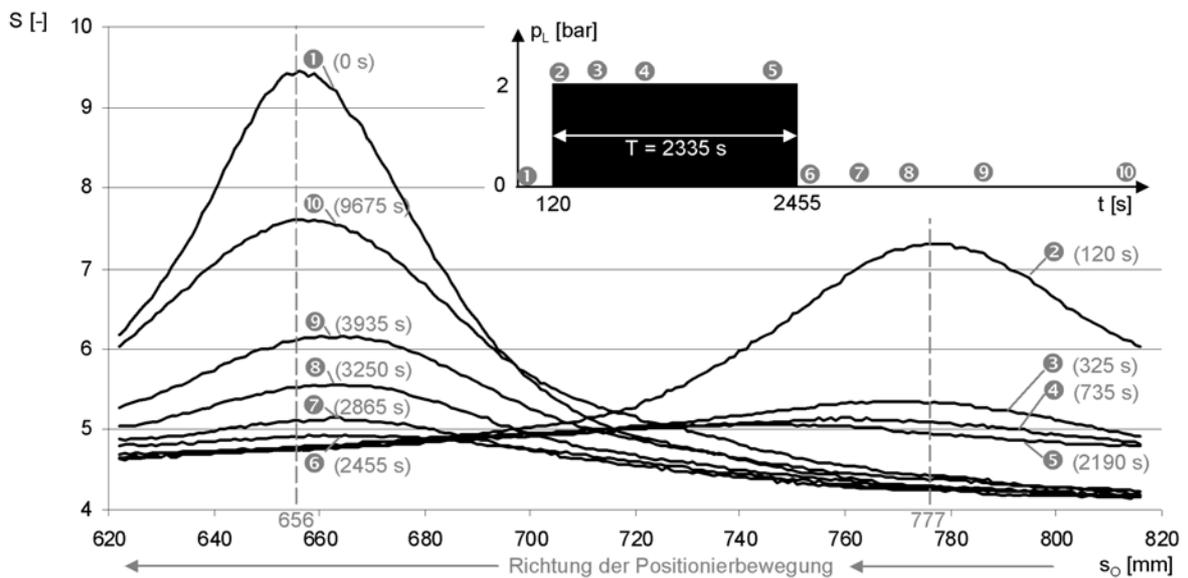


Abb. 5.5: Schärfevaluekurven  $S(s_0)$  (1-10), welche zu verschiedenen Anfangszeitpunkten (in Klammern) an der Stelle  $s_0 = 816 \text{ mm}$  beginnend, aufgezeichnet wurden (die Dauer der Stellbewegung bis zu Stelle  $s_0 = 621 \text{ mm}$  betrug jeweils 85 s) und Zuordnung der Zeitintervalle zum  $p_L(t)$ -Belastungsprofil.

Die Schärfewertkurven erfahren keine Verschiebung längs der  $s_0$ -Achse, was bedeutet, daß kein reiner Defokusfehler vorliegt, welcher durch eine andere Testbildposition ausgeglichen werden könnte. Stattdessen verringert sich die Größe des maximalen Schärfewerts (Abb. 5.5 ②→⑤). Nach Beenden der Druckbelastung (Dauer  $T = 2355$  s) erhöht sich seine Größe, wie auch im Zeitverlauf (Abb. 5.4) deutlich wurde, nur zeitverzögert (Abb. 5.5 ⑥→⑩). Über 120 min nach der Druckentlastung (Abb. 5.5 ⑩) ist die Schärfewertkurve, welche sich im unbelasteten Ausgangszustand ( $> 12$  h ohne Druckbelastung) ergab (Abb. 5.5 ①), noch nicht wieder erreicht.

Die zeitabhängige kontinuierliche Induzierung von Aberrationen höherer Ordnung hat ihre Ursache in Veränderungen der Oberflächenform der elastischen Linse, die dazu führen, daß diese unter Druckbelastung und nach darauffolgender Wiederentlastung von der einer Sphäre abweichen. Als Ursachen für die Veränderungen der Oberflächenform kommen in Betracht:

- Zeitabhängigkeit der Kraftereinleitung an der zylindrischen Wirkfläche der Linse: Diese kann z.B. durch ein zeitabhängiges Verformungsverhalten der Kunststoffmembran oder stick-slip-Effekte an der kegelförmigen Führung der Linse hervorgerufen werden. Nach dem Prinzip von de-Saint-Venant [Sza66] ist jedoch zu erwarten, daß Inhomogenitäten bei der Kraftereinleitung auf den Randbereich der Linse beschränkt bleiben und die Oberflächenform nicht nennenswert beeinflussen. Zeitverzögerungen sollten nur bei einer Be- nicht aber bei einer Entlastung auftreten. Bei stick-slip-Effekten ist eine diskontinuierliche Änderung des Schärfewertes zu erwarten, die in den Versuchen nicht beobachtet werden konnte. Auch durch Beobachtung der Markierung auf der Linsenoberfläche war keine zeitabhängige radiale Verschiebung feststellbar, was gegen den Einfluß des Fluidaktors als Ursache für die fehlende zeitliche Konstanz der optischen Abbildungsqualität spricht.
- Diffusionsprozesse von Silikonöl im Linsenkörper: Unter Druckbeaufschlagung wurde der Austritt von Silikonöltropfen an der Linsenoberfläche beobachtet. Das Öl wird in den Arbeiten von [Rüc05] bei der Herstellung des Linsenkörpers als Weichmacher verwendet, um das Steifigkeitsverhältnis von Rand- und Kernbereich gezielt einzustellen. Der Austritt von Öltröpfchen kann zur Verschlechterung der Abbildungsqualität beitragen, weil sich auf dem optisch genutzten Bereich der Linse ( $\approx 5,8$  mm Durchmesser) lokal neue lichtbrechende Grenzflächen ausbilden. Diese Möglichkeit steht jedoch im Widerspruch zu der Beobachtung, daß durch Verwischen der Öltröpfchen während der Druckbe- oder -entlastungsphase die optische Abbildungsqualität nicht wieder auf das bei kurzzeitiger Belastung mögliche Niveau verbessert werden konnte. Die Diffusion von Öl aus dem Kern- in den Mantelbereich kann auch zu einer lokalen Erweichung des Mantelbereichs führen. Da für eine gute Übereinstimmung der Oberflächenform der Linse mit der einer Sphäre laut [Yue06] ein bestimmtes, zeitlich und räumlich konstantes Steifigkeitsverhältnis von Kern- zu Randbereich notwendig ist, kann Öldiffusion die zeitabhängigen Bildung und Rückbildung asphärischer Oberflächen plausibel erklären.
- Viskoelastizität des Linsenkörpers: Viskoelastisches Materialverhalten, welches insbesondere bei Werkstoffen mit amorpher oder teilkristalliner Struktur (wie z.B. Elastomeren oberhalb der Glasübergangstemperatur) auftritt, ruft unter konstanter Belastung ein zeitabhängiges reversibles Verformungsverhalten (Retardation) hervor [SW96]. Es kann rheologisch z.B. durch das Voigt-Kelvin-Modell beschrieben werden (Anhang A7). Demzufolge setzt sich die Dehnung – abweichend vom Hookeschen Gesetz – aus einem elastischen und einem viskoelastischen Anteil zusammen, wobei der Verformungszustand zu einem Zeitpunkt von der Verformung im Ausgangszustand und dem Belastungsverlauf bis zu diesem Zeitpunkt abhängt. Infolge viskoelastischen Materialverhaltens des Kern- und des Randbereiches der

Linse kann es zu einer zeitabhängigen Veränderung des Steifigkeitsverhältnisses und damit zu zeitabhängigen Abweichungen der Oberflächenform von der Form einer Sphäre kommen<sup>1</sup>.

- Spannungsdoppelbrechung: Amorphe und teilkristalline Polymere weisen unter mechanischer Beanspruchung in zwei zueinander senkrechten Polarisations Ebenen unterschiedliche Brechungsindizes auf. Deren Zeitabhängigkeit steht in engem Zusammenhang mit viskoelastischem Materialverhalten [IHO<sup>+</sup>92]. Eine Veränderung der optischen Abbildung durch Drehen des verwendeten Polarisationsfilters war nicht nachzuweisen. Die zu erwartende Spannungsdoppelbrechung<sup>2</sup>  $\Delta n < 0,0005$  ist so gering, daß sie als Ursache für die fehlende zeitliche Konstanz der optischen Abbildungsqualität des Linsenkörpers auszuschließen ist.

### Schlußfolgerungen für die Implantatentwicklung

Zusammenfassend ist festzustellen, daß ein Fluidringaktor zur rotationssymmetrischen Verformung des Linsenkörpers geeignet ist, obwohl – wie bereits in Kap. 3.3.3 ausgeführt wurde – der Lösungsansatz der Fluidlinse (Kap. 3.3.4) kinematisch einfacher zu realisieren ist. Mit den zur Verfügung gestellten Linsenkörpern ließ sich kein zeitlich stabiles optisches Abbildungsverhalten erzielen, welches eine Grundvoraussetzung für den sinnvollen Einsatz in optischen Systemen ist. Eine eindeutige Zuordnung der Testbildposition  $s_0$  zum Steuerungsparameter  $p_L$  in Form einer Kalibrierungskurve war daher nicht möglich. Die Ursache dafür wird im viskoelastischen Materialverhalten des Linsenkörpers oder der Diffusion von Silikonöl gesehen, was bei bisherigen Simulationen zur Optimierung des Verformungsverhaltens [Vie05], [Yue06], [Rüc05], [Rüc06] nicht berücksichtigt wurde. Die Möglichkeit viskoelastischer Verformungen ist auch bei einer transparenten Kunststoffmembran einer Fluidlinse zu beachten.

### 5.2.3 Experimentelle Erprobung von Flüssigkristallinsen

Als ein weiteres mögliches Wirkprinzip für das aktiv-optische Element des Künstlichen Akkommodationssystems wurde entwicklungsbegleitend zu den in Kap. 3.3.6 durchgeführten konzeptionellen Arbeiten die Ausrichtung von Flüssigkristallen in einem elektrischen Feld experimentell untersucht. Hierzu standen zwei modal angesteuerte LC-Linsen (Fa. Okotech Flexible Optics) zur Verfügung. Ihr Aperturdurchmesser betrug  $2 \cdot r_{LC} = 5$  mm, die LC-Schichtdicke  $s_{LC} = 50$   $\mu\text{m}$  und die Dicke der abdeckenden Glasplatten mit transparenten Elektroden und Orientierungsschichten  $s_G = 2$  mm (Abb. 5.6). Der verwendete Flüssigkristall war BL037 der Fa. Merck ( $n_e = 1,802$ ,  $\Delta n = 0,282$ ). Als Steuerungsparameter  $\Phi$  diente die Fokusslänge  $f_{LC}$  der Flüssigkristallinsen in Luft, die gemäß der Definition der Fokusslänge Gl. (3.9) aus der Übertragungsmatrix Gl. (3.3) unter Beachtung von Gl. (3.79) und Gl. (3.80) mit dem Stellparameter  $v$  wie folgt zusammenhängt:

$$f_{LC} = \frac{1}{n(0) \cdot \sqrt{\Gamma} \cdot \sin(\sqrt{\Gamma} \cdot s_{LC})} \stackrel{\sqrt{\Gamma} \cdot s_{LC} \ll 1}{\approx} \frac{1}{n(0) \cdot \Gamma \cdot s_{LC}} = \frac{r_{LC}^2}{2 \cdot s_{LC} \cdot v}. \quad (5.6)$$

Der vom Hersteller kalibrierte Bereich umfaßte die Fokusslängen zwischen 300 mm und 2000 mm, welche gemäß Gl. (5.6) einem Stellbereich von  $0,03 \leq v \leq 0,21$  entsprechen.

<sup>1</sup> Zur Klärung dieses Sachverhalts werden im Rahmen des Dissertationsvorhabens von [Rüc05] Charakterisierungen der Spannungs-Dehnungs-Relation des verwendeten Silikonkautschuks mit unterschiedlichen Silikonölteilen durchgeführt, über die bei Abschluß dieser Arbeit noch keine gesicherten Erkenntnisse vorlagen.

<sup>2</sup> Abschätzung auf Basis der Daten elastischer Gele aus [BB66].

Zielsetzung der Versuche war die Realisierbarkeit einer parallelen Hintereinanderanordnung zweier LC-Linsen (multiple stacking) zu bewerten und das dynamische Verhalten für große Steuerungsparameter zu charakterisieren.

### Aufnahme von Kalibrierungskurven zweier hintereinander angeordneter LC-Linsen

Zur Erprobung der beiden Flüssigkristallinsen in der optischen Testumgebung wurden diese in einer Vorrichtung kombiniert, welche die radiale Zentrierung zueinander sicherstellt (Abb. 5.6). Die fixe Orientierung der Linse LC02 legt die beeinflusste Polarisationssebene fest. Die Linse LC01 im Abstand  $s_L = 2$  mm und der Polarisationsfilter vor dem Kameraobjektiv sind um die optische Achse winkelveidrehbar. Eine starre bikonvexe Glaslinse der Fokusslänge 60 mm (Fa. Thorlabs) im Abstand  $s_L = 2$  mm zur Linse LC02 stellt eine Anpassung der lichtbrechenden Wirkung an den zugrundegelegten Auslegungsbereich des aktiv-optischen Elementes sicher. Die Ausrichtung der Winkellage des Polarisationsfilters erfolgte, indem diejenige Stellung bestimmt wurde, in der die maximale Beeinflussung des Schärffwertes  $S$  bei Variation der Fokusslänge  $f_{LC02}$  auftrat. Analog wurde die Ausrichtung der Winkellage der Linse LC01 relativ zur Linse LC02 vorgenommen. Damit war sichergestellt, daß beide LC-Linsen dieselbe Polarisationssebene des Lichts beeinflussen und daß die unbeeinflusste Polarisationssebene herausgefiltert wurde.

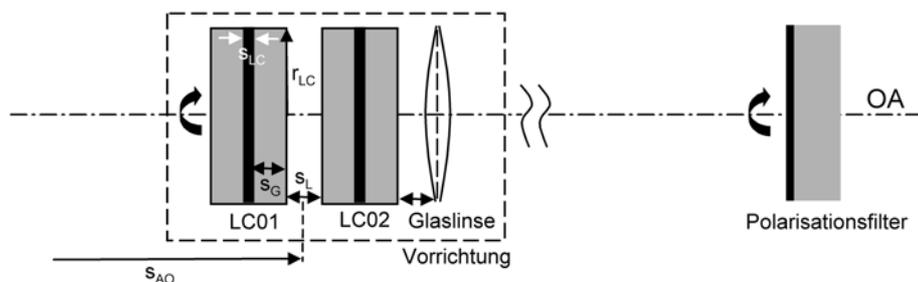


Abb. 5.6: Vorrichtung zur Kombination zweier LC-Linsen und einer starren Glaslinse zu einem aktiv-optischen Element.

Das aktiv-optische Element wurde axial so positioniert ( $s_V = 1135$  mm,  $s_{AO} = 1235$  mm), daß bei passender Testbildposition der Abbildungsmaßstab nahezu unabhängig von den Steuerungsparametern  $f_{LC01}$  und  $f_{LC02}$  konstant  $M \approx 0,30$  betrug. Eine analytische Berechnung auf Basis des paraxialen Abbildungsmodells, welche den axialen Versatz der beiden LC-Linsen berücksichtigt, ist in Anhang A8 durchgeführt. Abb. 5.7a zeigt die gemessene Abhängigkeit des Schärffwertes  $S$  von dem gemeinsamen Steuerungsparameter  $\Phi = f_{LC01} = f_{LC02}$  und der Testbildposition  $s_O$  mit zwei zugehörigen Kamerabildern. Die durch den maximalen Schärffwert gekennzeichnete optimale Testbildposition verlagert sich mit zunehmender Verkürzung der Fokusslänge zu größeren  $s_O$ -Werten. Die dabei auftretende Verringerung der Größe der maximalen Schärffwerte von 7,78 auf 5,34 geht mit der gemessenen Verringerung des Auflösungsvermögens von 60 lp/mm auf 34 lp/mm einher und belegt die Verschlechterung der optischen Abbildungsqualität bei kurzen Fokusslängen. Diese wird in [NLL<sup>+</sup>99] und [LBV<sup>+</sup>00] ebenfalls festgestellt und auf die nicht exakte Einstellung des erforderlichen parabolischen GRIN-Profiles zurückgeführt. Praktisch kann somit der zur Verfügung stehende Stellbereich  $\mathfrak{M} = \{v \in [0; \Delta n]\}$  nicht vollständig genutzt werden.

In Abb. 5.7b sind ermittelte Punkte der Kalibrierungskurven für die synchrone und die Einzelansteuerung<sup>1</sup> der beiden LC-Linsen dargestellt, welche den Zusammenhang  $s_O(\Phi)$  beschreiben, der für variable Werte des Steuerungsparameters  $\Phi$  den Schärffwert  $S$  maximiert. Es wird deutlich, daß die

<sup>1</sup> Dabei wurde der Steuerungsparameter  $\Phi = f_{LC}$  der betreffenden LC-Linse variiert, während die Fokusslänge der anderen konstant auf dem Maximalwert  $f_{LC} = 2000$  mm konstant gehalten wurde.

Linse LC01 aufgrund ihrer axialen Lage im Strahlengang einen stärkeren lichtbrechenden Einfluß hat als die Linse LC02. Die synchrone Ansteuerung beider Linsen mit demselben Steuerungsparameter  $\Phi = f_{LC01} = f_{LC02}$  (multiple stacking) führt zu einer stärkeren lichtbrechenden Wirkung als beide Einzellinsen. Allerdings nehmen auch die optischen Abbildungsfehler zu, was sich im maximalen Schärfewert für kurze Fokusslängen  $S(\Phi = 300 \text{ mm})$  zeigt: Dieser liegt bei synchroner Ansteuerung mit 5,34 unter den Werten für eine Einzelansteuerung von 5,98 bzw. 6,62.

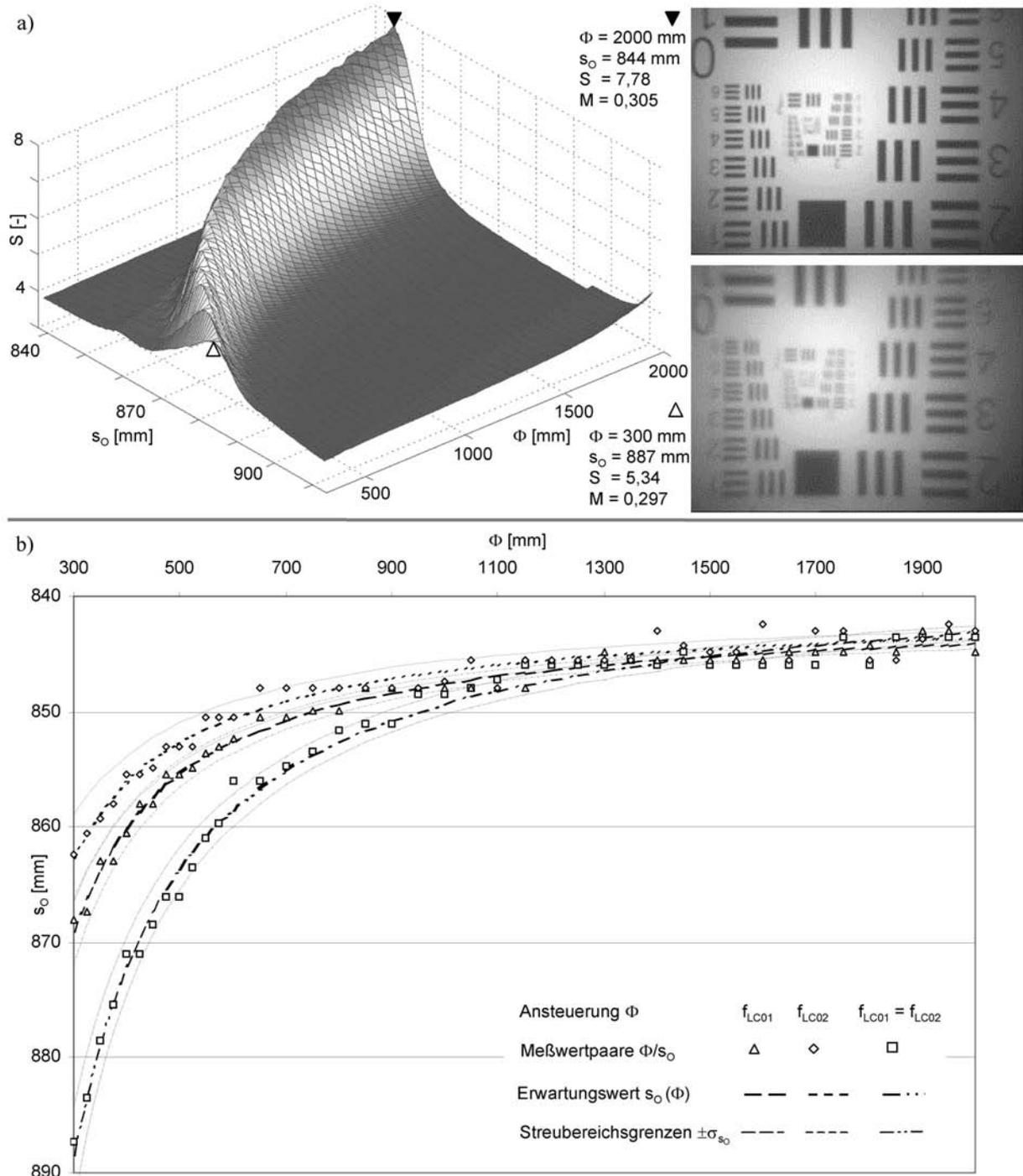


Abb. 5.7: (a) Abhängigkeit des Schärfeerts  $S$  von der Testbildposition  $s_o$  und dem gemeinsamen Steuerungsparameter  $\Phi = f_{LC01} = f_{LC02}$  der synchron angesteuerten LC-Linsen (Interpolation zwischen diskreten Stützpunkten der Fläche) mit zwei zugehörigen Kamerabildern; (b) ermittelte Punkte der Kalibrierungskurven sowie Erwartungswert und Streubereich des Zusammenhangs  $s_o(\Phi)$  für die Einzelansteuerung ( $\Phi = f_{LC01}$  bzw.  $\Phi = f_{LC02}$ ) und die synchrone Ansteuerung ( $\Phi = f_{LC01} = f_{LC02}$ ) der beiden LC-Linsen.

