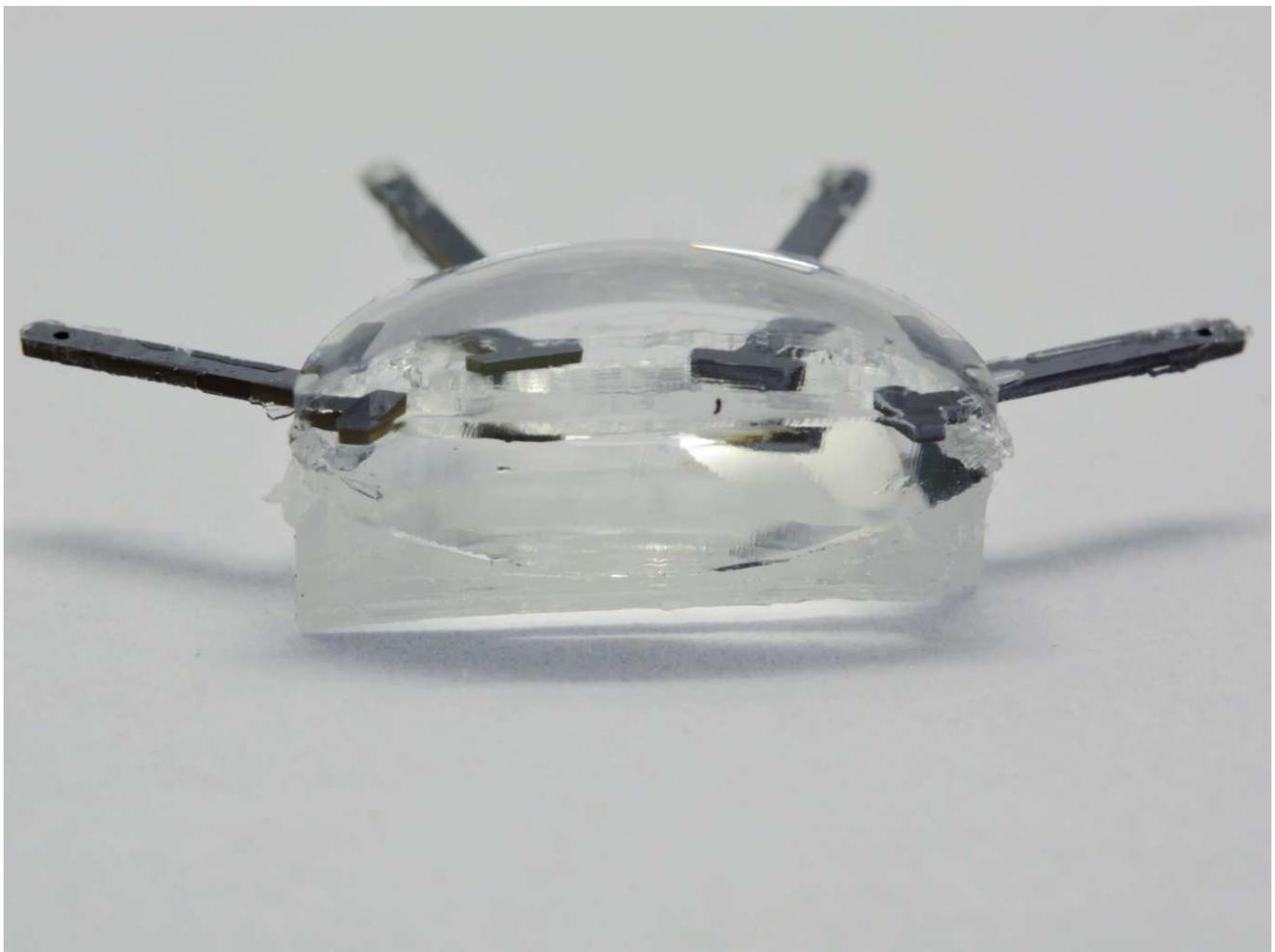


Design und Charakterisierung durchstimmbarer Elastomerlinsen

Peter Liebetraut



Research in Micro-optics

Volume 27

Edited by Prof. Dr. Hans Zappe

Department of Microsystems Engineering - IMTEK
University of Freiburg
Georges-Köhler-Allee 102
Germany

Research in Micro-optics

Edited by Prof. Dr. Hans Zappe

Previously published:

- Volume 1: Silicon-based tunable optical filters**
Dennis Hohlfeld - 2005
- Volume 2: Deformable polymer membrane devices**
Christoph Friese - 2007
- Volume 3: Dynamic and static diffractive optical elements**
Carsten Glasenapp - 2007
- Volume 4: Pneumatic micro-optics**
Armin Werber - 2007
- Volume 5: Controlled tilting micromirrors**
David Kallweit - 2008
- Volume 6: Tunable micro-external cavity laser emitting around 2 μm for medical diagnostics**
Eva Geerlings - 2008
- Volume 7: Tunable liquid micro-optical systems based on electrowetting**
Florian Krogmann - 2008
- Volume 8: Integrated micro-optics for endoscopic optical coherence tomography**
Khaled Aljasem - 2010
- Volume 9: Positions-Encoder mit replizierten und mittels diffraktiver optischer Elemente codierten Maßstäben**
Thomas Samland - 2011
- Volume 10: Tunable microfluidic multi-chamber membrane lenses**
Daniel Mader - 2011
- Volume 11: Tunable optofluidic apertures**
Philipp Müller - 2012
- Volume 12: Spectroscopy inside the cavity of a two mode laser**
Benjamin Scherer - 2012
- Volume 13: Thermo-pneumatic micro-lenses**
Wei Zhang - 2013
- Volume 14: Highly flexible micro-bench system for endoscopic micro-probes**
Niklas Weber - 2013

Research in Micro-optics

Edited by Prof. Dr. Hans Zappe

Previously published:

- Volume 15: Photonische Vermessung der Arterienausdehnung mittels eines mikrooptischen Sensorsystems**
Dominic Ruh - 2014
- Volume 16: Photonic luminescent solar concentrators**
Johannes Gutmann - 2014
- Volume 17: Implantable cardiovascular sensor systems**
Michael Theodor - 2014
- Volume 18: Tunable hyperchromatic lenses**
Phuong-Ha Cu-Nguyen - 2015
- Volume 19: In-situ-Gewebeererkennungssystem für die Verwirklichung einer geführten Elektrochirurgischen Tumorresektion**
Dominik Spether - 2015
- Volume 20: Miniaturized tunable apertures**
Stefan Schuhladen - 2015
- Volume 21: Artificial muscle micro-optics**
Sebastian Petsch - 2016
- Volume 22: Tunable micro-lens system with active aberration correction**
Phillip Waibel - 2017
- Volume 23: Liquid tunable aspherical lenses**
Pengpeng Zhao - 2017
- Volume 24: Polymer Mach-Zehnder interferometers for refractive index sensing**
Yanfen Xiao - 2017
- Volume 25: Optical temperature sensing on flexible polymer foils**
Stanislav Sherman - 2017
- Volume 26: Concept for a multi-modal endoscopic imaging system**
Marc Blattmann - 2017

Design und Charakterisierung durchstimmbarer Elastomerlinsen



Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Technischen Fakultät
der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau

Peter Liebetraut

2017

A dissertation submitted in partial satisfaction of the requirements for the degree of

Doktor-Ingenieur
in
Microsystems Engineering

according to the examination regulations at the University of Freiburg for the Ph.D. in Microsystems Engineering of 01.10.2016.

Department of Microsystems Engineering – IMTEK
Gisela and Erwin Sick Chair of Micro-optics
University of Freiburg
Freiburg im Breisgau, Germany

Dean: Prof. Dr. Oliver Paul

Referees: Prof. Dr. Hans Zappe
Gisela and Erwin Sick Chair of Micro-optics
Prof. Dr. Jürgen Rühle
Laboratory for Chemistry and Physics of Interfaces

Submission: 17.01.2017

Disputation: 30.10.2017

To time

Inhaltsverzeichnis

Abstract	1
Kurzzusammenfassung	3
Abkürzungsverzeichnis	5
1 Einleitung	11
1.1 Durchstimmbare Linsen	12
1.2 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse	15
2 Optische und mechanische Eigenschaften von Polysiloxanen	21
2.1 Chemie der (Poly-)Siloxane	22
2.1.1 Hydrosilylierung: Vernetzungsreaktion additions-vernetzender Polysiloxane	23
2.1.2 Nebenreaktionen	24
2.2 Optische Eigenschaften von Siloxanen	27
2.2.1 Transmission der reinen Siloxanpolymere	28
2.2.2 Brechungsindizes und Dispersion der reinen Siloxanpolymere .	30
2.2.3 Polymermischungen	32
2.3 Mechanische Eigenschaften	35
2.3.1 Spannungs-Dehnungs-Experimente an Siloxanen	36
2.3.2 Probenvorbereitung und Versuchsbeschreibung	37
2.3.3 Ergebnisse und Diskussion	37
2.3.4 Mullins-Effekt in gefüllten Siloxanelastomeren	43
2.4 Zusammenfassung	44
3 Herstellung von Elastomerlinsen	47
3.1 Auswahl des Herstellungsverfahrens	47
3.1.1 Industrielle Verfahren zur Herstellung von Linsen	47

3.1.2	Herstellung von Siloxan-Elastomerlinsen im Labormaßstab . . .	49
3.2	Reaktionsgießen: Design der Gussform	50
3.2.1	Anforderungen an die Gussform	50
3.2.2	Analyse der Fertigungstoleranzen	51
3.2.3	Realisierung der Gussform	54
3.3	Herstellung der PMMA-Urformen	58
3.3.1	Prozessschritte zum Heißprägen von PMMA-Urformen	60
3.4	Herstellung von Elastomervollkörperlinsen	61
3.5	Ergebnisse	63
3.5.1	Herstellung eines Achromaten aus Siloxanen	63
3.5.2	Flexibilität des Herstellungsverfahrens	65
3.5.3	Spannungsdoppelbrechung	66
3.6	Zusammenfassung	67
4	Optische Charakterisierungsmethoden für durchstimmbare Linsen	69
4.1	Motivation	70
4.2	Entwurf der Messsoftware	73
4.2.1	Hardwareabstraktion	73
4.2.2	Adapter und Filter	74
4.2.3	Funktionsweise des Autofokusalgorithmus	76
4.3	Brennweitenbestimmung und Messung der Wellenfrontaberrationen .	80
4.3.1	Theoretische Grundlagen	80
4.3.2	Technischer Aufbau	85
4.3.3	Validierung des Messsystems	93
4.3.4	Messung der chromatischen Längsaberration	98
4.4	Brennweitenmessung und Bestimmung der MTF in der Bildebene . .	100
4.4.1	Technischer Aufbau und Implementierung	100
4.4.2	Grundlagen und Funktionsweise	102
4.4.3	Validierung des Messsystems	104
4.5	Zusammenfassung	108
5	Durchstimmbare Elastomervollkörperlinsen	109
5.1	System Design	109
5.1.1	Biomimetisches Aktuierungskonzept	109
5.1.2	Elastomervollkörperlinsen	110
5.1.3	Aktordesign	111
5.1.4	Symmetrie der vektoriellen Aktuierung	114
5.2	Optische Charakterisierung durchstimmbarer Linsen	118

5.2.1	Durchstimmbarkeit der Brennweite von Elastomerlinsen	118
5.2.2	Gezielte Durchstimmbarkeit von Linsenaberrationen	121
5.2.3	Achromatisches Linsen-Douplet aus PDMS/PMPS	127
5.3	Zusammenfassung	132
6	Zusammenfassung und Ausblick	133
A	Anhang	135
A.1	Ergänzungen zur Brechungsindexmessung	135
A.1.1	Aufbau des Refraktometers	135
A.2	Transmissionsspektren	142
A.3	Dispersion von Siloxanpolymeren	144
A.4	Mechanische Eigenschaften von Siloxan-elastomeren	146
A.4.1	Einfluss der Vernetzungstemperatur auf Spannungs-Dehnungskurven	146
A.4.2	Wiederholgenauigkeit von Spannungs-Dehnungs-Experimenten	147
A.4.3	Bruchdehnung und Bruchenergie nach DIN 53504	148
A.5	Tolerierungssimulationen	152
A.6	Herstellung zweikomponentiger Linsen	154
A.7	Chromatische Längsaberration von Achromaten und Einzellinsen . . .	155
A.8	Ergänzungen zur optischen Metrologie	156
A.8.1	Zernike-Polynome	156
A.8.2	Bildlage und Abbildungsmaßstab der Pupillenprojektion . . .	158
A.8.3	Messunsicherheit der Wellenfrontmessungen	162
A.8.4	Messunsicherheit bei der Brennweitenbestimmung	170
A.8.5	MTF-Messung in der Bildebene	172
A.9	Ergänzungen zur Charakterisierung von Elastomerlinsen	176
A.9.1	Korrektur von intrinsischen Linsenfehlern	176
A.9.2	Durchstimmbereich des Astigmatismus und Vierblattfehlers .	177
A.10	Quellcode	181
	Literaturverzeichnis	185
B	Veröffentlichungen	209

Abstract

This thesis presents a novel type of tunable lenses inspired by the mammalian single aperture eye using elastomeric materials. These replica molded lenses are made entirely out of transparent elastomers and involve no fluids or membranes. The elastic deformation of the lens allows for the accommodation of the lens' refractive power as well as the tuning of aberrations.

The actuation of these lenses is likewise inspired by the ciliary muscle which applies the actuation force radially at the periphery of the lens. 10% elongation at the equatorial plane of the lens results in a similar relative focal tuning range. The deformation of the elastomeric lenses is fully reversible and due to the elastic properties of the lens, the concept of vectored actuation can be introduced. In addition to focal length tuning vectored actuation allows for tuning of specific aberrations which is impossible using single fluidic or membrane lenses.

This thesis thoroughly characterizes the mechanical and optical properties of the employed elastomeric materials. A binary mixture of two varieties of polydimethylsiloxane (PDMS) is then carefully selected as lens material to match the optical and mechanical requirements. Additionally, a Flint-type elastomer is identified and an achromatic doublet lens consisting entirely out of siloxanes is designed. The achromatic doublet reduces the longitudinal chromatic aberration from 270 μm for a singlet lens to the limits of the measuring instrument (10 μm).

Two complementing setups for the optical characterization of tunable lenses are developed. One setup measures the wavefront aberrations, while the second setup evaluates the image quality directly. These flexible instruments are designed with the specific requirements of tunable lenses in mind. Important optical quantities like the initial focal length, the focal length tuning range, wavefront aberrations, the longitudinal chromatic aberration and the overall assessment of the image quality are made easily accessible by these setups. A control software is designed to facilitate the automated, unsupervised characterization of tunable lenses.

Keywords: tunable lenses, bioinspired elastomeric lenses, vectored actuation, tunable aberrations, micro motors, achromatic doublet, optical metrology, wavefront, aberration, MTF, PSF, closed loop algorithm, contrast autofocus, software adapters, injection reaction molding, PDMS, PMPS, hot embossing

Kurzzusammenfassung

Diese Arbeit präsentiert die technische Nachbildung der durchstimmbaren Linse eines Säugetierauges. Die hier gezeigte technische Imitation der Augenlinse besteht vollständig aus Elastomeren und geht definierten Oberflächen aus. Dadurch unterscheiden diese Elastomerlinsen sich grundlegend von durchstimmbaren Flüssig- und Membranlinsen.

Analog zum Ziliarmuskel des Auges werden die Elastomerlinsen durch Dehnung in der Äquatorebene der Linse aktuiert. Die Deformation der Elastomerlinse ist dabei vollständig reversibel; eine 10 %ige Dehnung der Linse führt zu einer proportionalen relativen Brennweitenänderung. Aufgrund der elastischen Eigenschaften dieser Vollkörperlinsen kann das Konzept der vektoriellen Aktuierung eingeführt werden, wodurch sich zusätzlich bestimmte Aberrationen durchstimmen lassen.

In dieser Arbeit wurden die mechanischen und optischen Eigenschaften von Siloxanelastomeren intensiv untersucht. Eine binäre Mischung zweier Polydimethylsiloxane (PDMS) wurde ausgewählt, die sowohl den optischen Anforderungen genügt als auch eine Aktuierung durch Mikromotoren ermöglicht. Zusätzlich wurde ein flintartiges Elastomer identifiziert, welches die Fertigung eines vollständig aus Siloxanelastomeren bestehendes achromatischen Doublets erlaubt. Für dieses wurde die chromatische Längsaberration einer Einzellinse von $270\ \mu\text{m}$ auf die experimentelle Nachweisgrenze des Messinstruments von $10\ \mu\text{m}$ verringert.

Zur Charakterisierung der optischen Eigenschaften von durchstimmbaren Linsen wurden zwei sich ergänzende Messstände aufgebaut. Ein Messinstrument bestimmt die Wellenfrontaberration, das andere dient der Beurteilung der Optik in der Bildebene. Beide Instrumente gehen auf die besonderen Anforderungen der Optikprüfung von adaptiven Linsen ein und lassen sich leicht an verschiedene Brennweiten und Aperturdurchmesser anpassen. Wichtige optische Parameter wie die Anfangsschnittweite, die chromatische Längsaberration, die Abbildungsqualität sowie Wellenfrontaberrationen für zwei Wellenlängen können mit Hilfe einer eigens implementierten Software automatisch erfasst werden.

Stichwörter: durchstimmbare Linsen, biomimetische Elastomerlinsen, vektorielle Aktuierung, Mikromotoren, achromatisches Doublet, optische Metrologie, Wellenfront, Aberrationen, MTF, PSF, Regelkreis, Kontrastautofokus, Software-Adapter, Reaktionsgießen, PDMS, PMPS, Heißprägen

Abkürzungsverzeichnis

Bemerkung: Für optische Größen beziehen sich gestrichene Symbole auf den Abbildungsraum, ungestrichene Symbole auf den Objektraum.

Beispiel: AS: Aperturblende, AS': Bild der Aperturblende.

Zeichenlegende

Symbol	Größe	Einheit
A	Fläche	m^2
a	Halbdurchmesser, z. B. einer Apertur	m
a	Pixelgröße	m
b	Bildweite	m
c	Konzentration	mol L^{-1}
c_n^m	Zernike-Entwicklungskoeffizient	m
d	Durchmesser	m
δ_{nm}	Kronecker-Symbol	–
E	Zugmodul	N m^{-2}
$F/\#$	Blendenzahl, engl. f-stop	–
F	Kraft	N
f	Brennweite	m
G	Schermodul	N m^{-2}
G_c	Bruchenergie	N m^{-2}
g	Gegenstandsweite	m
H	Hauptebene	–
h	Höhe	m
I	Bestrahlungsstärke, Intensität	W m^{-2}
J_1	Besselfunktion der ersten Ordnung	–
$k = 2\pi/\lambda$	Wellenzahl	m^{-1}
l	Länge	m
m	azimutaler Grad des Zernike-Polynoms	–
N_n^m	Normierungsfaktor des Zernike-Polynoms	–
n	Brechungsindex	–

Symbol	Größe	Einheit
n	radiale Ordnung des Zernike-Polynoms	–
p	Druck	N m^{-2}
R_n^m	radiale Komponente des Zernike-Polynoms	–
R	Krümmungsradius einer Linse	m
R	Bestimmtheitsmaß	–
r	Radius	m
s_i	Bildweite	m
s_o	Objektweite	m
t	Dicke	m
t	Zeit	s
T	Transmission	%
T	Temperatur	K oder °C
T_g	Glasübergangstemperatur	K oder °C
T_m	Schmelztemperatur	K oder °C
V	Elektrische Spannung	V
W	Wellenfront	m
ΔW	Wellenfrontaberration	m
w	Breite	m
Z_n^m	Zernike-Polynom der Ordnung n , Grad m	–
$\langle x \rangle$	arithmetisches Mittel der Größe x	–
α_T	Linearer Ausdehnungskoeffizient	10^{-6} K^{-1}
β_T	transversaler Abbildungsmaßstab	–
ε	Dehnung	%
λ	Wellenlänge	m
ν	Abbezahl	–
ν	Poissonzahl	–
ν_0	Grenzfrequenz	lp/mm
ν, η, χ	Ortsfrequenz	lp/mm
$\tilde{\nu}$	Wellenzahl	cm^{-1}
ω	Kreisfrequenz	rad s^{-1}
π	Kreiszahl	3,141 592 6...
φ	Phase (z. B. von einer Wellenfront)	rad
φ	Azimutwinkel der Einheitspupille	rad
ρ	Massendichte	kg m^{-3}

Symbol	Größe	Einheit
ρ	normierter Pupillenradius	–
σ	Standardabweichung	–
σ	mechanische Spannung	N m^{-2}
\varnothing	Aperturdurchmesser	mm

Abkürzungsliste

Abkürzung	Bedeutung
1D	eindimensional
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
AR	Antireflex(schicht)
AS	Aperturblende, engl. aperture stop
AST 0, AST 45	Astigmatismus 0° , Z_2^{-2} bzw. 45° , Z_2^{+2}
BCX	Bikonvexlinse
BFL	hintere Schnittweite, engl. back focal length
CCD	ladungsgespeistes Bauteil (Bildsensor), engl. charge-coupled device
CMOS	komplementärer Metalloxid-Halbleiter, engl. complementary metal oxide semiconductor
CLA	Farblängsfehler, chromatische Längsaberration, longitudinale chromatische Aberration
COC	Cycloolefin-Copolymere
CVA	Farbquerfehler, transversale chromatische Aberration, chromatische Vergrößerungsdifferenz
CVD	chemische Gasphasenabscheidung, engl. chemical vapor deposition
DEFOC	Defokus, Z_2^0
DFG	Deutsche Forschungsgemeinschaft
DMSO	Dimethylsulfoxid

Abkürzung	Bedeutung
DRIE	reaktives Ionenätzen, engl. deep reactive ion etching
ECX	Äquikonvexlinse
EFL	Brennweite, engl. effective focal length
2-EN	2-Ethyl-naphthalin
EP	Eintrittspupille, engl. entrance pupil
EW	Eintrittsfenster, engl. entrance window
FEM	Finite-Elemente-Methode
FFL	vordere Schnittweite, engl. front focal length
FS	Feldblende, engl. field stop
FWHM	Halbwertsbreite, engl. full width at half maximum
Gew.-%	Massenanteil, Massenbruch $w = m/m_{\text{gesamt}}$
H	Hauptebene
H ₂	Wasserstoffgas
H ₂ O	Wasser
HCl	Chlorwasserstoff
HeNe-Laser	Helium-Neon-Laser
IPA	Isopropylalkohol
IRO	Pupillenprojektionsoptik, engl. image relay optics
LCD	Flüssigkristallanzeige, engl. liquid crystal display
LCE	Flüssigkristalline Elastomere, engl. liquid crystal elastomers
LCOS	Flüssigkristalle auf Siliziumsubstrat, engl. liquid crystal on silicon
LP	Linienpaare
LUT	Testlinse, engl. lens under test
MEMS	Mikrosystem, engl. micro-electro-mechanical system
MEN	Meniskuslinse
MTF	Kontrastübertragungsfunktion, auch Modulationstransferfunktion, engl. modulation transfer function
MZI	Mach-Zehnder-Interferometer
NA	numerische Apertur
OA, o. A.	optische Achse
OH	Hydroxylgruppe
OTF	Optische Übertragungsfunktion, engl. optical transfer function
PCX	Plankonvexlinse
PDMS	Polydimethylsiloxan
PE	Polyethylen

Abkürzung	Bedeutung
PECVD	plasmaunterstützte chemische Gasphasenabscheidung, engl. plasma enhanced chemical vapor deposition
PEEK	Polyetheretherketon
PET	Polyethylenterephthalat
PMMA	Polymethylmethacrylate
PMPS	Polymethylphenylsiloxan
ppm	parts per million ($\times 10^{-6}$)
PSF	Punktbildverwaschungsfunktion auch: Punktspreizfunktion, engl. point spread function
PTF	Phasentransferfunktion, engl. phase transfer function
PV	peak to valley, Amplitude der Wellenfrontaberration
RGB	Rot, Grün, Blau (Farbkanäle eines Bildes)
RIE	Reaktives Ionenätzen, engl. reactive ion etching
RMS	quadratischer Mittelwert, engl. root mean square
ROC	Krümmungsradius, engl. radius of curvature
SHS	Shack-Hartmann-Sensor
SSHS	Scheiner-Shack-Hartmann-Sensor
SI	Shearing-Interferometer
SPHA	Sphärische Aberration, Z_4^0
TE	Transversal elektrisch, <i>s</i> -polarisiert
TGI	Twyman-Green-Interferometer
THF	Tetrahydrofuran
TM	Transversal magnetisch, <i>p</i> -polarisiert
UV	Ultraviolettstrahlung 10 nm bis 380 nm
UV/VIS	Ultravioletter und sichtbarer Bereich des Spektrums 380 nm bis 780 nm
XP	Austrittspupille, engl. exit pupil
XW	Austrittsfenster, engl. exit window
vol%	Volumenanteil $\phi = V/V_{\text{gesamt}}$
wt%	Massenanteil, Massenbruch $w = m/m_{\text{gesamt}}$
Si–	einfach substituiertes Silylgruppe(organisch oder Si–O)
Si=	zweifach substituierte Silylgruppe (organisch oder Si–O)
Si≡	dreifach substituierte Silylgruppe (organisch oder Si–O)

1 Einleitung

Im Gegensatz zu herkömmlichen Linsen können durchstimmbare Linsen ihre Brechkraft sowie weitere optische Eigenschaften variieren. Erste Vorschläge zu adaptiven Linsen entstanden bereits Anfang des 20. Jahrhunderts. Die Idee, die Brechkraft einer Linse mit Hilfe von Durchbiegung von Kugelschalen aus Glas durch den Druck einer Flüssigkeit zu verändern, musste allerdings aufgrund der mangelnden Elastizität von Glas zugunsten von zwei entlang der optischen Achse verschiebbaren Einzellinsen aufgegeben werden [1]. Zur Umgehung der Einschränkungen durch Materialeigenschaften setzte ein späteres Konzept auf zwei gekreuzte flüssigkeitsgefüllte Zylinderlinsen mit dünnen Deckgläsern (Dicke ca. 70 μm) als optische Flächen. Durch die gekreuzte Anordnung der Zylinderlinsen konnte mit dieser Konstruktion auch Astigmatismus variiert werden [2].

Der Mangel an geeigneten elastischen und transparenten Materialien behinderte jedoch lange Zeit den Fortschritt bei der Entwicklung durchstimmbarer Linsen. Alternative Konzepte für durchstimmbare Festkörperlinsen wie die Alvarez-Linse konnten sich aufgrund der hohen Anforderungen an die Fertigung der optischen Flächen ebenfalls nicht durchsetzen [3,4]. Erst mit dem Aufkommen neuer Materialien konnten ab 1990 verschiedene Konzepte für durchstimmbare Linsen entwickelt und umfassend untersucht werden [5–11].

Mit der Entwicklung neuer Materialien und Fertigungstechniken sind in den letzten 15 Jahren – etwa ein Jahrhundert nach der Vorstellung der ersten durchstimmbaren Linsen – verschiedene Konzepte zur Variation der Brechkraft kommerzialisiert worden. Unter ihnen finden sich Membranlinsen (HoloChip, Optotune, poLight) [12,13], Linsen auf Basis von Flüssigkristallen (LensVector) [14] sowie fluide Linsen, deren Brechkraft durch Veränderung der Grenzflächenspannung variiert werden kann (Varioptic) [15,16]. Auch ein komplexes Linsensystem mit 3-fach optischem Zoom mittels durchstimmbarer Linsen wurde erfolgreich erprobt [17].

Im Rahmen des Schwerpunktprogramms „aktive Mikrooptik“ der DFG beschäftigt sich diese Arbeit mit der technischen Nachbildung der durchstimmbaren Augenlinse von Säugetieren durch Vollkörper-Elastomerlinsen. Die entwickelten durchstimmbaren Linsen bestehen vollständig aus Siloxanelastomeren; ihre mechanischen und optischen Eigenschaften werden hier intensiv untersucht.

1.1 Durchstimbare Linsen

Durchstimbare Linsen lassen sich grob in drei Kategorien unterteilen: Flüssigkeitslinsen, flüssigkristalline Linsen und Linsen aus Elastomeren. Sowohl die sehr kompakten und elektrisch aktuibaren flüssigkristallinen Linsen als auch die Flüssigkeitslinsen, ob mit oder ohne Membran zur Trennung der Flüssigkeit von der Umgebung, wurden bereits intensiv untersucht. Daher existieren zahlreiche Übersichtsartikel, welche die unterschiedlichen Implementierungen von Flüssigkeitslinsen und Methoden zur Aktuierung dieser durchstimbaren Linsen beleuchten [7–11, 18].

Neben dem Aspekt der Mimese biologischer Systeme sind durchstimbare Linsen auch von großem technischen Interesse, da sie bei der Fokussierung auf unterschiedliche Gegenstandsweiten ohne das Verschieben der Linsen entlang der optischen Achse auskommen. Mit Hilfe von durchstimbaren Linsen sind daher deutlich kompaktere Bauformen von Kamerasystemen möglich (ohne Berücksichtigung der Aktoren), weshalb insbesondere durch die Miniaturisierung der Unterhaltungselektronik mit kompakten Kameras die Nachfrage nach durchstimbaren Linsen zugenommen hat [18, 19].

Im Gegensatz zu den Flüssiglinsen und Linsen aus Flüssigkristallen sind durchstimbare Linsen aus Elastomeren vergleichsweise wenig erforscht und Gegenstand dieser Arbeit.

Elastomerlinsen

Durchstimbare Elastomerlinsen sind als biomimetisches Konzept der Augenlinse von Säugetieren nachempfunden, d. h. sie können ihre Brechkraft durch reversible Deformation eines elastischen Linsenkörpers variieren. Im Auge sorgt eine deformierbare Linse aus zellulärem Material für die sogenannte Akkommodation an unterschiedliche Gegenstandsweiten [20, 21]. Die Funktion der Augenlinse übernimmt in der technischen Nachbildung eine Linse, die vollständig aus einem optisch transparenten Siloxanelastomer besteht. Als deformierbarer Festkörper kommen Elastomerlinsen daher der Mimese der Augenlinse deutlich näher als andere Konzepte durchstimbbarer Linsen wie beispielsweise flüssigkeitsgefüllte Membranlinsen.

Abbildung 1.1a zeigt einen Längsschnitt durch das menschliche Auge mit seinen wichtigsten Komponenten. Die Abbildung der Umgebung auf der Retina erfolgt gemeinsam durch die durchstimbare Augenlinse und die Cornea, wobei die Cornea etwa $2/3$ zur Gesamtbrechkraft des Auges beiträgt. Die Brechkraftänderung resultiert aus der Dehnung der Augenlinse entlang ihrer Äquatorebene durch den ringförmigen Ziliarmuskel, der über die Zonulafasern mit der Augenlinse verbunden

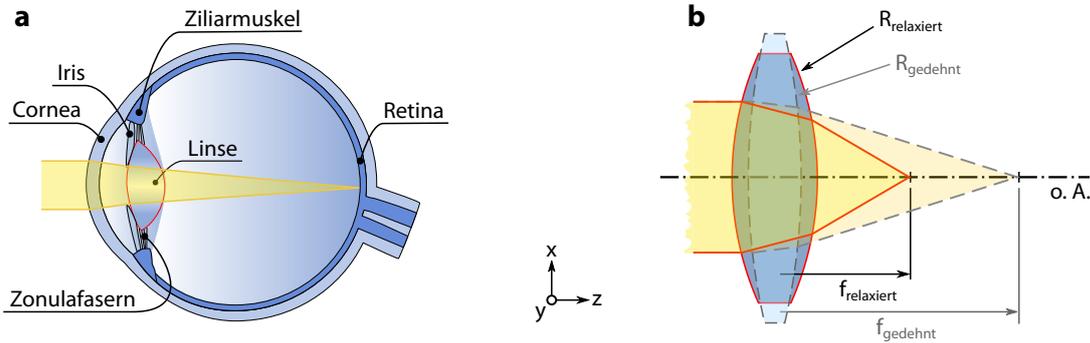


Abb. 1.1: a) Wichtigste Komponenten des menschlichen Auges (Aufsicht auf Längsschnitt des rechten Auges); b) Schema zur Brennweitenakkommodation, die Zustände relaxiert/-gedehnt beziehen sich auf die durchstimmbare Linse.

ist (vgl. Abb. 1.1b). Mit Hilfe des Ziliarmuskels kann die hintere Brennweite des Auges zwischen 14,1 mm und 17 mm variiert werden [20][S. 3ff]. Aufgrund der Anatomie des Auges ist die Augenlinse gedehnt während der Ziliarmuskel relaxiert ist (Fernakkommodation) [21].

Wegen der engen Analogie zur Akkommodation der Augenlinse wurden bereits 1984 Elastomerlinsen zur Realisierung adaptiver Linsen vorgeschlagen [22]. Bei diesem und auch bei neueren Ansätzen steht die radialsymmetrische mechanische Dehnung der Linse entlang der Äquatorebene im Vordergrund. Die Dehnung beträgt wie bei der Augenlinse nur wenige Prozent; zur Übertragung der mechanischen Kraft werden unter anderem Irisblendenaktoren [23–26], elektromagnetische Aktuierung [27] und dielektrische Elastomere eingesetzt [28]. Durch die nach außen gerichtete Dehnung der Elastomerlinsen ist der Platzbedarf der Aktoren im Vergleich zur Linse relativ groß. Ein größerer Brennweitendurchstimmbereich lässt sich durch aktive Kompression einer Elastomerlinse erreichen, wobei aufgrund der Kompression erhebliche Abweichungen von der sphärischen Form auftreten [29].

Ein herausragendes Merkmal von Elastomerlinsen ist jedoch – anders als bei Flüssigkeitslinsen oder Membranlinsen – dass Kräfte gerichtet eingesetzt werden können und sich somit auch Aberrationen direkt kontrollieren lassen. Im Gegensatz zu flüssigkeitsgefüllten Linsen, die zur Durchstimmung von Astigmatismus zwei unabhängige zylindrische Linsen erfordern [30, 31], kann die Steuerung von Astigmatismus bei Elastomerlinsen in eine einzige Linse integriert werden [32]. Zwar existieren auch Mikrolinsen aus Elastomeren, die thermisch aktuiert werden und die einen durchstimmbaren Astigmatismus aufweisen, allerdings wird die Orientierung und Amplitude des Astigmatismus durch die unveränderliche Geometrie der Heizelemente

festgelegt [33]. Mit dem in dieser Arbeit verfolgten Ansatz lassen sich nicht nur Orientierung und Amplitude des Astigmatismus frei wählen, sondern darüber hinaus auch Herstellungsfehler der Elastomerlinsen eliminieren.

Ein weiterer Vorteil der Elastomerlinsen besteht darin, dass sie durch Abformen über wohldefinierte optische Flächen verfügen. Die gewünschte Gesamtbrechkraft der Elastomerlinsen kann über die Krümmungsradien bereits beim Herstellungsprozess eingestellt werden. Die Brennweitenänderung findet – analog zur Augenlinse – in einem kleinen Intervall um die Anfangsbrennweite statt. Diese Eigenschaft macht Elastomerlinsen für Autofokus-Systeme interessant da dort nur kleine Brechkraftänderungen nötig sind, um für verschiedene Gegenstandsweiten scharfe Abbildungen zu erzeugen.

Darüber hinaus können die optischen Flächen der Elastomerlinsen so gewählt werden, dass die durchstimmbaren Elastomerlinsen zur Korrektur des optischen Systems beitragen. Dies hebt sie von den üblichen Flüssigkeitslinsen ab, für die die Korrektur des optischen Systems durch weitere Komponenten übernommen werden muss [34, 35]. Als Festkörper sind Elastomerlinsen zudem nicht anfällig für Koma, die bei Flüssigkeitslinsen durch den Einfluss der Gravitation hervorgerufen wird [5, 36, 37]. Mit speziellen Membranprofilen lassen sich auch bei Flüssigkeitslinsen die sphärische Aberration und Koma für bestimmte Brennweitenbereiche minimieren [38]. Die Herstellung dieser Flüssigkeitslinsen ist jedoch komplexer als die Herstellung der Elastomerlinsen, die in einem einzigen Prozessschritt gefertigt werden können.

Elastomerlinsen sind deformierbare Festkörper und vereinen daher zahlreiche Eigenschaften von konventionellen Glas- und durchstimmbaren Flüssigkeitslinsen. Mit der freien Wahl der Flächen ähneln Elastomerlinsen den Glas- oder Kunststofflinsen; anders als diese sind Elastomerlinsen jedoch bruchfest und durchstimmbare. Im Gegensatz zu den ebenfalls durchstimmbaren Flüssigkeitslinsen müssen Elastomerlinsen nicht durch aufwendige Verkapselung gegen das Auslaufen der Flüssigkeiten geschützt werden. Mit Flüssigkeitslinsen haben Elastomerlinsen die relativ große Temperaturabhängigkeit des Brechungsindex [39, 40] gemeinsam ($-1,5 \cdot 10^{-4} \text{ K}^{-1}$ bis $-5 \cdot 10^{-4} \text{ K}^{-1}$), deren Betrag mehrere Größenordnungen über den entsprechenden Koeffizienten von Gläsern liegt [41] und die Grundlage für thermisch durchstimmbare Linsen aus Siloxanen bildet [33].

Als deformierbare Festkörper benötigen Elastomerlinsen jedoch zwangsläufig größere Kräfte zur Aktuierung als durchstimmbare Flüssigkeitslinsen. In dieser Arbeit konnte jedoch eine Polymermischung gefunden werden, die weich genug ist, um im späteren Verlauf des Projektes auch die Aktuierung mit flüssigkristallinen Elastomer-Aktoren zu ermöglichen [42].

Optische Metrologie für durchstimbare Linsen

Mit der Verwendung von durchstimbaren Linsen als wesentlicher Bestandteil eines optischen Systems steigen auch die Anforderungen an die Charakterisierung dieser Linsen. Die übliche Bestimmung der Brennweitenänderung ist jedoch nur einer der wesentlichen Parameter durchstimbbarer Linsen. Damit durchstimbare Linsen in einem komplexen optischen System sinnvoll eingesetzt werden können, müssen über die Brennweite hinaus auch die Aberrationen der Linsen für jeden Aktuierungszustand bekannt sein.

Für die Optikprüfung von Linsen mit fester Brennweite haben sich interferometrische Verfahren etabliert [43, 44]. In spezialisierten Instrumenten sowie durch computergestützte Analyse der Interferenzmuster lassen sich diese Linsen auch in großen Stückzahlen charakterisieren [45, 46]. Andere, nicht-interferometrische Messverfahren wie die MTF-Messung wurden ebenfalls an die Massenfertigung optischer Komponenten mit fester Brennweite angepasst [47].

Durchstimbare Linsen zeichnen sich jedoch dadurch aus, dass ihre Eigenschaften variabel sind, weshalb sie besondere Ansprüche an die Optikprüfung stellen. Darüber hinaus verfügen durchstimbare Linsen auch immer über ein Aktorsystem, das während der Optikprüfung mit dem Messgerät und der Messsoftware interagieren muss, sofern die Messung automatisiert ablaufen soll. Bislang sind keine kommerziellen Messsysteme erhältlich, die auf adaptive Optiken spezialisiert sind oder es dem Anwender auf einfache Weise ermöglichen, das Gerät an neue Messbedingungen anzupassen. Die Implementierung von zwei Messsystemen, die speziell für die Charakterisierung adaptiver Linsen ausgelegt sind, bildet daher den zweiten Schwerpunkt dieser Arbeit.

Die Messsysteme sollen nicht nur die zuverlässige Charakterisierung der Elastomerlinsen erlauben, sondern auch flexibel zur Messung von anderen durchstimbaren Linsen genutzt werden können. Dazu wurde eine Software implementiert, die auf die Anforderungen von durchstimbaren Linsen angepasst ist. Dadurch lassen die Messstände einerseits einen sehr hohen Grad an Automatisierung zu, gleichzeitig kann die Software durch die Einführung von einheitlichen Schnittstellen flexibel auf andere adaptive Linsen und deren Aktoren erweitert werden.

1.2 Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse

Herstellung durchstimbbarer Elastomerlinsen

Die verwendeten Siloxanelastomere zeichnen sich durch ihre hohe Abformtreue aus, wodurch Linsengeometrien und optische Flächen durch Abformung exakt nachge-

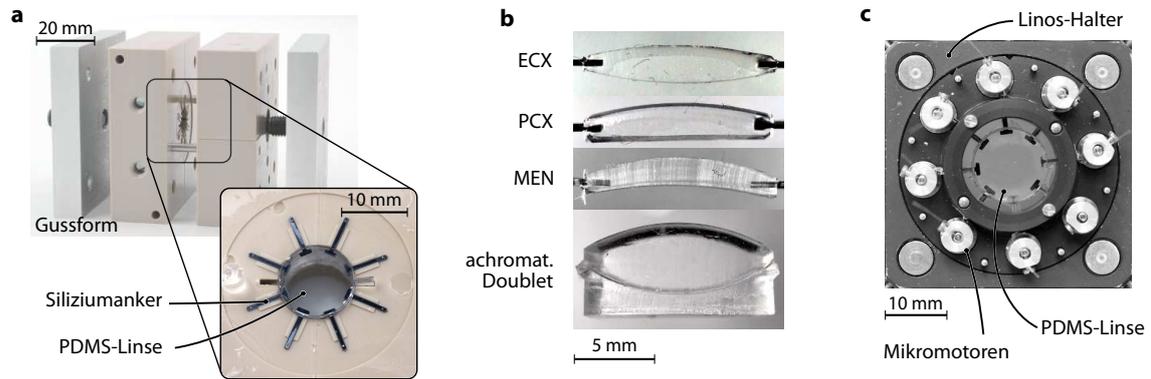


Abb. 1.2: *a)* Gussform zur Herstellung durchstimmbarer Elastomerlinsen; *b)* mit der Gussform realisierte Linsengeometrien: Äquikonvex (ECX), plankonvex (PCX), konvex-konkave Meniskuslinse (MEN), achromatisches Doublet; *c)* Aktorsystem mit Elastomerlinse in einem optischen Halter.

bildet werden können [48, 49]. Für den dazu nötigen Reaktionsgießprozess wurde in dieser Arbeit die in Abbildung 1.2a gezeigte wiederverwendbare PEEK-Gussform mit PMMA-Urformen als Formeinsätze entwickelt, die sowohl durch Heißprägen von Glaslinsen als auch durch Diamantfräsen gewonnen werden können. Neben der Abformung der Elastomerlinsen von optisch definierten Flächen mit einstellbarer Mittendicke, ermöglicht die Gussform auch die Herstellung von mehrkomponentigen Linsen, wodurch sich nahezu beliebige Linsengeometrien herstellen lassen. Abbildung 1.2b zeigt neben den in dieser Arbeit untersuchten Geometrien der durchstimmbaren Elastomerlinsen auch ein nicht durchstimmbares achromatisches Doublet, das durch Reaktionsgießen von zwei verschiedenen Siloxanelastomeren gewonnen wurde.

Während des Reaktionsgießprozesses werden Anker aus Silizium in die Elastomerlinse eingebettet, die über chirurgische Fäden mit acht bürstenlosen Mikromotoren zur Aktuierung verbunden werden (siehe Abb. 1.2c). Die Siliziumanker und die chirurgischen Fäden übernehmen die Funktion der Zonulafasern des biologischen Vorbilds. Durch die individuell ansteuerbaren Mikromotoren lassen sich die Elastomerlinsen entlang von vier Achsen unabhängig aktuieren und sich das Verhalten der Elastomerlinsen bei vektorieller Aktuierung untersuchen. Die Einheit ist kompakt genug, um die Elastomerlinsen inklusive der Mikromotoren in die handelsüblichen Schienensysteme (40 mm × 40 mm) der optischen Messaufbauten integrieren zu können.

Die hergestellten einkomponentigen Elastomerlinsen haben einen Durchmesser von 12 mm (Auge: 8,5 mm bis 10 mm), eine Mittendicke von 2 mm bis 3,5 mm (Auge:

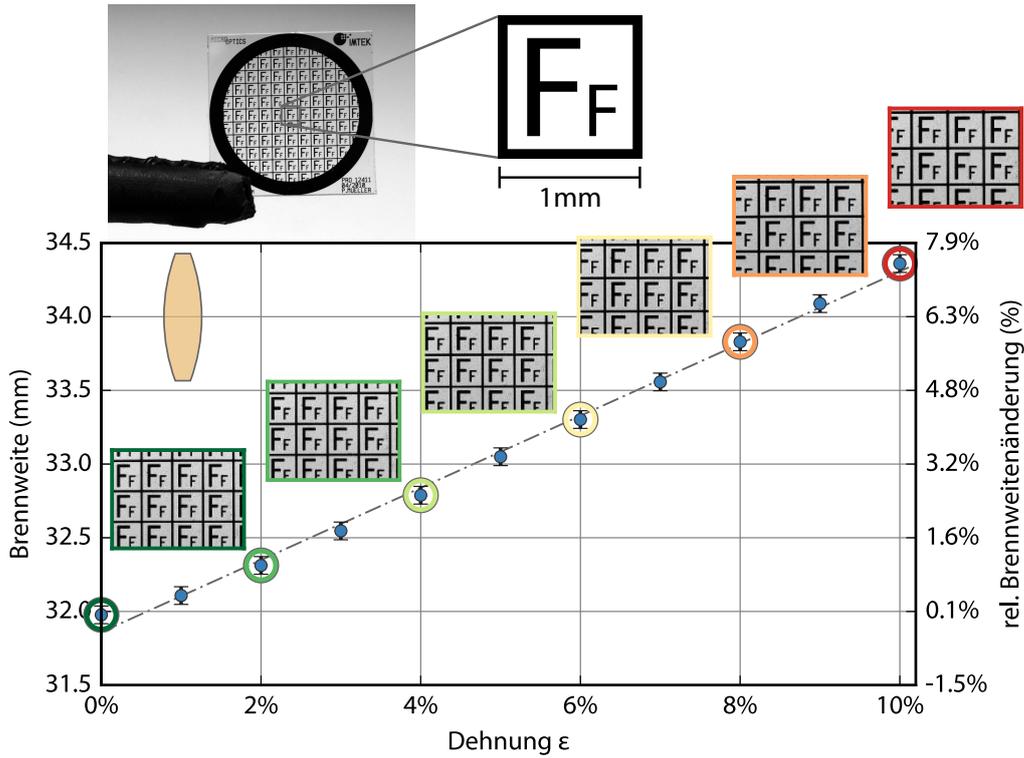


Abb. 1.3: Absolute und relative Brennweitenänderung einer äquikonvexen durchstimmbaren Elastomerlinse. Der Abbildungsmaßstab β_t beträgt bei 0% Dehnung der Linse etwa 1. Die Kantenlänge eines F-Motivs beträgt auf dem Dia 1 mm; dies entspricht ca. 200 Pixel auf dem Sensor (Pixelgröße $4,65 \mu\text{m} \times 4,65 \mu\text{m}$). Die Punkte repräsentieren Messdaten; die Kreise und gleichfarbigen Rahmen markieren die Bildeindrücke bei der entsprechenden Dehnung; die unterbrochene Linie ist eine Geradenanpassung an die Messdaten.

3,6 mm) und bestehen aus einem Siloxanelastomer mit einem Brechungsindex von $n_{\text{PDMS}} \approx 1.4$ (Auge: $n_{\text{max}} = 1.406$), womit dem Ziel das menschliche Auge mit Elastomeren nachzubilden sehr nahe gekommen wird. Die Charakterisierung der Elastomerlinsen erfolgt bei einer Aperturöffnung von 4 mm und 6 mm (Pupillenöffnung des Auges: 2 mm bis 8 mm) [21, 50].

Optische Metrologie von Elastomerlinsen

Zur Charakterisierung der Elastomerlinsen wurden zwei Messstände entwickelt und evaluiert, die in Kapitel 4 im Detail beschrieben werden. Ein Messstand erfasst die Wellenfrontaberrationen in der Pupillenebene, der andere Messaufbau bewertet die Abbildungsqualität der Linsen in der Bildebene. Der Messstand zur Wellenfrontmessung wurde mit einer variablen Aperturanpassung ausgestattet, sodass sich Aper-

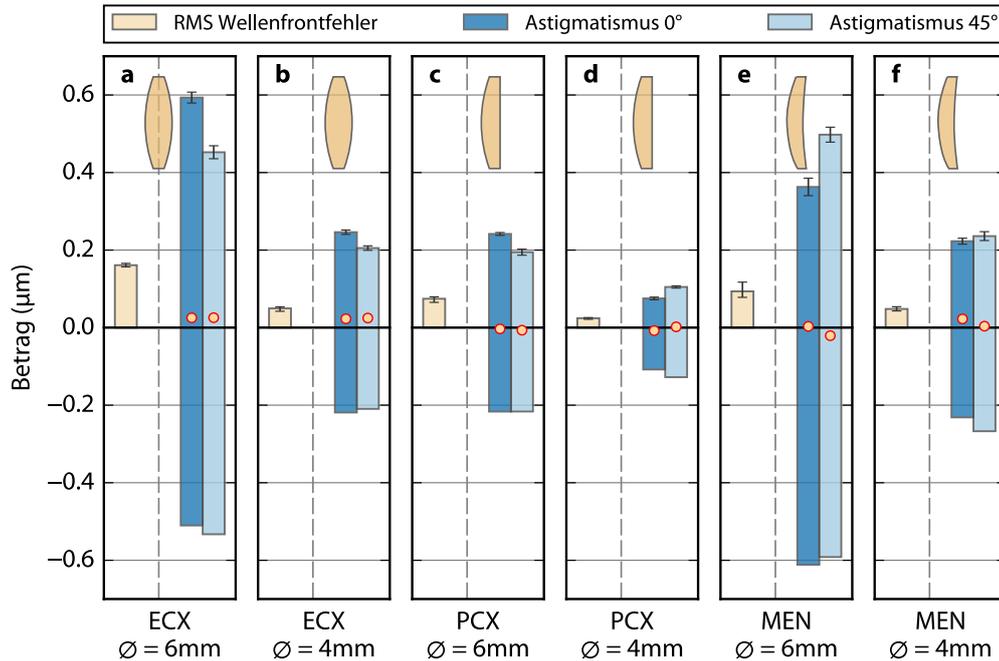


Abb. 1.4: Durchstimmbereich des Astigmatismus bis 10 % Dehnung der Elastomerlinsen im Vergleich zum RMS-Gesamtwellenfrontfehler der ungedehnten Elastomerlinsen. Die roten Punkte markieren die Beträge der Zernike-Koeffizienten zur Wellenfrontaberration bei 0 % Dehnung. Die Diagramme in a-f) zeigen die verschiedenen untersuchten Linsengeometrien bei 4 mm und 6 mm Aperturdurchmesser; ECX: äquikonvex, PCX: plankonvex, MEN: positive Meniskuslinse.

turdurchmesser zwischen 2 mm und 10 mm ohne Modifikation des Instruments charakterisieren lassen. Die Brennweite und Wellenfrontaberrationen können bei zwei Wellenlängen (543 nm und 633 nm) und über einen Brennweitenbereich von 3 mm bis 300 mm gemessen werden. Durch die Brennweitenmessung bei zwei Wellenlängen konnte der Nachweis eines achromatischen Doublets erfolgreich erbracht werden.

Abbildung 1.3 zeigt den Zusammenhang zwischen der allseitigen Dehnung einer äquikonvexen Elastomerlinse und ihrer Brennweite. Während der automatisiert ablaufenden Messung wird durch Verschieben des Kamerasensors entlang der optischen Achse die Lage der maximalen Bildschärfe bestimmt (Kontrastautofokus). Dabei entspricht die Abbildung der 1 mm großen F-Motive des Dias ca. 200 Pixel auf dem Kamerasensor. Bei der radialsymmetrischen Dehnung der äquikonvexen Elastomerlinse ergibt sich ein linearer Zusammenhang zwischen Dehnung und Brennweite.

Mit Hilfe der vektoriellen Aktuierung lassen sich bei Elastomerlinsen nicht nur

die Brennweite, sondern auch einzelne Aberrationen gezielt durchstimmen. Bei der in dieser Arbeit gewählten Geometrie der vektoriellen Aktuierung ergeben sich vier Dehnungsachsen mit deren Hilfe Astigmatismus und ein Vierblattfehler direkt durchstimmbare sind.

Abbildung 1.4 fasst die wichtigsten Messergebnisse in Bezug auf die Durchstimbarkeit der beiden Astigmatismus-Komponenten Z_2^{-2} (Astigmatismus 0°) Z_2^{+2} (Astigmatismus 45°) zusammen. Das Diagramm zeigt den durch vektorielle Aktuierung erzielbaren Durchstimmbereich der beiden Zernike-Koeffizienten bis 10% Dehnung der Elastomerlinsen für unterschiedliche Linsengeometrien und jeweils zwei verschiedene Aperturdurchmesser. Der RMS-Wellenfrontfehler ist ein Maß für die Gesamtwellenfrontaberration einer Linse und ist als Referenz für den ungedehnten Zustand der Elastomerlinsen angegeben.

Die Ergebnisse zeigen, dass der Durchstimmbereich dieser Wellenfrontaberrationen sowohl ihren Ausgangswert im ungedehnten Zustand (rote Punkte) als auch den RMS-Gesamtwellenfrontfehler der relaxierten Elastomerlinsen um ein Vielfaches übertrifft. Da die Zernike-Koeffizienten für Astigmatismus 0° und Astigmatismus 45° individuell ansteuerbar sind, lässt sich durch die vektorielle Aktuierung von Elastomerlinsen nicht nur der Betrag, sondern auch die Orientierung des Astigmatismus durchstimmen. Darüber hinaus ist erkennbar, dass sich die Zernike-Koeffizienten nahezu symmetrisch um ihren Ausgangswert durchstimmen lassen. Die geringen Abweichungen ($< 10\%$) ergeben sich aus den Toleranzen des Versuchsaufbaus bei der Vorspannung der chirurgischen Fäden und können beispielsweise durch eine kraftgeregelte Aktuierung eliminiert werden.

Aufbau der Arbeit

Der erste Teil dieser Arbeit beschäftigt sich mit der Charakterisierung und Auswahl der Materialien sowie der Herstellung von durchstimmbaren Elastomerlinsen. Nach der Auswahl einer geeigneten binären Polymermischung in Kapitel 2 wird in Kapitel 3 ein vielseitiger Reaktionsgießprozess zur Herstellung der Elastomerlinsen vorgestellt.

Die zweite Hälfte dieser Arbeit beschäftigt sich ab Kapitel 4 mit dem Aufbau von optischen Messsystemen, die speziell für die Charakterisierung von durchstimmbaren Linsen ausgelegt sind. Mit den entwickelten Messinstrumenten werden anschließend in Kapitel 5 die Eigenschaften der hergestellten durchstimmbaren Elastomerlinsen bei vektorieller Aktuierung untersucht.

2 Optische und mechanische Eigenschaften von Polysiloxanen

Das Hauptaugenmerk dieser Arbeit liegt auf der Herstellung von adaptiver Vollkörperlinsen und der Charakterisierung ihrer optischen Eigenschaften. Diese durchstimmbaren Linsen werden aus Siloxanelastomeren gefertigt. Zur Optimierung der Abbildungsqualität ist die genaue Kenntnis der Materialeigenschaften von entscheidender Bedeutung. Nur präzise bekannte optische Eigenschaften der Siloxane ermöglichen beispielsweise den Entwurf eines Achromaten aus Elastomeren (vgl. Abschnitt 3.5.1). Zusätzlich müssen Siloxanelastomere geeignete mechanische Eigenschaften aufweisen, um die adaptiven Linsen mittels Mikromotoren durchstimmen zu können.

Ein optisches Design, insbesondere bei mehreren Wellenlängen wie bei einem Achromaten, kann nur bei genauer Kenntnis der Dispersion der verwendeten elastomeren Materialien erfolgen. In diesem Kapitel steht daher die Gewinnung verlässlicher Materialdaten im Vordergrund. Tabelle 2.1 zeigt die Herstellerangaben ausgewählter transparenter Siloxane und belegt, dass wichtige Angaben häufig fehlen, oder – im Fall des Brechungsindex – nur für eine Wellenlänge verfügbar sind (Natrium-D-Linie, $\lambda = 589 \text{ nm}$). In Ausnahmefällen finden sich in der Literatur auch Angaben zur Dispersion wie für das Material Sylgard 184, allerdings streuen die angegebenen Brechungsindizes sehr stark und reichen beispielsweise von 1,41 bis 1,43 bei $\lambda = 633 \text{ nm}$ [29, 51–53].

Das Kapitel beginnt mit einer Einführung in die Chemie der additionsvernetzenden Siloxane und erläutert wichtige Nebenreaktionen, die Einfluss auf die Werkstoffauswahl in Kapitel 3 haben. Den zentralen Aspekt dieses Kapitels bildet die Untersuchung der optischen Eigenschaften wie der Dispersion und der Transmission der verwendeten Siloxanelastomere. Das Kapitel endet mit der mechanischen Charakterisierung der Elastomere. Sowohl für die optische als auch für die mechanische Charakterisierung werden die reinen Siloxanelastomere sowie ihre Mischungen intensiv untersucht.

Tab. 2.1: Herstellerangaben der untersuchten Siloxane für optische Anwendungen.

Hersteller	Name	Mischungs- verhältnis A:B	Visko- sität ^a (mPa·s)	Shore- härte	Dichte ^b (g/cm ³)	Zug- festigkeit (MPa)	Bruch- dehnung (%)	Brechungs- index n_D
Dow Corning	SE 1740	1:1	925	OO 35	0,97	—	—	—
Dow Corning	Sylgard 184	10:1	3500	A 43	1,03	6,7	—	1,4225
Dow Corning	Sylgard 527	1:1	460	—	0,95 ^c	—	—	—
Dow Corning	OE-6520	1:1	1050	A 26	1,14	0,7	125	1,54
Wacker	RT 604	9:1	800	A 25	0,97	—	—	—
Altropol	RTV 23	10:4 ^d	3500	A 6	1,1	2	1000	—

a Viskosität der Mischung. b Die Dichte von Siloxanen mit gleicher chemischer Grundstruktur gibt Aufschluss über den Füllstoffanteil. Die Dichte ungefüllter linearer Poly(dimethylsiloxane) beträgt $\approx 0,97$ g/cm³. c Unvernetzt. d Mit Vernetzer A 7. Das Mischungsverhältnis A:B mit Vernetzer A 14 beträgt 10:3. — nicht vorhanden

2.1 Chemie der (Poly-)Siloxane

Die in dieser Arbeit hergestellten durchstimmbaren Linsen bestehen aus Siloxanelastomeren. Siloxanelastomere sind vernetzte Siloxane wie z. B. Poly(dimethylsiloxan), PDMS, deren besondere Eigenschaften auch in anderen Bereichen der adaptiven Optik genutzt werden, z. B. als Membranmaterial in flüssigkeitsgefüllten adaptiven Linsen [6, 54, 55], als Lichtwellenleiter oder in optischen Schaltern [56–59]. Siloxanelastomere zeichnen sich im allgemeinen durch eine hohe Transparenz, sehr niedrige Glasübergangstemperaturen, einen sehr großen Arbeitsbereich (-40 °C bis 250 °C), Chemikalienbeständigkeit, Temperaturstabilität und hohe Gaspermeabilität aus.

Um die mechanischen Eigenschaften wie die Bruchdehnung und den Elastizitätsmodul der Siloxanelastomere zu verbessern, werden industriellen Siloxankautschuken Füllstoffe zugegeben. Diese Silikonkautschuke sind aufgrund der Füllstoffe oft völlig opak oder trüb und daher für optische Anwendungen nur eingeschränkt nutzbar. Die mechanischen Eigenschaften von Siloxanelastomeren werden in Abschnitt 2.3 diskutiert.

Mit dem Aufkommen der LED-Beleuchtungstechnik und der zunehmenden Verbreitung der Photovoltaik haben optisch transparente Siloxankautschuke für die Lichtein- bzw. -auskopplung an Bedeutung gewonnen. Durch Erhöhung des Anteils von Phenylseitenketten kann der Brechungsindex der Siloxanelastomere über einen weiten Bereich von 1,4 bis 1,58 eingestellt werden. Bei diesen Siloxanen handelt es sich meist um Vergussmassen mit limitierter Bruchdehnung die zudem Haftpromotoren enthalten, welche die Entformung der im Reaktionsgussverfahren hergestellten Linsen erschweren.

Auch bei den optisch transparenten Vergussmassen handelt es sich um vernetzte Siloxane. Diese können nach verschiedenen Methoden chemisch vernetzt werden: radikalisch (industrielles Reaktions-spritzgießen), kondensationsvernetzend (Klebstoffmassen, Dichtungsmassen) oder additionsvernetzend (Vergussmassen).

Kondensationsvernetzende Systeme setzen bei der Vernetzungsreaktion flüchtige Nebenprodukte frei. Typischerweise handelt es sich um Acetat-, Alkoxy- oder Oximvernetzende Siloxane, deren Nebenprodukte neutral (Alkoxy, Oxim) oder sauer reagieren (Acetat). Da letzteres korrosiv wirkt, ist es als Nebenprodukt meist unerwünscht. Durch die Abspaltung einer flüchtigen Komponente kommt es bei diesen Elastomerformulierungen außerdem zu einer ausgeprägten Schwindung beim Vernetzungsprozess (1 % bis 5 %). Für die Herstellung optischer Komponenten ist jedoch eine hohe Formtreue des Siloxans essentiell, so dass kondensationsvernetzende Elastomere für optische Anwendungen nicht geeignet sind.

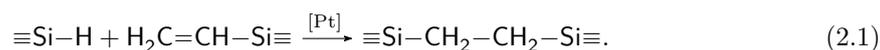
Für das Abformen der elastischen Vollkörperlinsen werden additionsvernetzende Siloxankautschuke ausgewählt, da sie nur eine vernachlässigbare Schwindung von $\ll 1\%$ zeigen [60–62] und ihre Vernetzung frei von Nebenprodukten ist. Zudem lassen sich die Eigenschaften des Elastomers durch Copolymerisation unterschiedlicher Siloxane optimieren und auf den jeweiligen Anwendungsfall einstellen.

Die Vernetzungsreaktion der additionsvernetzenden Siloxane ist die Hydrosilylierung; diese wird im nächsten Abschnitt erläutert.

2.1.1 Hydrosilylierung: Vernetzungsreaktion additionsvernetzender Polysiloxane

Bei den in dieser Arbeit verwendeten Siloxanelastomeren handelt es sich um zweikomponentige, additionsvernetzende Siloxane. Den Hauptbestandteil des Elastomeretzwerks bildet die auch Base genannte *A*-Komponente der Formulierung. Sie enthält ein mindestens zwei- oft multifunktionelles, vinylsubstituiertes Siloxan, einen Katalysator und ggf. einen Inhibitor. Die Komponente *B* enthält den sogenannten Vernetzer, ein multifunktionelles Silan. Je nach Mischungsverhältnis der Formulierung wird herstellerseitig der *B*-Komponente Vinylpolymer zugegeben, um leichter handhabbare Mischungsverhältnisse (z. B. $A : B = 1 : 1$) zu erzielen.

Der Reaktionstyp der Additionsreaktion ist die *Hydrosilylierung*. Der Name bezieht sich auf die Addition der Si–H-Bindung des Vernetzers *B* an die Vinylgruppen $H_2C=CH-R$ der Base *A*:



Die Hydrosilylierung besitzt aufgrund der Umwandlung von C=C-Doppelbindungen in C–C-Einfachbindungen eine hohe Triebkraft ($\Delta_r H^0 = -160 \text{ kJ mol}^{-1}$), muss jedoch anders als beispielsweise die analog ablaufende Hydroborierung durch Platin katalysiert werden. Der Katalysator ist ein durch Vinylsiloxan stabilisierter Pt^0 -Komplex (Karstedt-Lösung ($\text{H}_2\text{PtCl}_6 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ /Vinylsiloxan)). Die Umwandlung der Hexachloroplatin(IV)säure (Speier-Katalysator) in den neutralen, aktiven Katalysator ist durch Lappert *et al.* beschrieben [63].

Abbildung 2.1 zeigt den Mechanismus der platinkatalysierten Hydrosilylierung [64]. Dieser ursprünglich von Chalk und Harrod vorgeschlagene Mechanismus geht von einer Pt^{2+} -Spezies als aktives Zentrum aus, jedoch gilt inzwischen durch Arbeiten weiterer Autoren der Verlauf über einen Pt^0 -Komplex als sicher [63, 65–68].

Das Reaktionsschema in Abbildung 2.1 beginnt mit der Verdrängung des kompetitiven Inhibitors (L) durch das in der Grafik rot markierte vinylsubstituierte Siloxan (Schritt 0). Nach der oxidativen Addition (Schritt 1) des Silans an das Pt-Atom erfolgt in der Koordinationssphäre des Platins die β -H-Insertion (Hydroplatinierung, Schritt 2). Für die reduktive Eliminierung des vernetzten Produkts in Schritt 3 müssen sich beide abgehende Liganden in cis-Position am Pt-Atom befinden. Dies ist hier durch einen impliziten Ligandentausch in Schritt 3 angedeutet; ebenso wäre möglich, dass der Ligandentausch vor der β -Eliminierung stattfindet. In Schritt 2 dominiert die β -Insertion der C=C-Doppelbindung in die Pt–H-Bindung; die α -Insertion spielt nur eine untergeordnete Rolle, so dass ein ethylenverbrücktes Siloxannetzwerk entsteht [67, 69].

Bei Vinylsiloxanen können unerwünschte Isomerisierungsreaktionen bei der Hydrosilylierung ausgeschlossen werden. Darüber hinaus ist der an der Hydrosilylierungsreaktion beteiligte Platinkatalysator unselektiv gegenüber der Vinylquelle [69][S. 595 ff.]. Diese Eigenschaften lassen sich ausnutzen, um durch Mischen verschiedener Siloxane die Eigenschaften der Elastomere gezielt für die jeweilige Anwendung einzustellen (vgl. Abschnitt 2.2.3).

2.1.2 Nebenreaktionen

Zwar läuft die Vernetzungsreaktion der additionsvernetzenden Siloxane nach Gleichung 2.1 ohne Nebenprodukte ab, jedoch können während der Vernetzungsreaktion konkurrierende Reaktionen ablaufen, die sich störend auf die Eigenschaften oder die Anwendung der Siloxane auswirken können. Diese Reaktionen können durch den Pt-Katalysator katalysiert werden oder durch Zuschläge in den Elastomerformulierungen gezielt herbeigeführt werden. Ein Beispiel dafür sind Haftvermittler. Sie sind in Vergussmassen oft erwünscht, da sie die Adhäsion am Substrat verbessern, stören

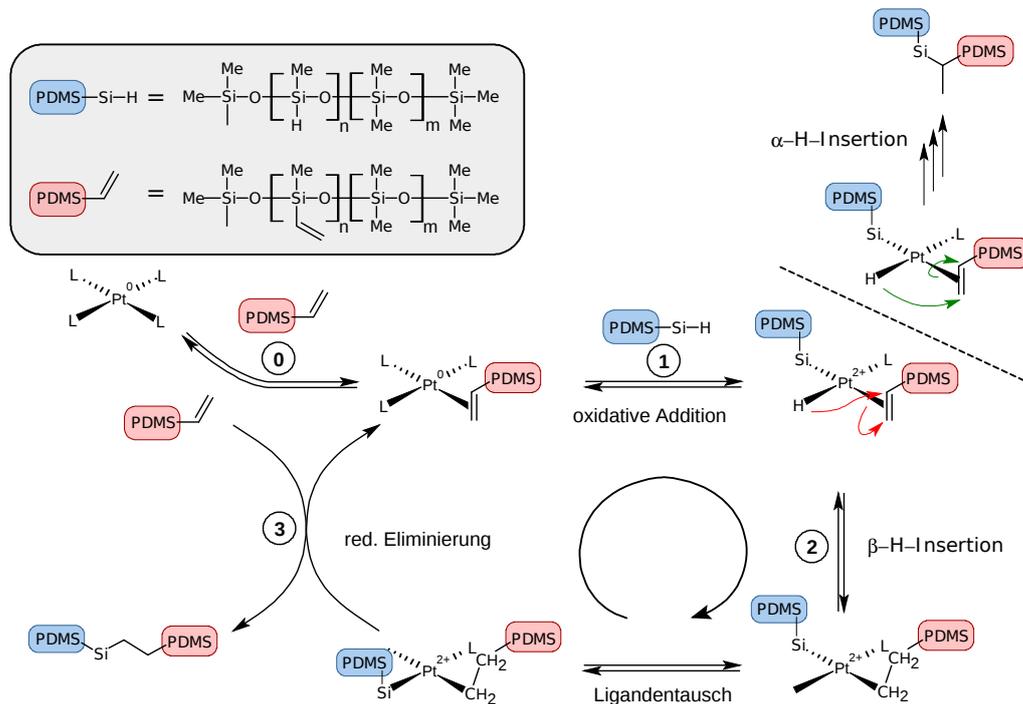
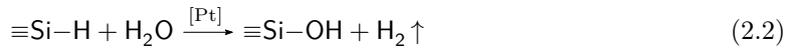


Abb. 2.1: Vereinfachter Chalk-Harrod-Mechanismus der platinkatalysierten Hydrosilylierung (mit Ergänzungen von Harrod, Sakaki *et al.*, und Stein *et al.* [64, 67, 68]). Die vinylhaltige Komponente ist rot hervorgehoben, der silanhaltige Vernetzer blau. Der Katalysezyklus startet mit einem 4-fach koordiniertem Pt⁰-Komplex. Zur Verbesserung der Übersichtlichkeit wurden nicht alle Ligandenaustauschschritte und nur die wichtigsten Substituenten in das Schema aufgenommen.

bei der Herstellung von Elastomerlinsen jedoch die zerstörungsfreie Entformung der Linse und schränken die Wahl der Werkstoffe der Form ein (vgl. Abschnitt 3.2.3).

Gaseinschlüsse

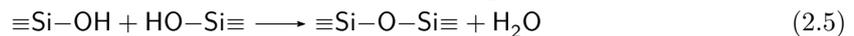
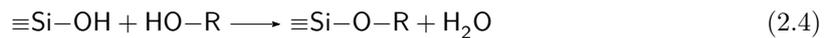
Makroskopische Gaseinschlüsse in den Elastomerlinsen stören sowohl die Abbildungseigenschaften als auch die Spannungsverteilung der Elastomerlinsen. Mikroskopisch kleine Luftblasen stellen Diskontinuitäten im Brechungsindex dar und bilden Streuzentren, die ebenso wie Füllstoffe zu Kontrastverlust durch Lichtstreuung führen. Gaseinschlüsse können entweder durch Einbringen von Luft bei der Mischung der Komponenten oder durch Nebenreaktionen von Verunreinigungen nach Gleichungen 2.2 und 2.3 entstehen.



Die Protonierung des Silans durch Wasser (oder andere protische Lösungsmittel) kann beispielsweise sowohl Platin-katalysiert als auch ohne Katalysator verlaufen und führt zu Wasserstoffgasentwicklung. Sorgfältiges Mischen der Komponenten und Entgasen der Mischung sowie das Verwenden trockener Geräte und Gussformen (vgl. Kapitel 3) sind notwendige Voraussetzungen für das Herstellen von optisch transparenten Elastomerlinsen aus Siloxanen.

Sekundäre Vernetzungsreaktion

Neben der Hydrosilylierung als primäre Vernetzungsreaktion können auch die in Gleichungen 2.4 und 2.5 gezeigten sekundären Vernetzungsreaktionen stattfinden. Es handelt sich dabei um die Kondensation der Silanolgruppen im Elastomernetzwerk mit Alkoholen (Gleichung 2.4) oder anderen Silanolgruppen (Gleichung 2.5) in der Polymermatrix die sich durch Gleichungen 2.2 und 2.3 gebildet haben. Die Reaktion 2.5 führt zur einer Erhöhung der Vernetzungsdichte im Polymer und verändert nicht nur die chemische Struktur, sondern auch den Brechungsindex des Elastomers. Allgemein hängt der Brechungsindex eines Polymers stark von dessen Polymerisationsgrad und Vernetzungsdichte ab, weshalb es schwierig ist, für Polymere genaue Werte anzugeben [70] (siehe auch Abschnitt 2.2.2).

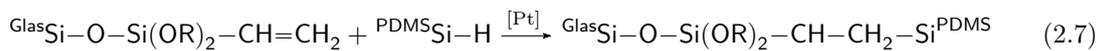
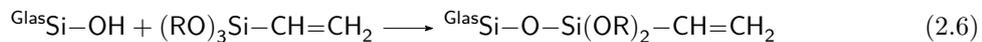


Reaktionen von Haftvermittlern

Für eine gute Entformbarkeit der reaktionsgegossenen Elastomerlinse sollte das Siloxan möglichst schwach an den Formoberflächen haften. Neben der inhärent guten Adhäsion der sehr weichen Siloxanelastomere an sauberen, glatten Oberflächen kann auch die direkte chemische Verknüpfung zwischen Substrat und Siloxan durch Haftvermittler eine Rolle spielen. Haftvermittler werden gelegentlich Siloxan-Vergussmassen zugegeben, um eine dauerhafte chemische Verbindung der Vergussmasse mit

dem Substrat herzustellen. Dies ist beispielsweise bei dem Siloxan SE 1740 der Fall, welches aufgrund seiner ausgesprochen geringen Steifigkeit und hohen Zugfestigkeit in dieser Arbeit eingesetzt wird.

Die Wirkung des Haftvermittlers beruht auf der Kondensationsreaktion der Silanole mit freien Hydroxylgruppen auf der Oberfläche des Substrats (Gleichung 2.6). Dabei wird ausgenutzt, dass die Reaktivität der Silylester in der Reihenfolge $\equiv\text{Si}(\text{OR}) < =\text{Si}(\text{OR})_2 < -\text{Si}(\text{OR})_3$ zunimmt. Der an die Oberfläche des Substrats gebundene Haftvermittler stellt in einem weiteren Reaktionsschritt über das reaktive Kettenende des Haftvermittlers (hier: ein vinylterminiertes Ende) eine chemische Verknüpfung mit der Elastomermatrix her. Diese Hydrosilylierungsreaktion (Gleichung 2.7) findet gleichzeitig mit der Hauptvernetzungsreaktion statt. Der Haftvermittler kann auch als funktionalisiertes Silan zugegeben werden. Für die Gleichungen 2.6 und 2.7 müssen die Vinyl- sowie die Silan-Komponente vertauscht werden.



Zur Aktuierung der Elastomerlinsen sind möglichst geringe Kräfte erwünscht. Das Siloxan SE 1740 weist von den untersuchten ungefüllten Elastomeren den geringsten Elastizitätsmodul und die größte Bruchdehnung auf (siehe Abschnitt 2.3.3). Es ist daher der bevorzugte Werkstoff. Allerdings scheidet durch den in SE 1740 vorhandenen Haftvermittler das direkte Abformen der Elastomerlinsen von Glaslinsen aus, da nach Gleichungen 2.6 und 2.7 das Siloxan eine chemische Bindung mit den auf jeder Glasoberfläche vorhandenen $\equiv\text{Si-OH}$ -Gruppen eingeht.