Aus den paraxialen Berechnungen (Anhang A8) folgt, daß ein Hyperbelast die Form der Kalibrierungskurven gut beschreibt:

$$s_o(\Phi) = a_0 + \frac{a_1}{\Phi + a_2}. \quad (5.7)$$

Mit Hilfe der Methode der kleinsten Fehlerquadrate wurden die Parameter  $a_0$ ,  $a_1$  und  $a_2$  in Gl. (5.7) aus den ermittelten 41 Meßwertpaaren ( $\Phi / s_o$ ) ( $\Phi = 300 \text{ mm}, 325 \text{ mm}, \dots 600 \text{ mm}, 650 \text{ mm}, \dots 2000 \text{ mm}$ ) geschätzt. Dazu wurde das Programm LSQabinett [Gut06] verwendet. Die Ergebnisse der Parameterschätzung (Schätzwerte der Erwartungswerte  $\bar{a}_i$  und der Standardabweichungen  $\sigma_{a_i}$ ) sind in Tab. 5.4 zusammengestellt. Aus dem funktionellen Zusammenhang Gl. (5.7) kann mit Hilfe des Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetzes die Auswirkung der Unsicherheit bei der Bestimmung der Parameter auf die Testbildposition  $s_o$  quantifiziert werden, welche in Abb. 5.7b ebenfalls als Streubereich dargestellt ist:

$$\sigma_{s_o} = \sqrt{\left(\frac{\partial s_o}{\partial a_0} \cdot \sigma_{a_0}\right)^2 + \left(\frac{\partial s_o}{\partial a_1} \cdot \sigma_{a_1}\right)^2 + \left(\frac{\partial s_o}{\partial a_2} \cdot \sigma_{a_2}\right)^2} = \sqrt{\sigma_{a_0}^2 + \frac{\sigma_{a_1}^2}{(\Phi + \bar{a}_2)^2} + \frac{\bar{a}_1^2 \cdot \sigma_{a_2}^2}{(\Phi + \bar{a}_2)^4}}. \quad (5.8)$$

Ansteuerung	$a_0$ [mm]	$a_1$ [mm <sup>2</sup> ]	$a_2$ [mm]
LC01	841,00 ± 0,36	5941 ± 414	-88 ± 15
LC02	840,96 ± 0,51	5140 ± 642	-62 ± 29
LC01&02	837,59 ± 0,55	10675 ± 632	-90 ± 12

Tab. 5.4: Geschätzte Erwartungswerte und Standardabweichungen der Parameter, welche die Kalibrierungskurve Gl. (5.7) beschreiben, für die Einzelansteuerung und die synchrone Ansteuerung der beiden LC-Linsen.

### Charakterisierung des dynamischen Verhaltens

Angaben über das Zeitverhalten von Flüssigkristalllinsen beschränken sich bislang auf die Angabe einer Zeitkonstante für die Änderung des Steuerungsparameters  $\Phi = f_{LC}$  zwischen 2000 mm und 1000 mm bei einem optischen Durchmesser von  $2 \cdot r_{LC} = 5 \text{ mm}$  und einer LC-Schichtdicke von  $s_{LC} = 25 \mu\text{m}$  [LBV<sup>+</sup>00]. Mit Hilfe von Gl. (5.6) läßt sich der entsprechende Stellbereich von  $0,06 \leq v \leq 0,13$  zuordnen. In [LBV<sup>+</sup>00] wurde ein Unterschied zwischen der Verkürzung ( $\tau \approx 860 \text{ ms}$ ) und der Verlängerung ( $\tau \approx 780 \text{ ms}$ ) der Fokusslänge festgestellt. Bei Nutzung des gesamten Stellbereiches  $\mathfrak{M} = \{v \in [0; \Delta n]\}$  ist die Kenntnis des Zeitverhaltens für große Stellparameter  $v > 0,1$  erforderlich. Entsprechende Untersuchungen wurden in dieser Arbeit erstmalig durchgeführt.

Um Aussagen über die zeitliche Einstellung des Gradientenindexprofils durch Ausrichtung der Flüssigkristallmoleküle im elektrischen Feld zu gewinnen, wurde der zeitliche Verlauf des Schärfewertes  $S(t)$  während eines Fokussvorgangs der einzeln angesteuerten Linse LC01 bei sprungförmigen Änderungen des Steuerungsparameters von einer Anfangsfokusslänge  $f_{LC,A}$  auf eine Endfokusslänge  $f_{LC,E}$  herangezogen. Dabei wurde die Testbildposition  $s_o$  mit Hilfe der ermittelten Kalibrierungskurve so gewählt, daß sich die maximale Bildschärfe in der Endposition einstellte. Abb. 5.8a zeigt exemplarisch den zeitlichen Verlauf für  $f_{LC,A} = 2000 \text{ mm} \rightarrow f_{LC,E} = 300 \text{ mm}$  und  $f_{LC,A} = 300 \text{ mm} \rightarrow f_{LC,E} = 2000 \text{ mm}$ . Aus den Zeitverläufen wurden zwei Kennzahlen abgeleitet. Zum einen die Zeitspanne  $T_A$ , welche eine Aussage über die zeitliche Änderungsrate unmittelbar nach der sprungförmigen Änderung des Steuerungsparameters macht. Sie ergibt sich aus dem Schnitt der Regressionsgerade durch die ersten fünf Meßpunkte mit dem stationären Schärfewert. Die andere Kenngröße  $T_E$  beschreibt diejenige Zeitspanne, die vergeht bis der Schärfewert erstmals die Schwelle

des stationären Schärfeendwerts abzüglich der fünffachen Streuung im stationären Zustand überschreitet. Beide Kenngrößen sind in einem der Zeitverläufe in Abb. 5.8a eingezeichnet.

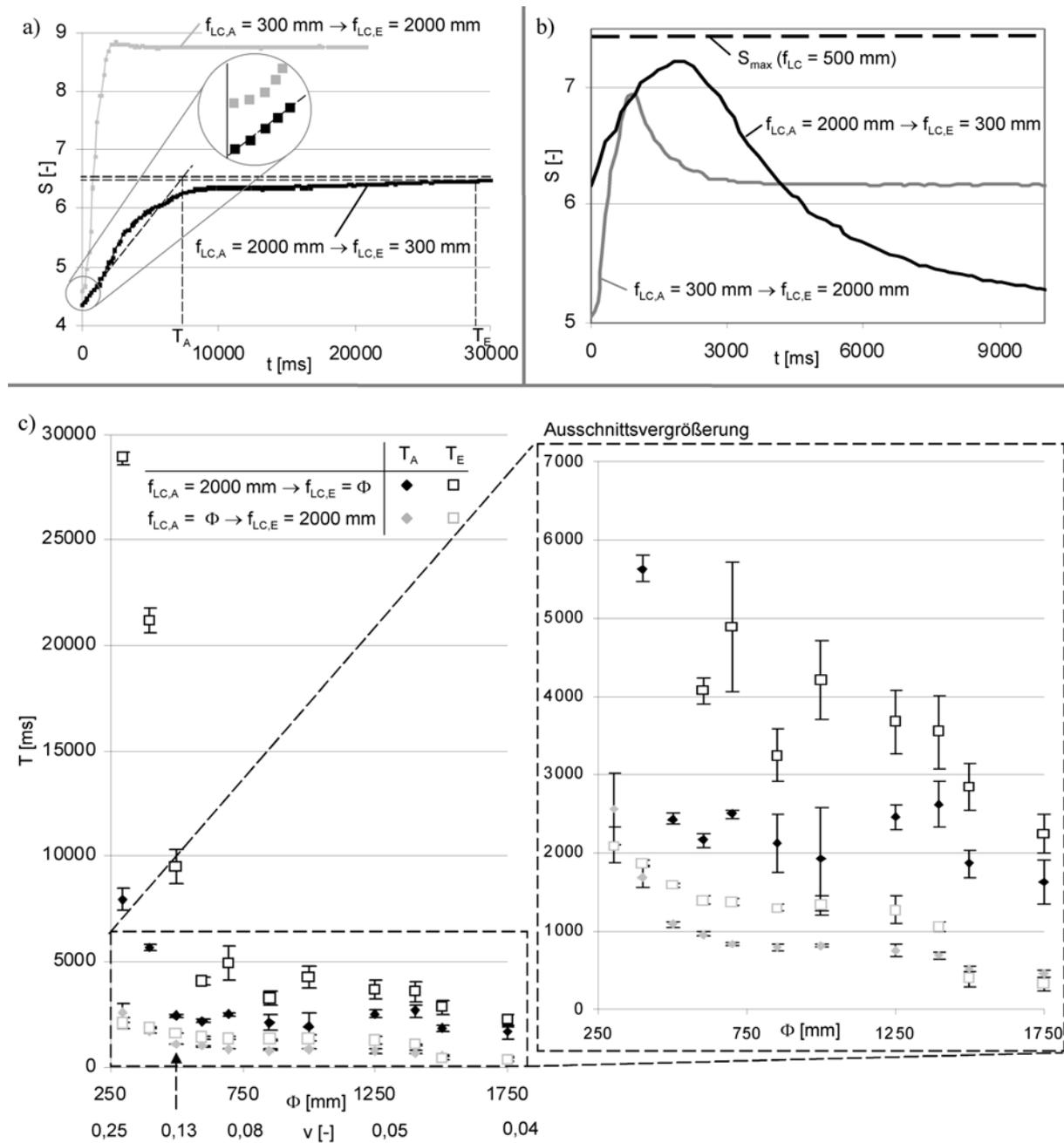


Abb. 5.8: (a) Zeitlicher Verlauf des Schärfeendwerts  $S(t)$  nach einer sprunghaftigen Änderung des Steuerparameters für eine Verkleinerung und eine Vergrößerung; (b) Transitionsprozesse zwischen minimalen (300 mm) und maximalem Steuerparameter (2000 mm) bei dazwischenliegendem optimalem Steuerparameter  $f_{LC} = 500 \text{ mm}$ ; (c) charakteristische Parameter des dynamischen Verhaltens  $T_A$  und  $T_E$  als Funktion des Steuerparameters für dessen Vergrößerung  $\Phi = f_{LC,A} \rightarrow f_{LC,E} = 2000 \text{ mm}$  und Verkleinerung  $f_{LC,A} = 2000 \text{ mm} \rightarrow f_{LC,E} = \Phi$ .

In Abb. 5.8c sind  $T_A$  und  $T_E$  für die Transitionsprozesse zwischen einer variablen Fokallänge  $\Phi$  und der maximalen Fokallänge 2000 mm in Form von Schätzwerten für den Erwartungswert und die Standardabweichung dargestellt. Die Angaben basieren auf der Analyse von jeweils fünf Zeitverläufen. Die Ergebnisse zeigen in Übereinstimmung mit [LBV<sup>+</sup>00], daß Verkürzungen der Fokallänge (d.h. Vergrößerungen des Stellparameters  $v$ ) mehr Zeit in Anspruch nehmen als Vergrößerungen der Fokallänge (d.h. Verkleinerungen des Stellparameters  $v$ ). Dieses Verhalten kann mit den auf die Flüssigkristallmoleküle wirkenden Drehmomenten erklärt werden. Bei Vergrößerung des

Stellparameters ( $dv > 0$ ) wirken das elastische Rückstellmoment und die viskose Dämpfung dem durch das elektrische Feld hervorgerufenen Drehmoment entgegen, während bei Verkleinerung des Stellparameters ( $dv < 0$ ) das elastische Rückstellmoment lediglich die viskose Dämpfung kompensieren muß, um die LC-Moleküle in ihren Ausgangszustand zurückzudrehen. Je größer die Änderung des Stellparameters ist umso länger dauert der Transitionsprozeß. Besonders bei Vergrößerung des Stellparameters auf Werte von  $v > 0,1$  ist ein starker Anstieg von  $T_A$  und  $T_E$  zu beobachten. Dies ist darauf zurückzuführen, daß zur Einstellung des GRIN-Profiles die LC-Moleküle im Randbereich der Linse große Rotationswinkeländerungen vollziehen müssen, wodurch das der Bewegung entgegenwirkende elastische Rückstellmoment ebenfalls zunimmt. Für den Maximalwert  $v = 0,21$  ergeben sich Werte von  $T_A = (7952 \pm 508)$  ms und  $T_E = (28882 \pm 276)$  ms. Sie liegen deutlich über dem Wert von 4000 ms, der sich aus der Beziehung  $\tau = 1,6 \cdot 10^9 \frac{s}{m^2} \cdot s_{LC}^2$  ergibt, welche den Überlegungen in Kap. 3.3.6 zugrunde liegt.

Der Transitionsprozeß selbst ist dadurch gekennzeichnet, daß das GRIN-Profil in instationären Zwischenzuständen nicht erhalten bleibt. Dies wird durch die Analyse von Zeitverläufen deutlich, bei denen die Testbildposition so gewählt wurde, daß das Schärfemaximum bei einer Fokusslänge ( $f_{LC} = 500$  mm) zwischen der Anfangs- und Endfokusslänge (300 mm bzw. 2000 mm) lag. Abb. 5.8b zeigt, daß während des Transitionsprozesses der im stationären Zustand maximal auftretende Schärfewert  $S_{\max}(f_{LC} = 500$  mm) nicht erreicht wird. Infolge der radiusabhängigen Rotation der LC-Moleküle treten insbesondere kurz nach der Änderung des Steuerungsparameters Aberrationen höherer Ordnung auf. Diese sind bei der maximal möglichen Verkleinerung des Stellparameters (bzw. der Vergrößerung des Steuerungsparameters vom Minimal- auf den Maximalwert  $f_{LC,A} = 300$  mm  $\rightarrow$   $f_{LC,E} = 2000$  mm) besonders stark ausgeprägt, weil auf die stark gedrehten LC-Moleküle am Linsenrand ( $r = r_{LC}$ ) wesentlich größere elastische Rückstellmomente wirken als auf die kaum gedrehten LC-Moleküle in der Nähe der optischen Achse ( $r = 0$ ). Daher ändert sich der Schärfewert – abweichend von einem  $PT_1$ -Verhalten – nach der sprungförmigen Änderung des Steuerungsparameters zunächst kaum (Abb. 5.8a). In Abb. 5.8c ist folglich für  $\Phi = 300$  mm der Wert für  $T_A$  größer als der Wert für  $T_E$ .

Um die Meßwerte mit den Angaben aus [LBV<sup>+</sup>00] vergleichen zu können, muß derselbe Stellparameter  $v = 0,13$  zugrundegelegt werden. Ferner ist zu berücksichtigen, daß die in dieser Arbeit durchgeführten Messungen an einer LC-Linse mit doppelt so großer Schichtdicke ( $s_{LC} = 50$   $\mu$ m) vorgenommen wurden, nach Gl. (3.77) also mit einer Vervierfachung der Zeitkonstante zu rechnen ist. Die Meßwerte für  $T_A$ , welche bei  $PT_1$ -Verhalten die Zeitkonstante annähern, sind bei einem Stellparameter von  $v = 0,13$  um einen Faktor  $\frac{1035\text{ms}}{780\text{ms}} = 1,33$  bzw.  $\frac{2434\text{ms}}{860\text{ms}} = 2,83$  größer als die in [LBV<sup>+</sup>00] angegebenen Werte<sup>1</sup>.

### Schlußfolgerungen für die Implantatentwicklung

Der Effekt der parallelen Hintereinanderanordnung von LC-Linsen (multiple stacking) wurde experimentell nachgewiesen. Dabei wurde deutlich, daß sich bei modaler Ansteuerung und großen Stellparametern  $v > 0,2$  die optische Abbildungsqualität merklich verschlechtert. Der Effekt wird durch die Hintereinanderanordnung verstärkt. Bei der Einstellung großer Stellparameter ist zudem mit einer erheblichen Verschlechterung des dynamischen Verhaltens im Vergleich zu bislang publizierten

<sup>1</sup> Mögliche Ursachen der Abweichung vom zu erwartenden Faktor vier können sein, daß die Stellparameter im Zustand maximaler Fokusslänge (2000 mm), nicht exakt übereinstimmen (hier  $v = 0,03$ ; in [LBV<sup>+</sup>00]  $v = 0,06$ ) und daß in [LBV<sup>+</sup>00] keine näheren Angaben darüber gemacht werden, welche Definition der Zeitkonstante des Transitionsprozesses zugrundegelegt wurde.

Werten, die sich auf kleine Stellparameter bezogen, zu rechnen. Bezogen auf die in Kap. 3.3.6 untersuchte Fresnelzonenkonfiguration bedeutet dies, daß die Dicke der Flüssigkristallschicht deutlich unter den zugrundegelegten Wert von  $12,5\ \mu\text{m}$  reduziert werden muß, um im gesamten Stellbereich ein akzeptables dynamisches Verhalten zu erzielen.

### 5.3 Extrakorporale Informationserfassung auf Basis der Bewegung des Augenpaares

#### 5.3.1 Erfassung der Bulbirotationen mittels binokularer Videookulographie

Zur Erfassung der Bewegung beider Augäpfel wurde das ViewPoint® Eye-Tracking-System (Fa. Arrington Research) eingesetzt. Es basiert auf dem Prinzip der Infrarot-Videookulographie [Duc03]. Dabei werden die Augäpfel des Probanden mit Infrarot-LEDs beleuchtet und ein Videobild des Augapfels im infraroten Spektrum aufgezeichnet (Abb. 5.9a). Mit Hilfe von Bildverarbeitungs-  
algorithmen werden Merkmale (z.B. die ellipsenförmige Pupille und der Hornhautreflex, Abb. 5.9b) extrahiert.

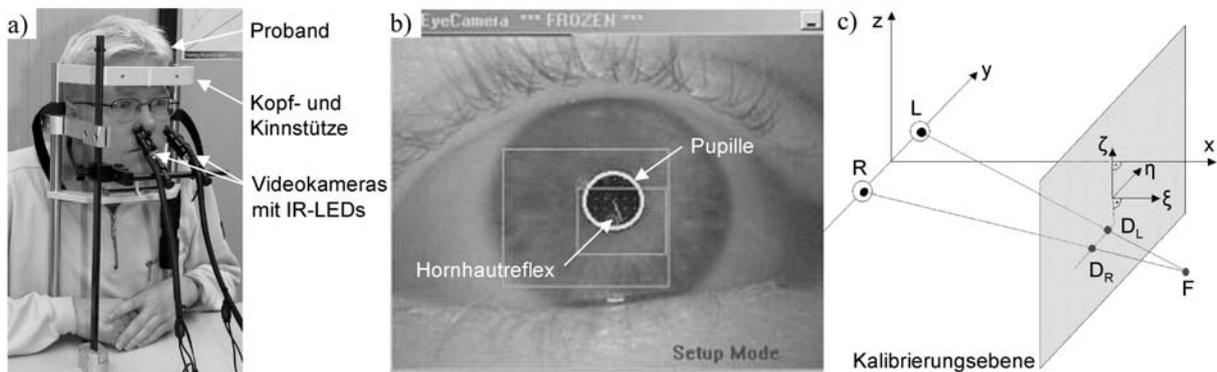


Abb. 5.9: (a) ViewPoint® Eye-Tracking-System zur extrakorporalen Erfassung der Bewegung beider Augäpfel; (b) Merkmalsextraktion aus dem aufgenommenen Videobild; (c) Durchstoßpunkte der Fixierlinien in der Kalibrierungsebene und Position des Probanden relativ zur Kalibrierungsebene.

Aus ihrer Lage kann die Ausrichtung der Fixierlinie bestimmt werden, wenn zuvor eine Kalibrierung des Eye-Tracking-Systems erfolgte. Bei dieser mußte der Proband zu Beginn des Versuchs definierte Punkte auf einem Bildschirm fixieren, welcher die Kalibrierungsebene festlegt. Auf diese Weise kann eine Zuordnungsmatrix zwischen den extrahierten Merkmalen und den Fixationspunkten erzeugt werden<sup>1</sup>. Um den Störeinfluß durch Kopfbewegungen zu minimieren, war der Kopf des Probanden in einer Kopf- und Kinnstütze relativ zu den Kameras fixiert. Als Rohdaten liefert der Eye-Tracker die Koordinaten der Durchstoßpunkte der rechten und linken Fixierlinie in der Kalibrierungsebene ( $D_L(\eta, \zeta)$ ,  $D_R(\eta, \zeta)$ ) (Abb. 5.9c). Die Abtastfrequenz kann zwischen 30 Hz und 60 Hz gewählt werden.

#### 5.3.2 Datenverarbeitung und Simulation von Approximationsszenarien

Im Rahmen der Arbeit wurde die Software AccoCalc entwickelt [HSG<sup>+</sup>05], welche folgende Funktionalitäten aufweist:

- Qualitätsselektion der Rohdaten (basierend auf Informationen über die Güte der Merkmalerkennung),
- Filterung und Glättung der qualitätsselektierten Rohdaten,

<sup>1</sup> Bei den Versuchen trugen alle Probanden ggf. eine Sehhilfe, die Emmetropie sicherstellte; da die Sehhilfen sowohl bei der Kalibrierung als auch bei der Messung selbst getragen wurden, verfälscht Lichtbrechung an den Brillengläsern das Ergebnis der Augenbewegungsmessungen nicht.

- Berechnung der bipolaren Helmholtzkoordinaten ( $\Delta\Theta_i, \phi_i, \Theta_i$ ) des rechten und des linken Auges aus den Durchstoßpunkten der Fixierlinien in der Kalibrierungsebene. Dazu muß die Position des Probanden (kopffestes x-y-z-System) relativ zur Kalibrierungsebene ( $\xi$ - $\eta$ - $\zeta$ -System) bekannt sein (Abb. 5.9c). Diese kann entweder mit Hilfe einer entwickelten Positioniervorrichtung auf  $\approx \pm 1$  mm genau festgelegt werden oder es kann ein in der Studienarbeit [Yan05] entwickeltes Verfahren zur räumlichen Kalibrierung verwendet werden.
- Berechnung der Heringkoordinaten ( $\Delta\Theta, \phi, \Theta, \Delta\phi$ ): Einen Anhaltswert für die Güte der Messung bietet das Kriterium, daß – wie in Kap. 4.4.1 erläutert – bei intaktem Binokularsehen<sup>1</sup> für den Schnitt der Fixierlinien der vertikale Vergenzwinkel  $\Delta\phi = 0$  sein muß.
- Berechnung des wahren Akkommodationsbedarfs  $\Delta D_{\text{soll},i}$  gemäß Gl. (4.8): Dabei wird von einem Schnitt der Fixierlinien ausgegangen ( $\Delta\phi = 0$ ).
- Simulation des Approximationsverfahrens: Hierzu werden die interokularen Meßdistanzen  $q_1, q_2$  und  $q_3$ , die sich aus der Orientierung der Fixierlinien ergeben, berechnet (auch hier wird  $\Delta\phi = 0$  gesetzt). Die Winkorientierung  $\alpha_i$  der Implantate um die optische Achse ist vom Benutzer festzulegen. Zu den berechneten Distanzen werden um die Nullage normalverteilte Störungen addiert, deren Standardabweichung  $\sigma_q$  vorgegeben werden kann. Damit werden Meßfehler, die bei der Messung der Distanzen auftreten, nachgebildet. Aus den simulierten Meßdistanzen wird der Akkommodationsbedarf  $\Delta D_{\text{app},i}$  gemäß des in Kap. 4.4.2 entwickelten Verfahrens approximiert. Dabei kann vom Benutzer gewählt werden, ob ein kopffester Referenzpunkt genutzt werden soll oder nicht und welche Ordnung N das Approximationspolynom haben soll.

Das Programm AccoCalc liefert die zeitlichen Verläufe der berechneten Winkel, des Akkommodationsbedarfs und des approximierten Akkommodationsbedarfs. Damit kann veranschaulicht werden, welche Approximationsgüte bei unterschiedlichen Tätigkeiten (z.B. beim Lesen) erzielt werden kann.

### 5.3.3 Ergebnisse und Diskussion ausgewählter Versuche

Als Beispiel für die Simulation eines Approximationsszenarios ist in Abb. 5.10 eine asymmetrische Konvergenzbewegung gezeigt. Dabei wurde ein als Fixationsobjekt dienendes schwarzes Kreuz auf weißem Hintergrund (Linienstärke 2 mm) parallel zur x-Achse in der horizontalen Ebene  $z = 0$  auf den Probanden (Basisabstand  $b = 64$  mm) zu- und wegbewegt (Abb. 5.10a). Die Bewegung wird asymmetrisch genannt, weil sie nicht in der Symmetrieebene  $y = 0$  zwischen beiden Augen stattfand, sondern leicht zum linken Auge hin versetzt ( $y = 18$  mm). Die Bewegung parallel zur x-Achse wurde durch eine Führungsschiene sichergestellt, auf der das Fixationsobjekt manuell bewegt wurde. Die x-Koordinaten in den Extremlagen betragen 400 mm und 200 mm.

Abb. 5.10b zeigt den Zeitverlauf der aus den gemessenen Rohdaten des Eye-Trackers berechneten Heringkoordinaten. Durch die Annäherung des Fixationsobjektes vergrößert sich der horizontale Vergenzwinkel  $\Delta\Theta$  von  $8,5^\circ$  auf  $18,5^\circ$ . Synchron kommt es zu einer Horizontalversion, weil das rechte Auge eine größere Inwärtsrotation vollziehen muß als das linke. Die beiden kurzzeitigen Überhöhungen in den Winkelverläufen ( $t = 4$  s,  $t = 7$  s) sind auf eine Fixationsinstabilität des linken Auges des Probanden zurückzuführen. Der Nickwinkel  $\phi$  betrug im zeitlichen Mittel  $1^\circ$ , die zu erken-

---

<sup>1</sup> Ophthalmologische Untersuchungen an der Universitätsaugenklinik Rostock stellten sicher, daß alle Probanden ein intaktes Binokularsehen (Ausschluß von Strabismus) besaßen.

nende gegenphasige Korrelation mit dem Vergenzwinkel deutet darauf hin, daß das Fixationsobjekt nicht ganz exakt in der Horizontalebene bewegt wurde, sondern darunter ( $z < 0$ ), so daß bei Annäherung des Objektes eine leichte Nickbewegung der beiden Auge erforderlich wurde. Die Größe der Vertikalvergenz von  $\Delta\phi \approx 1,5^\circ$  zeigt, daß der (vorhandene) Schnitt der Fixierlinien meßtechnisch in guter Näherung erfaßt wird<sup>1</sup>. Die mittels der Koordinatentransformation Gl. (4.4) zugeordneten kartesischen Koordinaten des Fixationspunktes  $F(x, y, z)$  sind in Abb. 5.10c dargestellt. Die asymmetrische Konvergenzbewegung zwischen 400 mm und 200 mm wird gut wiedergegeben. Der Wert der  $y$ -Koordinate (im zeitlichen Mittel 17 mm) stimmt gut mit dem Vorgabewert von 18 mm überein. Auch hier wird deutlich, daß sich das Fixationsobjekt knapp unterhalb der horizontalen Ebene befand (im zeitlichen Mittel  $z = -3$  mm).

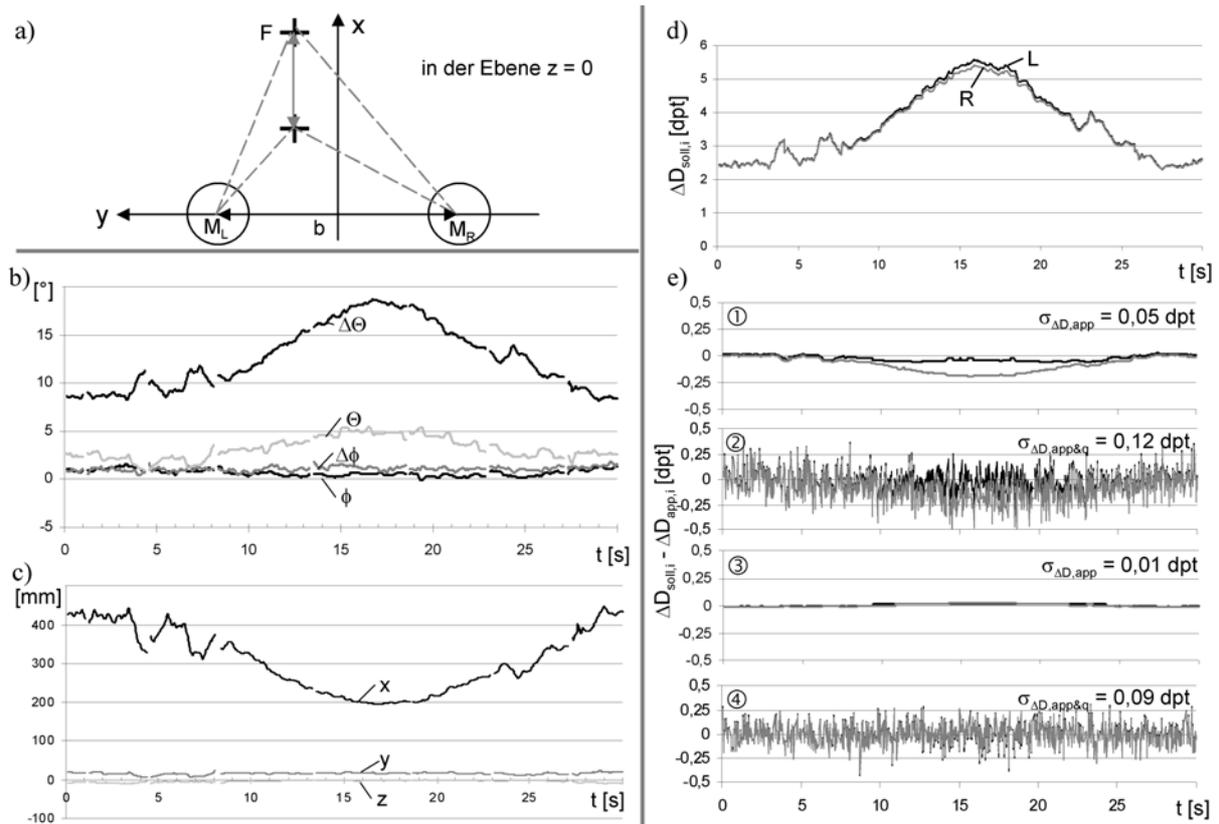


Abb. 5.10: (a) Bewegung des Fixationsobjektes, um eine asymmetrische Konvergenzbewegung des Augenpaares hervorzurufen; (b) aus Rohdaten ermittelter zeitlicher Verlauf der Heringkoordinaten, (c) der kartesischen Koordinaten des Fixationspunktes und (d) des Akkommodationsbedarfs des rechten und linken Auges; (e) simulierte Zeitverläufe des Approximationsfehlers bei einer Approximation erster Ordnung mit einer Meßgröße (① ohne Einfluß von Distanzmeßfehlern, ② mit normalverteiltem Distanzmeßfehler  $\sigma_q = 50 \mu\text{m}$ ), bzw. einer Approximation dritter Ordnung mit drei Meßgrößen (③ ohne Einfluß von Distanzmeßfehlern, ④ mit normalverteiltem Distanzmeßfehler  $\sigma_q = 50 \mu\text{m}$ ).

Der sich aus der jeweiligen Lage des Fixationspunktes ergebende Akkommodationsbedarf  $\Delta D_{soll,i}$  ist in Abb. 5.10d gezeigt. Durch die Annäherung des Fixationsobjektes nimmt der Akkommodationsbedarf von 2,5 dpt auf 5 dpt zu. Deutlich ist zu erkennen, daß sich in der Nähe der Akkommodationsbedarf des rechten und des linken Auges um bis zu 0,1 dpt voneinander unterscheiden. Das simulierte Ergebnis zweier Approximationen basierend auf interokularen Distanzmessungen zeigt Abb. 5.10e: Für das Verfahren erster Ordnung mit einer Meßgröße ( $q_1$ ) zwischen augapfelfesten Meßpunkten in optimierter Winkellage ergibt sich in der Nähe für beide Augen ein negativer Approximationsfehler,

<sup>1</sup> Ursache für den gemessenen leicht voneinander abweichenden Nickwinkel  $\Delta\phi = \phi_R - \phi_L$  beider Augen ist eine Verkippung des Kopfes des Probanden um die  $x$ -Achse in der Kopf- und Kinnstütze nach der Kalibrierung.

welcher für das rechte Auge betragsweise größer ist und maximal ungefähr 0,2 dpt beträgt (Abb. 5.10e ①). Wird davon ausgegangen, daß normalverteilte Distanzmeßfehler ( $\sigma_q = 50\mu\text{m}$ ) auftreten, ergibt sich der gestörte Verlauf des approximierten Akkommodationsbedarfs in Abb. 5.10e ②. Das Verfahren, welches einen kopffesten Referenzpunkt nutzt (Approximation dritter Ordnung mit drei Meßgrößen  $q_1$ ,  $q_2$  und  $q_3$ ) approximiert den Akkommodationsbedarf dagegen auch in der Nähe noch praktisch ohne Fehler ( $< 0,05$  dpt, Abb. 5.10e ③), so daß sich auch bei überlagerten Distanzmeßfehlern ( $\sigma_q = 50\mu\text{m}$ ) im zeitlichen Mittel eine bessere Approximation des Akkommodationsbedarfs ergibt (Abb. 5.10e ④) als bei Verwendung einer einzigen Meßgröße.

Mit der Mensch-Maschine-Schnittstelle steht damit ein Hilfsmittel zur Verfügung, mit dem sich das simulierte Approximationsverhalten in Alltagssituationen (z.B. beim Lesen oder beim Blick in die Ferne) anschaulich demonstrieren läßt. Durch eine entsprechende Abänderung der Approximationsfunktion kann zukünftig auch das simulierte Verhalten anderer Meßprinzipien veranschaulicht werden. Ferner ist in nachfolgenden Arbeiten eine informationstechnische Koppelung mit der optischen Testumgebung möglich: Durch eine entsprechende Skalierung und Filterung kann beispielsweise die Information über den tatsächlichen Akkommodationsbedarf  $\Delta D_{\text{soll},i}$  zur Ansteuerung der Testbildposition  $s_0$  verwendet werden, während der Approximationsfehler  $\Delta D_{\text{soll},i} - \Delta D_{\text{app},i}$  zu einer von der Kalibrierungskurve  $s_0(\Phi)$  abweichenden Ansteuerung  $\Phi$  des aktiv-optischen Elementes führt. Dadurch verschlechterte sich die optische Abbildungsqualität des abgebildeten Testmusters mit abnehmender simulierter Approximationsgüte.

## 6 Zusammenfassung

Die Zielsetzung der vorliegenden Arbeit bestand darin, ein Konzept für ein **mechatronisches System zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit des menschlichen Auges** (Künstliches Akkommodationssystem) zu entwickeln. Ein derartiges System kann zukünftig einen Beitrag zur Steigerung der Lebensqualität älterer Menschen leisten. Es zeichnet sich im Vergleich zu bisherigen Lösungsansätzen durch eine größere Substitutionstiefe der durch technische Komponenten ersetzten biologischen Funktionen aus. Dadurch ist es nicht auf die biomechanische Koppelung zwischen Ziliarmuskelbewegung und einzustellender Scheitelbrechkraftänderung angewiesen und wird durch die Fibrosierung des Kapselsacks nicht beeinträchtigt. Stattdessen stehen ihm eine Vielzahl alternativer Signalquellen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs zur Verfügung. Die erfaßten Signale können verstärkt und über eine einstellbare Optik des Implantates definierbar in eine Scheitelbrechkraftänderung umgesetzt werden. Für wesentliche Teilfunktionen des mechatronischen Systems wurden Lösungen konzipiert und ausgewählte Ansätze experimentell an einem Technischen Demonstrator erprobt.

Hierzu wurde eine **Anforderungsliste** an das Implantat in Zusammenarbeit mit Ophthalmologen erarbeitet. Eine Abstraktion der Aufgabenstellung bildete die Grundlage für die Gliederung des mechatronischen Systems in folgende Teilfunktionen: Informationserfassung, Informationsverarbeitung, aktiv-optisches Element, Energieversorgung und Befestigungselement. Die Interaktion der Teilsysteme untereinander und mit ihrer Umgebung wurde in Form einer **Systemstruktur** dargestellt. Je nachdem, ob zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs Umweltinformation oder körpereigene efferente Signale benutzt werden, kann eine autonome von einer kooperierenden Systemvariante unterschieden werden.

Um die Eignung auf unterschiedlichen Wirkprinzipien beruhender Lösungsansätze für die **Teilfunktion aktiv-optisches Element** auf einheitliche Weise untersuchen zu können, wurde eine **neue Methodik** entwickelt. Sie nutzt das paraxiale optische Abbildungsmodell, um den jeweils notwendigen Stellparameter zu berechnen, damit über den postoperativen Refraktionsausgleich hinaus eine Akkommodation von 3 dpt Scheitelbrechkraft erzielt werden kann. Weiterhin kann mit ihr die Realisierbarkeit eines versagenssicheren Verhaltens (Fail-Safe) untersucht werden. Die Methodik fand zur Untersuchung folgender Wirkprinzipien Anwendung:

- Axialverschiebung sphärischer Flächen: Durch die Verwendung einer **Kombination zweier Zerstreungslinsen mit einer axial-verschiebbaren Sammellinse** (triple-optic) und Nutzung eines niedrigbrechenden und niedrigviskosen Füllmediums konnten die Anforderungen an den Hubweg eines Aktors signifikant verringert werden.
- Lateralverschiebung von **Alvarez-Humphrey-Flächen**: Unter Verwendung eines in dieser Arbeit hergeleiteten Zusammenhangs zwischen lateralem Verschiebeweg und axialer Tiefe eines AH-Flächenpaares wurde ein Lösungsansatz entwickelt, der ein niedrigbrechendes und niedrigviskoses Füllmedium zwischen den AH-Flächen nutzt. Dadurch ließen sich die Anforderungen an den Hubweg eines Aktors signifikant reduzieren.
- Verformung eines elastischen Linsenkörpers: Basierend auf den ermittelten Anforderungen an den radialen Verschiebeweg und die Flächenpressung, wurde die **Realisierbarkeit von Aktoren zur Verformung des Linsenkörpers** untersucht. Aufgrund der komplexen Kinematik der erforderlichen Aktorbewegung erwiesen sich aber selbst extrem dehnungsfähige, **elektrisch leitfähige bzw. dielektrische Polymerringaktoren** als wenig geeignet. Der **Ansatz einer fluidmechanischen Kraftübertragung** wurde experimentell in einer **optischen**

**Testumgebung** als Bestandteil des Technischen Demonstrators erprobt. Eine rotations-symmetrische Verformung und ausreichende Stabilität der optischen Achse sind demnach gewährleistet. Bedingt durch zeitabhängige Veränderungen der Oberflächen der zur Verfügung gestellten Linsenkörper konnte kein zeitstabiles optisches Abbildungsverhalten erzielt werden. Als mögliche Ursachen für die Induzierung von Aberrationen höherer Ordnung wurde Viskoelastizität des Linsenmaterials oder Diffusion des Weichmachers Silikonöl identifiziert.

- Verformung einer lichtbrechenden Grenzfläche infolge Fluidverdrängung: Zur Trennung der beiden Fluide einer Fluidlinse kann entweder eine an ihrem Rand **eingespannte dünne transparente Membran** oder der Flüssigkeitsmeniskus selbst Verwendung finden. Für die **Fixierung des Meniskus** durch eine ortsselektive Oberflächenbeschichtung wurde erstmalig angegeben, wie groß das Verhältnis der spezifischen Oberflächenenergien für eine bestimmte Fluidmenge sein muß. Es konnte gezeigt werden, daß die sich ergebenden Anforderungen an Verdrängungsvolumen und Differenzdruck einer Fluidlinse den Einsatz mikrofluidischer Aktorprinzipien ermöglichen.
- Beeinflussung des Benetzungsverhaltens eines Fluides durch ein elektrisches Feld (Electrowetting): Mittels eines elektromechanischen Modells konnte die **Meniskusbewegung einer Electrowettinglinse** mit zylindrischer Elektrodengeometrie vollständig analytisch beschrieben werden. Der Einfluß axialer Bauraumbeschränkungen wurde aufgezeigt und eine **Methodik zur Auswahl geeigneter Fluid-Fluid-Festkörperpaarungen** vorgestellt. Anhand realistischer Materialdaten gelang der Nachweis der prinzipiellen Eignung des Electrowettingprinzips für das Künstliche Akkommodationssystem.
- Ausrichtung von Flüssigkristallen in einem elektrischen Feld: Es konnte gezeigt werden, daß eine **Flüssigkristalline mit modaler Ansteuerung** die Anforderungen an die erforderliche Scheitelbrechkraftänderung, das dynamische Verhalten und die Transmissionsfähigkeit nicht gleichzeitig erfüllen kann. Für eine Flüssigkristalllinse mit segmentierten Einzelelektroden zur Erzeugung eines **fresnelähnlichen Gradientenindexprofils** hingegen ist dies mit Einschränkungen bei der Transmissionsfähigkeit und optischen Abbildungsqualität prinzipiell möglich. Experimentelle Untersuchungen kommerziell erworbener Flüssigkristallinsen in der optischen Testumgebung zeigten, daß bei großen Rotationswinkeln der LC-Moleküle eine beträchtliche Verschlechterung des dynamischen Verhaltens eintritt.