Beim Entwurf der Gussform wurde daher das direkte Abformen von Glasmatrizen vermieden und stattdessen der Weg über heißgeprägte PMMA-Urformen gewählt, um eine sichere Entformung der Elastomerlinsen zu gewährleisten. Die weiteren Vorteile dieser Vorgehensweise werden in den Abschnitten 3.2.3 und 3.3 diskutiert. Mithilfe einer binären Siloxanmischung wurde die Adhäsion des Elastomers an den optischen Urformen weiter reduziert (vgl. Abschnitt 2.2.3).

2.2 Optische Eigenschaften von Siloxanen

Für jedes optische Design ist die präzise Kenntnis der optischen Eigenschaften der verwendeten Materialien unerlässlich. Bei gegebener Krümmung der Linsenoberfläche hängen sowohl die Brechkraft als auch die Aberrationen vom Brechungsindex

des Materials ab. Die Dispersion des Materials bestimmt das Ausmaß chromatischer Fehler; Absorptionsbanden im sichtbaren Bereich des Spektrums führen zu Farbstichen; Streuzentren im Material resultieren in einer Eintrübung der Linse und Kontrastverlust der Abbildung [59, 71–73].

Glasschmelzen wie z. B. Schott stellen für ihre Gläser genaue Daten zur Transmission und Dispersion zur Verfügung [41], und auch für thermoplastische optische Materialien finden sich tabellarisierte Daten [70, 74, 75]. Dagegen sind die für adaptive Linsen verwendeten „weichen“ Materialien wie Flüssigkeiten oder Elastomere häufig nur unzureichend charakterisiert [59, 76]. Dieser Abschnitt beschäftigt sich daher mit der sorgfältigen Charakterisierung der optischen Eigenschaften der hier verwendeten Siloxanelastomere sowie ihrer Mischungen.

2.2.1 Transmission der reinen Siloxanpolymere

Bei Glaslinsen wie auch bei Vollkörperelastomerlinsen ist eine hohe, gleichförmige Transmission über den gesamten sichtbaren Wellenlängenbereich von größter Bedeutung, da Streuung und Absorption im Linsenkörper zu einem Kontrastverlust des Bildes führt. Zwar sind Poly(dimethylsiloxane) *per se* über einen weiten Wellenlängenbereich transparent, jedoch haben ungefüllte Siloxane nur schlechte mechanische Eigenschaften. Es werden ihnen daher zur Verbesserung der elastischen Eigenschaften Füllstoffe zugegeben [69][S. 637ff.] [77]. Abhängig von der Partikelgröße ($d \leq \lambda/20$) kann die Streuung an den Füllstoffpartikeln dominieren und das Polymer erscheint trüb. In Abbildung 2.2 ist dieser Streueffekt für das Elastomer RTV 23 (Altropol) gut zu erkennen. Siloxane mit hohem Füllstoffanteil sind jedoch nicht automatisch von optischen Anwendungen ausgeschlossen. Bedingung ist, dass sie mit dünnen Elastomerschichten auskommen oder einen Wellenlängenbereich nutzen, in welchem sich die Rayleigh-Streuung weniger störend auswirkt ($I_{\text{Streuung}}/I_0 \propto \lambda^{-4}$), wie beispielsweise bei optischen Sensoren zur Blutdruckmessung im infraroten Bereich $\lambda > 800$ nm des Spektrums [78].

Abbildung 2.2a zeigt die Transmissionsspektren verschiedener Siloxanelastomere mit 1 cm Probenlänge und Luft als Referenz; gemessen an einem Zweistrahlenspektrometer (Varian Bio 50 UV-vis, Varian Inc., USA). Von allen untersuchten Polymeren weist RT 604 die größte Transmission sowie die am weitesten im UV-Bereich des Spektrums liegende Transmissionskante auf. Sylgard 184 zeigt aufgrund des höheren Füllstoffanteils insgesamt eine etwas geringere Transmission als RT 604 und SE 1740 (siehe Abb. 2.2b). Die Transmissionsspektren der letztgenannten Elastomere unterscheiden sich nur in der Lage der Absorptionskante, in anderen Wellenlängenbereichen sind die Spektren der beiden Siloxane identisch. Die Transmissionskante von

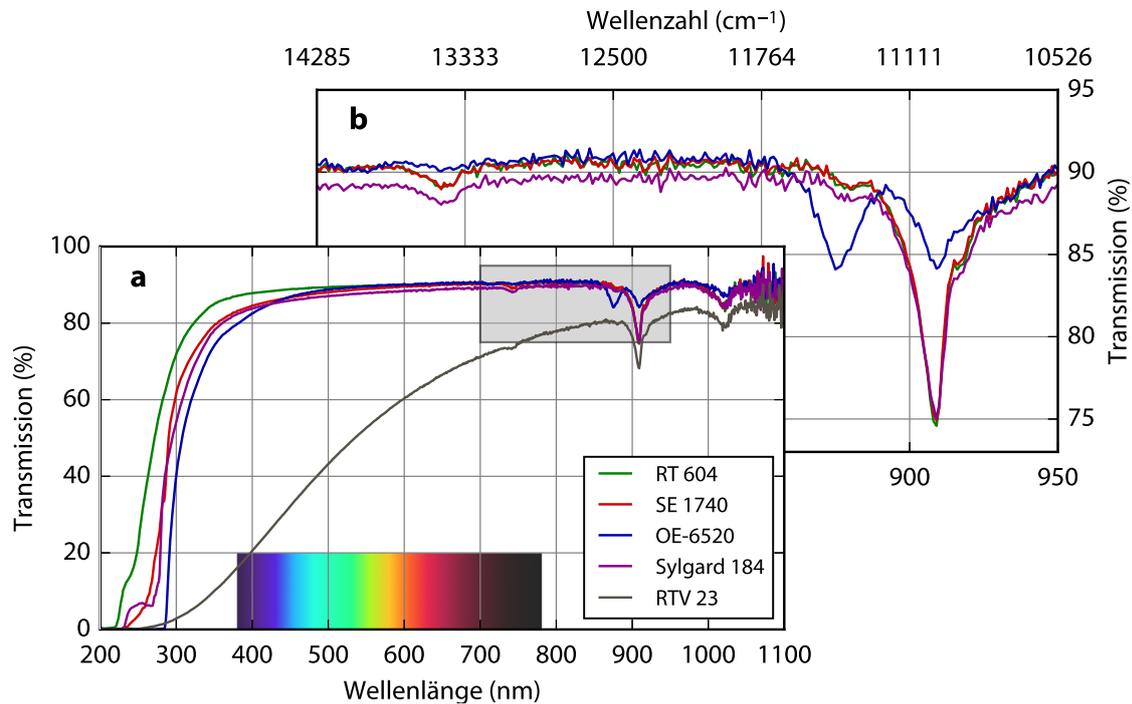


Abb. 2.2: Transmissionsspektren verschiedener Siloxanelastomere; Referenz ist Luft, die Probenlänge beträgt 1 cm. *a)* zeigt eine Übersicht über den gesamten Messbereich des verwendeten Spektrometers; *b)* zeigt einen Ausschnitt der Spektren im nahen Infrarot [grauer Kasten in *a)*]. Auf die Darstellung des Siloxans RTV 23 wurde in *b)* aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet.

OE-6520 ist wegen der Phenylsubstituenten am Siloxanrückgrat zu längeren Wellenlängen verschoben. Eine Zusammenfassung der experimentellen Ergebnisse findet sich im Anhang in Tabelle A.8.

Eine detaillierte Analyse von Abbildung 2.2 zeigt den Ursprung der beobachteten Absorptionsbanden im roten und infraroten Bereich des Spektrums: Die Banden können Obertönen der Infrarot-Schwingungsbanden zugeordnet werden. Cai *et al.* assoziieren die sehr schwache Bande bei $13\,472\text{ cm}^{-1}$, die sich gerade noch im sichtbaren Bereich des Spektrums befindet (742 nm), mit einem Oberton ($5\nu_s\text{ CH}_3$) der symmetrischen aliphatischen CH_3 -Schwingung (2960 cm^{-1} bis 2900 cm^{-1}) [59, 79]. Stärker ausgeprägt und außerhalb des sichtbaren Spektrums ist die Oberschwingung $4\nu_s\text{ CH}_3$ bei $11\,000\text{ cm}^{-1}$. Das Spektrum des teilweise phenylierten OE-6520 unterscheidet sich in der Intensität dieser Bande; zusätzlich tritt aufgrund der Oberschwingung des Phenylsubstituenten eine Absorptionsbande bei $11\,400\text{ cm}^{-1}$ auf. Die

IR-Absorptionsbanden der sehr intensiven Si–O-Streckschwingungen (symmetrisch 1100 cm^{-1} , antisymmetrisch 1000 cm^{-1}) liegen zwar ebenfalls in den zuvor genannten Frequenzbereichen, ihr Auftreten ist jedoch unwahrscheinlich, da eine Bande bei $11\,000\text{ cm}^{-1}$ mit einer Anregung von mehr als der zehnfachen Energie der Grundschwingung verbunden wäre.

Das Transmissionsspektrum von OE-6520 unterscheidet sich deutlich von den Spektren der bisher besprochenen reinen Dimethylsiloxane. Es handelt sich bei diesem flint-artigen Elastomer um ein Copolymer aus Methylphenylsiloxan und Diphenylsiloxan. In Übereinstimmung mit dem gemessenen Brechungsindex (siehe Abschnitt 2.2.2) beträgt der Anteil der phenylsubstituierten Wiederholungseinheit ($[\text{MePhSiO}]_n$) ca. 50%. Die $\pi \rightarrow \pi^*$ -Übergänge der Phenylsubstituenten erzeugen eine ausgeprägte Transmissionskante bei 300 nm, die von allen untersuchten Siloxanen am weitesten in den langwelligen Bereich des Spektrums verschoben ist (siehe Abbildung 2.2a sowie Tabelle A.8).

2.2.2 Brechungsindizes und Dispersion der reinen Siloxanpolymere

Wie eingangs erwähnt finden sich in der Literatur nur unzureichende Daten zur Dispersion von Siloxanen. Zusätzlich hängt bei Polymeren – im Gegensatz zu niedermolekularen, reinen Substanzen wie Flüssigkeiten – der Brechungsindex auch vom Polymerisationsgrad und den Herstellungsbedingungen ab. Der Brechungsindexunterschied zwischen SE 1740, das bei Raumtemperatur sowie bei $90\text{ }^\circ\text{C}$ vernetzt wurde, kann $\Delta n = 0,0007$ Einheiten ausmachen; die starke Abhängigkeit der Brechungsindex

Tab. 2.2: Brechungsindizes bei Standard-Fraunhofer-Wellenlängen und Abbezahlen optisch transparenter reiner Siloxane. Für eine graphische Repräsentation der Abbezahlen und Brechzahlen siehe Abbildung 2.4; die vollständige Serie der Messwerte bei den Wellenlängen des Refraktometers ist in Tabelle A.9 wiedergegeben.

Elastomer ^a	Nummer ^b	$n_{F'}$	n_F	n_e	n_d	n_D	n_D^c	$n_{C'}$	n_C	$n_{F'-n_{C'}}$	n_{F-n_C}	ν_e	ν_d
SE 1740 (003)	0	1,4105	1,4101	1,4066	1,4048	1,4047	–	1,4029	1,4026	0,0076	0,0076	53,6	53,2
		$\pm 0,0007$	$\pm 0,0007$	$\pm 0,0006$	$\pm 0,0006$	$\pm 0,0006$	$\pm 0,0006$		$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0002$	$\pm 1,7$
Sylgard 184(014)	1	1,4193	1,4188	1,4146	1,4124	1,4123	1,4118	1,4102	1,4097	0,0091	0,0090	45,8	45,4
		$\pm 0,0015$	$\pm 0,0015$	$\pm 0,0013$	$\pm 0,0012$	$\pm 0,0012$		$\pm 0,0011$	$\pm 0,0011$	$\pm 0,0004$	$\pm 0,0004$	$\pm 2,5$	$\pm 2,5$
Sylgard 527	2	1,4100	1,4095	1,4060	1,4042	1,4041	–	1,4023	1,4019	0,0077	0,0076	53,1	52,7
		$\pm 0,0006$	$\pm 0,0006$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$		$\pm 0,0004$	$\pm 0,0004$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0002$	$\pm 1,4$	$\pm 1,4$
RT 604 (022)	3	1,4104	1,4099	1,4064	1,4047	1,4046	–	1,4028	1,4024	0,0076	0,0075	53,8	53,5
		$\pm 0,0006$	$\pm 0,0006$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$		$\pm 0,0004$	$\pm 0,0004$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0001$	$\pm 1,4$	$\pm 1,4$
OE-6520	4	1,5594	1,5584	1,5506	1,5466	1,5464	1,54	1,5424	1,5416	0,0170	0,0167	32,6	32,5
		$\pm 0,0006$	$\pm 0,0006$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$		$\pm 0,0005$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,4$	$\pm 0,4$
Aldrich	5	1,5094	1,5086	1,5023	1,4991	1,4990	1,497	1,4957	1,4951	0,01370	0,01353	36,9	36,4
		$\pm 0,0003$		$\pm 0,0003$	$\pm 0,0003$	$\pm 0,00009$	$\pm 0,00009$	$\pm 0,3$	$\pm 0,3$				

^a Vernetzt für 90 min bei $90\text{ }^\circ\text{C}$. ^b Nummerierung bezieht sich auf Abbildung 2.4. ^c Herstellerangabe. – Nicht vorhanden.

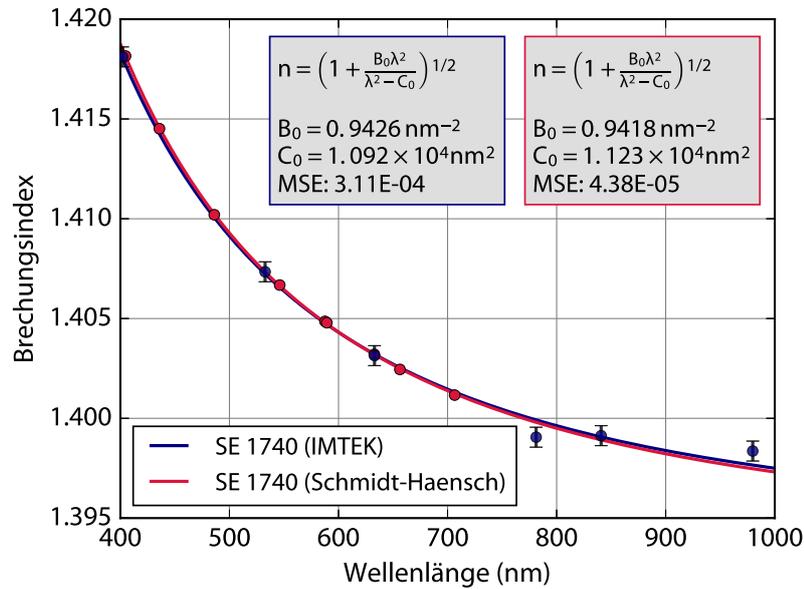


Abb. 2.3: Übereinstimmung der Dispersion von SE 1740 (Dow Corning) gemessen mit dem in Anhang A.1.1 vorgestellten Refraktometer (blau) und dem kommerziellen Gerät DSR- λ (Schmidt-Haensch, rot) bei 25 °C. Kreise: Messdaten; Linien: Sellmeier-Anpassung mit Koeffizienten B_1 und C_1 . Das Polymer wurde für 90 min bei 90 °C vernetzt. Man erkennt die sehr gute Übereinstimmung der beiden Messungen; die Fehlerbalken entsprechen einer Temperaturunsicherheit von ca. 1 K.

dizes von den Vernetzungsbedingungen bei Siloxanen resultiert hauptsächlich aus Reaktion 2.5. Die in diesem Abschnitt gezeigten Brechungsindizes und Abbe-Zahlen beziehen sich daher auf Elastomere, die einheitlich für 90 min bei 90 °C vernetzt wurden.

Zur Bestimmung der Dispersion wurde der von Liebetaut *et al.* beschriebene Aufbau verwendet (vgl. Anhang A.1.1) [80]. Abbildung 2.3 zeigt exemplarisch die exzellente Übereinstimmung des aufgebauten Refraktometers mit einem kommerziellen Gerät (DSR- λ , Schmidt-Haensch, Deutschland) und unterstreicht die Zuverlässigkeit der gewonnenen Ergebnisse. Tabelle 2.2 fasst die Brechungsindizes für die wichtigsten Fraunhoferlinien und die Abbe-Zahlen der reinen Siloxanelastomere zusammen, Abbildung 2.4 stellt diese Ergebnisse übersichtlich in einem Abbe-Diagramm dar. Die gemessenen Brechungsindizes an den Wellenlängen des Refraktometers können Tabelle A.9, entnommen werden. Dort findet sich auch die graphische Darstellung der Dispersion aller untersuchten Siloxane (vgl. Abbildung A.6).

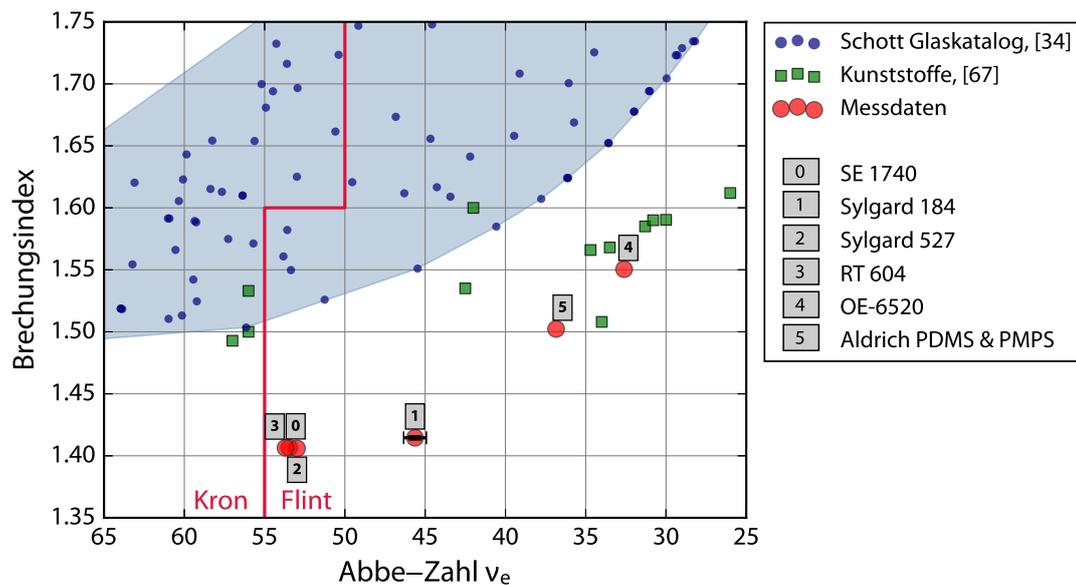


Abb. 2.4: Abbe-Diagramm zur Einordnung der Dispersion von Siloxanelastomeren. Rote Kreise: Messungen der Siloxanelastomere (Nummerierung bezieht sich auf Tabelle 2.2). Die Unsicherheit des Brechungsindex ist kleiner als die Symbolgröße; zur Erhöhung der Übersichtlichkeit ist die Unsicherheit der Abbe-Zahl nur für ein Elastomer (1) gezeigt. Die grünen Quadrate repräsentieren eine Auswahl transparenter Thermoplaste für optische Anwendungen [75][S.157ff.]. Die blaue Fläche umhüllt den Bereich der Glassorten aus dem Schott Glaskatalog [41]; die blauen Punkte repräsentieren Einzeldaten; die rote Linie stellt die übliche Übereinkunft der Kron-Flint-Klassifizierung dar.

Nach Abbildung 2.4 qualifizieren sich die Polymere SE 1740 und RT 604 mit $n_D = 1.406$ und $\nu_d = 53$ knapp als Kron-Material, dies gilt auch für Sylgard 527, das jedoch aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften nicht für die Verwendung in Elastomerlinsen geeignet ist. Im Gegensatz dazu ist das teilweise phenylierte Siloxan OE-6520 eindeutig dem Flint-Typ zuzurechnen. Auf diese Eigenschaften wird später in Abschnitt 5.2.3 für das Design eines ausschließlich aus Siloxanen bestehenden Achromaten zurückgegriffen.

2.2.3 Polymermischungen

Die Eigenschaften wie beispielsweise Bruchdehnung, E-Modul und Brechungsindex von additionsvernetzenden Siloxanelastomeren lassen sich durch Mischung verschiedener Komponenten gezielt einstellen. Dies gelingt, weil der bei der Hydrosilylierungsreaktion beteiligte Platinkatalysator unselektiv gegenüber den Reaktanden ist

(vgl. Abschnitt 2.1.1). Zwar reagiert der Pt-Katalysator unspezifisch gegenüber dem Ursprung der Siloxane, dennoch müssen bei der Copolymerisation der Polymermischungen weitere Randbedingungen beachtet werden:

- a) Mischbarkeit der Komponenten: Trotz einer Vielzahl an Siloxan-Copolymeren eignen sich davon nur wenige für optische Anwendungen, da sie wegen Mikrophasenseparation eintrüben. Diese Phasentrennung kann beispielsweise auch bei der Copolymerisation von Siloxanen mit unterschiedlichen Seitenketten eintreten; Abbildung A.17 zeigt dies an einem Beispiel.
- b) Die stöchiometrischen Verhältnisse der funktionellen Gruppen müssen beachtet werden (Carothers Gleichung) [81][S. 383 ff.]. Ein zu großer Überschuss der Vinylkomponente A kann eine vollständige Vernetzung des Elastomers verhindern. Stattdessen entsteht ein hochviskoses unvernetztes Polymer ohne elastische Eigenschaften. Die genauen stöchiometrischen Verhältnisse der funktionellen Gruppen sind in fertig formulierten Siloxannetzwerken meist unbekannt. Daher ist es experimentell einfacher, nach Herstellerangaben ausgeglichene Mischungen von PDMS-Elastomeren miteinander reagieren zu lassen [d. h. $(A_1:B_1) + (A_2:B_2)$] anstatt das Verhältnis der Vinylkomponente individuell zu verändern (z. B. $A_1 + B_1 + A_2$).
- c) Die copolymerisierten Siloxane müssen zwingend additionsvernetzend sein. Neben der Inkompatibilität der funktionellen Gruppen enthalten kondensationsvernetzende Siloxane Katalysatorgifte für den Pt-Katalysator.

Diese Voraussetzungen erfüllt die in dieser Arbeit verwendete, binäre Mischung von 75 Gew-% SE 1740 und 25 Gew-% RT 604, mit der es gelingt, die Adhäsion des Polymers an der Gussform herabzusetzen (vgl. Abschnitt 3.4). Die deutlich geringere Bruchdehnung der RT 604-Komponente fällt für die Anwendung in Elastomerlinsen nicht ins Gewicht, da in der Linse nur kleine Dehnungen ($\approx 10\%$ uniaxial) angestrebt werden. Insgesamt profitiert die verwendete Mischung von reduzierter Klebrigkeit bei weiterhin sehr guter Haftung der eingebetteten Siliziumanker in der Linse und hoher Bruchdehnung.

Brechungsindex und Dispersion von Siloxanmischungen

Für binäre Mischungen besteht bei konstantem Volumen ein linearer Zusammenhang zwischen der Konzentration der Komponenten und dem Brechungsindex. Dies ist in Abbildung 2.5 am Beispiel einer Mischungsreihe von Sylgard 184 und SE 1740

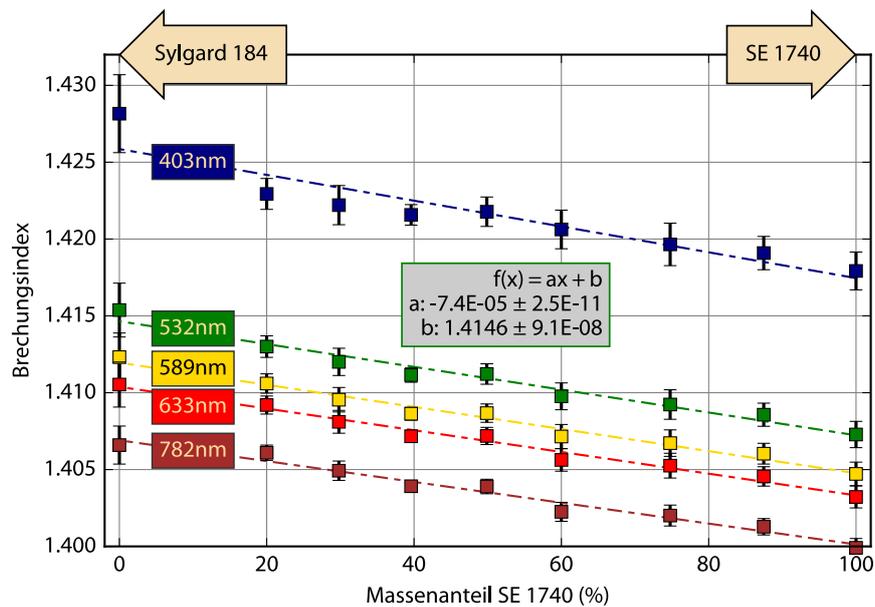


Abb. 2.5: Abhängigkeit des Brechungsindex vom Massenanteil der Komponenten einer binären Mischung von SE 1740 und Sylgard 184 bei verschiedenen Wellenlängen. Die Text-box zeigt die Parameter einer linearen Regression für 532 nm. Die Fehlerbalken geben die Unsicherheit des Brechungsindex aus dem Sellmeier-Modell an (vgl. Anhang A.1.1)

gezeigt. Der Brechungsindex einer binären Mischung kann daher durch lineare Interpolation aus den in Tabelle 2.2 zusammengestellten Daten berechnet werden.

Diese Interpolation kann für die verwendete binäre Mischung aus SE 1740 und RT 604 entfallen; Abbildung 2.6b zeigt, dass die Dispersion der beiden Siloxane trotz leicht unterschiedlicher Dichte der Polymere praktisch identisch ist. Die Dichteunterschiede gehen auf einen anderen Füllstoffanteil der Polymere zurück.

Transmission von Siloxanmischungen

Wie in Abschnitt 2.2.1 beschrieben verändern Füllstoffe die Transmissionseigenschaften der Polymere. Abbildung 2.6a zeigt wie sich die Lage der Transmissionkante in Abhängigkeit des Mischungsverhältnisses von SE 1740 und RT 604 kontinuierlich verändert. Die Lage der Transmissionkante hängt logarithmisch vom Mischungsverhältnis ab, so dass bereits geringe Beimengungen von SE 1740 die Transmissionkante stark in Richtung der reinen Komponente SE 1740 verschieben. Aus Abbildung 2.6a ist auch ersichtlich, dass es zu keiner zusätzlichen Eintrübung der Polymermischung z. B. durch Mikrophasenseparation kommt. RT 604 zeigt zwar wegen

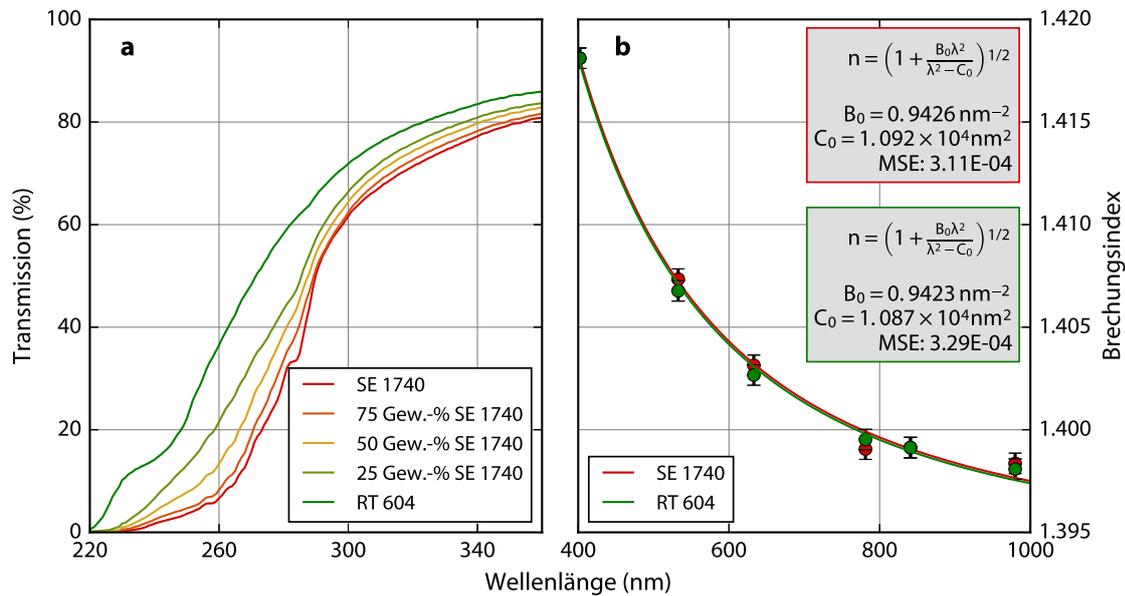


Abb. 2.6: a) Verlauf der Transmissionkante von SE 1740 und RT 604 bei verschiedenen Mischungsverhältnissen. b) Dispersion der reinen Komponenten SE 1740 (rot) und RT 604 (grün). Die Dispersion der beiden Elastomere ist praktisch identisch.

des geringen Füllstoffanteils eine bessere Transparenz als SE 1740, gleichzeitig weist das Elastomer jedoch schlechtere mechanische Eigenschaften auf. Es zeigt sich, dass der Elastizitätsmodul von RT 604 für eine Aktuierung von Vollkörperlinsen mit Mikromotoren insgesamt zu groß ist. Dies wird durch die Beimengung des sehr weichen SE 1740 kompensiert. Die damit einhergehende Verschiebung der Transmissionkante von 287 nm auf 310 nm (s. auch Tabelle A.8) ist für die Anwendung in Linsen im sichtbaren Bereich des Spektrums nicht von Bedeutung. Die elastischen Eigenschaften der Siloxanelastomere und ihrer Mischungen werden im nächsten Abschnitt diskutiert.

2.3 Mechanische Eigenschaften

Füllstoffe werden Elastomeren teils aus Kostengründen, teils zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften, etwa zur Vergrößerung der Bruchenergie, zugegeben. Diese funktionellen oder aktiven Füllstoffe sind in Siloxanelastomeren häufig Silikate oder sogenannte Sesquisiloxane bzw. *MQ*-Netzwerke, käfigartige, methylosubstituierte Siloxane, die durch zusätzliche Vernetzungsstellen strukturverstärkend wirken, jedoch auch zur Lichtstreuung beitragen [69, 82]. Die Dichte der Elastomere

SE 1740 und RT 604 (beide $\rho = 0,97 \text{ g/cm}^3$) weist auf ein ungefülltes Siloxan hin, während die Dichte von Sylgard 184 mit $\rho = 1,03 \text{ g/cm}^3$ ein gefülltes Siloxan kennzeichnet [69][S. 162].

2.3.1 Spannungs-Dehnungs-Experimente an Siloxanen

Zur Abschätzung der Kraft, die zur Aktuierung der Vollkörperlinsen notwendig ist werden in Anlehnung an DIN 53504 uniaxiale Zugversuche an optischen Elastomeren durchgeführt. Abbildung 2.7 zeigt die beiden gewählten Testgeometrien: gerade Stabproben und Schulterproben des Normtyps *S2*. Da die Schulterbereiche von Elastomeren im Zugexperiment stark zur Gesamtdehnung beitragen, liefern die Stabproben einen besseren Anhaltspunkt über die tatsächlich auftretenden Kräfte in der Elastomerprobe und kommen daher ohne Korrekturfaktor aus [83, 84]. Die Schulterstäbe erleichtert jedoch die Vergleichbarkeit mit Herstellerangaben und Literaturwerten.

Für Zugversuche werden die Spannung σ als Verhältnis der einwirkenden Kraft F auf die Querschnittsfläche A_0 der undeformierten Probe und die Dehnung ε als relative Längenänderung ΔL bezogen auf die ursprüngliche Probenlänge L_0 definiert:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad \text{und} \quad \varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}. \quad (2.8, 2.9)$$

Der Elastizitätsmodul E ist der Quotient aus Spannung und Dehnung : $E(\varepsilon) = \sigma/\varepsilon$.

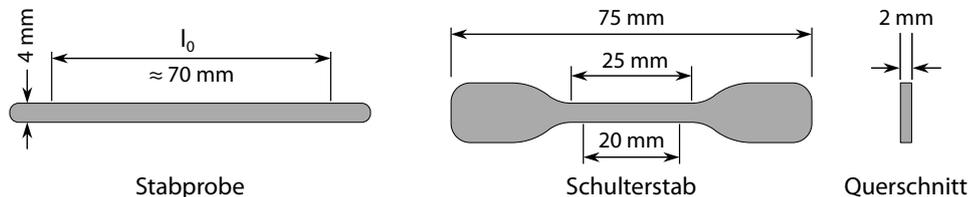


Abb. 2.7: Geometrien der Probekörper für die Spannungs-Dehnungs-Experimente. Die Einspannlänge l_0 der Proben in der Stabgeometrie wurde vor jedem Experiment mit einem Messschieber bestimmt und auf ungefähr 70 mm eingestellt.

Für Proben mit Schultergeometrie *S2* ist die Ausgangslänge L_0 nach DIN 53504 auf 20 mm festgelegt, bei Proben mit Stabgeometrie ist L_0 die Einspannlänge, d. h. die Distanz zwischen den Probenklemmen, die für jeden Prüfling individuell bestimmt wird. Die Dimension der Stabproben ist mit dem Messabschnitt der Schulterstäbe *S2* identisch, so dass der Querschnitt aller Proben einheitlich $A_0 = 8 \text{ mm}^2$ beträgt. Die Dimensionen der Testgeometrien können Abbildung 2.7 entnommen werden; für Details wird auf DIN 53504 verwiesen [85].

2.3.2 Probenvorbereitung und Versuchsbeschreibung

Die Probenkörper wurden durch Reaktionsgießen in einer Gussform der Testgeometrie hergestellt. Dazu wurden die Komponenten *A* & *B* der Siloxane intensiv vermischt, Gaseinschlüsse im Vakuum entfernt und in den Gussformen für 90 min bei 90 °C vernetzt. Nach dem Entformen der Probekörper wurden die Spannungs-Dehnungs-Diagramme an einer Materialprüfmaschine bestimmt (Typ 74, Zwick/Roell).

Die mechanischen Eigenschaften von Siloxanelastomeren hängen unter anderem von Materialparametern wie der Stöchiometrie der Komponenten, der Vernetzungstemperatur und der Verarbeitung der Probenkörper ab sowie von den Testbedingungen wie Temperatur und Zuggeschwindigkeit. Die folgenden Parameter wurden daher für die Dehnungsexperimente festgelegt:

- Die Zuggeschwindigkeit beträgt 200 mm s^{-1} (nach DIN 53504).
- Alle Dehnungsexperimente werden bei Umgebungstemperatur durchgeführt (ca. 25 °C).
- Johnston *et al.* untersuchten den Einfluss der Vernetzungstemperatur auf die mechanischen Eigenschaften von Sylgard 184 [84]. Für das Elastomer SE 1740 konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass die Proben nach 90 min bei 90 °C vollständig vernetzt sind und die Spannungs-Dehnungs-Kennlinien keine messbaren Unterschiede mehr aufweisen (vgl. Abbildung A.7).
- Beim Entformen können die Probenkörper leicht an den Kanten verletzt werden. Diese Risse wirken als Sollbruchstellen und begünstigen im Dehnungsexperiment ein vorzeitiges Reißen der Probe, weshalb hier abweichend von DIN 53504, die maximale Zuggrenze angegeben wird. Für ein gültiges Experiment darf der Bruch nicht an der Einspannstelle auftreten.

2.3.3 Ergebnisse und Diskussion

Mechanische Eigenschaften reiner Elastomere

Die Spannungs-Dehnungs-Diagramme der reinen Elastomere sind für die beiden Testgeometrien in Abbildung 2.8a und b dargestellt. Die Fehlergrenzen der Spannung σ sind exemplarisch für einige Messpunkte der Spannungs-Dehnungs-Kurve von Sylgard 184 gezeigt; der Fehler des Wegaufnehmers und damit der Dehnung ε ist vernachlässigbar klein. Der E-Modul der Hauptkomponente der Elastomerlinsen, SE 1740, ist in Abbildung 2.8c und d gezeigt. Die Moduln von Stab- und Schulterproben unterscheiden sich etwa um den Faktor 2, in guter Übereinstimmung mit Simulationen von Siloxanelastomeren in der Schultergeometrie [83, 84].

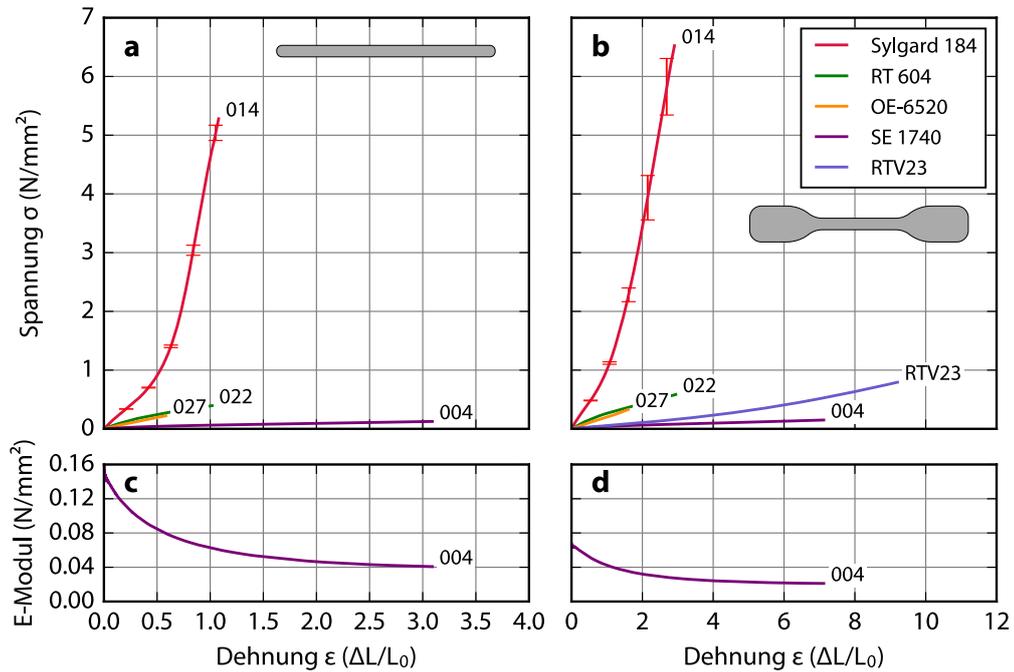


Abb. 2.8: Isotherme Spannungs-Dehnungs-Diagramme für verschiedene Siloxanelastomere in a) Stab- und b) Schultergeometrie nach DIN 53504. Die Diagramme c) und d) zeigen den E-Modul für SE 1740 für beide Testgeometrien. Die Ziffern entsprechen der Zuordnung in den Tabellen 2.3 und 2.4. Für Sylgard 184 sind für ausgewählte Punkte die Fehlergrenzen aus drei Messungen aufgetragen.

Die mechanischen Eigenschaften von Sylgard 184 sind durch den Hersteller bekannt und wurden in zahlreichen Publikationen untersucht. Durch Vergleich der hier gemessenen Werte mit bekannten Daten, eignet sich Sylgard 184 gut als Maßstab auch für diejenigen untersuchten Siloxanelastomere, für die bisher keine Literatur- oder Herstellerangaben existieren. Schulterstäbe sind die Standardgeometrie bei Materialprüfungsverfahren; der gemessene Wert der Bruchspannung $\sigma_B = 6,5 \text{ MPa}$ stimmt gut mit der Herstellerangabe ($6,7 \text{ MPa}$ [86]) bzw. den Ergebnissen von Johnston *et al.* [$(6,25 \pm 0,84) \text{ MPa}$ [84]] überein. Messungen an der Stabgeometrie liefern einen verlässlicheren Wert für den E-Modul bei kleinen Dehnungen. Auch hier ist der gemessene Wert in guter Übereinstimmung mit Referenzwerten; gemessen: $E_{10\%}^{200\text{mm s}^{-1}} = (1,750 \pm 0,008) \text{ MPa}$; Literatur: $1,72 \text{ MPa}$ bis $2,05 \text{ MPa}$ [83, 84, 87, 88]. Tabelle 2.3 fasst die experimentell bestimmten Kennzahlen der Elastomere für Schulter- und Stabgeometrie zusammen.

Tab. 2.3: Im Spannungs-Dehnungs-Experiment bestimmte mechanische Eigenschaften reiner transparenter Siloxane für optische Anwendungen.

Proben-nummer	Name	Hersteller	Schultergeometrie			Stabgeometrie		
			Zug-festigkeit ^a	Bruch-dehnung ^a	E-Modul ^b	Zug-festigkeit ^a	Bruch-dehnung ^a	E-Modul ^b
			(MPa)	(%)	(MPa)	(MPa)	(%)	(MPa)
004	SE 1740	Dow Corning	0,15	712	0,063 ± 0,001	0,126	309	0,128 ± 0,004
014	Sylgard 184	Dow Corning	6,52	291	1,059 ± 0,037	5,280	108	1,751 ± 0,008
022	RT 604	Wacker	0,58	294	0,350 ± 0,007	0,395	102	0,669 ± 0,016
027	OE-6520	Dow Corning	0,33	160	0,227 ± 0,008	0,222	58	0,441 ± 0,014
RTV23	RTV 23	Altropol	0,79	920	0,066 ± 0,003	—	—	—

— Nicht vorhanden ^a Maximalwerte ^b Bei 10% Dehnung

Mechanische Eigenschaften von Elastormischungen

In Abschnitt 2.2.3 wurde das Verwenden von Polymermischungen zum Einstellen der optischen Eigenschaften bereits diskutiert. Zur Wahl einer geeigneten Mischungs-komponente und des Mischungsverhältnisses wurden auch die Spannungs-Dehnungs-Charakteristiken von Mischungsreihen von Sylgard 184 sowie RT 604 mit SE 1740 untersucht. Abbildung 2.9 stellt die isothermen Spannungs-Dehnungs-Diagramme für beide Mischungsreihen in der Stabgeometrie gegenüber. Für Anteile $\geq 50\%$ von

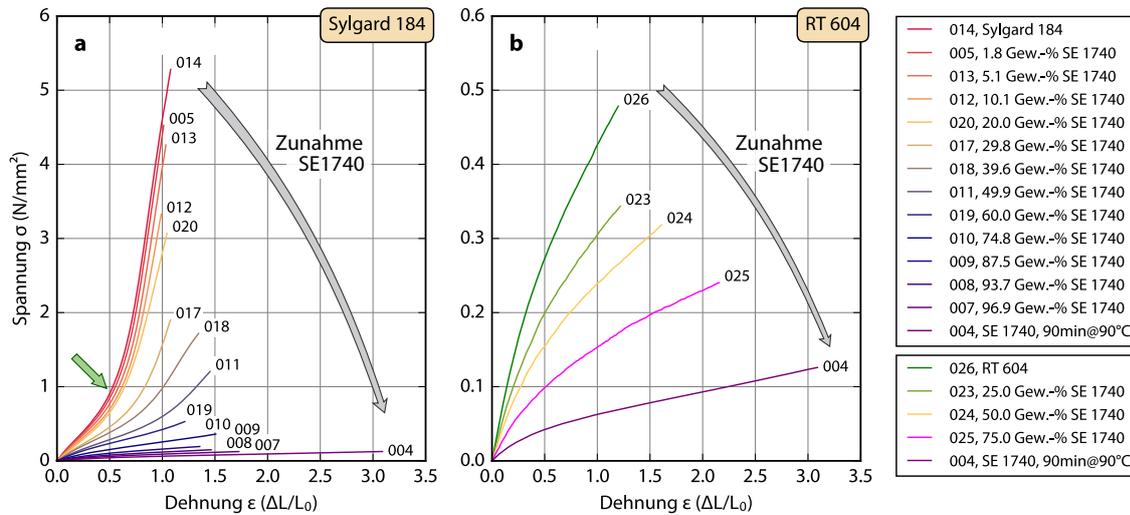


Abb. 2.9: Isotherme Spannungs-Dehnungs-Diagramme für Stabproben aus Polymermischungen SE 1740 mit Sylgard 184 (a) bzw. RT 604 (b). Deutlich erkennbar ist die drastische Abnahme der Bruchdehnung mit steigendem Fremdpolymeranteil. Die Bruchspannung für Sylgard 184 ist ca. 10× größer als für RT 604.

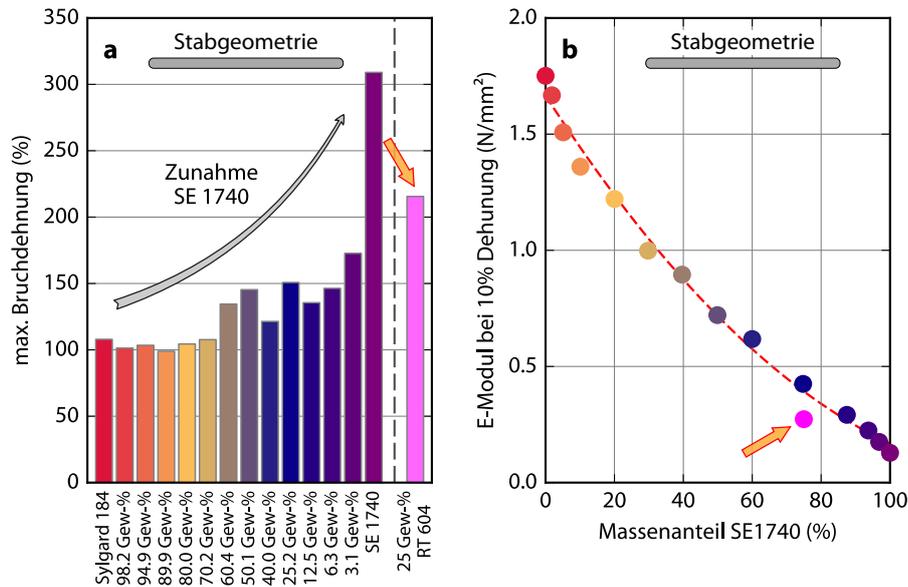


Abb. 2.10: a) Maximale Bruchdehnung und b) E-Modul bei $\varepsilon = 10\%$ Dehnung für binäre Mischungen aus Sylgard 184 und SE 1740 in Stabgeometrie. Zum Vergleich sind die Werte (magenta) für eine Mischung aus SE 1740 und 25 Gew-% RT 604 angegeben. Die Fehlerbalken sind in der Größenordnung der Punkt-Markierungen und zur besseren Übersicht hier nicht dargestellt (vgl. auch Abb. 2.11).

Sylgard 184 und SE 1740 weist die Spannungs-Dehnungs-Kurve eine veränderte Steigung auf (s. Pfeil in Abb. 2.9a), wobei sich sowohl die Lage der Krümmung als auch die Steigung mit dem Mischungsverhältnis ändern. Diese Polymermischung zeigt daher Charakteristika eines Elastomernetzwerks mit unterschiedlich langen Netzwerksegmenten und weist auf eine bimodale Kettenlängenverteilung hin [89, 90].

Die Abbildungen 2.10 und 2.11 stellen die Bruchdehnung und die E-Moduln bei 10% Dehnung für die Stabgeometrie in Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis gegenüber; die Polymermischung zur Herstellung der Elastomerlinsen ist jeweils durch einen Pfeil markiert. Die stark unterschiedliche Bruchdehnung der reinen Elastomere weist auf verschiedene Kettenlängen der Siloxannetzwerke hin. Auffällig ist auch der nichtlineare Verlauf des E-Moduls für die Mischungen des gefüllten Sylgard 184 mit SE 1740. Das nicht-lineare Verhalten dieser Mischung wird auch an anderen Siloxanelastomeren und ihren Mischungen beobachtet und kann auf eine bimodale Verteilung der Netzwerkknotten oder auf Wechselwirkungen mit dem Füllstoff zurückgeführt werden [88–91].

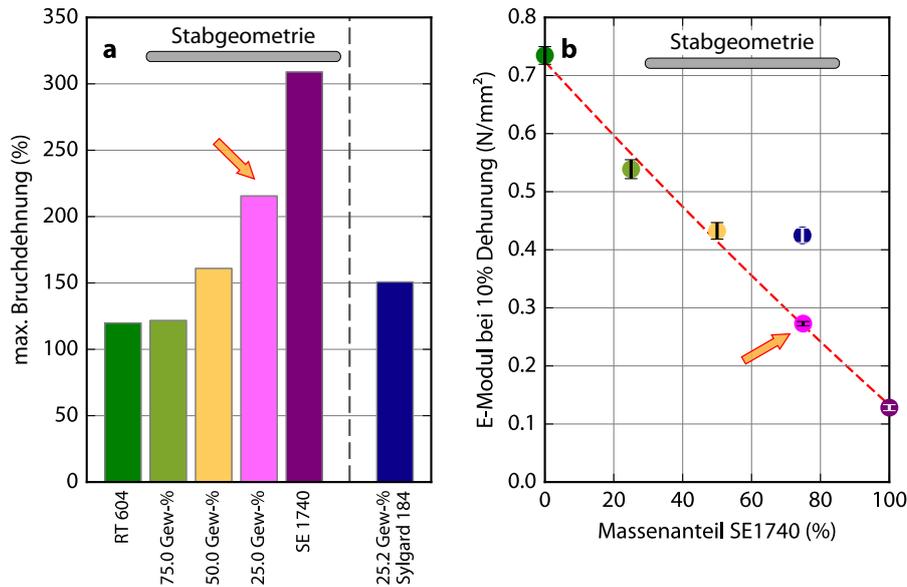


Abb. 2.11: a) Maximale Bruchdehnung und b) E-Modul bei $\varepsilon = 10\%$ Dehnung für binäre Mischungen aus RT 604 und SE 1740 in Stabgeometrie. Zum Vergleich mit der zur Herstellung der Elastomerlinsen verwendeten Polymermischung (magenta) ist zusätzlich der E-Modul der äquivalenten Mischung von Sylgard 184 und SE 1740 dargestellt (blau). (vgl. auch Abb. 2.10.)

Trotz etwa gleicher Differenz der Bruchdehnung der reinen Komponenten (Sylgard 184 zu SE 1740 bzw. RT 604 zu SE 1740), zeigt ausschließlich die binäre Mischung von RT 604 und SE 1740 einen näherungsweise linearen Zusammenhang zwischen Massenanteil der Fremdkomponente und E-Modul (s. magentafarbener Punkt in Abb. 2.11). Obwohl die unterschiedliche Bruchdehnung auf eine ähnliche Molmassendifferenz wie für das System Sylgard 184 und SE 1740 hinweist, wird die für bimodale Netzwerke charakteristische Änderung des E-Moduls mit der Dehnung für die Mischung von RT 604 mit SE 1740 nicht beobachtet (s. auch Abb. 2.9b) [92][S. 135ff]. Das Ausbleiben dieser Effekte in der Spannungs-Dehnungs-Kurve von RT 604 und SE 1740 in Abbildung 2.9b spricht daher für eine reine Beteiligung des Füllers am nicht-linearen Verhalten der Mischungen aus Sylgard 184 und SE 1740 [93, 94].

Im Elastomer SE 1740 ist ein Haftvermittler enthalten. Dieser ermöglicht einerseits eine gute Verbindung des Polymers an die zur Aktuierung verwendeten Siliziumanker, andererseits stört die starke Adhäsion die zerstörungsfreie Entformung der Elastomerlinse beim Herstellungsprozess. Ziel der Untersuchung war es, die starke Haftung des Elastomers SE 1740 an den optischen Oberflächen der Urform herab-

Tab. 2.4: Mechanische Eigenschaften binärer Mischungen von SE 1740 mit Sylgard 184 und RT 604. Die Probennummern ermöglichen die Zuordnung in den Abb. 2.8 und 2.9.

Probennummer	Anteil SE 1740 (Gew.-%)	Schultergeometrie			Stabgeometrie		
		Zugfestigkeit ^a (MPa)	Bruchdehnung ^a (%)	E-Modul ^b (MPa)	Zugfestigkeit ^a (MPa)	Bruchdehnung ^a (%)	E-Modul ^b (MPa)
004	100,0	0,15	712	0,063 ± 0,001	0,126	309	0,128 ± 0,004
007	96,9	0,15	384	0,089 ± 0,001	0,125	173	0,175 ± 0,002
008	93,7	0,20	407	0,118 ± 0,001	0,150	146	0,224 ± 0,004
009	87,5	0,21	280	0,156 ± 0,006	0,193	136	0,292 ± 0,004
010	74,8	0,48	351	0,229 ± 0,003	0,361	151	0,425 ± 0,010
019	60,0	0,73	311	0,281 ± 0,010	0,530	121	0,618 ± 0,011
011	49,9	1,75	334	0,375 ± 0,007	1,205	145	0,721 ± 0,004
018	39,6	1,99	288	0,421 ± 0,018	1,719	134	0,895 ± 0,021
017	29,8	2,56	262	0,509 ± 0,011	1,900	108	0,998 ± 0,018
020	20,0	3,58	245	0,694 ± 0,054	3,068	104	1,221 ± 0,014
012	10,1	3,24	221	0,764 ± 0,018	3,327	99	1,360 ± 0,032
013	5,1	6,39	301	0,862 ± 0,012	4,262	103	1,508 ± 0,031
005	1,8	6,95	279	1,013 ± 0,071	4,525	101	1,667 ± 0,030
014	Sylgard 184	6,52	291	1,059 ± 0,037	5,280	108	1,751 ± 0,008
025	75,0	0,47	698	0,162 ± 0,012	0,240	216	0,273 ± 0,003
024	50,0	0,48	449	0,208 ± 0,009	0,318	161	0,433 ± 0,012
023	25,0	0,54	322	0,322 ± 0,019	0,343	122	0,539 ± 0,014
026	RT 604	0,91	425	0,421 ± 0,011	0,478	120	0,735 ± 0,012

^a Maximalwerte. ^b Bei 10 % Dehnung.

zusetzen, ohne den sehr geringen E-Modul von SE 1740 zu stark zu erhöhen. Dies gelingt für Polymermischungen mit etwa 25 Gew.-% Fremdpolymer gut.

Der Vergleich äquivalenter Anteile Fremdpolymer in Abbildung 2.11b und Tabelle 2.4 zeigt, dass eine Mischung aus SE 1740 mit 25 Gew.-% RT 604 der Alternative mit Sylgard 184 in Bezug auf die Bruchdehnung und den Elastizitätsmodul überlegen ist: Binäre Mischungen mit RT 604 lassen sich gegenüber äquivalenten Mischungen mit Sylgard 184 um mehr als 70 % zusätzlich dehnen, gleichzeitig beträgt die Zunahme des E-Moduls gegenüber dem reinen SE 1740 nur etwa 2/3 des Wertes der Sylgard 184-Mischung. Das in reiner Form wenig dehnbare und sehr spröde RT 604 profitiert daher stark von den mechanischen Eigenschaften der Hauptkomponente SE 1740 und setzt die Adhäsion der SE 1740-Komponente ausreichend herab, um ein zerstörungsfreies Entformen der Elastomerlinse aus der Gussform zu ermöglichen. Für die Verwendung von RT 604 als Fremdpolymer spricht zusätzlich die sehr niedrige Viskosität. Sie ist ähnlich der Viskosität des SE 1740 und erleichtert so das vollständige Füllen aller Kavitäten der Gussform.

Bemerkenswert ist, dass die Bruchenergie der äquivalenten Mischungen nahezu identisch mit der Bruchenergie der reinen Komponente SE 1740 ist (vgl. Abb. A.9).

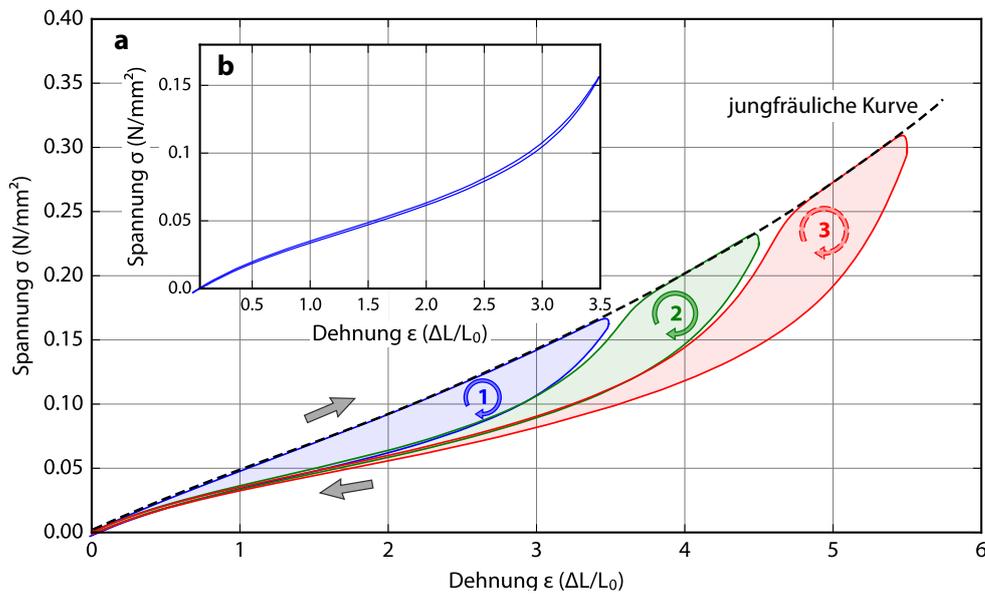


Abb. 2.12: *a)* Mullins-Effekt *b)* und Hysterese des Elastomers RTV 23 (Schulterprobe). *a)* zeigt das Verhalten einer Probe nach drei Zyklen mit zunehmender Dehnung. Die Zugrichtung ist dabei durch Pfeile markiert; zum Vergleich zeigt *b)* die Hysteresekurve derselben Probe bis 350 % Dehnung.

2.3.4 Mullins-Effekt in gefüllten Siloxanelastomeren

In Spannungs-Dehnungs-Experimenten wird bei vielen Elastomeren Spannungserweichung beobachtet, die als Mullins-Effekt bekannt ist [95, 96]. Der Mullins-Effekt tritt bei großen, quasi-statischen Deformationen auf und wird vom Payne-Effekt unterschieden, der bei dynamischer Belastung mit kleiner Amplitude auftritt. Der molekulare Mechanismus des Mullins-Effektes ist noch ungeklärt, wird jedoch Wechselwirkungen mit dem Füllstoff und Kristalliten, die durch Spannungskristallisation entstehen, zugeschrieben. Spannungsinduzierte Kristallisation kann für Siloxanelastomere ausgeschlossen werden, da sie wegen der sehr niedrigen Glas- und Kristallisationstemperaturen nicht zur Spannungskristallisation neigen [92][S. 118]. Diese Eigenschaft unterscheidet sie deutlich von anderen Elastomeren und der Mullins-Effekt kann daher nur an (stark) gefüllten PDMS-Elastomeren beobachtet werden. Abbildung 2.12 zeigt das Phänomen am Beispiel des hochgefüllten Siloxans RTV 23, Kim *et al.* zeigen den Effekt an Sylgard 184 [91]. Der Mullins-Effekt ist deutlich ausgeprägter als die Hysterese, die in gefüllten Elastomeren ebenfalls verstärkt auftritt.

Das Diagramm in Abbildung 2.12 zeigt drei Dehnungszyklen wobei die Zahlen die Reihenfolge der Zyklen markieren und die Pfeile die Zugrichtung anzeigen. Nach

Auftreten der Spannungserweichung unterscheiden sich alle nachfolgenden Spannungskurven nur noch in der Hysterese. Dies ist in Abbildung 2.12b für das erste Dehnungsintervall bis 350 % im gleichen Maßstab gezeigt. Erst wenn die Dehnung die maximale Dehnung des ersten Zyklus überschreitet, folgt die Spannungskurve wieder dem jungfräulichen Verhalten (obere grüne Kurve im zweiten Dehnungsintervall).

Sowohl der Mullins-Effekt als auch die Hysterese führen zu nicht-reversiblen Verhalten der Elastomerlinsen: Abhängig von der Vorgeschichte des Materials und der Aktuierungsrichtung stellen sich bei gleicher Kraft unterschiedliche Brennweiten und Aberrationen der Elastomerlinsen ein. Der Mullins-Effekt setzt sich aus reversiblen und irreversiblen Komponenten zusammen und kann durch Konditionierung des Polymers reduziert werden. Die unvermeidbare Hysterese stellt ein zusätzliches Ausschlusskriterium für gefüllte Siloxanelastomere dar, obwohl diese in der Regel deutlich überlegene mechanische Eigenschaften besitzen [69][S. 637ff].

2.4 Zusammenfassung

- Wichtige Materialeigenschaften für das optische und mechanische Design von Elastomervollkörperlinsen aus transparenten Siloxanelastomeren sowie ihrer Mischungen wurden experimentell bestimmt.
- Die Transmissionskennlinie und Absorptionskante, die Dispersion und Abbe-Zahlen der reinen Siloxanelastomere sowie der Elastormischungen wurden gemessen. Die genaue Kenntnis der Abbe-Zahlen ermöglicht die Klassifizierung der Polymere als kron- bzw. flint-artige Materialien, was zur Herstellung eines Achromaten aus Elastomeren genutzt wird.
- Mischungsreihen von Siloxanelastomeren wurden hergestellt und ihr Spannungs-Dehnungs-Verhalten untersucht.
- Aus der Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften wie E-Modul oder Bruchdehnung vom Anteil des Fremdpolymers konnte die Mischung von 25 Gew.-% RT 604 und 75 Gew.-% SE 1740 als bevorzugtes Verhältnis zur Herstellung von Elastomervollkörperlinsen identifiziert werden.
- Mit dieser Mischung wird die Adhäsion an der Gussform ausreichend reduziert, um eine gute Entformung der Linsen zu gewährleisten. Die sehr gute Adhäsion an den Siliziumankern (s. auch Kapitel 3) bleibt dabei erhalten.

- Die nachteiligen Eigenschaften von füllstoffverstärkten Siloxanelastomeren überwiegen für optische Anwendungen. Aufgrund des Mullins-Effekts, der Hysterese und des Kontrastverlustes durch Lichtstreuung an den Füllstoffpartikeln werden diese Siloxanelastomere für durchstimmbare Elastomervollkörperlinsen vermieden.
- Eine Übersicht der wichtigsten Eigenschaften der optischen Siloxane fasst Tabelle 2.5 zusammen.

Tab. 2.5: Übersicht der wichtigsten Kennzahlen von Siloxanelastomeren für optische Anwendungen. Zur Definition der Transmissionskante siehe Gross *et al.* [75, p. 134]. Weitere Werte können Tabellen 2.2 bis 2.4 und A.9 entnommen werden.

Elastomer	A:B ^a	Viskosität der Mischung ^b (mPa·s)	Dichte ^b (g/m ³)	Brechungs- index n_D	Abbe- zahl ν_e	Transmis- sionskante @80/20% (nm)	Zug- festigkeit ^c (MPa)	Bruch- dehnung (%)	E-Modul $\varepsilon = 10\%$ (MPa)
SE 1740 ^g	1:1	925	0,97	1,4047	53,6	314	0,126	309	0,128
Sylgard 184	10:1	3900	1,03	1,4123	45,8	320	5,28	108	1,751
Sylgard 527	10:1	465	0,95	1,4049	53,1	—	—	—	—
OE-6520	1:1	1050	1,1	1,5464	32,6	337	0,222	58	0,441
RT 604	9:1	800	0,97	1,4046	53,8	287	0,395	102	0,669
RTV 23	10:4	3500	1,1	—	—	623	0,79	920 ^d	0,066 ^d
Mischung	3:1 ^e	—	0,97	1,4047 ^f	53,7 ^f	310	0,240	216	0,273

a Mischungsverhältnis. Konventionsgemäß enthält Komponente A den Katalysator (Karstedt-Katalysator), wobei einzelne Hersteller davon abweichen können. b Herstellerangaben c Gemessen in Stabgeometrie d Gemessen in Schultergeometrie e Mischungsverhältnis von SE 1740 zu RT 604 f Arithmetisches Mittel nach Abb. 2.5 g Enthält Haftvermittler
— nicht vorhanden

3 Herstellung von Elastomerlinsen

In diesem Kapitel wird detailliert auf die Herstellung der Elastomervollkörperlinsen im Reaktionsgießverfahren eingegangen. Anders als Membranlinsen bestehen diese Linsen vollständig aus einem Elastomer und werden im Folgenden zur Abgrenzung von Membranlinsen, die ebenfalls über elastische Komponenten verfügen, auch als Elastomerlinsen bezeichnet. Das Kapitel beginnt mit einer Übersicht der gängigen Herstellungsverfahren von Festkörperlinsen und vergleicht die Vor- und Nachteile im Hinblick auf eine besonders flexible Herstellung von Elastomerlinsen. Anschließend werden die entwickelten Werkzeuge zur Fabrikation der Elastomerlinsen erläutert und auf Besonderheiten bei der Materialauswahl eingegangen. Ein weiteres Unterkapitel widmet sich exklusiv der Toleranzanalyse und dem zu erwartenden Einfluss auf die Abbildungsqualität durch mechanische Fehler während der Fertigung. Die Ergebnisse der Simulation gehen in das Werkzeugdesign ein. Nach einer Beschreibung der Herstellungssequenz von Elastomerlinsen aus Siloxanen schließt das Kapitel mit einer kurzen Präsentation der Vielseitigkeit der entwickelten Werkzeuge und zeigt die erreichte Qualität der Elastomerlinsen anhand von verschiedenen Linsengeometrien.

3.1 Auswahl des Herstellungsverfahrens

3.1.1 Industrielle Verfahren zur Herstellung von Linsen

Mit dem Aufkommen von Kameras in der mobilen Unterhaltungselektronik wie Smartphones, Tablet- und mobilen Computern spielen Kunststofflinsen in der Industrie eine zunehmend wichtige Rolle. Aufgrund der hohen Stückzahlen scheiden klassische Herstellungsverfahren wie Schleifen und Polieren von Glaslinsen aus. Insbesondere die mit dem Polieren verbundenen langen Bearbeitungszeiten und hohen Stückkosten machen den Einsatz dieser Technik in der Massenfertigung für die Unterhaltungselektronik unmöglich. Hingegen lassen sich gängige Herstellungsverfahren aus der kunststoffverarbeitenden Industrie wie Spritzgießen oder Formpressen erfolgreich auf die Massenfertigung von optischen Elementen anwenden [97]: Zur Her-

stellung von refraktiven Elementen wie Linsen oder Prismen werden überwiegend Spritzgussverfahren eingesetzt, während Heißprägeprozesse bei feinen, großflächigen Strukturen zum Einsatz kommen, wie beispielsweise Fresnel-Kondensatoren in Rückprojektionsbildschirmen [98]. Durch Heißprägen lassen sich ebenfalls sehr feine Mikrostrukturen wie DVD-Pitches mit hoher Genauigkeit bei geringen Stückkosten und geringem Materialausschuss replizieren [98,99, S. 46 & 269]. Darüber hinaus ist Heißprägen ein gut geeigneter Herstellungsprozess für Kleinserien [100, Ref. 27]. Gegenüber Spritzgussverfahren liegen die Vorteile des Heißprägens u. a. in der symmetrischen Schwindung, kurzen Fließwegen und geringen Verspannungen im Werkstück.

Das Herstellen von optischen Elementen wie Linsen im Spritzgussverfahren stellt sehr hohe Anforderungen an das Werkzeug. Es wird in der Regel – ausgehend von einer zu kleinen Kavität – iterativ optimiert, bis beispielsweise die Schwindung des Materials ausreichend kompensiert wird, um somit die optischen Spezifikationen des Bauteils zu erfüllen [99, S. 43]. Eine Variante des Spritzgussverfahrens ist das Reaktionsspritzgießen, bei dem ein – oft zweikomponentiges – Präpolymer in die Kavität injiziert wird und dort zum fertigen Bauteil reagiert. Übliche Polymere sind Polyurethane und Polysiloxane, sogenannte Silikonkautschuke bzw. Flüssigsilikonkautschuke, engl.: “liquid silicone rubbers“ (LSR).

Im unvernetzten Zustand ist die Viskosität der Flüssigkautschuke in der Regel deutlich geringer als die Viskosität der Polymerschmelzen im normalen Spritzgussverfahren [101]. Daher stellen Thermoplaste und Flüssigkautschuke stark unterschiedliche Ansprüche an die Formherstellung: die Kavitäten müssen für Reaktionsgießprozesse sehr gut abgedichtet sein und mit einer besonders guten Fertigungstoleranz hergestellt werden [99, S. 48]. Die Viskosität der in dieser Arbeit hauptsächlich verwendeten Siloxane ist mit ≈ 1000 mPa s sogar noch deutlich niedriger als die Viskosität industriell eingesetzter Silikonkautschuke ($1 \cdot 10^5$ mPa s bis $1 \cdot 10^6$ mPa s), was die Anforderungen an das Werkzeug nochmals erhöht. Gerade wegen der sehr geringen Viskosität der Ausgangsmaterialien, ist das Reaktionsgießen von Siloxanen hervorragend geeignet auch feinste Texturen wie beispielsweise Mottenaugenstrukturen nachzubilden [48, 71, 73, 102–104].

Für die Produktion von Formteilen aus Flüssigsilikonkautschuk ist im industriellen Maßstab der Einsatz von Vakuumpumpen notwendig, um Lufteinschlüsse in der Form zu vermeiden. Im Labormaßstab kann bei geeigneter Mischung auf diesen Schritt verzichtet werden oder man führt ihn separat vor dem Injektionsschritt aus.

3.1.2 Herstellung von Siloxan-Elastomerlinsen im Labormaßstab

Siloxanelastomere können mit unterschiedlichen Vernetzern gebildet werden. Der Hauptvorteil von Platin-vernetzenden Silikonkautschuken ist, dass a) die Vernetzung bei sehr geringen Temperaturen (auch Raumtemperatur) abläuft, b) keine Nebenprodukte wie bei RTV-1 Siloxanen entstehen und c) Präpolymere zur Vernetzung eingesetzt werden. Die Verwendung von Präpolymeren sorgt für die Bildung vergleichsweise weniger neuer Verknüpfungsstellen im Elastomer. In Kombination mit niedrigen Vernetzungstemperaturen resultiert dies in einer äußerst geringen Schwindung bei der Vernetzung ($< 1\%$) [105–108]. In den Datenblättern der Hersteller wird die Schwindung von additionsvernetzenden (RTV-2-Typ) Siloxanen mit 0,05 % bis 0,2 % angegeben [60, 62], so dass die in der Literatur beschriebenen Werte für die Schwindung von RTV-2-Typ PDMS durch den großen thermischen Ausdehnungskoeffizienten [109, S. 417] von PDMS bedingt sind und nicht notwendigerweise durch die chemische Vernetzung [108].

Während in der Literatur eine Vielzahl von durchstimbaren fluidischen Linsen zu finden ist [7, 54, 110–112], deren Autoren PDMS als Trennschicht zu einer optischen Flüssigkeit einsetzen, sind Publikationen zu PDMS-Vollkörperlinsen selten [26, 27, 71]. Das in der Literatur am häufigsten eingesetzte Siloxanelastomer ist Sylgard 184 (Dow Corning), das sich aufgrund des vorhandenen Füllstoffanteils und der leichten Trübung nur bedingt für Vollkörperlinsen eignet [71].

Das gängige Verfahren zur Herstellung von PDMS-Vollkörperlinsen ist das Abformen von Urformen aus Glas oder Photolack [24, 26, 27, 113–115]. Andere Autoren beschreiben alternative Verfahren wie beispielsweise die Ausnutzung der Oberflächenspannung eines fixierten PDMS-Tropfens [33, 53, 71, 116]. Die durch Abformen hergestellten PDMS-Linsen sind nicht notwendigerweise selbst durchstimmbar; teilweise wird das Elastomer dazu benutzt, eine Form mit veränderlichen Krümmungsradien herzustellen. Die dabei eingesetzte Technik ist die gleiche, die auch bei fluidischen Membranlinsen angewendet wird: Eine elastische Membran umschließt ein Flüssigkeitsvolumen und das Volumen bzw. der Druck der Flüssigkeit bestimmt den Krümmungsradius der Linse [114, 117]. Da die Gestalt der formgebenden Membran von den Umgebungsparametern abhängt und keine sphärischen Linsen erzeugt, ist der Prozess nur zur Herstellung von asphärischen Linsen geeignet. Auch PDMS-Linsen, die durch die Tropfenmethode hergestellt werden, sind keine sphärischen Linsen, da sie dem Einfluss der Gravitation unterliegen [118, S. 75 ff].

Das direkte Abformen von sphärischen Urformen erfordert je nach Substrat und verwendetem PDMS Schutzschichten, um die Haftung des Siloxans an der Urform zu verhindern [27, 113]. Die hier vorgestellte Form zum Reaktionsgießen von Elasto-

merlinsen kommt hingegen vollständig ohne Aufbringen von Opferschichten aus, da die optischen Formen aus PMMA bestehen; ein Material, das auch Siloxanen mit Haftvermittlern keine Verknüpfungsstellen bietet.

Für diese Arbeit wurden zwei Verfahren ausgewählt, welche die zur Linsenherstellung notwendige Formtreue bieten: Heißprägen zum Anfertigen der Urformen und Reaktionsgießen zum Herstellen der elastischen Vollkörperlinsen. Die zum Reaktionsgießen benötigte Gussform wird im nächsten Abschnitt vorgestellt.

3.2 Reaktionsgießen: Design der Gussform

Im Rahmen dieser Arbeit wurden mehrere Werkzeuge für das Reaktionsgießen von Elastomerlinsen entworfen und getestet. Dieser Abschnitt konzentriert sich ausschließlich auf das flexibelste dieser Werkzeuge.