Ein wesentliches Ergebnis dieser Arbeit war die **vergleichende Gegenüberstellung und Bewertung** der konzipierten Lösungsansätze. Sie ergab, daß nach derzeitigem Erkenntnisstand das Fluidlinsenprinzip am besten als aktiv-optisches Element für das Künstliche Akkommodationssystem geeignet ist. Ebenfalls sehr gut geeignet ist das Alvarez-Humphrey-Prinzip, falls es gelingt, statt zweier synchron zueinander verschobener Flächen mit einer einzigen lateral-verschiebbaren Fläche auszukommen. Der entwickelte triple-optic-Ansatz hat den Nachteil, daß keine Faltbarkeit zu realisieren ist. Beim Electrowettingprinzip ist wirkprinzipimmanent kein versagenssicheres Verhalten möglich, falls ein postoperativer Refraktionsausgleich gefordert wird. Die Prinzipien der elastischen Linse und der Flüssigkristalllinse sind als aktiv-optisches Element schlecht geeignet.

Für die **Teilfunktion Informationserfassung** wurden **Anforderungen an Signalquellen** formuliert. Ein weiteres wesentliches Ergebnis der vorliegenden Arbeit war die **Identifizierung potentieller Signalquellen in der Umwelt und in den vermaschten Regelkreisen der Nahreaktion** (Ziliarmuskelaktivität, Pupillennahreflex, Bewegung des Augenpaares) des visuellen Systems. Zwei

ausgewählte Lösungsansätze, welche die motorische Aktivität von Augenmuskeln zur Informationserfassung nutzen, wurden eingehender untersucht:

- Die **Axialverlagerung des vorgespannten Kapselsacks** bei Ziliarmuskelaktivität wurde mit Hilfe eines mechanischen Modells quantifiziert und Anforderungen an ein zu entwickelndes Meßsystem formuliert.
- Die **Nutzung der Bewegung des Augenpaares** zur Approximation des Akkommodationsbedarfs wurde unter Berücksichtigung der räumlichen Kinematik der Augenbewegungen untersucht. Für das **Beispiel interokularer Distanzmessungen** wurden Anforderungen an ein zu entwickelndes Meßsystem formuliert. Die dazu entwickelte Vorgehensweise ist auch auf andere Meßprinzipien übertragbar. Zur Veranschaulichung der Approximation und der Wirkung von Distanzmeßfehlern wurde ein **binokulares Videookulographiesystem** zur Erfassung realer Augenbewegungen verwendet. Mit Hilfe dieses Bestandteils des Technischen Demonstrators konnte das simulierte Verhalten eines interokularen Distanzmeßsystems in unterschiedlichen Alltagssituationen studiert werden.

Zusammengefaßt sind die Ergebnisse der Arbeit:

1. eine modulare Struktur, welche die Interaktion der Teilfunktionen des zu entwickelnden mechatronischen Systems untereinander und mit ihrer Umwelt darstellt,
2. eine Methodik, mit der die Eignung auf unterschiedlichen Wirkprinzipien beruhender aktiv-optischer Elemente für ein Künstliches Akkommodationssystem auf einheitliche Weise untersucht werden kann,
3. eine vollständige analytische Beschreibung der Meniskusbewegung einer Electrowettinglinse mit zylindrischer Elektrodengeometrie und die Darstellung der Konsequenzen axialer Bauraumbeschränkungen. Diese Erkenntnisse sind nicht auf die Implantatentwicklung beschränkt, sondern auch für andere optische Anwendungen des Electrowettingprinzips von Bedeutung.
4. zwei Konzepte für elektroaktive Polymerringaktoren zur Verformung eines elastischen Linsenkörpers und der experimentelle Nachweis, daß sich bei Verwendung einer fluidmechanischen Kraftübertragung eine rotationssymmetrische Verformung des Linsenkörpers erzielen läßt,
5. die Charakterisierung des dynamischen Verhaltens von Flüssigkristallinsen bei großen Stellparametern,
6. die vergleichende Gegenüberstellung möglicher Lösungsansätze für das aktiv-optische Element unter Einbeziehung experimenteller Erkenntnisse und die Identifizierung derjenigen, welche am besten für die biomedizinische Anwendung geeignet sind: Fluidlinse und Alvarez-Humphrey-Konfiguration,
7. die Identifizierung potentieller Signalquellen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs in der Umwelt und in den vermaschten Regelkreisen der Nahreaktion des visuellen Systems und die Beschreibung der Auswirkung eines Eingriffes durch ein Künstliches Akkommodationssystem auf die Struktur der rückgekoppelten biologischen Systeme,
8. ein mechanisches Modell, mit Hilfe dessen die Axialverlagerung des versteiften Kapselsacks bei Ziliarmuskelaktivität quantifiziert werden kann,

9. ein generisches Verfahren zur Approximation des Akkommodationsbedarfs durch Nutzung der Bewegung des Augenpaares, welches auf unterschiedliche Meßprinzipien angewendet werden kann,
10. die Demonstration des simulierten Verhaltens eines Meßsystems, welches interokulare Distanzen zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs nutzt, anhand realer Augenbewegungen.

Ausgehend von der vorliegenden Arbeit sind folgende weitere Schritte im Produktentwicklungsprozeß (Abb. 1.12) notwendig:

Für die Teilfunktion aktiv-optisches Element sollte für den am besten geeigneten Lösungsansatz (Fluidlinse mit Verwendung einer Membran bzw. zweier nicht mischbarer Fluide) ein Entwurf (Material- und Aktorauswahl, Berücksichtigung von Fertigungs- und Montageverfahren) mit dem Ziel der Realisierung und experimentellen Erprobung eines Labormusters erfolgen. Dazu kann die in dieser Arbeit aufgebaute optische Testumgebung verwendet werden. Für die Alvarez-Humphrey-Konfiguration sollte in einem nächsten Schritt mit Hilfe einer Optiksimation geklärt werden, ob sie sich mit einer einzigen lateral-verschiebbaren Fläche realisieren läßt, was die Kinematik der Aktorbewegung wesentlich vereinfacht.

Für die Teilfunktion Informationserfassung ist die Eignung der in dieser Arbeit identifizierten Informationsquellen zu bewerten. Dies betrifft insbesondere die Nutzung des Pupillennahreflexes. Auf Basis von Anforderungen an die jeweilige Meßeinrichtung kann deren technologische Realisierbarkeit untersucht werden.

Wenn Lösungen für diese beiden Teilfunktionen existieren, ist die informationstechnische Koppelung (Informationsverarbeitung) der beiden erforderlich. Die Konzeption vierten Teilfunktion, der Energieversorgung, setzt Kenntnisse über den Energiebedarf aller Subsysteme voraus. Sie betrifft ebenso wie der zur Verfügung stehende Bauraum, die Forderung nach einer Einführbarkeit durch einen Hornhautschnitt und die Frage der Biokompatibilität den Systemaspekt des aktiven Implantates. Sobald Lösungen für alle Teilfunktionen existieren, können diese zu einem Gesamtkonzept zusammengeführt werden (Abb. 1.12).

## Anhang

### A1 Wertebereich präoperativ erhobener Biometriedaten und Größtfehler bei ihrer Messung

Bezeichnung	$X_{\text{prä}}$	Extremfall 1 (Ex1)	Standardfall (Sta)	Extremfall 2 (Ex2)	$\Delta X_{\text{prä}} = 2 \cdot \sigma_{X_{\text{prä}}}$
Krümmungsradius der Hornhautvorderfläche	$R_{1,\text{prä}}$ [mm]	8,08 <sup>c</sup>	7,70 <sup>a</sup>	7,37 <sup>c</sup>	$\pm 0,05$ <sup>e</sup>
Krümmungsradius der Hornhaurückfläche	$R_{2,\text{prä}}$ [mm]	7,14 <sup>b</sup>	6,80 <sup>a,b</sup>	6,51 <sup>b</sup>	$\pm 0,05$ <sup>e</sup>
Augapfellaenge	$s_{A,\text{prä}}$ [mm]	21 <sup>d</sup>	23,5 <sup>d</sup>	26 <sup>d</sup>	$\pm 0,1$ <sup>e</sup>
Lage des Implantates (durch Haptikdesign beeinflussbar)	$s_{L,\text{prä}}$ [mm]	wie beim jeweiligen Lösungsvorschlag in Kap. 3.3 angegeben			$\pm 0,1$ <sup>f</sup>

<sup>a</sup> die Hornhautkrümmungsradien des Standardfalls entsprechen denen des Gullstrandschen Augenmodells [AS02]

<sup>b</sup> das Radienverhältnis  $R_2/R_1$  wird wie beim Gullstrandschen Augenmodell als konstant 0,81 angenommen [AS02]

<sup>c</sup> die Hornhautkrümmungsradien wurden so gewählt, daß die sich ergebende „Hornhautbrechkraft“<sup>1</sup>  $D_C$  [AS02] (Ex1: 41 dpt, Sta: 42,84 dpt; Ex2: 45 dpt) gut mit dem experimentell ermittelten Wertebereich aus [HHE97] übereinstimmt

<sup>d</sup> der Augenlängenbereich umfaßt mehr als 95 % der in [HHE97] bestimmten Fälle, der Wert des Standardfalls entspricht dem Maximum der relativen Häufigkeitsrandverteilung

<sup>e</sup> basierend auf Angaben aus [DG91]

<sup>f</sup> Schätzwert von ophthalmologischen Experten [Gut04]

Tab. A.1: Wertebereich präoperativ erhobener Biometriedaten  $X_{\text{prä}}$ , Zuordnung zu den Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2 und ihre Größtfehler  $\Delta X_{\text{prä}}$ .

### A2 Bestimmung der Geometrie einer starren Intraokularlinse, Vergleich mit einer Häufigkeitsverteilung implantierter Intraokularlinsenstärken und Bestimmung postoperativ auftretender Abweichungen von der Zielrefraktion

Die in Kap. 3.2 entwickelte Methodik wird auf die Einbringung einer starren Intraokularlinse angewendet. Es wird das Geometriemodell einer symmetrisch bikonvexen Linse aus Acrylat verwendet, die aufgrund ihres Haptikdesigns an einer bestimmten Stelle  $s_{L,\text{prä}}$  im Strahlengang zu liegen kommen soll. Die Anpassung an die patientenindividuelle Biometrie erfolgt über den Krümmungsradius  $R_0$  der Vorder- und Rückseite (Abb. A.1a). Dieser wird aus Gl. (3.18) so bestimmt, daß für den Fall der größten Wahrscheinlichkeitsdichte (ew-Fall), die Zielrefraktion  $\Delta D_Z$  erreicht wird. Aus Gl. (3.21) und Gl. (3.22) ergeben sich die Grenzen des Streubereiches, in dem mindestens 83 % aller Fälle liegen (Abb. A.1b).

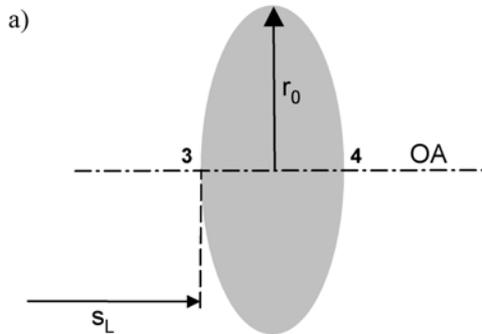
In Übereinstimmung mit [HHE97] ist der Streubereich umso größer, je stärker die lichtbrechende Wirkung der Intraokularlinse (d.h. je kleiner der anpaßbare Krümmungsradius  $R_0$ ) zu wählen ist. Dies ist darauf zurückzuführen, daß sich die axiale Positioniergenauigkeit  $\Delta s_{L,\text{prä}}$  bei stark brechenden Implantaten stärker auswirkt als bei schwach brechenden.

In der klinischen Praxis wird die lichtbrechende Wirkung einer Intraokularlinse isoliert vom dioptrischen Apparat häufig durch eine „IOL-Brechkraft“  $D_{\text{IOL}}$  charakterisiert, welche sich durch

<sup>1</sup> Für die „Hornhautbrechkraft“  $D_C$  gilt analog das zur „IOL-Brechkraft“  $D_{\text{IOL}}$  im Anhang A2 ausgeführte.

Anwendung des paraxialen Abbildungsmodells wie folgt aus der Geometrie der Intraokularlinse (Abb. A.1a) berechnet:

$$D_{IOL} = \frac{n_{GK}}{f'_{IOL}} = \left(1 - \frac{n_{KW}}{n_{43}}\right) \cdot \frac{n_{43} \cdot (R_3 - R_4) + s_{43} \cdot (n_{KW} - n_{43})}{R_3 \cdot R_4} \quad (\text{A.1})$$



**Geometriemodell:**

Krümmungsradien:  $R_3 = -R_4 = R_0$

Mittendicke:  $s_{43} = 1 \text{ mm}$

Brechungsindex:  $n_{43} = n_{Ac} = 1,49$

Lage der Implantatvorderfläche  $s_{L,prä} = 4,5 \text{ mm}$

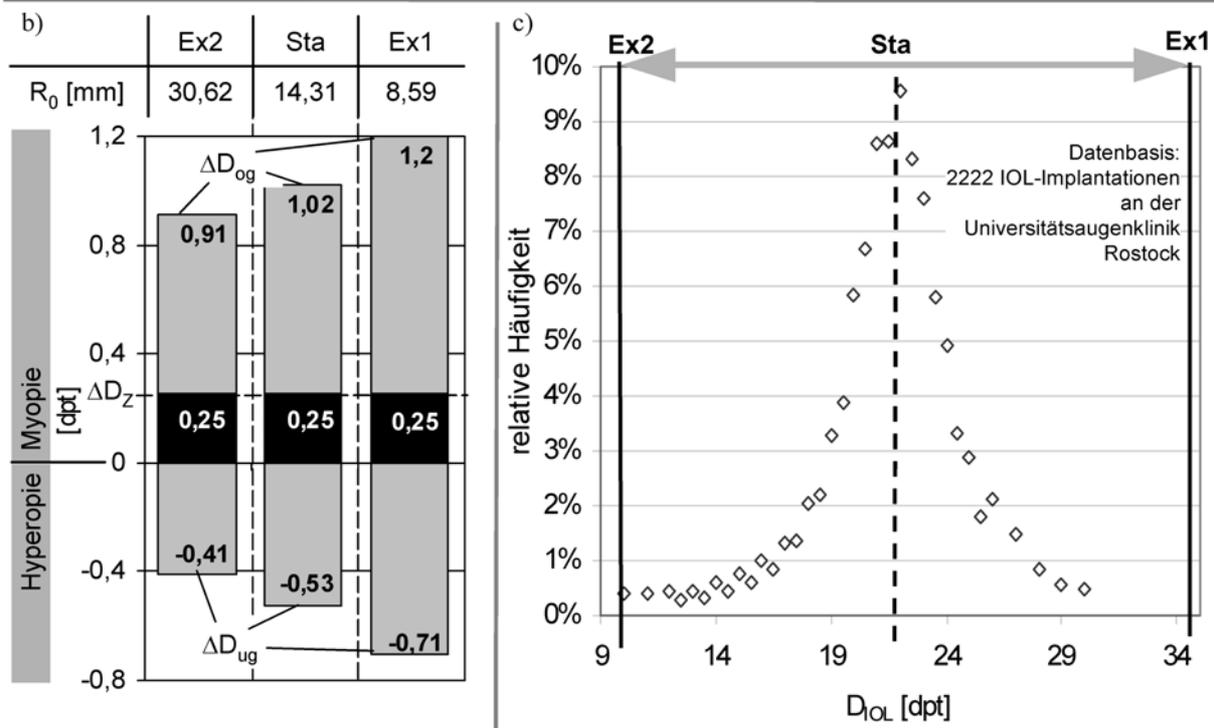


Abb. A.1: (a) Geometriemodell einer starren Intraokularlinse; (b) Berechnungsergebnisse für die drei Fallszenarien Ex1, Sta und Ex2; (c) Vergleich der berechneten „IOL-Brechkräfte“ mit einer real aufgetretenen Häufigkeitsverteilung.

Die „IOL-Brechkraft“ beschreibt das paraxiale Verhalten nur unvollständig, weil sie keine Aussage über die Lage der Hauptebenen  $H_{IOL}$  und  $H'_{IOL}$  macht [Hai95] und wird an dieser Stelle nur herangezogen, um einen Vergleich mit einer Häufigkeitsverteilung real implantierter Intraokularlinsen zu ermöglichen (Abb. A.1c). Der Vergleich zeigt, daß das Spektrum real auftretender Biometriedaten durch die verwendeten Fallszenarien gut erfasst wird. Da die Abweichung von der Zielrefraktion in etwa 80 % der Fälle innerhalb des in [HHE97] genannten Streubereiches von  $\pm 1 \text{ dpt}$  liegt, sind die getroffenen Annahmen über die Größtfehler  $\Delta X$  zutreffend.

### A3 Einfluß des Verhältnisses der spezifischen Grenzflächenenergien auf die Kinematik der Meniskusbewegung der Fluidlinse

Bei Verwendung des Meniskus zwischen zwei nicht ineinander mischbaren Fluiden (Kap. 3.3.4) als lichtbrechende Grenzfläche ist durch eine Oberflächenbeschichtung der Zylinderinnenfläche für eine

kreisförmige Fixierung der Mehrphasengrenze<sup>1</sup> zu sorgen. Dabei wird ein Teil der Zylinderinnenfläche mit einem Stoff A beschichtet, welcher eine geringere spezifische Grenzflächenenergie zum Fluid L als zum Fluid G hat ( $\gamma_{LA} < \gamma_{GA}$ ) (Abb. A.2a). Der andere Teil des Zylinders wird mit einem Stoff B beschichtet, für den analog  $\gamma_{GB} < \gamma_{LB}$  gilt. Dadurch kommt es durch Injizierung eines Volumens  $\Delta V$  zu einer Verformung des Meniskus und nicht zu einer axialen Translation der gesamten Grenzfläche. Im folgenden wird erstmals ein Zusammenhang für den höchstens zulässigen Wert des Quotienten  $\frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}}$  hergeleitet.

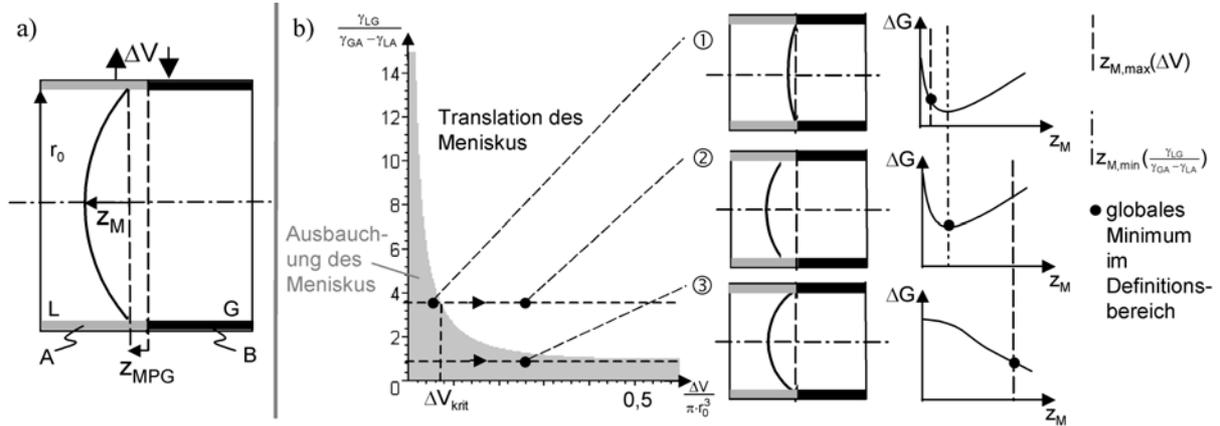


Abb. A.2: (a) Ortsselektive Beschichtung der zylindrischen Innenfläche zur Vermeidung einer axialen Translation des Flüssigkeitsmeniskus zwischen den Fluiden G und L; (b) Zusammenhang zwischen Quotient der spezifischen Grenzflächenenergien und kritischem Injektionsvolumen, bei dem eine axiale Translation des Meniskus einsetzt, Veranschaulichung der Fälle bei denen (③) keine Meniskustranslation, (①) bis zum kritischen Volumen keine Meniskustranslation, (②) oberhalb des kritischen Volumens eine Meniskustranslation auftritt.