3.2.1 Anforderungen an die Gussform

Um die optische Qualität der resultierenden Elastomerlinsen sicherzustellen und aufgrund der niedrigen Viskosität der Präpolymere, die beim Reaktionsgießen eingesetzt werden, ergeben sich folgende Mindestanforderungen an die Gussform:

- Zufuhrkanal für das Präpolymer
- Entlüftungskanal (notwendig, da Vakuumspritzgießen nur schwer im Labormaßstab realisierbar)
- Hohe Passgenauigkeit der einzelnen Teile zur Erhaltung der optischen Qualität der reaktionsgegossenen Linsen
- Hohe Formstabilität der Matrize
- Präzise Positionierung der Anker zur vektoriellen Aktuierung der Elastomerlinsen
- Spannungsfreies Zusammenfügen der Matrize bei gleichzeitig hoher Dichtheit zur Verhinderung von Lufteinschlüssen und Blasenbildung
- Zerstörungsfreie Entformung der PDMS-Linse
- Präzise und reproduzierbar einstellbare Randdicke der Linsen

Über diese Mindestanforderungen hinaus gibt es wünschenswerte Merkmale, welche die Flexibilität der Gussform für verschiedene Linsengeometrien erhöhen:

- Niedrige Haftung des vernetzten Elastomers an den optischen Urformen
- Flexibler Austausch der optischen Urformen zur Herstellung verschiedener Linsengeometrien in derselben Matrize
- Mehrfache Verwendbarkeit der Matrize
- Kein Einsatz von Trenn- bzw. Opferschichten zur Entformung der Elastomerlinse, da diese die optische Qualität der Oberfläche negativ beeinflussen können

3.2.2 Analyse der Fertigungstoleranzen

Das übliche Verfahren zur Abschätzung der Akkumulation von Fertigungstoleranzen in der Optik ist die Monte-Carlo-Simulation [119–123]. Diese in der Durchführung aufwendige Analyse wird insbesondere bei mehrkomponentigen Linsen oder Linsensystemen angewendet, bei der man den Beitrag zufälliger Abweichungen von den Nominalwerten der Komponenten auf die Gesamtleistung der Optik untersucht. Aufgrund der zufälligen Verteilung der Fertigungstoleranzen lässt sich deren Einfluss auf die optischen Eigenschaften nicht analytisch lösen. Daher ist die Monte-Carlo-Analyse als statistisches Werkzeug bei komplexen Linsensystemen das Mittel der Wahl. Das Verfahren ist sehr rechenintensiv, liefert jedoch neben statistischen Daten gleichzeitig eine Abschätzung des ungünstigsten Falles. Mit Ausnahme des Achromaten (Linsendoublet) stehen in dieser Arbeit die Eigenschaften von durchstimmbaren Elastomerlinsen mit zwei brechenden Flächen im Vordergrund, so dass eine einfache Permutation der wichtigsten Parameter wie Verkippung und Verschiebung zur Toleranzanalyse genügt.

Simulationsergebnisse

Abbildung 3.1 zeigt die wichtigsten Fehlerquellen bei äquikonvexen Linsen, die durch (mechanische) Formtoleranzen hervorgerufen werden. Wie in Abbildung 3.1a gezeigt, führt der Versatz der Urformen zu einer Dezentrierung der beiden brechenden Flächen; eine Rotation zu einer Verkippung der Linsenflächen (vgl. Abb. 3.1b). Abbildung 3.1c demonstriert das Zustandekommen dieser Fehler in der Gussform; gleichfarbige Pfeile symbolisieren dabei die selben Fehlertypen. Die Auswirkung von verschiedenen stark ausgeprägten mechanischen Formfehlern auf die Bildqualität kann durch Strahldurchrechnung simuliert werden; die Ergebnisse sind in Abb. 3.1d und e gezeigt. Für die Simulation des Einflusses der Fertigungstoleranzen auf die optische Qualität der hergestellten Linsen wurde eine äquikonvexe PDMS-Linse

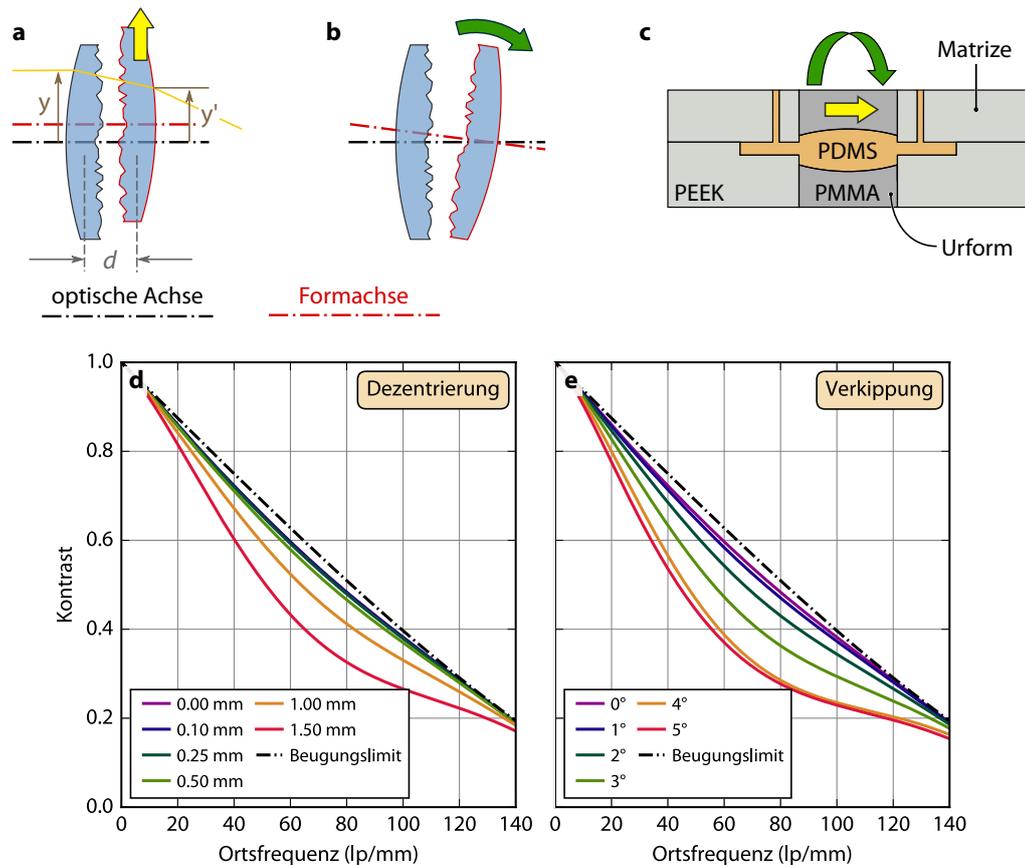


Abb. 3.1: *a-c)* Durch mechanische Fertigungstoleranzen der Gussform maßgeblich hervorgerufene Formfehler einer Äquikonvexlinse; *d* und *e)* Simulationsergebnisse zum Einfluss der mechanischen Fertigungstoleranzen auf die monochromatische Bildqualität (Kontrastübertragungsfunktion, MTF) einer Linse mit 4 mm Aperturdurchmesser bei einer Wellenlänge von 633 nm ($n = 1,4032$). Die Kurven bei 0,00 mm Versatz bzw. $0,00^\circ$ Verkippung spiegeln die nominelle Bildqualität einer idealen äquikonvexen Linse wider.

($R = 24,82$ mm) mit einer Mittendicke von 3,772 mm und einem Brechungsindex von 1,4032 bei einer Wellenlänge von 633 nm angenommen (vgl. auch Tabelle A.10).

Wie erwartet zeigt sich in Abbildung 3.1d und e eine stetige Verschlechterung der Bildqualität mit Zunahme der Formfehler, dabei weist die Abbildungsqualität eine höhere Sensitivität gegenüber einer Verkippung als gegenüber einem Versatz auf. Bei einem Linsendurchmesser von 12 mm entsprechen 5° Verkippung ca. 1 mm Stufenversatz.

Die tatsächlichen Werte für Verkippungs- und Versatzfehler sollten deutlich nied-

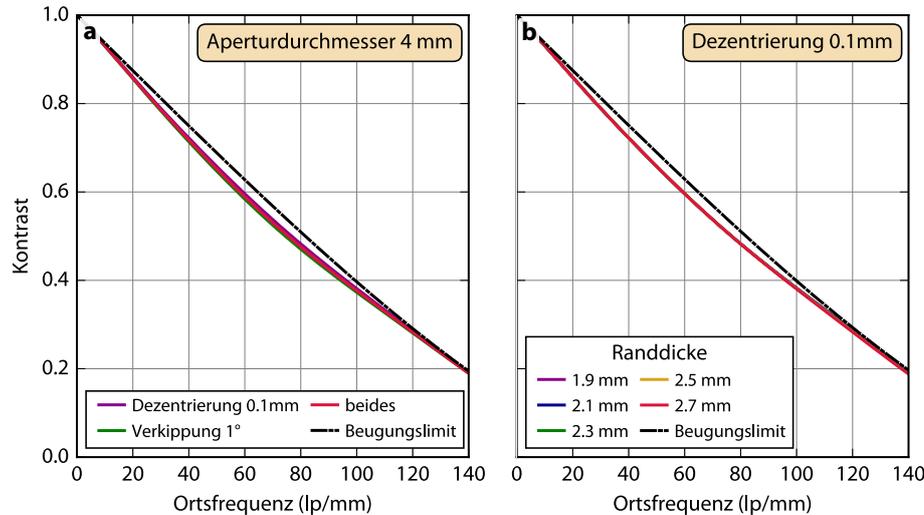


Abb. 3.2: a) Simulation der Kontrastübertragungsfunktion (MTF) einer PDMS-Äquikonvexlinse mit gleichzeitig auftretenden Versatz- und Verkippungsfehlern; b) Simulationsergebnisse zum Einfluss verschiedener Randdicken einer Äquikonvexlinse mit einem Versatzfehler von 0,1 mm auf die Kontrastübertragungsfunktion. Die Krümmungsradien der brechenden Flächen beträgt in allen Fällen 24,82 mm, der Aperturdurchmesser 4 mm.

riger liegen, da die Form mit $50\ \mu\text{m}$ für den lateralen Versatz toleriert wurde und Passstifte die beiden Formhälften an ihren Positionen halten. Das zu erwartende Ausmaß der Verkippung ist schwieriger abzuschätzen, jedoch darf davon ausgegangen werden, dass ein Verkippungsfehler von 1° leicht visuell beobachtbar und korrigierbar ist (die Stufe am Rand der Linse würde 0,2 mm betragen). Für weitere Simulationen wird daher ein Flächenversatz von 0,1 mm und eine Verkippung von 1° im ungünstigsten Fall angenommen. Abbildung 3.2a zeigt die Auswirkung der kombinierten Formfehler von 0,1 mm Versatz und 1° Verkippung. Obwohl die Kombinationen nicht zu einer einfachen Addition der Aberrationen führt, ist zu erkennen, dass bei einfachen dünnen Linsen mit nur zwei brechenden Flächen auch der kombinierte Effekt von Versatz- und Verkippungsfehlern vernachlässigt werden kann. Dies gilt sowohl bei kleinen (4 mm) Aperturen als auch bei größeren Öffnungen der Linse (6 mm, vgl. Abb. A.13).

Die Randdicke einer Linse ist ein weiterer wichtiger Parameter, der Einfluss auf die Abbildungseigenschaften der Linse nimmt. Die Linsendicke beeinflusst in erster Linie die Aberrationen und weniger die Brennweite des optischen Systems. Je nach Linsengeometrie ist der Effekt unterschiedlich stark ausgeprägt und wird auch als zusätzlicher Freiheitsgrad zur Reduktion von Aberrationen genutzt [75, 124, S. 425 ff.].

Sehr dicke negative Menisken wie sie beispielsweise in Biotar-Objektiven zu finden sind, reagieren sehr empfindlich auf Dickenvariationen, während der Einfluss der Dicke auf plankonvexe Linsen vernachlässigbar klein ist [125, S. 615 f.].

Abbildung 3.2b zeigt die Auswirkung der Linsendicke auf die Abbildungsqualität einer äquikonvexen PDMS-Linse. Variationen der Linsendicke in einem weiten Toleranzbereich von $\pm 0,4$ mm um die Solldicke (hier: 2,3 mm) führen zu keiner sichtbaren Veränderung in der Bildübertragungsfunktion. Da es sich bei den hergestellten Elastomerlinsen durchweg um dünne Linsen handelt, zeigen sich alle anderen in dieser Arbeit untersuchten Linsengeometrien ähnlich robust gegen Dickenvariationen wie die in Abbildung 3.2b gezeigte Äquikonvexlinse. Eine Zusammenfassung der Simulationsergebnisse mit detaillierter Gegenüberstellung aller untersuchten Parameter findet sich in Anhang A.5.

3.2.3 Realisierung der Gussform

Um die Matrize der PDMS-Linsen möglichst flexibel zu halten, besteht die Gussform aus zwei Komponenten: Einer Hülse, welche die optischen Formen und die Anker zur späteren Aktuierung der Linse aufnehmen kann sowie verschiedene, austauschbare Urformen zur Replikation der optischen Flächen. Alle Teile mit Ausnahme der Siliziumanker sollen wiederverwendbar sein; die Hülse muss ein einfaches Austauschen der optischen Urformen erlauben, ohne dass die Formabweichungen der oben besprochenen Toleranzanalyse überschritten werden.

Materialauswahl

Einige der verwendeten Siloxane, die sich für die Herstellung von Elastomerlinsen eignen, enthalten Haftvermittler (vgl. Tabelle 2.5), die eine kovalente Bindung zwischen den an der Oberfläche eines Werkstoffs befindlichen Hydroxylgruppen und der Elastomermatrix herstellen. Elastomerlinsen aus diesen Materialien lassen sich anschließend nicht mehr zerstörungsfrei entformen. Dies betrifft sowohl die optischen Urformen, die unter diesen Umständen nicht aus Glas bestehen können als auch die Hülse, die beim Befüllen ebenfalls mit dem PDMS-Präpolymer in Kontakt kommt. Zur besseren Wiederverwendbarkeit sollte die Hülse nicht aus Metallen gefertigt sein.

Die Anforderung an die Wiederverwendbarkeit der Formhülse bedingt allerdings, dass die Hülse auch nach vielen Temperaturzyklen ihre Form behält und sich beispielsweise nicht verzieht oder schwindet. Eine gute Alternative zu Metallen als Hülsewerkstoff ist daher der hochtemperaturformstabile Kunststoff Poly(etheretherketon) (PEEK). Tabelle 3.1 zeigt eine Übersicht häufig verwendeter Polymerwerkstoffe

Tab. 3.1: Phasenübergangs- und Verarbeitungstemperaturen ausgewählter Polymerwerkstoffe [126–131]; T_g : Glasübergangstemperatur, T_m : Schmelztemperatur.

Material	Abkürzung	T_m	T_g	Erweichungs- temperatur	max. Dauerge- brauchstemp.
		(°C)	(°C)	(°C)	(°C)
Poly(carbonat)	PC	155	147 – 150	125 – 138	125
Poly(ethylenterephthalat)	PET	265	70 – 115	80 – 115	100
Poly(etheretherketon)	PEEK	335–343	137 – 152	152	240
Poly(methylmetacrylat)	PMMA	160	105 – 113	95 – 100	90
Poly(oxymethylen)	POM	165–175	–75	100 – 140	100
Poly(tetrafluorethylen)	PTFE	315–345	— ^a	60 – 130	260

a: Kristallin

und ihrer thermischen Eigenschaften. Aufgrund seiner hohen Dauergebrauchstemperatur und der guten spanenden Verarbeitbarkeit ist PEEK ideal als Material für die Formhülse geeignet.

Als Material für die Linsenurformen wird in dieser Arbeit PMMA gewählt, da es sich besser Heißprägen lässt als beispielsweise PC und dazu eine ausreichend hohe Wärmeformstabilität aufweist. Die in die Formhülse einsetzbaren Linsenurformen werden durch Heißprägen von Glaslinsen hergestellt und nur in Ausnahmefällen, wie z. B. zur Herstellung eines Achromaten aus Elastomeren, durch Diamantfräsen (siehe weiter unten).

Während für die optischen Urformen eine ganze Bandbreite an Polymerwerkstoffen in Frage kommen, werden transparente Werkstoffe bevorzugt, um eine visuelle Kontrolle während des Formgießens und bei der Entformung der Linse zu ermöglichen. Bei zerspanenden Verarbeitungstechniken kann daher auch auf PC ausgewichen werden, das sich leichter zerspanen lässt.

Neben der verminderten Haftung des PDMS an den PMMA-Oberflächen der Urformen, sind auch die ähnlichen linearen thermischen Ausdehnungskoeffizienten der Polymerwerkstoffe von Vorteil. Der Ausdehnungskoeffizient von Glas unterscheidet sich gegenüber dem von PDMS um fast zwei Größenordnungen (N-BK7: $\alpha_L = 7,1 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ [41]; PDMS: $\alpha_L = 9,6 \cdot 10^{-4} \text{ K}^{-1}$ [109]). PMMA ($\alpha_L = 8,0 \cdot 10^{-5} \text{ K}^{-1}$ [128, 129]) und PEEK ($\alpha_L = 5,5 \cdot 10^{-5} \text{ K}^{-1}$ [129–131]) besitzen dagegen Ausdehnungskoeffizienten, die deutlich näher an dem Wert von PDMS liegen, so dass nach dem thermischen Vernetzen der PDMS-Linsen weniger Spannungen im Elastomer zu erwarten sind. Die ähnlichen Ausdehnungskoeffizienten der Polymerwerkstoffe begünstigen auch die thermische Stabilität des Werkstücks. Das direkte Abformen von Glaslinsen hätte größere Toleranzen der zentralen Bohrung erfordert, um eine Deformation aufgrund der unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten zu vermeiden.

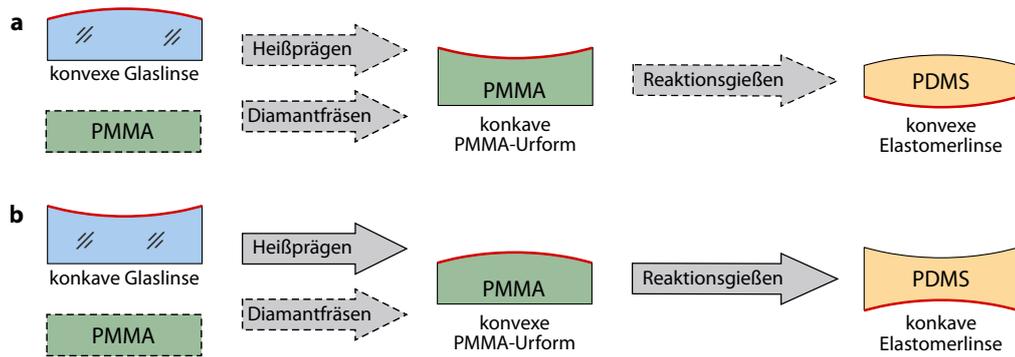


Abb. 3.3: Schema zur zweistufigen Replikation von Elastomerlinsen ausgehend von *a*) konvexen und *b*) konkaven Glaslinsen. Die replizierte Fläche ist rot hervorgehoben. Das zweistufige Verfahren ermöglicht das indirekte Abformen von optischen konvexen Glasflächen, die in größerer Vielfalt kommerziell verfügbar sind. Die Verwendung von PMMA als Urformmaterial verhindert zudem die irreversible Adhäsion der Elastomerlinsen an den Urformen. Die alternative Route zur Herstellung von PMMA-Urformen durch Diamantfräsen ist in unterbrochenen Linien dargestellt.

Mit der Verwendung von heißgeprägten PMMA-Urformen zur Reproduktion der optischen Flächen in der Gussform ergibt sich ein weiterer Vorteil für Arbeiten im Labormaßstab: Durch die doppelte Invertierung der Form, zeigt die endgültige PDMS-Linse die gleiche Krümmung wie die Glasurform. So entsteht während des Heißprägens von einer konvexen Glaslinse eine konkave PMMA-Form. Der Reaktionsspritzguss bewirkt eine neuerliche Invertierung, so dass zur Herstellung einer konvexen Elastomerlinse eine ebenfalls konvexe Glasform nötig ist (vgl. Abb. 3.3).

Kommerziell ist eine deutlich größere Auswahl an konvexen als an konkave Glaslinsen verfügbar. Daher steht durch den in Abbildung 3.3 gezeigten zweifachen Umformungsprozess nicht nur eine größere Vielfalt an konvexen Linsenflächen zur Verfügung; es resultiert auch eine größere Anzahl an Kombinationsmöglichkeiten von nicht-äquikonvexen Linsen. Für Arbeiten im Labormaßstab bietet das doppelte Abformen von kommerziellen Glaslinsen somit eine einfache und kostengünstige Möglichkeit mit verschiedenen Linsengeometrien zu experimentieren.

Eine weiterer Zugang zu Linsenurformen ist das Diamantfräsen von Kunststofflinsen (meist PMMA, PC oder COC), die sich ebenfalls in die Gussform einsetzen lassen. Diamantfräsen erlaubt das Herstellen von Urformen mit spezifischen Krümmungsradien in kleinen Stückzahlen wie sie z. B. für die Herstellung eines Elastomer-Achromaten notwendig sind (vgl. Abschnitt 5.2.3 und Anhang A.6) oder auch das Anfertigen von Urformen mit Freiformflächen für asphärische PDMS-Linsen. Die Fertigung der Urformen durch Diamantfräsen ist sehr kostspielig und lohnt sich für einfache sphärische PDMS-Linsen nur bei hohen Zykluszahlen bzw. sehr kleinen

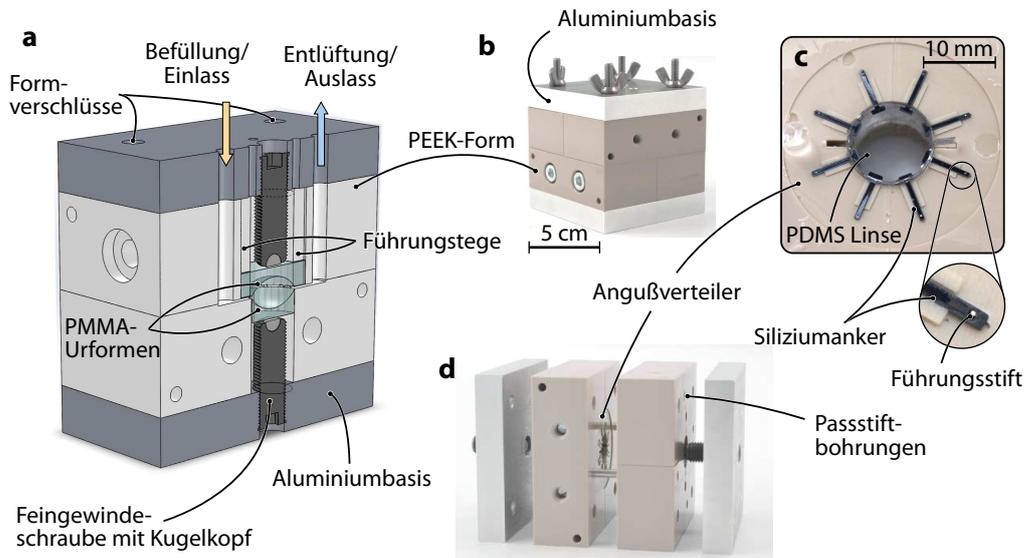


Abb. 3.4: Aufbau der Gussform zur Herstellung von PDMS-Elastomerlinsen. *a)* Querschnitt; *b)* Photographie der geschlossenen Gussform; *c)* Aufsicht auf den Angußverteiler mit eingelegten Siliziumankern und PDMS-Linse; *d)* Explosionsansicht. Nach Liebetraut *et al.* (2012) [132]. Nachdruck mit Genehmigung der IEEE.

Stückzahlen [99]. Für höhere Stückzahlen sind Spritzgießen oder klassische Linsenschleifverfahren kostengünstiger. Die Methode kommt in dieser Arbeit nur zur Anfertigung der Urformen für den PDMS-Achromaten zum Einsatz, da dort einzelne Urformen mit spezifischen Krümmungsradien benötigt werden.

Aufbau der Gussform

Die Gussform muss der geforderten Flexibilität und der einfachen Austauschbarkeit der optischen Flächen Rechnung tragen (vgl. Abschnitt 3.2.1). Gleichzeitig sollten auch nach wiederholtem Öffnen und Schließen der Form die Toleranzen aus Abschnitt 3.2.2 nicht überschritten werden. Abbildung 3.4a-d zeigt verschiedene Ansichten der fertigen Gussform, die den gesetzten Anforderungen zum Reaktionsgießen von Elastomerlinsen genügt. Abbildung 3.4a zeigt den Querschnitt der Form: Die Form enthält Bohrungen für Passstifte, die das exakte Ineinanderfügen der Formteile gewährleisten und die Toleranzen sicherstellen.

Die Form besteht aus temperaturformbeständigem PEEK und wird von zwei Aluminiumplatten zur gleichmäßigen Druckverteilung fixiert (Formverschlüsse, Abb. 3.4a + b). Die PEEK-Form selbst besteht aus zwei teilbaren Hälften in de-

ren gemeinsamen Zentrum sich eine koaxiale Bohrung ($\varnothing = 12 \text{ mm}$) befindet, welche die optischen Urformen aus PMMA aufnimmt. Der Durchmesser der zentralen Bohrung wurde so gewählt, dass eine möglichst große Auswahl an kommerziell verfügbaren Glaslinsen mit verschiedenen Krümmungsradien zur Abformung zur Verfügung steht.

Die PMMA-Urformen und die PEEK-Form bilden zusammen die Kavität. Der Durchmesser von 12 mm stellt die obere Grenze der herstellbaren PDMS-Linse dar; kleinere Linsen lassen sich durch ringförmige Abstandhalter beim Heißprägen der Linsenurformen (vgl. Abschnitt 3.3) in derselben Form realisieren. Bei einem Durchmesser von 12 mm lassen sich acht Anker zur vektoriellen Aktuierung bequem in die Linse einbetten; die Anker werden durch Führungsstifte in der PEEK-Form fixiert.

Die obere Hälfte der PEEK-Form enthält zusätzliche Bohrungen für die Befüllung und Entlüftung der Form. Die untere Halbform besitzt einen Angussverteiler und acht radial angeordnete Fräsungen, welche die Siliziumanker aufnehmen und auf die Linsenmitte ausrichten. Die Anker werden durch Stifte am Ende der Fräsungen fixiert und gegen Verrutschen gesichert (siehe Abb. 3.4c).

Die PMMA-Urformen werden in die zentrale Bohrung eingesetzt und die Randdicke der herzustellenden Elastomerlinse präzise über Feingewindeschrauben eingestellt (siehe Abb. 3.4a und Explosionsansicht in Abb. 3.4d). Die zentrale Bohrung verfügt über zwei diametral angebrachte Gräben die parallel zur Bohrachse verlaufen. Diese Gräben dienen der Führung der PMMA-Urformen und nehmen die Grate auf, die beim Heißprägen der Urformen entstehen (vgl. Abschnitt 3.3). Die Führungsstege in der Gussform verhindern das Verrutschen und Verkippfen der PMMA-Urformen. Zwar zerstören die Grate bzw. Führungsstege die strikte Rotationssymmetrie der PDMS-Linsen und erzeugen auf diese Weise einen minimalen inhärenten Astigmatismus. In Kapitel 5 wird jedoch gezeigt, dass durch die spezielle vektorielle Aktuierung, die nur bei Elastomervollkörperlinsen möglich ist, diese Fehlerart vollständig ausgeglichen werden kann. Die Grate erleichtern zusätzlich die Optimierung des Fertigungsprozesses, da sie azimutale Markierungen darstellen, die Rückschlüsse auf Fehlerquellen zulassen.

3.3 Herstellung der PMMA-Urformen (Heißprägen)

In dieser Arbeit werden überwiegend heißgeprägte PMMA-Urformen verwendet. Der Vorteil des Heißprägens ist der kostengünstige Zugang zu Urformen mit optischer Qualität und eine große Vielfalt an konkaven Urformen (vgl. Abschnitt 3.2.1). Wie in Abbildung 3.5 zu sehen ist, bildet eine Glaslinse zusammen mit einer Stahlhülse

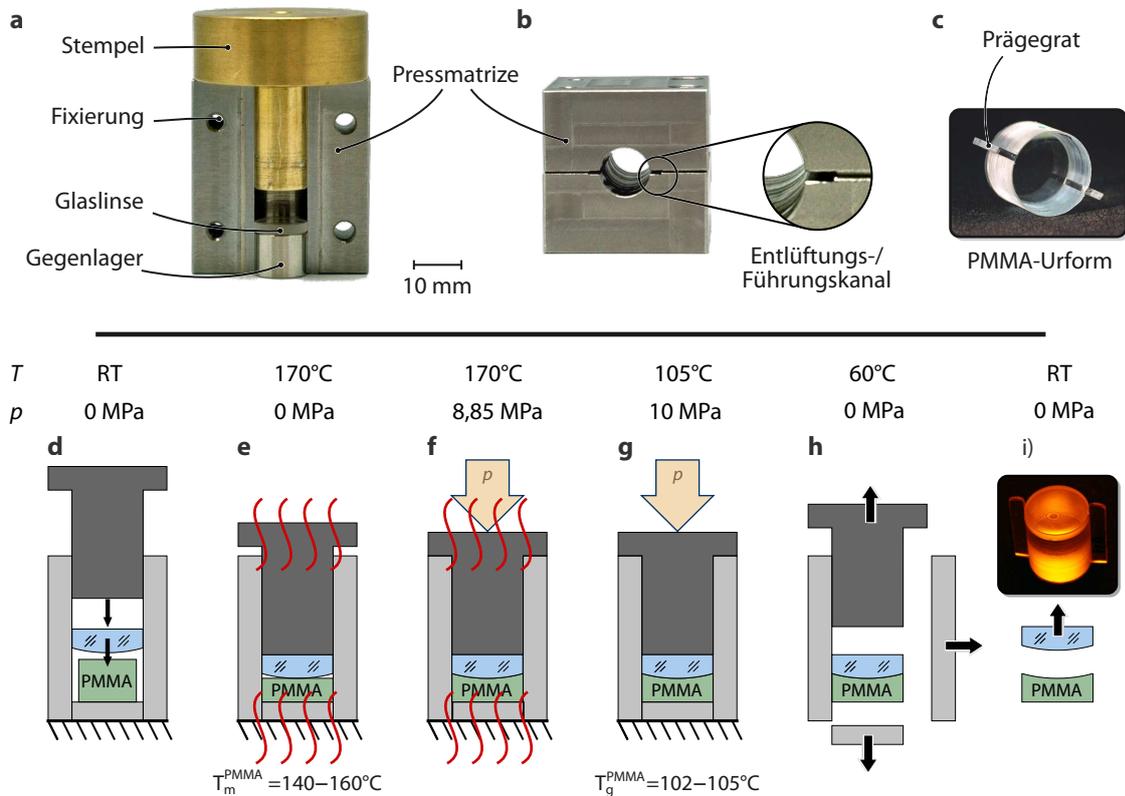


Abb. 3.5: Werkzeug (oben) und Prozessabfolge (unten) zur Herstellung von heißgeprägten PMMA-Linsen. *a)* Querschnitt der Pressmatrize mit eingelassenem Stempel; *b)* Aufsicht Pressmatrize, gut zu erkennen sind die Entlüftungs- bzw. Führungskanäle (vgl. Detailaufnahme); *c)* eine PMMA-Urform nach dem Heißprägeprozess; *d–i)* Schema zur Prozessabfolge (Erläuterungen siehe Text); *i)* zeigt die Newtonringe zwischen PMMA-Urform und anhaftender Glaslinse (vgl. auch Abb. 3.6).

und dem Gegenlager die Pressmatrize. Die optische Oberfläche der Glaslinse wird beim Heißprägen in PMMA abgebildet und invertiert (vgl. Abbildung 3.3).

Die obere Hälfte der Abbildung 3.5 zeigt das Prägewerkzeug aus Edelstahl, welches ausreichend groß ist, um den Drücken standzuhalten. Abbildung 3.5a zeigt die geöffnete Pressmatrize in der Seitenansicht: Gut sichtbar ist die zentrale Bohrung, in die das Gegenlager, die Glaslinse und der Edelstahlstempel eingelassen werden. Die Bohrung ist so dimensioniert, dass sie mit Linsen mit 12 mm Durchmesser eine Gleitpassung (12,01 mm) bildet. Die Pressmatrize ist teilbar und erleichtert das Entformen der heißgeprägten PMMA-Urform, da bei den hohen Drücken und Temperaturen Material auch in die eng tolerierten Passungen fließt. Um die Tolerierungs-

anforderungen aus Abschnitt 3.2.2 zu erfüllen, wird die Passung der Pressmatrize durch eine Stabschablone sichergestellt, die beim Zusammenbau des Werkzeugs in die Pressmatrize eingelegt wird.

Abbildung 3.5b zeigt die Pressmatrize in der Aufsicht; dort sind die gefrästen Kanäle in einer Hälfte der Pressmatrize gut erkennbar. Diese Kanäle dienen dem Druckausgleich beim Heißprägen und führen zu diametral entgegengesetzten Graten an der PMMA-Urform (siehe Abb. 3.5c). Diese Grate werden an der Urform belassen, von Führungsgräben in der Gussform aufgenommen und sichern so gleichzeitig die PMMA-Urform gegen Verdrehen und Verkippen in der Gussform (vgl. Abschnitt 3.2.3).

3.3.1 Prozessschritte zum Heißprägen von PMMA-Urformen

Zum Heißprägen wird eine Presse mit beidseitig beheizbaren Platten (Presse: Tempress, HKP200; Heizplatten: TRG1, Paul-Otto Weber) verwendet. Der untere Teil der Abb. 3.5 zeigt den prinzipiellen Ablauf des Heißprägens von PMMA-Urformen:

- 3.5d) Der PMMA-Rohling ($\varnothing \approx 10$ mm) wird mit dem Gegenlager und der Glaslinse, welche die optische Urform bildet, in die Pressmatrize gegeben.
- 3.5e) Anschließend wird die Temperatur drucklos auf 170 °C erhöht. Durch sein Eigengewicht senkt sich der Stempel und der Kunststoff füllt die Kavität vollständig aus.
- 3.5f) Bei konstanter Temperatur wird für 10 min der Prägedruck angelegt (8,85 MPa) und anschließend die Heizung abgestellt. Durch das langsame Abkühlen wird die asymmetrische Relaxation des PMMA reduziert.
- 3.5g) Mit Erreichen der Glasübergangstemperatur wird der Druck auf den Nachpressdruck (10 MPa) erhöht, um das thermische Schwinden auszugleichen und einen weiterhin engen Kontakt des PMMA zur optischen Glasoberfläche zu gewährleisten.
- 3.5h) Bei der Entformungstemperatur ($T = 60$ °C) wird das Werkzeug entlastet und die Pressmatrize geöffnet.

Abbildung 3.6 zeigt eine PMMA-Urform mit anhaftender Glaslinse unmittelbar nach der Entnahme aus der Pressmatrize. Gut erkennbar sind die Newtonschen Interferenzringe zwischen PMMA-Urform und Glaslinse mit deren Hilfe sich die Güte der Abformung qualitativ beurteilen lässt. Eine vollständig freigelegte PMMA-Urform zeigt Abbildung 3.5c.

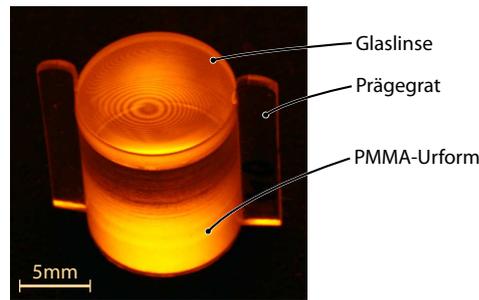


Abb. 3.6: Newtonringe zwischen Glaslinse und PMMA-Urform kurz nach der Entnahme aus der Pressmatrize im Licht einer Natriumdampfampe ($\lambda = 589 \text{ nm}$).

Zum Zweck der Qualitätsprüfung der PMMA-Urformen kann statt des Gegenlagers auch ein Planglas in die Pressmatrize eingelegt werden. Die PMMA-Urform erhält so beidseitig optische Flächen, so dass die Güte der Urform mit dem in Kapitel 4 beschriebenen Messaufbau in Transmission bestimmt werden kann.

3.4 Herstellung von Elastomervollkörperlinsen

Nachdem in den vorangegangenen Abschnitten die Materialauswahl, die Herstellung der Urformen und die Funktionsweise der Gussform im Detail erläutert wurden, soll nun die Herstellung der PDMS-Linsen beschrieben werden. Der schematische Ablauf des Reaktionsgießens ist in Abb. 3.7 für eine einfache Bikonvexlinse gezeigt; die Prozessführung ist für jede Linsenform (konkav, konvex, konvex-konkav etc.) identisch.

- a) Die zweiteilige Form aus Poly-(etheretherketon) (PEEK) wird mit den PMMA-Urformen bestückt und die gewünschte Randdicke der Linse mittels Feingewindeschrauben eingestellt.
- b) Anker aus Silizium werden eingesetzt und fixiert. Zum Durchstimmen des Astigmatismus werden insgesamt acht Anker verwendet. Die Anker dienen der Kraftübertragung der Aktoren auf die Linse und sind entweder als nadelförmige Anker oder als hammerkopfförmige Anker ausgeführt. Die Anker werden durch reaktives Ionenätzen (deep reactive-ion etching, DRIE) hergestellt.
- c) Verschließen der Gussform
- d) Injektion des Präpolymers über einen Zufuhrkanal; die Luft entweicht aus einem gegenüberliegenden Austrittskanal.

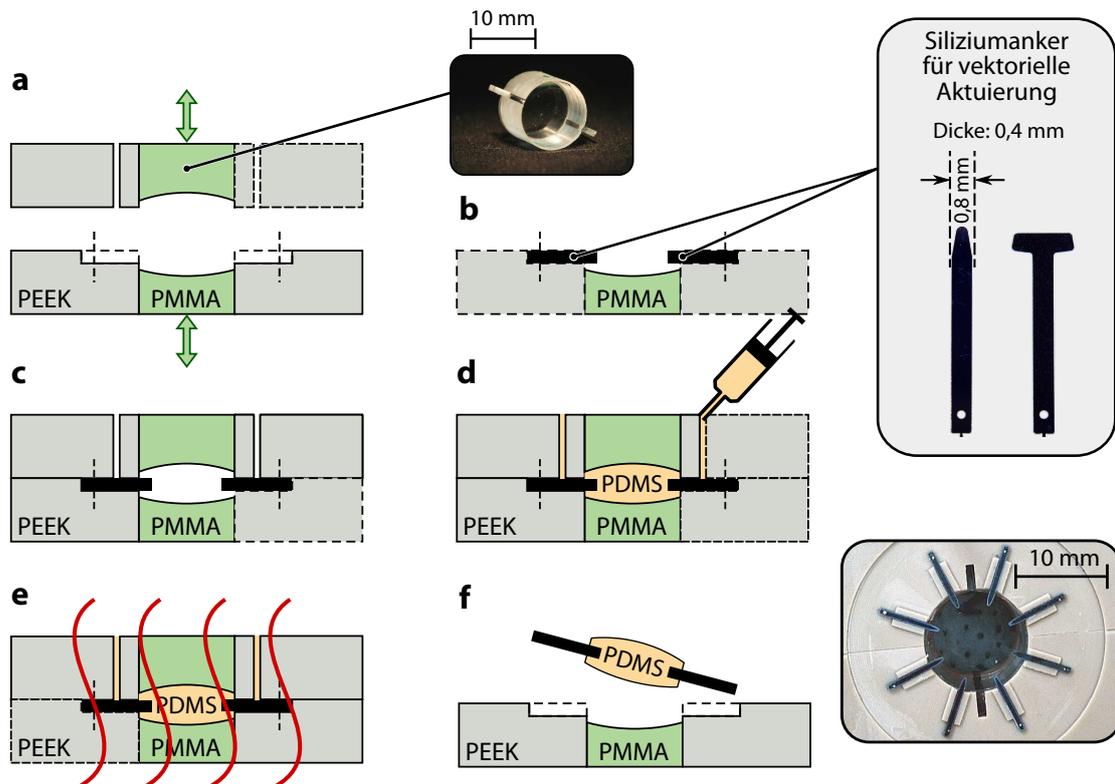


Abb. 3.7: Verarbeitungsschritte zum Reaktionsgießen von Elastomerlinsen. *a)* Einsetzen der optischen Flächen in die Gussform und Einstellung der gewünschten Randdicke; *b)* Einlegen der Siliziumanker; *c)* Verschließen der Gussform; *d)* Einfüllen des Präpolymers; *e)* Vernetzen des Polymers; *f)* Entnahme der Linse. Die Einfügungen zeigen im Uhrzeigersinn: eine PMMA-Urform vor dem Einsetzen in die Form; zwei verschiedene Formen der Siliziumanker; untere Formhälfte der Gussform mit eingelegten Siliziumankern. Nach Liebetraut *et al.* (2012) [132]. Nachdruck mit Genehmigung der IEEE.

- e) Vernetzen des Präpolymers bei 90 °C für 90 min. Dieser Schritt kann unter Inkaufnahme längerer Vernetzungszeiten auch bei Raumtemperatur stattfinden. Problematisch ist hier die Abdichtung der Gussform da das niedrigviskose Präpolymer leicht aus der Form austreten kann und daraus folgende Luft einschließen die Linse unbrauchbar machen.
- f) Entnahme der Linse

Das beschriebene Prozessschema ist sehr flexibel und einfach modifizierbar. Zusätzlich gestattet es auf elegante Weise die Herstellung mehrkomponentiger Linsen mit

demselben Werkzeug. Dazu müssen lediglich vor der endgültigen Entnahme der Linse die Prozessschritte a–e wiederholt werden. Als Beispiel dient ein detailliertes Schema zur Herstellung eines verkitteten, zweikomponentigen Achromaten im nächsten Abschnitt 3.5.1.

3.5 Ergebnisse

Das in diesem Kapitel beschriebene Herstellungsverfahren ist neben der zuverlässigen Wiederverwendbarkeit der Formen auf eine große Vielfalt der herstellbaren Elastomerlinsen ausgelegt. Im Folgenden werden Ergebnisse dargestellt, welche die hohe Qualität des Prozesses demonstrieren.

3.5.1 Herstellung eines Achromaten aus Siloxanen

Die Herstellung eines achromatischen Linsendoublets aus zwei unterschiedlichen Siloxanarten unterstreicht die Flexibilität des in dieser Arbeit entwickelten Herstellungsprozesses für Elastomeroptiken. Abbildung 3.8 zeigt das modifizierte Prozessschema zur Herstellung einer zweikomponentigen Linse aus PDMS. Da die resultierende Form und Funktion der PDMS-Optik lediglich durch die Geometrie der Urformen und die Dicke der PDMS-Linse definiert wird, ist der Prozess nicht auf die Herstellung von achromatischen Doublets beschränkt. Die Fertigung von Apochromaten (dreikomponentige Linsen mit zusätzlicher Korrektur der Koma), diffraktiv-refraktiven Linsen, asphärischen Linsen sowie von rein diffraktiven Elastomereinheiten (beispielsweise Fresnel-Linsen) sind ebenfalls denkbar: Dazu müssen lediglich die entsprechenden Urformen verwendet werden.

Anders als bei der Herstellung konventioneller Achromate aus Glas müssen Achromate aus PDMS nicht verkittet werden. Beide Siloxane werden nacheinander in dieselbe Form gegeben und darin gehärtet. Vor der Prozessierung des zweiten Siloxans wird eine PMMA-Urform ausgetauscht (vgl. Abb. 3.8c). Bei geeigneter Wahl der Dicke und der Krümmungsradien wird ein achromatisches Doublet realisiert, das über eine gemeinsame Fläche gleicher Krümmung verbunden ist. Im Gegensatz zu Achromaten aus Glas lässt der Herstellungsprozess allerdings nur optische Designs zu, die ohne Luftspalt zwischen den Elementen auskommen. Bei der Herstellung von PDMS-Kompositlinsen aus unterschiedlichen Siloxanen sind allerdings Randbedingungen zu beachten: Abhängig von der chemischen Zusammensetzung können einzelne Siloxane zueinander inkompatibel sein, was beispielsweise zu einer schlechten Haftung an der gemeinsamen Fläche des Doublets oder zu einer kompletten Inhibierung des Polymerisationsprozesses führen kann. Diese chemische Inkompati-

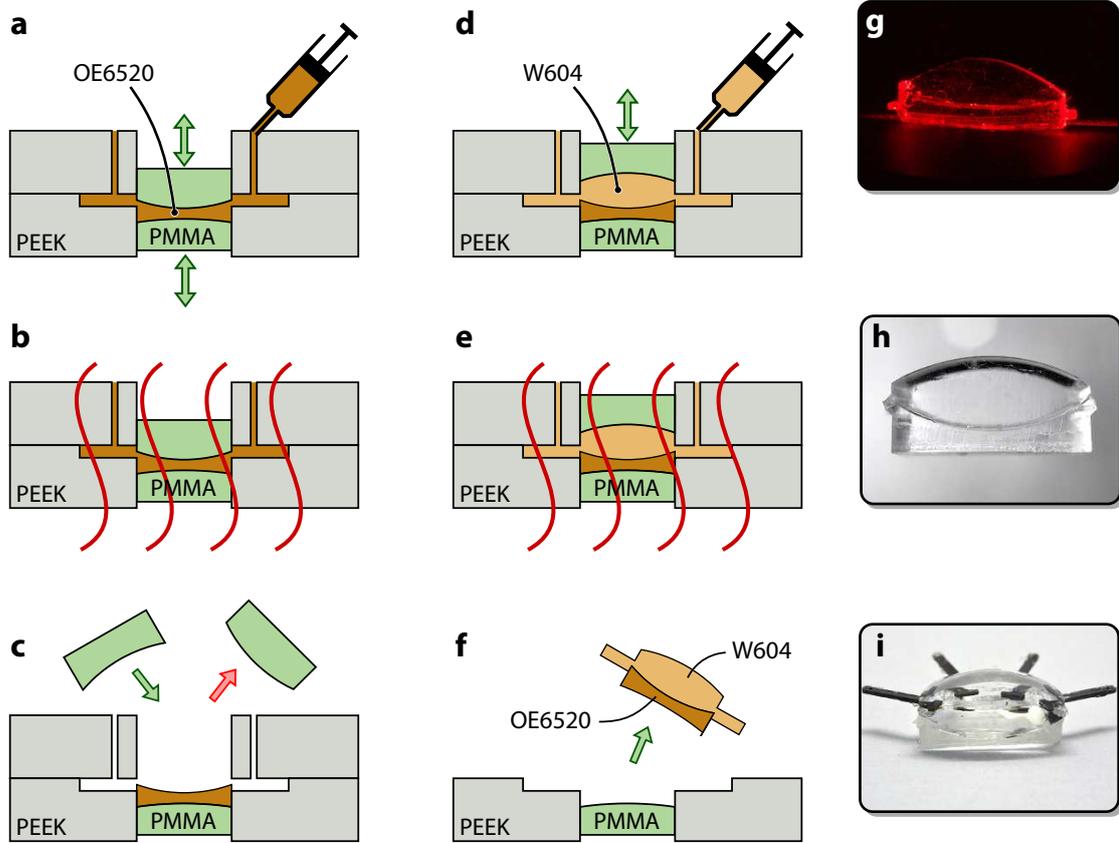


Abb. 3.8: Prozessschema zur Herstellung eines Linsendoublets aus PDMS. Beide Linsenteile werden aus unterschiedlichen PDMS-Sorten gefertigt und besitzen eine gemeinsame Fläche im Zentrum mit gleicher Krümmung. Die einzelnen Herstellungsschritte werden im Text erläutert. Die rechte Spalte *g–i*) zeigt Querschnitte von PDMS-Doublets; *g–h*) zeigen PDMS-Doublets ohne Anker; *i*) zeigt einen Achromaten mit eingebetteten Siliziumankern zur Brennweitendurchstimmung. Deutlich erkennbar ist jeweils die Grenzfläche zwischen den unterschiedlichen Siloxanen in den Linsendoublets.

bilität hängt auch von der Reihenfolge der Polymerisation ab und kann ggf. durch die Veränderung der Injektionssequenz umgangen werden. So interagiert beispielsweise unvernetztes OE 6520 (Dow Corning) mit RT 604 (Wacker) und führt zu einer Eintrübung der zuerst gegossenen Linse (siehe Abb. A.17). Bei vertauschter Reihenfolge bleiben beide Linsen jedoch klar; Querschnitte durch erfolgreich hergestellte achromatische Doublets aus PDMS zeigt die rechte Spalte in Abbildung 3.8*g–i*.

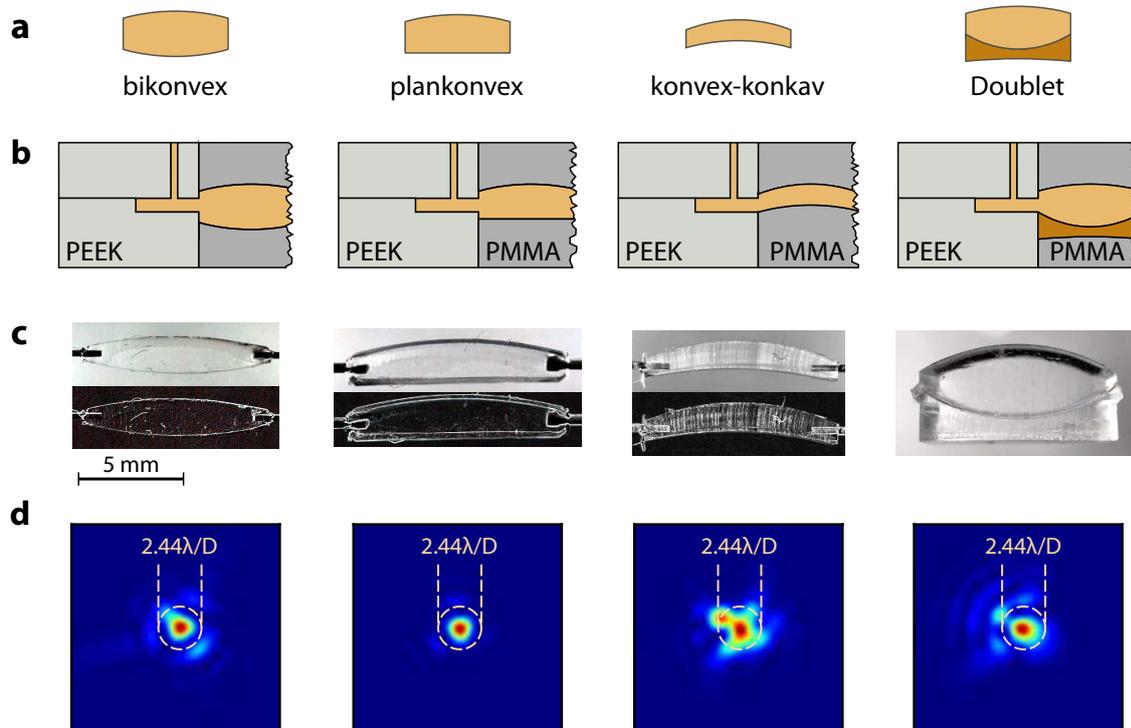


Abb. 3.9: Querschnitte durch verschiedene Linsengeometrien sowie deren Herstellung und optische Qualität. *a)* Schema der Linsengeometrie, *b)* Anordnung der PMMA-Urformen in der PEEK-Form, *c)* Fotografie der Linsenquerschnitte; die unteren Bildhälften zeigen die Fotos nach Anwenden eines Kantenfilters zur Verdeutlichung der Linsengestalt, *d)* Punktbildverwaschungsfunktionen (PSF) berechnet aus den Wellenfrontmessungen an der jeweiligen Linse bei 6 mm Aperturdurchmesser. Das Beugungslimit ist als gelbe unterbrochene Linie dargestellt.

3.5.2 Flexibilität des Herstellungsverfahrens

Abbildung 3.9 unterstreicht die Vielseitigkeit des Herstellungsprozesses und der entworfenen Gussform zur Herstellung von Elastomerlinsen. Die Abbildung zeigt eine Übersicht über alle im Laufe der Arbeit hergestellten und charakterisierten Linsengeometrien.

Abbildung 3.9a stellt die allgemeine Gestalt der realisierten PDMS-Linsen dar (bikonvex, plankonvex, konvex-konkav sowie ein achromatisches Linsendoublet). Abbildung 3.9b zeigt die schematische Anordnung der PMMA-Urformen zur Herstellung der Geometrien und Abbildung 3.9c präsentiert Bilder der fertigen PDMS-Linsen.

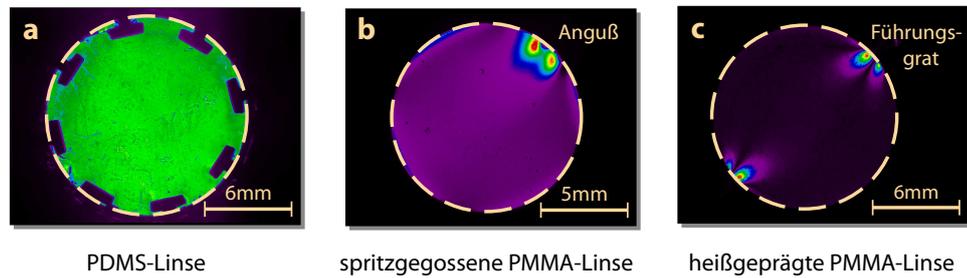


Abb. 3.10: Falschfarbenbilder zur Visualisierung von Spannungsdoppelbrechung in verschiedenen Kunststofflinsen. *a*) Linse aus PDMS mit gleichförmiger Helligkeitsverteilung (keine Spannungsdoppelbrechung); *b*) spritzgegossene PMMA-Linse mit sichtbarer Spannungsdoppelbrechung an der Angusstelle; *c*) heißgeprägte PMMA-Linse mit Spannungsdoppelbrechung an den Graten. Die Falschfarbenaufnahmen wurden nicht normiert und dienen nur der besseren Unterscheidbarkeit der Helligkeitsunterschiede in den Aufnahmen.

Zur besseren Darstellung der Form der transparenten Linsen wurde auf einige Bilder ein Kantenfilter angewandt; die Ergebnisse sind in den unteren Bildhälften zu sehen. Einen Anhaltspunkt für die optische Qualität liefert schließlich die Darstellung der Punktbildverwaschungsfunktion (PSF) in Abbildung 3.9d. Die PSF ist das Ergebnis der detaillierten optischen Charakterisierung der Elastomerlinsen, die in Kapitel 5, Seite 109 ausführlich beschrieben wird.

3.5.3 Spannungsdoppelbrechung

Spannungsdoppelbrechung führt zu richtungsabhängigen Brechungsindizes im Material und beeinflusst dadurch die Abbildungsqualität von Linsen negativ. Ihr Auftreten sollte daher bei abbildenden Optiken vermieden werden. In diesem Punkt sind die in dieser Arbeit hergestellten Elastomerlinsen aus PDMS anderen Kunststofflinsen aus Thermoplasten wie PMMA oder PC deutlich überlegen.

Abbildung 3.10 zeigt Falschfarbenbilder von verschiedenen Kunststofflinsen zwischen gekreuzten Linearpolarisatoren unter homogener Beleuchtung. Beim Auftreten von Doppelbrechung in der Testlinse wird aufgrund der Drehung der Polarisationsrichtung Transmission beobachtet. Die reaktionsgegossene PDMS-Linse in Abbildung 3.10a weist eine homogene Intensitätsverteilung über die gesamte Linsenapertur auf und zeigt somit keinen Hinweis auf Spannungen im Material. Die PMMA-Linsen zeigen jedoch eine deutlich ungleichmäßige Intensitätsverteilung über ihre Apertur: In Abbildung 3.10b sind die Angusstellen einer spritzgegossenen und in

Abbildung 3.10c die Entlüftungsrate einer Heißgeprägten PMMA-Linse deutlich zu erkennen.

Anders als beim Spritzgießen werden beim Reaktionsgießen flüssige Präpolymere in der Gussform zu Makromolekülen vernetzt. Die Verteilung der Kettensegmente ist daher homogen und grundsätzlich spannungsfrei, so dass keine Doppelbrechung entsteht. Zudem sind die Polydimethylsiloxane nur schwach polarisierbar (im Gegensatz zu beispielsweise phenylsubstituierten Siloxanen), so dass auch unter mechanischer Spannung kaum Doppelbrechung auftreten kann. Dies wurde im Experiment verifiziert. Anders als Thermoplaste befinden sich Polysiloxane bei Raumtemperatur weit oberhalb ihrer Glasübergangstemperatur ($T_g^{\text{PDMS}} \lesssim -100\text{ °C}$, $T_m^{\text{PDMS}} \approx -55\text{ °C}$). Sie haben daher eine hohe Kettenmobilität und die Fähigkeit bei auftretenden Spannungen zu relaxieren. Bei Thermoplasten liegt die Gebrauchstemperatur dagegen unterhalb ihrer Glasübergangstemperatur ($T_g^{\text{PMMA}} \approx 105\text{ °C}$), so dass Spannungen im Material, welche beispielsweise durch Scherkräfte im Spritzgussverfahren verursacht werden, eingefroren bleiben und nicht relaxieren können.

3.6 Zusammenfassung

- Eine vielseitig verwendbare und flexible Gussform zum Herstellen von Elastomerlinsen wurde entworfen und hergestellt.
- Diese Gussform genügt aufgrund ihrer Konstruktion und Materialauswahl sowohl den Anforderungen, die sich aus den spezifischen Eigenschaften der verwendeten Siloxane ergeben, als auch den Erfordernissen, die durch eine Simulation der Fertigungstoleranzen ermittelt werden konnte.
- Darüber hinaus genügt die hergestellte Gussform auch den deutlich höheren Anforderungen zur Herstellung von mehrkomponentigen Linsen. Dies wurde erfolgreich durch die Anfertigung eines achromatischen Doublets aus Elastomeren gezeigt.
- Das Konzept der auswechselbaren Urformen aus PMMA führt zu einer großen Flexibilität der Gussform und ermöglicht die Herstellung von PDMS-Linsen mit vielfältigen Geometrien.
- Als Auswahl an möglichen Geometrien konnte die Herstellung von bikonvexen, plankonvexen und konvex-konkaven Linsen erfolgreich demonstriert werden. Die Beschränkung auf Elastomerlinsen mit positiver Brechkraft ist dabei allein

der einfacheren optischen Charakterisierung geschuldet und nicht eventuellen Limitierungen der Form.

- Aufgrund der hohen Abformtreue von PDMS und der Vielseitigkeit der PMMA-Urformen lassen sich auch komplexere Strukturen aus PDMS herstellen, wie beispielsweise kombinierte diffraktive-refraktive Elemente oder Asphären.

4 Optische Charakterisierungsmethoden für durchstimbare Linsen

Das folgende Kapitel behandelt Methoden zur speziellen optischen Charakterisierung von durchstimbaren Linsen bzw. Mikrolinsen. Die optische Charakterisierung von (Mikro-)Linsen mit fester Brennweite ist Stand der Technik [43, 45, 46, 133–136]. Während bei Glas- oder Kunststofflinsen die optischen Parameter bei der Herstellung festgelegt werden, zeichnen sich adaptive Linsen durch die Veränderbarkeit ihrer optischen Eigenschaften wie beispielsweise der Brennweite oder der freien Apertur aus. Die einstellbare Brennweite einer durchstimbaren Linse entspricht somit einer ganzen Serie von Linsen aus konventionellen Werkstoffen mit verschiedenen Brennweiten auf die die Messsysteme eingestellt werden müssen. Für die Charakterisierung von Linsen mit fester Brennweite werden häufig spezialisierte Geräte mit einem fixen Anforderungsprofil eingesetzt. Im Gegensatz dazu sind zur Beurteilung der optischen Qualität von adaptiven Linsen flexible Messsysteme notwendig, die ein schnelles und wiederholtes Messen sowohl der Brennweite als auch der Aberrationen erlauben.

In dieser Arbeit wurden zwei Geräte zur Charakterisierung durchstimbbarer Linsen entwickelt, die hier vorgestellt werden: Eines der Systeme misst die Wellenfrontfehler der Linsen bei verschiedenen Brennweiten in der Pupillenebene; das andere System erlaubt die direkte Beurteilung der Abbildungsqualität in der Bildebene. Aus beiden Messsystemen lässt sich die Modulationstransferfunktion (MTF) ableiten, so dass ein Vergleich beider Systeme möglich ist (vgl. Abb. 4.1). Beide Instrumente sind über eine gemeinsame selbst entwickelte Mess- und Regelungssoftware verbunden, die auf Anforderungen adaptiver Linsen zugeschnitten ist. Die Software erlaubt sowohl die interaktive als auch die vollautomatische optische Charakterisierung adaptiver Linsen über ein großes Brennweitenintervall.

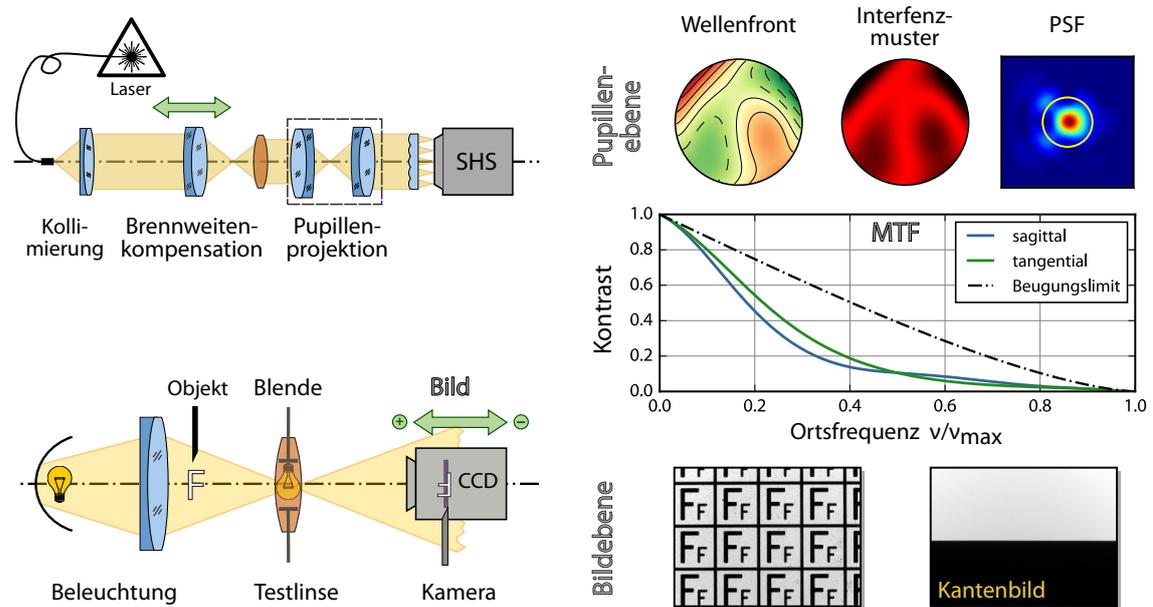


Abb. 4.1: Übersicht zu den beiden hier vorgestellten Messinstrumenten zur Charakterisierung adaptiver Linsen. *oben*) Aufbau zur Messung der Wellenfrontaberrationen in der Pupillenebene; aus der Wellenfront lassen sich die Interferenzmuster und die PSF berechnen; *unten*) Messstand zur Bewertung der Abbildungsqualität und zur Bestimmung der Brennweite. Das Verbindungsglied der beiden Messsysteme ist die MTF, die sich mit jedem Messverfahren mit unterschiedlichen Methoden gewinnen lässt.

4.1 Motivation

Die Überprüfung optischer Parameter von Linsen mit fester Brennweite gehört zu den Standardaufgaben in der industriellen Optikfertigung. Aus diesem Grund sind die kommerziell verfügbaren Messgeräte überwiegend darauf ausgelegt, die optischen Parameter gleicher oder ähnlicher Optiken in Serie zu prüfen [97]. Wegen der Optimierung auf einen hohen Prüfdurchsatz sind die Geräte oft auf eine spezielle Anwendung und deren Anforderungen zugeschnitten und können nur mit erheblichem Aufwand für neue Messaufgaben umgerüstet werden [47, 137, 138].

In der Forschung ist es jedoch wünschenswert, eine große Vielfalt von Linsenprototypen möglichst umfassend optisch charakterisieren zu können. Die Messgeräte sollten dabei flexibel auf die Testlinsen angepasst werden können; auf spezielle Anwendungen zugeschnittene Instrumente sollten dagegen vermieden werden.

Die maßgeblichen Merkmale, die es bei metrologischen Systemen zur Optikprüfung zu berücksichtigen gilt, sind die Brennweite und die freie Apertur der Testlin-

se. Im speziellen Fall der durchstimmbaren Linsen kommt noch der unterschiedliche Durchstimmbereich der Testoptiken hinzu sowie die sich dadurch verändernde numerische Apertur.

Die beiden hier vorgestellten Instrumente können bequem ohne größere Veränderungen am Messaufbau auf Linsen mit unterschiedlichen Durchmessern und Brennweiten eingestellt werden. Der Brennweitenbereich der Testlinsen kann dabei zwischen 2 mm und 300 mm betragen.

Wellenfrontmessung

Bei der Charakterisierung von Mikrolinsen finden häufig interferometrische Messverfahren Anwendung [43, 45, 46, 133–136]. Die Interferometer sind häufig als phasenschiebende Interferometer ausgelegt und messen die Wellenfrontaberrationen der Testlinse in der Pupillenebene.

Eine weitere Methode zur Wellenfrontmessung sind Shack-Hartmann-Sensoren (SHS) (oder auch Scheiner-Shack-Hartmann-Sensoren, SSHS) [136, 139, 140]. Diese Sensoren bestimmen die Wellenfrontaberrationen nicht interferometrisch, sondern über die Punktbilder eines Mikrolinsenarrays und verfügen über kurze Antwortzeiten (wenige Hz bis 3 kHz) [141, 142]. Sie eignen sich daher sehr gut für die Integration in Regelkreise und werden unter anderem in der Astronomie zur Kompensation von Luftturbulenzen (Seeing) und in der Ophthalmologie zur Messung der Aberrationen des Auges oder zur Operationskontrolle (Lasik) eingesetzt [137, 143–146]. Auch in dem hier beschriebenen Messaufbau ist ein Shack-Hartmann-Sensor Teil eines Regelkreises zur Charakterisierung adaptiver Linsen.

Allen Wellenfrontmessverfahren ist gemein, dass zur Lokalisierung der Aberrationen die Austrittspupille auf die Sensorebene abgebildet werden muss. Wegen der meist hohen Auflösung von Kamerasensoren ist das vollständige Ausfüllen des Sensors bei interferometrischen Verfahren jedoch weniger kritisch als für die Wellenfrontmessung mit einem Shack-Hartmann-Sensor. Dort wird die eingehende Wellenfront durch ein Mikrolinsenarray diskretisiert und die Zahl der Stützstellen für die Wellenfrontanalyse hängt direkt von der Füllung der Eintrittspupille des Sensors ab [147, 148].

Die hier präsentierte Lösung erlaubt es, Testlinsen mit Aperturdurchmessern von 2 mm bis 10 mm vollständig auf die Eintrittspupille des SHS zu projizieren, und dadurch die Zahl der Mikrolinsen des Sensors maximal auszunutzen. Auch die Position der Testlinse kann über weite Bereiche variiert werden, um dem unterschiedlichen Platzbedarf von Aktoren gerecht zu werden. Dies unterscheidet die hier vorgestellte Lösung von vielen spezialisierten Instrumenten, da zum Ändern des Abbildungs-

Tab. 4.1: Zuordnung der zugänglichen optischen Parameter und der Messinstrumente.

Messgröße	Abkürzung/Symbol	benutztes Gerät
Krümmungsradius	ROC	TGI
Schnittweite (absolut)	BFL, FFL	TGI, MZI & SHS
Brennweite (absolut)	f , EFL	TGI, MZI, MTF
Brennweitendurchstimmbereich	Δf	SHS, MTF
Chromatische Längsaberration	CLA	SHS
Wellenfrontaberration	–	SHS
Optische Übertragungsfunktion	OTF, MTF	SHS, MTF

maßstabs weder Teile der Projektionsoptik ausgetauscht werden müssen, noch die Position der Testlinse von der fixen Gegenstandsebene des Instruments beschränkt wird. Damit kann das System einfach und flexibel eingesetzt werden.

Mit dem hier vorgestellten Messaufbau gelingt es insbesondere die Eintrittspupille des Wellenfrontsensors komplett auszufüllen, ohne dass Komponenten der Projektionsoptik ausgetauscht oder neu justiert werden müssen. Alle wichtigen optischen Parameter wie Brennweite, Schnittweite, Krümmungsradius und Wellenfrontfehler sind mit einem Messgerät zugänglich, wobei aus dem Wellenfrontfehler weitere Parameter wie die Punktbildverwaschungsfunktion (PSF) und die optische Übertragungsfunktion (OTF, MTF) abgeleitet werden können [136, 149].

Bildevaluierung

Ergänzend dazu wurde für die optische Charakterisierung in der Bildebene ein weiterer Messstand aufgebaut, mit dem primären Ziel, auch die Brennweite und den Durchstimmbereich von stark aberrierten adaptiven Linsen bestimmen zu können. Sowohl aus der Wellenfrontmessung als auch aus der Bildevaluierung lässt sich die Modulationstransferfunktion (MTF) ableiten, so dass ein Vergleich beider Systeme möglich ist. Neben der direkten Beurteilung der Abbildungsqualität der Testlinsen in der Bildebene lassen sich mit diesem Messaufbau auch Linsen charakterisieren, die nicht in der Pupillenebene gemessen werden können. Dies betrifft beispielsweise Linsen mit einem starken prismatischen Effekt oder mit einem schlechten Gesamtbildkontrast [54].

Eine Liste aller mit den hier gezeigten Messaufbauten bestimmbar optischen Größen fasst Tabelle 4.1 zusammen. Bevor auf den apparativen Aufbau der Messsysteme eingegangen wird, soll die für die Durchführung der Messungen notwendige Software vorgestellt werden. Sie bildet das Bindeglied zwischen beiden Instrumenten und ist Voraussetzung für die Implementierung von Regelschleifen sowie für automatisiert ablaufende Messreihen.

4.2 Entwurf der Messsoftware

Wie eingangs erwähnt ist ein möglichst flexibler Aufbau für die Charakterisierung adaptiver Linsen zwingend erforderlich, da bereits das einfache Durchstimmen der Brennweite eine Vielzahl von Messungen beinhaltet. Dazu kommen adaptive Linsen, die nicht nur die Brennweite, sondern auch Aberrationen wie Astigmatismus oder chromatische Aberration variieren können. Darüber hinaus existieren für durchstimmbare Linsen verschiedene Aktuierungsmechanismen und die Software muss daher in der Lage sein, mit einer Vielzahl von Aktoren zu interagieren.

Eine weitere wesentliche Motivation für die Entwicklung einer maßgeschneiderten Software für adaptive Optiken ist die Möglichkeit, die umfangreiche Zahl von Messungen für die Testlinsencharakterisierung automatisieren zu können. Da beide Messstände über die gleiche Software angesteuert werden, bietet sich zudem die Gelegenheit, nicht nur die Wellenfrontmessung zu automatisieren, sondern auch die Analyse der Kamerabilder für die Schärfewertung unabhängig vom menschlichen Beobachter zu gestalten, wodurch eine höhere Präzision erreichbar ist.

Das im Folgenden vorgestellte Software-Konzept ist ausgesprochen flexibel und hat sich im Laboralltag zur Charakterisierung verschiedener durchstimmbarer und fixer optischer Elemente bewährt. Die Software wurde in Python implementiert und mit Hilfe quelloffener wissenschaftlicher Pakete für die numerische Analyse realisiert [150–152]. Auf einzelne Aspekte der Implementierung wird in den folgenden Abschnitten eingegangen.

4.2.1 Hardwareabstraktion

Zur automatisierten Charakterisierung von adaptiven Optiken muss eine Vielzahl von Hardwarekomponenten angesprochen werden. Dies betrifft sowohl die verschiedenen Teile der Messinstrumente wie Sensoren oder Lineartische zur Fokuskompensation als auch die Aktoren der adaptiven Optiken, beispielsweise Stellmotoren oder Druckkontroller.

Trotz der Vielzahl der Komponenten soll die Charakterisierung der durchstimmbaren Linsen nach einem einheitlichen, verlässlichen Protokoll ablaufen. Dazu wurde die Interaktion mit der Hardware stark abstrahiert und in separate Schichten aufgeteilt (vgl. Abb. 4.2a). Die eigentliche Messaufgabe wurde auf ein Optimierungsproblem reduziert, das vollständig agnostisch bezüglich der konkreten Messung ist.

Die konkrete Messaufgabe wird mit Hilfe einer Adapterschicht spezifiziert. Adapter legen fest, welche Komponenten aktiv angesteuert werden und welche passiv Messdaten beisteuern, beispielsweise zur Bildevaluierung einer Elastomerlinse

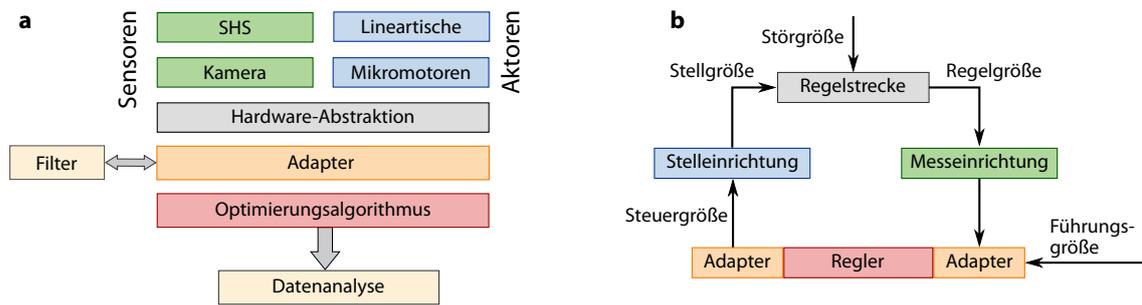


Abb. 4.2: a) Aufbau der Messsoftware und Trennung des Optimierungsalgorithmus von den Hardwarekomponenten; b) Zusammenwirken der Softwareteile in einem Regelkreis.

bei verschiedenen Brennweiten oder zur Wellenfrontmessung einer druckaktuierten Membranlinse. Um die für die Messung notwendige Hardware anzusprechen, kommunizieren die Adapter über eine weitere spezialisierte Schicht mit der Hardware.

Nur die Hardwareschicht kennt die Besonderheiten der Hardwarekomponenten und ihre Aufgabe ist es, diese Eigenschaften in Software abzubilden. Die Hardwareschicht kommuniziert entweder direkt mit den Komponenten oder über externe Bibliotheken. Während die Adapterschicht bestimmt, *Was* gemessen wird und welche Komponenten dazu notwendig sind, vollzieht die Hardwareschicht das *Wie* der Messung.

4.2.2 Adapter und Filter

Adapter

Die gewünschte hohe Flexibilität der Messsoftware wird durch sogenannte Adapter erreicht, indem die Adapter die unterschiedlichen Eingangs- und Ausgangsgrößen von Sensoren bzw. Aktoren abstrahieren. In Abbildung 4.2b sind die Messstände inklusive Testoptiken und Software als Regelschleife dargestellt. In diesem Bild befinden sich die Adapter zwischen der Messeinrichtung und dem Vergleichsglied sowie zwischen dem Regler und dem Stellglied.

Für jeden Gerätetyp wird somit ein spezialisierter Adapter benötigt. Eine mögliche Kombination ist in Abbildung 4.3a für den Brennweitenmessstand gezeigt. Da jeder Adapter lediglich die Geräteklasse spezifiziert, kommt man in der Praxis mit sehr wenigen Adaptern aus. Dadurch kann beispielsweise der Lineartisch-Adapter zur Ansteuerung unterschiedlicher Lineartische genutzt werden. Die Wahl des spe-

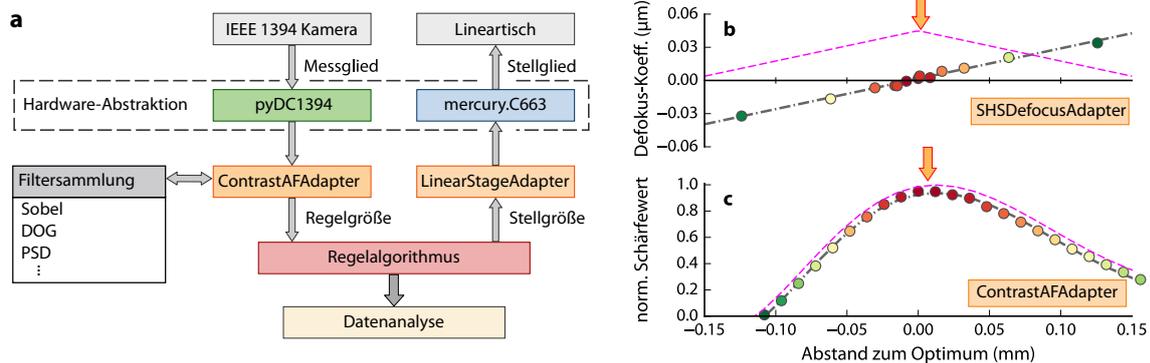


Abb. 4.3: *a*) Interaktion der verschiedenen Abstraktionsschichten der Software am Beispiel der Komponenten des Bildweitenmesstages. Zur Bildanalyse kann der Adapter für die Bildkontrastbewertung (`ContrastAFAdapter`) mit verschiedenen Filtern ausgerüstet werden, aus deren Ergebnissen der Adapter die Rückführgröße für den Regelalgorithmus ableitet. Die Diagramme *b*) und *c*) zeigen zwei Beispiele der Messgrößen und ihre Transformation durch verschiedene Adapter (magentafarbene Linien). Die Pfeile markieren den Ort des von dem jeweiligen Adapter gefundenen Optimums.

zifischen Hardwareelements geschieht dabei durch die Übergabe der entsprechenden Instanz aus der Hardwareeschicht.

Im einfachsten Fall transformieren Adapter lediglich die Eingangsgröße in eine einheitliche Rückführgröße bzw. die Reglerausgangsgröße in die Stellgröße. In diesen Situationen können Adapter als reine Funktionen implementiert werden wie beispielsweise für den `SHSDefocusAdapter` in Abbildung 4.3b. Adapter sind jedoch nicht auf einfache Transformationen beschränkt, sondern erlauben es auch komplexe Vorgänge mit Hilfe von Filtern zu verbergen. Dadurch können sie dem Regelalgorithmus oder dem Anwender ein einheitliches, transparentes Interface zur Verfügung stellen, was für eine einfache Bedienbarkeit wünschenswert ist.

Filter

Mit Hilfe von Filtern können Adapter leicht auf unterschiedliche Messaufgaben angepasst werden. Dadurch lässt sich die Flexibilität der Adapter weiter erhöhen während sie gleichzeitig um spezifische Charakteristika ergänzt werden können. Filter ermöglichen beispielsweise die Berücksichtigung nichtlinearer Kennlinien von Aktoren oder können die Rückführgröße für den Regelalgorithmus optimieren. Sie können entweder einzeln eingesetzt oder zu Filterketten kombiniert werden.

Die Stärke der Filter liegt daher in der zusätzlichen Feinabstimmung der Regelgrößen und in der reduzierten Komplexität der Adapter: Durch Filter können neue Verfahren getestet werden, ohne die Programmlogik verändern zu müssen; es muss lediglich ein anderer Filter verwendet werden. So können zusätzliche Funktionalitäten leicht hinzugefügt oder entfernt werden und nicht zuletzt kann bei der Auswahl der Filter auch auf etablierte externe Bibliotheken zurückgegriffen werden, was den Entwicklungsaufwand deutlich reduziert.

Eine besonders wichtige Rolle spielen Filter für den Messaufbau zur Brennweitenbestimmung durch die Bildanalyse wie in Abbildung 4.4 veranschaulicht. Für diese Messung muss der Ort des schärfsten Bildeindrucks durch Abtasten des Luftbildes der Testlinse entlang der optischen Achse bestimmt werden. Aus diesem Abtastprozess resultiert eine Bildschärfekurve, auf deren Maximum der Regelalgorithmus optimiert (vgl. Abbildung 4.3c). Zur Berechnung des Bildschärfewerts können eine Vielzahl von Filter eingesetzt werden, die jeweils ihre eigene Charakteristik aufweisen und sich nicht gleichermaßen für ein Motiv oder für bestimmte Aufnahmebedingungen eignen [153–155].

Wie unterschiedlich Filter eine Szene registrieren können zeigt Abbildung 4.4 anhand von Bildschärfekurven für ein achromatisches Doublet. Das Maximum der Kurven liegt am gleichen Ort, jedoch unterscheiden sich die Kurven im Verlauf der Flanken stark. Durch geschickte Wahl der Bildschärfefilter kann die automatisierte Messung durchstimmbarer Linsen unterstützt werden. Der Laplace-Filter zeigt beispielsweise ein ausgeprägtes Maximum mit steilen Flanken und der Regelalgorithmus kann für Linsen mit guter Abbildungsqualität schnell zu einem Optimum konvergieren. Andererseits machen die steilen Flanken den Laplace-Filter anfällig für Hysterese-Effekte. Startet die Messung weit abseits des Optimums oder ist die Bildqualität durch Aberrationen beeinträchtigt, sind Filter mit flacherer Kennlinie wie der Gradientenfilter besser geeignet.

Die Eignung eines Filters für ein bestimmtes Testszenario (Linsentyp, Beleuchtung, Motiv) muss daher experimentell ermittelt werden. Für die Charakterisierung von Elastomerlinsen konnten sowohl mit dem MTF-Filter für ein Kantenbild als auch mit dem Sobel-Filter für ein 'F'-Motiv gute Ergebnisse erzielt werden. Mit diesen Filtern erreichte der Optimierungsalgorithmus das Optimum der Bildschärfekurve ausreichend schnell.

4.2.3 Funktionsweise des Autofokusalgorithmus

Den Kern der Messsoftware bildet ein Optimierungsalgorithmus. Seine Aufgabe konzentriert sich ausschließlich darauf, ein – nicht a priori bekanntes – Optimum von

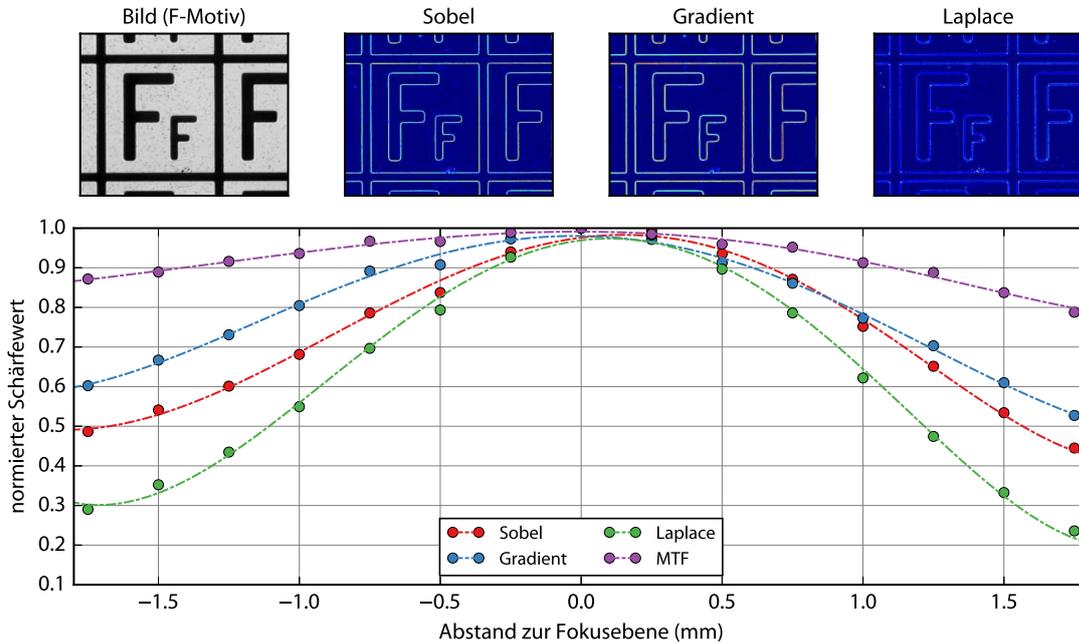


Abb. 4.4: Bildeindruck durch eine Auswahl von Filtern zur Schärfestimmung und die resultierenden Bildschärfekurven beim Abtasten des Bildes entlang der optischen Achse für eine Glaslinse ($f = 20$ mm, $D = 9$ mm, $\beta_T \approx 5$). Die verschiedenen Filter durchlaufen das Maximum am gleichen Bildort, zeigen aber unterschiedliche Steigungen in den Randbereichen.

jeweils einer abhängigen und einer unabhängigen Größe zu lokalisieren. Da die Interaktion mit der Außenwelt exklusiv über Adapter stattfindet, gehen außer dem Abbruchkriterium ε keine testspezifischen Parameter in den Algorithmus ein.

Der Algorithmustyp ist als Bergsteigeralgorithmus (engl.: hill climbing algorithm) bekannt und wird in Kamerasystemen als Autofokusalgorithmus eingesetzt [155–157]. Es existieren zahlreiche Varianten in der Implementierung, die auf spezifische Funktionen optimiert sind, um beispielsweise den Rechenaufwand zu reduzieren oder um Zykluszeiten zu minimieren. Dazu werden unter anderem das Schärfempfinden des Auges, die Hysteresecharakteristik der Aktoren berücksichtigt oder neuronale Netzwerke zur Bestimmung des Optimums verwendet [158–160].

Für die Ansteuerung der beiden verschiedenen Messsysteme mit vielfältigen Testlinsen wird eine möglichst universelle Lösung angestrebt. Aspekte zur Laufzeitminimierung oder Begrenzungen der Rechenkapazität spielen keine Rolle; spezifische Optimierungen wie die Verwendung von neuronalen Netzen zur Optimumsfindung würden die Komplexität unnötig erhöhen [161].

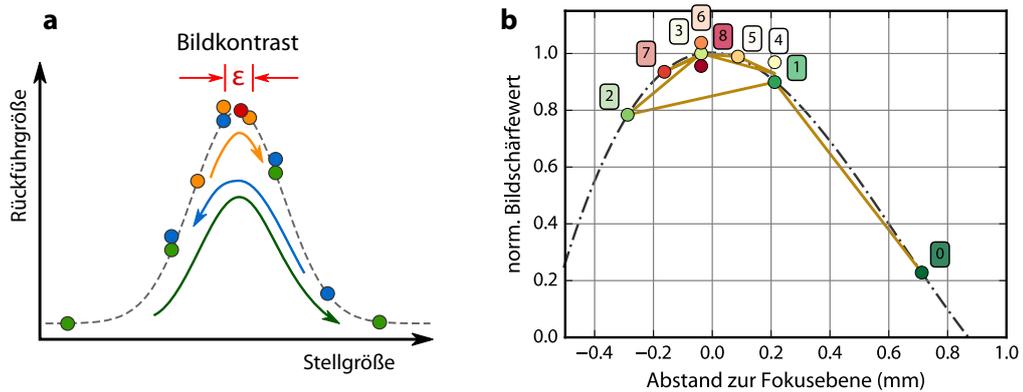


Abb. 4.5: a) Abfolge der Messpunkte zur Bestimmung des Optimums mit der diskreten Bisektion. Die Schrittweite wird halbiert bis sie das Abbruchkriterium ϵ unterschreitet; b) Experimentell gewonnener Aufnahmezyklus für die Bildkontrastmessung mit einer Elastomerlinse (PL63, $f = 62$ mm, $D = 4$ mm, $\beta_T \approx 1$). Zur besseren Darstellung der Einzelschritte wurden die Bildschärfewerte an gleichen Positionen entlang der y-Achse gestreckt; die unterbrochene Linie zeigt die Interpolation der Messwerte.

Die hier gewählte Implementierung ist eine diskrete Bisektion (binäre Suche), die mit $\log_2(N)$ zu einem Optimum konvergiert [159]. Der als logarithmischer Algorithmus bezeichnete Algorithmus kommt mit wenigen Zeilen Code aus und ist daher leicht zu warten. Das Schema in Abbildung 4.5a verdeutlicht die Arbeitsweise des Algorithmus: Ausgehend von einer beliebigen Startposition wird die Rückführgröße in diskreten Intervallen erfasst. Unterschreitet der Istwert einen zuvor gefundenen Wert, kehrt der Algorithmus die Abtastrichtung unter Halbierung der Schrittweite um. Der Prozess wird fortgeführt bis das Abtastintervall einen definierbaren Schwellwert ϵ unterschreitet.

Die Stärke der logarithmischen Suche liegt in der sehr schnellen Konvergenz zum Optimum der Regelgröße. Unter guten Bedingungen, wie sie üblicherweise bei der Wellenfrontmessung vorliegen, wird das Optimum in der Regel in weniger als zehn Zügen erreicht. Der Algorithmus ist jedoch auch bei der Bildevaluierung erfolgreich anwendbar; Abbildung 4.5b zeigt den Optimierungszyklus der Bildkontrastmessung mit einer Elastomerlinse. Der Ort des höchsten Bildkontrasts wird hier bereits nach acht Schritten erreicht. Anhand von Abbildung 4.5 ist erkennbar, dass die Genauigkeit der Optimumsfindung von der Größe des Abbruchintervalls ϵ sowie von der Krümmung der Kurve am Maximum abhängt. In Abschnitt 4.4 wird gezeigt, dass der Beitrag der Schärfekurve zur Unsicherheit der Brennweitenbestimmung in der Praxis vernachlässigbar ist.

Der größte Nachteil der diskreten Bisektion resultiert aus der starken Rausanfälligkeit des Algorithmus, die nur teilweise durch geschickte Filterwahl kompensiert werden kann [157]. Davon betroffen ist insbesondere die Brennweitenbestimmung über die Bildanalyse von Testlinsen mit starken Aberrationen aber auch die Bildkontrastbestimmung in komplexen Szenen. Für diese Messungen wurde daher neben dem logarithmischen Algorithmus ein weiterer Modus implementiert, der die Regelgröße über ein vorgegebenes Intervall abtastet. Die Lage des Optimums wird ex post aus dem umfangreichen Datensatz bestimmt. Die abtastende Methode bietet sich ebenfalls an, um ein Signal gezielt neben dem Optimum zu analysieren.

Die Code-Beispiele in Listing 4.1 zeigen Anwendungsbeispiele der beiden Modi. Beide Verfahren liefern neben dem Optimum der Regelgröße auch die Rohdaten für eine spätere detaillierte Analyse.

Listing 4.1: Messung der Bildweite über Kontrastautofokus mit logarithmischer Optimumsfindung (oben) und festem Abtastintervall (unten).

```

1 import OptSuite2.dataRecording.autofocus as AF
2
3 # control loop with logarithmic optimization
4 raw_data = AF.look_sharp(cf_ada,           # contrast AF adapter
5                          lin_ada,        # translation stage adapter
6                          method = 'logarithmic')
7
8 # scanning mode
9 raw_data = AF.look_sharp(cf_ada,           # contrast AF adapter
10                          lin_ada,        # translation stage adapter
11                          method = 'exhaustive', # scan method
12                          range = (95,107,1)) # scan interval with
13                                              # (start, stop, stepsize)

```

Leistungsfähigkeit der Software

Die vorgestellte Software wurde auf die Aufgaben bei der Charakterisierung adaptiver Optiken zugeschnitten. Abhängig vom Anwendungsfall kann die Software als automatischer Regler oder interaktiv als Steuerung genutzt werden. Die Automatisierung der Messungen erlaubt eine deutliche Reduzierung des Messaufwands bei Routinemessungen. Der interaktive Modus bietet dagegen eine vollständige Kontrolle über den Messablauf.

Dank der starken Modularisierung und Abstraktion der Hardware kann die Software flexibel sowohl für die Wellenfrontmessung als auch für die Bestimmung des Bildabstandes über den Bildkontrast eingesetzt werden. Neue Aktoren oder andere Regelgrößen wie beispielsweise Astigmatismus können über Adapter leicht ergänzt

werden. Damit wurde die Basis für eine Vielzahl der in dieser Arbeit durchgeführten Experimente mit durchstimmbaren Optiken geschaffen.

Die Stärke des modularen Designs der Messsoftware ist die einfache Erweiterbarkeit um neue Funktionen und Filter. Diese Modularität erlaubt es, alternative Ansätze zur Auswertung von Kantenbildern sowie den Einfluss von Rauschfiltern auf die MTF zu untersuchen; für mögliche Ansatzpunkte sei auf die Literatur verwiesen [162–165].

4.3 Brennweitenbestimmung und Messung der Wellenfrontaberrationen

Zur Optikprüfung werden bisher überwiegend interferometrische Verfahren eingesetzt [46, 135, 136, 166, 167], obwohl ein Vergleich der Methoden mit Wellenfrontsensoren eine exzellente Übereinstimmung zeigt [168, 169]. Auch bei der Prüfung von adaptiven Linsen dominiert die Interferometrie; Wellenfrontsensoren werden vergleichsweise selten zu ihrer Charakterisierung verwendet [32, 170, 171]. Neben dem schnellen Antwortverhalten verfügen Wellenfrontsensoren über einen großen Dynamikbereich, der sie für die Asphärenprüfung interessant macht [172].

Die hier vorgestellte Lösung zur automatisierten Charakterisierung adaptiver Linsen kombiniert sowohl interferometrische Techniken als auch einen Wellenfrontsensor in einem Aufbau. Durch die Kombination mehrerer Methoden ist ein breites Spektrum von optischen Messgrößen zugänglich und mit dem Aufbau können sehr flexibel eine Vielzahl von unterschiedlichen Testoptiken charakterisiert werden. Zusätzlich können die Messungen bei mehreren Wellenlängen vorgenommen werden, so dass auch die chromatische Längsaberration bestimmt werden kann. Die einzelnen Aspekte des Aufbaus werden detailliert in den folgenden Abschnitten beschrieben.

4.3.1 Theoretische Grundlagen

Abbildung 4.6a zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Wellenfrontsensors. Er misst die Wellenfrontaberrationen nicht direkt, sondern über ihre Ableitung. Die eingehende Wellenfront wird durch ein Mikrolinsenarray in ein Raster unterteilt und die Brennpunkte der Mikrolinsen werden auf einem Sensor abgebildet. Ist die Wellenfront über der Subapertur hinreichend glatt, gibt die Lage der Foki die lokale Steigung der Wellenfront über die Subapertur wieder [173–175].

Für eine ideale, ebene Wellenfront liegen alle Punktbilder der Subaperturen im Zentrum des Rasters (grüne Kreuze in Abb. 4.6b). Durch Wellenfrontaberrationen

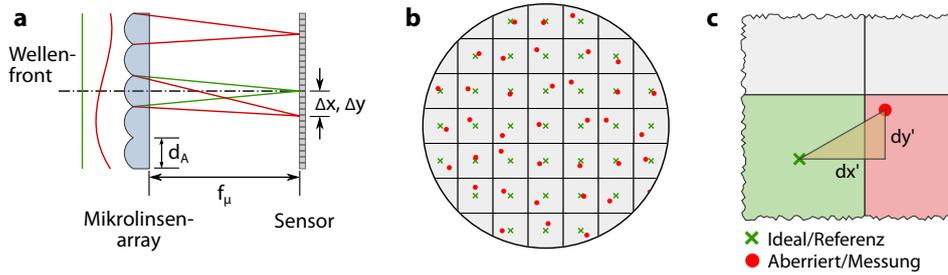


Abb. 4.6: a) Messprinzip des Shack-Hartmann-Wellenfrontsensors; b) Orte der Punktbeugungsbilder der Subaperturen für eine ideale und eine aberrierte Wellenfront; c) Gradient der Wellenfront mit Übersprechen der Subapertur durch zu starke lokale Krümmung der Wellenfront.

verschieben sich die Schwerpunkte der Punktbeugungsbilder (rote Punkte in Abb. 4.6b) relativ zu der Referenzwellenfront auf dem Raster. Diese Verschiebung $\Delta x_{ij}, \Delta y_{ij}$ ist dabei proportional zu der lokalen Steigung der Wellenfront über der Subapertur ij

$$\nabla W(x_{EP}, y_{EP})_{ij} = \frac{1}{f} \begin{pmatrix} \Delta x_{ij} \\ \Delta y_{ik} \end{pmatrix}. \quad (4.1)$$

Formal erhält man die gesuchte Wellenfrontaberration $W(x_{ij}, y_{ij})$ durch numerische Integration des Gradientenfeldes. Dazu stehen verschiedene Methoden zur Verfügung, wobei oftmals die Wellenfrontaberration direkt als Serie von Zernike-Polynomen rekonstruiert wird [136, 176–178] (vgl. Abschnitt 4.3.1).

Aus Gleichung 4.1 wird ersichtlich, dass sich die Auflösung und Genauigkeit eines SHS über die Brennweite f der Mikrolinsen beeinflussen lässt. Mit großen Brennweiten der Mikrolinsen können auch kleine Wellenfrontaberrationen detektiert werden, jedoch kommt es aufgrund der Hebelwirkung durch den großen Linsenarray-Sensor-Abstand schneller zu einem Übersprechen der Punktbeugungsbilder. Verschieben sich die Foki in die benachbarten Zellen des Rasters, ist eine eindeutige Zuordnung der Foki zu den Subaperturen in der Regel nicht mehr möglich (vgl. Abb. 4.6c).

Neuere Geräte verwenden angepasste Suchalgorithmen zur Bestimmung der Schwerpunkte, wodurch der Dynamikumfang des Wellenfrontsensors erhöht werden kann, was insbesondere für die Charakterisierung von Asphären hilfreich ist. In diesem Punkt ergänzen sich die Interferometrie und die Wellenfrontsensoren: Die Interferometrie wird durch die Streifendichte im Interferenzbild, d. h. durch die Steigung limitiert; Shack-Hartmann-Wellenfrontsensoren messen dagegen die lokale Steigung der Wellenfront und werden durch die Krümmung der Wellenfront begrenzt [172, 175, 179]. Auch das schnelle Antwortverhalten des SHS ist gegenüber der

phasenschiebenden Interferometrie ein Vorteil für die Qualifizierung von Linsen. Für die Bestimmung der Wellenfrontaberrationen einer Testlinse können mehrere Einzelmessungen gemittelt werden, um den Einfluss von Vibrationen und Luftturbulenzen im Strahlengang zu minimieren. Etwa dieselbe Zeitspanne ist in der phasenschiebenden Interferometrie für eine einzige Wellenfrontmessung nötig [173].

Für die Messungen in dieser Arbeit wurde durchgehend ein Linsenarray mit 300 μm Raster und 15,8 mm Brennweite verwendet. Dieses Array bildet einen guten Kompromiss zwischen der Anzahl der verfügbaren Subaperturen und der Empfindlichkeit des Sensors. Mit der gewählten Brennweite der Mikrolinsen ist der Dynamikumfang des Sensors hinreichend groß, um während der einzelnen Schritte der Brennweitendurchstimmung zuverlässige Messwerte zu liefern. Für die Bestimmung der Wellenfrontfehler einer Testlinse werden jeweils 25 Einzelmessungen gemittelt.

Zernike-Polynome

Statt Wellenfrontaberrationen direkt miteinander zu vergleichen, können sie auch durch Koeffizienten einer Polynomreihe beschrieben werden. Die Wahl der Polynome hängt vom Anwendungszweck und der Geometrie der Apertur ab. In der Optikprüfung haben sich Zernike-Polynome wegen der Ähnlichkeit ihrer Terme zu Seidel-Aberrationen etabliert und werden gelegentlich auch als Zernike-Aberrationen bezeichnet [75, 180–182]. Zernike-Polynome (einen guten Einstieg in die Thematik bieten Lakshminarayanan und Fleck in [183]) sind für rotationssymmetrische Aperturen orthogonal und über die Austrittspupille als Einheitskreis normiert; sie beschreiben die Abweichung der realen Wellenfront von einer idealen Referenzwellenfront (Abb. 4.7). Ein anderes Beispiel zur Beschreibung rotationssymmetrischer Optiken sind Karhunen-Loève-Funktionen, welche atmosphärische Störungen besser beschreiben [184, 185].

Die Wahl des Koordinatensystems und die Ordnung der Zernike-Polynome wird in der Literatur nicht einheitlich gehandhabt [75, 181], weshalb an dieser Stelle kurz auf die verwendete Notation eingegangen wird. Die in dieser Arbeit verwendete Notation ist konsistent mit dem Schema des verwendeten AOA-Wellenfrontsensors und folgt der Sortierung von Wyant et al. [180]. Die Zylinderkoordinaten werden in einem rechtshändigen Koordinatensystem definiert, mit einem positiven Azimutwinkel $0 \leq \varphi \leq 2\pi$ gegen den Uhrzeigersinn (vgl. Abb. 4.7b). Die radiale Koordinate $0 \leq \rho \leq 1$ ist der normierte Radius der Austrittspupille $\rho = \sqrt{x'^2 + y'^2}/a$ mit a dem Halbdurchmesser der Pupille. Zur eindeutigen Identifizierung der Polynome wird in dieser Arbeit die radiale Ordnung n und die azimutale Frequenz m immer vollständig angegeben.

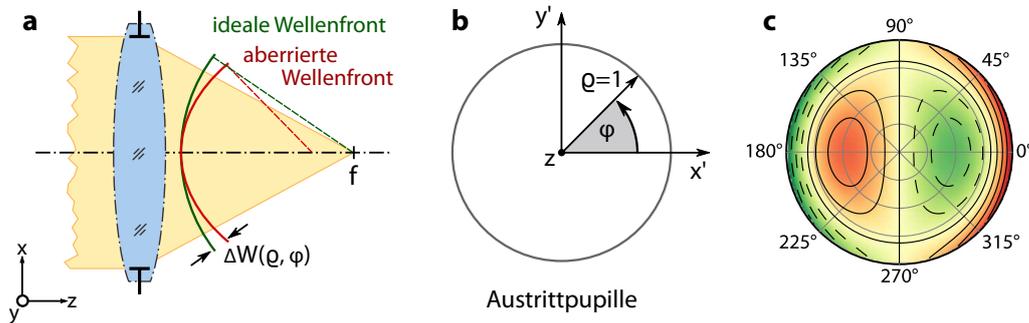


Abb. 4.7: a) Ideale (grün) und aberrierte (rot) Wellenfront; b) Definition des Koordinatensystems zur Beschreibung der Zernike-Polynome; c) Konturdiagramm eines Zernike-Polynoms Z_3^{-1} .

Ein Zernike-Polynom $Z_n^{\pm m}$ setzt sich aus einem Normierungsfaktor N_n^m , einem radialen Anteil $R_n^{|m|}$ sowie einem winkelabhängigen, meridionalen Teil $M(m\varphi)$ zusammen:

$$Z_n^{\pm m}(\rho, \varphi) = N_n^m \cdot R_n^m(\rho) \cdot \begin{cases} \cos(m\varphi) & \text{für } m < 0 \\ \sin(m\varphi) & \text{für } m > 0 \\ 1 & \text{für } m = 0 \\ 0 & \text{für } n - m \text{ ungerade} \end{cases} \quad (4.2)$$

n und m nehmen nur ganzzahlige positive Werte an ($m \leq n$) und die Polynome sind nur für gerade Differenzen $n - m$ definiert. Zur Definition der Radialpolynome sowie der Normierung sei auf die Literatur verwiesen [75, 148, 180, 183, 186, 187]; eine Übersicht der wichtigsten Zernike-Polynome findet sich in Tabelle A.11.

Die Wellenfrontaberration $W(\rho, \varphi)$ lässt sich durch eine unendliche Summe der orthonormierten Zernike-Polynome beschreiben

$$W(\rho, \varphi) = \sum_n \sum_{m=-n}^n c_n^m \cdot Z_n^m(\rho, \varphi), \quad (4.3)$$

wobei c_n^m der Zernike-Entwicklungskoeffizient ist. Eine hervorzuhebende Eigenschaft der normierten Zernike-Polynome ist, dass sich der RMS-Fehler einer Wellenfront direkt als Summe der Zernike-Entwicklungskoeffizienten $W_{RMS} = \sum c_n^m$ beschreiben lässt [75, 180].

In der Praxis wird die Wellenfront statt durch eine unendliche Reihe nur durch eine begrenzte Anzahl von Polynomen repräsentiert; in dem hier beschriebenen Aufbau sind es 36 Polynome. Durch die begrenzte Anzahl von Zernike-Polynomen zur Beschreibung der Wellenfront gilt die Orthogonalitätsbedingung der Zernike-Polynome

nicht mehr streng, und auch die Anzahl und Verteilung der Subaperturen hat einen Einfluss auf die Rekonstruktion der Wellenfrontaberration. Dennoch genügen für nicht zu stark aberrierte Testlinsen 36 Polynome, um die Aberrationen im Vergleich zu einer idealen Wellenfront zu beschreiben [75, 148, 188]. Damit sind alle radialen und azimutalen Ordnungen bis $n = 6$ repräsentiert; die nächsthöhere azimutale Frequenz $m = 7$ lässt sich durch den verwendeten Sensor bereits nicht mehr vollständig darstellen.

Die Zernike-Entwicklungskoeffizienten gelten nur für den Pupillendurchmesser der jeweiligen Messung, wobei es verschiedene Ansätze zur Skalierung auf kleinere Pupillendurchmesser gibt [183, 188–190]. Auf die Symmetrieeigenschaften der Zernike-Polynome, insbesondere in Bezug auf durchstimmbare Elastomerlinsen, wird in Abschnitt 5.1.4 eingegangen.

PSF und MTF aus den Wellenfrontaberrationen

Aus den Wellenfrontaberrationen lassen sich die Punktbildverwaschungsfunktion (PSF) und die Modulationstransferfunktion (MTF) als wichtige Kriterien zur Bewertung optischer Systeme und insbesondere zur Fertigungskontrolle ableiten [47, 75, 149, 187, 191, 192]. Da die MTF sowohl aus den Wellenfrontaberrationen in der Pupillenebene als auch in der Bildebene bestimmt werden kann (s. Abschnitt 4.4.2), bildet sie die gemeinsame Schnittmenge der beiden Messstände zur Charakterisierung durchstimmbarer Linsen.

Die Punktbildverwaschungsfunktion in der Bildebene $PSF(x, y)$ ergibt sich aus dem Betragsquadrat der Fouriertransformierten der komplexen Pupillenfunktion

$$PSF(x, y) = \left| \mathcal{F} \left[P(x', y') \cdot \exp \left(i \frac{2\pi}{\lambda} W(x', y') \right) \right] \right|^2. \quad (4.4)$$

Die Phase $W(x', y')$ ist die Wellenfrontaberration über der Austrittspupille und wird experimentell mit Hilfe des SHS bestimmt und durch die Zernike-Polynome beschrieben. $P(x', y')$ ist die Pupillenfunktion einer kreisförmigen Apertur mit dem Halbdurchmesser a . Sie ist für den normierten Pupillendurchmesser $\rho = \sqrt{x'^2 + y'^2}/a$ innerhalb der Apertur 1 und außerhalb 0.

Durch Fouriertransformation der PSF erhält man die optische Transferfunktion (OTF)

$$OTF(\nu, \eta) = \mathcal{F} [PSF(x, y)], \quad (4.5)$$

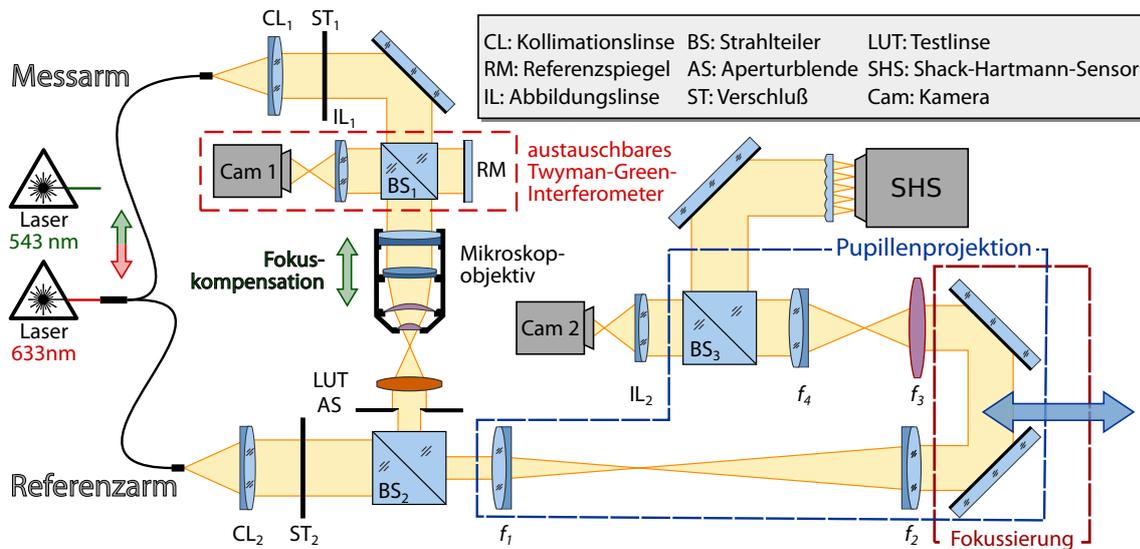


Abb. 4.8: Vereinfachtes Schema des Messaufbaus zur Bestimmung der Brennweiten und Messung der Wellenfrontaberrationen von durchstimmbaren Linsen. Nur die wichtigsten Komponenten sind gezeigt.

mit ν und η als meridionale bzw. sagittale Ortsfrequenzen. Der Betrag der OTF ist die Modulationstransferfunktion

$$MTF(\nu, \eta) = |OTF(\nu, \eta)|, \quad (4.6)$$

Die größte noch auflösbare Grenzfrequenz $\nu_{max}, \eta_{max} = D/(\lambda f)$ bestimmt sich aus der Wellenlänge λ , dem Aperturdurchmesser D und der Brennweite f der Testlinse.

4.3.2 Technischer Aufbau

Abbildung 4.8 zeigt zunächst eine Übersicht des Aufbaus zur Bestimmung der Brennweiten und der Wellenfrontaberrationen von durchstimmbaren Linsen. Das Instrument ist ein Hybrid aus einem Twyman-Green-Interferometer (TGI) und einem Mach-Zehnder-Interferometer (MZI) in Kombination mit einem Wellenfrontsensor (SHS). Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind nicht alle optischen Elemente in Abbildung 4.8 dargestellt.

Die Beleuchtungseinheit teilt den optischen Pfad in einen Messarm (vertikal in Abb. 4.8) und einen Referenzarm (horizontal) auf. Mess- und Referenzarm werden am Strahlteiler 2 (BS_2) wieder vereint und durch eine gemeinsame Projektionsoptik (IRO, engl.: image relay optics) auf die Kamera 2 bzw. den Wellenfrontsensor abgebildet. Nachdem auf das Messprinzip des Wellenfrontsensors bereits eingegangen wurde (vgl. Abschnitt 4.3.1) werden in den folgenden Abschnitten die wichtigsten Komponenten wie die

- a) selektierbare Wellenlänge und Anpassung der numerischen Apertur,
- b) die Anpassung an die Brennweitenänderung sowie
- c) die Anpassung der Pupillengröße

im Detail vorgestellt.

Zur Wellenfrontmessung mit Hilfe des Shack-Hartmann-Sensors sind die Interferometerbestandteile des Aufbaus nicht notwendig, sie sind jedoch eine wertvolle Hilfe bei der Alignierung der Testlinsen in dem Versuchsaufbau: Kollimierung, lateraler Versatz und Verkippung der Testlinsen können unmittelbar durch Beobachten des Interferenzmusters minimiert werden. Insbesondere die Zentrierung der Testoptik lässt sich durch die konzentrischen Interferenzstreifen in der Pupille leicht einstellen. Zusätzlich kann über das TGI die Vertexposition der Linse bestimmt werden, aus der, zusammen mit der Messung der konfokalen Position in Transmission, die vordere Schnittweite ermittelt werden kann. Für die Wellenfrontmessungen in Transmission kann der TGI-Teil des Aufbaus aus dem Strahlengang entfernt werden, um den Einfluss des zusätzlichen Strahlteilers zu eliminieren.

Interferometrische Messverfahren verfügen typischerweise über eine höhere laterale Auflösung in der Pupillenebene als Wellenfrontsensoren. Der Referenzarm ist bereits mit einem Piezoelement ausgestattet, so dass sich das Messinstrument bei Bedarf mit wenigen Modifikationen auch als phasenschiebendes Mach-Zehnder-Interferometer (PSI) erweitern lässt [44].

Die Beleuchtung im Referenzarm und im Messarm kann durch zwei weitere Verschlussblenden gesteuert werden. Für die Kalibrierung des SHS ist es notwendig, zunächst eine möglichst plane Referenzwellenfront aufzunehmen. Dies geschieht, indem der Messarm verschlossen wird und Licht nur durch den Referenzarm auf den Wellenfrontsensor fällt. Nach der Kalibrierung wird der Referenzarm verdunkelt und der Messarm beleuchtet. Für Wellenfrontmessungen mit dem SHS kann nun die Pupillengröße festgelegt und die Messung gestartet werden.

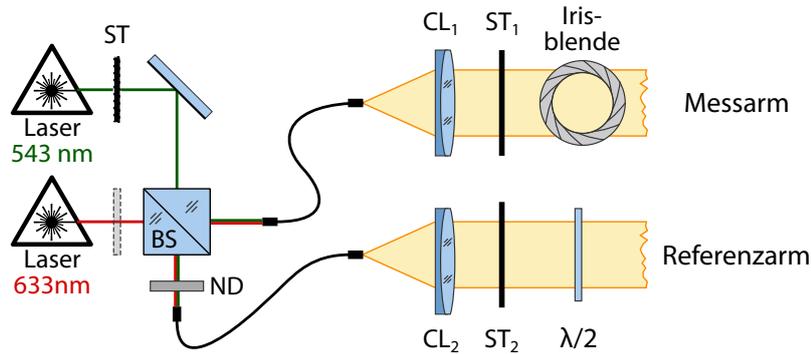


Abb. 4.9: Strahlengang und Elemente der Beleuchtungseinheit. CL: Kollimatorlinse, ST: Verschluss, BS: Strahlteiler, ND: Graufilter, $\lambda/2$: Verzögerungsplatte.

Beleuchtungseinheit

Für die korrekte Wellenfrontmessung spielt auch die Beleuchtung eine entscheidende Rolle: Die Pupille der Testlinse muss vollständig und homogen ausgefüllt sein und die Helligkeit darf den verfügbaren Dynamikumfang des Wellenfrontsenors (256 Graustufen) nicht überschreiten. Der Messaufbau wurde daher mit einer Beleuchtungseinheit ausgestattet, die flexibel auf die unterschiedlichen numerischen Aperturen der Testlinsen eingestellt werden kann, ohne dass der Sensor in Sättigung gerät. Zusätzlich können verschiedene Wellenlängen in den Strahlengang eingekoppelt werden, wodurch die chromatische Längsaberration der Testlinse bestimmt werden kann (vgl. Abschnitt 4.3.4).

Für die Beleuchtung werden zwei Helium-Neon-Laserlichtquellen mit einer Wellenlänge von $\lambda = 633 \text{ nm}$ bzw. $\lambda = 543 \text{ nm}$ eingesetzt, wobei die Wellenlänge über Verschlussblenden ausgewählt werden kann (siehe Abb. 4.9). Beide Laserstrahlen werden über einen 50:50-Strahlteiler in zwei Arme aufgespalten und in Single-Mode-Fasern eingekoppelt, deren Ausgänge als Raumfilter dienen. Je ein Strahlteil stellt die Beleuchtung für den Referenzarm bzw. Messarm des Aufbaus zur Verfügung. Beide Strahlen werden jeweils durch eine Kollimatorlinse (CL_n , $f = 200 \text{ mm}$, $D = 31,5 \text{ mm}$) kollimiert und im nachfolgenden Strahlteiler (BS_2 , Abb. 4.8) wieder vereint.

Zur Anpassung an die numerische Apertur (NA) der Testlinsen kann aus drei Kompensationslinsen (Null-Linsen) mit unterschiedlicher NA gewählt werden: Zwei Objektive [Plan Apo infinity corrected LWD, 5x ($NA = 0.14$, $f = 40 \text{ mm}$) und 10x ($NA = 0.28$, $f = 20 \text{ mm}$), Mitutoyo Corporation, Japan] sowie ein achromatisches Doublet ($NA \approx 0.08$, $f = 200 \text{ mm}$, $D = 31,5 \text{ mm}$, G063205000, Qioptiq Photonics GmbH & Co. KG, Deutschland) für besonders lange Brennweiten der Testlinsen.

Die numerische Apertur des Kompensationsobjektivs muss dabei größer sein als die größte mögliche numerische Apertur der Testlinse, um die Apertur der durchstimmbaren Linse während der Brennweitenänderung immer vollständig auszufüllen.

Falls sich die Helligkeit des Signals auf dem Sensor während einer Messserie zu stark ändert, kann die Beleuchtung über Neutralfilter im Abschnitt des freien Laserstrahls weiter angepasst werden. Die Helligkeitsanpassung an dieser Stelle des Aufbaus hat den Vorteil, dass die Helligkeit des Messarms verändert werden kann, ohne den Wellenfrontsensor neu referenzieren zu müssen. Dies ist in der Regel nur für Linsen mit einem großen Brennweitendurchstimmbereich wie beispielsweise Membranlinsen erforderlich.

Die verwendeten Fasern sind nicht polarisationserhaltend. Daher lässt sich der Streifenkontrast der Interferenzmuster mit einer $\lambda/2$ -Verzögerungsplatte im kollimierten Abschnitt des Referenzarms einstellen. Für die Wellenfrontmessung mit dem SH-Wellenfrontsensor spielt die Polarisation dagegen keine Rolle. Analog zur $\lambda/2$ -Verzögerungsplatte kann im kollimierten Abschnitt des Messarms eine Irisblende eingebracht werden, um die Strahldurchmesser zu begrenzen. Dies ist nur bei Verwendung des achromatischen Doublets als Kompensationslinse notwendig; die Eintrittspupillen der beiden Mikroskopobjektive betragen jeweils 11,2 mm.

Brennweitenadaption

Zur Anpassung des Messaufbaus an die unterschiedlichen Anfangsbrennweiten der Testlinsen und zur Akkommodation während der Brennweitendurchstimmung können die Kompensationsobjektive entlang der optischen Achse verschoben werden. Dazu werden sie auf einem motorisierten Lineartisch mit internem Maßstab (M-531, Controller: C-863, Physik Instrumente GmbH & Co. KG, Deutschland) montiert und sorgfältig auf die optische Achse des Interferometerarms ausgerichtet. Durch den internen Maßstab kann die Position des Kompensationsobjektivs sehr genau bestimmt werden (Stellweg 300 mm, Auflösung 0,1 μm).

Abbildung 4.10a zeigt drei spezielle Positionen des Kompensationsobjektivs, die bei der Brennweitenbestimmung von Bedeutung sind. Die konfokale Position in Transmission (MZI-Modus des Instruments) wird während der Brennweitenänderung der durchstimmbaren Linsen durch Verschieben des Kompensationsobjektivs kontinuierlich angepasst. Dieser Vorgang kann entweder automatisiert mit dem in Abschnitt 4.2.3 beschriebenen Optimierungsalgorithmus erfolgen, indem der Beitrag des Zernike-Polynoms Z_2^0 während der Wellenfrontmessung minimiert wird oder visuell durch Minimieren der Streifendichte in Kamera 2. Die Wellenfrontmessung findet in diesem Aufbau ausschließlich in Transmission statt.

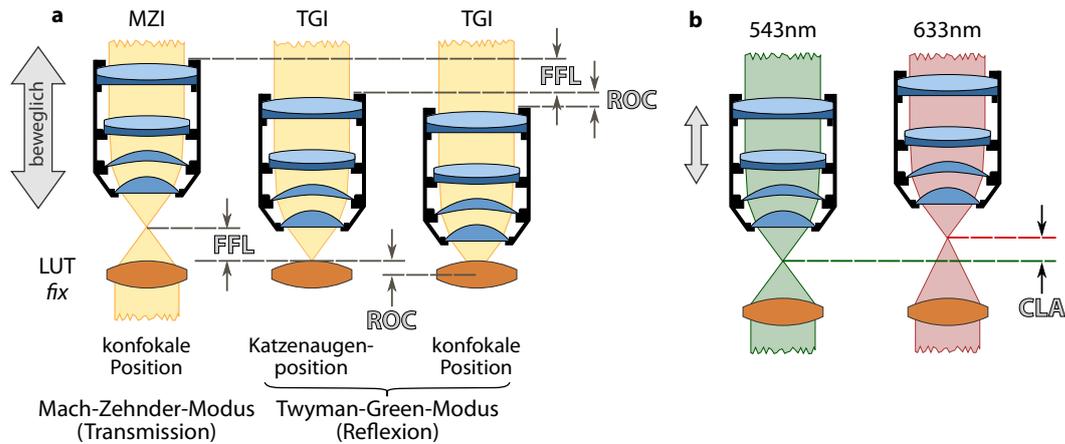


Abb. 4.10: a) Positionen des Kompensationsobjektivs relativ zur Testlinse (LUT) zur Bestimmung des Krümmungsradius (ROC) und der vorderen Schnittweite (FFL); b) Objektivi-Positionen zur Bestimmung der chromatischen Längsaberration (CLA).

In Reflexion wird die Katzenaugenposition mit Hilfe des TGI-Teils des Aufbaus einmalig visuell über die Streifendichte in Kamera 1 bestimmt. Da in der Katzenaugenposition Aberrationen der Testlinse keine Rolle spielen, ist die manuelle Bestimmung dieser Position hinreichend genau ($\approx 1 \mu\text{m}$) möglich. Abbildung 4.11a vermittelt einen Eindruck der starken Veränderung der Interferenzstreifen selbst bei kleinen Abweichungen von der optimalen Fokusposition.

Die dritte Position ist die konfokale Position in Reflexion (TGI-Modus des Instruments). Sie wird für die Bestimmung des Krümmungsradius benötigt, ist jedoch hier für die Charakterisierung durchstimmbarer Linsen nur von geringer Bedeutung, da sie oft unter Störsignalen leidet und nicht automatisiert erfasst werden kann.

Aus der Differenz der Konfokalposition in Transmission und der in Reflexion aufgenommenen Katzenaugenposition lässt sich die vordere Schnittweite (FFL) der Testlinse bestimmen. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird aus zwei Gründen nicht zwischen Schnittweite und Brennweite (EFL) unterschieden: Erstens können die untersuchten Elastomerlinsen als dünne Linsen ($t_c < 3 \text{ mm}$, $f > 30 \text{ mm}$) angesehen werden, für die in guter Näherung beide Größen identisch sind; zweites stehen die relativen Brennweitenänderungen der adaptiven Linsen im Vordergrund, für die der quasi-konstante Abstand von EFL und FFL keine Rolle spielt.

Neben der Bestimmung der Fokuspositionen für die Brennweitenmessung ist die Brennweitenadaption des Messaufbaus aus weiteren Gründen wichtig: Zum einen kann die Krümmung der Wellenfront durch Defokussierung (erkennbar an der Streifendichte in Abb. 4.11a) den Messbereich des SHS überschreiten. Zum anderen ver-

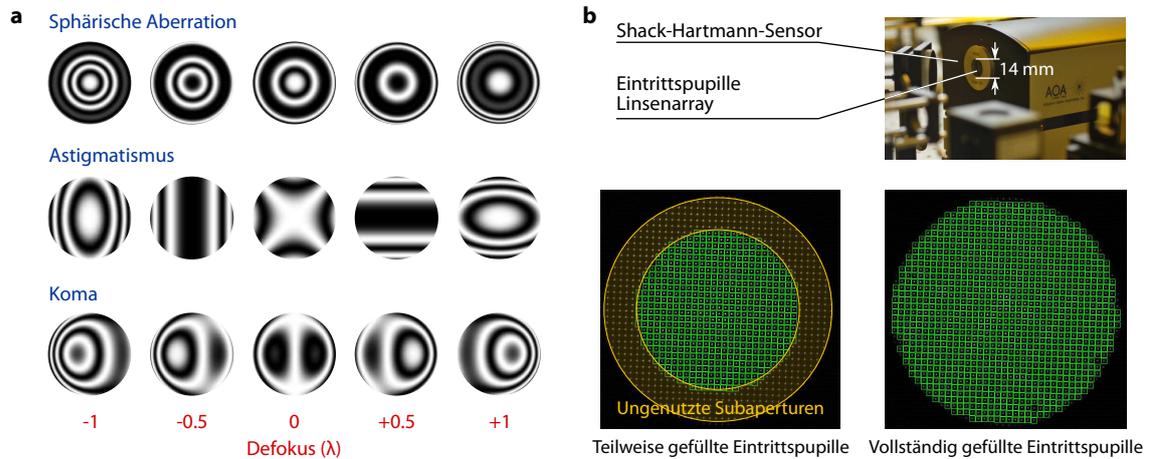


Abb. 4.11: a) Veränderungen der Streifendichte von Wellenfrontaberrationen bei unterschiedlichen Abständen von der optimalen Fokusposition (in Wellenlängen); b) Füllgrad der Eintrittspupille ohne (links) und mit Aperturanpassung (rechts), die Anzahl der genutzten Subaperturen wird etwa verdoppelt.

lässt das Lichtbündel die Testlinse im Fall einer Defokussierung nicht mehr kollimiert, wodurch die Projektionsoptik die Austrittspupille nicht mehr korrekt auf der Eintrittspupille des Sensors abbilden kann. Zur Charakterisierung der Brennweitenänderung von adaptiven Elastomerlinsen (vgl. Abschnitt 5.2.1) wird daher der Defokuskoeffizient kontinuierlich durch Nachfahren des Kompensationsobjektivs minimiert. Bei kleinen Änderungen an der Gesamtkrümmung der Wellenfront, wie etwa beim Durchstimmen eines Astigmatismus, kann die Objektivposition fixiert bleiben.

Aperturanpassung und Pupillenprojektion

Für Messungen der Wellenfront muss die Austrittspupille der Testlinse auf die Eintrittspupille des Wellenfrontsensors abgebildet werden [43, 133, 135, 136, 175]. Neben der Brennweitenanpassung ist die Adaption an unterschiedliche Aperturgrößen der Testlinsen das wichtigste Merkmal des Messaufbaus. Ziel dieser Aperturanpassung ist es, die Eintrittspupille des Wellenfrontsensors vollständig auszufüllen, um die Zahl der genutzten Subaperturen des Mikrolinsenarrays zu maximieren. Die Anzahl der Subaperturen geht nicht nur in die laterale Auflösung der Wellenfrontmessung ein, sondern beeinflusst ebenso wie der Abbildungsmaßstab der Projektionsoptik auch den Dynamikumfang des Sensors [173].

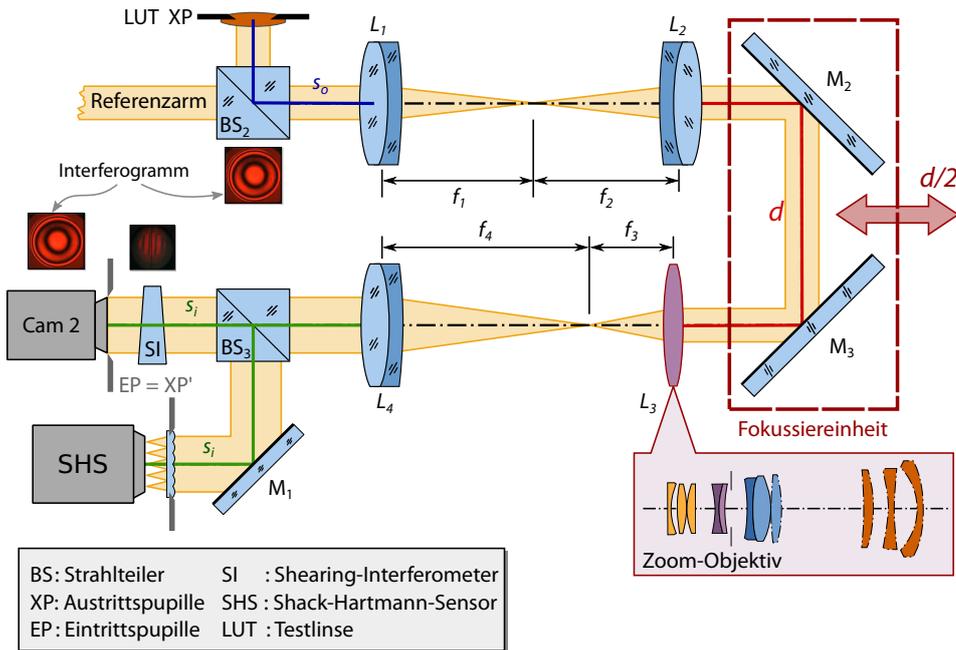


Abb. 4.12: Optischer Pfad zur Pupillenprojektion und Aperturanpassung. Die Abbildung erfolgt zweistufig über zwei Kepler-Teleskope. Die Linse L_3 besitzt eine variable Brennweite und durch den Retroreflektor als Fokussiereinheit kann der optische Pfad verlängert und dadurch die Objekt- und Bildabstände konstant gehalten werden. Weitere Erläuterungen siehe Text.

Die geometrische Eintrittspupille des Wellenfrontsensors beträgt etwa 14 mm, wobei durch den Formfaktor der CCD nur ein Bildkreis von etwa 10 mm nutzbar ist. Für die Charakterisierung von Elastomerlinsen wurden Aperturdurchmesser von 4 mm bzw. 6 mm ausgewählt. Der Effekt der Pupillenprojektion ohne Aperturanpassung ist in Abbildung 4.11b gezeigt. Während die Testlinse mit 6 mm die Eintrittspupille des SHS vollständig ausfüllt und die Wellenfront aus 1095 Subaperturen rekonstruiert werden kann, stehen bei einem Aperturdurchmesser von 4 mm nur etwa die Hälfte der Subaperturen (556) des Mikrolinsenarrays für die Wellenfrontmessung zur Verfügung (entspricht etwa einer Blendenstufe). Mit einer variablen Aperturanpassung können für ausgewählte Austrittspupillen von 4 mm und 6 mm Durchmesser die gleiche Anzahl von Subaperturen zur Messung von Wellenfrontaberrationen genutzt werden.

Üblicherweise erfolgt die Projektion der Austrittspupille (XP) der Testlinsen auf die Eintrittspupille ($EP = XP'$) des Wellenfrontsensors einstufig über ein (afokales) Kepler-Teleskop. Die Brennweiten der Teleskoplinsen werden beim Entwurf des

Tab. 4.2: Optische Parameter der Pupillenprojektionsoptik.

Beschreibung	Symbol	Länge mm
Abstand Testlinse $\longleftrightarrow L_1$	s_o	220
Abstand $L_4 \longleftrightarrow$ Eintrittspupille SHS	s_i	300
Brennweite L_1	f_1	400
Brennweite L_2	f_2	500
Brennweite L_3	f_3	40 ... 75
Brennweite L_4	f_4	80 140
Pupillenvergrößerung	β_{ges}	2.5 ... 1.3 4.4 ... 2.3
Fokussierabstand	d	300 ... 2500

Messsystems festgelegt, wodurch auch der Abbildungsmaßstab der Pupillenprojektion vorgegeben ist. In konventionellen Instrumenten mit einstufiger Pupillenprojektion muss zur Anpassung des Abbildungsmaßstabs sowohl das Teleskop ausgetauscht werden als auch Objekt- und Bildabstand angepasst werden [137].

Abbildung 4.12 zeigt den hier gewählten Ansatz der Abbildung der Testapertur über eine zweistufige afokale Projektionsoptik (Details zur Berechnung s. Anhang A.8.2). Zwischen den beiden Kepler-Teleskopen (L_1 & L_2 sowie L_3 & L_4) befindet sich ein Retroreflektor, mit dem die Länge des optischen Pfads variiert werden kann [46, 133].

Das zentrale Element zur Anpassung an die unterschiedlichen Aperturdurchmesser der Testlinsen ist das Zoom-Objektiv L_3 . Dabei wird ausgenutzt, dass bei einer Brennweitenänderung des Zoomobjektivs die hintere Schnittweite konstant bleibt, so dass das zweite Kepler-Teleskop weiterhin afokal arbeiten kann. In der Praxis müssen die Brennpunkte von L_3 und L_4 durch geringe Anpassungen am Fokussiering des Objektivs nachjustiert werden. Die Kollimation des Lichtstrahls kann dabei über das Shearing-Interferometer kontrolliert werden.

Durch Variation der Brennweite f_3 lässt sich der Gesamtabbildungsmaßstab β_{ges} der Projektionsoptik nach

$$\beta_{\text{ges}} = \beta_{12} \cdot \beta_{34} = \frac{f_2 f_4}{f_1 f_3} \quad (4.7)$$

einstellen (f_i Brennweite der Teleskoplinsen, s. Abb. 4.12). Mit dem Retroreflektor kann auch hier die Länge des optischen Pfads zur Fokussierung der Austrittspupille angepasst werden. Mit Ausnahme des Zoomobjektivs sind die übrigen Linsen der Teleskope achromatische Doublets.

Die optischen Parameter zur Konstruktion können Tabelle 4.2 entnommen werden. Die Brennweitereinstellung f_3 am Zoom-Objektiv und die daraus resultierende

Pupillenvergrößerung sind für einige Aperturdurchmesser in Tabelle A.12 zusammengefasst und wurden experimentell verifiziert (s. auch Abb. A.24). Die Objektweite s_o und die Bildweite s_i wurden so festgelegt, dass diese Positionen leicht zugänglich sind und weitere Bauelemente wie Aktoren für Linsen oder Justagehilfen unkompliziert eingebracht werden können. Die Bildebenen der Kamera 2 und des Wellenfrontsensors sind konjugiert und unveränderlich.

Mit dem Einbau einer neuen Testlinse in das Messinstrument kann sich der Objektstand s_o verändern, etwa durch unterschiedliche Bauhöhen der Aktoren. Durch Anpassen der Fokussierlänge mit dem Retroreflektor kann die Länge des optischen Pfads so eingestellt werden, dass eine scharfe Abbildung der Austrittspupille auf den Sensoren erhalten bleibt. Die gleiche Funktion erfüllt die Fokussiereinheit auch beim Verändern des Abbildungsmaßstabs durch das Zoom-Objektiv L_3 . Die Abhängigkeit der Fokussierdistanz von den verschiedenen Freiheitsgraden wie Objektweite und Brennweite f_3 ist in Anhang A.8.2 zusammengefasst.

Alle optischen Elemente der Projektionsoptik sind Teil des gemeinsamen Strahlengangs von Referenz- und Testarm. Durch Aufnahme einer Referenzwellenfront können daher die Beiträge der Projektionsoptik zum Gesamtwellenfrontfehler eliminiert werden.

Durch die zweistufige variable Aperturanpassung kann der Aperturdurchmesser der Testlinsen ohne Austausch und Justage der Projektionsoptik zwischen 2 mm und 10 mm variiert werden.

4.3.3 Validierung des Messsystems

Hauptziel des Messaufbaus ist die Charakterisierung adaptiver Linsen, d. h. die Erfassung optischer Kenngrößen relativ zu einem Ausgangszustand. Insbesondere für die Zwischenkontrolle bei der Linsenherstellung ist zusätzlich die Evaluierung der Testlinsen auf einer absoluten Skala wünschenswert. Dieser Abschnitt beschäftigt sich mit den Limitierungen der Messinstrumente.

Qualitativer Vergleich der Wellenfrontmessung mit Interferogrammen

Für die Wellenfrontmessung an spritzgegossenen Kunststofflinsen stehen normalerweise Auflagemarken zur Ausrichtung der Testlinse auf die optische Achse des Instruments zur Verfügung. Für die Alignierung der meist flanschlosen adaptiven Linsen ist das Mach-Zehnder-Interferometer (MZI) eine wertvolle Hilfe, da sich die Linsen bequem auf die konzentrischen Ringe der Interferenzstreifen ausrichten lassen. Der Wellenfrontsensor und das MZI unterscheiden sich sowohl in dem Messverfahren als

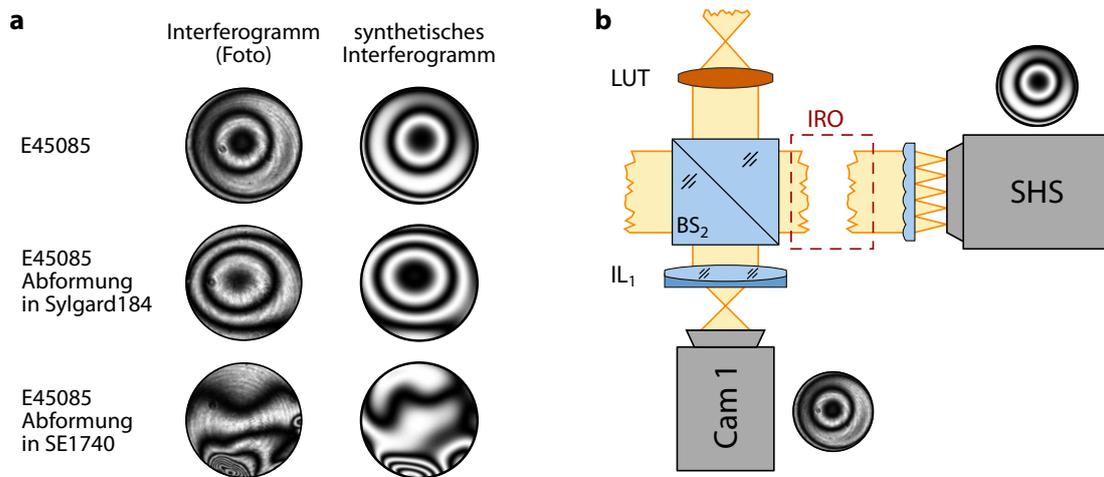


Abb. 4.13: a): Qualitativer Vergleich der Interferogramme verschiedener Testlinsen als Bild des Mach-Zehnder-Interferometers und des berechneten Interferenzmusters aus der Wellenfrontmessung mit dem SHS. Gezeigt sind eine Glaslinse E45085 (PCX $f = 30$ mm) und aus zwei verschiedenen Polymeren abgeformte Elastomerlinsen. b): Ausschnitt aus dem Messaufbau und Lage der Aufnahmeorte der in a) gezeigten Bilder. IRO: Optik zur Pupillenprojektion.

auch im Ort der Bilderzeugung. Daher bieten die Interferogramme neben der Hilfe zur Ausrichtung der Testoptiken auch die Möglichkeit, die Richtigkeit der Messergebnisse des Sensors qualitativ zu überprüfen.

Abbildung 4.13 stellt dazu synthetisch generierte Interferogramme aus der Wellenfrontmessung mit dem SHS den Interferenzbildern aus dem MZI gegenüber. Das Bild des Interferogramms kann direkt nach dem Strahlteiler BS_2 oder nach Passieren der Pupillenprojektionsoptik entnommen werden. Der Einfluss der Projektionsoptik an der Wellenfrontmessung wird durch eine Referenzmessung (mit dem Referenzarm des Interferometers) eliminiert (vgl. auch Abb. 4.12), so dass mit den in Abbildung 4.13 gezeigten Sensorpositionen ein Vergleich gut möglich ist.

Die mit den unterschiedlichen Methoden gewonnenen Interferogramme stimmen sehr gut überein. Die Messungen mit dem Wellenfrontsensor wurden über jeweils 25 Messungen gemittelt, die Interferogramme zeigen dagegen Momentaufnahmen. Abweichungen im Kontrast sind unvermeidlich, da sie zum einen von der Kontrastabstimmung zwischen Referenz- und Messarm abhängen und zum anderen die optischen Weglängen in beiden Armen ca. 80 cm lang sind, so dass bereits leichte Schwingungen des Aufbaus zu einer Kontrastumkehr führen können.

Die unterste Zeile in Abb. 4.13 zeigt ein Beispiel für die Limitierungen des Wel-

lenfrontsensoren. Die Abbildung zeigt die Interferenzmuster eines Defekts von einer mit einem ungeeigneten Polymer abgeformten Linse aus PDMS. Die Wellenfrontmessung mit dem SHS lokalisiert die Defektstelle zwar korrekt, die Streifendichte kann mit dem Wellenfrontsensor jedoch nicht mehr vollständig aufgelöst werden. Es muss hervorgehoben werden, dass die Zeilen eins und zwei den Normalfall darstellen und die dritte Zeile zur Demonstration der Grenzen des Messsystems dient.

Quantitativer Vergleich zwischen Mess- und Referenzarm

Um die Wellenfrontaberrationen durchstimmbarer Linsen nicht nur relativ zu ihrem Ausgangszustand, sondern auch untereinander vergleichen zu können, wurden die Beiträge des Gesamtaufbaus bestimmt. Die Komponenten der Beleuchtungseinheit von Referenz- und Messarm des Interferometers wie Kollimatorlinsen, Spiegel und Strahlteilerwürfel sind nicht Teil des gemeinsamen optischen Pfads und können daher nicht durch eine Referenzmessung eliminiert werden.

Besonderes Augenmerk liegt auf dem Einfluss des Zoomobjektivs zur variablen Aperturanpassung. Abbildung 4.14a zeigt die Verteilung der Amplitude und des RMS-Fehlers der Wellenfrontaberration für 25 Messungen bei 40 mm (Mid) und 75 mm (Tele) Brennweite des Zoom-Objektives. Die Amplitude der Wellenfrontaberration liegt bei etwa $\lambda/10$; der RMS-Wert bei ca. $\lambda/60$; beide Werte gelten nur für das sorgfältig justierte Messsystem (vgl. auch Abb. A.23c). Da der Amplitudenfehler vom Aperturdurchmesser abhängt und daher nur eine begrenzte Vergleichbarkeit zulässt, wird im weiteren nur der RMS-Wert der Wellenfrontaberration diskutiert [180].

Abbildung 4.14b–f zeigt die Streuung der Wellenfrontaberrationen für eine Auswahl von Abbildungsmaßstäben β_{ges} für Austrittspupillen von 2 mm bis 8 mm Durchmesser (vgl. Tabelle A.12 für eine Liste der äquivalenten Brennweiten). Der RMS-Wert der Wellenfrontaberration des Referenzarms entspricht mit $\lambda/100$ dem Auflösungsvermögen des Wellenfrontsensors. Wegen der unterschiedlichen Komponenten im optischen Pfad von Referenz- und Messarm steigt der RMS-Fehler im Messarm auf ca. $\lambda/50$, im Fall der maximalen Vergrößerung $\beta_{ges} = 5,35$ (entspricht $f_3 = 19$ mm) auf $\lambda/27$. Zwar gilt nach dem Maréchal-Kriterium ein optisches System als gut korrigiert, wenn der RMS-Wellenfrontfehler $\leq \lambda/14$ ist [180, 193], dennoch wird empfohlen, für starke Vergrößerungen ($\beta_{ges} > 3$) Linse L_4 (vgl. Abb. 4.12) durch eine Linse mit längerer Brennweite $f_4 = 140$ mm zu ersetzen. Der notwendige Platz dafür wurde beim Entwurf des Aufbaus berücksichtigt.

Zur Wellenfrontaberration des Messarms tragen auch die Kompensationsobjektive bei. Ihr individueller Beitrag kann mit einem sogenannten *random ball test* bestimmt werden [43, 46, 194]. Dieser für Reflexionsmessungen etablierte Test ist für

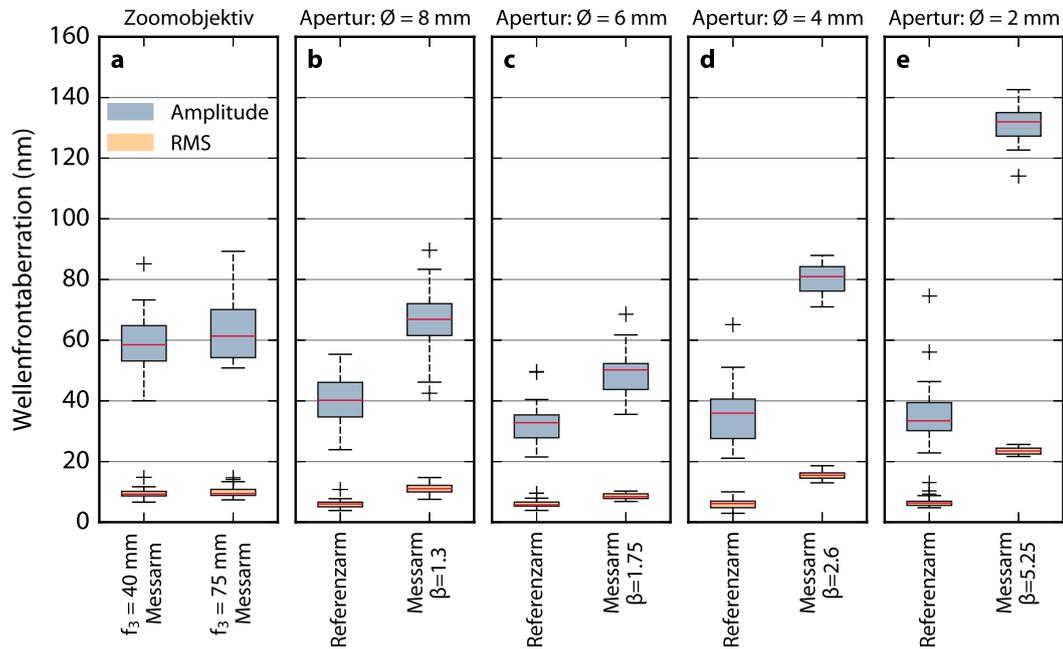


Abb. 4.14: Verteilung von Amplitude und RMS-Werten der Wellenfrontaberrationen für Referenzarm und Testarm des Messsystems für verschiedene Vergrößerungen β_{ges} der Aperturanpassung. Alle Messungen wurden bei einer Wellenlänge von 633 nm durchgeführt und umfassen jeweils 25 Einzelmessungen; die Werte sind in Tabelle A.13 zusammengefasst.

Messungen in Transmission deutlich aufwendiger, da zusätzlich die sphärische Aberration der Testkugel modelliert werden muss [195]. Dieser Test müsste zudem bei jedem Austausch des Kompensationsobjektivs wiederholt werden, was der schnellen Qualifizierung von Testlinsen und dem Austausch des Nullobjektivs zur Anpassung der NA entgegensteht. Da bei durchstimmbaren Linsen nur Einzellinsen untersucht werden, wird für die weitere Betrachtung davon ausgegangen, dass der Beitrag der als Planapochromate ausgeführten Nullobjektive gegenüber einer Testlinse vernachlässigbar ist¹.

Abbildung 4.15 vergleicht die Präzision des Messinstruments mit Hilfe einer Referenzlinse (TLLB1761) unter verschiedenen Bedingungen. Dabei wurden die Kompensationsobjektive bzw. die Referenzlinse wiederholt aus dem Strahlengang entfernt und erneut in diesen eingebaut. Die Referenzlinse wurde ausgewählt, weil sie

¹Die planapochromatischen Objektive sind korrigiert für die chromatische Aberration bei drei Wellenlängen und die sphärische Aberration für zwei Wellenlängen (Sphärochromazität).

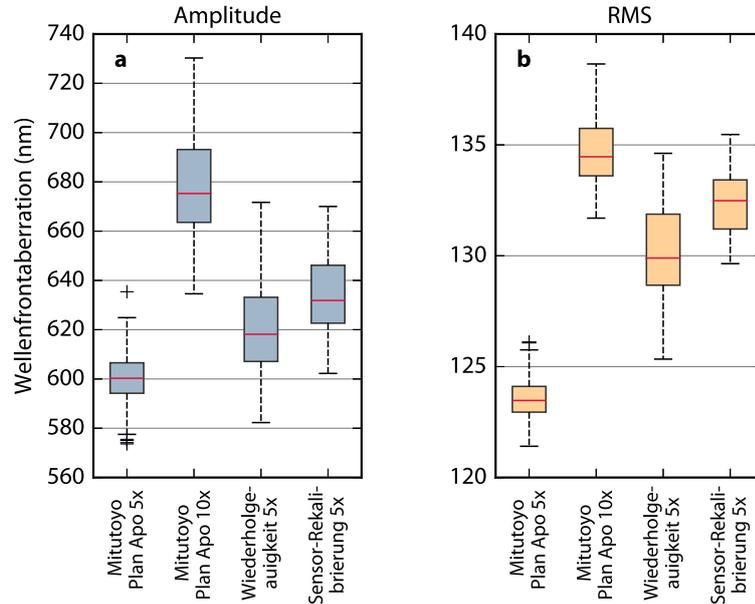


Abb. 4.15: Verteilung von Amplituden- und RMS-Werte der Wellenfrontaberration der äquikonvexen Referenzlinse (TLLB1761) für verschiedene Kompensationsobjektive (5x und 10x, je 25 Messungen) bei einem Aperturdurchmesser von 6 mm ($\beta_{\text{ges}} \approx 1,8$). Alle Messungen wurden bei einer Wellenlänge von 633 nm durchgeführt; die Messwerte sind in Tabelle A.13 zusammengefasst.

einen ähnlichen Krümmungsradius $R = 24,5$ mm wie die abgeformten Elastomerlinsen aufweist und daher vergleichbar empfindlich auf Zentrierfehler reagiert. Zudem weist die Äquikonvexlinse bauartbedingt eine starke sphärische Aberration auf und stellt den ungünstigsten Fall für die in dieser Arbeit untersuchten Linsen dar. Sowohl Testlinsen als auch Kompensationsobjektive werden regelmäßig gewechselt und bestimmen daher für Vergrößerungen $\beta_{\text{ges}} < 3$ maßgeblich die Präzision des Messinstruments. Wie Abbildung 4.15 zeigt, sind die Beiträge der Testlinsen und der Kompensationsobjektive ähnlich groß ($\delta \text{RMS} \approx 10$ nm) und limitieren die Wiederholgenauigkeit der Wellenfrontmessungen auf ca. $\lambda/60$. Die Tabellen A.13 und A.14 im Anhang listen die hier diskutierten Ergebnisse auf.