Das injizierte Volumen hängt im allgemeinen Fall von der axialen Verschiebung der Mehrphasengrenze  $z_{MPG}$  und der Auslenkung des Meniskus  $z_M$  ab:

$$\Delta V = \pi \cdot r_0^2 \cdot z_{MPG} + \frac{\pi}{6} \cdot z_M \left( 3 \cdot r_0^2 + z_M^2 \right). \quad (\text{A.2})$$

Das Volumen wird sich so auf den zylindrischen und den kugelkappenförmigen Teilkörper verteilen, daß die freie Enthalpie des Systems seinen minimalen Wert annimmt (Le-Chatelier-Braunshesches Prinzip). Die Differenz der freien Enthalpie zum Zustand eines planen Meniskus ( $\Delta V = 0$ ) setzt sich aus der Grenzflächenenergie zur Bildung der Zylinderfläche und zur Bildung der Kugelkappe zusammen:

$$\Delta G = 2 \cdot \pi \cdot r_0 \cdot z_{MPG} \cdot (\gamma_{GA} - \gamma_{LA}) + \pi \cdot z_M^2 \cdot \gamma_{LG}. \quad (\text{A.3})$$

In Abhängigkeit des injizierten Volumens und der Auslenkung des Meniskus ergibt sich unter Beachtung von Gl. (A.2) die dimensionslose Darstellung

$$\frac{\Delta G}{\pi \cdot r_0^2 \cdot (\gamma_{GA} - \gamma_{LA})} = -\frac{1}{3} \cdot \left( \frac{z_M}{r_0} \right)^3 + \frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} \cdot \left( \frac{z_M}{r_0} \right)^2 - \frac{z_M}{r_0} + 2 \cdot \frac{\Delta V}{\pi \cdot r_0^3} \quad (\text{A.4})$$

in einem Definitionsbereich

<sup>1</sup> Je nachdem ob sich der Meniskusrand an der Grenze der Oberflächenbeschichtungen befindet oder nicht, handelt es sich um eine Vier- oder um eine Dreiphasengrenze.

$$0 \leq \frac{z_M}{r_0} \leq \frac{z_{M,\max}(\Delta V)}{r_0} = \left[ \left( 3 \cdot \frac{\Delta V}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{\Delta V}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{2}{3}} - 1 \right] \cdot \left( 3 \cdot \frac{\Delta V}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{\Delta V}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{-\frac{1}{3}}, \quad (\text{A.5})$$

dessen obere Grenze dadurch gekennzeichnet ist, daß keine Bewegung der Mehrphasengrenze ( $z_{\text{MPG}} = 0$ ) auftritt und folglich das injizierte Flüssigkeitsvolumen ausschließlich zu einer Ausbauchung des Meniskus führt.

Der Zustand im thermodynamischen Gleichgewicht ist durch das globale Minimum der freien Enthalpie im Definitionsbereich gekennzeichnet:

- für  $0 \leq \frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} \leq 1$  tritt es für alle Volumina  $0 \leq \Delta V \leq \frac{2}{3} \cdot \pi \cdot r_0^3$  für  $z_M = z_{M,\max}(\Delta V) \Leftrightarrow z_{\text{MPG}} = 0$  auf, d.h. die Volumeninjizierung führt ausschließlich zu einer Ausbauchung des Meniskus und nicht zu einer axialen Bewegung der Mehrphasengrenze (Abb. A.2b ③).
- für  $\frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} \geq 1$  tritt das globale Minimum bis zu einem kritischen Volumen  $\Delta V_{\text{krit}}$  für  $z_M = z_{M,\max}(\Delta V) \Leftrightarrow z_{\text{MPG}} = 0$  auf, d.h. die Volumeninjizierung führt ausschließlich zu einer Ausbauchung des Meniskus und nicht zu einer axialen Bewegung der Mehrphasengrenze (Abb. A.2b ①). Wird darüber hinausgehend Volumen injiziert, verschiebt sich der gekrümmte Meniskus unter Beibehaltung seiner Form translatorisch ( $z_{\text{MPG}} > 0$ , Abb. A.2b ②). Die zugehörige konstante Meniskusausbauchung ergibt sich aus der Bedingung für ein relatives Minimum  $\frac{d\Delta G}{dz_M} \stackrel{!}{=} 0$  durch Differenzieren von Gl. (A.4) zu

$$\frac{z_{M,\min}}{r_0} = \frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} - \sqrt{\left( \frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} \right)^2 - 1} \leq \frac{z_{M,\max}}{r_0}. \quad (\text{A.6})$$

Das kritische Volumen folgt aus der Bedingung, daß die Lage des relativen Minimums mit der oberen Grenze des Definitionsbereichs übereinstimmt:  $z_{M,\min} \stackrel{!}{=} z_{M,\max}(\Delta V)$ . Es ergibt sich in impliziter Form aus Gl. (A.5) und Gl. (A.6) zu

$$\frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} = \frac{1 + \left( 3 \cdot \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{2}{3}} \cdot \left[ \left( 3 \cdot \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{2}{3}} - 1 \right]}{2 \cdot \left( 3 \cdot \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{2}{3}} \cdot \left[ \left( 3 \cdot \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} + \sqrt{1 + 9 \cdot \left( \frac{\Delta V_{\text{krit}}}{\pi \cdot r_0^3} \right)^2} \right)^{\frac{2}{3}} - 1 \right]}. \quad (\text{A.7})$$

Der Zusammenhang ist in Abb. A.2b veranschaulicht. Für den in Kap. 3.3.4 berechneten Stellparameter für den geringen Brechungsindexunterschied ( $v_{\text{erf}} \approx 1 \text{ mm}^3$ ) ergibt sich für das Verhältnis der spezifischen Grenzflächenenergien ein möglicher Wertebereich von  $0 \leq \frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{GA} - \gamma_{LA}} \leq 12,3$ , damit keine Translation des Meniskus auftritt. Eine analoge Betrachtung für die Bewegung des Meniskus in negative z-Richtung führt zu dem Ausdruck  $0 \leq \frac{\gamma_{LG}}{\gamma_{LB} - \gamma_{GB}} \leq 12,3$ .

## A4 Auswirkung von anderen Eigenschaften / axialen Anordnungen der Fluide L und G der Electrowettinglinse auf die paraxialen Berechnungsergebnisse

### Brechungsindizes der Fluide

In Kap. 3.3.5 wurde gezeigt, daß, das nicht leitfähige Fluid G einen größeren Brechungsindex als das leitfähige Fluid L besitzen muß ( $n_G > n_L$ ). In diesem Abschnitt wird diskutiert, mit welchen Konsequenzen im Fall  $n_G < n_L$  zu rechnen ist.

Die Forderung, daß die Scheitelbrechkraft ausgehend vom emmetropen Zustand mit dem Stellparameter zunehmen soll, bedingt, daß der Stellparameter jetzt als  $v = \Theta(U) - \Theta_0$ , also im Vergleich zu Kap. 3.3.5 genau vorzeicheninvers, definiert wird. Der Stellbereich ist dann  $\mathfrak{M} = \{v \in [-v_{\max}, 0]\}$ . Da die Aktorrühelage  $v_{RL}(U=0) = 0$  bedingt durch das elektrostatische Wirkprinzip festliegt und den Stellbereich an seiner oberen Grenze einseitig beschränkt (Typ B des Klassifizierungsschemas in Abb. 3.5), ist bei einem Aktorausfall mit einer starken Myopie ( $\Delta D(v=0) > 3 \text{ dpt}$ ) zu rechnen. Abb. A.3 veranschaulicht den Sachverhalt. Daher sollte das nicht leitfähige Fluid G einen größeren Brechungsindex als das leitfähige Fluid L besitzen.

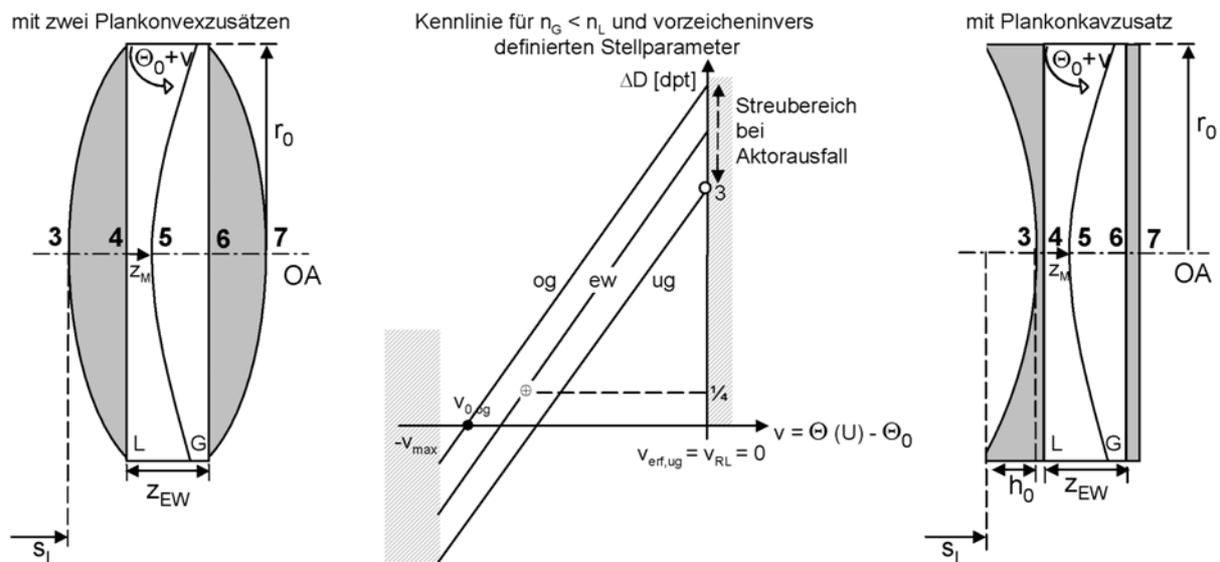


Abb. A.3: Schematischer Verlauf der Scheitelbrechkraft-Stellparameterkennlinie, falls das nicht leitfähige Fluid G einen geringeren Brechungsindex als das leitfähige Fluid L besitzt.

### Axiale Anordnung der Fluide im Strahlengang

In Kap. 3.3.5 wurde davon ausgegangen, daß das leitfähige Fluid L näher am Hornhautsichel liegt als das nicht leitfähige Fluid G. In diesem Abschnitt wird gezeigt, daß die Umkehrung der Anordnung nur einen zu vernachlässigenden Einfluß auf die paraxialen Berechnungsergebnisse hat. Abb. A.4 zeigt das für diesen Fall zu verwendende Geometriemodell. Es unterscheidet sich nur in der axialen Lage des Meniskus (Grenzfläche 5) von dem in Abb. 3.20.

Unter Berücksichtigung der axialen Bauraumbeschränkung des Electrowettingmoduls und der Forderung nach der Anpaßbarkeit der Plankonvexzusätze bzw. des Plankonkavzusatzes ergeben sich die in Tab. A.2 zusammengestellten Wertebereiche für den Ausgangsbenetzungswinkel  $\Theta_0$ , der nahezu mit dem in Kap. 3.3.5 ermittelten übereinstimmt. Wie schon in Kap. 3.3.5 muß auch in der umgekehrten Anordnung  $n_G > n_L$  gelten. Daher sind die paraxialen Berechnungsergebnisse für den geringen Brechungsindexunterschied ( $n_L = 1,4$ ;  $n_G = 1,5$ ) und den großen Brechungsindexunterschied ( $n_L = 1,35$ ;  $n_G = 1,55$ ) für den Winkel  $\Theta_0 = 1,50$  angegeben. Der Vergleich mit den Berechnungs-

ergebnissen aus Kap. 3.3.5 zeigt, daß sich die Werte für  $R_0$  um weniger als 0,1 mm und die Werte für  $v_{\text{erf,ug}}$  um weniger als 0,01 voneinander unterscheiden. Somit ist die Anordnung der Fluide L und G im Strahlengang für die Eignungsbewertung nicht relevant.

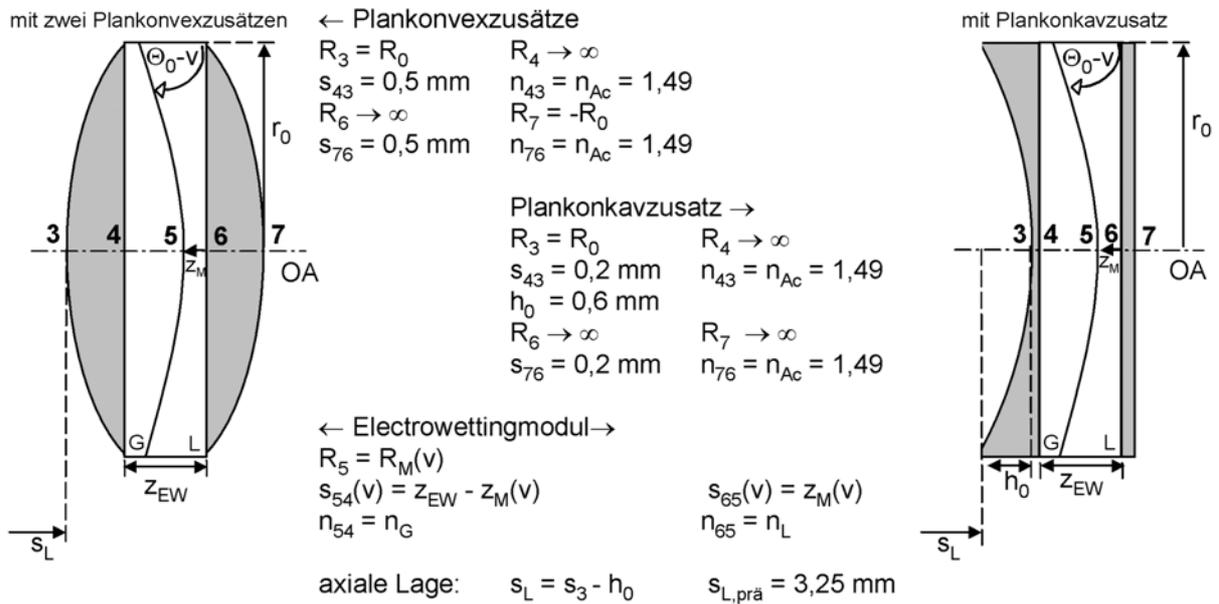


Abb. A.4: Geometriemodell der Electrowettinglinse, bestehend aus zwei Plankonvexzusätzen oder einem Plankonkavzusatz an der Vorderseite und einem zylindrischen Electrowettingmodul, das eine im Vergleich zu Abb. 3.20 umgekehrte Reihenfolge der Fluide L und G aufweist.

	Einbaulage	L / G (aus Kap. 3.3.5)				G / L	
$n_L = 1,4; n_G = 1,5$	$\Theta_0$ - Bereich [rad]	$1,000 \leq \Theta_0 \leq 1,965$				$1,030 \leq \Theta_0 \leq 1,964$	
	für $\Theta_0 = 1,50 \text{ rad}$	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2
	$R_0$ [mm]	10,50	19,05	54,42	10,49	19,02	55,18
	$v_{\text{erf,ug}}$ [rad]	0,16	0,15	0,15	0,17	0,16	0,15
$n_L = 1,35; n_G = 1,55$	$\Theta_0$ - Bereich [rad]	$1,095 \leq \Theta_0 \leq 1,759$				$1,065 \leq \Theta_0 \leq 1,766$	
	für $\Theta_0 = 1,50 \text{ rad}$	Ex1	Sta	Ex2	Ex1	Sta	Ex2
	$R_0$ [mm]	11,63	23,10	113,12	11,61	23,04	111,78
	$v_{\text{erf,ug}}$ [rad]	0,08	0,08	0,07	0,08	0,08	0,07

Tab. A.2: Vergleich des Wertebereichs für den Winkel  $\Theta_0$  und der paraxialen Berechnungsergebnisse für den Ausgangsbenetzungswinkel  $\Theta_0 = 1,50$  für die Anordnung L/G und G/L der Fluide im Strahlengang.

### A5 Verwendete Häufigkeitsdichteverteilung des Blickfeldes

In Kap. 4.4.2 wurden die einzelnen Raumpunkte  $F_h$  zur Berechnung des Koeffizienten des Approximationspolynoms unterschiedlich stark gewichtet. Folgende in [Kli05] verwendete Häufigkeitsdichteverteilung gibt die zeitliche Betrachtungshäufigkeit qualitativ plausibel wieder:

$$w(\Delta\theta, \phi, \theta) = \frac{e^{-\frac{\theta^2}{\frac{\pi}{9} + \frac{10}{11}\Delta\theta}}}{\sqrt{2\pi} \cdot \left(\frac{\pi}{18} + \frac{5}{11}\Delta\theta\right)} \cdot \frac{e^{-\frac{(\phi - \frac{\Delta\theta}{2})^2}{\frac{\pi}{18} + \Delta\theta}}}{\sqrt{2\pi} \cdot \left(\frac{\pi}{36} + \frac{1}{2}\Delta\theta\right)} \cdot \left\{ \begin{array}{ll} \frac{360}{41\pi} & \Delta\theta \leq \frac{11}{180}\pi \\ \frac{10800}{779\pi} - \frac{64800}{779\pi^2} \cdot \Delta\theta & \Delta\theta > \frac{11}{180}\pi \end{array} \right\} \cdot (A.8)$$

Sie berücksichtigt, daß Blicke nach rechts und links gleich wahrscheinlich sind, daß Blicke in die Ferne meist ohne großen Nickwinkel stattfinden, während Blicke in die Nähe eher nach unten gehen (z.B. zum Lesen). Da bei Blickwechseln in der Ferne eher der Kopf, in der Nähe dagegen eher die Augen bewegt werden, sind die Standardabweichungen der Gaußschen Normalverteilungen vergenzwinkelabhängig. Über die abschnittsweise definierte Funktion wird erreicht, daß Punkte ab einem Vergenzwinkel von  $\Delta\theta = \frac{11}{180}\pi$ , was in etwa Leseentfernung entspricht, zunehmend schwächer gewichtet werden.

Aus rechentechnischen Gründen wurde das Blickfeld nach außen begrenzt. Die zur Berechnung der Koeffizienten herangezogenen  $H = 5280$  Punkte liegen in einem äquidistanten Raster der Winkel:

$$\begin{aligned}\{\Delta\theta\} &= \{0^\circ, 1^\circ, \dots, 28^\circ, 29^\circ\} \\ \{\phi\} &= \{-20^\circ, -15^\circ, \dots, 25^\circ, 30^\circ\} . \\ \{\theta\} &= \{-30^\circ, -26^\circ, \dots, 26^\circ, 30^\circ\}\end{aligned}$$

### A6 Geometrie der experimentell erprobten Linsenkörper

Die in Kap. 5.2.2 experimentell erprobten Linsenkörper besaßen im unverformten Zustand laut [Rüc05] die in Abb. A.5 dargestellte Geometrie. Für die vereinfachte paraxiale Beschreibung des lichtbrechenden Verhaltens mit Hilfe einer einzigen Hauptebene<sup>1</sup> gibt [Vie05] einen Bereich der Brechkraft in Luft von  $15,83 \text{ dpt} \leq D_L \leq 30,55 \text{ dpt}$  an. Dieser entspricht einem Bereich der Fokusslänge in Luft von  $63,17 \text{ mm} \leq f_L \leq 32,73 \text{ mm}$ . Die in Tab. 5.3 tabellierten Meßwerte der Fokusslänge decken den Auslegungsbereich vollständig ab.

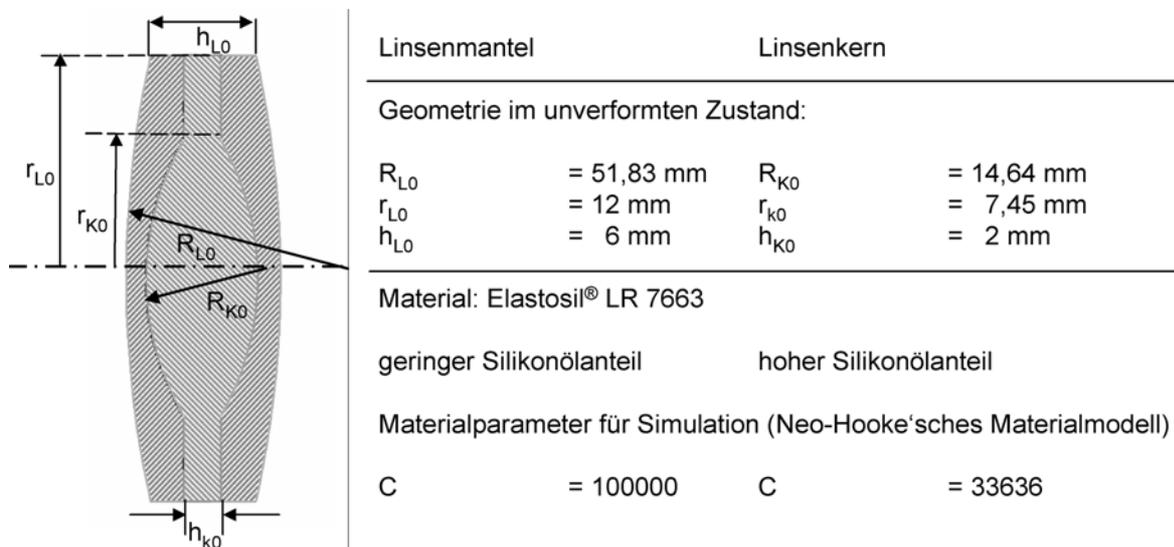


Abb. A.5: Geometrie der verwendeten Linsenkörper (nach [Rüc05]).

### A7 Rheologisches Modell zur Beschreibung viskoelastischen Materialverhaltens

Das Voigt-Kelvin-Modell [SW96] beschreibt viskoelastisches Materialverhalten mit Hilfe eines Feder-Dämpfer-Systems (Abb. A.6a) phänomenologisch, ohne die ablaufenden strukturellen Prozesse (z.B. Molekülkettenausrichtungen) im Material zu beachten.

<sup>1</sup> Bei dieser Vereinfachung wird angenommen, daß die lichtbrechende Vorder- und Rückfläche des Linsenkörpers sich in der Linsenmitte befinden; die Strahltranslation im Linsenkörper wird vernachlässigt.

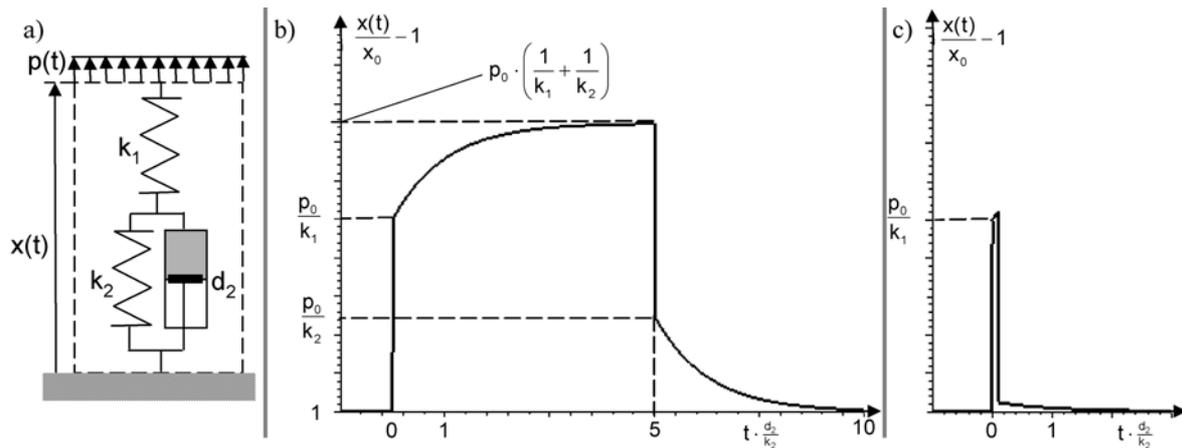


Abb. A.6: (a) Feder-Dämpfer-Modell zur Beschreibung viskoelastischen Materialverhaltens an einem einachsigen belasteten Stab, welcher im langzeit-kraftfreien Zustand die Länge  $x_0$  besitzt; zeitlicher Verlauf der relativen Verformung  $\frac{x(t)}{x_0} - 1$  ausgehend vom unverformten Zustand  $x(0) = x_0$  für eine sprunghafte Belastung  $p_0$  zum Zeitpunkt  $t = 0$  und Entlastung bei (b)  $t = 5 \cdot \frac{d_2}{k_2}$ ; (c)  $t = \frac{1}{10} \cdot \frac{d_2}{k_2}$

Das Feder-Dämpfer-System besitzt das Übertragungsverhalten eines mit einem P-Glied parallelgeschalteten  $PT_1$ -Gliedes. Seine Übertragungsfunktion lautet:

$$\Psi(\tilde{s}) = \frac{\text{Lap}\left\{\frac{x(t)}{x_0}\right\}}{\text{Lap}\{p(t)\}} = \frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2} \cdot \frac{1}{1 + \frac{d_2}{k_2} \cdot \tilde{s}}, \quad (\text{A.9})$$

wobei Lap den Laplace-Operator und  $\tilde{s}$  die Transformationsvariable darstellt,  $k_1$  wird als Elastizitätskoeffizient,  $k_2$  als Relaxationskoeffizient und der Quotient  $\frac{d_2}{k_2}$  als Relaxationszeitkonstante bezeichnet.

Das Übertragungsverhalten weicht von dem des Hookeschen Materialmodells ( $k_2 = 0$ ), welches reines P-Verhalten besitzt, ab. Wegen des Verzögerungsgliedes erster Ordnung hängt der Verformungszustand zu einem Zeitpunkt  $t_0$  nicht nur vom Belastungszustand zum Zeitpunkt  $t = 0$ , sondern auch vom Belastungsverlauf  $p(t)$  bis zu diesem Zeitpunkt und von der Verformung im Ausgangszustand  $x(0)$  ab:

$$\frac{x(t_0)}{x_0} = \frac{p(t_0)}{k_1} + \left[ \int_0^{t_0} \frac{p(\tau) \cdot e^{-\frac{k_2}{d_2} \tau}}{d_2} d\tau + \frac{x(0)}{x_0} \right] \cdot e^{-\frac{k_2}{d_2} t_0}. \quad (\text{A.10})$$

Daher kann nicht mehr von einer zeit- und belastungsunabhängigen Steifigkeit  $k = \frac{1}{x_0} \cdot \frac{\partial x}{\partial p}$  ausgegangen werden. Abb. A.6b veranschaulicht die relative Verformung bei einer sprunghafte Be- und Entlastung. Nur falls die Entlastung in einem deutlich kürzeren Zeitintervall als die Relaxationszeitkonstante erfolgt, zeigt das System quasielastisches Verhalten (Abb. A.6c).

## A8 Paraxiale Berechnung des $s_0(\Phi)$ -Zusammenhangs zweier hintereinander angeordneter Flüssigkristallinsen

Bei der experimentellen Erprobung zweier hintereinander angeordneter Flüssigkristallinsen (multiple stacking, Kap. 5.2.3) tritt ein axialer Versatz der beiden Linsen auf (Abb. 5.6). Sein Einfluß auf das paraxiale optische Abbildungsverhalten wird im folgenden charakterisiert.

Hierzu wird die in Abb. 5.6 dargestellte Vorrichtung aus zwei LC-Linsen (Glasplattendicke  $s_G = 2$  mm, Brechungsindex der Glasplatten  $n_G = 1,5$ , Abstand zwischen den LC-Linsen  $s_L = 2$  mm) und einer starren Glaslinse (im Abstand  $s_L = 2$  mm hinter der zweiten LC-Linse) als aktiv-optisches Element des Versuchsstandes (Abb. 5.1a) paraxial modelliert. Abb. A.7a zeigt die Anordnung der

optischen Komponenten. Die Glaslinse der Vorrichtung wird als einzige lichtbrechende Grenzfläche der Brechkraft  $D_L = f_L^{-1} = \frac{50}{3}$  dpt aufgefaßt. Für die LC-Schichten wird die linearisierte Form der Ablenkungsmatrizen (Gl. (3.5)) verwendet. Der Definitionsbereich des Steuerungsparameters beträgt  $\Phi_{\min} = 300 \text{ mm} \leq \Phi = f_{LC} \leq \Phi_{\max} = 2000 \text{ mm}$ .

In Unterschied zur paraxialen Auslegung des Versuchsstandes in Kap. 5.2.1 kann die Forderung nach Konstanz des Abbildungsmaßstabes  $M$  bei synchroner Änderung des Steuerungsparameters  $\Phi = f_{LC01} = f_{LC02}$  nicht mehr exakt erfüllt werden, weil die Beeinflussung der lichtbrechenden Wirkung nicht durch eine einzige lichtbrechende Fläche sondern durch die beiden LC-Schichten erfolgt. Daher wird diejenige Position  $s_{AO,opt}$  der Vorrichtung berechnet, welche das Gütemaß

$$J = \int_{\Phi_{\min}}^{\Phi_{\max}} \left( \frac{\partial M}{\partial \Phi} \right)^2 d\Phi \quad (\text{A.11})$$

minimiert. Diese beträgt  $s_{AO,opt} = 1236,41 \text{ mm}$ . Da sich die Vorsatzlinse der Fokusslänge  $100 \text{ mm}$  an der Stelle  $s_V = 1135 \text{ mm}$  befindet, ist die optimale Lage der durch  $s_{AO}$  gekennzeichneten Symmetrieebene zwischen den beiden LC-Linsen leicht hinter dem Brennpunkt der Vorsatzlinse.

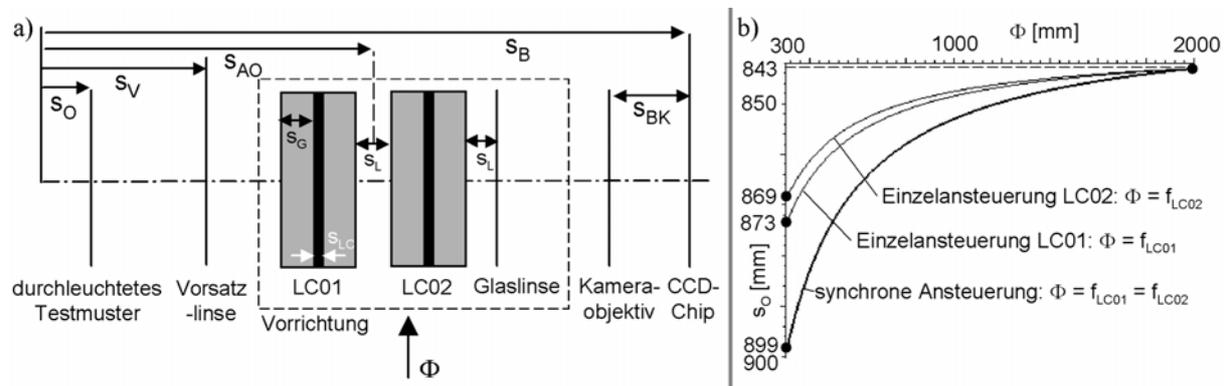


Abb. A.7: (a) Anordnung der Vorrichtung aus zwei LC-Linsen und einer starren Glaslinse im optischen Versuchsstand; (b) berechnete Zusammenhänge zwischen Testbildposition und Steuerungsparameter für die synchrone und die Einzelsteuerung beider LC-Linsen.

Werden ein Abbildungsmaßstab von  $M(\Phi = 2000 \text{ mm}) = 0,3$  und eine axiale Position des Testbildes  $s_O(\Phi = 2000 \text{ mm}) = 843 \text{ mm}$ , welche mit den experimentell ermittelten Werten (Abb. 5.7a, b) übereinstimmen, gefordert, berechnet sich die notwendige Lage der CCD-Chipebene zu  $s_B = 1409 \text{ mm}$  und der Abstand des Kameraobjektivs zu  $s_{BK} = 72 \text{ mm}$ . Aus dem paraxialen Abbildungsmodell ergeben sich damit Zusammenhänge zwischen Testbildposition  $s_O$  und Steuerungsparameter  $\Phi$  der Form:

$$s_O(\Phi) = \frac{a_{Z4} \cdot \Phi^4 + a_{Z3} \cdot \Phi^3 + a_{Z2} \cdot \Phi^2 + a_{Z1} \cdot \Phi + a_{Z0}}{(\Phi + a_{N4}) \cdot (\Phi + a_{N3}) \cdot (\Phi + a_{N2}) \cdot (\Phi + a_{N1})} \quad (\text{A.12})$$

Sie sind in Abb. A.7b dargestellt. Für die synchrone Ansteuerung der beiden LC-Linsen ( $\Phi = f_{LC01} = f_{LC02}$ ) vergrößert sich die axiale Testbildposition bei Verringerung des Steuerungsparameters auf seinen Minimalwert auf  $s_O(\Phi = 300 \text{ mm}) = 899 \text{ mm}$ . Der Abbildungsmaßstab bleibt mit  $M(\Phi = 300 \text{ mm}) = 0,2999$  wie gefordert in sehr guter Näherung unverändert. Aus Abb. A.7b wird ferner deutlich, daß die Einzelsteuerung der Linse LC01 ( $\Phi = f_{LC01}$ ,  $f_{LC02} = 2000 \text{ mm}$ ) eine größere lichtbrechende Wirkung hat als die Einzelsteuerung der Linse LC02 ( $\Phi = f_{LC02}$ ,  $f_{LC01} = 2000 \text{ mm}$ ). Diese Tatsache wurde bei der experimentellen Erprobung der multiple-stacking-Anordnung (Abb. 5.7b) bestätigt. Die quantitative Abweichung der gemessenen (Abb. 5.7b) von den berechneten Werten (Abb. A.7b) kann auf die weit geöffnete Blende zurückgeführt werden, durch welche nicht ausschließlich achsnaher Strahlen zur optischen Abbildung

beitragen. Weiterhin hat auch die axiale Positioniergenauigkeit zur Einstellung der Lage  $s_{AO,opt}$  der Vorrichtung einen Einfluß.

Die Form des analytischen Zusammenhangs  $s_o(\Phi)$  aus Gl. (A.12) läßt sich in großer Entfernung zu den senkrechten Asymptoten ( $\Phi \gg a_{N4} \geq a_{N3} \geq a_{N2} \geq a_{N1}$ ) durch eine Hyperbelgleichung annähern:

$$s_o(\Phi) = \frac{a_{Z4} \cdot \Phi^4 + a_{Z3} \cdot \Phi^3 + a_{Z2} \cdot \Phi^2 + a_{Z1} \cdot \Phi + a_{Z0}}{(\Phi + a_{N4}) \cdot (\Phi + a_{N3}) \cdot (\Phi + a_{N2}) \cdot (\Phi + a_{N1})} \approx a_0 + \frac{a_1}{\Phi + a_2}. \quad (\text{A.13})$$

Diese wurde daher als Form der Kalibrierungskurve für die Parameterschätzung der Koeffizienten  $a_0$ ,  $a_1$  und  $a_2$  (Tab. 5.4) zugrundegelegt.

## Literaturverzeichnis

Referenzen, die veröffentlichte Auszüge dieser Arbeit enthalten, sind mit [#] gekennzeichnet.

- [AA01] AUFFARTH, G.U.; APPLE, D.J.: Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen. *Ophthalmologie* 98(11) (2001) 1017-1028
- [ADW<sup>+</sup>01] AUGUSTIN, A.J.; DICK, H.B.; WINKGEN, A.; SCHMIDT-ERFURTH, U.: Ursache und Prävention oxidativer Schäden des Auges. *Ophthalmologie* 98(8) (2001) 776-797
- [AH70] ALVAREZ, L.W.; HUMPHREY, W.E.: Variable power lens and system. US Patent 3507565 (1970)
- [Alt04] ALTMANN, G.E.: Wavefront-customized intraocular lenses. *Current Opinion in Ophthalmology* 15(4) (2004) 358-364
- [ARR05] AUFFARTH, G.U.; RABSILBER, T.M.; REULAND, A.J.: Neue Methoden der Nachstarprävention. *Ophthalmologie* 102(6) (2005) 579-586
- [AS02] ATCHISON, D.A.; SMITH, G.: *Optics of the human eye*. 2<sup>nd</sup> Ed. Butterworth Heinemann Oxford (2002)
- [Atc95] ATCHISON, D.A.: Accommodation and presbyopia. *Ophthalmic and Physiological Optics* 15(4) (1995) 255-272
- [Aza03] AZAR, D.: Vision prosthesis. US Patent 6638304 (2003)
- [BA05] BEN-NUN, J.; ALIO, J.L.: Feasibility and development of a high-power real accommodating intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 31(9) (2005) 1802-1808
- [BB06<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; BRETTHAUER, G.: Untersuchung der Eignung einer Electrowettinglinse zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit. *Automed – 6. Workshop über automatisierungstechnische Methoden in der Medizin*, Rostock (2006)
- [BB66] BREITENBACH, J.W.; BURGMANN, H.: Über die Deformationsdoppelbrechung elastischer Gele. *Monatshefte für Chemie* 97(5) (1966) 1399-1407
- [BBG06<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Untersuchung der Eignung axial-verschiebbarer Linsensysteme zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit durch ein mechatronisches Mikrosystem. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 223(S1) (2006) 15
- [Ben06] BEN-NUN, J.: The NuLens accommodating intraocular lens. *Ophthalmology Clinics of North America* 19(1) (2006) 129-134
- [BGB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Artificial Accommodation System – a new approach to restore the accommodative ability of the human eye. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Seoul (2006) 262-265

- [BHJ<sup>+</sup>04] BAER, E.; HILTNER, A.; JIN, Y.; YU, J.; RANADE, A.; TAI, H.; SHIRK, J.S.; WIGGINS, M.; SANDROCK, M.: Biomimetic GRIN lens using polymeric nanolayered film systems. Proceedings of the Materials Research Society, Boston (2004) Z5.5
- [BKB<sup>+</sup>06<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; KLINK, S.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Ausgewählte Lösungsansätze zur Erfassung des Akkommodationsbedarfs für ein mechatronisches Mikrosystem. Proceedings der Gemeinsamen Jahrestagung der Deutschen, Österreichischen und Schweizerischen Gesellschaften für Biomedizinische Technik, Zürich. In: Biomedizinische Technik Supplement (2006) V189
- [BMB06<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; MARTIN, T.; BRETTHAUER, G.: Systematic selection and design of a ring-actuator for the deformation of an elastic lens. Actuator – 10<sup>th</sup> International Conference on New Actuators, Bremen (2006) 864-867
- [BP00] BERGE, B.; PESEUX, J.: Variable focal lens controlled by an external voltage – an application of electrowetting. The European Physical Journal E 3(2) (2000) 159-163
- [BQV03] BIENIA, M. ; QUILLIET, C. ; VALLADE, M.: Modification of drop shape controlled by electrowetting. Langmuir 19(22) (2003) 9328-9333
- [Bro94] BROCK, D.: A dynamic model of a linear actuator based on polymer hydrogel. Journal of Intelligent Material Systems and Structures 5(6) (1994) 764-771
- [BSB06<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; SIEBER, I.; BRETTHAUER, G.: Is a Triple-Optic approach suitable for the Artificial Accommodation System?. 104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin (2006) FR07.05
- [BSB<sup>+</sup>07<sup>#</sup>] BERGEMANN, M.; SIEBER, I.; BRETTHAUER, G., GUTHOFF, R.F.: Triple-Optic-Ansatz für das Künstliche Akkommodationssystem. Ophthalmologe (2007) ePub – 23.03.2007 – ahead of print
- [Buc01] BUCHHOLZ, A.S.: Autofokus. In: Kefk Network Fotografie. Internet: <http://www.kefk.net/Fotografie/Technik/Fokussierung/Autofokus/index.asp>. Zugriff am 08.01.2006 (2001)
- [CH00] CHARMAN, W.N.; HERON, G.: On the linearity of accommodation dynamics. Vision Research 40(15) (2000) 2057-2066
- [Cha05] CHARMAN, W.N.: Restoring accommodation – a dream or an approaching reality?. Ophthalmic and Physiological Optics 25(1) (2005) 1-6
- [Ciu98] CIUFFREDA, K.J.: Accommodation, the pupil, and presbyopia. In: Clinical Refraction – Principles and practice, (Hrsg: Benjamin J.). Saunders Philadelphia (1998) 77-120
- [CK97] CHAN, W.W.; KOWEL, S.T.: Imaging performance of the liquid-crystal-adaptive lens with conductive ladder meshing. Applied Optics 36(34) (1997) 8958-8969
- [CNA01] CHERN, N.K.; NEOW, P.A.; ANG, M.H.: Practical issues in pixel-based autofocusing for machine vision. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Seoul (2001) 2791-2796
- [CS77] CAUDELL, T.P.; SMOLKA, F.M.: Active optics with room temperature vulcanizing silicone rubber. Proceedings of SPIE 115 (1977) 18-24