Fehlergrenzen – Zusammenfassung

Die spezifizierte Genauigkeit des Wellenfrontsensors ($\lambda/100$) wurde für das verwendete Mikrolinsenarray (S300, $f = 15,8$ mm) experimentell verifiziert [196]. Die Diffe-

renzen des optischen Pfads von Messarm und Referenzarm limitieren die Auflösung des Messsystems (ca. $\lambda/60$), wirken sich jedoch bei der Charakterisierung von Einzellinsen nicht nachteilig auf die Wellenfrontmessung aus, da diese in der Regel sechsfach größere Wellenfrontaberrationen aufweisen ($\text{RMS} > \lambda/10$).

Wegen des langen optischen Pfads der Projektionsoptik kann die Alignierung des Referenz- und Messarms auf die gemeinsame optische Achse als größte systematische Fehlerquelle identifiziert werden (vgl. Abb. A.23). Nach sorgfältiger Justage des Messaufbaus kann die Gesamtunsicherheit für die Messung der Wellenfrontaberrationen mit $\lambda/40$ angegeben werden. Der Betrag setzt sich zusammen aus dem RMS-Wellenfrontfehler des Messarms und dem etwa ebenso großen Beitrag der Wiederholgenauigkeit von jeweils ca. $\lambda/60$.

Zur Minimierung der Einflüsse durch Luftturbulenzen oder Vibrationen auf die Wellenfrontmessung werden jeweils 25 Einzelmessungen gemittelt (Gesamtdauer 1 s bis 2 s). Dieser Ansatz der Mittelung mehrerer Messungen ist einer kompakteren Bauweise des Aufbaus vorzuziehen, um Beiträge durch thermische Effekte zu reduzieren [45]. Abbildung A.23 zeigt darüber hinaus, dass sich das Instrument auch während Messungen über 48 h sehr stabil verhält und es keine messbaren Temperatureffekte gibt.

Der Dynamikumfang des Sensors beträgt für das gewählte Mikrolinsenarray ca. 8λ (vgl. Abb. A.26). Die starke Abhängigkeit der Wellenfrontaberrationen (vgl. Abb. A.26) vom Abstand des Nullobjektivs von der idealen konfokalen Position unterstreicht zum einen die Wichtigkeit der Fokuskompensation und begründet zum anderen auch die Notwendigkeit der aufwendigen Brennweitennachführung für die Charakterisierung adaptiver Linsen.

4.3.4 Messung der chromatischen Längsaberration

Mit Hilfe des Algorithmus zur Brennweitenbestimmung sowie durch den leichten Austausch der Lichtquellen in der Beleuchtungseinheit lässt sich auch die chromatische Längsaberration (CLA) einer Linse bestimmen. Abbildung 4.16a zeigt eine Skizze zur Definition der CLA. Aufgrund der Dispersion eines Materials ist die Brennweite $f(\lambda)$ einer Linse wellenlängenabhängig und die CLA ist die paraxiale Brennweitendifferenz für zwei Wellenlängen, $\text{CLA} = f(\lambda_{\min}) - f(\lambda_{\max})$. Für eine Sammellinse aus einem Material mit normaler Dispersion ist $\text{CLA} < 0$, d. h. der Farblängsfehler ist unterkorrigiert.

Über die Beleuchtungseinheit können zwei Laser mit 543 nm und 633 nm Wellenlänge in den Messaufbau eingekoppelt werden. Durch das oben beschriebene Verfah-

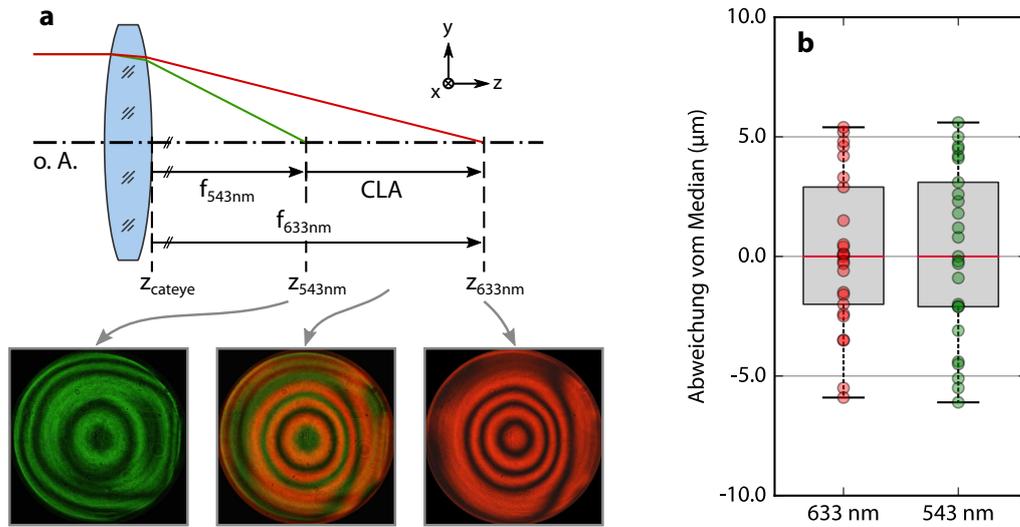


Abb. 4.16: a) Schema zur chromatischen Längsaberration (CLA); b) zeigt das Kastendiagramm der Wiederholgenauigkeit der Brennweitenbestimmung am SHS-Messstand aus jeweils 25 Messungen für 543 nm und 633 nm; die Unsicherheit der Brennweitenbestimmung beträgt ca. 5 μm . Die Photographien zeigen die Interferogramme für eine PMMA-Linse ($f = 27 \text{ mm}$) bei 543 nm (links) und 633 nm (rechts) sowie die Überlagerung beider Wellenlängen (Mitte).

ren zur Brennweitenbestimmung lassen sich die Schnittweiten einer Linse für diese Wellenlängen messen und so der Farblängsfehler $\text{CLA} = f_{543\text{nm}} - f_{633\text{nm}}$ bestimmen.

Zur Einordnung der Messunsicherheit des Farblängsfehlers zeigen die Kastendiagramme in Abbildung 4.16b die Streuung der mit Hilfe des Autofokus-Algorithmus bestimmten Brennweite. Dargestellt ist die Abweichung vom Median für jeweils 25 Messungen bei 543 nm und 633 nm. Die Messunsicherheit ist deutlich kleiner als die zu erwartende chromatische Längsaberration der Einzellinsen von 200 μm bis 300 μm (vgl. Anhang A.7). Um eine Richtungsabhängigkeit des Lineartisches auszuschließen, wurde der Startpunkt zufällig aus einem Intervall von $\pm 1 \text{ mm}$ um das zu erwartende Optimum herum gewählt (vgl. Abb. A.28). Zwar ist die Unsicherheit der Brennweitenbestimmung von der Gesamtbrennweite abhängig, im betrachteten Brennweitenbereich der untersuchten Achromaten von 30 mm bis 45 mm kann jedoch eine einheitliche Unsicherheit von 5 μm angenommen werden. Experimentell konnte gezeigt werden, dass die gemessenen Farblängsfehler sehr gut mit den simulierten Werten übereinstimmen (vgl. Abschnitt 5.2.3 und Anhang A.7)

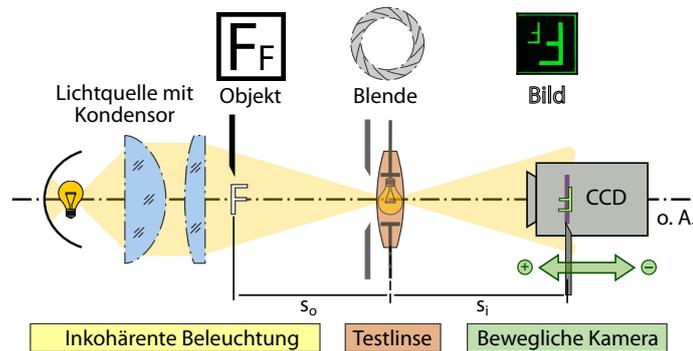


Abb. 4.17: Schematischer Aufbau des Messtages zur Charakterisierung durchstimmbarer Linsen in der Bildebene. Zur Anpassung an die verschiedenen Brennweiten ist die Kamera auf einem motorisierten Lineartisch montiert.

4.4 Brennweitenmessung und Bestimmung der MTF in der Bildebene

Die oben beschriebene Methode der Wellenfrontmessung in der Pupillenebene ist ein sehr sensitives Verfahren zur Charakterisierung von durchstimmbaren Linsen. Ein ergänzender Ansatz ist die Beurteilung der Abbildungsqualität in der Bildebene mit Hilfe eines Bildsensors. Anders als die Wellenfrontmessung erlaubt diese Methode, grundlegende Parameter wie beispielsweise Brennweite und Durchstimmbereich auch von Linsen geringer optischer Güte zu bestimmen. Die Auswertung der Bildinformation kann über verschiedene Bildverarbeitungsfilter vorgenommen werden, die sich über Adapter in die Software einbinden lassen (vgl. Abschnitt 4.2). Die Brennweitenbestimmung und Bildanalyse ist daher auf die gleiche Weise automatisierbar wie die Wellenfrontmessung.

4.4.1 Technischer Aufbau und Implementierung

Zur Beurteilung der Abbildungsqualität und zur Bestimmung der Brennweite von durchstimmbaren Linsen wird der in Abbildung 4.17 schematisch gezeigte Aufbau verwendet. Ein Objekt wird rückseitig von einer ausgedehnten Lichtquelle (LED) mit einem Kondensator beleuchtet. Das von der Testlinse erzeugte Bild wird von einer beweglichen Kamera aufgefangen. Die Monochrom-Kamera (Stingray F-146B, Allied Vision Technologies GmbH, Deutschland, Sony ICX267 Sensor, Pixelgröße $4,65\ \mu\text{m}$) ist auf einem motorisierten Lineartisch (M-413, Controller C663, Physik

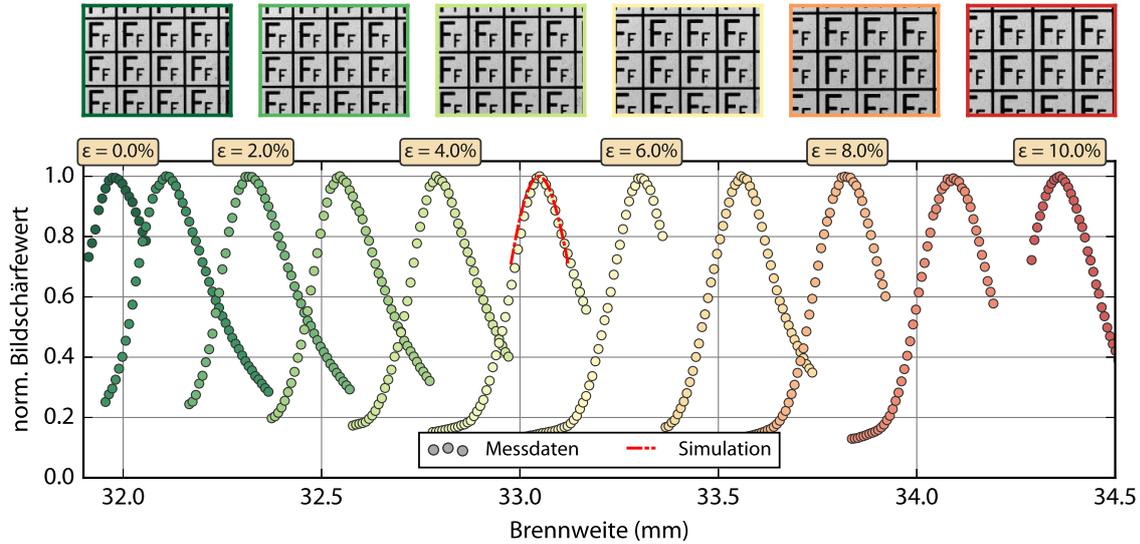


Abb. 4.18: Messung des Brennweitendurchstimmbereichs für eine äquikonvexe durchstimmbare Elastomerlinse (PL58) mit einer Anfangsbrennweite von $f_0 \approx 32$ mm und einem Abbildungsmaßstab von $\beta_T \approx 1$ ($\varnothing = 4$ mm). Das Diagramm zeigt die Bildschärfefunktion bei verschiedenen Dehnungszuständen ϵ ; exemplarisch ist für eine der Kurven das Simulationsergebnis für einen Abbildungsmaßstab von $\beta_T = 1$ gezeigt (rote Linie). Die obere Bilderreihe zeigt die Bilder des 'F'-Motivs bei verschiedenen Brennweiten der Elastomerlinse.

Instrumente GmbH & Co. KG, Deutschland) montiert und kann entlang der optischen Achse (o. A.) verfahren werden. Über den Objektstand s_o und den Bildabstand s_i kann die Brennweite bzw. die Brennweitenänderung einer durchstimmbaren Linse einfach berechnet werden. Die zur Berechnung notwendigen Abstände wie Aufлагemaß der Kamera sind in Abbildung A.29 gezeigt.

Mit der motorisierten Kamera werden zwei Ziele verfolgt: Zum einen kann der Messaufbau flexibel auf die unterschiedlichen Brennweiten von durchstimmbaren Linsen reagieren, zum anderen kann der Ort der maximalen Bildschärfe durch Abtasten des Bildes entlang der optischen Achse genau lokalisiert werden (Kontrastautofokus). Kamera und Lineartisch lassen sich mit den entsprechenden Adaptern in die Software integrieren und erlauben dadurch eine vollständig automatisierte Messung der Brennweitenänderung ohne menschlichen Beobachter (vgl. Abschnitt 4.2).

Da chromatische Aberrationen die automatische Bildanalyse stören können, kann der Wellenlängenbereich der Lichtquelle durch einen austauschbaren Interferenzfilter (DT-Green, G381322032, Qioptiq Photonics GmbH & Co. KG, Deutschland)

auf ca. 25 nm um die zentrale Wellenlänge (≈ 535 nm) eingeschränkt werden. Soweit nicht anders angegeben beziehen sich alle Messungen auf diese Wellenlänge. Weiterhin wird zur Unterdrückung von Streulicht und zur Definition der Linsenapertur direkt vor die Testlinse eine Blende platziert. Die Aperturblende bildet dabei die Eintrittspupille – und in guter Näherung auch die Austrittspupille – des Systems. Es stehen Blendendurchmesser von 1 mm bis 10 mm zur Verfügung.

Die in Abschnitt 4.2.2 vorgestellten Filter zur Bildanalyse arbeiten unterschiedlich gut mit verschiedenen Testmustern zusammen. Um flexibel auf unterschiedliche Abbildungsqualität der Testlinsen reagieren zu können, sind verschiedene Muster (z. B. Dias eines Speichenrads oder 'F'-Motive, Messerkante) über ein Filterrad wählbar. Diese Testmuster sind so montiert, dass der Objektstand s_o beim Wechsel des Objekts konstant bleibt, so dass die einmal bestimmte Schärfenebene nicht angepasst werden muss.

Abbildung 4.18 zeigt Ergebnisse einer automatisiert ablaufenden Brennweitenmessung für eine äquikonvexe Elastomerlinse ($f_0 \approx 32$ mm). Der Ort mit dem höchsten Bildkontrast wurde mit einer Kante nahe der optischen Achse über den Kontrastautofokus-Algorithmus bestimmt. Zum Vergleich mit den Simulationsergebnissen wurde die Bildschärfekurve für eine Dehnung mit dem Simulationsergebnis für $\beta_T = 1$ überlagert. Die Bilder des 'F'-Motivs wurden anschließend jeweils am Ort der maximalen Bildschärfe aufgenommen.

4.4.2 Grundlagen und Funktionsweise

Wählt man als Objekt eine Messerkante, lässt sich die Modulationstransferfunktion der Testlinse aus dem Helligkeitsübergang des Kantenbildes bestimmen. Das Verfahren wird in der Literatur ausgiebig behandelt, weshalb hier das Augenmerk auf den experimentellen Aspekten liegen soll und die Funktionsweise nur kurz umrissen wird [136, 191, 197–199].

Die Schritte zur Berechnung der MTF aus dem Kantenbild sind anschaulich in Abbildung 4.19 gezeigt (s. auch Abb. A.30) und lassen sich durch folgendes Schema zusammenfassen:

$$LSF = dI(x)/dx \quad \text{sowie} \quad MTF = \mathcal{F}(LSF). \quad (4.8)$$

Aus dem Intensitätsprofil $I(x)$ der Kante wird mittels diskreter Differentiation die Linienspreizfunktion (LSF) gewonnen, aus der sich durch Fouriertransformation des Signals und nach Skalierung mit dem Abbildungsmaßstab die MTF berechnen lässt.

Durch die Ableitung des Kantenprofils ist die LSF sehr empfindlich gegenüber Rauschen, das aus verschiedenen Quellen resultieren kann. Der dominierende Bei-

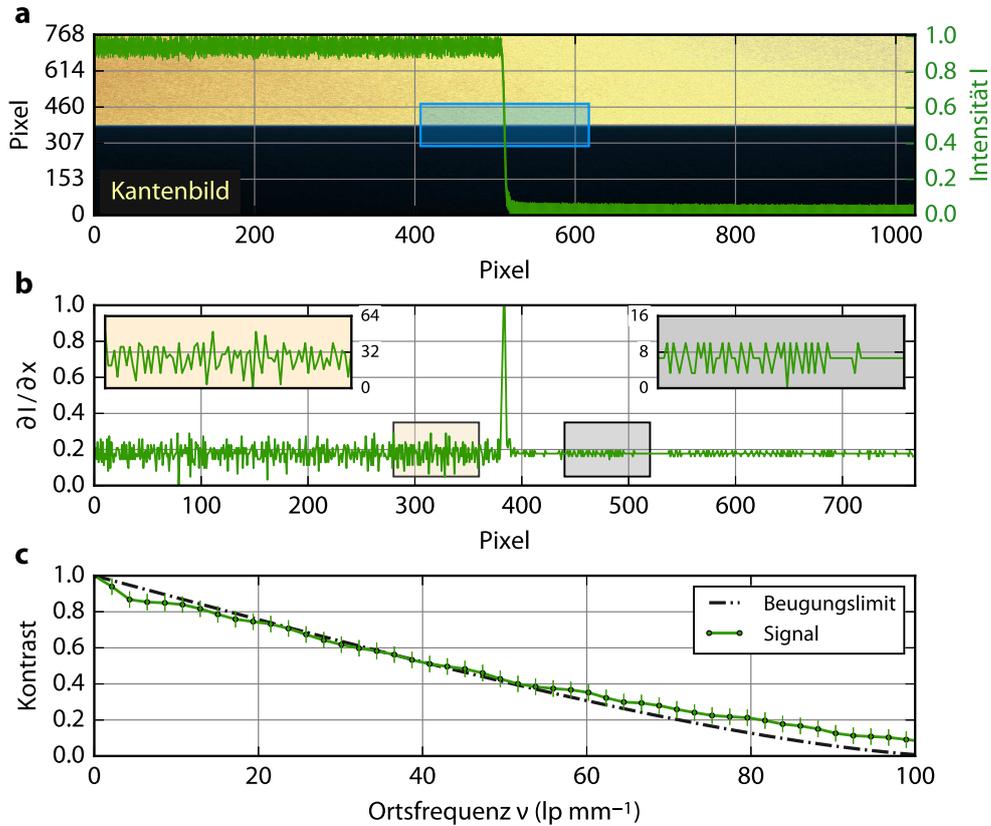


Abb. 4.19: Berechnung der MTF aus einem Kantenbild am Beispiel einer plankonvexen Elastomerlinse mit 62 mm Brennweite und 4 mm Aperturdurchmesser. *a)* aus dem Kantenbild wird das Profil der Kante $I(x)$ extrahiert; die Farbpalette wurde gewählt, um kleine Helligkeitsunterschiede sichtbar zu machen; blauer Rahmen: Ausschnitt für (*b*); *b)* durch diskrete Differentiation wird aus dem Kantenprofil die LSF gewonnen, der Hell- und Dunkelanteil der Kante weisen dabei deutlich unterschiedliches Rauschverhalten auf; *c)* nach Fouriertransformation der LSF und Skalieren mit dem Abbildungsmaßstab erhält man die MTF.

trag stammt hier von der Beleuchtungseinheit des Systems und dem Sensor. Bei Betrachtung von Abbildung 4.19b fällt auf, dass das Rauschen im hellen Bereich ca. vier Mal so groß ist wie im Schatten der Kante. Durch die Anpassung des Ausschnitts (ROI, blauer Rahmen in Abb. 4.19a) kann der Einfluss verringert, jedoch nicht vollständig eliminiert werden.

Wie die Lichtquelle ist auch der Detektor Teil des Systems und trägt auf zwei Arten zur gemessenen MTF bei. Zum einem über die Detektor-MTF, die sich aus

der Pixelgröße a und dem Abbildungsmaßstab β_T ergibt, und zum anderen durch die Nyquist-Frequenz, die sich aus dem Pixelraster des Sensors für ein Linienpaar ergibt. Die Abtastfrequenz als limitierendes Element kann erhöht werden, indem beispielsweise das CCD-Array in der Bildebene verschoben wird (z. B. um $a/2$). Alternativ kann die Kante schräg zum Pixelraster ausgerichtet und ein Bereich des Sensors über so genanntes Binning zusammengefasst werden [198, 200–203]. Wie die Wahl des Bildausschnitts kann auch das Binning das Bildrauschen etwas abmildern, es kann jedoch die Verwendung rauscharmer Beleuchtung und rauscharmer Sensoren nicht ersetzen.

Generell muss zur Bestimmung der MTF das gesamte System auf die Brennweite und den Aperturdurchmesser abgestimmt werden. Es muss beispielsweise sichergestellt sein, dass die Lichtquelle die Eintrittspupille der Testlinse vollständig ausfüllt wie es in Abbildung 4.17 gezeigt ist [136, 191, 204]. Da die Lichtquelle ihrerseits durch eine Kondensorlinse abgebildet wird, ist diese Randbedingung für Linsen mit kleiner Öffnung und langer Brennweite leichter zu erreichen als für Testlinsen mit kleiner Blendenzahl $F\#$.

Das Detektorlimit der verwendeten Kamera liegt bei etwa 215 lp/mm, die Nyquist-Frequenz ohne Binning bei ca. 108 lp/mm. Diese Werte gelten für die infinit-Konfiguration ($s_o = \infty$; $s_i = f$) und müssen für eine finit-Messung ($s_o < \infty$; $s_i > f$) an den Abbildungsmaßstab angepasst werden. Bei einem Abbildungsmaßstab von $\beta_T = 1$ liefert das Messsystem für Linsen mit einer $F\#$ von > 8 gute Resultate. Die beugungslimitierte Grenzfrequenz $\nu_{max}^\infty = D/(\lambda f)$ liegt hier im Bereich von 208 lp/mm. Für Linsen mit hohen Grenzfrequenzen muss der Abbildungsmaßstab entsprechend angepasst werden, um Aliasing zu vermeiden.

Obwohl absolute MTF-Messungen einer Reihe von Einschränkungen unterworfen sind, soll hervorgehoben werden, dass der vorgestellte Messstand eine wertvolle Ergänzung für die Charakterisierung durchstimmbarer Linsen ist. Das Ziel, die Brennweitenänderungen auch in stark aberrierten Systemen messen zu können, wurde erreicht. Da der Bildkontrast sehr sensitiv auf Defokussierung reagiert, lassen sich die Messungen an durchstimmbaren Linsen relativ zueinander vergleichen. Im Gegensatz zum Wellenfrontmessstand vermittelt der Brennweitenmessstand einen direkten Eindruck von der Bildqualität der Testlinse und unter guten Bedingungen ist die MTF einer Linse auch quantitativ bestimmbar.

4.4.3 Validierung des Messsystems

Das primäre Ziel des vorgestellten Messaufbaus ist die Bestimmung der Brennweiten durchstimmbarer Linsen aus der Lage der Bildebene. Im Gegensatz zu einer

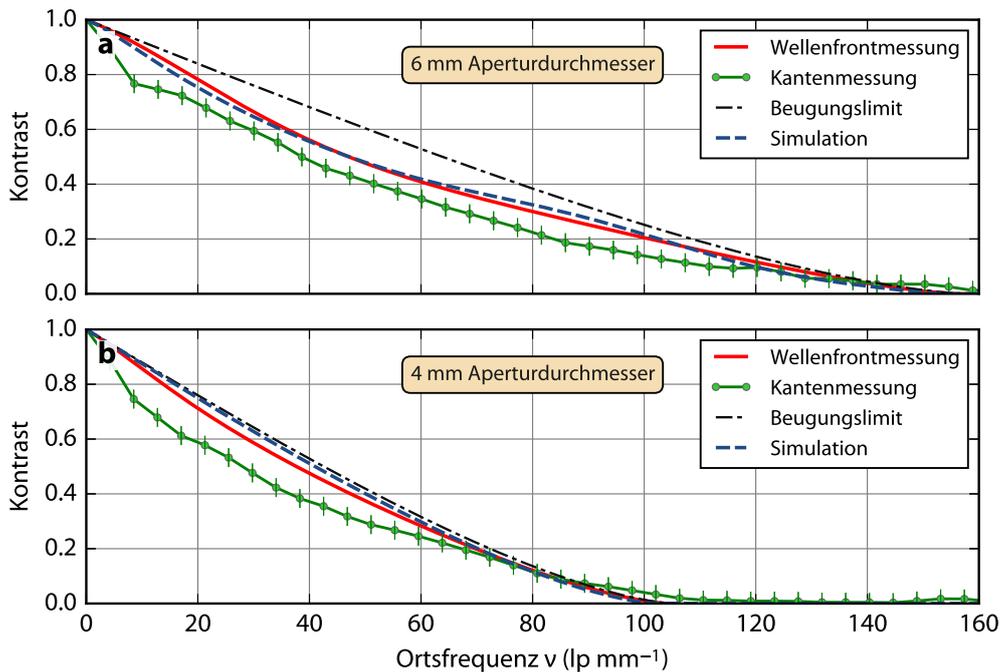


Abb. 4.20: Vergleich der MTF der Linse PL63 (plankonvex, $f = 60$ mm) für *a*) 4 mm und *b*) 6 mm Aperturdurchmesser. Beide Teilabbildungen vergleichen die MTF aus dem Kantenbild und der Wellenfrontmessung mit der Simulation (unterbrochene Linie). Die Referenzwellenlänge ist $\lambda = 633$ nm.

einfachen Bildanalyse sind die Anforderungen zur Bestimmung der MTF deutlich komplexer. Das Hauptaugenmerk liegt dabei auf der Flexibilität des Aufbaus, um die Brennweite und den Durchstimmbereich von möglichst vielen verschiedenen adaptiven Linsen untersuchen zu können. Die Bestimmung der absoluten MTF ist daher ein Kompromiss, da das Messsystem spezifisch auf die Brennweite und den Aperturdurchmesser der zu untersuchenden Linse angepasst werden muss. Aufgrund der geometrischen Beschränkungen des Aufbaus gelingt dies nur für eine Teilmenge der getesteten Linsen. Ein relativer Vergleich ist jedoch in jedem Fall möglich.

Kreuzvalidierung mit Wellenfrontmessverfahren

Die direkte Vergleichbarkeit der MTF-Messung in der Bildebene mit der MTF aus der Wellenfrontmessung ist nur unter bestimmten Voraussetzungen gegeben. Abbildung 4.20 zeigt dazu einen Vergleich der beiden Messmethoden mit den Simulationsergebnissen (Zemax) für eine plankonvexe Elastomerlinse (PL63, $f = 62$ mm)

mit 4 mm und 6 mm Aperturdurchmesser. Es ist eine exzellente Übereinstimmung der Wellenfront-MTF mit den Simulationsergebnissen erkennbar. Die MTF aus dem Kantenbild folgt im Wesentlichen dem Verlauf der Simulationsergebnisse und gibt auch die Grenzfrequenz richtig wieder, erreicht aber nominell nicht die gleichen Werte wie die MTF aus der Wellenfrontmessung. Für die Bewertung der MTF aus dem Kantenbild müssen folgende Punkte berücksichtigt werden:

- Wegen des Rauschens von Sensor und Lichtquelle ist die aus den Kantenbildern gewonnene MTF von einer größeren Messunsicherheit betroffen als die MTF aus der Wellenfrontmessung. Aufgrund des Bildrauschens und der Granulierung des Bildes resultiert ein unnatürlich starker Abfall des Bildkontrastes insbesondere bei niedrigen Ortsfrequenzen, so dass die nominellen Werte der Simulation auch bei langen Brennweiten der Testlinsen im Experiment nicht erreicht werden können. Ein weiteres Beispiel dafür ist für die PDMS-Meniskuslinse ($f = 94$ mm) in Abbildung A.31 gezeigt und illustriert die Kompromisse, die für diesen Versuchsaufbau bei der Beleuchtung eingegangen wurden.
- Eine weitere Einschränkung der direkten Vergleichbarkeit zwischen den beiden Messverfahren ergibt sich aus den verschiedenen Testbedingungen: Die Wellenfront-MTF wird unter sogenannten infinit-Bedingungen aufgenommen, während die MTF in der Bildebene unter finit-Bedingungen gewonnen wird. Bei gut abgestimmter Beleuchtung stimmen die Ergebnisse aus beiden Verfahren für Plankonvex- und Meniskuslinsen mit langen Brennweiten noch gut überein, aber der durch die endliche Gegenstandsweite hervorgerufene Unterschied ist für Äquikonvexlinsen deutlicher ausgeprägt. Für einfache, unkorrigierte Bikonvexlinsen ist die sphärische Aberration in der Regel die dominierende Aberration und durchläuft bei einem Abbildungsmaßstab von $\beta_T = 1$ ein Optimum ($s_o = s_i = 2f$) [125].

Der Einfluss der unterschiedlichen Abbildungsmaßstäbe macht sich auch beim Vergleich des Messstands mit einem kommerziellen MTF-Testinstrument bemerkbar (ImageMaster, Trioptics GmbH, Deutschland, vgl. Abb. A.32). Die MTF-Kurven einer Referenzlinse (achromatisches Doublet, $f = 20$ mm) zeigen einen ähnlichen charakteristischen Verlauf, unterscheiden sich jedoch insbesondere bei mittleren Ortsfrequenzen im Betrag aufgrund der unterschiedlichen Abbildungsmaßstäbe (kommerziell: $s_o/f = 10$, dieser Aufbau: $s_o/f = 4$).

Aus dieser Messserie lässt sich auch die Streuung der MTF-Messung in der Bildebene abschätzen. Die Streuung ist abhängig von der betrachteten Ortsfrequenz und

beträgt 10 bis 20 Prozentpunkte. Für die Präzision einzelner moderner kommerzieller MTF-Prüfgeräte werden etwa 6 Prozentpunkte und für Ringexperimente bis zu 14 Prozentpunkte angegeben [47, 205].

Aspekte zur zukünftigen Verbesserungen des Messstandes

Die erforderliche Flexibilität des Messstandes zur Bestimmung des Durchstimmbereichs von adaptiven Linsen mit unterschiedlichem Durchmesser und einem großen Bereich von Anfangsbrennweiten verlangt Kompromisse, die für eine MTF-Messung nicht immer ideal sind. Für die eingesetzte finit-Konfiguration des Messstandes spricht insbesondere die freie Wahl des Abbildungsmaßstabes. Damit verfügt man über einen Hebel, mit dem sich die Empfindlichkeit der Brennweitenmessung erhöhen lässt, z. B. wenn die adaptive Linse lediglich über einen geringen Durchstimmbereich der Brennweite verfügt. Durch die finit-Konfiguration wird zudem die Lage des Bildes so weit in den Bildraum verschoben, dass das Bild ohne Hilfsoptiken von der Kamera aufgefangen werden kann. Dies ist insbesondere bei der MTF-Messung ein wichtiger Punkt, da die Separierung der gemessenen MTF in die Einzelbeiträge der Komponenten nur unter bestimmten Bedingungen möglich ist [191].

Der Hauptnachteil der finit-Konfiguration ist die unumgängliche Anpassung der Beleuchtungseinheit auf die Testlinse. Es muss sichergestellt werden, dass sowohl die numerische Apertur der Beleuchtung stets größer ist als die des Testsystems als auch dass die Pupille der Testlinse vollständig ausgefüllt ist. Wird die Lichtquelle z. B. mit einem Autokollimator ins Unendliche verlagert, muss auch der Objektstand stark vergrößert werden, um Beugungsartefakte zu minimieren. Der minimale Abstand des Sensors zur Linse ist durch das Auflagemaß der Kamera und weitere konstruktive Faktoren limitiert. Mit einem Objekt im Unendlichen, wie in der infinit-Konfiguration, befindet sich das Bild in der Brennebene der Linse und der Messstand wäre auf Brennweiten $\gtrsim 30$ mm beschränkt.

Eine weitere Alternative stellt die Verwendung diffuser Auflichtbeleuchtung dar, da hier wie in der finit-Konfiguration der Objektstand frei wählbar ist. Als Nachteil ergibt sich, dass die Messerkante zur Bestimmung der MTF sehr kontrastreich sein muss und der optische Pfad des Testsystems gegen Streulicht geschützt werden muss, was bei adaptiven Linsen aufgrund des Platzbedarfs der Aktoren nicht immer möglich ist. Auch der Einsatz von Diffusoren erfordert Kompromisse, da die Diffusoren und das Objekt (aus Gründen der Kohärenz) räumlich nahe beieinander stehen müssen. Dadurch werden bei bestimmten Brennweiten und Abbildungsmaßstäben die Strukturen des Diffusors ebenfalls auf der Kamera abgebildet, was die MTF analog zum Bildrauschen beeinflusst.

4.5 Zusammenfassung

Dieses Kapitel beschreibt die beiden im Rahmen dieser Arbeit aufgebauten Messstände zur Charakterisierung durchstimmbarer Linsen sowie die für ihren Betrieb entwickelte Software. Die Software vereinheitlicht die Ansteuerung der beiden Messinstrumente. Ein Messinstrument bestimmt Wellenfrontaberrationen der Testlinsen in der Pupillenebene, das andere misst die Brennweite über Auswertung der Bildposition und erlaubt gleichzeitig eine unmittelbare Beurteilung der Bildqualität (MTF) der Testlinsen. Beide Messstände wurden für eine größtmögliche Flexibilität bezüglich der Brennweiten und Aperturdurchmesser von durchstimmbaren Linsen konzipiert und erlauben darüber hinaus den Einsatz verschiedener Aktoren.

Die Messstände zeichnen sich durch folgende Merkmale aus:

- Wellenfrontmessungen von Testlinsen mit Brennweiten von 2 mm bis 300 mm sind möglich. Die maximale Brennweite am MTF-Messstand beträgt 350 mm. Für quantitative MTF-Messungen ist der Brennweitenbereich im Einzelfall durch die Beleuchtungsoptik und das Öffnungsverhältnis der Testlinse begrenzt.
- Testoptiken mit einem Aperturdurchmesser von 2 mm bis 8 mm können unter maximaler Füllung der Eintrittspupille des Wellenfrontsensors gemessen werden.
- Wellenfrontmessungen sind bei zwei Wellenlängen (543 nm und 633 nm) möglich. Die chromatische Längsaberration kann mit einer Unsicherheit von $\approx 5 \mu\text{m}$ bestimmt werden.
- Beide Messstände werden über eine speziell entwickelte Software angesteuert.
 - Die Software definiert eine gemeinsame Schnittstelle für unterschiedliche Aktoren und Sensoren.
 - Dadurch ist sowohl eine automatisierte Messdatenerfassung als auch die Entwicklung automatisierter komplexer Messabläufe für verschiedene Aktoren möglich.
 - Durch Softwarefilter kann die Bildschärfewertung an die Abbildungsqualität der Testlinse angepasst werden und kommt somit ohne einen menschlichen Beobachter aus.

Die Messunsicherheit der Messgeräte wurde detailliert bestimmt und für die MTF-Messung mit einem kommerziellen MTF-Messgerät verglichen. Sie beträgt unter guten Messbedingungen 10 MTF-Punkte und ist mit der Unsicherheit von Ringexperimenten vergleichbar.

5 Durchstimmbare Elastomervollkörperlinsen

Im vorangegangenen Kapitel wurden zwei optische Metrologiesysteme vorgestellt, mit denen durchstimmbare Optiken automatisch charakterisiert werden können. Diese Systeme werden im Folgenden auf Singlet- und Doublet-Linsen aus PDMS angewendet, die mit den Techniken aus Kapitel 3 hergestellt wurden. Nach einem Überblick über die Aktuierung und Symmetrieeigenschaften von Wellenfrontaberrationen werden die herausragenden Eigenschaften der Elastomervollkörperlinsen anhand der Durchstimbarkeit von Aberrationen aufgezeigt; besonderes Augenmerk liegt dabei auf der direkten Manipulation des Astigmatismus. Die Demonstration eines achromatischen Doublets aus Elastomeren rundet das Kapitel ab.

5.1 System Design

5.1.1 Biomimetisches Aktuierungskonzept

Das normalsichtige menschliche Auge ist in der Lage, Gegenstände von einer Entfernung von ca. 20 cm bis unendlich scharf auf der Netzhaut abzubilden. Dieser als Akkommodation bekannte Prozess gelingt durch eine ca. 8 mm bis 10 mm große elastische Augenlinse, die durch Einwirkung des Ziliarmuskels ihren Krümmungsradius und damit die Brechkraft ändern kann. Abbildung 5.1a zeigt einen Querschnitt des menschlichen Auges mit den in der Äquatorebene der Linse ansetzenden Kräften und den beteiligten Komponenten wie Zonulafasern und Ziliarmuskel.

Die technische Nachbildung der Augenlinse ist im Querschnitt in Abbildung 5.1b gezeigt und besteht aus einem hochtransparenten, dehnbaren Siloxanelastomer in das in der Peripherie der Linse acht Anker aus Silizium zur Kraftübertragung eingebettet sind. Die eingebetteten Anker sind das technische Äquivalent der Zonulafasern im Säugetierauge. Die Aktuierungskräfte wirken wie im natürlichen Vorbild in der Äquatorebene; Abbildung 5.1c zeigt schematisch wie sich der Krümmungsradius bei Dehnung der Linse vergrößert. Die resultierende Gesamtformänderung der Linse ist

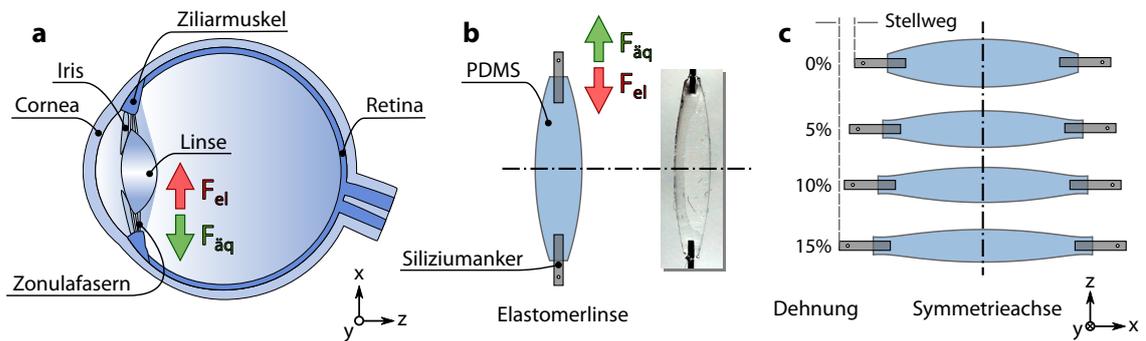


Abb. 5.1: Konzeption der durchstimmbaren Elastomerlinse nach dem Vorbild des Säugetierauges. *a)* Schema des menschlichen Auges, die Rückstellkraft der Linse (F_{el} , roter Pfeil) wirkt der äquatorialen Kraft des Muskels entgegen ($F_{\ddot{a}q}$, grüner Pfeil); *b)* Querschnitt als Skizze und Fotografie einer Elastomerlinse mit eingebetteten Siliziumankern; *c)* Veränderung des Linsenprofils durch äquatoriale Dehnung; der Krümmungsradius nimmt mit der Dehnung zu.

eine Kombination aus der Vergrößerung des Linsendurchmessers und der Querkontraktion des Polymers.

5.1.2 Elastomervollkörperlinsen

Elastomerlinsen verfügen als elastische Festkörper über eine Reihe von herausragenden Eigenschaften, die sie von anderen durchstimmbaren Linsen wie Membran- oder Flüssigkeitslinsen unterscheiden. Bei letzteren erfolgt die Aktuierung durch eine skalare Größe wie Druck in einem Flüssigkeitsreservoir. Die genaue Form der Linse wird durch ein Kräftegleichgewicht, z. B. durch die Spannung einer dünnen Membran sowie den Randbedingungen wie beispielsweise der Form der Grundfläche (z. B. Rechteck, Kreis, Ellipse), bestimmt. Wegen der skalaren Natur der Aktuierung lässt sich bei zirkularen Flüssigkeitslinsen nur die Pfeilhöhe bzw. Krümmung vorgeben; Formabweichungen werden durch das Kräftegleichgewicht in dem jeweiligen Aktuierungszustand festgelegt.

Dagegen gehen Elastomerlinsen von genau definierten optischen Flächen aus, d. h. die Anfangsbrennweite muss nicht wie bei Membranlinsen durch Aktuierung eingestellt werden, sondern kann durch Wahl geeigneter Krümmungsradien der Urformen gezielt vorgegeben werden. Durch die hohe Abformtreue des Reaktionsgießprozesses (vgl. Kapitel 3) lassen sich prinzipiell beliebige Linsenformen als Ausgangsform herstellen; in dieser Arbeit werden Bikonvex-, Plankonvex- und Meniskuslinsen sowie ein achromatisches Doublet untersucht.

Ein weiterer Vorteil von Elastomerlinsen besteht darin, dass ihre Aktuierung gerichtet, d. h. vektoriell erfolgen kann. Anders als eine Flüssigkeit reagiert ein Elastomer aufgrund seiner Vernetzung nicht isotrop auf eine einwirkende Kraft. Durch vektorielle Aktuierung entlang definierter Achsen lassen sich daher bestimmte nicht-rotationssymmetrische Aberrationen in einer einzelnen Elastomerlinse gezielt durchstimmen (vgl. Abschnitt 5.1.4). Bei Membranlinsen kann hingegen diese Eigenschaft nur durch Stapelung mehrerer Einzellinsen erreicht werden [30,31].

5.1.3 Aktordesign

Orientierung am natürlichen Vorbild

Der Ziliarmuskel des Säugetierauges ist ein Ringmuskel und kann die Augenlinse gleichmäßig radial verformen. Seine Wirkungsweise ähnelt der skalaren Aktuierung durch einen Druck in Membranlinsen, wobei durch allseitigen Zug die Form einer elastischen Linse nur durch Vergrößerung des Durchmessers und der Querkontraktion des Elastomers bestimmt wird (vgl. Abb. 5.1c). An die Stelle der Zonulafasern des Auges treten in der technischen Imitation acht in das Elastomer eingebettete Siliziumanker, welche die Kraft der Aktoren auf die Linse übertragen. Durch die diskreten Anker ist eine vollständig rotationssymmetrische, d. h. ideal-biaxiale Aktuierung jedoch nicht möglich. Durch die gleichzeitige Aktuierung aller Anker wird die rotationssymmetrische Aktuierung als pseudo-biaxiale Aktuierung angenähert. Allerdings wird später gezeigt, dass die gleichzeitige Dehnung einer Linse an acht Ankern die rotationssymmetrische Aktuierung bereits in guter Näherung erfüllt. Die pseudo-biaxiale Dehnung aller Anker kann beispielsweise durch einen Irisblendenaktor realisiert werden [26,27]. Eine derartige Mechanik zur gleichzeitigen Aktuierung ist jedoch komplex und hat einen großen Platzbedarf. Eine vollständige rotationssymmetrische Aktuierung von Elastomerlinsen lässt sich technisch z. B. durch „künstliche Muskeln“ wie flüssigkristalline Elastomere lösen [206,207].

Statt eines Irisblendenaktors werden in dieser Arbeit individuell ansteuerbare Mikromotoren zur Durchstimmung der Linse eingesetzt. Dadurch ist nicht nur eine deutlich kompaktere Bauweise erreichbar; das technische System verfügt zudem über Freiheitsgrade, die dem natürlichen Vorbild oder mit Hilfe eines Irisblendenaktors nicht zugänglich sind. Mit der Aufspaltung in acht individuelle Aktoren lassen sich so auch komplexe Aktuierungsmodi realisieren.

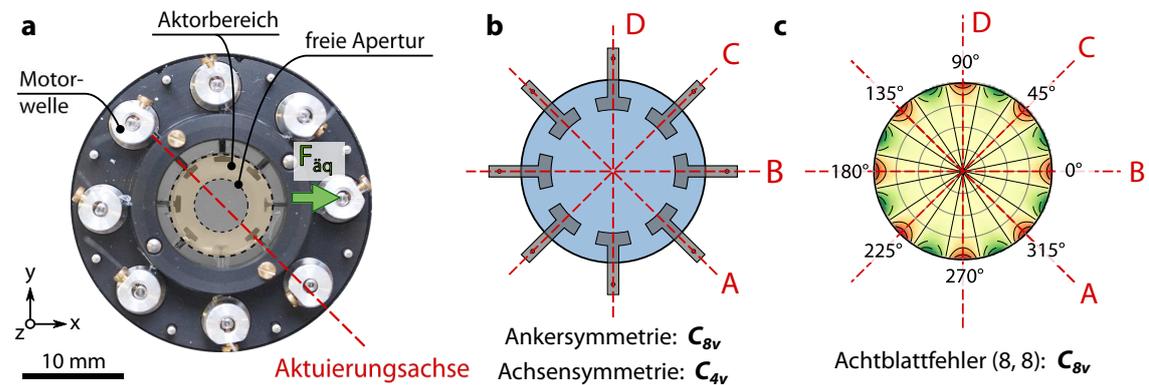


Abb. 5.2: a) Fotografie des Aktors mit Hervorhebung der Lage einer der vier Aktuierungsachsen und der freien Apertur (hier: 4 mm); b) Zuordnung der Symmetrie der eingebetteten Anker; c) Achtblattfehler Z_8^8 : zur Aktorsymmetrie kongruente Wellenfrontaberration.

Technische Umsetzung

Die Fotografie in Abbildung 5.2a zeigt die Umsetzung des in dieser Arbeit entwickelten Aktuierungskonzepts: Die durchstimmbare Linse findet zusammen mit dem Aktorsystem in einem handelsüblichen Mikrobank-Schienensystem (40 mm × 40 mm) Platz. Diametral gegenüberliegende Mikromotoren lassen sich zu insgesamt vier Achsen zusammenfassen entlang derer sich die Linsen vektoriell durchstimmen lassen (rote unterbrochene Linien). Anders als das Auge kann die durchstimmbare Elastomerlinse die Orientierung der optischen Achse nicht durch Sakkaden, d. h. der Bewegung und Orientierung des gesamten Augapfels, ausgleichen. Um die Lage der optischen Achse bei der Durchstimmung der Linse konstant zu halten, müssen daher diametral gegenüberliegende Anker paarweise aktuiert werden. Die Orientierung und Nomenklatur der Achsen ist in Abbildung 5.2b gezeigt.

Ein weiterer Unterschied zum natürlichen Vorbild, bei dem die Brennweite der Augenlinse durch Kontraktion des Ziliarmuskels aktiv verkürzt wird, ist die aktive Aktuierung zur Verlängerung der Brennweite in der technischen Nachbildung. Um die Brennweite einer Elastomerlinse mit positiver Brechkraft zu vergrößern, werden die Siliziumanker von den Mikromotoren aktiv nach außen bewegt; das gedehnte Elastomer wirkt als Feder und kontrahiert bei Nachlassen der Aktorkraft in den Grundzustand. Die Elastomerlinsen verhalten sich somit umgekehrt zum natürlichen Vorbild und die Akkommodation auf nahe Objekte (Brennweitenverkürzung) erfordert keine externe Kraft.

Die Elastomerlinsen haben einen Außendurchmesser von 12 mm, wobei die Endpunkte der Siliziumanker innerhalb der Elastomerlinse die maximale Apertur jedoch

auf 9,6 mm begrenzen. Die Dehnung $\varepsilon = \Delta s/a$ der Elastomerlinse ergibt sich daher aus der Stellwegänderung Δs bezogen auf den Halbdurchmesser a des Ankerabstandes. Für eine Dehnung der Linse um 10 % muss jeder Anker um 480 μm nach außen bewegt werden.

Konsequenzen des Aktorkonzepts auf das Linsendesign

Neben der gewünschten globalen Änderung des Krümmungsradius der Linse entlang der Aktuierungsachse kommt es bei Dehnung der Elastomerlinse auch zu unerwünschten lokalen Aberrationen. Diese werden durch die Querkontraktion des Elastomers in unmittelbarer Nähe der Siliziumanker hervorgerufen. Der optisch nutzbare Bereich der Linse, die freie Apertur, wird daher wie im natürlichen Vorbild durch eine Aperturblende definiert; die äußeren Bereiche der Elastomerlinse mit den eingebetteten Siliziumankern werden als Bestandteil des Aktorsystems aufgefasst. Abbildung 5.2a zeigt die Definition der freien Apertur einer Elastomerlinse.

Der Durchmesser der Irisblende des menschlichen Auges variiert zwischen 2 mm und 8 mm, wobei für ophthalmologische Untersuchungen häufig Pupillendurchmesser von 3 mm bis 6 mm verwendet werden [21, 188, 208, 209]. Für die experimentelle Bestimmung der Wellenfrontfehler von Elastomerlinsen werden daher freie Aperturdurchmesser von 4 mm und 6 mm zum Ausblenden der Aberrationen in Anker Nähe verwendet.

Kraftabschätzung und Aktorauswahl

In Abschnitt 2.3.3 wurden die E-Moduln der Siloxanelastomere experimentell in einem uniaxialen Zug-Versuch bestimmt. Durch die Aktorgeometrie verändern sich jedoch die Randbedingungen bei der Dehnung der Linsen und die Moduln müssen entsprechend korrigiert werden. Die eingebetteten Anker, die sich quer zur Zugrichtung befinden, verhindern einer Querkontraktion des Elastomers in der xy -Ebene der Linse wodurch sich die notwendige Kraft für die Aktuierung einer Achse erhöht. Es können zwei grundlegende Fälle unterschieden werden: a) der planare Spannungszustand, d. h. die uniaxiale Dehnung entlang einer Achse *ohne* Querkontraktion in der xy -Ebene und b) die pseudo-biaxiale Dehnung der Linse gleichzeitige durch Aktuierung aller Achsen. Für diese Grenzfälle können die gemessenen E-Moduln bei einer Poissonzahl von $\mu = 1/2$ angepasst werden. Aus dem Stabexperiment ($0,273 \text{ N mm}^{-2}$) ergeben sich somit Moduln von $E_{\text{planar}} = 4/3 E_{\text{Zug}} = 0,364 \text{ N mm}^{-2}$ für den planaren Spannungszustand sowie $E_{\text{biax}} = 2 E_{\text{Zug}} = 0,546 \text{ N mm}^{-2}$ für die pseudo-biaxiale Dehnung.

Mit diesen Werten lässt sich die benötigte Kraft zur Dehnung der Linse um $\varepsilon = 10\%$ abschätzen. Für Anker mit Hammerkopfgeometrie (Querschnittsfläche $A = 0,4 \text{ mm} \times 1,8 \text{ mm}$) und für eine Linse mit einer durchschnittlichen Mittendicke von 3 mm ergibt sich bei planarer (uniaxialer) Dehnung eine Kraft von ca. 200 mN. Diese Kraft erhöht sich im Fall der pseudo-biaxialen Dehnung auf etwa 300 mN.

Zur Dehnung der Elastomerlinse werden Mikromotoren der Firma Faulhaber verwendet (Typ: 0620C:06/1K 4096:1, Fritz Faulhaber GmbH & Co KG, Schönaich, Deutschland; Controller MCBL 3003 S vom selben Hersteller). Die Motoren sind zur Kraftübertragung über chirurgische Fäden aus Polyethylen (Ethicon Deutschland, Norderstedt, Deutschland) mit den eingebetteten Ankern verbunden. Die chirurgischen Fäden ($\varnothing = 150 \mu\text{m}$) entsprechen den Zonularfasern im menschlichen Auge und weisen ein E-Modul von $1,7 \cdot 10^3 \text{ N mm}^{-2}$ auf. Die Beiträge der Fäden auf die Dehnung der Linse kann daher vernachlässigt werden. Die Motoren und das Getriebe haben ein zulässiges Drehmoment von 25 mNm und widerstehen einer Querbelastung von 5 N an der Getriebewelle. Das Aktorsystem verfügt daher insgesamt über genug Spielraum für die Aktuierung steiferer Linsen, beispielsweise durch andere Polymermischungen oder Linsengeometrien.

5.1.4 Symmetrie der vektoriellen Aktuierung

Die vektorielle Aktuierung erlaubt die gezielte Beeinflussung bestimmter Wellenfrontaberrationen. Dazu muss die Symmetrie der Aktuierung kongruent zur Symmetrie der Wellenfrontaberration sein; nicht symmetrie-kongruente Aberrationen können nicht direkt manipuliert werden.

Anhand von Abbildung 5.3 soll erläutert werden wie die Symmetrie der Aberration darüber entscheidet, ob sich ein Wellenfrontfehler aktiv durchstimmen lässt (wie beispielsweise Astigmatismus), sich passiv verändert (z. B. sphärische Aberration) oder invariant gegenüber der Dehnung ist (z. B. Koma). Diese Symmetriezusammenhänge lassen sich am anschaulichsten mit der Punktgruppenbeschreibung nach Schönflies nachvollziehen; zur Gruppentheorie sei auf die Literatur verwiesen [210, 211]. Eine ideale, vollständig rotationssymmetrische Linse kann nach Schönflies der Punktgruppe ($C_{\infty h}$) zugeordnet werden. Der Index h beschreibt eine horizontale Spiegelebene quer zur Rotationsachse der Linse und repräsentiert den speziellen Fall einer äquikonvexen bzw. -konkaven Linse. Im folgenden werden daher nur die allgemeineren Punktgruppen mit einer vertikalen Spiegelebene v benutzt, die alle rotationssymmetrischen Linsen einschließen.

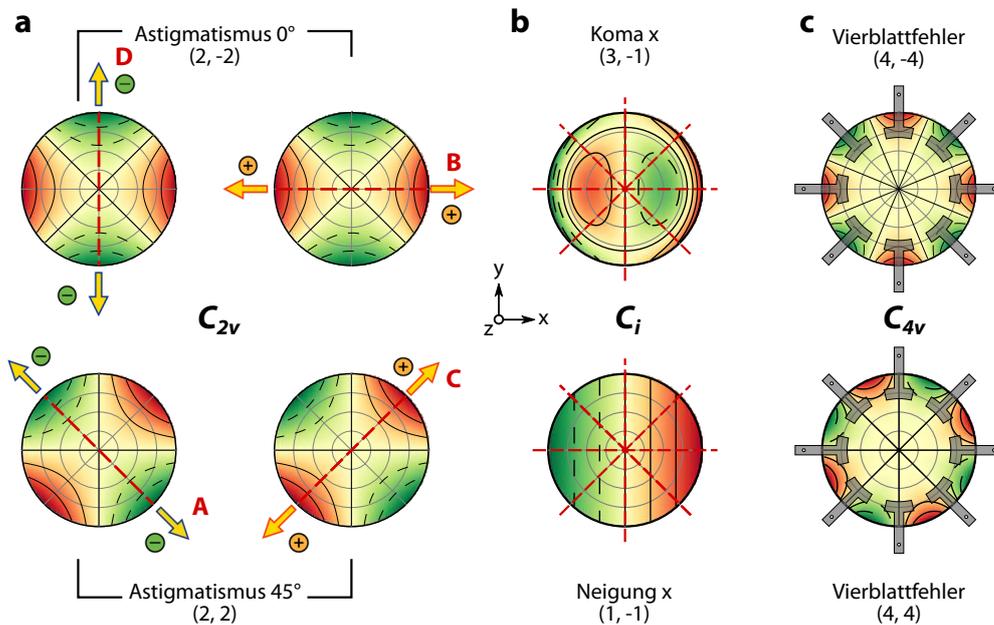


Abb. 5.3: Symmetrie wichtiger Wellenfrontaberrationen im Vergleich zur Aktorsymmetrie (vgl. auch Abb. 5.2). *a*) Mit acht Aktoren lassen sich die Aberrationen Astigmatismus 0° und Astigmatismus 45° direkt beeinflussen, d. h. sowohl die Amplitude als auch die Richtung des Astigmatismus ist durch vektorielle Aktuierung durchstimmbare. Die beiden rechten Spalten zeigen Aberrationen, die entweder nicht (*b*) oder nur indirekt (*c*) beeinflussbar sind. Die Zahlen (n, m) identifizieren das Zernike-Polynom Z_n^m .

Mit vektorieller Aktuierung aktiv durchstimmbare Aberrationen

Abbildung 5.3 zeigt einige Aberrationen und ihre korrespondierenden Punktgruppen sowie die Lage der Aktuierungsachsen. Zwei diametral gegenüberliegende Aktoren bilden zusammen eine Aktuierungsachse. Eine einzelne Achse besitzt die Punktgruppe C_{2v} , und die symmetrie-äquivalenten Wellenfrontaberrationen werden durch die Zernike-Polynome Z_2^2 und Z_2^{-2} beschrieben (vgl. Abb. 5.3a). Durch Aktuierung einzelner Achsen kann der Astigmatismus daher gezielt beeinflusst werden.

Das Zusammenspiel von Aktuierungsachsen und Symmetrie der Zernike-Polynome sei am Beispiel des Astigmatismus erläutert:

- Die Dehnung entlang der Achse *A* verringert den Koeffizienten für das Zernike-Polynom Z_2^2 (Astigmatismus 45°).
- Die Dehnung entlang der zur Achse *A* orthogonalen Achse *C* vergrößert den Koeffizienten für das Zernike-Polynom Z_2^2 .

- Werden die orthogonalen Achsen A und C gleichermaßen aktuiert, heben sich die Effekte auf und der Koeffizient des Zernike-Polynoms Z_2^2 bleibt konstant.
- Die Achsen A und C liegen auf den Knotenlinien des Polynoms Z_2^{-2} (Astigmatismus 0°). Eine Aktuierung entlang einer oder beider Achsen beeinflusst das Zernike-Polynom Z_2^{-2} nicht.

Invariante Aberrationen und passiv durchstimbare Aberrationen

Abbildung 5.3b zeigt den Fall von Zernike-Polynomen mit einem Inversionszentrum (Punktgruppe C_i) am Beispiel von Koma und Verkippung. Zernike-Polynome mit einem Inversionszentrum haben auch immer eine Knotenlinie, welche die Pupille in zwei gleiche Hälften trennt (vertikal in Abb. 5.3b). Bei einer gleichförmigen Aktuierung entlang einer oder mehrerer Achsen negiert das Inversionszentrum die Effekte in beiden Hälften und die Aberration bleibt während der Aktuierung konstant.

Der letzte in Abbildung 5.3 gezeigte Spezialfall ist die gemeinsame Aktuierung aller Achsen $A - D$. Die Punktgruppe dieses Aktuierungsmodus ist C_{4v} und das symmetrieäquivalente Zernike-Polynom ist der Vierblattfehler $Z_4^{\pm 4}$. Analog zu den Zernike-Polynomen des Astigmatismus tritt der Vierblattfehler in zwei Orientierungen auf, wobei nur eine (Z_4^{-4}) kongruent zur Aktorsymmetrie ist. In der anderen Orientierung des Vierblattfehlers Z_4^4 fallen die Aktuierungsachsen auf die Knotenlinien des Polynoms Z_4^4 ; daher wird dieses Polynom durch die Aktuierung nicht beeinflusst und sein Koeffizient bleibt konstant.

Abbildung 5.4 zeigt den experimentellen Nachweis dieser Symmetrieüberlegungen an einer Plankonvex- (PCX) und einer Meniskus-Linse (MEN) mit jeweils 6 mm Aperturdurchmesser. Aufgrund ihrer geringen Dicke und des großen Aperturdurchmessers reagieren diese Linsentypen am empfindlichsten auf Wellenfrontaberrationen, die durch die vektorielle Aktuierung entstehen. Wie erwartet werden die Wellenfrontaberration Koma x , die über ein Inversionszentrum verfügt, und der Vierblattfehler 2, der kongruent zur Symmetrie der Aktuierungsachsen ist, bei der Dehnung der Elastomerlinsen nur minimal beeinflusst. Für die nicht-symmetrieäquivalenten und kongruenten Aberrationen spielt auch die Kombination der Aktuierungsmodi ($A - D$, $A \& B$, $B \& D$ und $A \& B \& C \& D$) keine Rolle. Für die Koma hebt das Inversionszentrum alle Effekte auf, beim Vierblattfehler 2 fallen alle möglichen Aktuierungsachsen mit Knotenlinien des Zernike-Polynoms zusammen; ihr Beitrag ist daher null. Später werden in diesem Kapitel Wellenfrontaberrationen gezeigt, deren Beiträge additiv von den Aktuierungsmodi abhängen.

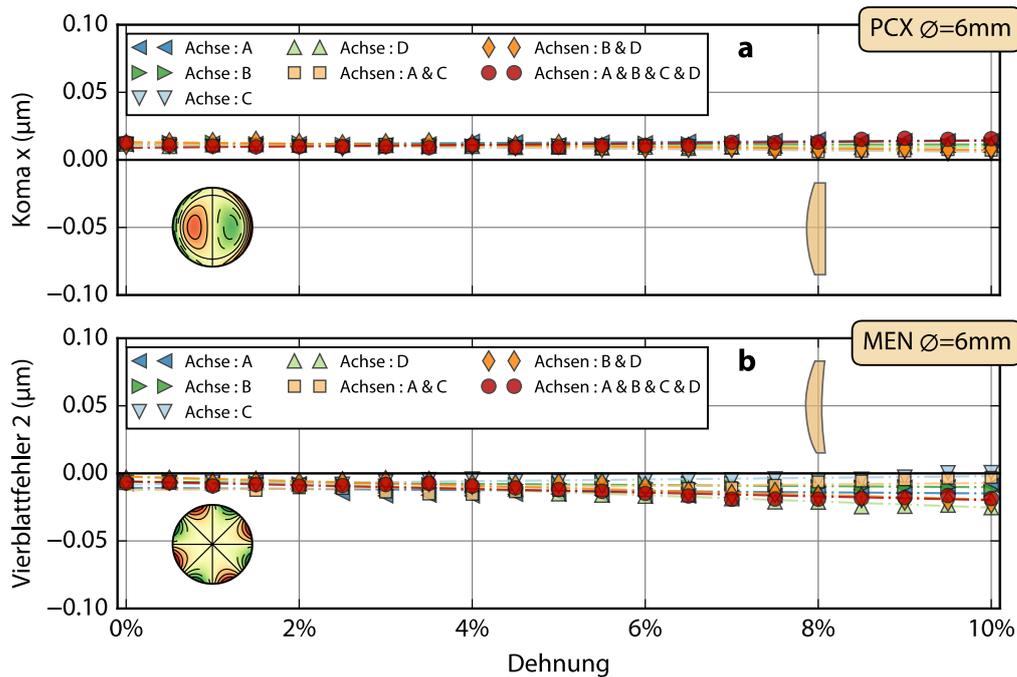


Abb. 5.4: Konstante Beiträge von Aberrationen, die nicht symmetrie-äquivalent zur Symmetrie der vektoriellen Aktuierung sind. *a*) Koma x mit Inversionszentrum (C_i). *b*) Vierblattfehler 2 mit Punktgruppe C_{4v} aber mit Knotenlinien, die kongruent zu den Aktuierungsachsen sind. Für eine Dehnung der Linsen um 10% beträgt die Abweichung der Wellenfrontaberrationen für Koma x $0,007\ \mu\text{m}$ ($\approx \lambda/90$) und für den Vierblattfehler 2 $0,02\ \mu\text{m}$ ($\approx \lambda/30$). Die Messunsicherheit des Wellenfrontsensors beträgt $\approx \lambda/100$ vgl. Abschnitt 4.3.3 und Ref. [196].

Limitierungen durch das Messsystem

Am Ende dieses Abschnitts sei noch auf die Limitierung des Messsystems zur Wellenfrontmessung eingegangen. Die maximale Ordnung der Zernike-Polynome, mit welcher die Wellenfrontaberration beschrieben werden kann, ist durch den SHS begrenzt [196]. Aufgrund der acht eingebetteten Anker kann der Linse die Punktgruppe C_{8v} zugewiesen werden, die zusammen mit dem symmetrie-kongruenten Zernike-Polynome Z_8^8 in Abbildung 5.2c dargestellt ist. Dieser sogenannte Achtblattfehler ist eine intrinsische Aberration des Aktorsystems und kann nicht durch vektorielle Aktuierung eliminiert werden. Darüber hinaus überschreitet diese Aberration die maximale Ordnung der vom SHS erfassbaren Zernike-Polynome und ist daher vom Messsystem nicht quantifizierbar.

5.2 Optische Charakterisierung durchstimbbarer Linsen

Nachdem in den vorangegangenen Abschnitten die Aktuierungsmechanismen der Elastomerlinsen und die Symmetrie-Beziehung zwischen Wellenfrontfehlern und vektorieller Aktuierung erläutert worden sind, wird in diesem Abschnitt auf die experimentelle Charakterisierung der Elastomerlinsen mit den in Kapitel 4 beschriebenen Methoden eingegangen. Ein besonderes Augenmerk liegt dabei auf dem experimentellen Nachweis der zuvor diskutierten Symmetrie-Beziehungen.

5.2.1 Durchstimmbarkeit der Brennweite von Elastomerlinsen

Zunächst wird die Durchstimmbarkeit der Brennweite durch die Dehnung der Elastomerlinsen untersucht. Die Brennweitenänderung der Linsen resultiert aus der Variation des Krümmungsradius. Darüber hinausgehende Aberrationen, z. B. Formabweichungen, bleiben dabei vorerst unberücksichtigt und werden später diskutiert.

In dieser Arbeit wurden drei Linsentypen aus Elastomeren realisiert und ihr Durchstimmverhalten untersucht: äquikonvexe (ECX) und plankonvexe (PCX) Linsen sowie positive Meniskuslinsen (MEN). Zur Brennweitenbestimmung wurde zunächst die Lage des Linsenscheitels mit Hilfe des Twyman-Green-Interferometers bestimmt und anschließend die Veränderung der konfokalen Position in Abhängigkeit der Dehnung ε der Linse aufgezeichnet. Für die pseudo-biaxiale Dehnung (gleichzeitige Dehnung entlang aller Achsen) ist die sich ergebende Änderung der vorderen Schnittweite Δf für die verschiedenen Linsengeometrien in der oberen Hälfte von Abbildung 5.5 aufgetragen. Aufgrund der geringen Dicke der Linsen ist die Schnittweitenänderung nahezu identisch mit der Brennweitenänderung.

Der Durchstimbereich der Brennweite mit Ausnahme der Meniskuslinse verläuft linear und die Brennweitenänderung fällt bei der plankonvexen Linse doppelt so groß aus wie für eine äquikonvexe Linse mit gleichem Krümmungsradius (vgl. Tabelle 5.1). Abbildung 5.5a zeigt am Beispiel der Plankonvexlinse auch, dass der Durchstimbereich Δf vom Aperturdurchmesser (4 mm und 6 mm) unabhängig ist. Diese experimentellen Befunde entsprechen dem durch die paraxiale Näherung erwarteten Verhalten: die Brennweite ist nur eine Funktion des Krümmungsradius und daher für kleine Formabweichungen unabhängig von der Öffnung der Linse.

Als einzige der untersuchten Linsen verringert die Meniskuslinse bei Dehnung zunächst ihre Brennweite. Dieser überraschende Trend resultiert aus der besonderen Form und der geringen Dicke der Meniskuslinse. Ihr hinterer Scheitel liegt auf Höhe

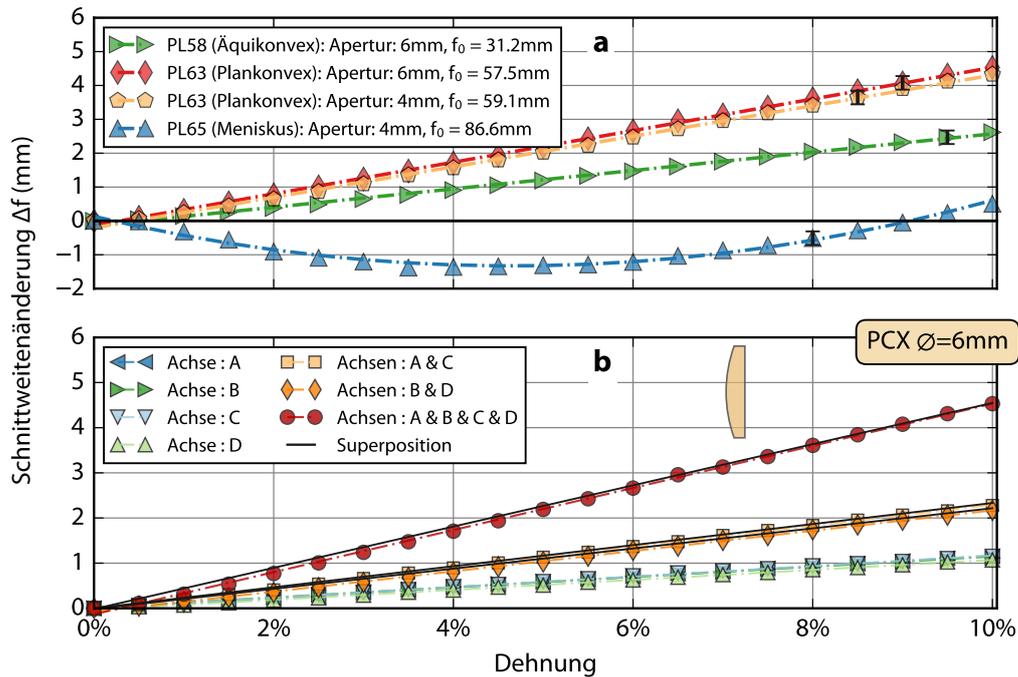


Abb. 5.5: a) Änderung der vorderen Schnittweite Δf als Funktion der Dehnung ϵ für verschiedene Linsengeometrien. Die Unsicherheit einer Messung ist repräsentativ an einzelnen Messpunkten eingetragen, die unterbrochenen Linien repräsentieren die Modelle (linear bzw. quadratisch); b) Einzelbeiträge der Schnittweitenänderung bei verschiedenen Aktuierungsmodi am Beispiel der Plankonvexlinse mit 6 mm Aperturdurchmesser.

der eingebetteten Siliziumanker und aufgrund ihres Profils verschiebt sich der Scheitel der Meniskuslinse im Vergleich zu den Äqui- und Plankonvexlinsen bei Dehnung verhältnismäßig stark. Der in Abbildung 5.5a gezeigte Kurvenverlauf repräsentiert die Brennweitenänderung des Gesamtsystems und ist vergleichbar mit dem Verschieben der Linse entlang der optischen Achse. Bei kleinen Dehnungen dominiert die Verschiebung des Scheitels und die Brennweite des Systems verkürzt sich. Bei größeren Dehnungen überwiegt die Abnahme des Krümmungsradius und die Brennweite vergrößert sich. Aus der Kombination der beiden Effekte ergibt sich insgesamt eine parabolische Charakteristik.

Das Verhalten der Elastomerlinsen bei Aktuierung entlang verschiedener Achsen oder Achsenkombinationen (Aktuierungsmodi) ist am Beispiel der Plankonvexlinse mit 6 mm Aperturöffnung in Abbildung 5.5b gezeigt. Die Aktuierung entlang jeder der vier Aktuierungsachsen wirkt sich gleichermaßen auf die Brennweitenänderung aus. Darüber hinaus trägt die Kombination von mehreren Achsen additiv zur Ge-

sambrennweitenänderung bei – auch bei gleichzeitiger Aktuierung aller Achsen. Die unterbrochenen Linien in Abbildung 5.5b zeigen den linearen Trend der Messwerte bei simultaner Aktuierung der Achsen (z. B. A & C) während die schwarzen Linien (Superposition) die additiven Beiträge der Einzelachsen (z. B. $A + C$) kennzeichnen. Man erkennt, dass die Summe der Einzelachsen identisch ist mit dem Messwert für die gleichzeitige Aktuierung mehrerer Achsen. So beträgt die Brennweitenänderung durch die Dehnung entlang jeder einzelnen Achse A , B , C oder D $\Delta f \approx 1,1$ mm, während durch die pseudo-biaxiale Dehnung bei Aktuierung aller Achsen eine Brennweitenänderung von 4,5 mm resultiert.

Diese Eigenschaft der Elastomerlinsen lässt sich unter Betrachtung der Symmetrie verstehen: Die Brennweitenänderung der Linsen kann auch über das Zernike-Polynom Z_2^0 (Defokus) als Wellenfrontaberration beschrieben werden. Die Symmetrie dieses Polynoms gehört zur Punktgruppe $C_{\infty v}$, d. h. es ist vollständig rotations-symmetrisch und jede der vier Aktuierungsachsen wirkt sich gleichermaßen auf den Koeffizienten des Polynoms Z_2^0 bzw. die Brennweitenänderung aus.

Tab. 5.1: Übersicht über Linsengeometrien sowie theoretische und gemessene Brennweiten bei 633 nm (TGI). Die Randdicke aller Linsen beträgt 2 mm. Der Durchstimbereich ist für die pseudo-biaxiale Dehnung bis $\varepsilon = 10\%$ entlang aller Achsen angegeben.

Bez.	Typ	Krümmungsradius		Mittendicke t_{c0} (mm)	Anfangsbrennweite		Durchstimbereich		
		R_1^a (mm)	R_2^a (mm)		berechn. (mm)	gemes. ^b (mm)	Δf (mm)	$\Delta f/\varepsilon$ (mm % ⁻¹)	R^2
PL58	ECX	24,81	-24,81	3,47	30,85	31,17 ± 0,03	2,6	0,27	0,997
PL63 ^c	PCX	24,81	∞	2,74	60,98	59,05 ± 0,06	4,6	0,46	0,999
PL63 ^d	PCX	24,81	∞	2,74	60,98	57,46 ± 0,04	4,5	0,45	0,998
PL65	MEN	15,50	24,81	2,47	95,59	85,2 ± 0,2	1,9	— ^e	0,981

^a Krümmungsradius ^b Die Messunsicherheit ergibt sich aus sieben Einzelmessungen, Abweichungen der gleichen Linsengeometrie resultieren sich aus unterschiedlichen Vorspannungen.

^c 4 mm Aperturdurchmesser ^d 6 mm Aperturdurchmesser

^e keine lineare Charakteristik; das Bestimmtheitsmaß R^2 gilt für quadratisches Modell.

Funktionsdemonstration in der Bildebene

Abbildung 5.6 demonstriert die Brennweitendurchstimmung von Elastomerlinsen in der Bildebene anhand einer Schachszene. Der Bildeindruck der Szene ist für drei verschiedene Dehnungszustände $\varepsilon = 0\%$, 5% und 10% einer Elastomerlinse (PCX, $f_0 = 61$ mm) mit 6 mm Aperturdurchmesser in Abbildung 5.6a gezeigt. Die Kameraposition ist dabei fix. Zur Hervorhebung der verschiedenen Schärfeebenen ist in Abbildung 5.6b dieselbe Szene mit einem Kantendetektionsfilter (hier: Sobel)

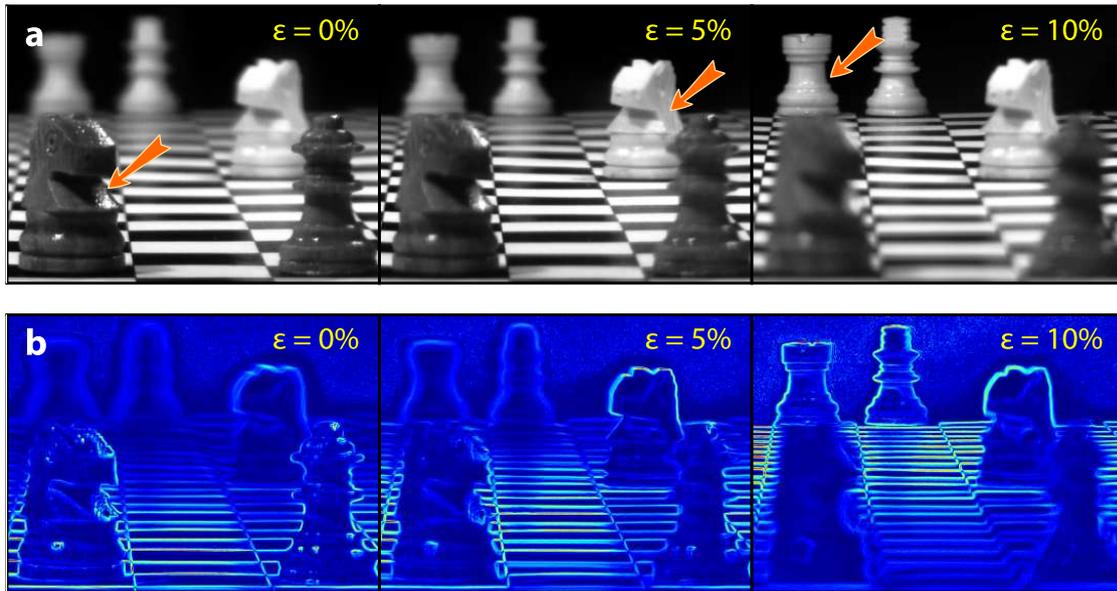


Abb. 5.6: Demonstration der Brennweitendurchstimmung von Elastomerlinsen in der Bildebene. *a)* Schachszene für drei verschiedene Dehnungszustände bei pseudo-biaxialer Dehnung einer Elastomerlinse (PCX, $D = 6$ mm); *b)* Hervorhebung der Lage der Schärfeebene durch einen Kantenfilter (Sobel, ohne globale Normierung).

dargestellt. Anhand dieser Kantenbilder erkennt der in Kapitel 4 beschriebene Algorithmus zur automatischen Bildanalyse den Ort der maximalen Bildschärfe und bestimmt so die Brennweite der durchstimmbaren Linse.

5.2.2 Gezielte Durchstimbarkeit von Linsenaberrationen¹

In Abschnitt 5.2.1 wurde diskutiert, wie sich aufgrund der Rotationssymmetrie $C_{\infty v}$ des Zernike-Polynoms Z_2^0 die Gesamtbrennweitenänderung additiv aus der Aktuierung der Einzelachsen zusammensetzt. Für Aberrationen mit niedriger Symmetrie haben die Zernike-Polynome auch negative Beiträge, so dass sich die Aktuierung entlang komplementärer Achsen aufheben. Die experimentelle Bestätigung für die beiden Komponenten Z_2^{-2} und Z_2^{+2} des Astigmatismus ist in Abbildung 5.7 gezeigt.

Die Aktuierungsachsen B und D sind kongruent zum Zernike-Polynom Z_2^{-2} (vgl. Abb. 5.3a). Anders als für die Brennweitendurchstimmung liefern die beiden Achsen jedoch Beiträge mit entgegengesetzten Vorzeichen. Abbildung 5.7a zeigt am Experiment wie eine Dehnung entlang Achse B den Koeffizienten des Zernike-Polynoms

¹Teile dieses Unterkapitels wurden in Liebraut *et al.* veröffentlicht [80].

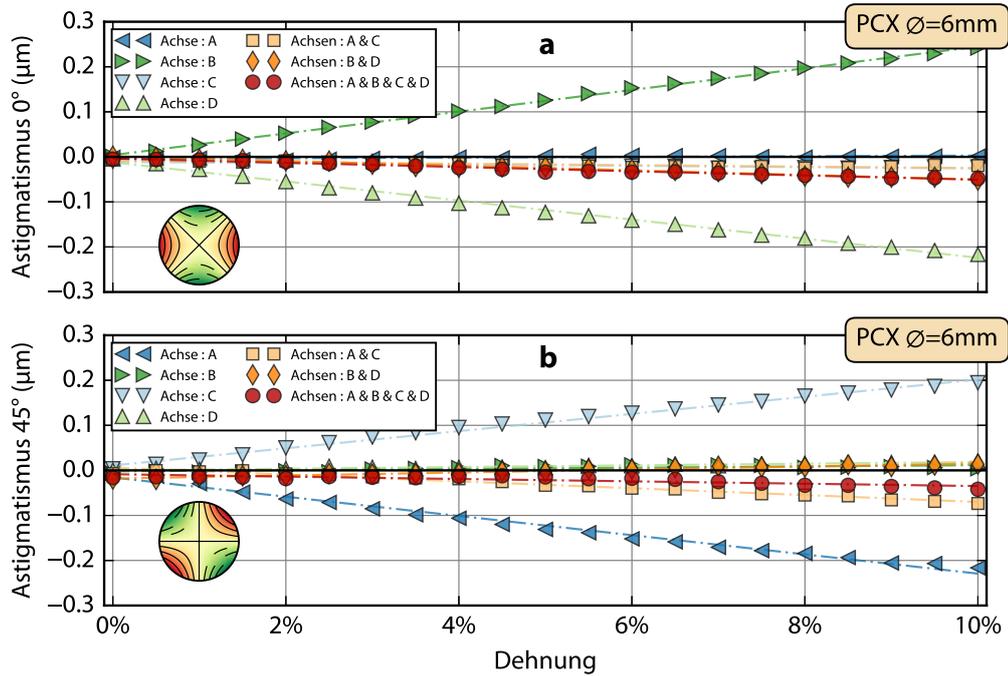


Abb. 5.7: Beeinflussung der Wellenfrontaberrationen Astigmatismus 0° (a) und Astigmatismus 45° (b) durch vektorielle Aktuierung am Beispiel der Plankonvexlinse PL63. Durch Dehnung an verschiedenen Achsen kann die Amplitude der Zernike-Entwicklungskoeffizienten c_2^{-2} und c_2^{+2} separat beeinflusst werden. Bei gleichzeitiger Aktuierung heben sich die Effekte für den Astigmatismus auf.

Z_2^{-2} vergrößert. Die Dehnung entlang Achse D verringert den Koeffizienten des Polynoms um etwa denselben Betrag. Leichte Abweichungen von dem idealen Verhalten resultieren aus der nicht perfekten Kalibrierung der Motoren beim Beginn des Experiments.

Wie bei der Brennweitenänderung setzen sich auch die Komponenten der Wellenfrontaberrationen bei gleichzeitiger Aktuierung entlang der Achsen B und D additiv zusammen und heben sich aufgrund der unterschiedlichen Vorzeichen der Polynome auf. Bei Dehnung entlang beider Achsen ändert sich der Koeffizient c_2^{-2} daher praktisch nicht (vgl. orangefarbene Diamanten in Abb. 5.7a). Weil die Aktuierungsachsen A und C mit den Knotenlinien des Zernike-Polynoms Z_2^{-2} zusammenfallen, beobachtet man nur minimale Veränderungen der Aberration bei der Aktuierung entlang dieser Achsen. Dies gilt sowohl bei individueller ($A|C$) als auch bei gemeinsamer ($A \& C$) Aktuierung der Achsen.

Der analoge Fall für das Zernike-Polynom Z_2^{+2} ist in Abbildung 5.7b gezeigt.

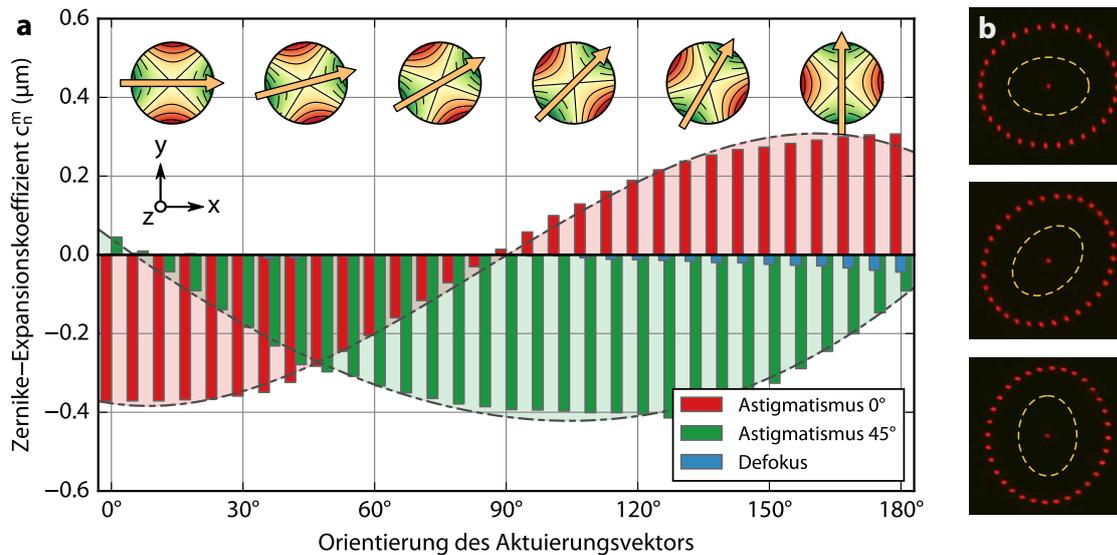


Abb. 5.8: Demonstration der gezielten Durchstimmung von Astigmatismus durch vektorielle Aktuierung. Die Gesamtamplitude der Wellenfrontaberration bleibt in etwa konstant, während die Orientierung frei wählbar ist. Die Einsatzgraphiken zeigen die Orientierung des Astigmatismus in der Pupillenebene für 0° , 35° , 70° , 110° , 145° und 180° . b) zeigt exemplarisch die Strahlformung durch eine Linse mit durchstimmbarem Astigmatismus. Das Punktmuster entsteht durch die Abbildung einer runden Lochblende mit einem kollimierten Laserstrahl. Die gelbe unterbrochene Linie dient der visuellen Hervorhebung der Orientierung.

Orientierungsdurchstimmbarer Astigmatismus

Das herausragende Merkmal der Elastomerlinsen ist die vektorielle Aktuierung und die gezielte Beeinflussung von Aberrationen. Damit hebt sich die technische Implementierung des Einaperturauges von ihrem natürlichen Vorbild ab, indem beispielsweise die Korrektur des Astigmatismus – nach der Ametropie der häufigste Sehfehler des menschlichen Auges – möglich wird [50, 212].

Abbildung 5.8 zeigt anschaulich, wie sich die Orientierung des Astigmatismus durch vektorielle Aktuierung der Elastomerlinse in eine beliebige Richtung drehen lässt. In Abbildung 5.8a sind dazu die Koeffizienten c_2^{-2} und c_2^{+2} sowie der Beitrag des Defokus-Terms c_2^0 abgebildet. Die Zernike-Polynome Z_2^{-2} und Z_2^{+2} sind die Einzelbeiträge zum Gesamtastigmatismus der Linse; das Polynom Z_2^0 repräsentiert die Veränderung der Brennweite während der Aktuierung.

Die Durchstimmung geht von einem aufgeprägten astigmatischen Wellenfront-

fehler von $c_2^{-2} \approx -0,4 \mu\text{m}$ in x -Richtung aus. Während der Rotation des Aktuierungsvektors um 180° folgen beide Koeffizienten einem sinusförmigen Verlauf und die Komponenten c_2^{-2} sowie c_2^{+2} bestimmen gemeinsam Richtung und Amplitude der Gesamwellenfrontaberration. Die Änderung des Richtungsvektors des Astigmatismus ist in den Diagrammen in der oberen Bildhälfte gezeigt, ebenso wie die Gesamwellenfrontaberration der Linse für die primären Aberrationen.

Die Summe der Amplituden beider Komponenten c_2^{-2} und c_2^{+2} bleibt dabei annähernd konstant, ebenso verändert sich auch die Brennweite der Elastomerlinse beim Durchstimmen des Astigmatismus nicht. Es kann lediglich eine leichte Zunahme des Defokus-Terms ($\approx \lambda/10$) beobachtet werden, was auf eine leichte Asymmetrie bei der Kalibrierung der Aktoren zurückzuführen ist.

Abbildung 5.8b zeigt wie die Durchstimmbarekeit des Astigmatismus in Elastomerlinsen zur Strahlformung eingesetzt werden kann. Die roten Punkte zeigen die Durchstoßpunkte einer kreisförmigen Punktblende in einem kollimierten Laserstrahl nach der Strahlformung mit der Elastomerlinse. Die gelben unterbrochenen Linien dienen der visuellen Hervorhebung. Man erkennt, dass sich der Strahl von einem oblaten zu einem prolaten elliptischen Profil durchstimmen lässt.

Einordnung der durchstimbaren Elastomerlinsen in den Stand der Technik

Deformierbare Planspiegel werden seit langem in der Astronomie eingesetzt, um durch gezielte Beeinflussung von Wellenfrontaberrationen das Seeing zu verbessern [139, 213]. Auch in der Ophthalmologie finden adaptive Spiegel Anwendung, um die Aberrationen des Auges zu korrigieren [145, 214]. Die deformierbaren Spiegel werden elektrisch oder magnetisch aktuiert und besitzen oft eine hexagonale Anordnung der Aktoren [215–218]. Zur Korrektur atmosphärischer Störungen werden auch spezielle an die Karhunen-Loève-Polynome angepasste Aktor-Geometrien angewendet [141]. Eine noch größere Freiheit bei der Wahl der Geometrie erlauben flüssigkristalline Reflektoren (LCOS) [219, 220].

Bei adaptiven Linsen steht die Brennweitenänderung im Vordergrund. Adaptive Linsen werden als Flüssiglinsen [7, 15, 16, 221], flüssigkristalline Linsen [11, 220, 222], Membranlinsen [5, 6, 54, 223] oder Elastomervollkörperlinsen realisiert [24, 26, 27, 29, 33]. Alle diese Linsen zeigen herstellungs- oder aktuierungsbedingt Wellenfrontaberrationen, die ggf. nachträglich mit Hilfe eines durchstimbaren Spiegels korrigiert werden können [171].

Ansätze zur Korrektur der sphärischen Aberration und chromatischen Längsaberration wurden für Membranlinsen vorgestellt [35, 36, 38, 54, 111]. Auch das gezielte

Durchstimmen des Astigmatismus ist mit Membranlinsen möglich, erfordert jedoch die Stapelung mehrerer Linsen zur gemeinsamen Kontrolle von Astigmatismus und Brennweite [31]. Der in dieser Arbeit vorgestellte Ansatz der vektoriellen Aktuierung von Elastomerlinsen kommt dagegen mit nur einem Linsenelement aus [32]. Andere PDMS-Linsen mit veränderbarem Astigmatismus gehen von einer elliptischen Grundstruktur aus, sind dadurch jedoch in Grad und Orientierung des Astigmatismus festgelegt und die Änderung der Brennweite erfolgt passiv [33].

Die hier vorgestellten Elastomerlinsen mit vektorieller Aktuierung können somit als refraktives Analogon der durchstimmbaren Spiegel betrachtet werden. Im Gegensatz zu den anderen vorgestellten Konzepten adaptiver Linsen gehen die abgeformten Elastomerlinsen von optisch wohldefinierten Oberflächen aus. Die vektorielle Aktuierung erlaubt darüber hinaus die Einstellung von Ausmaß und Orientierung des Astigmatismus sowie die gezielte Beeinflussung von bestimmten symmetrie-äquivalenten Aberrationen. Diese Eigenschaft kann ausgenutzt werden, um intrinsische, herstellungsbedingte Fehler der Elastomerlinsen zu eliminieren und ihre optische Güte an das theoretische Limit heranzuführen.

Korrektion intrinsischer Wellenfrontaberrationen

Die durchstimmbaren Elastomerlinsen werden durch Abformen in einem Reaktionsgießverfahren hergestellt (vgl. Kapitel 3). Bei diesem Herstellungsverfahren können vier Effekte Aberrationen in den Elastomerlinsen erzeugen:

- a) Formfehler der PMMA-Urformen während des Heißprägeprozesses,
- b) Verkipfung der beiden PMMA-Urformen in der Hülse
- c) Schwindung des Polymers,
- d) Asymmetrien durch die eingebetteten Siliziumanker

Dieser Abschnitt zeigt, wie mittels vektorieller Aktuierung diese intrinsischen Fehler ganz oder teilweise korrigiert werden können.

Die Korrektur herstellungsbedingter, intrinsischer Aberrationen ist Teil des Kalibrierungsprozesses der Elastomerlinsen und ist in Abbildung 5.9 beispielhaft für die PCX-Linse PL60 gezeigt. Die Abbildung zeigt die schrittweise Änderung der Wellenfrontfehler durch Aktuierung ausgewählter Aktuierungsachsen. Die Balkendiagramme zeigen quantitativ die primären Wellenfrontaberrationen sowie die beiden Komponenten des Vierblattfehlers, welche der Aktorsymmetrie C_{4v} entsprechen. Die

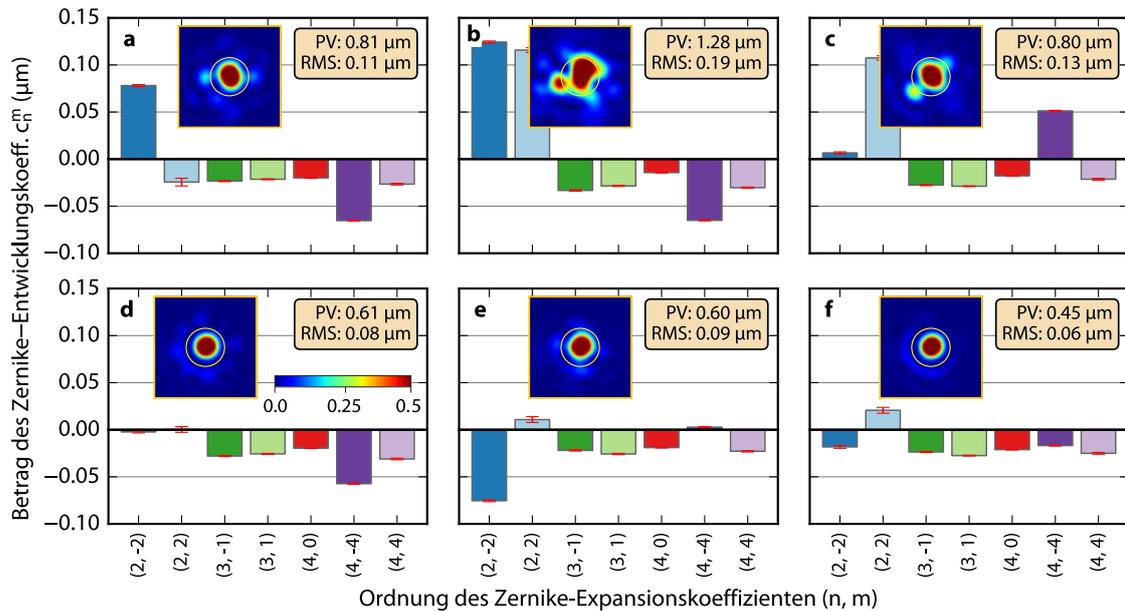


Abb. 5.9: Beträge der Zernike-Entwicklungskoeffizienten der primären Aberrationen plus Vierblattfehler zum Gesamtwellenfrontfehler für Linse PL60 mit $d = 4$ mm Aperturdurchmesser. *a)* zeigt den Zustand vor der Korrektur durch vektorielle Aktuierung bis über die Zwischenschritte *b) – e)* der korrigierte Endzustand *f)* erreicht wird. Die Schaubilder zeigen die PSF, die sich aus dem Gesamtwellenfrontfehler ergibt; der gelbe Kreis markiert das Beugungslimit. Die Farbskala der normierten Intensität der PSF ist zur besseren Hervorhebung der Nebenmaxima auf 0.5 begrenzt.

Schaubilder zeigen die PSF, die aus dem gemessenen Wellenfrontfehler entsteht; der gelbe Kreis markiert dabei das theoretische Beugungslimit ($\rho \approx 1.22\lambda/D$).

Mittels vektorieller Aktuierung kann die RMS-Gesamtwellenfrontaberration in wenigen Schritten von $\lambda/5$ (s. Abb. 5.9a) auf $\lambda/11$ (s. Abb. 5.9f) halbiert werden. Die Auflistung der einzelnen Aktuierungsschritte ist in Tabelle 5.2 zusammengefasst. In Abbildung 5.9f ist erkennbar, dass sich nach der Korrektur die meiste Energie der PSF innerhalb des Beugungslimits befindet und Nebenmaxima nur sehr schwach ausgeprägt sind. Durch vektorielle Aktuierung konnten die Aberrationen der Linsen somit bis nahe an das theoretische Limit herangeführt werden (vgl. Abb. 4.19).

Tab. 5.2: Einzelschritte zur Korrektur der primären Wellenfrontaberrationen von PL60 durch vektorielle Aktuierung. Die korrespondierenden Konturdiagramme der Wellenfrontfehler zeigt Abbildung A.34.

Schritt in Abb. 5.9	AST 0	AST 45	TF1	TF 2	RMS	Aktion
a) → b)	↑	↑	–	–	↑	Relaxierung aller Achsen
b) → c)	↓	–	↑	–	↓	Achse <i>D</i> +8 %
c) → d)	—	↓	↓	–	↓	Achse <i>A</i> +6,5 %
d) → e)	↓	–	↑	–	↑	Achsen <i>B</i> & <i>D</i> +3 %
e) → f)	↑	–	↓	–	↓	Achse <i>D</i> –1,5 %

5.2.3 Achromatisches Linsen-Douplet aus PDMS/PMPS

In Abschnitt 3.5.1 wurde ein flexibler Prozess zum Herstellen mehrkomponentiger Elastomerlinsen beschrieben, der es erlaubt, ein achromatisches verkittetes Douplet aus Polysiloxanen herzustellen. Zur Konstruktion eines Achromaten aus Siloxanen müssen drei Bedingungen erfüllt sein:

- a) beide Polymere müssen chemisch kompatibel sein
- b) eines der Polymere muss eine Abbe-Zahl < 50 und
- c) das andere Polymer muss eine Abbe-Zahl > 50 aufweisen.

Nach der detaillierten Bestimmung von Brechungsindizes und Dispersion der Elastomere (vgl. Abschnitt 2.2.2) konnten zwei Siloxanelastomere gefunden werden, die sich wie ein Kron- bzw. wie ein Flintglas verhalten und darüber hinaus chemisch kompatibel sind. Das kron-artige Siloxan ist RT604 ($n_D = 1.406$, $\nu_d = 54$); das flint-artige Material ist das teilweise phenylierte Siloxan OE-6520 ($n_D = 1.546$, $\nu_d \approx 33$). Aufgrund der organischen Substituenten sind sowohl die Brechungsindizes als auch die Abbe-Zahlen der Siloxane deutlich niedriger als für Gläser. Ein Vergleich: N-BAK4 hat mit $n_D \approx 1.569$ einen ähnlichen Brechungsindex wie das flint-artige PMPS, ist jedoch im Gegensatz zu diesem aufgrund seiner geringeren Dispersion ein Kron-Material. Dies hat zur Folge, dass für Linsen aus Siloxanen stärkere Krümmungen erforderlich sind, um die gleiche Brechkraft wie Glaslinsen zu erreichen.

Tab. 5.3: Simulierte und gemessene chromatische Längsaberration (CLA) für verschiedene Linsentypen mit ihren Design-Parametern. Der simulierte Verlauf des Farblängsfehlers dieser Linsen zeigt das Diagramm in Abbildung A.18.

Bezeichnung	Typ	Material		Brennweite f_d mm	Krümmungsradius [‡]			Mittendicke		CLA	
		Kron	Flint		R_1 mm	R_2 mm	R_3 mm	t_{c1} mm	t_{c2} mm	Design µm	Messw. [‡] µm
PL58	ECX	W604 + SE1740		31	24,81	-24,81	-	2,23	-	-262	-272 ± 10
TLLB1811 ^a	ECX	N-BK7		35	34,9	-34,9	-	6,8	-	-245	-272 ± 10
TLLB1761 ^b	ECX	N-BK7		25,4	24,5	-24,5	-	9,0	-	-177	-172 ± 10
PL64	Doublet	W604	OE6520	45	11,256	-11,116	186,861	5,0	1,0	0	-3 ± 10
TLAC45 ^c	Doublet	N-BAF10N	N-SF6HT	45	31,2	-25,9	-130,6	7,0	2,0	-79	-92 ± 10
Linos35 ^d	Doublet	N-SK2	N-SF10	35	22,792	-17,529	-81,166	3,5	1,5	0	-2 ± 10
Linos50 ^e	Doublet	N-BAF10	N-SF6	50	33,018	-28,184	-177,830	5,8	1,7	-51	-39 ± 10

[‡] Herstellerangabe; [†] Messwert; ^a Thorlabs, Teile-Nummer: LB1811; ^b Thorlabs, Teile-Nummer: LB1761; ^c Thorlabs, Teile-Nummer: AC254-045-A; ^d Qioptiq (Linos) GmbH, Teile-Nummer: G052009000 (gefaßt); ^e Qioptiq (Linos) GmbH, Teile-Nummer: G063141000 (gefaßt)

Um die potentiellen Aberrationen des Doublets durch zu starke Krümmungsradien zu begrenzen, wurde die Gesamtbrennweite des Achromaten auf $f_{ges} = 45$ mm festgelegt. Nach dem Lösen der Abbe'schen Achromasie-Bedingung $0 = \nu_K \cdot f_K + \nu_F \cdot f_F$ kann man die Brennweiten der Einzelkomponenten mit

$$f_K = f_{ges} \left(1 - \frac{\nu_F}{\nu_K} \right) \quad \text{bzw.} \quad f_F = f_{ges} \left(1 - \frac{\nu_K}{\nu_F} \right), \quad (5.1)$$

abschätzen. Die Indizes K, F bezeichnen hierbei die Kron- bzw. Flint-Komponente, ν_i ist die Abbe-Zahl und f_i die Brennweite der Linsenkomponente. Mit Gleichung 5.1 erhält man die Brennweiten $f_K = 17,5$ mm für die Kron-Komponente und $f_F = -28,6$ mm für den dispersiven Flint-Teil des Achromaten.

Da der verkittete Achromat über drei brechende Flächen verfügt, zum Lösen der Achromasiebedingung jedoch nur zwei Freiheitsgrade benötigt werden, wurde mit dem verbliebenen Freiheitsgrad die sphärische Aberration für einen Aperturdurchmesser von 6 mm optimiert. Die Simulationen dazu wurden in Zemax (2009, Zemax LLC, USA) durchgeführt, wobei die chromatische Längsaberration (CLA) für die Wellenlängen 532 nm und 633 nm minimiert wurde. Abbildung 5.10a zeigt ein Foto des so berechneten und hergestellten Achromaten aus PDMS/PMPS im Querschnitt. Die numerischen Werte der zugeordneten Krümmungsradien können Tabelle 5.3 entnommen werden; dort werden auch die Design-Parameter der anderen untersuchten Linsen aufgelistet. Eine Übersicht der simulierten chromatischen Längsaberration findet sich in Abbildung A.18. Zum Vergleich: Obwohl das menschliche Auge ein mehrkomponentiges System ist und bei vergleichbarer Dispersion des Mediums über eine deutlich kürzerer Brennweite verfügt ($f_{Luft} \approx 16,67$ mm) ist der Farblängsfehler vergleichbar mit Glas- oder PDMS-Einzellinsen und beträgt etwa -115 µm [209,224].

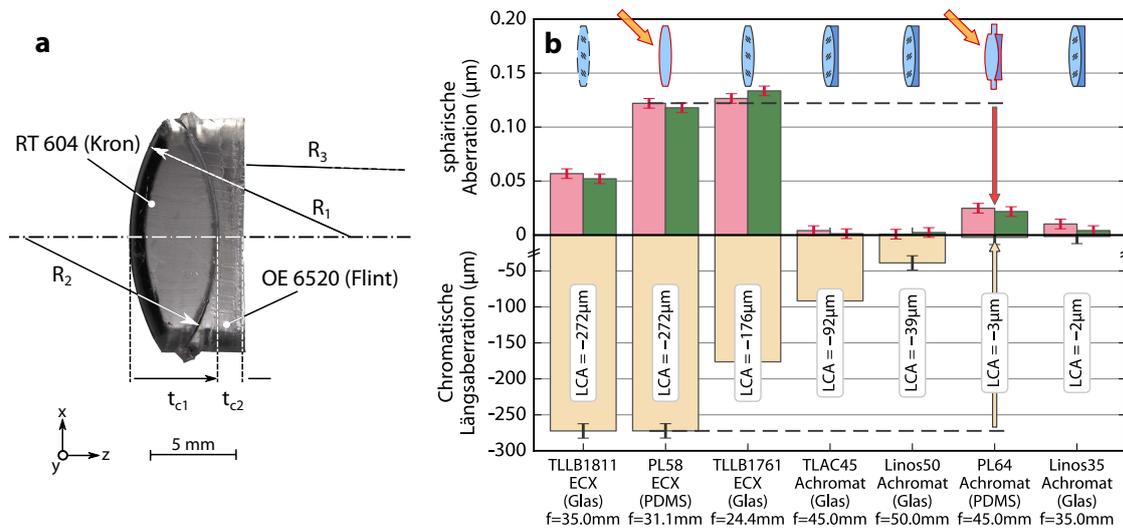


Abb. 5.10: a) Querschnitt des achromatischen Doublets aus Siloxanelastomeren; die Radien finden sich in Tabelle 5.3. b) Vergleich der sphärischen Aberration (oben) bei 543 nm (grün) und bei 633 nm (rot) sowie der chromatischen Längsaberration (unten) verschiedener Bikonvexlinsen und achromatischer Doublets aus Glas und Siloxanen; die Elastomerlinsen sind hervorgehoben. Alle Messungen wurden bei 6 mm Aperturöffnung durchgeführt. Die Unsicherheit der Wellenfrontmessungen (rote Fehlerbalken) zeigt die Unsicherheit der Sensor-Rekalibrierung und beträgt ca. $\lambda/90$; die Unsicherheit der CLA-Messungen (schwarze Fehlerbalken) beträgt etwa 10 μm .

Messung der chromatischen Längsaberration (CLA)

Abbildung 5.10b zeigt die Ergebnisse der Wellenfront- und CLA-Messungen für die in Tabelle 5.3 aufgelisteten Linsen; für Details zum Messverfahren sei auf Abschnitt 4.3.4 verwiesen. Die obere Hälfte des Diagramms zeigt neben der sphärischen Aberration bei 543 nm und 633 nm die Geometrie der untersuchten Linsen. Die chromatische Längsaberration bei diesen Wellenlängen ist in der unteren Hälfte des Diagramms aufgetragen. Die Unsicherheit der sphärischen Aberration ist durch die notwendige Rekalibrierung für jede Wellenlänge dominiert und beträgt ca. $\lambda/90$. Innerhalb dieser Grenzen kann daher die gemessene sphärische Aberration für beide Wellenlängen als identisch angesehen werden.

An den ersten drei Äquikonvexlinsen in Abbildung 5.10b lässt sich anschaulich der Zusammenhang zwischen den Krümmungsradien der Linsen, der sphärischen Aberration, der Brennweite und der chromatischen Längsaberration zeigen. Die Linsen TLLB1811 (N-BK7) und PL58 (PDMS) haben beide ähnliche Brennwei-

ten und weisen bei vergleichbarer Dispersion des Materials auch eine vergleichbare chromatische Längsaberration von etwa $270\ \mu\text{m}$ auf. Die sphärische Aberration der Glaslinse ist jedoch deutlich geringer als bei dem PDMS-Analogen, was bei gleicher Öffnung auf die stärkeren Krümmungsradien der Elastomerlinse zurückzuführen ist ($R_{\text{Glas}} = 34,9\ \text{mm}$ gegenüber $R_{\text{PDMS}} = 24,8\ \text{mm}$). Die Linse TLLB1761 hat einen ähnlichen Krümmungsradius wie die Elastomer-Einzellinse ($R = 25,4\ \text{mm}$) und die sphärische Aberration ist vergleichbar mit der PDMS-Linse. Bedingt durch die kürzere Brennweite dieser Linse ist der Farblängsfehler jedoch geringer als für die PDMS-Linse.

In der unteren Hälfte von Abbildung 5.10b ist deutlich erkennbar, dass die Herstellung des Achromaten aus Siloxanen erfolgreich war: Die chromatische Längsaberration konnte gegenüber der Einzellinse erfolgreich eliminiert werden. Die Messunsicherheit beträgt ca. $10\ \mu\text{m}$ und ein Vergleich mit Abbildung A.18 belegt eine exzellente Übereinstimmung der Messwerte mit den Simulationsergebnissen.

Die Korrektur der sphärischen Aberration des Doublets aus Siloxanen wurde ebenfalls erreicht: Sie konnte gegenüber der PDMS-Einzellinse um 80 % auf $25\ \text{nm}$ reduziert werden. Die Messunsicherheit beträgt dabei $\approx 5\ \text{nm}$. Die sphärische Aberration ist sehr anfällig gegenüber Variationen der Linsendicke, die jedoch gleichzeitig die größte Unsicherheit im Herstellungsprozess der Elastomerlinsen darstellt. Die verbleibende sphärische Aberration des Siloxan-Doublets ist mit $\approx \lambda/25$ sehr klein. Der Achromat aus PDMS/PMPS schneidet im Vergleich mit anderen Achromaten aus Glas vergleichbar gut ab.

Bewertung der Qualität des PDMS/PMPS-Achromaten in der Bildebene

Die chromatische Längsaberration wurde im Wellenfront-Messaufbau unter paraxialen Bedingungen, d. h. auf der optischen Achse bestimmt. Die unterschiedlichen, wellenlängenabhängigen Brennweiten einer Linse bedingen jedoch auch, dass sich die Bildhöhe eines Objekts für verschiedene Wellenlängen unterscheidet. Dieser Effekt der chromatischen Queraberration ist in Abbildung 5.11 für einkomponentige Äquikonvexlinsen sowie für Achromaten aus Glas und Siloxanen dargestellt.

Abbildung 5.11a zeigt den Bildeindruck eines 'F'-Motivs für verschiedene Glas- und Elastomerlinsen. Im Fall der ECX-Linsen sind deutliche Farbsäume erkennbar, während die Bilder der Achromaten nahezu frei davon sind. Die Graphen in Abbildung 5.11b und c stellen die Farbsäume semi-quantitativ für die Elastomerlinsen gegenüber. Gezeigt ist jeweils der Querschnitt durch eine vertikale Linie des kleinen 'F' für die drei Farbkanäle (RGB) der Kamera für eine ECX-Linse (Abb. 5.11b)

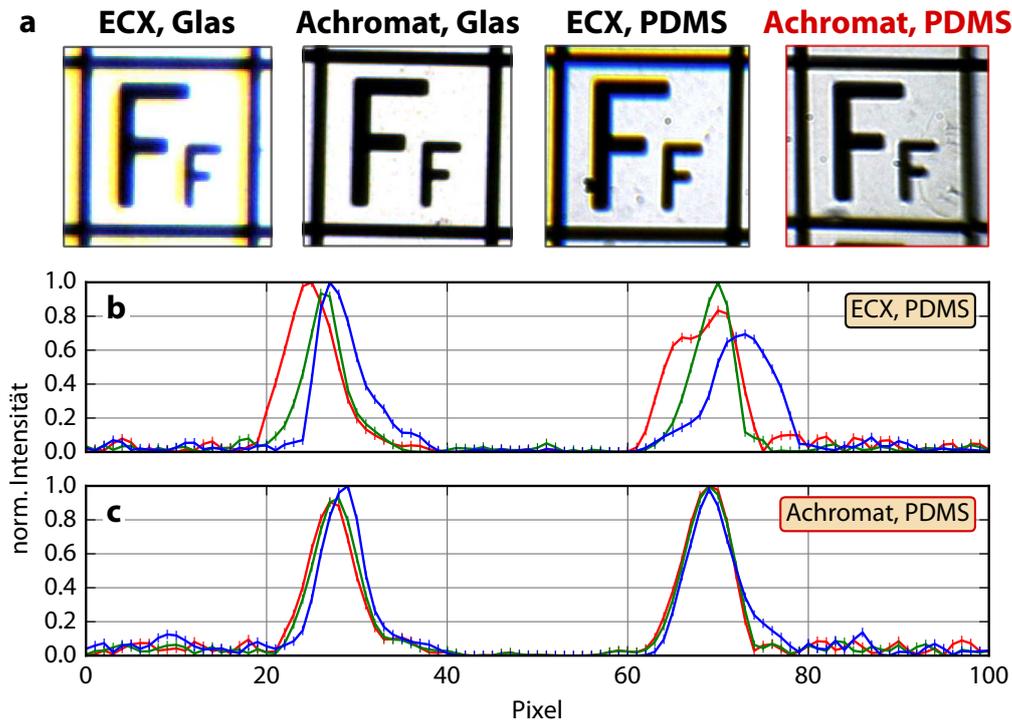


Abb. 5.11: *a)* Vergleich der Bildqualität von Äquikonvexlinsen und Achromaten aus Glas bzw. PDMS; zur visuellen Hervorhebung wurde der Weißabgleich der Bilder in *a)* korrigiert; *b)* und *c)* Querschnitt einer vertikalen schwarzen Linie (Rücken eines 'F') für verschiedene Farbkanäle (RGB) für eine Bikonvexlinse bzw. einen Achromaten aus Siloxan.

und das achromatische Doublet (Abb. 5.11c) aus Polysiloxanen. Der Bildeindruck aus Abbildung 5.11a wird in dieser Darstellung bestätigt: Im Fall der ECX-Linse fallen die Maxima der Farbkanäle nicht an einem Ort zusammen, während für den Elastomer-Achromaten die Maxima und Flanken des Bildsignals nahezu deckungsgleich sind und daher keine Farbsäume auftreten.

5.3 Zusammenfassung

Mit der Herstellung eines achromatischen Doublets aus Siloxanen konnte das Ineingreifen aller in dieser Arbeit betrachteten Teilaspekte demonstriert werden:

- Durch die umfangreiche Untersuchung verschiedener Elastomere in Kapitel 2 konnten Siloxane identifiziert werden, die das Design eines Achromaten ermöglichen.
- Die flexible Herstellungsmethode aus Kapitel 3 erlaubt die technische Realisierung des Doublets mittels Reaktionsgießen.
- Mit den in Kapitel 4 vorgestellten Methoden ist die gute optische Qualität des Achromaten nachweisbar.

Darüber hinaus wurde das Konzept der vektoriellen Aktuierung von Elastomerlinsen eingeführt. Durch die vektorielle Aktuierung lassen sich

- a) Aberrationen aus der Linsenherstellung korrigieren,
- b) symmetrie-kongruente Aberrationen wie Astigmatismus gezielt durchstimmen,
- c) die Orientierung des Astigmatismus frei wählen.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Die beiden zentralen Aspekte dieser Arbeit sind die Herstellung von durchstimmbaren Elastomervollkörperlinsen und die Entwicklung von Charakterisierungsmethoden für adaptive Linsen. Die entwickelten Elastomervollkörperlinsen bilden die Funktion des menschlichen Auges nach, indem sie ihre Brechkraft durch Dehnung der Linse entlang der Äquatorebene der Linse verändern. Dieser Ansatz kommt der Imitation der menschlichen Augenlinse näher als andere Konzepte durchstimmbarer Linsentypen wie beispielsweise Membranlinsen.

Die Elastomerlinsen dieser Arbeit werden aus transparenten RTV 2-Siloxanelastomeren gefertigt, die aufgrund ihres Vernetzungsmechanismus eine sehr geringe Schwindung und eine sehr hohe Formtreue aufweisen. Basierend auf einer detaillierten Untersuchung der mechanischen und optischen Eigenschaften von Siloxanelastomeren konnte eine Mischung aus zwei Siloxanen selektiert werden, die gleichermaßen eine gute optische Qualität, eine gute Verarbeitbarkeit sowie einen geringen Kraftaufwand für die Aktoren gewährleistet.

Zur Herstellung der Elastomerlinsen wurde ein flexibler Herstellungsprozess entwickelt, der es ermöglicht, verschiedene Linsengeometrien sowie mehrkomponentige Linsen durch Reaktionsgießen herzustellen. Die in dieser Arbeit untersuchten Linsengeometrien umfassen Äquikonvexlinsen, Plankonvexlinsen, Meniskuslinsen und ein achromatisches Doublet. Die Geometrie der brechenden Flächen wird durch einen Abformprozess von Urformen aus PMMA definiert. Die PMMA-Urformen sind wiederverwendbar und wurden durch einen Heißprägeprozess oder – für spezielle Krümmungsradien – durch Diamantfräsen hergestellt.

Die entwickelten Elastomerlinsen können über acht in das Elastomer eingebettete Siliziumanker gezielt entlang von vier Achsen gedehnt werden. Die Aktuierung erfolgt mittels eines Aktorsystems, bestehend aus acht Mikromotoren, die sich individuell oder in jeder Kombination gemeinsam aktuieren lassen.

Für die Charakterisierung von durchstimmbaren Optiken wurden in dieser Arbeit zwei Messstände entwickelt und evaluiert. Die Geräte ergänzen sich in ihrer Funktionalität und wurden so ausgelegt, dass sie zur Charakterisierung unterschiedlicher adaptiver Optiken eingesetzt werden können. Erfasst werden sowohl die Wellenfrontaberrationen (mittels eines Shack-Hartmann-Sensors) als auch die Bildqualität (durch einen CCD-Sensor) von durchstimmbaren Linsen. Beide Messstände können

ohne Modifikation des Aufbaus Linsen mit Brennweiten von 2 mm bis 300 mm und mit Aperturdurchmessern von 2 mm bis 10 mm aufnehmen. Darüber hinaus ist es möglich, Wellenfrontaberrationen für die Wellenlängen 543 nm und 633 nm zu messen sowie die chromatische Längsaberration zu bestimmen. Eine eigens entwickelte Software führt die Ansteuerung der Linsen und Sensoren sowie die automatisierbare Datenauswertung für beide Messstände zusammen.

Im Rahmen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass sich durch die individuell aktuierbaren Achsen sowohl die Brennweite der Elastomerlinsen, als auch Aberrationen wie Astigmatismus gezielt durchstimmen lassen. Zusätzlich konnte gezeigt werden, dass Aberrationen, die aus dem Herstellungsprozess resultieren, durch die Aktuierung einzelner Aktoren korrigiert werden können. Die Brennweitenänderung der Elastomerlinsen ist proportional zur Dehnung der Linse in der Äquatorebene und beträgt bei allseitig symmetrischer Aktuierung ca. 10 %.

Mit diesem im Verhältnis zu anderen adaptiven Linsen relativ geringen Durchstimmbereich konkurrieren Elastomerlinsen nicht um Anwendungen, die eine große Brennweitenänderung erfordern, wie beispielsweise kompakte optische Zoomsysteme. Die Stärke der Elastomerlinsen liegt vielmehr in der hohen Reproduzierbarkeit der Brennweitenänderung und den wohldefinierten optischen Oberflächen dieser Festkörperlinsen. Darüber hinaus kann die Form dieser Flächen frei gewählt werden, so dass Elastomerlinsen anders als Membranlinsen bereits zur Korrektur des optischen Systems beitragen können, etwa durch Verwendung asphärischer Flächen. Da nicht nur die Brennweite, sondern auch die Orientierung und Stärke des Astigmatismus durchstimmbare sind, eröffnen Elastomerlinsen zudem Anwendungen in anamorphotischen Systemen oder in Phoroptern.

Die weitere Miniaturisierung der Aktoren ließe auch die Kontrolle von Aberrationen höherer Ordnung zu. Ähnlich wie adaptive Spiegel, jedoch mit zusätzlicher Brechkraft, ließen sich Elastomerlinsen beispielsweise zur Strahlformung einsetzen. Fortschritte zur Miniaturisierung der Aktoren sind kürzlich in der zweiten Phase des Schwerpunktprogramms SPP 1337 durch den Einsatz von als „künstlichen Muskeln“ bekannten LCE-Aktoren gelungen [42]. Durch die Verwendung von kompakten thermomechanischen LCE-Aktoren zum Durchstimmen der Elastomerlinsen rückt dieses Linsenkonzept ein Stück näher in Richtung einer vollständigen Mimese des menschlichen Auges.

Die Kräfte der LCE-Aktoren genügen bereits heute zur Durchstimmung der Elastomerlinsen. Mit Hilfe von verbesserten Elastomermischungen mit noch geringerer Steifigkeit könnten die zur Aktuierung der Linsen notwendigen Kräfte jedoch soweit reduziert werden, dass sogar ein Einsatz von Elastomerlinsen als adaptive Intraokularlinsen vorstellbar ist, wodurch eine Anwendung mit großem Potential erschlossen werden könnte.

A Anhang

A.1 Ergänzungen zur Brechungsindexmessung

A.1.1 Aufbau des Refraktometers

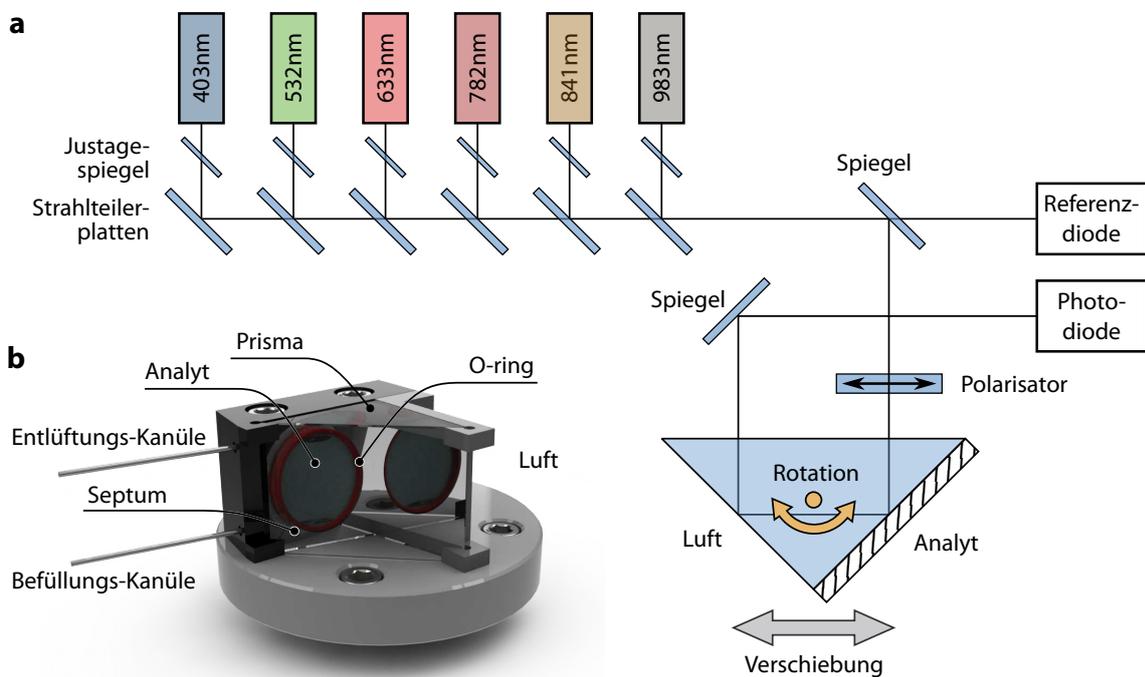


Abb. A.1: a) Schemazeichnung zum Aufbau des Refraktometers. Als Lichtquellen werden Laserdioden eingesetzt und der kritische Winkel durch Rotation des Prismas auf einem Drehtisch bestimmt. Die Intensität wird durch eine Photodiode bestimmt und mit einer Referenzdiode abgeglichen. b) 3D-Ansicht des Prismas mit Kammer zum Befüllen des Analyten.

Abbildung A.1 zeigt den prinzipiellen Aufbau des zur Bestimmung der Dispersion von Flüssigkeiten und Siloxanen verwendeten Refraktometers. Das Refraktometer erlaubt die Bestimmung des Brechungsindex bei sechs verschiedenen Wellenlängen.

Tab. A.1: Emissionswellenlängen der im Refraktometer genutzten Laserdioden (Spektrometer: Ando AR-6315A, Ando Corporation).

Lichtquelle	Farbe	Wellenlänge (nm)		
		nominell	Messung	FWHM
SHM405-7	violett	405	403,062 ± 0,002	0,234 ± 0,005
CW532-005	grün	532	531,860 ± 0,002	0,125 ± 0,002
HeNe-Laser	rot	633	632,7260 ± 0,0001	0,0330 ± 0,0001
RLDC780-2-3	infrarot	780	781,8080 ± 0,0001	0,040 ± 0,001
RLDH830-3-3	infrarot	830	841,360 ± 0,340	0,733 ± 0,064
C2021-B1	infrarot	980	983,598 ± 0,001	0,079 ± 0,002

Als Lichtquellen des Aufbaus wurden Laser verwendet, deren Wellenlänge experimentell bestimmt wurden und in Tabelle A.1 zusammengefasst sind. Die Laserdioden wurden von der Firma Roithner Lasertechnik GmbH (Wien, Österreich) bezogen; der Helium-Neon-Laser von der Firma Polytec GmbH (Waldbronn, Deutschland). Der Aufbau ist nicht auf die Charakterisierung flüssiger Analyten beschränkt. Statt des O-Rings und des Septums, die an einem der Schenkel des Prismas montiert sind und die Flüssigkeitskammer bilden (siehe Abb. A.1b), können auch die Siloxanelastomere direkt an dem Prisma angebracht werden. Die Elastizität und geringe Härte der transparenten Siloxanelastomere erleichtern dabei das Ansprennen der Elastomere an die Prismafäche erheblich.

Das Arbeitsprinzip beruht auf der Bestimmung der kritischen Winkel an der Fläche zwischen Analyt und Prisma und ist in Abbildung A.2 gezeigt. Da die Brechungsindizes von Luft und der Glasprismen genau bekannt sind (siehe Tabelle A.2), dient das Auftreten der zweiten Totalreflexion an der Grenzfläche von Prisma und Luft als Referenz der Winkelmessung. Der Messbereich des Refraktometers kann durch Wahl der Glassorten der Prismen variiert werden und so auf den Brechungsindex des Analyten angepasst werden. Zur Anpassung des Messbereichs stehen die Gläser N-BK7, N-SF15 und N-SF66 zur Verfügung.

Tab. A.2: Sellmeier-Koeffizienten der verwendeten Glasprismen [41]. Durch Expansion von Gleichung A.1 mit $N = 3$ kann der Brechungsindex bei einer Wellenlänge in μm berechnet werden.

	N-BK7	N-SF15	N-SF66
B_1	1,039 612 12	1,570 556 34	2,024 597 6
C_1 (μm^2)	0,006 000 698 67	0,011 650 701 4	0,014 705 322 5
B_2	0,231 792 344	0,218 987 094	0,470 187 196
C_2 (μm^2)	0,020 017 914 4	0,059 785 689 7	0,069 299 827 6
B_3	1,010 469 45	1,508 240 17	2,599 704 33
C_3 (μm^2)	103,560 653	132,709 339	161,817 601

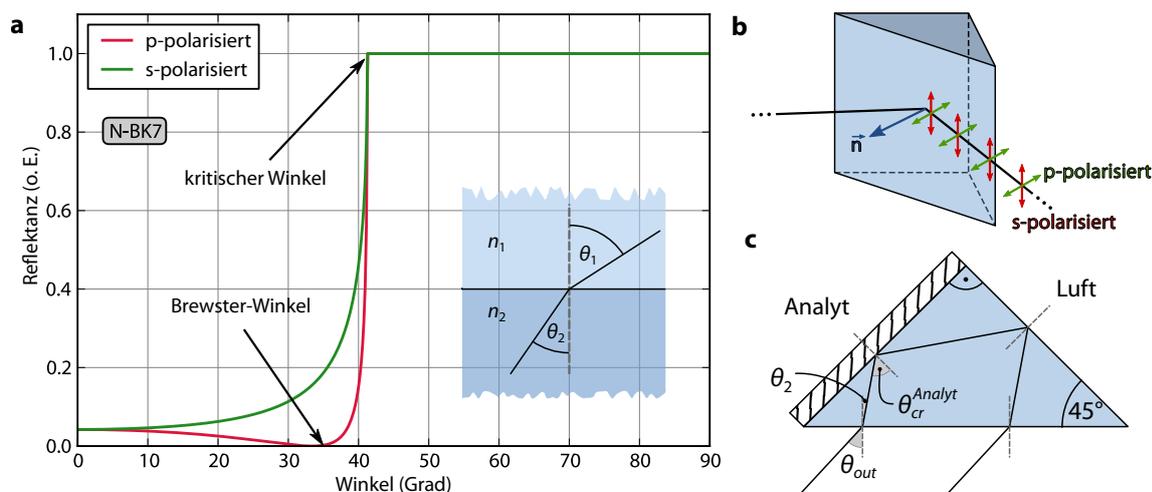


Abb. A.2: a) Verlauf der Reflektanz an der Grenzfläche von Prisma (N-BK7) und Luft; b) Skizze zur Orientierung von s- und p-polarisiertem Licht; c) Strahlverlauf und zur Bestimmung des Brechungsindex notwendige Winkel bei der Prismengeometrie.

Die Bestimmung der Messunsicherheit wurde mit Hilfe von Wasser und Toluol als genau charakterisierte Referenzflüssigkeiten durchgeführt. Die Messdaten im Vergleich zu den Referenzdaten sind in Tabelle A.3 dokumentiert und belegen die gute Übereinstimmung der Messungen mit den Literaturwerten; Details zur Auswertung der Messdaten und zur Bestimmung der Messunsicherheit können bei Liebetaut *et al.* entnommen werden [80].

Tab. A.3: Gemessenen Brechungsindizes von Toluol im Vergleich mit Literaturdaten.

Referenz	Diese Arbeit	[225]	[226]	[129]	[129]	[227] ^a	[227] ^b	[228]	[228]
Temperatur (°C)	22±1	20.0±0.1	20.00±0.02	20°	25°	20°	20°	20.00±0.02	25.00±0.02
n_F	1.506 ±0.001	1.51127 —	1.51115 —	1.50847 ±0.00003	1.50559 ±0.00003	1.5070 —	1.5082 —	1.50847 —	1.50559 ±0.00001
n_D	1.4947 ±0.0008	1.49780 —	1.49780 —	1.49693 ±0.00003	1.49413 ±0.00003	1.4955 —	1.4970 —	1.49693 —	1.49413 ±0.00001
n_C	1.4900 ±0.0007	1.49150 —	1.49138 —	1.49243 ±0.00003	1.48966 ±0.00003	1.4911 —	1.4912 —	1.49243 —	1.48966 ±0.00001
$n_F - n_C$	0.0161	0.0198	0.0198	0.0160	0.0159	0.0159	0.0170	0.0160	0.0159

— nicht verfügbar ^a mit Daten aus [229] ^b mit Daten aus [230] ^c Temperaturintervall nicht spezifiziert.

Tab. A.4: Wellenlängen der Fraunhofer-Linien zur Berechnung der Abbezahlen [129].

Spektrallinie	F'	F	d	D	e	C	C'
Wellenlänge (nm)	479,991	486,132	587,562	589,294	546,074	656,273	643,847

Die Dispersion eines Stoffes kann in Abwesenheit von Absorptionsspeaks im untersuchten Spektralbereich durch die Sellmeier-Gleichung

$$n^2 = 1 + \sum_{i=1}^N \left[\frac{B_i \lambda^2}{\lambda^2 - C_i} \right], \quad (\text{A.1})$$

beschrieben werden. Dabei sind n der Brechungsindex, λ die Wellenlänge in B_i sowie C_i die Sellmeier-Koeffizienten. Es zeigt sich, dass die Sellmeier-Gleichung mit $N = 1$ die Dispersion der untersuchten Analyten hinreichend genau wiedergibt [80]. Die gemessenen Brechungsindizes bei den Wellenlängen des Refraktometers (Tabelle A.1) wurden mit dem Levenberg-Marquardt-Algorithmus der kleinsten Fehlerquadrate an das Sellmeier-Dispersionsmodell angepasst.

Für ein optisches Design, beispielsweise für einen Achromaten (vgl. Abschnitt 5.2.3), werden gewöhnlich die Fraunhofer-Linien als Referenzwellenlängen und die Abbe-Zahlen zur Beschreibung der Dispersion genutzt. Die Sellmeier-Gleichung A.1 kann daher verwendet werden, um die Brechungsindizes an den gemessenen Wellenlängen in die Brechungsindizes bei den Standard-Fraunhofer-Linien (s. Tabelle A.4) zu überführen und die Abbe-Zahlen ν_d und ν_e zu bestimmen.

Neben transparenten Elastomeren finden in durchstimmbaren Optiken auch klare Flüssigkeiten Anwendung. Daher wurde mit Hilfe des Refraktometeraufbaus auch die Dispersion von einer Reihe von Flüssigkeiten bestimmt, zu denen bisher keine Literaturwerte verfügbar sind. Tabelle A.5 fasst die gewonnenen Messdaten zusammen; die Brechungsindizes und Abbe-Zahlen an den Standard-Fraunhofer-Wellenlängen sind in Tabelle A.6 gezeigt. Ergänzend dazu zeigt Tabelle A.7 eine Zusammenfassung von in der Literatur verfügbaren Daten zur Dispersion von optischen Flüssigkeiten.

Tab. A.5: Gemessene Brechungsindizes von Flüssigkeiten bei den Diodenwellenlängen (s. Tabelle A.1) sowie die berechneten Sellmeier-Koeffizienten.

Komponente	Nummer ^a	Prisma	$n_{405\text{nm}}$	$n_{532\text{nm}}$	$n_{633\text{nm}}$	$n_{780\text{nm}}$	$n_{840\text{nm}}$	$n_{980\text{nm}}$	B_1	C_1 (μm^2)
Aldrich PDMS & PMPS ⁱ	0	N-SF66	1,52324 $\pm 0,00057$	1,50341 $\pm 0,00054$	1,49591 $\pm 0,00054$	1,4905 $\pm 0,0011$	1,4891 $\pm 0,0011$	1,4866 $\pm 0,0016$	1,1893 $\pm 0,0006$	0,0161 $\pm 0,0001$
Araldit 2020 ^b	1	N-SF15	1,567 $\pm 0,010$	1,548 $\pm 0,010$	1,54 $\pm 0,010$	1,535 $\pm 0,010$	1,534 $\pm 0,010$	1,531 $\pm 0,010$	1,3237 $\pm 0,0007$	0,0147 $\pm 0,0002$
Brombenzol ^c	2	N-SF66	1,58782 $\pm 0,00052$	1,55818 $\pm 0,00050$	1,54718 $\pm 0,00050$	1,53919 $\pm 0,00098$	1,53715 $\pm 0,00098$	1,5316 $\pm 0,0015$	1,319 $\pm 0,002$	0,0216 $\pm 0,0003$
Bromdodecan ^d	3	N-SF66	1,47270 $\pm 0,00059$	1,45939 $\pm 0,00057$	1,45478 $\pm 0,00056$	1,4509 $\pm 0,0011$	1,4505 $\pm 0,0011$	1,4484 $\pm 0,0017$	1,0844 $\pm 0,0007$	0,0116 $\pm 0,0002$
Cargille Series A	4	N-SF66	1,64426 $\pm 0,00048$	1,60741 $\pm 0,00046$	1,59510 $\pm 0,00046$	1,58553 $\pm 0,00090$	1,58364 $\pm 0,00090$	1,5802 $\pm 0,0013$	1,457 $\pm 0,002$	0,0233 $\pm 0,0004$
1-Chlornaphthalin ^e	5	N-SF66	1,68634 $\pm 0,00044$	1,63938 $\pm 0,00043$	1,62282 $\pm 0,00043$	1,60791 $\pm 0,00086$	1,60391 $\pm 0,00086$	1,5991 $\pm 0,0013$	1,510 $\pm 0,002$	0,0295 $\pm 0,0003$
n-Decan	6	N-SF66	1,42026 $\pm 0,00062$	1,41222 $\pm 0,00060$	1,40844 $\pm 0,00059$	1,4056 $\pm 0,0012$	1,4055 $\pm 0,0012$	1,4046 $\pm 0,0017$	0,9633 $\pm 0,0007$	0,0086 $\pm 0,0002$
1,6-Dibromhexan ^f	7	N-SF66	1,52415 $\pm 0,00057$	1,50767 $\pm 0,00054$	1,50205 $\pm 0,00053$	1,4971 $\pm 0,0011$	1,4967 $\pm 0,0010$	1,4944 $\pm 0,0016$	1,2157 $\pm 0,0009$	0,0131 $\pm 0,0002$
1,10-Dichlordecan ^g TE ^h	8	N-SF15	1,47397 $\pm 0,00044$	1,46198 $\pm 0,00042$	1,45764 $\pm 0,00042$	1,45408 $\pm 0,00082$	1,45274 $\pm 0,00082$	1,4516 $\pm 0,0012$	1,0942 $\pm 0,0004$	0,0108 $\pm 0,0001$
DMSO	9	N-SF15	1,49629 $\pm 0,00042$	1,48007 $\pm 0,00040$	1,47426 $\pm 0,00040$	1,46924 $\pm 0,00079$	1,4688 $\pm 0,00079$	1,4668 $\pm 0,0012$	1,134 $\pm 0,0009$	0,0137 $\pm 0,0002$
2-Ethyl-naphthalin	10	N-SF66	1,65136 $\pm 0,00047$	1,60585 $\pm 0,00046$	1,59147 $\pm 0,00046$	1,58006 $\pm 0,00091$	1,5782 $\pm 0,00091$	1,573 $\pm 0,0014$	1,429 $\pm 0,003$	0,0278 $\pm 0,0005$
3M-FC72	11	N-SF66	1,25489 $\pm 0,00067$	1,25162 $\pm 0,00066$	1,25042 $\pm 0,00066$	1,2493 $\pm 0,0013$	1,2498 $\pm 0,0013$	1,2489 $\pm 0,0020$	0,5569 $\pm 0,0005$	0,0050 $\pm 0,0003$
Fluid 200	12	N-SF15	1,41346 $\pm 0,00050$	1,40197 $\pm 0,00048$	1,39783 $\pm 0,00048$	1,39425 $\pm 0,00095$	1,39331 $\pm 0,00094$	1,3915 $\pm 0,0014$	0,9254 $\pm 0,0003$	0,0118 $\pm 0,0001$
Glycerin	13	N-SF66	1,48445 $\pm 0,00059$	1,47321 $\pm 0,00056$	1,46959 $\pm 0,00055$	1,4662 $\pm 0,0011$	1,4651 $\pm 0,0011$	1,4634 $\pm 0,0016$	1,1306 $\pm 0,0006$	0,0098 $\pm 0,0001$
Naphthaldehyd	14	N-SF66	1,74138 $\pm 0,00039$	1,66194 $\pm 0,00041$	1,64132 $\pm 0,00041$	1,62615 $\pm 0,00082$	1,6224 $\pm 0,00082$	1,6164 $\pm 0,0012$	1,537 $\pm 0,009$	0,039 $\pm 0,001$
Toluol		N-SF15	1,52303 $\pm 0,00039$	1,49915 $\pm 0,00038$	1,49078 $\pm 0,00038$	1,4842 $\pm 0,00075$	1,48309 $\pm 0,00075$	1,4804 $\pm 0,0011$	1,167 $\pm 0,001$	0,0187 $\pm 0,0003$
Toluol	15	N-SF66	1,52375 $\pm 0,00057$	1,49955 $\pm 0,00055$	1,49092 $\pm 0,00054$	1,484 $\pm 0,0011$	1,4832 $\pm 0,0011$	1,4809 $\pm 0,0016$	1,167 $\pm 0,002$	0,0189 $\pm 0,0004$
THF	16	N-SF15	1,41576 $\pm 0,00049$	1,40941 $\pm 0,00048$	1,40684 $\pm 0,00047$	1,40488 $\pm 0,00093$	1,40374 $\pm 0,00092$	1,4024 $\pm 0,0014$	0,9612 $\pm 0,0009$	0,0071 $\pm 0,0003$
Wasser	17	N-SF15	1,34203 $\pm 0,00055$	1,33499 $\pm 0,00054$	1,33093 $\pm 0,00053$	1,3280 $\pm 0,0011$	1,3281 $\pm 0,0011$	1,3271 $\pm 0,0016$	0,753 $\pm 0,001$	0,0099 $\pm 0,0004$

^a Nummer in Abbildung 2.4.

^b Huntsman, Chargen-Nr. AD10039900.

^c Merck, Chargen-Nr. S37868 624, 98 %.

^d Sigma-Aldrich, Chargen-Nr. 20698PJ.

^e Merck, Chargen-Nr. S6146415 130. 85 % 1-Chlornaphthalin, 12 % 2-Chlornaphthalin.

^f Sigma-Aldrich, Batch No. S45850, 96 % 1,6-Dibromhexan.

^g Sigma-Aldrich, Batch No. 01311KK.

^h Gemessen mit *s*-polarisiertem Licht.

ⁱ Sigma-Aldrich, Poly(dimethylsiloxan-co-methylphenylsiloxan), 125 mPa s, Chargen-Nr. MKBF8649

Tab. A.6: Brechungsindex bei Fraunhofer-Linien und Abbezahl der gemessenen Flüssigkeiten.

Compound	$n_{F'}$	n_F	n_e	n_d	n_D	n_D^a	$n_{C'}$	n_C	$n_{F'}-n_{C'}$	n_F-n_C	v_e	v_d
Aldrich PDMS&PMPS	1,50943	1,50863	1,50232	1,4991	1,49898	1,497	1,49573	1,4951	0,0137	0,01353	36,66	36,89
	$\pm 0,00034$	$\pm 0,00034$	$\pm 0,00029$	$\pm 0,00027$	$\pm 0,00027$		$\pm 0,00025$	$\pm 0,00025$	$\pm 0,00009$	$\pm 0,00009$	$\pm 0,33$	$\pm 0,33$
Araldit 2020	1,55368	1,5529	1,54672	1,54356	1,54344	1,515 ^b	1,54024	1,53963	0,0134	0,0133	40,68	40,95
	$\pm 0,00042$	$\pm 0,00041$	$\pm 0,00035$	$\pm 0,00033$	$\pm 0,00033$		$\pm 0,00030$	$\pm 0,00030$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,45$	$\pm 0,45$
Brombenzol	1,567	1,5658	1,55629	1,55147	1,55129	1,559	1,54646	1,54553	0,0205	0,0203	27,08	27,21
	$\pm 0,00086$	$\pm 0,00085$	$\pm 0,00073$	$\pm 0,00067$	$\pm 0,00067$		$\pm 0,00062$	$\pm 0,00061$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,40$	$\pm 0,40$
Bromdodecan	1,46362	1,4631	1,45895	1,45681	1,45674	1,4581	1,45458	1,45416	0,009	0,0089	50,74	51,10
	$\pm 0,00042$	$\pm 0,00041$	$\pm 0,00036$	$\pm 0,00033$	$\pm 0,00033$		$\pm 0,00031$	$\pm 0,00030$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,83$	$\pm 0,84$
Cargille Series A	1,619	1,6175	1,6064	1,6008	1,6006	1,60(2) ^c	1,59495	1,59387	0,024	0,0237	25,25	25,37
	$\pm 0,0013$	$\pm 0,0013$	$\pm 0,0011$	$\pm 0,0010$	$\pm 0,0010$		$\pm 0,00095$	$\pm 0,00093$	$\pm 0,0004$	$\pm 0,0004$	$\pm 0,49$	$\pm 0,49$
Chlornaphthalen	1,65278	1,65086	1,63575	1,62818	1,6279	1,632	1,62035	1,61892	0,0324	0,0319	19,6	19,67
	$\pm 0,00095$	$\pm 0,00093$	$\pm 0,00080$	$\pm 0,00073$	$\pm 0,00073$		$\pm 0,00068$	$\pm 0,00067$	$\pm 0,0003$	$\pm 0,0003$	$\pm 0,20$	$\pm 0,21$
n-Decan	1,41446	1,41411	1,41136	1,40994	1,40989	1,411	1,40845	1,40817	0,006	0,0059	68,46	69,00
	$\pm 0,00044$	$\pm 0,00043$	$\pm 0,00038$	$\pm 0,00035$	$\pm 0,00035$		$\pm 0,00032$	$\pm 0,00032$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0001$	$\pm 1,75$	$\pm 1,77$
1,6-Dibromhexan	1,51289	1,51225	1,50713	1,50451	1,50441	1,507	1,50176	1,50125	0,0111	0,011	45,53	45,84
	$\pm 0,00054$	$\pm 0,00053$	$\pm 0,00046$	$\pm 0,00043$	$\pm 0,00043$		$\pm 0,00040$	$\pm 0,00039$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,78$	$\pm 0,79$
1,10-Dichlordecan TE	1,46568	1,4652	1,46133	1,45934	1,45927	1,4605	1,45726	1,45687	0,00842	0,00833	54,76	55,16
	$\pm 0,00024$	$\pm 0,00024$	$\pm 0,00020$	$\pm 0,00019$	$\pm 0,00019$		$\pm 0,00018$	$\pm 0,00017$	$\pm 0,00006$	$\pm 0,00006$	$\pm 0,55$	$\pm 0,56$
DMSO N-SF15	1,48511	1,48446	1,47936	1,47674	1,47665	1,48	1,474	1,47349	0,0111	0,011	43,17	43,46
	$\pm 0,00051$	$\pm 0,00050$	$\pm 0,00043$	$\pm 0,00040$	$\pm 0,00040$		$\pm 0,00037$	$\pm 0,00037$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,70$	$\pm 0,71$
2-Ethyl-naphthalin	1,6202	1,6185	1,605	1,5982	1,5979	1,599	1,5912	1,5899	0,029	0,0286	20,83	20,90
	$\pm 0,0016$	$\pm 0,0016$	$\pm 0,0013$	$\pm 0,0012$	$\pm 0,0012$		$\pm 0,0011$	$\pm 0,0011$	$\pm 0,0005$	$\pm 0,0004$	$\pm 0,40$	$\pm 0,40$
3M-FC72	1,25267	1,25255	1,25153	1,25101	1,25099	1,251	1,25046	1,25035	0,00221	0,00219	113,62	114,60
	$\pm 0,00037$	$\pm 0,00036$	$\pm 0,00032$	$\pm 0,00029$	$\pm 0,00029$		$\pm 0,00027$	$\pm 0,00027$	$\pm 0,00010$	$\pm 0,00009$	$\pm 6,40$	$\pm 6,46$
Fluid 200	1,40549	1,40502	1,40127	1,39935	1,39928	1,403	1,39733	1,39696	0,00816	0,00806	49,19	49,54
	$\pm 0,00020$	$\pm 0,00020$	$\pm 0,00017$	$\pm 0,00016$	$\pm 0,00016$		$\pm 0,00015$	$\pm 0,00015$	$\pm 0,00005$	$\pm 0,00005$	$\pm 0,43$	$\pm 0,43$
Glycerin	1,47681	1,47637	1,47279	1,47096	1,47089	1,474	1,46903	1,46867	0,00779	0,0077	60,7	61,17
	$\pm 0,00034$	$\pm 0,00033$	$\pm 0,00029$	$\pm 0,00027$	$\pm 0,00027$		$\pm 0,00025$	$\pm 0,00024$	$\pm 0,00009$	$\pm 0,00009$	$\pm 0,92$	$\pm 0,93$
Naphthaldehyd	1,6882	1,6854	1,6638	1,6531	1,6527	1,652	1,6421	1,6401	0,046	0,045	14,39	14,41
	$\pm 0,0048$	$\pm 0,0047$	$\pm 0,0039$	$\pm 0,0036$	$\pm 0,0036$		$\pm 0,0034$	$\pm 0,0033$	$\pm 0,001$	$\pm 0,001$	$\pm 0,51$	$\pm 0,52$
Toluol N-SF15	1,50657	1,50564	1,49826	1,49451	1,49437	1,4968	1,4906	1,48987	0,016	0,0158	31,19	31,36
	$\pm 0,00070$	$\pm 0,00069$	$\pm 0,00059$	$\pm 0,00055$	$\pm 0,00055$		$\pm 0,00051$	$\pm 0,00050$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,48$	$\pm 0,49$
Toluol N-SF66	1,50702	1,50608	1,4986	1,4948	1,49466	1,4968	1,49084	1,49011	0,0162	0,016	30,81	30,98
	$\pm 0,00097$	$\pm 0,00095$	$\pm 0,00082$	$\pm 0,00076$	$\pm 0,00075$		$\pm 0,00070$	$\pm 0,00069$	$\pm 0,0003$	$\pm 0,0003$	$\pm 0,64$	$\pm 0,65$
THF	1,41126	1,41098	1,40874	1,40759	1,40754	1,407	1,40637	1,40614	0,0049	0,0048	83,66	84,35
	$\pm 0,00052$	$\pm 0,00051$	$\pm 0,00044$	$\pm 0,00041$	$\pm 0,00041$		$\pm 0,00038$	$\pm 0,00038$	$\pm 0,0001$	$\pm 0,0001$	$\pm 3,05$	$\pm 3,08$
Wasser	1,33666	1,33632	1,33368	1,33232	1,33227	1,34	1,33089	1,33063	0,0058	0,0057	57,92	58,36
	$\pm 0,00065$	$\pm 0,00064$	$\pm 0,00056$	$\pm 0,00052$	$\pm 0,00052$		$\pm 0,00048$	$\pm 0,00047$	$\pm 0,0002$	$\pm 0,0002$	$\pm 2,26$	$\pm 2,28$

^a Daten für n_D^{20} aus Chemikalienkatalog Fa. Sigma-Aldrich.^b Referenz aus Datenblatt von Araldit 2020; Wellenlänge nicht spezifiziert.^c Referenz aus Datenblatt Fa. Cargille.