- [CSB03] CHEN, J.C.; SCHMID, K.L.; BROWN, B.: The autonomic control of accommodation and implications for human myopia development – a review. *Ophthalmic and Physiological Optics* 23(5) (2003) 401-422
- [DAB<sup>+</sup>06] DONG, L.; AGARWAL, A.K.; BEEBE, D.J.; JIANG, H.: Adaptive liquid microlenses activated by stimuli-responsive hydrogels. *Nature* 442(3) (2006) 551-554
- [Dah05] DAHM, R.: Klare Sicht durch Augenlinsen. *Spektrum der Wissenschaft* 02/2005 (2005) 24-30
- [DAJ<sup>+</sup>02] DE, S.K.; ALURU, N.R.; JOHNSON, B.; CRONE, W.C.; BEEBE, D.J.; MOORE, J.: Equilibrium swelling and kinetics of pH-responsive hydrogels: models, experiments, and simulations. *Journal of Micromechanical Systems* 11(5) (2002) 544-555
- [DG91] DRAEGER, J.; GUTHOFF, R.F.: Kunstlinsenimplantation. In: *Augenheilkunde in Klinik und Praxis Band 4*, (Hrsg.: Francois, J.; Hollwich, F.). Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (1991)
- [DGG<sup>+</sup>98] DEMUS, D.; GOODGY, J.W.; GRAY, G.W.; SPIESS, E.; VILL, V. (Eds.): *Handbook of liquid crystals Vol. I-IV*. VCH Wiley Verlag Weinheim (1998)
- [DKW03] DEMER, J.L.; KONO, R.; WRIGHT, W.: Magnetic resonance imaging of extraocular muscles in convergence. *Journal of Neurophysiology* 89(4) (2003) 2072-2085
- [Doa04] DOANE, J.F.: Accommodating intraocular lenses. *Current Opinion in Ophthalmology* 15(1) (2004) 16-21
- [Dua12] DUANE, A.: Normal values of the accommodation at all ages. *Journal of the American Medical Association* 59(12) (1912) 1010-1013
- [Duc03] DUCHOWSKI, A.T.: *Eye Tracking Methodology – Theory and Practice*. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York (2003)
- [DVW05] DUBBELMAN, M.; VAN DER HEIJD, G.L.; WEEBER, H.A.: Change in shape of the aging human crystalline lens with accommodation. *Vision Research* 45(1) (2005) 117-132
- [EBG06] ECKARD, A.; BECK, R.; GUTHOFF, R.F.: Vergleich der Kontrastsensitivität nach Multifokallinsen- und Monofokallinsenimplantation im Rahmen einer Kataraktoperation. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 223(S1) (2006) 17
- [EC95] EADIE, A.S.; CARLIN, P.J.: Evolution of control system models of ocular accommodation, vergence and their interaction. *Medical Biological Engineering and Computing* 33(4) (1995) 517-524
- [ESP<sup>+</sup>01] ECKERT, G.; SOERGEL, F.; PECHHOLD, W.; MEYER, C.; WEEBER, H.A.: Dynamic material properties of porcine and human lenses. In: *Current Aspects of Human Accommodation*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2001) 37-52
- [FCL87] FISHER, S.K.; CIUFFREDA, K.J.; LEVINE, S.: Tonic accommodation, accommodative hysteresis, and refractive error. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* (64)11 (1987) 799-809
- [FH62] FRY, G.A.; HILL, W.W.: The center of rotation of the eye. *American Journal of Optometry* 39(11) (1962) 581-595

- [Fin02] FINE, I.H.: The SmartLens – a fabulous new IOL technology. *Eye World* 7(10) (2002)
- [Fis71] FISHER, R.F.: Elastic constants of the human lens. *Journal of Physiology* 212(1) (1971) 147-180
- [Fis86] FISHER, R.F.: The ciliary body in accommodation. *Transactions of the Ophthalmologic Society of the UK* 105(Pt2) (1986) 208-219
- [FMJ92] FLITCROFT, D.I.; JUDGE, S.J.; MORLEY, J.W.: Binocular interactions in accommodation control – effects of anisometric stimuli. *Journal of Neuroscience* 12(1) (1992) 188-203
- [Föl94] FÖLLINGER, O.: *Regelungstechnik*. Hüthig Verlag Heidelberg (1994)
- [Fra04] FRANÇOIS, M.: Equipement pseudoaccommodatif implanté pour la correction de la presbytie. WO Patent 2004/004605 (2004)
- [FS79] FARNSWORTH, P.N.; SHYNE, S.E.: Anterior zonular shifts with age. *Experimental Eye Research* 28(3) (1979) 291-297
- [GBD<sup>+</sup>02] GABAY, C.; BERGE, B.; DOVILLAIRE, G.; BUCOURT, S.: Dynamic study of a Varioptic variable focal lens. *Proceedings of SPIE* 4767 (2002) 459-465
- [GBG05] GENGENBACH, U.; BRETTHAUER, G.; GUTHOFF, R.F.: Künstliches Akkommodationssystem auf der Basis von Mikro- und Nanotechnologie. *Mikrosystemtechnik Kongress, Freiburg*. VDE Verlag Berlin Offenbach (2005) 411-414
- [GMW02] GILMARTIN, B.; MALLEEN, E.A.; WOLFFSOHN, J.S.: Sympathetic control of accommodation – evidence for inter-subject variation. *Ophthalmic and Physiological Optics* 22(5) (2002) 366-371
- [Gol02] GOLDSTEIN, E.B.: *Wahrnehmungspsychologie*. 2. Aufl. Spektrum Verlag Heidelberg (2002)
- [GPB02] GÓMEZ-REINO, C.; PÉREZ, M.V.; BAO, C.: *Gradient index optics*. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York (2002)
- [Gre03] GREHN, F.: *Augenheilkunde*. 28. Aufl. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York (2003)
- [Gru06] GRUBE, M.: Softwareentwicklung für eine Testumgebung zur Erprobung aktiv-optischer Elemente. Diplomarbeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2006)
- [Gut04] GUTHOFF, R.F.: Protokolle der Projekttreffen Künstliches Akkommodationssystem. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe und der Universitätsaugenklinik Rostock (2004)
- [Gut05] GUTHOFF, R.F.: Protokolle des 2. und 3. Workshops des Projektes Künstliches Akkommodationssystem. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe und der Universitätsaugenklinik Rostock (2005)
- [Gut06] GUTH, H.: LSQabinett – Software zur Least-Squares-Parameterschätzung. Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrum Karlsruhe (2006)

- [Hai95] HAIGIS, W.: Biometrie. In: Jahrbuch der Augenheilkunde 1995 Optik und Refraktion, (Hrsg.: Kampik, A). Biermann Verlag Zülpich (1995) 123-140
- [Has95] HASLWANTER, T.: Mathematics of three-dimensional eye rotations. Vision Research 35(12) (1995) 1727-1739
- [HC88] HUNG, G.K.; CIUFFREDA, K.J.: Dual-mode behaviour in the human accommodation system. Ophthalmic and Physiological Optics 8(3) (1988) 327-332
- [HC94] HUNG, G.K.; CIUFFREDA, K.J.: Sensitivity analysis of relative accommodation and vergence. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 41(3) (1994) 241-248
- [Hec01] HECHT, E.: Optik. 3. Aufl. Oldenbourg Verlag München (2001)
- [Hel55] v. HELMHOLTZ, H.: Über die Akkommodation des Auges. Albrecht von Graefe's Archiv für Ophthalmologie 1 (1855) 1-74
- [Hen00] HENEIN, S.: Conception des structures articulées guidages flexibles de haute précision. Dissertation EPF Lausanne (2000)
- [Hen15] HENCKY, H.: Über den Spannungszustand in kreisrunden Platten mit verschwindender Biegefestigkeit. Zeitschrift für Mathematik und Physik 63 (1915) 311-317
- [Het01] HETTLICH, H.J.: Lens refilling. In: Current Aspects of Human Accommodation, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2001) 145-161
- [HHE97] HOFFMANN, P.C.; HÜTZ, W.W.; ECKHARDT, H.B.: Bedeutung der Formelwahl für die postoperative Refraktion nach Katarakt-Operation. Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde 211(3) (1997) 168-177
- [HKL04] HANDS, P.J.; KIRBY, A.K.; LOVE, G.D.: Adaptive modally addressed liquid crystal lenses. Proceedings of SPIE 5518 (2004) 136-143
- [Hof80] HOFMANN, C.: Die optische Abbildung. Akademische Verlagsgesellschaft Geest & Portig Leipzig (1980)
- [HSC84] HUNG, G.K.; SEMMLOW, J.L.; CIUFFREDA, K.J.: The near response – modelling, instrumentation and clinical applications. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 31(12) (1984) 910-919
- [HSG<sup>+</sup>05] HELLMANN, A.; STILLER, P.; GUTH, H.; BERGEMANN, M.: AccoCalc – Software zur Datenverarbeitung des ViewPoint-Eye-Trackers. Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2005)
- [Hun98] HUNG, G.K.: Dynamic model of the vergence eye movement system – simulations using Matlab/Simulink. Computer Methods and Programs in Biomedicine 55(1) (1998) 59-68
- [Ibi97] IBI, K.: Characteristics of dynamic accommodation responses – comparison between the dominant and non-dominant eyes. Ophthalmic and Physiological Optics 17(1) (1997) 44-54
- [IHO<sup>+</sup>92] INOUE, T.; HAYASHIHARA, H.; OKAMOTO, H.; OSAKI, K.: Birefringence of amorphous polymers II – dynamic measurement and relaxation measurement. Journal of Polymer Science B 30(4) (1992) 409-414

- [Jas97] JASCHINSKI, W.: Fixation disparity and accommodation as a function of viewing distance and prism load. *Ophthalmic and Physiological Optics* 17(4) (1997) 324-339
- [JJK<sup>+</sup>03] JAHN, C.E.; JAHN, M.A.; KREINER, C.F.; SERESTER, A.; FROMBERG, I.; JACOBI, S.; DEUTSCHMANN, S.; SCHAFFER, E.H.; KAMPPETER, B.A.: Intraocular lens with reversibly adjustable optical power – pilot study of concept and safety. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 29(9) (2003) 1795-1799
- [JS01] JOHANNSDOTTIR, K.R.; STELMACH, L.B.: Monovision – a review of scientific literature. *Optometry and Vision Science* 78(9) (2001) 646-651
- [JSG<sup>+</sup>03] JABOBI, F.; STIEGLITZ, T.; GROSS, M.; MEYER, J.U.: Halterung für eine künstliche Intraokularlinse. DE Patent 10155345 (2003)
- [KA03] KRAG, S.; ANDREASSEN, T.T.: Mechanical properties of the human posterior lens capsule. *Investigating Ophthalmology and Vision Science* 44(2) (2003) 691-696
- [KBB06a<sup>#</sup>] KLINK, S.; BERGEMANN, M.; BRETTHAUER, G.: Simulation of a mechatronic microsystem's intervention into the human accommodation system. *Mechatronics – 4<sup>th</sup> IFAC-symposium on mechatronic systems, Heidelberg* (2006) 484-489
- [KBB06b<sup>#</sup>] KLINK, S.; BERGEMANN, M.; BRETTHAUER, G.: Welche Signalquellen sind für das Künstliche Akkommodationssystem geeignet?. 104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin (2006) P226
- [KBH99] KAPOULA, Z.; BERNOTAS, M.; HASLWANTER, T.: Listing's plane rotation with convergence – role of disparity, accommodation and depth perception. *Experimental Brain Research* 126(2) (1999) 175-186
- [KCK84] KOWEL, S.T.; CLEVERLY, D.S.; KORNREICH, P.G.: Focusing by electrical modulation of refraction in a liquid crystal cell. *Applied Optics* 23(2) (1984) 278-289
- [KFD01] KAPLAN, A.; FRIEDMAN, N.; DAVIDSON, N.: Acousto-optic lens with very fast scanning focus. *Optics Letters* 26(14) (2001) 1078-1080
- [KH04] KUIPER, S.; HENDRIKS, B.H.: Variable-focus liquid lens for miniature cameras. *Applied Physics Letters* 85(7) (2004) 1128-1130
- [KKP<sup>+</sup>05] KIM, S.J.; KIM, H.I.; PARK, S.J.; KIM, I.Y.; LEE, S.H.; LEE, T.S.; KIM, S.I.: Behaviour in electric fields of smart hydrogels with potential applications as bio-inspired actuators. *Smart Materials and Structures* 14(4) (2005) 511-514
- [KLB03] KRUMMENAUER, F.; LOHMEIER, A.; DICK, H.B.: Lebensqualität und Patientenzufriedenheit nach Kataraktchirurgie- Ergebnisse einer Beobachtungsstudie im Zeitraum 04/2001-06/2002. *Ophthalmologie* 100(12) (2003) 1054-1061
- [Kli05] KLINK, S.: Theoretische Untersuchung eines Verfahrens zur Approximation des Akkommodationsbedarfes auf Basis der Bewegung des Augenpaares. Diplomarbeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2005)
- [Kli06a] KLINK, S.: Signalverarbeitung bei der Nutzung des Pupillennahreflexes zur Approximation des Akkommodationsbedarfes. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2006)

- [Kli06b] KLINK, S.: Nutzung des Erdmagnetfeldes zur Approximation des Vergenzwinkels. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2006)
- [KOA97] KRAG, S.; OLSEN, T.; ANDREASSEN, T.T.: Biomechanical characteristics of the human anterior lens capsule in relation to age. *Investigating Ophthalmology and Vision Science* 38(2) (1997) 357-363
- [KOO<sup>+</sup>98] KANEKO, T.; OHMI, T.; OHYA, N.; KAWAHARA, N.: A compact and quick-response dynamic focusing lens. *Sensors and Actuators A* 70(1-2) (1998) 92-97
- [Kor04] KOREN, N.: Understanding image sharpness and MTF. In: Norman Koren Photography. Internet: <http://www.normankoren.com>. Zugriff am 27.05.2004 (2004)
- [KS85] KRENZ, W.C.; STARK, L.: Systems model for pupil size effect – feedback model. *Biological Cybernetics* 51(6) (1985) 391-397
- [KSS<sup>+</sup>01] KRUEGER, R.R.; SUN, X.K.; STROH, J.; MYERS, R.: Experimental increase in accommodative potential after neodymium-yttrium-aluminium-garnet laser photodisruption of paired cadaver lenses. *Ophthalmology* 108(11) (2001) 2122-2129
- [KTB<sup>+</sup>03] KOOPMANS, S.A.; TERWEE, T.; BARKHOF, J.; HAITJEMA, H.J.; KOOIJMAN, A.C.: Polymer refilling of presbyopic human lenses in vitro restores the ability to undergo accommodative changes. *Investigating Ophthalmology and Vision Science* 44(1) (2003) 250-257
- [KTG<sup>+</sup>06] KOOPMANS, S.A.; TERWEE, T.; GLASSER, A.; WENDT, M.; VILUPURU, A.S.; VAN KOOTEN, T.G.; NORRBY, S.; HAITJEMA, H.J.; KOOIJMAN, A.C.: Accommodative lens refilling in rhesus monkeys. *Investigating Ophthalmology and Vision Science* 47(8) (2006) 2976-2984
- [Kui04] KUIPER, S.: Dynamic aspects of variable-focus lenses. 4<sup>th</sup> International Discussion Meeting on Electrowetting, Blaubeuren (2004) 19
- [KW03] KREINER, C.F.; WIESE, K.G.: An expansive copolymer with a therapeutical concept for accommodative intraocular lenses. In: *Current Aspects of Human Accommodation II*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.) Kaden Verlag Heidelberg (2003) 163-171
- [KYP03] KRUPENKIN, T.; YANG, S.; MACH, P.: Tunable liquid microlens. *Applied Physics Letters* 82(3) (2003) 316-318
- [Lav01] LAVIN, M.: Multifocal intraocular lenses – part 1. *Optometry Today* 5/2001 (2001) 34-37
- [LBV<sup>+</sup>00] LOKTEV, M.Y.; BELOPUKHOV, V.N.; VLADIMIROV, F.L.; VDOVIN, G.V.; LOVE, G.D.; NAUMOV, A.F.: Wave front control systems based on modal liquid crystal lenses. *Review of Scientific Instruments* 71(9) (2000) 3290-3297
- [LHN<sup>+</sup>03] LANGENBUCHER, A.; HUBER, S.; NGUYEN, N.X.; SEITZ, B.; GUSEK-SCHNEIDER, G.C.; KÜCHLE, M.: Measurement of accommodation after implantation of an accommodating posterior chamber intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 29(4) (2003) 677-685
- [Lia93] LIAO, B.: Ein Beitrag zur Kamerafokussierung bei verschiedenen Anwendungen der Bildverarbeitung. Dissertation Universität der Bundeswehr Hamburg (1993)

- [LMV<sup>+</sup>06] LI, G.; MATHINE, D.L.; VALLEY, P.; ÄYRÄS, 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. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 103(16) (2006) 6100-6104
- [Loh06] LOHNINGER, H.: Statistische Tests. In: *Grundlagen der Statistik*. eBook Internet: [http://www.statistics4u.com/fundstat\\_germ/](http://www.statistics4u.com/fundstat_germ/). Zugriff am 29.03.2006. (2006)
- [LS04] LASER, D.J.; SANTIAGO, J.G: A review of micropumps. *Journal of Micromechanics and Microengineering* 14(6) (2004) R35-R64
- [Lud01] LUDWIG, K.: Zonular apparatus anatomy, biomechanics and coupling to the lens. In: *Current Aspects of Human Accommodation*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2001) 71-92
- [Lüt01] LÜTJEN-DRECOLL, E.: Morphology and age-related changes of the accommodation apparatus. In: *Current Aspects of Human Accommodation*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2001) 25-35
- [Lun03] LUNZE, J.: *Automatisierungstechnik*. Oldenbourg Verlag München Wien (2003)
- [LR73] LABRUNIE, G; ROBERT, J.: Transient behaviour of the electrically controlled birefringence in a nematic crystal. *Journal of Applied Physics* 44(11) (1973) 4869-4874
- [LRS04] LANGENBUCHER, A.; REESE, S.; JAKOB, C.; SEITZ, B.: Pseudophakic accommodation with translation lenses – dual optic vs mono optic. *Ophthalmic and Physiological Optics* 24(5) (2004) 450-457
- [LZ03] LEYLAND, M.; ZINICOLA, E.: Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery – a systematic review. *Ophthalmology* 110(9) (2003) 1789-1798
- [MAP02] MOFFAT, B.A.; ATCHISON, D.A.; POPE, J.M.: Age-related changes in refractive index distribution and power of the human lens as measured by magnetic resonance micro-imaging in vitro. *Vision Research* 42(13) (2002) 1683-1693
- [Mar06] MARTIN, T.: *Konzeption, Aufbau und experimentelle Erprobung eines Aktormoduls zur Verformung einer elastischen Linse variabler Fokusslänge*. Studienarbeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2006)
- [Mas04] MASKET, S.: Accommodating IOLs – emerging concepts and designs. *Cataract and Refractive Surgery Today* 07/2004 (2004) 32-37
- [Mat99] MATHEWS, S.: Scleral expansion surgery does not restore accommodation in human presbyopia. *Ophthalmology* 106(5) (1999) 873-877
- [MBG<sup>+</sup>90] MYERS, G.A.; BAREZ, S.; KRENZ, W.; STARK, L.: Light and target distance interact to control pupil size. *American Journal of Physiology* 258(3Pt2) (1990) 813-819
- [MC02] MOON, H.; CHO, S.K.: Low voltage electrowetting-on-dielectric. *Journal of Applied Physics* 92(7) (2002) 4080-4087
- [MC04] MORDI, J.A.; CIUFFREDA, K.J.: Dynamic aspects of accommodation – age and presbyopia. *Vision Research* 44(6) (2004) 591-601

- [MC98] MORDI, J.A.; CIUFFREDA, K.J.: Static aspects of accommodation- age and presbyopia. *Vision Research* 38(11) (1998) 1643-1653
- [McD00] McDONALD, H.H.: Accommodative lens implantation. US Patent 6096078 (2000)
- [MEH03] MATTHEWS, M.W.; EGGLESTON, H.C.; HILMAS, G.E.: Development of a repeatedly adjustable intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 29(11) (2003) 2204-2210
- [MEP03] MATTHEWS, M.W.; EGGLESTON, H.C.; PEKAREK, S.D.; HILMAS, G.E.: Magnetically adjustable intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 29(11) (2003) 2211-2216
- [MGT<sup>+</sup>01] MALECAZE, F.J.; GAZAGNE, C.S.; TARROUX, M.C.; GORRAND, J.M.: Scleral expansion bands for presbyopia. *Ophthalmology* 108(12) (2001) 2165-2171
- [MGV95] MINKEN, A.W.; GIELEN, C.C.; VAN GISBERGEN, J.A.: An alternative three-dimensional interpretation of Hering's equal-innervation law for version and vergence eye movements. *Vision Research* 35(1) (1995) 93-102
- [MLT<sup>+</sup>99] MOFFAT, B.A.; LANDMAN, K.A.; TRUSCOTT, R.J.; SWEENEY, M.H. ; POPE, J.M.: Age-related changes in the kinetics of water transport in normal human lenses. *Experimental Eye Research* 69(6) (1999) 663-669
- [MNV95] MIKHAEL, S.; NICOLLE, D.; VILIS, T.: Rotation of Listing's plane by horizontal, vertical and oblique prism-induced vergence. *Vision Research* 35 (23/24) (1995) 3243-3254
- [MPT03] MCLEOD, S.D.; PORTNEY, V.; TING, A.: A dual optic accommodating foldable intraocular lens. *British Journal of Ophthalmology* 87(9) (2003) 1083-1085
- [MW02] McDONALD, J.C.; WHITESIDES, G.M.: Polydimethylsiloxane as a material for fabricating microfluidic devices. *Accounts of Chemical Research* 35(7) (2002), 491-499
- [Nis03] NISHI, O.: Restoration of accommodation by refilling the lens capsule after endocapsular phacoemulsification. In: *Current Aspects of Human Accommodation II*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2003) 135-146
- [NLG<sup>+</sup>98] NAUMOV, A.F.; LOKTEV, M.Y.; GURALNIK, I.R.; VDOVIN, G.V.: Liquid-crystal adaptive lenses with modal control. *Optics Letters* 23(13) (1998) 992-994
- [NLL<sup>+</sup>99] NAUMOV, A.F.; LOVE, G.D.; LOKTEV, M.Y.; VLADIMIROV, F.L.: Control optimization of spherical modal liquid crystal lenses. *Optics Express* 4(9) (1999) 344-352
- [NNM<sup>+</sup>97] NISHI, O.; NISHI, K.; MANO, C.; ICHIHARA, M.; HONDA, T.: Controlling the capsular shape in lens refilling. *Archives of Ophthalmology* 115(4) (1997) 507-510
- [OHI04] OKU, H.; HASHIMOTO, K.; ISHIKAWA, M.: Variable-focus lens with 1-kHz bandwidth. *Optics Express* 12(10) (2004) 2138-2149
- [Oko04] OkoTech Flexible Optics: Adaptive liquid crystal lenses – product specification. Delft (2004)
- [OO89] OERTEL, H. SEN.; OERTEL, H. JUN.: *Optische Strömungsmeßtechnik*. Verlag G. Braun Karlsruhe (1989)

- [PBF<sup>+</sup>05] PAHL, G.; BEITZ, W.; FELDHUSEN, J.; GROTHE, K.H.: Konstruktionslehre. 6. Auflage. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York (2005)
- [Pha06] PHAM, D.T.: Update multifocal IOL. 104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin (2006) SO01.04
- [Pös25] PÖSCHL, T.: Über die Formänderung sehr dünner kreisförmiger Platten und zylindrischer Schalen unter konstantem Innendruck. Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Mechanik 5(3) (1925) 185-193
- [Pra98] PRATT, J.: Visual fixation offsets affect both the initiation and kinematic features of saccades – Erratum. Experimental Brain Research 119(4) (1998) 529
- [Pri69] PRINCEN, H.M.: The equilibrium shape of interfaces, drops, and bubbles – rigid and deformable particles at interfaces. In: Surface and Colloid Science Vol. 2, (Ed.: Matijević, E.). Wiley Interscience Verlag New York London Sydney Toronto (1969) 1-84
- [PS06] PIEH, S.; FIALA, W.: Einfluß der Dezentrierung und Verkippung auf die Abbildungsqualität von sphärischen, asphärischen und customized IOLs. Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde 223(S1) (2006) 23
- [PWG92] PHILLIPS, N.J.; WINN, B.; GILMARTIN, B.: Absence of pupil response to blur-driven accommodation. Vision Research 32(9) (1992) 1775-1779
- [PWG<sup>+</sup>01] PREUBNER, P.R.; WAHL, J.; GERL, R.; KREINER, C.; SERESTER, A.: Akkommodatives Linsenimplantat. Ophthalmologie 98(1) (2001) 97-102
- [RK04] RUCKER, J.R.; KRUGER, P.B.: The role of short-wavelength sensitive cones and chromatic aberration in the response to stationary and step accommodation stimuli. Vision Research 44(2) (2004) 197-208
- [RM96] RAWICZ, A.H.; MIKHALILENKO, I.: Modeling a variable-focus liquid-filled optical lens. Applied Optics 35(10) (1996) 1587-1589
- [RTD04] REGE, S.S.; TKACZYK, T.S.; DESCOUR, M.R.: Application of the Alvarez-Humphrey concept to the design of a miniaturized scanning microscope. Optics Express 12(12) (2004) 2574-2588
- [Rüc05] RÜCKERT, W.: Untersuchung des Verformungsverhaltens eines elastischen Linsenkörpers unter äußerer Krafteinwirkung. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2005)
- [Rüc06] RÜCKERT, W.: Improvement of the properties of a variable focus elastic lens by Finite Element optimization. IEEE LEOS Summer Topicals, Quebec (2006) 48-49
- [Rus90] RUSKELL, G.L.: Accommodation and the nerve pathway to the ciliary muscle – A review. Ophthalmic and Physiological Optics 10(3) (1990) 239-241
- [Rut02] RUTTEN, W.L.: Selective electrical interfaces with the nervous system. Annual Review of Biomedical Engineering 4 (2002) 407-452
- [RW00] RIZZO, J.; WYATT, J.L. JUN.: Intraocular lens system including microelectric components. US Patent 6120538 (2000)
- [SA95] SCHACHAR, R.A.; ANDERSON, D.A.: The mechanism of ciliary muscle function. Annals of Ophthalmology 27(3) (1995) 126-132

- [SA97] STARK, L.R.; ATCHISON, D.A.: Pupil size, mean accommodation response and the fluctuations of accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics* 17(4) (1997) 316-323
- [Sat79] SATO, S.: Liquid-crystal lens-cells with variable focal length. *Japanese Journal of Applied Physics* 18(9) (1979) 1679-1684
- [SB06<sup>#</sup>] SIEBER, I.; BERGEMANN, M.: Entwurfsauslegung einer drei-linsigen Optik variabler Fokusslänge für das Künstliche Akkommodationssystem mittels Optiksimation. 104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Berlin (2006) P119
- [SB98] STÖR, M.; BLUTHARDT, M.: Atlas der klinischen Elektromyographie und Neurographie. 4. Auflage. Kohlhammer Verlag Stuttgart (1998)
- [SBG01] SCHNEIDER, H.; BACSKULIN, A.; GUTHOFF, R.: History of accommodation research. In: *Current Aspects of Human Accommodation*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2001) 11-23
- [SBS90] SWITKES, E.; BRADLEY, A.; SCHOR, C.M.: Readily visible changes in color contrast are insufficient to stimulate accommodation. *Vision Research* 30(9) (1990) 1367-1376
- [Sch03] SCHWARTZ, D.M.: Light-adjustable lens. *Transactions of the American Ophthalmological Society* 101 (2003) 417-436
- [Sch92] SCHACHAR, R.A.: Cause and treatment of presbyopia with a method for increasing the amplitude of accommodation. *Annals of Ophthalmology* 24(12) (1992) 445-447, 452
- [Sch93] SCHIERZ, C.: Wirkung von Linienspektren auf die Akkommodation des Auges. Dissertation ETH Zürich (1993)
- [Sch94] SCHACHAR, R.A.: Zonular function – a new hypothesis with clinical implications. *Annals of Ophthalmology* 26(2) (1994) 36-38
- [Sie05] SIEBER, I.: Optiksimation des triple-optic Ansatzes im Strahlengang des Auges auf Basis paraxialer Berechnungsergebnisse. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2005)
- [Sie06] SIEBER, I.: Optiksimation des Alvarez-Humphrey Ansatzes im Strahlengang des Auges auf Basis paraxialer Berechnungsergebnisse. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2006)
- [SM93] SUGIURA, N.; MORITA, S.: Variable-focus liquid-filled optical lens. *Applied Optics* 32(22) (1993) 4181-4186
- [SMB04] SAUREI, L.; MATHIEU, G.; BERGE, B.: Design of an autofocus lens for VGA ¼" CCD and CMOS sensors. *Proceedings of SPIE* 5249 (2004) 288-296
- [SMK<sup>+</sup>02] STACHS, O.; MARTIN, H.; KIRCHHOFF, A.; STAVE, J.; GUTHOFF, R.: Monitoring accommodative ciliary function using three-dimensional ultrasound. *Graefe's Archive of Clinical and Experimental Ophthalmology* 240 (11) (2002) 906-912
- [SOL<sup>+</sup>98] SAKABE, I.; OSHIKA, T.; LIM, S.J.; APPLE, D.J.: Anterior shift of zonular insertion onto the anterior surface of human crystalline lens with age. *Ophthalmology* 105(2) (1998) 295-299

- [SRV<sup>+</sup>06] SIMONOV, A.N.; ROMBACH, M.; VDOVIN, G.; LOKTEV, M.: Varifocal optics for a novel accommodative intraocular lens. *Proceedings of SPIE* 6113 (2006) 74-80
- [SS75] SHEEDY, J.E.; SALADIN J.J.: Exophoria at near in presbyopia. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 52(7) (1975) 474-481
- [SSB<sup>+</sup>06] STACHS, O.; SCHNEIDER, H.; BECK, R.; GUTHOFF, R.: Pharmacological-induced haptic changes and the accommodative performance in patients with the AT-45 accommodative IOL. *Journal of Refractive Surgery* 22(2) (2006) 145-150
- [SSG<sup>+</sup>06] SCHNEIDER, H.; STACHS, O.; GÖBEL, K.; GUTHOFF, R.: Changes of the accommodative amplitude and the anterior chamber depth after implantation of an accommodative intraocular lens. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 244(3) (2006) 322-329
- [SSK04] STIEGLITZ, T.; SCHUETTLER, M.; KOCH, K.P.: Neural prosthesis in clinical applications – trends from precision mechanics towards biomedical microsystems in neurological rehabilitation. *Biomedizinische Technik* 49(4) (2004) 72-77
- [SSM96] SALEHPOOR, K.; SHAHINPOOR, M.; MOJARRAD, M.: Electronically controllable ionic polymeric gels as adaptive optical lenses. *Proceedings of SPIE* 2716 (1996) 36-45
- [SSS<sup>+</sup>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. *Investigating Ophthalmology and Vision Science* 40(6) (1999) 1162-1169
- [SST<sup>+</sup>03] SCHNEIDER, H.; STAVE, J.; TERWEE, T.; GUTHOFF, R.: Intraoperative refraction control of injectable lenses. In: *Current Aspects of Human Accommodation II*, (Hrsg.: Guthoff, R.; Ludwig, K.). Kaden Verlag Heidelberg (2003) 155-162
- [Sta05] STAVE, J.: Protokolle des 2. Workshops des Projektes Künstliches Akkommodationssystem. Internes Dokument des Instituts für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe und der Universitätsaugenklinik Rostock (2005)
- [Sto03] STORK, W.: Aktuelle technische Entwicklungen in der Ophthalmologie. *Health Technologies* 3/2003 (2003) 4-7
- [SW70] SCHÄFER, W.D.; WEALE, R.A.: The influence of age and retinal illumination on the pupillary near reflex. *Vision Research* 10(2) (1970) 179-191
- [SW96] SCHATT, W.; WORCH, H.: *Werkstoffwissenschaft*. 8. Auflage. Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie Stuttgart (1996)
- [Sza66] SZABÓ, I.: *Einführung in die Technische Mechanik*. 7. Auflage. Springer Verlag Berlin Heidelberg New York (1966)
- [TAL<sup>+</sup>96] TAYLOR, V.L.; AL-GHOUL, K.J.; LANE, C.W.; DAVIS, V.A.; KUSZAK, J.R.; COSTELLO, M.J.: Morphology of the normal human lens. *Investigating Ophthalmology and Vision Science* 37(7) (1996) 1396-1410
- [TC86] TUCKER, J.; CHARMAN, W.N.: Depth of focus and accommodation for sinusoidal gratings as a function of luminance. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 63(1) (1986) 58-70

- [TTR92] TAMM, S.; TAMM, S.; ROHEN, J.W.: Age-related changes of the human ciliary muscle – a quantitative morphometric study. *Mechanisms of Ageing and Development* 62(2) (1992) 209-221
- [Uch06] UCHINO, K.: Piezoelectric actuators 2006 – expansion from IT/robotics to ecological/energy applications. *Actuator – 10<sup>th</sup> International Conference on New Actuators, Bremen (2006)* 48-57
- [VG91] VAN ALPHEN, G.W.; GRAEBEL, W.P.: Elasticity of tissues involved in accommodation. *Vision Research* 31(7-8) (1991) 1417-1438
- [Vie05] VIERECK, M.D.: Simulation und Optimierung des Verformungsverhaltens einer neuartigen elastischen Linse variabler Fokusslänge. Diplomarbeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2005)
- [VLN03] VDOVIN, G.; LOKTEV, M.; NAUMOV, A.: On the possibility of intraocular adaptive optics. *Optics Express* 11(7) (2003) 810-817
- [VV93] VAN RIJN, L.J.; VAN DEN BERG, A.V.: Binocular eye orientation during fixations – Listing's law extended to include eye vergence. *Vision Research* 33(5-6) (1993) 691-708
- [VVB99] VALLET, M.; VALLADE, M.; BERGE, B.: Limiting phenomena for the spreading of water on polymer films by electrowetting. *European Physical Journal B* 11(4) (1999) 583-591
- [Wea03] WEALE, R.A.: Epidemiology of refractive errors and presbyopia. *Survey of Ophthalmology* 48(5) (2003) 515-543
- [Wer05] WERNER, J. (Hrsg.): *Kooperative und autonome Systeme der Medizintechnik*. 1. Auflage. Oldenbourg Verlag München (2005)
- [Wer06] WERNER, L.: Update on intraocular lens materials and biocompatibility. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 223(S1) (2006) 3
- [WSS<sup>+</sup>04] WIGGINS, M.; SANDROCK, M.; SHIRK, J.S.; TAI, H.; BAER, E.; HILTNER, A.; JIN, Y.; TAI, H.: Optical characterization of nanostructured polymer GRIN lenses. *Proceedings of the Materials Research Society, Boston (2004)* Z3.32
- [WYS04] WANG, B.; YE, M.; SATO, S.: Lens of electrically controllable focal length made by a glass lens and liquid-crystal layers. *Applied Optics* 43(17) (2004) 3420-3425
- [Yan05] YANG, Z.: Räumliche Kalibrierung eines binokularen Eye-Trackers. Studienarbeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2005)
- [YLW<sup>+</sup>05] YU, H.C.; LEE, T.Y.; WANG, S.J.; LAI, M.L.; JU, J.J.; HUANG, D.R. LIN, S.K.: Design of a voice coil motor used in the focusing system of a digital video camera. *IEEE Transactions on Magnetics* 41(10) (2005) 3979-3981
- [Yue06] YUE, L.: Optimierung des Verformungsverhaltens einer elastischen Linse unter Druckrandbedingungen unter Einbezug von Varianzuntersuchungen. Diplomarbeit am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe (2006)
- [ZJL05] ZHANG, D.Y.; JUSTIS, N.; LO, Y.H.: Integrated fluidic lenses and optic systems. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics* 11(1) (2005) 97-106

- 
- [ZJL<sup>+</sup>04] ZHANG, D.Y.; JUSTIS, N.; LIEN, V.; BERDICHEVSKY, Y.; LO, Y.H.: High-performance fluidic adaptive lenses. *Applied Optics* 43(4) (2004) 783-787
- [ZLB<sup>+</sup>03] ZHANG, D.Y.; LIEN, V.; BERDICHEVSKY, Y.; CHOI, J.; LO, Y.H.: Fluidic adaptive lens with high focal length tunability. *Applied Physics Letters* 82(19) (2003) 3171-3172

## Glossar medizinischer Fachbegriffe

afferent	zum zentralen Nervensystem hinlaufend
Ametropie	Fehlsichtigkeit, Abweichung von der Emmetropie
Aniseikonie	Unterschied in der Netzhautbildgröße beider Augen
Anisometropie	voneinander abweichende Ametropie beider Augen
Aphakie	Linsenlosigkeit nach Entfernen der natürlichen Augenlinse
Astigmatismus	Fehlsichtigkeit, bei der sich die Scheitelbrechkräfte in zwei aufeinander senkrecht stehenden Meridianen voneinander unterscheiden
Bulbus (oculi)	Augapfel
Choroidea	Aderhaut
Cornea	Hornhaut
effert	vom zentralen Nervensystem weglauend
Emmetropie	Normalsichtigkeit, im desakkommodierten Zustand wird ein unendlich weit entferntes Objekt scharf auf der Netzhaut abgebildet
Foveola centralis	Stelle der Netzhaut mit der größten Photorezeptorendichte
Haptik	elastischer Bügel an der Optik einer Intraokularlinse, welcher der Positionierung und Zentrierung des Implantates im Kapselsack dient
Hyperopie	Weitsichtigkeit, die Scheitelbrechkraft im desakkommodierten Zustand ist kleiner als der für Emmetropie erforderliche Wert
Iris	Regenbogenhaut
Kapsulorhexis	kreisförmige Eröffnung der Vorderseite der Linsenkapsel bei einer Kataraktoperation
Katarakt	Trübung der natürlichen Augenlinse
mesopisch	Helligkeitsbereich, in dem sowohl Stäbchen als auch Zapfen der Netzhaut Lichtreize photochemisch in elektrische Signale umsetzen ( $10^{-2} \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2} < L < 10^2 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ )
Myopie	Kurzsichtigkeit, die Scheitelbrechkraft im desakkommodierten Zustand ist größer als der für Emmetropie erforderliche Wert
Ophthalmologie	Augenheilkunde
Parasympathicus	Zweig des vegetativen (autonomen) Nervensystems
Phacoemulsifikation	Zerkleinerung der natürlichen Augenlinse mittels Ultraschall und ihre Absaugung
photopisch	Helligkeitsbereich, in dem nur die Zapfen der Netzhaut Lichtreize photochemisch in elektrische Signale umsetzen ( $L > 10^2 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ )
Presbyopie	Alterssichtigkeit, Verlust der Akkommodationsfähigkeit

---

Pseudophakie	Zustand, in dem die natürliche Augenlinse durch eine Intraokularlinse ersetzt wurde
Retina	Netzhaut
Sclera	Lederhaut
skotopisch	Helligkeitsbereich, in dem nur die Stäbchen der Netzhaut Lichtreize photochemisch in elektrische Signale umsetzen ( $L < 10^{-2} \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$ )
Strabismus	Schielen, Fehlstellung der beiden Augäpfel zueinander
Sulcus ciliaris	sichelförmige Hohlkehle zwischen Iris und Ziliarkörper
Symphaticus	Zweig des vegetativen (autonomen) Nervensystems
Vitrektomie	chirurgische Entfernung des Glaskörpers



# Curriculum Vitae

Mark Bergemann, geboren am 20. Oktober 1977 als einziges Kind von Dr.-Ing. Ulrich-Joachim Bergemann und Ingrid Charlotte Bergemann, geb. Herbst in Nürnberg.

## Schulbildung:

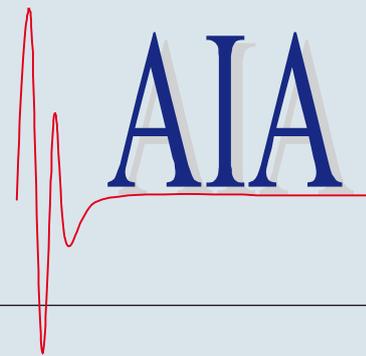
- 1984 – 1988    Grundschule Marktstraße Duisburg-Rheinhausen  
1988 – 1997    Schillergymnasium Offenburg  
Schulabschluß: **Allgemeine Hochschulreife** (Durchschnittsnote: 1,0)

## Hochschulausbildung:

- 1997 – 2002    Studium des Maschinenbaus an der Universität Karlsruhe (TH)  
Diplom-Vorprüfung (Gesamturteil: „sehr gut“)  
Grashof-Preis 1999  
Preis der Jubiläums-Staatsstiftung der Universität Karlsruhe (TH) 2000  
Diplom-Hauptprüfung (Gesamturteil: „mit Auszeichnung bestanden“)  
Redtenbacher-Preis 2002  
Hochschulabschluß: **Diplom-Ingenieur (Dipl.-Ing.)**
- 2003            Internationales MBA-Programm des Collège des Ingénieurs (CDI) Paris  
Abschluß : **Master of Business Administration (MBA)**
- 2004 – 2007    Doktorand am Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe  
Promotion zum **Doktor der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)**  
an der Universität Karlsruhe (TH) (Gesamturteil: „mit Auszeichnung bestanden“)

## Praktika:

- 1997            LuK GmbH & Co., Bühl  
1999            Metallgießerei Gablenz, Weingarten  
2001            Mercedes-AMG GmbH, Affalterbach  
2003            Air Liquide Santé France, Paris



Die Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit nach Katarakt-Operation oder im Falle der Presbyopie ist ein ungelöstes Problem der Ophthalmologie. In der Arbeit wird die Struktur für ein implantierbares mechanisches System („Künstliches Akkommodationssystem“) entwickelt. Je nachdem, ob Umweltinformation oder körpereigene efferente Signale zur Ermittlung des Akkommodationsbedarfs genutzt werden, wird eine autonome von einer kooperierenden Systemvariante unterschieden. Mittels einer auf dem paraxialen Abbildungsmodell beruhenden, neu entwickelten Methodik werden unterschiedliche Wirkprinzipien für aktiv-optische Elemente auf einheitliche Weise untersucht und unter Heranziehung experimenteller Ergebnisse bewertet. Eine vergleichende Gegenüberstellung zeigt, daß nach gegenwärtigem Erkenntnisstand das Prinzip der Fluidlinse und das Alvarez-Humphrey-Prinzip die gestellten Anforderungen am besten erfüllen.