Tab. A.7: Liste der in der Literatur verfügbaren Dispersionsdaten von Flüssigkeiten und Feststoffen.^a

Komponente	Referenz(en)
Toluol	[228] [129, p. 10-252]
Wasser	[129, 231–233]
Deuterocyclohexan	[234]
Deuterobenzol	[234]
Gesättigte Kohlenwasserstoffe Pentane, Hexane sowie Heptane inklusive zyklischer Derivate	[235, 236]
Alkylbenzole mono- and mehrfach-substituierte Benzole	[228]
2-n-Alkyl-naphthaline ^b	[237]
Olefine Mono, Di- and Cyclo-Olefine Penten bis Dodecen	[238]
Binäre Mischungen Methanol mit Benzol, Toluol, Anilin und Phenol Kombinationen von Benzol, Toluol, Xylol	[225] [226]
Kristalle (Fluoride und Oxide)	[239]

^a Diese Tabelle enthält ausschließlich Quellen, die Brechungsindexmessungen an mindestens drei verschiedenen Wellenlängen vorgenommen haben (am häufigsten sind die Fraunhofer-Linien vertreten).

^b Insbesondere 2-Ethyl-naphthalin fehlt in der zitierten Quelle und ist in dieser Arbeit charakterisiert. Es ist ein wichtiges Lösungsmittel für Lichtstreuungsmessungen an Polymerdispersionen.

A.2 Transmissionspektren

Die Abbildungen A.3 und A.4 zeigen die Transmission von Siloxanmischungen von SE 1740 mit Sylgard 184 bzw. RT 604. Für die Mischung von RT 604 und SE 1740 kann eine kontinuierliche Veränderung mit dem Mischungsanteil von SE 1740 ausgemacht werden, während für die Mischung aus SE 1740 und Sylgard 184 kein klarer Trend erkennbar ist.

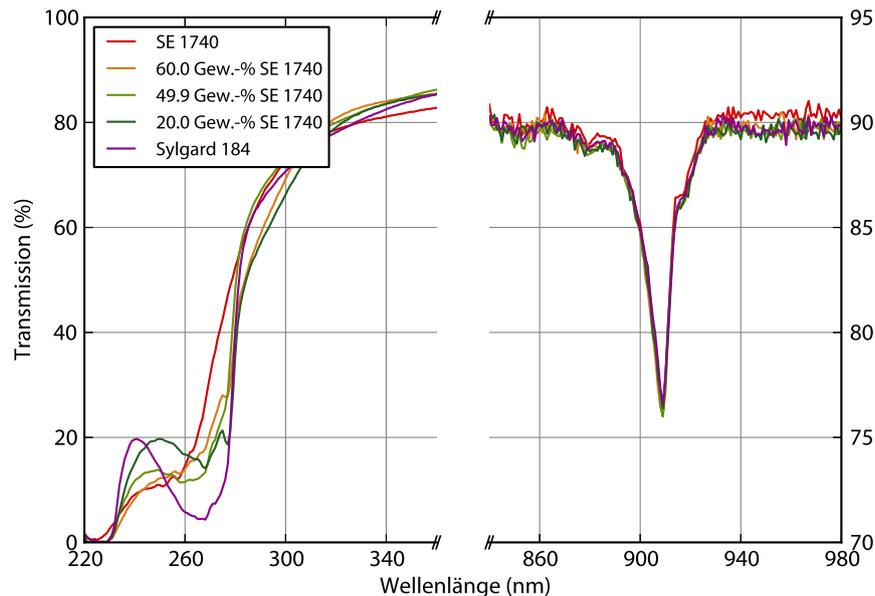


Abb. A.3: Transmissionsspektren binärer Mischungen von Sylgard 184 und SE 1740 (beide Dow Corning). Das Diagramm zeigt nur die Ausschnitte mit Absorptionsbanden. Die Intensität der Absorptionsbande bei 910 nm ist für alle Mischungen annähernd konstant. Die Bande bei 270 nm zeigt, dass bereits kleine Beimengungen von SE 1740 zu Sylgard 184 die Gestalt der Bande stark verändern können. Die Lage der Absorptionskante ändert sich hingegen über den gesamten Mischungsbereich kaum. Für Wellenlängen kleiner als etwa 240 nm sind die Daten wegen der Absorption der Polycarbonat-Küvetten nicht zuverlässig.

Tabelle A.8 fasst einige physikalische Eigenschaften sowie die experimentell bestimmten Transmissionskanten der Siloxanelastomere zusammen. Dabei können Viskosität und Dichte bei einer unbekanntem Formulierung der Siloxane einen ersten Hinweis auf ihre Zusammensetzung liefern.

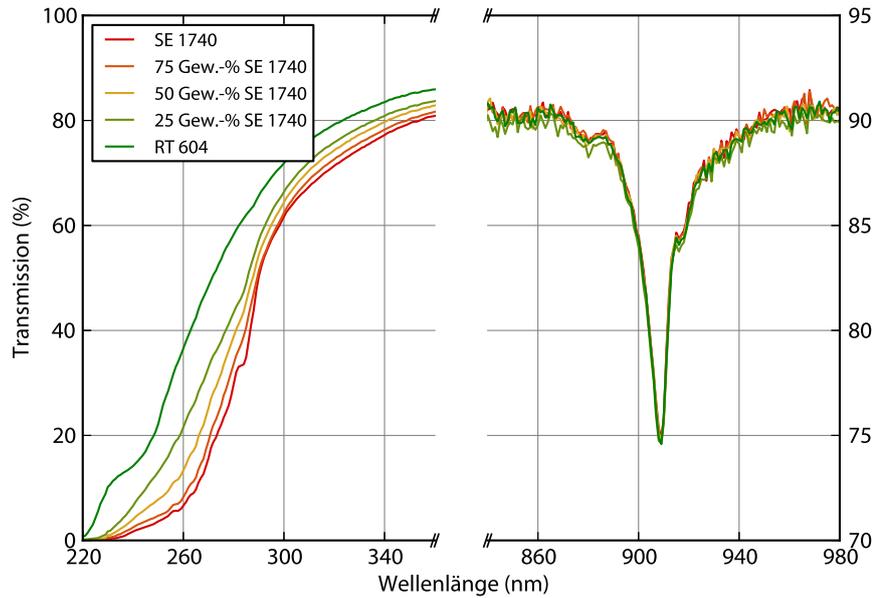


Abb. A.4: Transmissionsspektren der reinen Polymere SE 1740 und RT 604 und ihrer Mischungen bei verschiedenen Mischungsverhältnissen (siehe Legende). Referenz ist Luft, Probendicke beträgt 1 cm. Das Diagramm zeigt nur die Ausschnitte mit Absorptionsbanden. Die Intensität der Absorptionsbande bei 910 nm ist für alle Mischungen annähernd konstant. Die Bande bei 270 nm zeigt, dass bereits kleine Beimengungen von SE 1740 zu RT 604 die Absorptionskante stark verschieben.

Tab. A.8: Transmissionskante, Mischungsverhältnis, Viskosität und Dichte der hier untersuchten Siloxanelastomere. Zu den verschiedenen Definitionen der Transmissionskante siehe Gross *et al.* [75, p. 134].

Hersteller	Name	Mischungsverhältnis	Viskosität ^a (mPa s)	Dichte ^b (g/cm ³)	Transmissionskante	
		A:B			50 % (nm)	80/20 % (nm)
Dow Corning	SE 1740	1:1	925	1,00	290	314
Dow Corning	Sylgard 184	10:1	3500	1,03	295	320
Dow Corning	OE-6520	1:1	1050	1,14	308	337
Wacker	RT 604	9:1	800	0,97	271	287
Altropol	RTV 23	10:4 ^c	3500	1,1	535	623

^a Viskosität der Mischung.

^b Die Dichte von Siloxanen mit gleicher chemischer Grundstruktur gibt Aufschluss über den Füllstoffanteil. Die Dichte ungefüllter linearer Poly(dimethylsiloxane) ist $\rho \approx 0,97 \text{ g/cm}^3$.

^c Mit Vernetzer A7. Das Mischungsverhältnis A:B mit Vernetzer A 14 beträgt 10:3.

A.3 Dispersion von Siloxanpolymeren

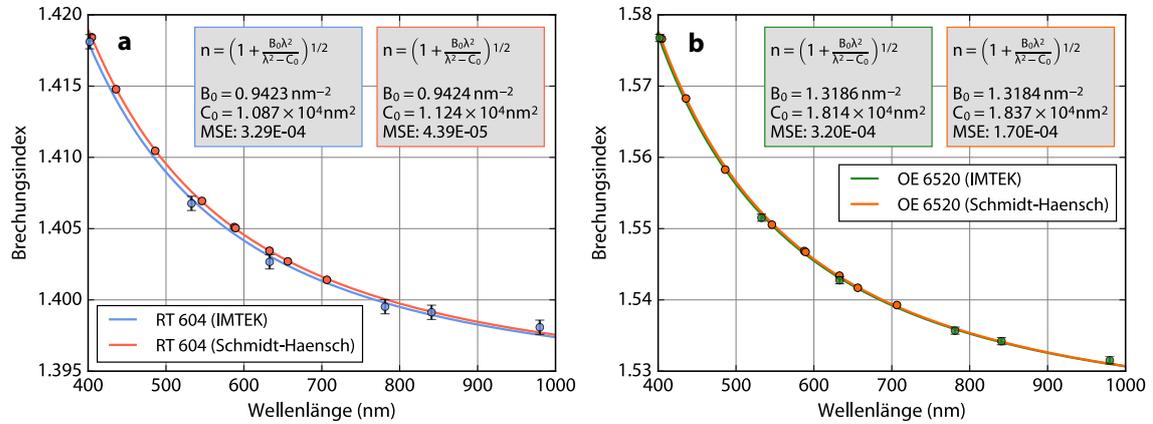


Abb. A.5: Vergleich der Dispersion von verschiedenen Siloxanproben; jeweils gemessen mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Refraktometer (vgl. Anhang A.1.1) und dem kommerziellen Gerät DSR- λ (Schmidt-Haensch, Berlin, Deutschland). *a*) Wacker RT 604; *b*) Dow Corning OE-6520. Kreise: Messdaten; Linien: Sellmeier-Anpassung mit Koeffizienten B_1 und C_1 , Gleichung siehe Textbox. Die Polymere wurden jeweils für 90 min bei 90 °C vernetzt (siehe auch Abschnitt 2.2.2).

Tab. A.9: Gemessene Brechungsindizes von Siloxanen an den Wellenlängen des Refraktometers (siehe auch Liebetaut *et al.* [80]). Die Elastomere wurden für 90 min bei 90 °C vernetzt. Die aus der gemessenen Dispersion berechneten Werte der Brechungsindizes bei den Fraunhofer-Linien ist in Tabelle 2.2 und Abbildung 2.4 gezeigt.

Siloxan	Nummer ^a	Prisma	$n_{405\text{nm}}$	$n_{532\text{nm}}$	$n_{633\text{nm}}$	$n_{780\text{nm}}$	$n_{840\text{nm}}$	$n_{980\text{nm}}$	B_1	C_1
SE 1740 (003)	0	N-SF15	1,4181 $\pm 0,0005$	1,4073 $\pm 0,0005$	1,4031 $\pm 0,0005$	1,3991 $\pm 0,0009$	1,3991 $\pm 0,0009$	1,398 $\pm 0,001$	0,943 $\pm 0,001$	0,0110 $\pm 0,0004$
Sylgard 184 (014)	1	N-SF15	1,4291 $\pm 0,0005$	1,4140 $\pm 0,0005$	1,4098 $\pm 0,0005$	1,4060 $\pm 0,0009$	1,4061 $\pm 0,0009$	1,405 $\pm 0,001$	0,958 $\pm 0,002$	0,0128 $\pm 0,0007$
Sylgard 527	2	N-SF15	1,4177 $\pm 0,0005$	1,4064 $\pm 0,0005$	1,4023 $\pm 0,0005$	1,3988 $\pm 0,0009$	1,3990 $\pm 0,0009$	1,397 $\pm 0,001$	0,9405 $\pm 0,0009$	0,0111 $\pm 0,0003$
RT 604 (022)	3	N-SF15	1,4181 $\pm 0,0005$	1,4068 $\pm 0,0005$	1,4027 $\pm 0,0005$	1,3995 $\pm 0,0009$	1,3991 $\pm 0,0009$	1,398 $\pm 0,001$	0,9423 $\pm 0,0009$	0,0109 $\pm 0,0003$
OE-6520	4	N-SF66	1,5768 $\pm 0,0005$	1,5515 $\pm 0,0005$	1,5428 $\pm 0,0005$	1,536 $\pm 0,001$	1,534 $\pm 0,001$	1,532 $\pm 0,002$	1,318 $\pm 0,001$	0,0182 $\pm 0,0002$
Aldrich	5	N-SF66	1,5232 $\pm 0,0006$	1,5034 $\pm 0,0005$	1,4959 $\pm 0,0005$	1,491 $\pm 0,001$	1,489 $\pm 0,001$	1,487 $\pm 0,002$	1,1893 $\pm 0,0006$	0,0161 $\pm 0,0001$

^a Nummerierung bezieht sich auf Abbildung 2.4.

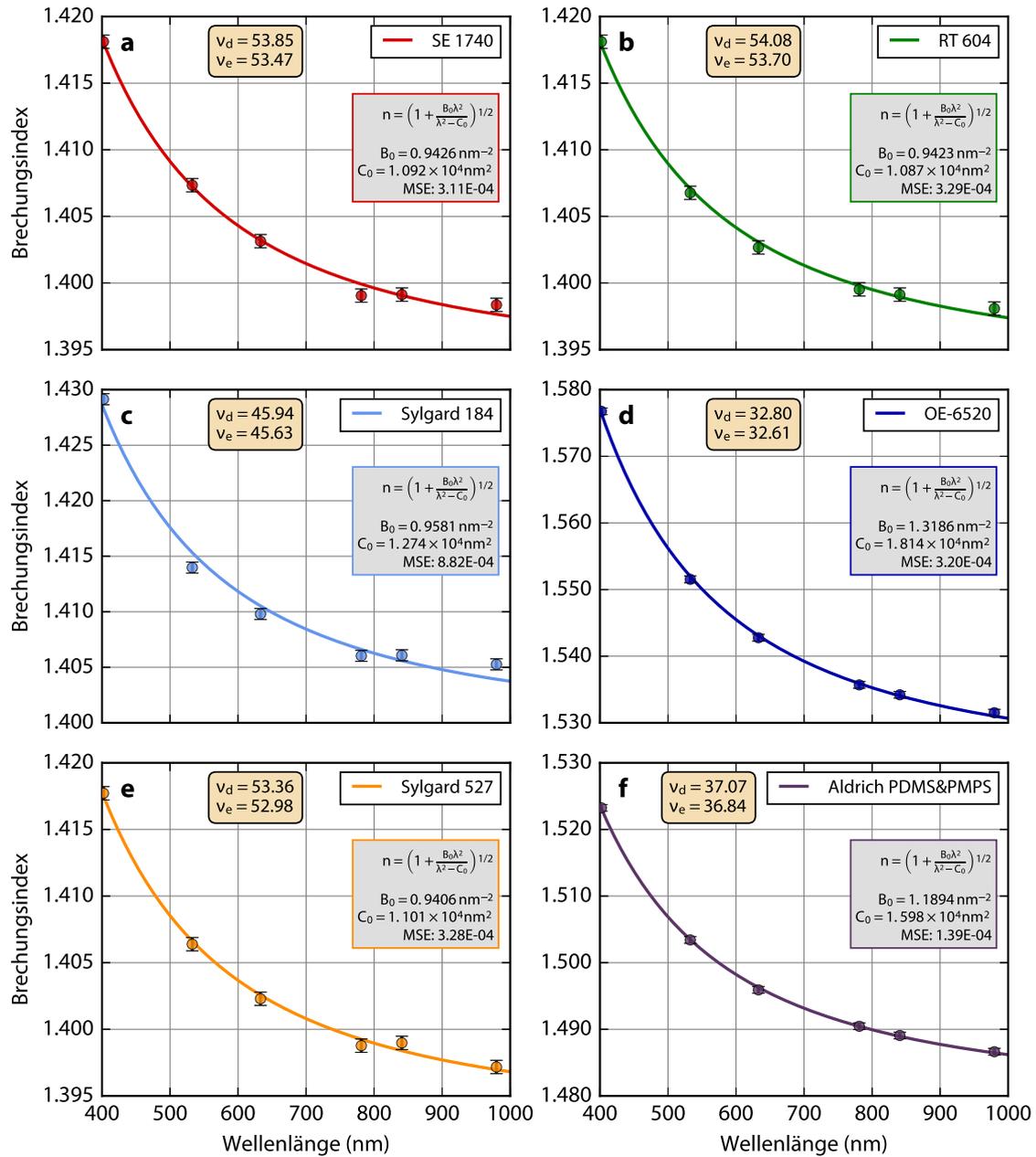


Abb. A.6: Übersicht über die Dispersion von verschiedenen reinen Polymeren. Mit Ausnahme des Siloxan-Fluids in f) wurden alle Proben für 90 min bei 90 °C vernetzt. Punkte: Messdaten; Linien: Anpassung an Sellmeier-Gleichung.

A.4 Mechanische Eigenschaften von Siloxan- elastomeren

A.4.1 Einfluss der Vernetzungstemperatur auf Spannungs- Dehnungskurven

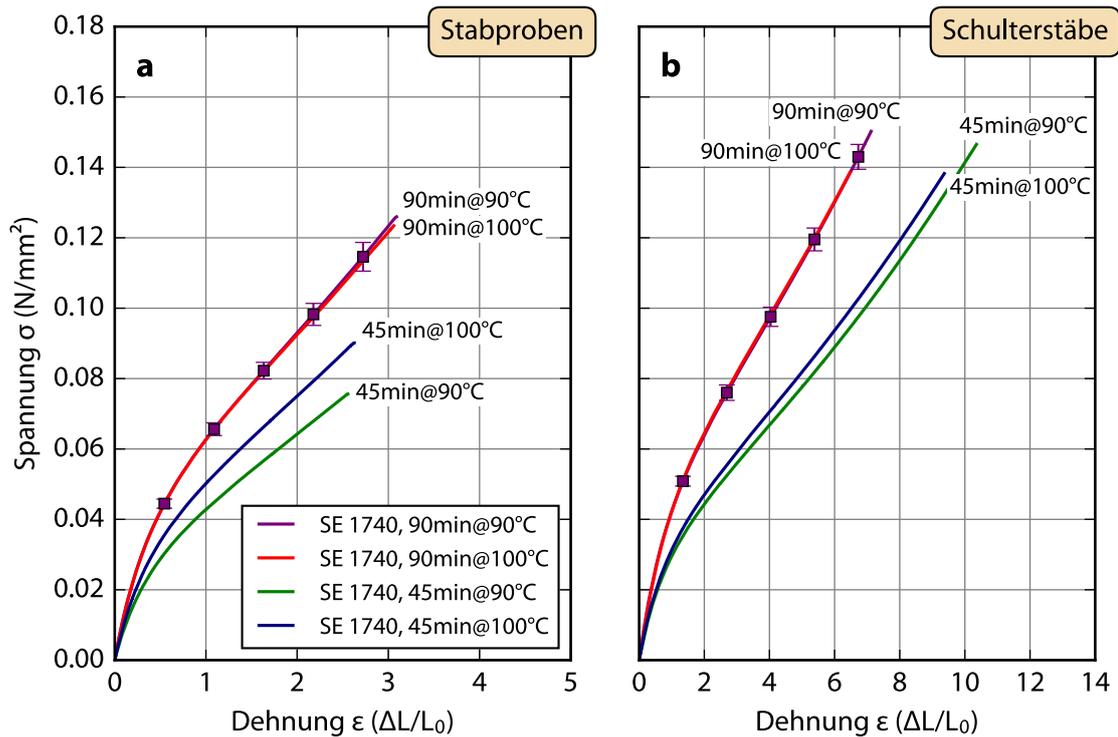


Abb. A.7: Isotherme Spannungs-Dehnungs-Diagramme für SE 1740 bei verschiedenen Vernetzungstemperaturen in Stab- (*a*) und Schultergeometrie (*b*). Während bei 45 min noch ausgeprägte Unterschiede im Spannungs-Dehnungs-Verhalten zeigen, ist die Spannungsantwort der Elastomere für 90 min identisch.

A.4.2 Wiederholgenauigkeit von Spannungs-Dehnungs-Experimenten

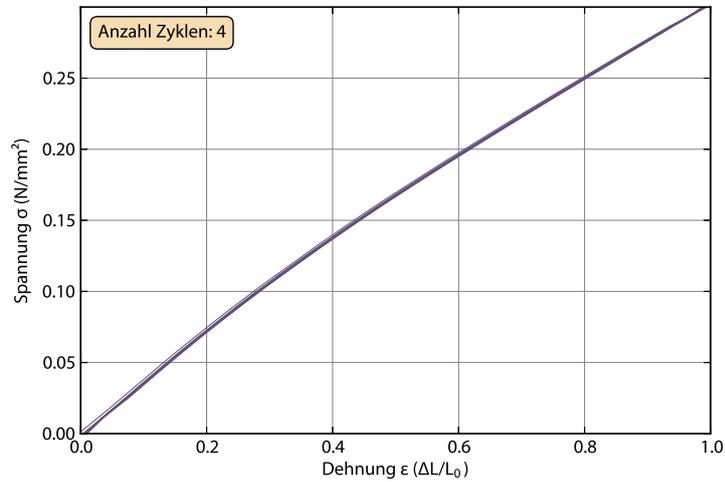


Abb. A.8: Wiederholgenauigkeit des isothermen Spannungs-Dehnungs-Verhaltens einer binären Mischung aus je 50 Gew.-% SE 1740 und Sylgard 184, (Probe 11) in *Schultergeometrie*. Die Probe wurde vier Mal um 100 % gedehnt; der absolute Stellweg beträgt 20 mm.

A.4.3 Bruchdehnung und Bruchenergie nach DIN 53504

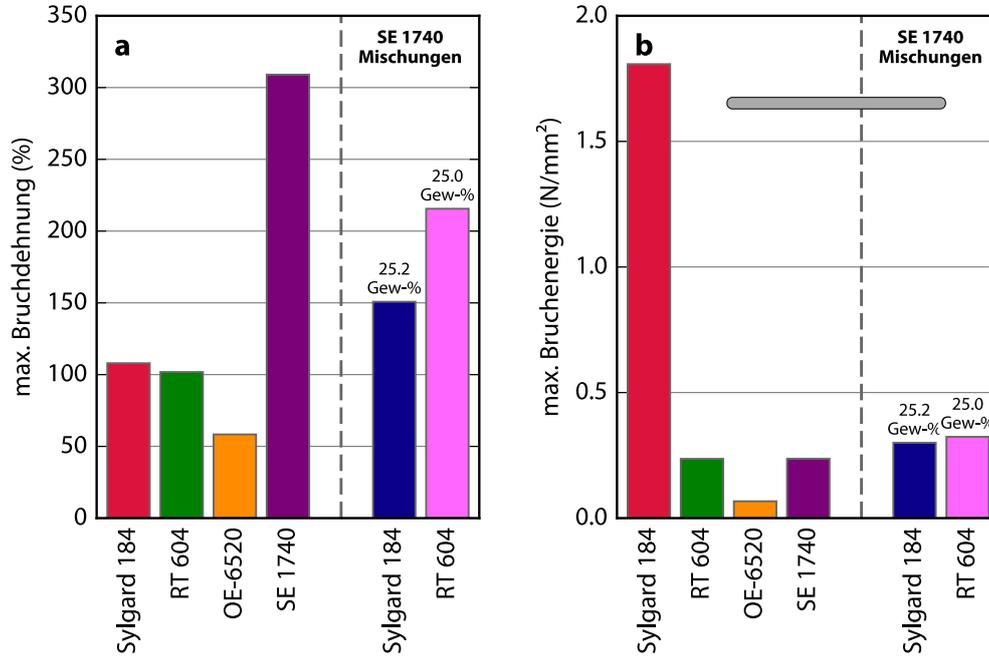


Abb. A.9: a) Maximale Bruchdehnung ε_{\max} und b) Bruchenergie von *Stabproben* transparenter Siloxanelastomere. Die jeweils rechten Diagrammhälften zeigen die Eigenschaften binärer Mischungen mit SE 1740 zum direkten Vergleich. Die Diagramme für die Schultergeometrie befinden sich in Abbildung A.10.

Die Bruchenergie G_c bezieht sich definitionsgemäß auf das Volumen der Probe.

$$G_c = \frac{1}{V} \int_{l_0}^{l_{\max}} F dl \quad (\text{A.2})$$

$$= \sigma \int_{l_0}^{l_{\max}} \frac{dl}{l} \quad (\text{A.3})$$

$$= \sigma \int_0^{\varepsilon_b} d\varepsilon \quad (\text{A.4})$$

$$= \frac{1}{2} E \varepsilon_b^2 = \frac{\sigma_b^2}{2E} \quad (\text{A.5})$$

dabei ist V das Probenvolumen, F die Zugkraft, l_0 die Anfangslänge, dl die Längenänderung der Probe, ε die Dehnung, σ die Zugspannung und E der E-Modul. Die Indizes $_b$ beziehen sich auf die Größen beim Bruch der Probe. Aus Gleichungen A.2 bis A.5 ergibt sich die Einheit der Bruchdehnung zu N mm^{-2} .

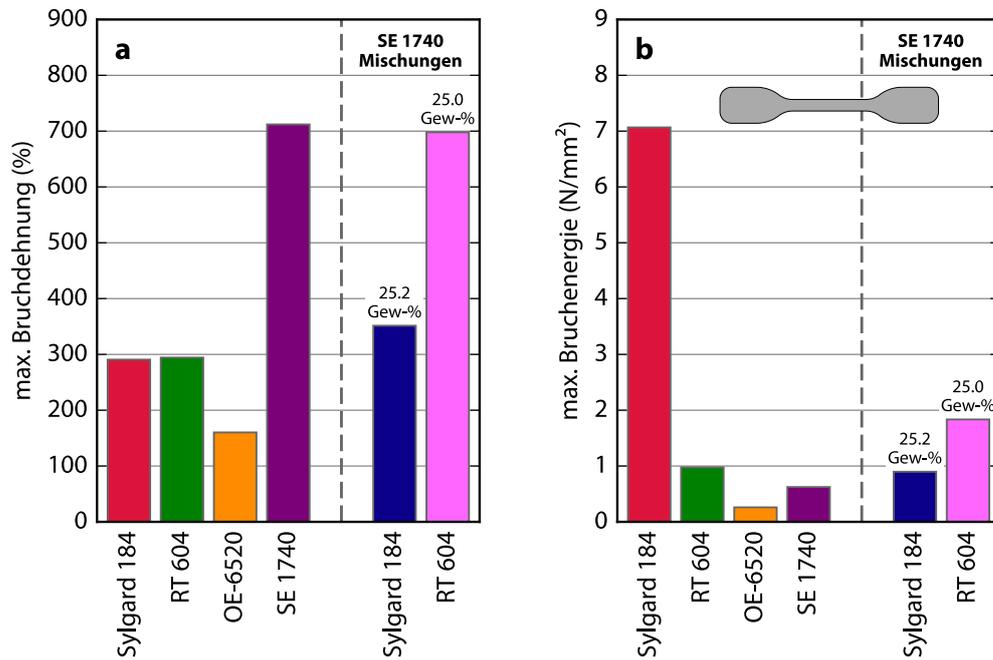


Abb. A.10: a) Maximale Bruchdehnung ϵ_{\max} und b) Bruchenergie transparenter Siloxan-elastomere in *Schultergeometrie* nach DIN 53504. Die jeweils rechten Diagrammhälften zeigen die Eigenschaften binärer Mischungen mit SE 1740 zum direkten Vergleich. Die Diagramme für die Stabgeometrie befinden sich in Abbildung A.9.

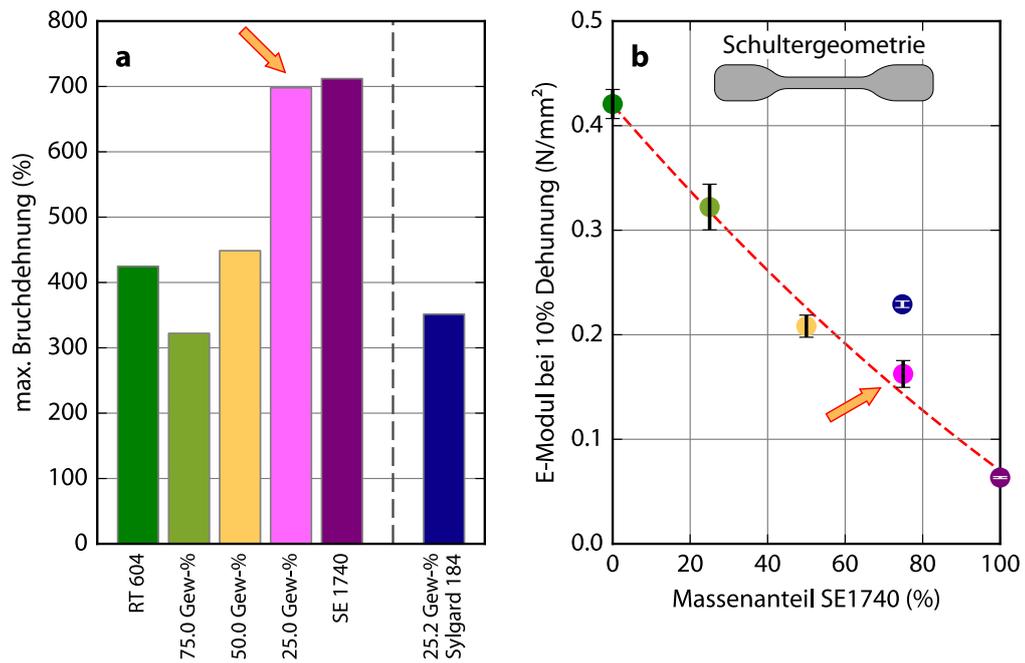


Abb. A.11: a) Maximale Bruchdehnung und b) E-Modul bei $\varepsilon = 10\%$ Dehnung für binäre Mischungen aus RT 604 und SE 1740 in *Schultergeometrie*. Die Fehlerbalken markieren die Grenzen der Maximal- und Minimalwerte aus drei Zugversuchen. Zum Vergleich sind die Werte für eine Mischung aus SE 1740 und 25 Gew.-% Sylgard 184 angegeben (blau).

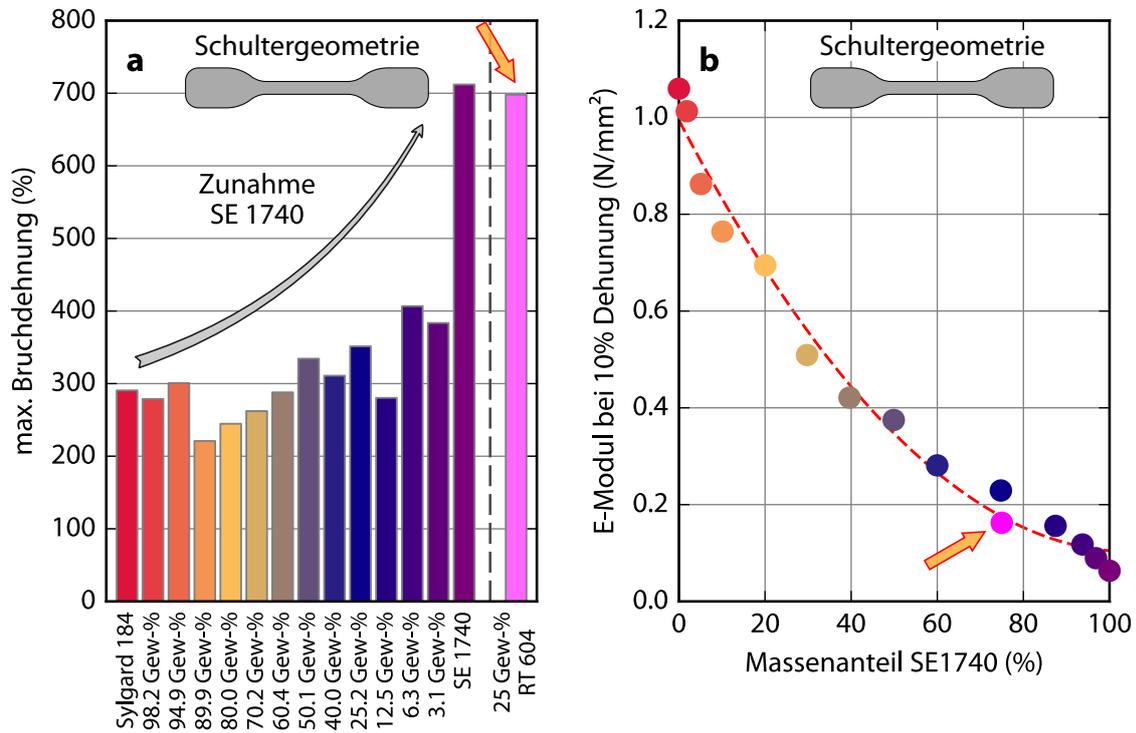


Abb. A.12: a) Maximale Bruchdehnung und b) E-Modul bei $\varepsilon = 10\%$ Dehnung für binäre Mischungen aus Sylgard 184 und SE 1740 in *Schultergeometrie*. Zum Vergleich sind die Werte für eine Mischung aus SE 1740 und 25 Gew.-% RT 604 angegeben (magenta-farben). Die Fehlerbalken sind zur besseren Übersicht nicht dargestellt und sind in der Größenordnung der Punkt-Markierungen (vgl. Abb. 2.11 und A.11)

A.5 Tolerierungssimulationen

Dieses Unterkapitel zeigt die Simulationsergebnisse für verschiedene Linsenkonfigurationen und mechanische Fehler auf die Bildübertragungsfunktion. Spezielle Erläuterungen befinden sich in den Bildunterschriften. Soweit nicht anders angegeben wurden die Simulationen mit folgenden Randbedingungen durchgeführt (Tabelle A.10).

Tab. A.10: Simulationsparameter.

Größe	Variable	Wert
Wellenlänge	λ	633 nm
Brechungsindex	n_{633}	1,403
Aperturdurchmesser	AS	4,0 mm 6 mm
Krümmungsradien	R	$\pm 15,50$ mm $\pm 24,82$ mm $\pm 51,68$ mm
Linsenranddicke, nominell	t_e	2,3 mm
Felder	t_e	0, 0,5, 1,0, 1,5, 2,0, 2,5 und 3,0mm

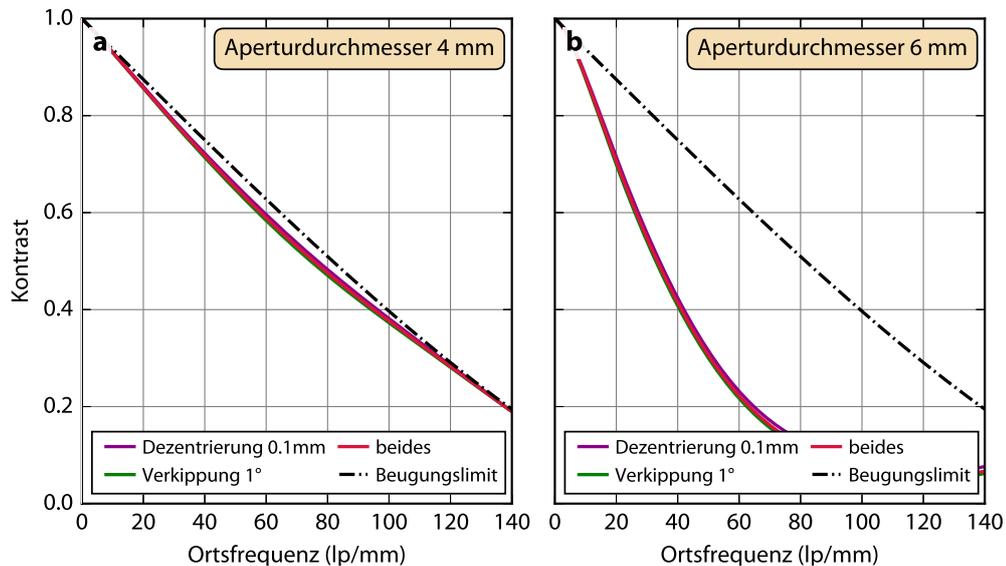


Abb. A.13: Marginale Veränderung der MTF bei gleichzeitigem Auftreten von Versatz- und Verkippungsfehlern bei a) 4 mm bzw. b) 6 mm Aperturdurchmesser für eine Äquikonvexlinse mit 24,82 mm Krümmungsradius.

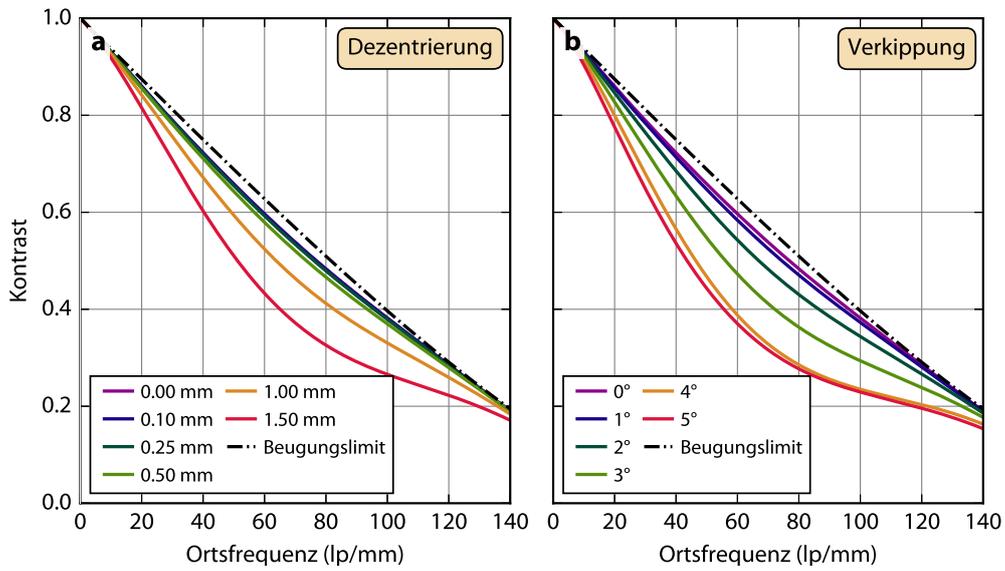


Abb. A.14: Empfindlichkeit der MTF einer Äquikonvexlinse mit einem Krümmungsradius von 24,82 mm und 4 mm Aperturdurchmesser auf a) Versatzfehler und b) Verkippungsfehler.

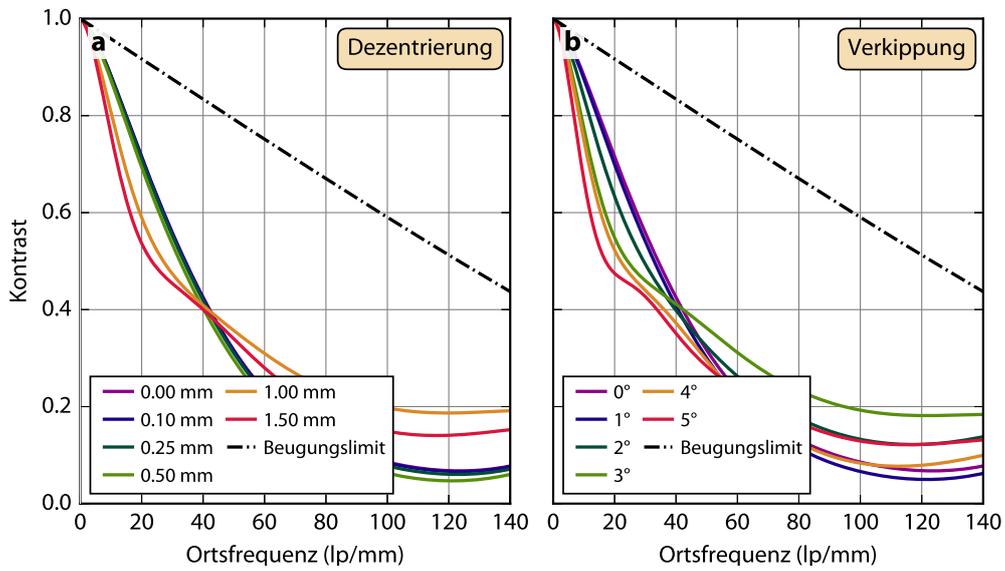


Abb. A.15: Empfindlichkeit der MTF einer Äquikonvexlinse mit einem Krümmungsradius von 24,82 mm und 6 mm Aperturdurchmesser auf a) Versatzfehler und b) Verkippungsfehler.

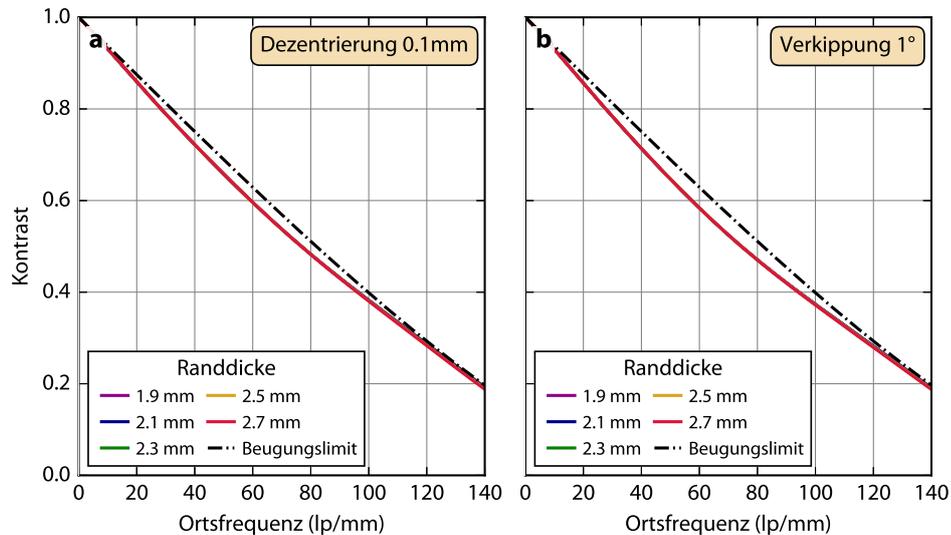


Abb. A.16: Einfluss unterschiedlicher Randdicken auf a) kleine Versatzfehler von 0,1 mm bzw. b) kleine Verkippungsfehler von 1° bei einer Äquikonvexlinse mit einem Krümmungsradius von 24,82 mm und einem Aperturdurchmesser von 4 mm. Simulationen mit einem Aperturdurchmesser von 6 mm zeigen identisches Verhalten.

A.6 Herstellung zweikomponentiger Linsen

Achromatische Doublets aus Siloxanelastomeren müssen in einem Zweistufenprozess hergestellt werden. Dabei ist die Reihenfolge der Polymerisationsschritte wichtig: Abbildung A.17 zeigt eine zweikomponentige Linse bei welcher zunächst RT 604 und anschließend OE-6520 aufpolymerisiert wurde. Durch Diffusion des flüssigen OE-6520 Präpolymers in das bereits vernetzte Elastomer RT 604 kommt es zur Eintrübung des zuerst polymerisierten Materials. Bei der umgekehrten Reihenfolge (1. OE-6520, 2. RT 604) kommt es dagegen zu keinerlei Eintrübung der Polymerisate (vgl. Abschnitt 3.5.1).

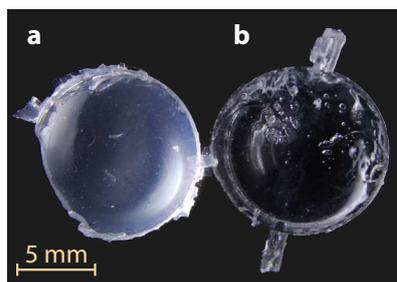


Abb. A.17: a) Eintrübung einer Kompositlinse aus zwei inkompatiblen Siloxanelastomeren; b) zeigt die Linse nach Entfernen der trüben RT 604-Komponente. Das im zweiten Schritt polymerisierte OE-6520 ist weiterhin transparent.

A.7 Chromatische Längsaberration von Achromaten und Einzellinsen

Abbildung A.18 zeigt die simulierte chromatische Längsaberration für verschiedene untersuchte Achromate und Einzellinsen. Zur besseren Vergleichbarkeit der Linsen wurde die Referenzwellenlänge auf $\lambda = 633 \text{ nm}$ festgelegt ($f_{633\text{nm}} \equiv 0 \text{ mm}$). Der in dieser Arbeit hergestellte Achromat aus Siloxanen ist mit einem roten Rahmen hervorgehoben. Die Messung der chromatischen Längsaberration fand bei den Wellenlängen 543 nm und 633 nm statt und ist durch die unterbrochenen horizontalen Linien markiert.

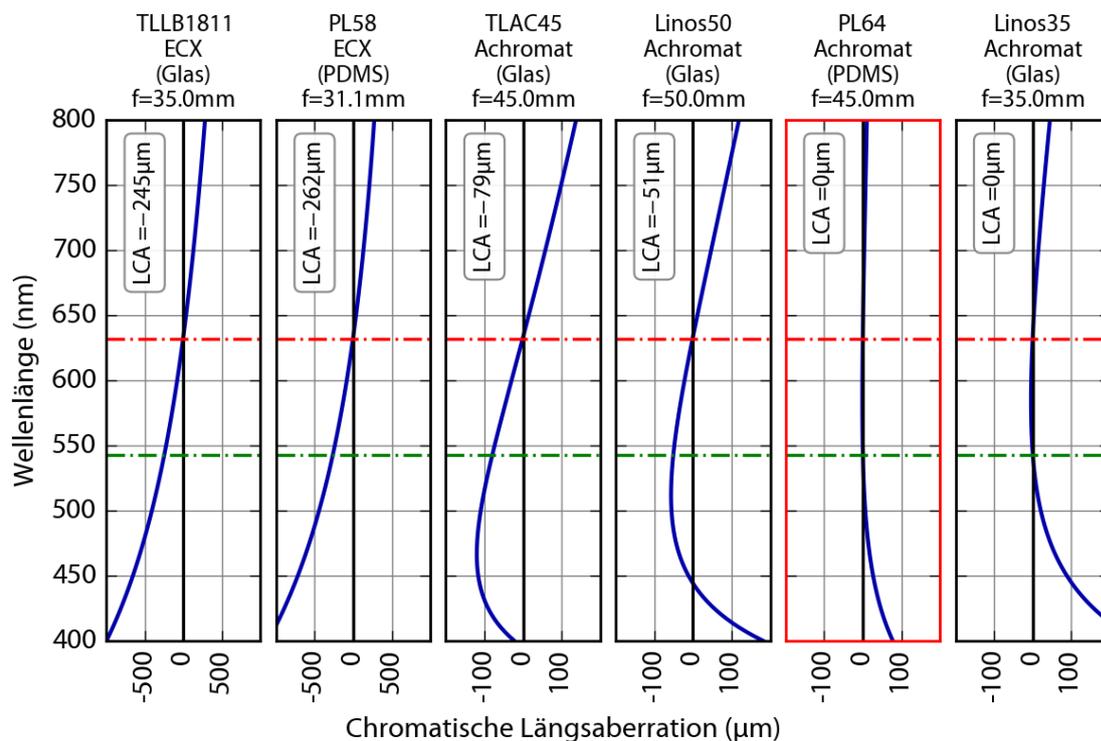


Abb. A.18: Berechnete chromatische Längsaberration für verschiedene Glas- und PDMS-Linsen für die Wellenlängen des Messsystems ($\lambda = 633 \text{ nm}$ und $\lambda = 543 \text{ nm}$). Die Graphen zeigen die Abweichung der Brennweite von der Referenzwellenlänge (633 nm); das achromatische Doublet aus PDMS ist rot hervorgehoben. Man beachte die unterschiedliche Skalierung der Abszisse für die Äquikonvexlinsen.

A.8 Ergänzungen zur optischen Metrologie

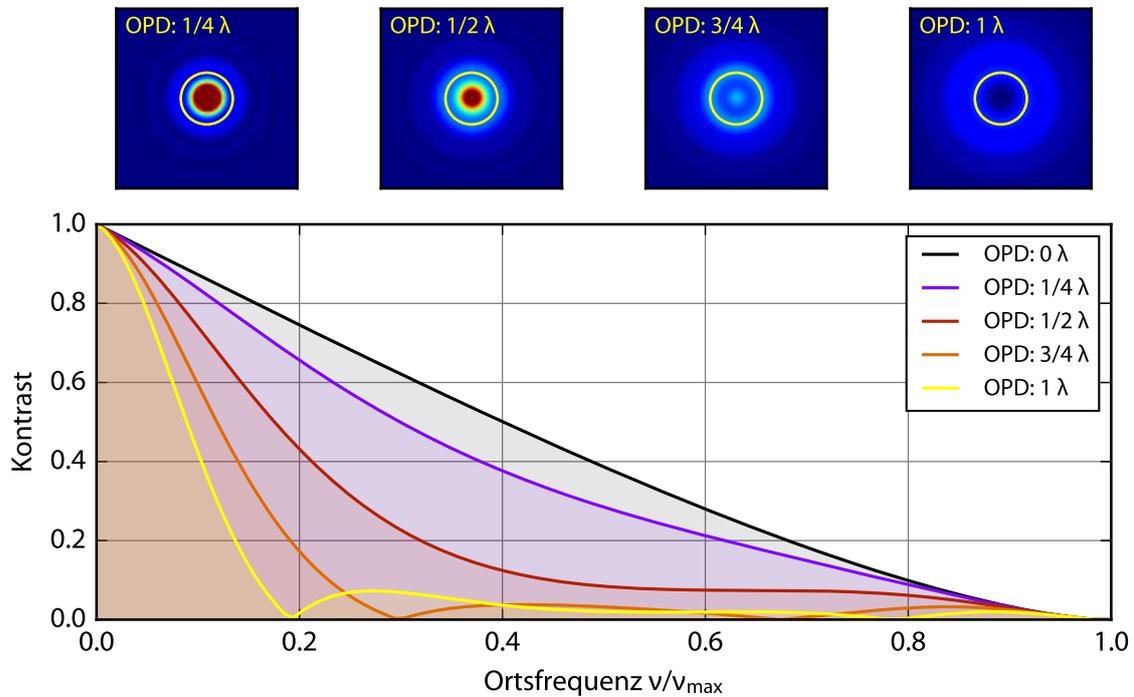


Abb. A.19: Der Bildkontrast reagiert sehr empfindlich auf Defokussierung. Das Diagramm zeigt die simulierten MTF-Kurven für eine perfekte Linse von 0λ bis 1λ Defokussierung (Amplitude) der Wellenfront. OPD: optische Pfaddifferenz.

A.8.1 Zernike-Polynome

Normierungsfaktoren

Der Normierungsfaktor der normierten Zernike-Polynome berechnet sich nach

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1 + \delta_{m0}}}, \quad (\text{A.6})$$

mit n der radialen Ordnung, m der azimuthalen Frequenz und δ_{m0} dem Kronecker Delta, d. h. $\delta_{m0} = 1$ für $m \neq 0$.

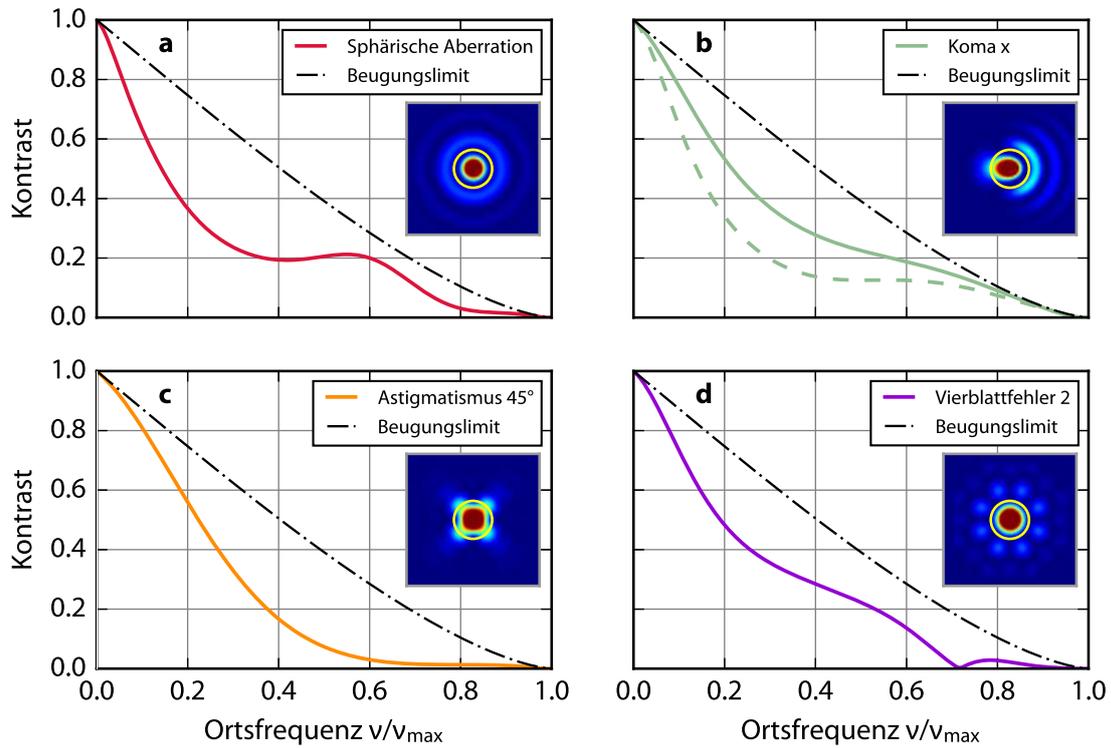


Abb. A.20: Einfluss verschiedener Wellenfrontaberrationen auf die MTF. Alle Wellenfrontaberration haben einen RMS-Fehler von $\lambda/5$; durchgezogene Linien zeigen die meridionale MTF, die unterbrochene Linie zeigt die tangentielle MTF. Die Bilder zeigen die PSF der Wellenfrontaberration; der gelbe Kreis repräsentiert das Beugungslimit (erste Nullstelle der Airyfunktion).

Darstellung ausgewählter Zernike-Polynome

Tab. A.11: Übersicht über häufig verwendete Zernike-Polynome in der orthogonalen Darstellung. Die Faktoren zur Normalisierung berechnen sich nach Gleichung A.6.

Name	Abkürzung	Ordnung		Polynom	Symmetrie	Kontur-
		radial, n	azimuthal, m	in Polarkoordinaten	(Schönflies)	diagramm
Neigung x	TILT X	1	-1	$Z_1^{-1} = \rho \cos \varphi$	C_i	
Neigung y	TILT Y	1	-1	$Z_1^{+1} = \rho \sin \varphi$	C_i	
Defokus	DEFOC	2	0	$Z_2^0 = 2\rho^2 - 1$	$C_{\infty v}$	
Astigmatismus 0	AST 0	2	-2	$Z_2^{-2} = \rho^2 \cos(2\varphi)$	C_{2v}	
Astigmatismus 45	AST 45	2	+2	$Z_2^{+2} = \rho^2 \sin(2\varphi)$	C_{2v}	
Koma x	COMA X	3	-1	$Z_3^{-1} = (3\rho^3 - 2\rho) \cos(\varphi)$	C_i	
Koma y	COMA Y	3	+1	$Z_3^{+1} = (3\rho^3 - 2\rho) \sin(\varphi)$	C_i	
Sphär. Aberration	SPHA	4	0	$Z_4^0 = 6\rho^4 - 6\rho^2 + 1$	$C_{\infty v}$	
Vierblattfehler 1	TF 1	4	-4	$Z_4^{-4} = \rho^4 \cos(4\varphi)$	C_{4v}	
Vierblattfehler 2	TF 2	4	+4	$Z_4^{+4} = \rho^4 \sin(4\varphi)$	C_{4v}	

A.8.2 Bildlage und Abbildungsmaßstab der Pupillenprojektion

Bildlage eines Kepler-Fernrohrs

Die in Abschnitt 4.3.2 vorgestellte Aperturanpassung und Pupillenprojektion ist eine Kombination aus zwei Kepler-Teleskopen. Ausgehend von einem einfachen Kepler-Teleskop werden in diesem Abschnitt die wichtigsten Beziehungen und deren Herleitung gezeigt. Die verwendeten Symbole können Abbildung A.21 entnommen werden. Um die Verwendung von Indizes übersichtlicher zu halten, werden die Bezeichnungen

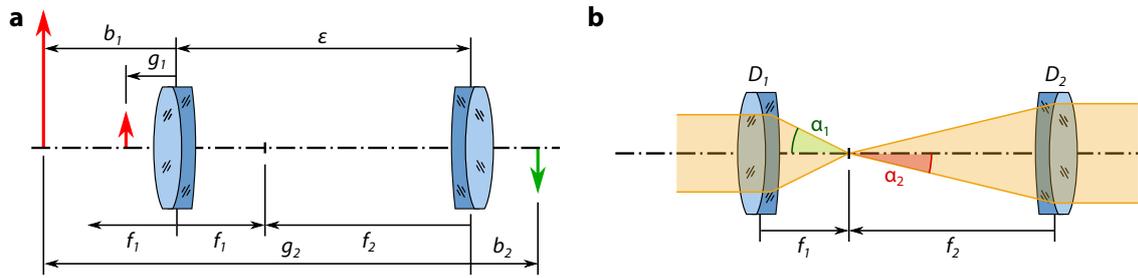


Abb. A.21: Kepler-Teleskop. a) Bemaßung und Größen für Abbildungsstrahlengang; b) Bemaßung und Größen im Beleuchtungsstrahlengang.

g , b und f für die Objektweite (Gegenstandsweite), die Bildweite und die Brennweite verwendet; die Indizes 1...4 stehen für die Linsen im optischen Pfad in Ausbreitungsrichtung des Lichtes. Die Abstände sind für die Objektseite positiv links der Hauptebene der Linse, und negativ für Lagen rechts der Hauptebene. Abstände der Bildebene sind positiv rechts der Hauptebene und negativ links der Hauptebene (vgl. Abb. A.21a); die Hauptebenen werden dort als mit der Linsenmitte zusammenfallend angenommen.

Ausgehend von der Gaußschen Abbildungsgleichung

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{b} + \frac{1}{g} \quad (\text{A.7})$$

ergibt sich für die beiden Linsen des Kepler-Teleskops nach Umstellen

$$b_1 = \frac{g_1 f_1}{g_1 - f_1} \quad \text{bzw.} \quad b_2 = \frac{g_2 f_2}{g_2 - f_2}. \quad (\text{A.8})$$

Aus Abbildung A.21a lässt sich entnehmen, dass die Gegenstandsweite g_2 der zweiten Linse mit der Bildweite b_1 über

$$g_2 = f_1 + f_2 - b_1 = \epsilon - b_1 \quad (\text{A.9})$$

verknüpft ist. Durch Einsetzen und Vereinfachen ergibt sich die Bildweite b_2 eines einzelnen Kepler-Fernrohr zu

$$b_2 = \frac{f_2 (f_1^2 + f_1 f_2 - f_2 g_1)}{f_1^2}. \quad (\text{A.10})$$

Analog gilt für die Bildweite b_4 des zweiten Fernrohrs

$$b_4 = \frac{f_4 (f_3^2 + f_3 f_4 - f_4 g_3)}{f_3^2}. \quad (\text{A.11})$$

Beide Fernrohre sind gekoppelt und die Objektweite g_3 der ersten Linse des hinteren Teleskops ist über

$$g_3 = d - b_2 \quad (\text{A.12})$$

mit der Bildweite b_2 des ersten Fernrohrs verknüpft, wobei d der Abstand zwischen der letzten bzw. der ersten Linse der beiden Teleskope ist.

Kombiniert man die Gleichungen A.11 und A.12, ergibt sich für die finale Bildweite

$$b_4 = \frac{f_4 (f_1 f_2^2 f_4 + f_1^2 (f_3^2 + (f_2 + f_3 - d) f_4) - f_2^2 f_4 g_1)}{f_1^2 f_3^2}. \quad (\text{A.13})$$

Wie in Abschnitt 4.3.2 diskutiert, gelten für die Pupillenprojektion spezielle Randbedingungen: b_4 ist fix (vorgegeben durch den SHS), während der Abstand d durch den Retrofektor variabel ist. Auflösen von Gleichung A.13 nach d ergibt

$$d = \frac{f_4 (f_1 f_2^2 f_4 + f_1^2 (f_3^2 + (f_2 + f_3) f_4) - f_2^2 f_4 g_1)}{f_1^2 (f_3^2 + f_4^2)}. \quad (\text{A.14})$$

Eine graphische Darstellung der Abhängigkeiten des Fokussierabstands d findet sich in Abbildung A.22.

Abbildungsmaßstab zweier verketteter Kepler-Fernrohre

Die Winkelvergrößerung eines afokalen Teleskops ist definiert als das Verhältnis der Öffnungswinkel α_2/α_1 , wobei α_i gegeben ist durch (vgl. Abbildung A.21b)

$$\alpha_1 = \tan\left(\frac{D_1}{2f_1}\right) \approx \frac{D_1}{2f_1} \quad \text{bzw.} \quad \alpha_2 = -\tan\left(\frac{D_2}{2f_2}\right) \approx -\frac{D_2}{2f_2}. \quad (\text{A.15})$$

Für kleine Öffnungen bzw. große Abstände können die Tangens-Funktionen in guter Näherung durch lineare Ausdrücke approximiert werden. Für eine Linse mit 30 mm Aperturdurchmesser und 500 mm Brennweite beträgt die Differenz zwischen Tangens und Näherung lediglich $\approx 5 \cdot 10^{-5}$ (0,05 vs. $\tan \alpha = 0,05004$).

Die Vergrößerung β_{ij} eines Kepler-Teleskops ergibt sich aus Gleichung A.15 zu

$$\beta_{12} = -\frac{f_2}{f_1} \quad \text{bzw.} \quad \beta_{34} = -\frac{f_4}{f_3}. \quad (\text{A.16})$$

Die Gesamtvergrößerung β_{ges} der verketteten Teleskope für die Pupillenprojektion setzt sich multiplikativ aus den Einzelvergrößerungen zusammen, so dass aus Gleichung A.16 folgt:

$$\beta_{\text{ges}} = \beta_{12} \beta_{34} = \frac{f_2 f_4}{f_1 f_3}. \quad (\text{A.17})$$

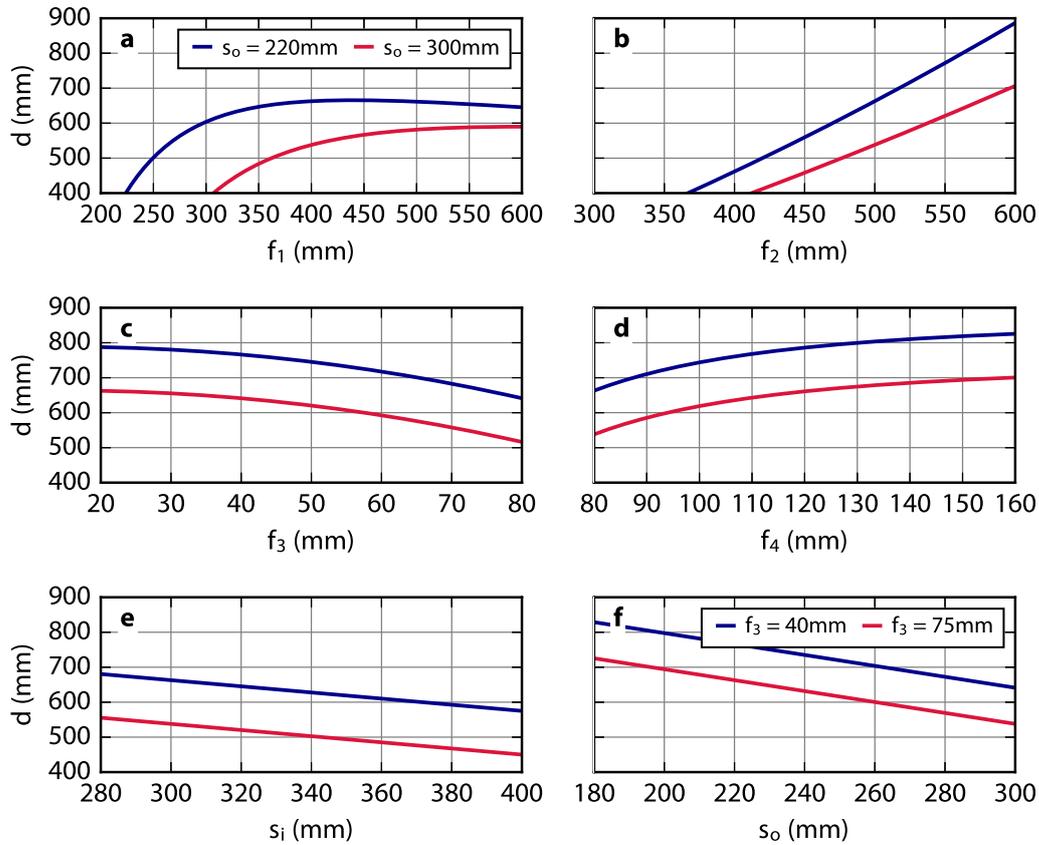


Abb. A.22: Visualisierung des notwendigen Abstandes d zwischen den beiden Teleskopen nach Gleichung A.14. Um ein scharfes Abbild der Austrittspupille auf der Eintrittspupille herzustellen, wird der Abstand d mit dem Retroreflektor eingestellt (vgl. auch Abbildung 4.12 und Abb. A.21).

In a-f) sind die konstanten Größen jeweils: $f_1 = 400$ mm, $f_2 = 500$ mm, $f_3 = 75$ mm, $f_4 = 80$ mm. In a-e) wurde der Abstand d für zwei Objektweiten ($s_o = 220$ mm und $s_o = 300$ mm) aufgetragen, um den Einfluss der Position der Testlinsen entlang des optischen Pfades zu zeigen. Die Objektweite variiert leicht mit jedem Einsetzen der Testlinse und im größeren Maß in Abhängigkeit von der Art der Testlinse und des Platzes, den die Aktoren beanspruchen. Der Objektabstand s_o und der Abstand d können aus baulichen Gründen 200 mm bzw. 400 mm nicht unterschreiten.

In f) ist die Abhängigkeit des Teleskopabstands d in Abhängigkeit der Objektweite aufgetragen; in diesem Diagramm wird zusätzlich der Einfluss der variablen Brennweite der Linse L_3 für zwei häufig genutzte Brennweiten des Zoom-Objektivs dargestellt.

A.8.3 Messunsicherheit der Wellenfrontmessungen

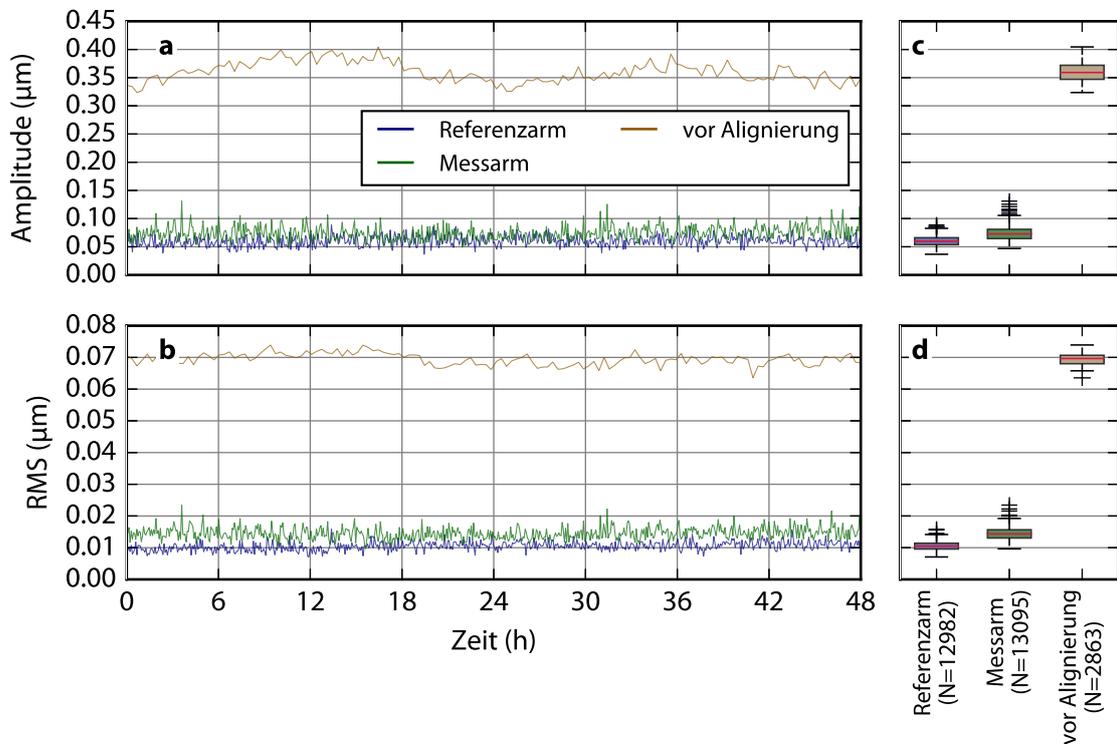


Abb. A.23: Langzeitmessung der Amplitude und des RMS-Werts der Wellenfrontaberrationen für Referenzarm (a) und Messarm (b) über 48 h. Die Verteilung der Messwerte ist in den Kastendiagrammen in c) und d) gezeigt. Die Kastendiagramme in der rechten Spalte zeigen die Messwerte vor einer Neujustage des Instruments. Nach Justage des Instruments konnte der Beitrag des Messaufbaus zur Wellenfrontmessung um den Faktor 4 reduziert werden.

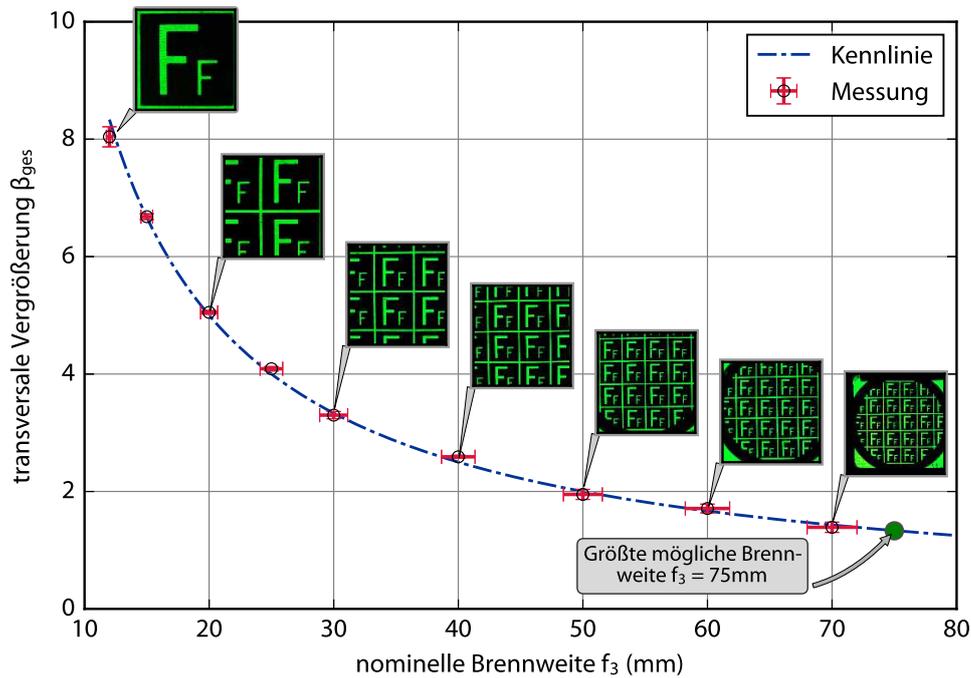


Abb. A.24: Abhängigkeit des Abbildungsmaßstabs β_{ges} von der Brennweite f_3 des Zoom-Objektivs. Zur Bestimmung der Vergrößerung wurden Bilder eines Dias mit bekannter Größe ausgewertet; die Fehlerbalken berechnen sich aus der Unsicherheit der Vergrößerung von 5 Messungen. Die Fehler der Brennweite ergeben sich aus dem Ablesefehler an der Objektiv-Skalierung. Insgesamt ist eine sehr gute Übereinstimmung der gemessenen Vergrößerungen mit der theoretischen Kennlinie erkennbar.

Tab. A.12: Brennweiten des Zoom-Objektivs L_3 zur Aperturanpassung. Der Durchmesser der Eintrittspupille des SHS beträgt 10,70 mm.

Testapertur mm	Vergrößerung	Brennweite f_3 mm
8	1,33	75
6	1,77	57
4	2,65	38
2	5,35	19

Tab. A.13: Wellenfrontaberrationen für verschiedene Konfigurationen des Referenz- und Messarms des Interferometers bei 633 nm Wellenlänge; $\langle c_n^m \rangle$: Mittelwerte; σ : Standardabweichung; alle Angaben in nm.

	Referenzarm				Messarm				Anzahl [†]
	$\langle PV \rangle$	$\sigma_{(PV)}$	$\langle RMS \rangle$	$\sigma_{(RMS)}$	$\langle PV \rangle$	$\sigma_{(PV)}$	$\langle RMS \rangle$	$\sigma_{(RMS)}$	
leere Apertur[‡]									
Zoom-Objektiv, $f_3 = 75$ mm	–	–	–	–	58,8	9,8	9,5	1,6	25
Zoom-Objektiv, $f_3 = 40$ mm	–	–	–	–	63,9	11,7	10,1	1,8	25
8 mm Apertur- \emptyset , $\beta_{\text{ges}} = 1,33$	39,9	8,6	6,1	1,4	66,5	11,3	11,1	1,7	25
6 mm Apertur- \emptyset , $\beta_{\text{ges}} = 1,77$	32,8	7,2	6,0	1,4	49,7	7,0	8,5	0,9	25
4 mm Apertur- \emptyset , $\beta_{\text{ges}} = 2,65$	36,2	9,7	6,0	1,6	80,3	4,7	15,5	1,3	25
2 mm Apertur- \emptyset , $\beta_{\text{ges}} = 5,00$	36,5	10,7	6,7	1,9	131,2	6,1	23,5	1,1	25
Langzeitstabilität 48 h	60,3	9,1	10,5	1,4	74,1	12,5	14,5	1,9	13 095
Referenzlinse TLLB1761 6 mm Apertur-\emptyset									
Mitutoyo Apo Plan 5x	–	–	–	–	600,1	10,8	123,5	0,9	5
Mitutoyo Apo Plan 10x	–	–	–	–	677,2	20,3	134,8	1,6	5
Wiederholgenauigkeit Linsenalignierung (5x)	–	–	–	–	633,8	18,6	130,1	2,2	5

[†] Anzahl Wiederholungen. Zur Messung der Präzision (Wiederholgenauigkeit) mit der Referenzlinse TLLB1761 wurde jeweils über 25 Wellenfrontmessungen gemittelt.

[‡] Ohne Einbau des Kompensationsobjektivs.

Tab. A.14: Messunsicherheit der Zernike-Entwicklungskoeffizienten für 6 mm Aperturdurchmesser bei 633 nm; $\langle c_n^m \rangle$: Mittelwert; σ : Standardabweichung; PV: Amplitude; alle Angaben in nm. Als Referenzlinse diente eine ungefasste Einzellinse (Teilenummer: LB1761, Thorlabs GmbH, Dachau, Deutschland).

Idx	Name	c_n^m (n, m)	Referenzarm			Messarm			48 h Test			Referenzlinse ^a			Wiederholgenauigkeit ^a		
			$\langle c_n^m \rangle$	σ	PV	$\langle c_n^m \rangle$	σ	PV	$\langle c_n^m \rangle$	σ	PV	$\langle c_n^m \rangle$	σ	PV	$\langle c_n^m \rangle$	σ	PV
0	Hub	(0, 0)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
1	Neigung x	(1,-1)	0,10	1,20	4,40	-0,90	1,00	4,20	0,50	1,10	8,80	34,30	2,60	10,70	59,20	3,30	12,40
2	Neigung y	(1, 1)	-1,00	0,60	2,40	0,70	0,80	3,00	-1,50	0,90	6,60	-26,30	4,40	14,80	-40,50	6,90	24,20
3	Defokus	(2, 0)	0,00	1,20	5,90	-0,80	1,00	3,30	-7,90	1,30	10,80	1,80	3,20	13,90	-0,80	3,20	13,10
4	Astigmatismus 0°	(2,-2)	0,80	1,40	6,30	1,00	1,00	3,90	3,80	1,60	11,90	21,60	1,80	9,80	-0,10	2,30	12,70
5	Astigmatismus 45°	(2, 2)	1,40	3,30	13,50	-1,50	1,80	6,90	7,40	3,10	24,00	-10,90	3,80	19,00	-10,10	3,10	17,30
6	Koma x	(3,-1)	1,70	1,20	4,50	3,10	0,90	3,60	0,00	0,80	6,50	-35,50	1,20	7,00	-47,00	2,50	11,30
7	Koma y	(3, 1)	0,60	0,80	2,80	-2,90	0,80	3,10	0,80	0,80	6,90	18,20	1,20	6,70	32,90	5,00	17,70
8	Sphärische Aberration	(4, 0)	0,20	0,60	2,20	-1,50	0,50	2,00	2,20	0,60	4,80	113,20	0,80	3,80	118,30	0,70	3,60
9	Kleeblattfehler 1	(3,-3)	1,20	1,60	7,20	3,40	1,50	5,70	-0,40	1,70	12,50	-4,20	2,00	9,60	3,10	1,50	7,50
10	Kleeblattfehler 2	(3, 3)	-0,10	0,90	3,30	-0,30	0,90	3,20	3,40	1,00	8,00	8,40	1,50	8,40	3,00	1,20	6,00
11	sek. Astigmatismus 0°	(4,-2)	-0,60	0,30	1,40	-0,70	0,40	1,20	-1,80	0,50	3,90	-4,90	0,60	3,20	-5,20	0,90	4,30
12	sek. Astigmatismus 45°	(4, 2)	-0,50	0,60	2,40	1,70	0,50	2,30	-1,60	0,60	4,40	1,10	0,70	3,50	3,80	0,70	3,80
13	sek. Koma x	(5,-1)	-1,60	0,40	2,10	-1,80	0,30	1,20	-0,40	0,50	3,20	8,50	0,50	2,40	1,70	0,50	3,00
14	sek. Koma y	(5, 1)	-0,20	0,40	2,10	0,50	0,50	1,80	0,60	0,50	3,50	-1,90	0,60	3,70	-2,40	0,40	2,10
15	sek. sphärische Aberration	(6, 0)	0,20	0,40	1,60	0,10	0,30	1,50	-0,70	0,40	2,80	2,90	0,50	2,30	1,90	0,60	2,20
16	Vierblattfehler 1	(4,-4)	0,40	0,50	1,90	-1,30	0,80	3,00	-0,80	0,90	6,30	-2,40	0,90	4,60	-6,40	1,00	4,40
17	Vierblattfehler 2	(4, 4)	0,10	1,10	4,10	-0,70	0,90	4,10	0,90	1,10	8,50	-3,70	1,40	7,00	-1,60	1,00	4,40
18	sek. Kleeblattfehler x	(5,-3)	-0,60	0,50	1,60	-1,40	0,40	1,50	0,10	0,50	3,60	-0,90	0,60	3,00	-0,60	0,50	2,20
19	sek. Kleeblattfehler y	(5, 3)	-0,40	0,50	1,70	-0,50	0,50	1,70	-1,70	0,50	3,70	-3,10	0,40	2,20	-0,20	0,50	3,00
20	tert. Astigmatismus 0°	(6,-2)	1,20	0,30	1,20	0,20	0,30	1,00	1,70	0,40	2,80	-3,10	0,40	2,20	0,60	0,30	1,90
21	tert. Astigmatismus 45°	(6, 2)	-0,30	0,30	1,30	0,10	0,40	1,60	1,30	0,40	2,50	1,40	0,50	2,30	-1,60	0,50	2,50
22	tert. Koma x	(7,-1)	-0,30	0,60	2,30	1,20	0,30	1,90	0,20	0,70	3,70	-2,50	0,80	3,70	0,80	0,30	1,40
23	tert. Koma y	(7, 1)	0,50	0,60	1,70	2,10	0,30	1,40	-1,40	0,60	3,00	1,80	1,00	4,10	0,20	0,30	1,50
24	tert. sphärische Aberration	(8, 0)	-0,40	0,50	1,50	-0,70	0,20	0,70	-0,20	0,30	2,00	0,50	0,40	1,70	0,70	0,30	1,40
25	Fünfblattfehler 1	(5,-5)	0,30	0,90	3,20	0,70	0,60	2,20	-2,90	1,10	7,30	1,60	0,90	5,00	1,70	0,80	4,50
26	Fünfblattfehler 2	(5, 5)	-0,20	0,70	2,80	-2,30	0,60	2,70	1,20	0,70	5,40	-5,70	1,10	5,10	-1,50	0,70	4,00
27	sek. Vierblattfehler 1	(6,-4)	0,00	0,40	1,60	-0,30	0,30	1,20	-0,50	0,30	2,10	3,30	0,50	2,30	3,00	0,30	1,80
28	sek. Vierblattfehler 2	(6, 4)	0,30	0,30	1,40	0,80	0,30	1,00	-0,20	0,30	2,20	2,00	0,40	1,80	1,40	0,30	1,50
29	tert. Kleeblattfehler 1	(7,-3)	0,20	0,20	0,70	0,20	0,20	0,80	0,10	0,30	1,90	0,80	0,40	1,70	-1,70	0,30	1,40
30	tert. Kleeblattfehler 2	(7, 3)	0,30	0,30	1,30	-0,90	0,30	1,20	0,40	0,40	2,30	-0,30	0,50	2,30	-0,30	0,30	1,50
31	quart. Astigmatismus 0°	(8,-2)	-0,70	0,20	0,80	0,60	0,20	0,70	0,20	0,20	1,50	2,00	0,20	1,20	1,20	0,20	1,30
32	quart. Astigmatismus 45°	(8, 2)	0,40	0,30	1,20	0,00	0,20	0,90	0,20	0,20	1,70	-0,30	0,30	1,50	1,90	0,30	1,40
33	quart. Koma x	(9,-1)	0,30	0,30	1,10	-0,60	0,20	1,00	0,00	0,40	2,00	1,10	0,50	2,10	0,00	0,20	1,00
34	quart. Koma y	(9, 1)	-0,20	0,30	0,90	-0,90	0,20	0,80	0,70	0,30	1,90	-1,00	0,60	2,60	0,40	0,30	1,40
35	quart. sphärische Aberration	(10, 0)	0,20	0,30	1,20	-0,30	0,20	1,00	0,00	0,20	1,10	-0,40	0,30	1,40	-2,10	0,20	1,30
Anzahl Messungen			25	25	25	25	25	25	13 095	13 095	13 095	125	125	125	125	125	125

^a 5 Wiederholungen mit je 25 Messungen

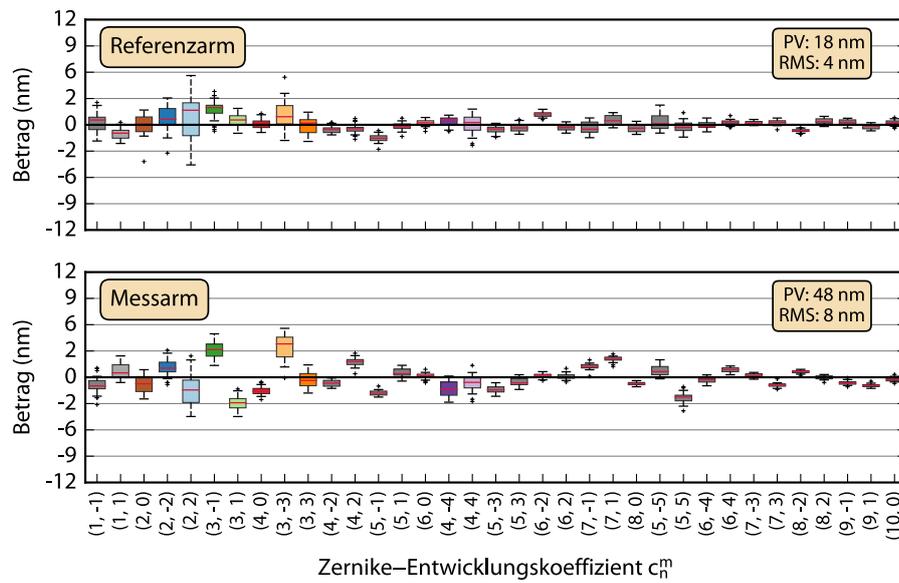


Abb. A.25: Verteilung der Zernike-Entwicklungskoeffizienten (25 Messungen) für Referenz- und Messarm mit 6 mm Aperturdurchmesser und für eine Wellenlänge von 633 nm. Die Gesamtvergrößerung der Projektionsoptik beträgt $\beta_T = 1,75$; vgl. auch Tabellen A.13 und A.14.

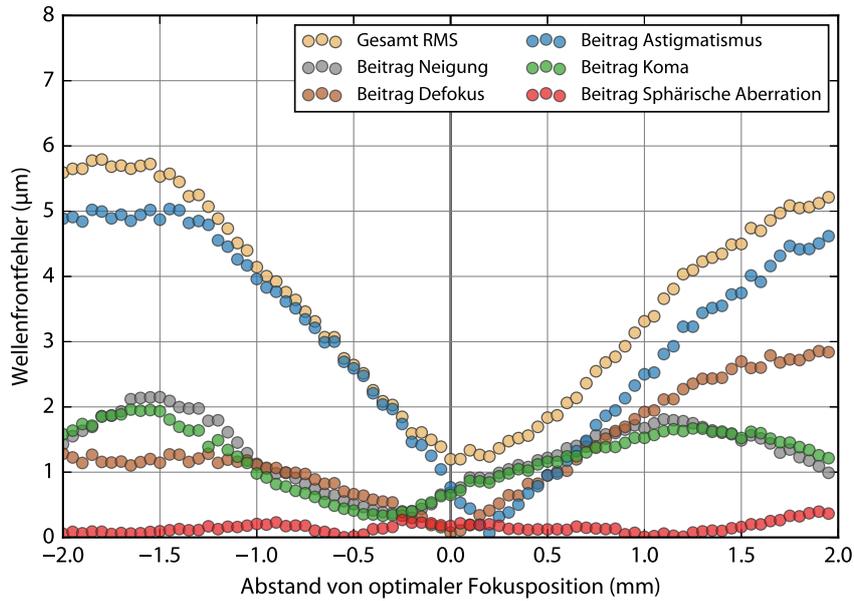


Abb. A.26: Abhängigkeit der Zernike-Entwicklungskoeffizienten vom Abstand des Kompensationsobjektivs von der idealen Fokusposition für die Referenzlinse TLLB1761 ($f = 25$ mm). Die Testlinse wurde bewusst nicht auf den Strahlengang ausgerichtet, um ein Übersprechen der Subaperturen des SHS zu erzwingen. Deutlich erkennbar ist die Limitierung des Wellenfrontsensors durch die maximale Krümmung der Wellenfront bei ca. 1,5 mm. Der RMS-Wert der Wellenfrontmessung (*ohne* Beitrag des Defokus-Terms Z_2^0) ist am Ort des Brennpunkts minimal und rechtfertigt den Aufwand der automatisierten Fokuskompensation für durchstimmbare Linsen.

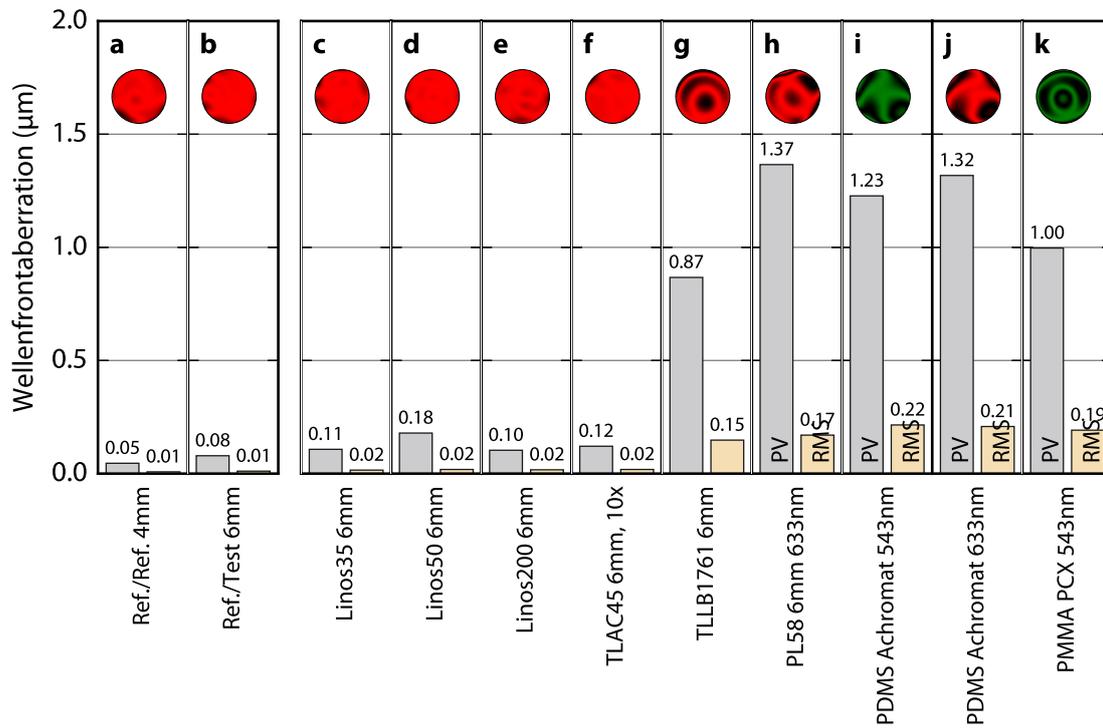


Abb. A.27: Amplituden- und RMS-Werte einer Reihe von Testlinsen. Zur Einordnung der Werte zeigen *a)* und *b)* die Wellenfrontaberrationen des Referenz- bzw. Messarms. *c-f)* Messwerte für korrigierte achromatische Doublets aus Glas; *g-k)* verschiedene Einzellinsen aus unterschiedlichen Materialien. Die Farben der synthetischen Interferogramme geben die Wellenlänge der Messung an; rot 633 nm; grün: 543 nm.

Streuung der Schnittweitenbestimmung am Wellenfrontsensor

Ergänzende Messergebnisse für die Streuung der konfokalen Positionsbestimmung bei der Messung der chromatischen Längsaberration.

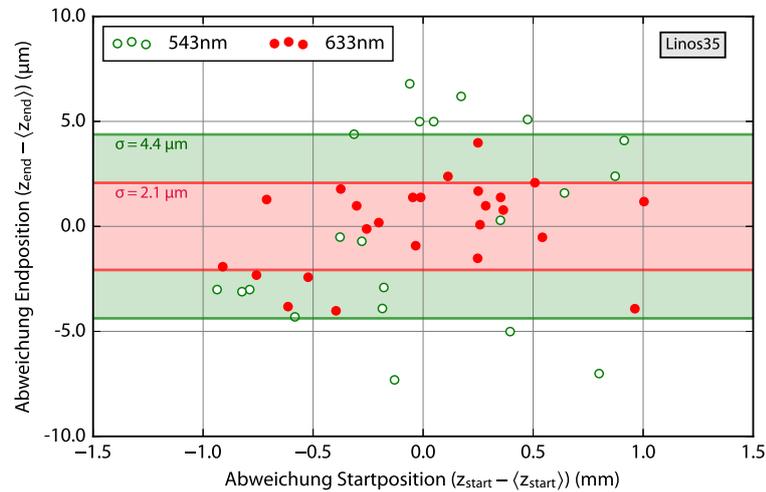


Abb. A.28: Streuung der Brennweitenbestimmung bei einem Achromaten mit $f = 35 \text{ mm}$ (Linos, G052009000, Qioptiq Photonics GmbH & Co. KG, Deutschland) bei verschiedenen zufällig verteilten Startpositionen. Gezeigt sind Messungen für 633 nm (rote Punkte) und 543 nm (grüne Kreise). Diskussion siehe Abschnitt 4.3.4.

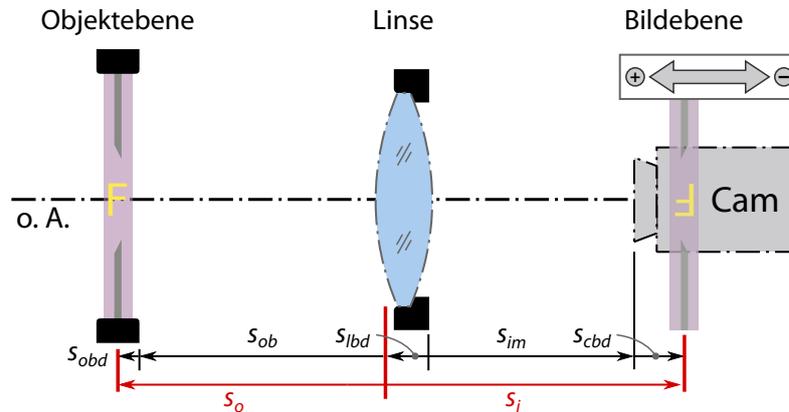


Abb. A.29: Abstände und Auflagemaße zur Bestimmung der Brennweite aus Objektstand s_o und Bildweite s_i . Da die Halterungen und Fassungen als Anschläge dienen, wurden die leicht zugänglichen und zuverlässig messbaren Größen s_{ob} und s_{im} im Experiment bestimmt. Die Auflagemaße s_{obd} , s_{lbd} und s_{cbd} sind für alle Experimente fix und werden einmalig mit einem Messschieber bestimmt.

A.8.4 Messunsicherheit bei der Brennweitenbestimmung

Herleitung der Unsicherheit für die Brennweitenbestimmung aus Gegenstands- und Bildweite; es gelten die in Abbildung A.29 gezeigten Abstände und Auflagemaße. Die Auflagemaße wurden mit einem Messschieber bestimmt oder sind exakt bekannt (z. B. bei der Kamera). Die Messunsicherheit der Auflagemaße ist um den Faktor 10 kleiner als die Messunsicherheit der Abstandmessung, so dass ihr Beitrag zur Gesamtunsicherheit bei der Brennweitenmessung vernachlässigbar ist.

Die Brennweite der Linse wird mit Hilfe der Gegenstandsweite s_o und der Bildweite s_i über die Abbildungsgleichung

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{s_i} + \frac{1}{s_o} \quad (\text{A.18})$$

berechnet. Die Brennweite ergibt sich daraus zu

$$f = \frac{s_i \cdot s_o}{s_i + s_o} \quad (\text{A.19})$$

und gilt für dünne Linsen hinreichend genau.

Die Unsicherheit der Brennweite Δf lässt sich über das Gaußsche Fehlerfortpflanzungsgesetz bestimmen zu

$$\Delta f = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial s_i} \Delta s_i\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial s_o} \Delta s_o\right)^2}. \quad (\text{A.20})$$

Durch Einsetzen von Gleichung A.18 in Gleichung A.20 und Durchführen der Differentiation erhält man

$$\Delta f = \sqrt{\left(\frac{s_o^2}{(s_i + s_o)^2} \Delta s_i\right)^2 + \left(\frac{s_i^2}{(s_i + s_o)^2} \Delta s_o\right)^2}. \quad (\text{A.21})$$

Die Gegenstandsweite s_o und die Bildweite s_i werden über Abstandsmessungen ermittelt, und die Messunsicherheiten Δs_i und Δs_o können als gleich angesehen werden. Das Spiel in der Motorspindel des Lineartischs ist herstellerseitig mit $6 \mu\text{m}$ angegeben und wird für diese Betrachtung vernachlässigt. Die Anfangsbrennweite f_0 der Elastomerlinsen ist bekannt und ändert sich beim Durchstimmen nur wenig ($\approx 10\%$). Gleichung A.21 kann daher durch Eliminieren der Bildweite $s_i = s_o \cdot f / (s_o - f)$ und mit $\Delta s_i = \Delta s_o$ vereinfacht werden zu

$$\Delta f = \sqrt{2 \frac{f^2}{s_o^2} \cdot \Delta s_o^2}. \quad (\text{A.22})$$

Sofern nicht anders angegeben wurde zur Brennweitenbestimmung ein Abbildungsmaßstab β_T von 1 verwendet. Für $\beta_T = 1$ gilt $s_o = 2f$ und bei einer Messunsicherheit von Gleichung A.22 $\Delta s_o = 0,5 \text{ mm}$ ergibt sich die Unsicherheit der Brennweitenbestimmung zu $\Delta f \approx 0,35 \text{ mm}$.

In guter Näherung ändert sich die Brennweite f der durchstimmbaren Elastomerlinsen linear mit der Dehnung $\varepsilon = \Delta l / l_0 \approx \Delta f / f_0$. Mit $\Delta f = f - f_0$ folgt

$$f = (\varepsilon + 1) f_0 \quad (\text{A.23})$$

und nach Einsetzen in Gleichung A.22 erhält man die Unsicherheit der Brennweitenmessung in Abhängigkeit der Dehnung ε zu

$$\Delta f = \sqrt{\frac{(\varepsilon + 1)^2}{2} \cdot \Delta s_o^2}. \quad (\text{A.24})$$

A.8.5 MTF-Messung in der Bildebene

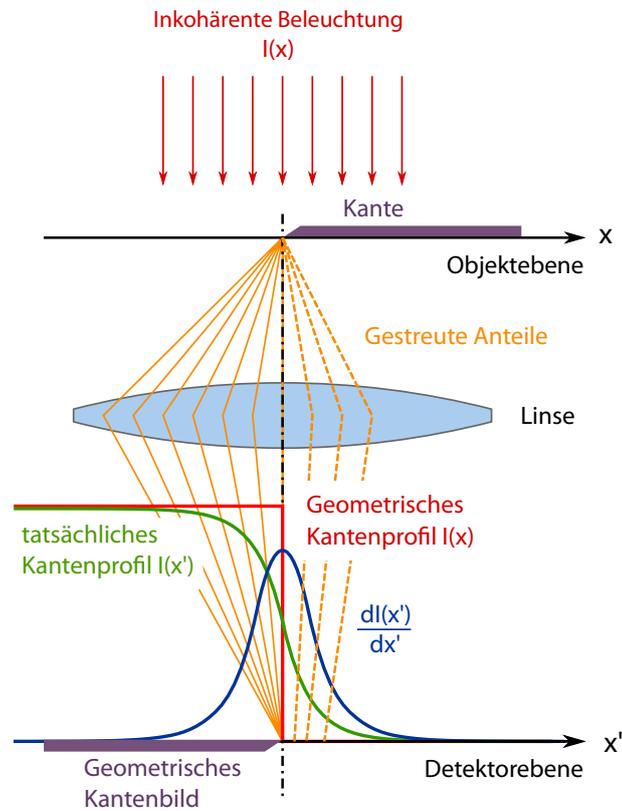


Abb. A.30: Skizze zur Zuordnung der Kenngrößen für die Ableitung der MTF durch Abbildung einer Kante (adaptiert nach: Borman [191] und Gross et al. [136, S. 920]).

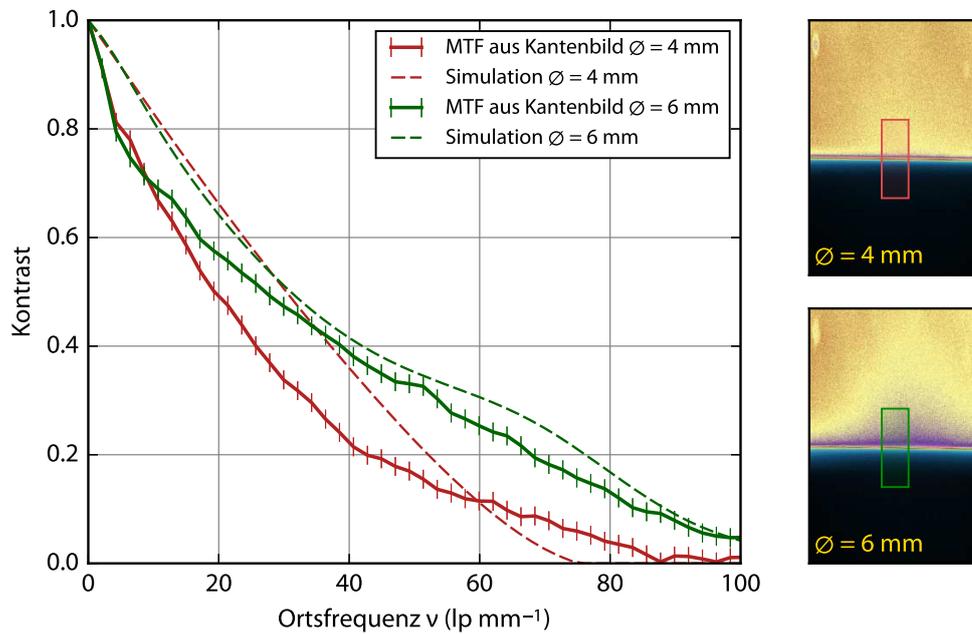


Abb. A.31: Vergleich der experimentellen MTF mit Simulationsergebnissen für die Meniskuslinse PL65 ($f = 95$ mm) für 4 mm und 6 mm Aperturdurchmesser. Die rechte Bildhälfte zeigt die Kantenbilder mit dem achsnahen Ausschnitt, der zur Berechnung der MTF verwendet wurde. Die Farbpalette wurde zur besseren Hervorhebung von Helligkeitsschwankungen gewählt. Die Messergebnisse folgen dem Trend der Simulation gut, jedoch führt das Rauschen, insbesondere im hellen Bereich des Bildes, zu einer Reduktion der MTF bei niedrigen Ortsfrequenzen.

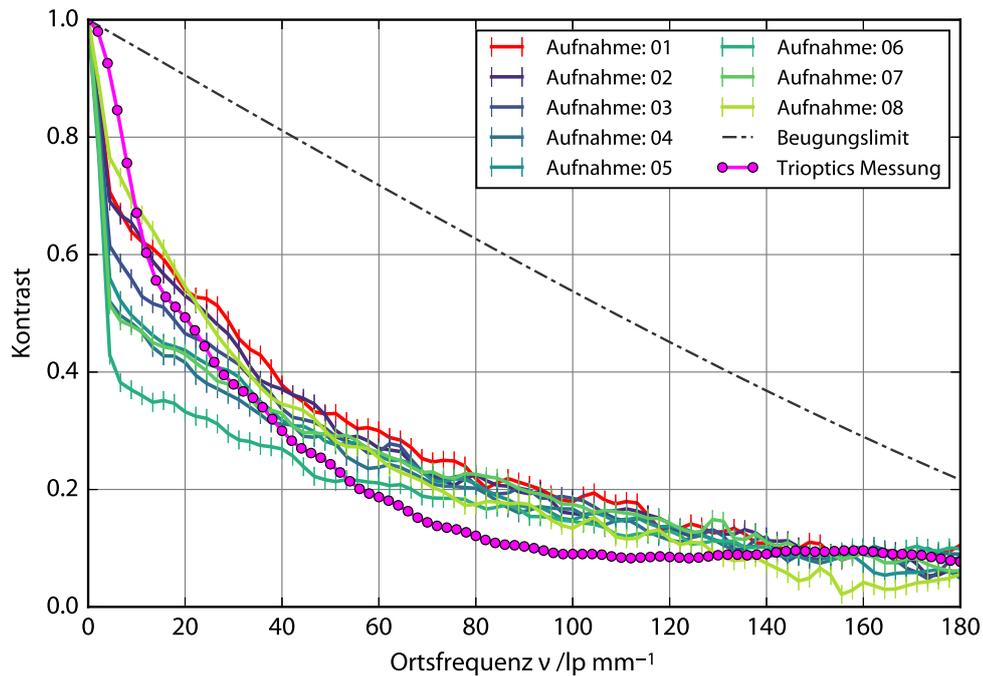


Abb. A.32: Einfluss der Position der Lichtquelle auf die aus dem Kantenbild gewonnene MTF im Vergleich zu einem kommerziellen Gerät (Imagemaster, Trioptics GmbH, Deutschland.). Das Verhältnis Gegenstandsweite/Brennweite betrug bei der Messung mit dem kommerziellen Gerät $s_o/f = 10$ und war im hier vorgestellten Aufbau konstruktiv auf $s_o/f = 4$ limitiert. Die MTF-Kurven des kommerziellen Gerätes und des eigenen Aufbaus haben daher annähernd den gleichen Verlauf, unterscheiden sich aber im Betrag insbesondere bei mittleren Frequenzen. Das Bildrauschen dominiert die Messungen bei niedrigen Ortsfrequenzen. Bei hohen Ortsfrequenzen ab ca. 120 lp/mm macht sich die Limitierung durch die Detektor-MTF bemerkbar. Weitere Details dazu siehe Abschnitt 4.4.

Als Referenzlinse wurde ein Fraunhofer-Doublet verwendet ($f = 20 \text{ mm}$, $\varnothing = 9 \text{ mm}$, G052006000, Qioptiq Photonics GmbH & Co. KG, Deutschland). Für Aufnahme 01 befindet sich die Abbildung der Lichtquelle genau in der Eintrittspupille (rote Kurve). In den anderen Messungen wurde die Lage der Lichtquelle von 15 mm bis -40 mm um die Eintrittspupille variiert; die Kantenbilder sind in Abbildung A.33 gezeigt.

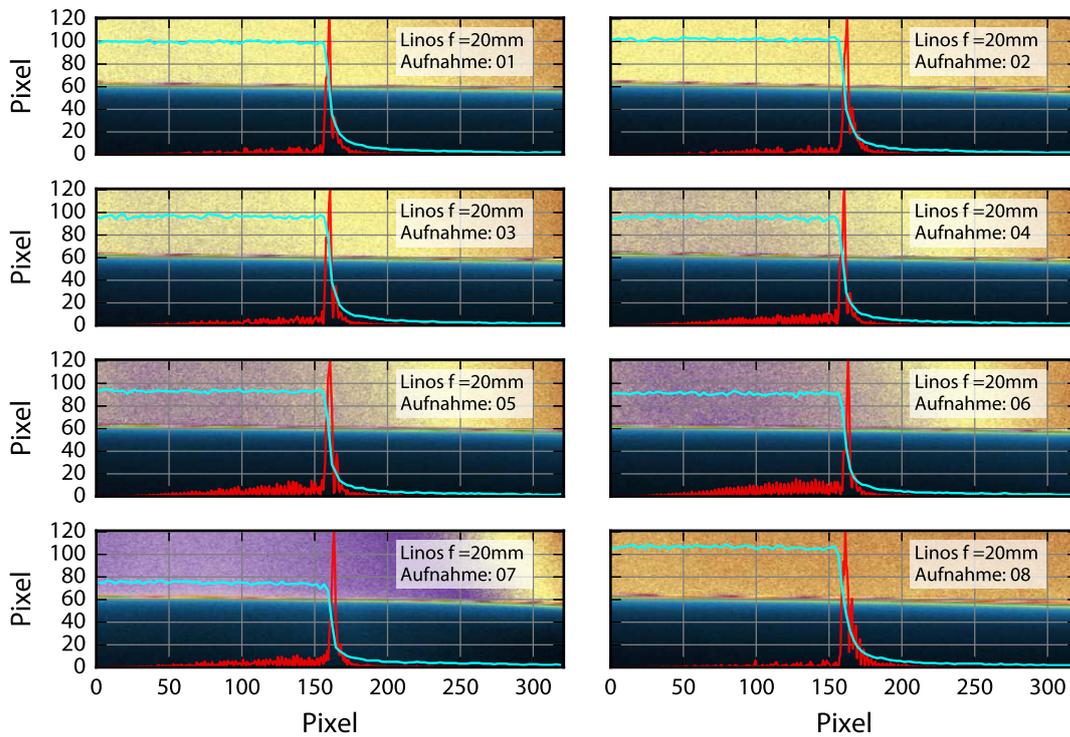


Abb. A.33: Kantenbilder einer Referenzlinse bei unterschiedlichen Abständen des Luftbildes der Lichtquelle zur Eintrittspupille. Die blauen Linien geben das Kantenprofil wieder, die roten Kurven die daraus abgeleitete LSF. Weitere Details siehe Abbildung A.32.

A.9 Ergänzungen zur Charakterisierung von Elastomerlinsen

A.9.1 Korrektur von intrinsischen Linsenfehlern

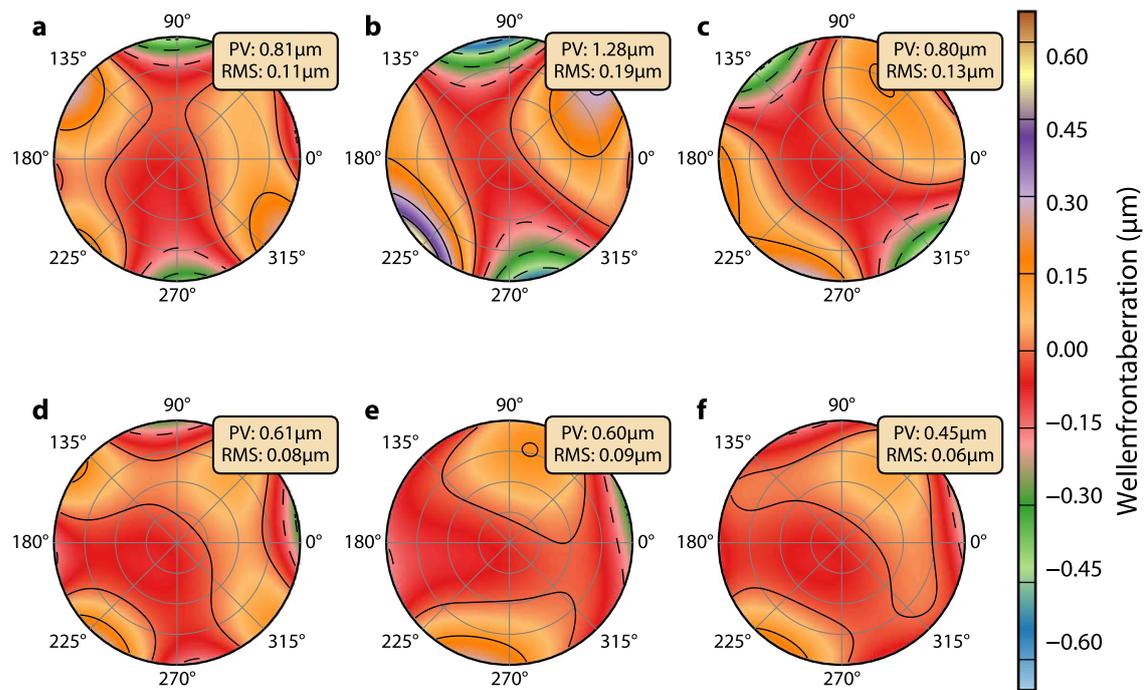


Abb. A.34: Wellenfrontfehler der Linse PL60 *a*) vor der Korrektur und *f*) nach der Korrektur; *b*) – *e*) zeigen die Zwischenschritte. Die Konturlinien markieren Wellenfrontunterschiede von $\lambda/4$ für $\lambda = 633 \text{ nm}$, durchgezogene Linien: positive Abweichungen von null, unterbrochene Linien: negative Abweichungen.

A.9.2 Durchstimmbereich des Astigmatismus und Vierblattfehlers

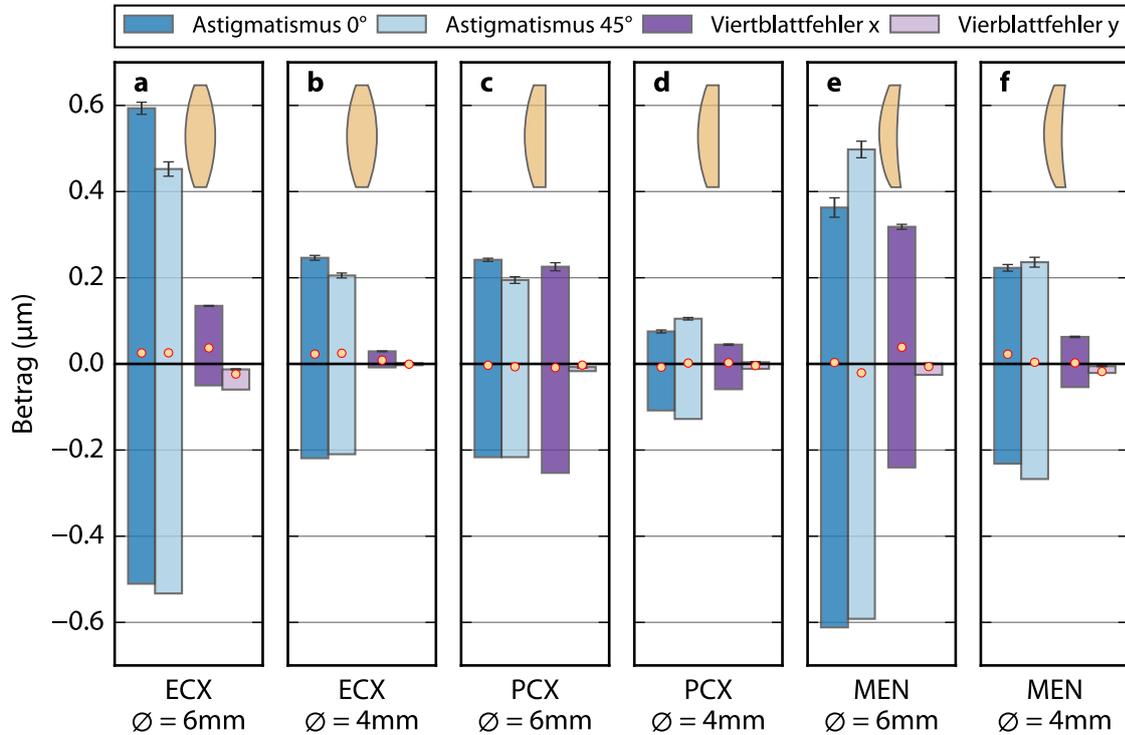


Abb. A.35: Durchstimmbereich der Wellenfrontfehler AST 0, AST 45, TF x und TF y für verschiedene Linsengeometrien und Aperturdurchmesser bei 633 nm. Das Kastendiagramm zeigt jeweils die Maximal- und Minimal-Werte; die Punkte markieren die Amplitude der Wellenfrontaberration im ungedehnten Zustand der Linse. Die Fehlerbalken spiegeln die Standardabweichung über alle Achsen wieder. Ungleiche Längen der Balken für AST 0 und AST 45 können leicht aus der fehlerhaften Kalibrierung der Linse und der Mikromotoren sowie durch Rutschhaftung der Silizium-Anker in den Führungen entstehen.

Tab. A.15: Durchstimmbereiche der Brennweite und ausgewählter Wellenfrontaberrationen von Elastomerlinsen mit unterschiedlichen Geometrien bei vektorieller Aktuierung. Gemessen mit dem TGI-Aufbau bei einer Wellenlänge von 633 nm; vgl. auch Abschnitte 4.3.2 und 5.2.1.

Linsen- geometrie	Aktuierungs- achsen	Anfangs- brennweite (mm)	max. Brenn- weite (mm)	abs. Brenn- weitenänderung (mm)	rel. Brenn- änderung (%)	Steigung (mm % ⁻¹)	Krümmung (mm ² % ⁻²)	Astigma- tismus 0° (nm % ⁻¹)	Astigma- tismus 45° (nm % ⁻¹)	sphärische Aberration (nm % ⁻¹)	Vierblatt- fehler x (nm % ⁻¹)	Vierblatt- fehler y (nm % ⁻¹)
PL58 (ECX)	A	31,17	31,84	0,67	2,16	0,0691	—	-10,6	-59,3	-0,5	-8,7	0,9
	B	31,17	31,88	0,71	2,26	0,0725	—	60,4	2,3	-1,0	10,0	-3,6
	C	31,18	31,73	0,55	1,76	0,0582	—	3,7	48,2	-0,7	-8,3	0,9
	D	31,19	31,91	0,72	2,30	0,0727	—	-56,8	9,0	-0,8	7,9	1,2
	A & C	31,19	32,37	1,18	3,78	0,1246	—	-4,4	-19,1	-1,9	-17,0	1,6
	B & D	31,19	32,61	1,42	4,56	0,1463	—	-1,1	12,3	-3,3	18,7	-3,9
	A & B & C & D	31,17	33,78	2,62	8,40	0,2709	—	-3,7	-2,9	-5,2	1,6	-2,2
PL63 (PCX)	A	57,48	58,63	1,15	2,00	0,1168	—	0,7	-21,3	-0,1	-24,9	-1,6
	B	57,48	58,59	1,12	1,94	0,1129	—	24,1	1,4	-0,2	20,6	-0,6
	C	57,54	58,69	1,15	2,00	0,1165	—	-1,5	19,1	0,0	-21,0	-0,2
	D	57,47	58,54	1,07	1,86	0,1103	—	-21,2	1,9	-0,3	22,9	-0,6
	A & C	57,45	59,72	2,28	3,97	0,2329	—	-1,7	-7,6	-0,0	-43,9	-2,2
	B & D	57,44	59,61	2,17	3,78	0,2251	—	-5,1	3,3	0,1	42,4	-1,5
	A & B & C & D	57,40	61,93	4,53	7,89	0,4665	—	-4,7	-2,6	0,6	-1,1	-2,9
PL65 (MEN)	A	86,60	85,49	-1,11	-1,28	-0,2231	0,0109	-4,6	-26,4	-0,4	-5,6	1,7
	B	86,55	85,53	-1,01	-1,17	-0,1999	0,0085	23,8	-0,6	-0,1	6,5	0,0
	C	86,74	85,63	-1,12	-1,29	-0,2261	0,0118	-2,7	21,5	-0,6	-5,3	0,3
	D	86,62	85,74	-0,88	-1,02	-0,2132	0,0117	-28,0	1,0	-0,2	5,6	-0,2
	A & C	86,53	85,57	-0,96	-1,11	-0,3504	0,0254	-5,8	-6,3	-0,7	-10,0	1,0
	B & D	86,68	85,51	-1,16	-1,34	-0,3465	0,0219	5,0	1,1	-0,1	11,2	0,3
	A & B & C & D	86,65	87,16	0,50	0,58	-0,6286	0,0676	-1,3	-2,9	-0,2	1,2	-0,2

Tab. A.16: Durchstimmbereiche der Wellenfrontaberrationen dritter Ordnung sowie der Vierblattfehler (Aktorsymmetrie) von Elastomerlinsen mit verschiedenen Geometrien und Aperturdurchmessern bis 10 % Dehnung. Gemessen bei einer Wellenlänge von 633 nm; vgl. auch Tabelle A.15. Zur Messunsicherheit der Wellenfrontmessung siehe auch Tabelle A.14 und Abb. A.25.

Linsen- geometrie	Apertur- durchmesser	Aktuierungs- achse	Astigma- tismus 0° (nm % ⁻¹)	Astigma- tismus 45° (nm % ⁻¹)	Koma x (nm % ⁻¹)	Koma y (nm % ⁻¹)	sphärische Aberration (nm % ⁻¹)	Vierblatt- fehler 1 (nm % ⁻¹)	Vierblatt- fehler 2 (nm % ⁻¹)
PL58 (ECX)	4mm	A	-3,4	-24,8	0,8	-0,4	-0,7	-1,3	0,1
		B	23,2	2,5	-0,2	0,6	-0,7	2,0	-0,1
		C	2,3	19,2	-0,2	-0,0	-0,6	-2,0	0,3
		D	-25,6	5,2	-1,0	-0,7	-0,8	1,3	0,1
		A & C	-0,8	-9,0	-0,5	0,1	-1,4	-3,6	0,5
		B & D	-2,3	6,4	-1,2	0,9	-1,6	4,0	-0,3
		A & B & C & D	-2,0	-0,1	-1,7	1,4	-2,3	0,6	-0,0
PL58 (ECX)	6mm	A	-10,6	-59,3	0,4	-1,1	-0,5	-8,7	0,9
		B	60,4	2,3	-0,2	1,5	-1,0	10,0	-3,6
		C	3,7	48,2	-1,3	0,6	-0,7	-8,3	0,9
		D	-56,8	9,0	-2,5	0,2	-0,8	7,9	1,2
		A & C	-4,4	-19,1	-1,2	0,6	-1,9	-17,0	1,6
		B & D	-1,1	12,3	-3,3	3,0	-3,3	18,7	-3,9
		A & B & C & D	-3,7	-2,9	-3,9	2,8	-5,2	1,6	-2,2
PL63 (PCX)	4mm	A	1,9	-13,2	-0,3	-0,3	-0,3	-6,4	-0,8
		B	8,5	2,8	0,2	-0,4	-0,0	3,1	0,6
		C	1,6	10,6	-0,4	-0,3	-0,2	-6,0	-0,3
		D	-10,3	-1,2	-0,4	0,2	-0,5	4,5	0,5
		A & C	1,8	1,2	-1,2	-0,2	-0,8	-10,1	-0,4
		B & D	-4,4	0,1	-1,0	-0,2	-0,3	8,1	3,3
		A & B & C & D	-0,1	0,2	-1,0	-0,2	0,5	-1,3	2,0
PL63 (PCX)	6mm	A	0,7	-21,3	0,3	-0,4	-0,1	-24,9	-1,6
		B	24,1	1,4	-0,0	-0,9	-0,2	20,6	-0,6
		C	-1,5	19,1	-0,5	0,2	0,0	-21,0	-0,2
		D	-21,2	1,9	-0,1	-1,0	-0,3	22,9	-0,6
		A & C	-1,7	-7,6	-0,6	-1,5	-0,0	-43,9	-2,2
		B & D	-5,1	3,3	-0,6	-1,3	0,1	42,4	-1,5
		A & B & C & D	-4,7	-2,6	0,5	-1,6	0,6	-1,1	-2,9
PL65 (MEN)	4mm	A	-4,6	-26,4	0,3	0,0	-0,4	-5,6	1,7
		B	23,8	-0,6	0,2	0,4	-0,1	6,5	0,0
		C	-2,7	21,5	0,3	0,2	-0,6	-5,3	0,3
		D	-28,0	1,0	0,4	0,7	-0,2	5,6	-0,2
		A & C	-5,8	-6,3	0,5	0,2	-0,7	-10,0	1,0
		B & D	5,0	1,1	0,7	0,9	-0,1	11,2	0,3
		A & B & C & D	-1,3	-2,9	0,2	1,6	-0,2	1,2	-0,2
PL65 (MEN)	6mm	A	1,8	-62,8	-0,5	-1,0	-1,1	-28,8	-0,4
		B	39,2	-0,6	0,2	-0,8	-1,5	26,6	-0,4
		C	0,7	54,5	0,4	-0,6	-1,6	-28,3	0,6
		D	-64,9	4,1	-0,3	-1,2	-1,8	28,8	-2,3
		A & C	4,6	-7,1	-0,3	-0,7	-2,9	-55,2	0,5
		B & D	-12,4	2,4	0,1	-1,0	-2,8	52,9	-1,7
		A & B & C & D	-7,2	0,4	-0,2	1,4	-2,3	-0,5	-1,4

A.10 Quellcode

Listing A.1: Listing der Regelschleife

```

1 def look_sharp(measurand,
2               actuator,
3               method,
4               **kwargs):
5     """Finds the maximum of a real measuring curve, e.g. position of
6     optimum sharpness.
7
8     It uses a logarithmically ascending algorithm or simple scanning (see
9     method parameter.)
10
11     Parameters:
12     -----
13     measurand    Instance of adapters_measurands.MeasurandBase()
14     actuator     Instance of adapters_actuators.ActuatorBase()
15     method       String. "exhaustive" | "logarithmic"
16
17
18     *Important*:
19     -----
20     The algorithm actually finds the maximum position of any curve, provided by
21     the measurand. Use the adapter classes to transform any raw input data to a
22     bell shaped/mountain-shaped curve in measurand.control_variable
23
24     'method' determines the algorithm used to find the focus or any other entity
25
26     The keyword arguments depend on the method used:
27
28     exhaustive:
29     -----
30     Scanning algorithm.
31     Mandatory keyword arguments:
32     -----
33         range    Tuple. (start, stop, stepsize), e.g. determines the travel
34                 range
35                 of a linear stage.
36                 Range will be passed to numpy.arange, hence stepsize does not
37                 have to be an integer (as in pure Python).
38
39     logarithmic:
40     -----
41     Logarithmically ascending algorithm.
42     Mandatory keyword arguments:
43     -----
44         interval:    Float. Interval of the actuator, e.g. first stepsize of
45                     a
46                     linear stage.
47         tolerance:   Float. Uncertainty, tolerance for control variable.
48                     Algorithm will abort if 'abs(current - previous)' falls
49                     below tolerance.
50
51     Be sure that tolerance has some sane value. Otherwise function will be
52     stuck in an infinite loop.

```

```

50     It is convenient to provide an estimation method for *tolerance* in
51     the measuring adapter.
52
53     See also:
54     =====
55     adapters_measuring.SHSBaseAdapter
56
57     Returns:
58     =====
59     List of lists of the following scheme:
60         [actuating_variable ,
61          control_variable ,
62          additional data from control_variable]
63
64     See also:  helpers.py for post processing helper functions
65               adapters_measurands.py
66               adapters_actuators.py
67
68     """
69     result = []
70     if "exhaustive" == method.lower() or "scanning" == method.lower():
71         if not 'range' in kwargs.keys():
72             raise TypeError('Exhaustive mountain climbing algorithm needs '+'
73                             'travel *range* parameter. Aborting.')
74
75         logging.debug("Entering exhaustive mountain climbing loop.")
76         for step in numpy.arange(*kwargs['range']):
77             actuator.actuating_variable = step
78             control = measurand.control_variable           # save result to prevent
79                                                         # calling property twice
80                                                         # (some calculations are
81                                                         # done in background)
82             logging.debug("Got measuring values. Actuating variable is "+
83                           "{0:0.3f}, controllable variable " '+'
84                           "is {1:0.6f}".format(actuator.actuating_variable ,
85                                                 control[0]))
86             # extend the list
87             result.append([actuator.actuating_variable] + list(control))
88
89     elif "logarithmic" == method.lower():
90         try:
91             interval = float(kwargs["interval"])
92         except:
93             raise TypeError('Logarithmic mountain climbing algorithm needs '+'
94                             '*interval* parameter. Aborting.')
95
96         try:
97             tolerance = float(kwargs["tolerance"])
98         except:
99             raise TypeError('Logarithmic mountain climbing algorithm needs '+'
100                             '*tolerance* parameter. Aborting.')
101
102         prev_actuation = actuator.actuating_variable
103         # first item is the observable
104         this_control = measurand.control_variable[0]
105
106         logging.debug("Entering logarithmic mountain climbing loop.")

```

```
107     #while abs(this_control - prev_control) > tolerance:
108     while abs(interval) > tolerance:
109         prev_control = this_control
110         actuator.actuating_variable += interval
111         # unpacking in two steps to prevent unpacking error for adapters
112         # with different return lengths
113         control = measurand.control_variable
114         this_control = control[0]
115         logging.debug("Got measuring values. Actuating variable is "\+
116                     "{0:0.5f}, control variable is {1:0.4f}. Interval "\+
117                     "is {2:0.4f}".format(actuator.actuating_variable ,
118                                         this_control ,
119                                         interval))
120
121         if this_control < prev_control: # essentially finds a maximum
122             interval = -interval/2     # turn around with half stepsize
123
124         # store the result values and extent list
125         result.append([actuator.actuating_variable] + list(control))
126
127     actuator.actuating_variable += interval*2
128     control = measurand.control_variable
129
130     result.append([actuator.actuating_variable] + list(control))
131     logging.debug("** Found terminal condition. Last interval would "\+
132                 "have been {0:0.4f}".format(interval))
133     logging.debug("Returning to last known best position. Actuating "\+
134                 "variable is {0:0.5f}, control variable is {1:0.4f}. "\+
135                 "Interval is {2:0.4f}".format(actuator.actuating_variable ,
136                                             this_control ,
137                                             2*interval))
138
139     else:
140         raise ValueError('Mountain climbing method unknown.\'+
141                         'Try "logarithmic" or "exhaustive".')
142     logging.debug("Exiting look_sharp algorithm.")
143     return result
```

Listing A.2: Listing zur Durchführung eine Brennweitenmessung

```
1 # import standard modules and tools
2 from pylab import *
3 from numpy import *
4 from scipy.misc import imsave
5 import scipy.ndimage
6 import os, sys
7
8 # import standard communication module
9 import serial
10
11 # import module for dealing with linear stages
12 from hardware.linearstages import mercury
13
14 # open communications port and instantiate handle for translation stage
15 port = serial.Serial('/dev/ttyUSB0')
16 lin = mercury.C663(port, address=0)
17
18 # load camera module and instantiate camera
19 from pydc1394 import DC1394Library, Camera
20 lib = DC1394Library()
21 cam = Camera(lib, lib.enumerate_cameras()[0]['guid'], framerate=15)
22
23 # start camera
24 cam.start(interactive = True)
25
26 # load modules containing the adapters
27 from dataRecording.autofocus import adapters_measurands
28 from dataRecording.autofocus import sharpness_filters
29 from dataRecording.autofocus import adapters_actuators
30 import dataRecording.autofocus as AF
31
32 # select region of interest. First rows (y), then columns (x).
33 roi = (slice(280,340), slice(350,450))
34
35 # create/instantiate measurement adapter
36 # cam: camera handle
37 # roi: region of interest
38 # sharpness_filters.mtf: sharpness filter to apply
39 # It's a Functor (Pointer to function with defined call signature)
40 cf_ada = adapters_measurands.ContrastFocusValueAdapter(cam,
41                                                         roi,
42                                                         sharpness_filters.mtf,
43                                                         axis=0)
44
45 # create/instantiate measurement adapter for translation stage
46 lin_ada = adapters_actuators.LinearStageAdapter(lin)
47
48 # acquiring data: scan over a given interval
49 # T H I S is the actual control loop
50 # Data structure of 'raw_data': Tuple of 4
51 # (stage position, focus value, raw_image {region of interest only}, image as
   perceived by filter)
52 raw_data = AF.look_sharp(cf_ada,
53                          lin_ada,
54                          method = 'exhaustive',
55                          range = (95,107,1))
```

Literaturverzeichnis

- [1] Lauber, H.: *Die Akkommodationsbrille*. Albrecht von Graefes Archiv für Ophthalmologie, 89(3):401–407, 1915.
- [2] Graham, R.: *A variable focus lens and its uses*. Journal of the Optical Society of America, 30(11):560, 1940.
- [3] Lohmann, A. W.: *A new class of varifocal lenses*. Applied Optics, 9(7):1669–1671, 1970.
- [4] Barbero, S. and J. Rubinstein: *Adjustable-focus lenses based on the Alvarez principle*. Journal of Optics, 13(12):125705, 2011.
- [5] Sugiura, N. and S. Morita: *Variable-focus liquid-filled optical lens*. Applied Optics, 32(22):4181–4186, 1993.
- [6] Werber, A. and H. Zappe: *Tunable microfluidic microlenses*. Applied Optics, 44(16):3238–3245, 2005.
- [7] Nguyen, N.-T.: *Micro-optofluidic lenses: A review*. Biomicrofluidics, 4(3):031501, 2010.
- [8] Levy, U. and R. Shamai: *Tunable optofluidic devices*. Microfluidics and Nanofluidics, 4(1-2):97–105, 2008.
- [9] Zeng, X. and H. Jiang: *Liquid tunable microlenses based on MEMS techniques*. Journal of Physics D: Applied Physics, 46(32):323001, 2013.
- [10] Zappe, H., R. Brunner, E. Förster, W. Mönch, D. Dickensheets, J. A. Yeh, Y.-S. Lu, P. Müller, S. Petsch, P. Liebetraut, F. Schaal, M. Rutloh, S. Weidenfeld, W. Osten, D. Pätz, S. Leopold, V. Züribig, F. Knöbber, O. Ambacher, M. Hoffman, V. Lebedev, S. Sinzinger, J. Draheim, U. Wallrabe, H. Ottevaere, L. Smeesters, H. Thienpont, O. Solgaard, X. Wu, H. Toshiyoshi, K. Isamoto, C. Chong, R. Rix, S. Schuhladen, R. Zendel, T. Deutschmann, E. Oesterschulze, M. Stürmer, M. Abdo, J. G. Korvink, P. Bohnert, B. Ryba, K. Banerjee, A.

- Tünnermann, A. Oberdörster, F. Wippermann, S. Gebhardt, B. Bramlage, D. Ernst, H. Fouckhardt, C. Heisel, C. Kimmle, J. Strassner, D. Palm, F. Paries, and B. Bockwinkel: *Tunable Micro-optics*. Cambridge University Press, Cambridge, 1st edition, 449 pages, 2016.
- [11] Sato, S.: *Applications of liquid crystal to variable-focusing lenses*. Optical Review, 6(6):471–485, 1999.
- [12] Yiu, J.-Y., R. Batchko, S. Robinson, and A. Szilagy: *A fluidic lens with reduced optical aberration*. In Röning, J. and D. P. Casasent (editors): *Proc. SPIE: Intelligent Robots and Computer Vision XXIX: Algorithms and Techniques*, volume 8301, page 830117, Burlingame, USA, Januar 2012. SPIE.
- [13] Blum, M., M. Büeler, C. Grätzel, and M. Aschwanden: *Compact optical design solutions using focus tunable lenses*. In Mazuray, L., R. Wartmann, A. Wood, J.-L. M. Tissot, and J. M. Raynor (editors): *Proc. SPIE: Optical Design and Engineering IV*, volume 8167, page 81670W(9), Marseille, France, September 2011. SPIE.
- [14] Galstian, T., A. Zohrabyan, K. Asatryan, A. Tork, V. Presniakov, and A. Bagramyan: *Thermal liquid crystal optical device*. U.S. Patent 8 184 217, 22. Mai 2012.
- [15] Hendriks, B. H. W., S. Kuiper, M. A. J. As, C. A. Renders, and T. W. Tukker: *Electrowetting-based variable-focus lens for miniature systems*. Optical Review, 12(3):255–259, 2005.
- [16] Berge, B. and J. Peseux: *Variable focal lens controlled by an external voltage: An application of electrowetting*. The European Physical Journal E, 3(2):159–163, 2000.
- [17] King, C., C. Graetzel, L. Davoine, C. Monti, T. Schmidhaeusler, M. Bueeler, M. Salt, N. Kukaleva, and P. Liebetraut: *Optical apparatus and method*. U.S. Patent 2015/0028195 A1, 29. Jan. 2013.
- [18] Ren, H. and S.-T. Wu: *Introduction to adaptive lenses*. Wiley, 1st edition, 300 pages, 2012.
- [19] Galstian, T. V.: *Smart mini cameras*. CRC Press, Boca Raton, USA, 1st edition, 323 pages, 2014.

- [20] Gross, H., F. Blechinger, and B. Achtner: *Handbook of optical systems, Volume 4: Survey of optical instruments*, volume 4 of *Handbook of optical systems*. Wiley-VCH, Weinheim, 1st edition, 1092 pages, 2008.
- [21] Atchison, D. A. and G. Smith: *Optics of the human eye*. Butterworth-Heinemann, Oxford u. a., 1st edition, 269 pages, 2006.
- [22] Ford, J. W., H. G. Rogers, and C. P. Thomas: *Variable focus lens system employing elastomeric lens*. U.S. Patent 4 444 471, 24 April 1984.
- [23] Schachar, R.: *Variable focus lens by small changes of the equatorial lens diameter*. U.S. Patent 09 878 591, 10. Dez. 2002.
- [24] Choi, J.-M., H.-M. Son, and Y.-J. Lee: *Biomimetic variable-focus lens system controlled by winding-type SMA actuator*. Optics Express, 17(10):8152–8164, 2009.
- [25] Sun, Y., S. Thiele, P. Liebetraut, W. Mönch, and H. Zappe: *Tunable solid-body elastomeric diffractive lens*. In *16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, number 4, pages 2494–2497, Beijing, China, Juni 2011. IEEE.
- [26] Santiago-Alvarado, A., S. Vazquez-Montiel, J. Muñoz-López, V. M. Cruz-Martínez, G. Díaz-González, and M. Campos-García: *Comparison between liquid and solid tunable focus lenses*. Journal of Physics: Conference Series, 274:012101, 2011.
- [27] Liebetraut, P., S. Petsch, W. Mönch, and H. Zappe: *Tunable solid-body elastomer lenses with electromagnetic actuation*. Applied Optics, 50(19):3268–3274, 2011.
- [28] Maffi, L., S. Rosset, M. Ghilardi, F. Carpi, and H. Shea: *Ultrafast all-polymer electrically tunable silicone lenses*. Advanced Functional Materials, 25(11):1656–1665, 2015.
- [29] Beadie, G., M. L. Sandrock, M. J. Wiggins, R. S. Lepkowicz, J. S. Shirk, M. Ponting, Y. Yang, T. Kazmierczak, A. Hiltner, and E. Baer: *Tunable polymer lens*. Optics Express, 16(16):11847–11857, 2008.
- [30] Pang, L., U. Levy, K. Campbell, A. Groisman, and Y. Fainman: *Set of two orthogonal adaptive cylindrical lenses in a monolith elastomer device*. Optics Express, 13(22):9003–9013, 2005.

- [31] Marks, R., D. L. Mathine, G. Peyman, J. Schwiegerling, and N. Peyghambarian: *Adjustable adaptive compact fluidic phoropter with no mechanical translation of lenses*. Optics Letters, 35(5):739–741, 2010.
- [32] Liebetraut, P., S. Petsch, J. Liebeskind, and H. Zappe: *Elastomeric lenses with tunable astigmatism*. Light: Science & Applications, 2(9):e98 (6p), 2013.
- [33] Lee, S.-Y., W.-C. Chen, H.-W. Tung, and W. Fang: *Micro lens with tunable astigmatism*. Photonics Technology Letters, IEEE, 19(18):1383–1385, 2007.
- [34] Wippermann, F. C., P. Schreiber, A. Brauer, and B. Berge: *Mechanically assisted liquid lens zoom system for mobile phone cameras*. In Sasian, J. M. and M. G. Turner (editors): *Proc. SPIE: Novel optical systems design and optimization IX*, volume 6289, page 62890T(9), San Diego, August 2006. SPIE.
- [35] Yu, H., G. Zhou, H. M. Leung, and F. S. Chau: *Tunable liquid-filled lens integrated with aspherical surface for spherical aberration compensation*. Optics Express, 18(10):9945–9954, 2010.
- [36] Santiago, F., B. Bagwell, T. Martinez, S. Restaino, and S. Krishna: *Large aperture adaptive doublet polymer lens for imaging applications*. Journal of the Optical Society of America A, 31(8):1842–6, 2014.
- [37] Casutt, S., M. Bueeler, M. Blum, and M. Aschwanden: *Fast and precise continuous focusing with focus tunable lenses*. In Dignonnet, M. J. F. and S. Jiang (editors): *Proc. SPIE: Optical Components and Materials XI*, volume 8982, page 89820Y(7p), San Francisco, USA, März 2014. SPIE.
- [38] Zhao, P., Ç. Ataman, and H. Zappe: *Gravity-immune liquid-filled tunable lens with reduced spherical aberration*. Applied Optics, 55(28):7816–7823, 2016.
- [39] Baak, T.: *Thermal coefficient of refractive index of optical glasses*. Journal of the Optical Society of America, 59(7):851–857, 1969.
- [40] DeGroot, J. V., A. Norris, S. O. Glover, and T. V. Clapp: *Highly transparent silicone materials*. In Norwood, R. A., M. Eich, and M. G. Kuzyk (editors): *Proc. SPIE: Linear and Nonlinear Optics of Organic Materials IV*, volume 5517, pages 116–123, Denver, USA, Oktober 2004.
- [41] Schott AG: *Optisches Glas (Datenblätter)*, 2013.

- [42] Petsch, S., S. Schuhladen, L. Dreesen, and H. Zappe: *The engineered eyeball – a tunable imaging system using soft-matter micro-optics*. Light: Science & Applications, page 5:e16068, 2016.
- [43] Malacara, D.: *Optical Shop Testing*. John Wiley & Sons, Hoboken, USA, 3rd edition, 862 pages, 2007.
- [44] Reichelt, S. and H. Zappe: *Combined Twyman-Green and Mach-Zehnder interferometer for microlens testing*. Applied Optics, 44(27):5786–5792, 2005.
- [45] Smythe, R.: *Practical aspects of modern interferometry for optical manufacturing quality control: Part 2*. Advanced Optical Technologies, 1(3):203–212, 2012.
- [46] Gomez, V., Y.-S. Ghim, H. Ottevaere, N. Gardner, B. Bergner, K. Medicus, A. Davies, and H. Thienpont: *Micro-optic reflection and transmission interferometer for complete microlens characterization*. Measurement Science and Technology, 20(2):25901–25907, 2009.
- [47] Dahl, M., J. Heinisch, S. Krey, S. M. Bäumer, J. Lurquin, and L. Chen: *Ultra-fast MTF test for high-volume production of CMOS imaging cameras*, August 2003.
- [48] Xia, Y., E. Kim, X.-M. Zhao, J. A. Rogers, M. Prentiss, and G. M. Whitesides: *Complex optical surfaces formed by replica molding against elastomeric masters*. Science, 273(5273):347–349, 1996.
- [49] Jeong, K.-H., J. Kim, and L. P. Lee: *Biologically inspired artificial compound eyes*. Science, 312(5773):557–561, 2006.
- [50] Gross, H., F. Blechinger, and B. Achtner: *Human eye*. In Gross, H. (editor): *Handbook of optical systems, Volume 4: Survey of optical instruments*, volume 4, chapter 36, page 1092. Wiley-VCH, Weinheim, 1st edition, 2008.
- [51] Marks, R., D. L. Mathine, G. Peyman, J. Schwiegerling, and N. Peyghambarian: *Adjustable fluidic lenses for ophthalmic corrections*. Optics Letters, 34(4):515–517, 2009.
- [52] Schneider, F., J. Draheim, R. Kamberger, and U. Wallrabe: *Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS*. Sensors and Actuators A: Physical, 151(2):95–99, 2009.

- [53] Tung, H., S. Lee, W. Chen, and W. Fang: *A novel solid state tunable micro lens*. In *20th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, number January, pages 747–750, Kobe, Januar 2007. IEEE.
- [54] Waibel, P., D. Mader, P. Liebetraut, H. Zappe, and A. Seifert: *Chromatic aberration control for tunable all-silicone membrane microlenses*. *Optics Express*, 19(19):18584–18592, 2011.
- [55] Schneider, F., J. Draheim, R. Kamberger, P. Waibel, and U. Wallrabe: *Optical characterization of adaptive fluidic silicone-membrane lenses*. *Optics Express*, 17(14):11813, 2009.
- [56] Valouch, S., H. Sieber, S. Kettlitz, C. Eschenbaum, U. Hollenbach, and U. Lemmer: *Direct fabrication of PDMS waveguides via low-cost DUV irradiation for optical sensing*. *Opt. Express*, 20(27):28855–28861, 2012.
- [57] Schueller, O. J. A., X.-M. Zhao, G. M. Whitesides, S. P. Smith, and M. Prentiss: *Fabrication of liquid-core waveguides by soft lithography*. *Advanced Materials*, 11(1):37–41, 1999.
- [58] Camou, S., H. Fujita, and T. Fujii: *PDMS 2D optical lens integrated with microfluidic channels: principle and characterization*. *Lab on a chip*, 3(1):40–45, 2003.
- [59] Cai, D., A. Neyer, R. Kuckuk, and H. M. Heise: *Optical absorption in transparent PDMS materials applied for multimode waveguides fabrication*. *Optical Materials*, 30(7):1157–1161, 2008.
- [60] Wacker: *RTV Silikonkautschuke – Kleben, Abdichten, vergießen und beschichten*, 2006.
- [61] Simpson, T. R. E., B. Parbhoo, and J. L. Keddie: *The dependence of the rate of crosslinking in poly(dimethyl siloxane) on the thickness of coatings*. *Polymer*, 44(17):4829–4838, 2003.
- [62] Bluestar Silicones: *Bluesil RTV-2 moldmaking application guide*, 2013.
- [63] Lappert, M. F. and F. P. A. Scott: *The reaction pathway from Speier’s to Karstedt’s hydrosilylation catalyst*. *Journal of Organometallic Chemistry*, 492(2):C11–C13, 1995.

-
- [64] Chalk, A. J. and J. F. Harrod: *Homogeneous catalysis II. The mechanism of the hydrosilylation of olefins catalyzed by group VIII metal complexes*. Journal of the American Chemical Society, 87(1):16–21, 1965.
- [65] Chandra, G., P. Y. Lo, P. B. Hitchcock, and M. F. Lappert: *A convenient and novel route to bis(η -alkyne)platinum(0) and other platinum(0) complexes from Speier's hydrosilylation catalyst $H_2[PtCl_6] \cdot xH_2O$ X-ray structure of $[Pt\{\eta\text{-}CH_2=CHSiMe_2\}_2O\}(P\text{-}t\text{-}Bu_3)]$* . Organometallics, 6(1):191–192, 1987.
- [66] Hitchcock, P. B., M. F. Lappert, and N. J. W. Warhurst: *Synthesis and structure of arac-tris(divinylidisiloxane) diplatinum(0) complex and its reaction with maleic anhydride*. Angewandte Chemie International Edition in English, 30(4):438–440, 1991.
- [67] Sakaki, S., N. Mizoe, and M. Sugimoto: *Theoretical study of Platinum(0)-catalyzed hydrosilylation of ethylene. Chalk-Harrod mechanism or modified Chalk-Harrod mechanism*. Organometallics, 17(12):2510–2523, 1998.
- [68] Stein, J., L. N. Lewis, Y. Gao, and R. A. Scott: *In situ determination of the active catalyst in hydrosilylation reactions using Highly reactive Pt(0) catalyst precursors*. Journal of the American Chemical Society, 121(15):3693–3703, 1999.
- [69] Stephen J Clarson and J Anthony Semlyen: *Siloxane polymers*. PTR Prentice Hall, Englewood Cliffs, 1st edition, 673 pages, 1993.
- [70] Minami, K.: *Optical plastics*. In Bäumer, S. (editor): *Handbook of plastic optics*, chapter 5, pages 123–160. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2nd edition, 2010.
- [71] Wilbur, J. L., R. J. Jackman, and G. M. Whitesides: *Elastomeric optics*. Chemistry of Materials, 8(7):1380–1385, 1996.
- [72] Cox, M. J., D. a. Atchison, and D. H. Scott: *Scatter and its implications for the measurement of optical image quality in human eyes*. Optometry and vision science, 80(1):58–68, 2003.
- [73] Brunner, R., B. Keil, C. Morhard, D. Lehr, J. Draheim, U. Wallrabe, and J. Spatz: *Antireflective "moth-eye" structures on tunable optical silicone membranes*. Applied Optics, 51(19):4370–4376, 2012.

- [74] Kasarova, S. N., N. G. Sultanova, C. D. Ivanov, and I. D. Nikolov: *Analysis of the dispersion of optical plastic materials*. Optical Materials, 29(11):1481–1490, 2007.
- [75] Gross, H.: *Handbook of optical systems, Volume 1: Fundamentals of technical optics*, volume 1 of *Handbook of optical systems*. Wiley-VCH, Weinheim, 1st edition, 826 pages, 2005.
- [76] Smith, A. L. (editor): *The analytical chemistry of silicones*. Chemical Analysis vol. 112. Wiley, New York u. a., 551 pages, 1991.
- [77] Yuan, Q. W. and J. E. Mark: *Reinforcement of poly(dimethylsiloxane) networks by blended and in-situ generated silica fillers having various sizes, size distributions, and modified surfaces*. Macromolecular Chemistry and Physics, 220(1):206–220, 1999.
- [78] Ruh, D., P. Reith, S. Sherman, M. Theodor, J. Ruhhammer, A. Seifert, and H. Zappe: *Stretchable optoelectronic circuits embedded in a polymer network*. Advanced Materials, 26(11):1706–1710, 2014.
- [79] Cai, D., A. Neyer, R. Kuckuk, and H. M. Heise: *Raman, mid-infrared, near-infrared and ultraviolet-visible spectroscopy of PDMS silicone rubber for characterization of polymer optical waveguide materials*. Journal of Molecular Structure, 976(1-3):274–281, 2010.
- [80] Liebetraut, P., P. Waibel, P. H. C. Nguyen, P. Reith, B. Aatz, and H. Zappe: *Optical properties of liquids for fluidic optics*. Applied Optics, 52(14):3203–3215, 2013.
- [81] Hiemenz, P. C. and T. Lodge: *Polymer chemistry*. CRC Press, Boca Raton, FL u.a., 2nd edition, 587 pages, 2007.
- [82] Pan, G., J. E. Mark, and D. W. Schaefer: *Synthesis and characterization of fillers of controlled structure based on polyhedral oligomeric silsesquioxane cages and their use in reinforcing siloxane elastomers*. Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics, 41(24):3314–3323, 2003.
- [83] Schneider, F., T. Fellner, J. Wilde, and U. Wallrabe: *Mechanical properties of silicones for MEMS*. Journal of Micromechanics and Microengineering, 18(6):065008, 2008.

-
- [84] Johnston, I. D., D. K. McCluskey, C. K. L. Tan, and M. C. Tracey: *Mechanical characterization of bulk Sylgard 184 for microfluidics and microengineering*. Journal of Micromechanics and Microengineering, 24(3):035017, 2014.
- [85] Norm: *DIN 53504*. Beuth, 19 Seiten, 2009.
- [86] Dow Corning: *Sylgard 184 silicone elastomer (Product data sheet)*, 2014.
- [87] Choi, K. M. and J. A. Rogers: *A photocurable poly(dimethylsiloxane) chemistry designed for soft lithographic molding and printing in the nanometer regime*. Journal of the American Chemical Society, 125(14):4060–4061, 2003.
- [88] Palchesko, R. N., L. Zhang, Y. Sun, and A. W. Feinberg: *Development of polydimethylsiloxane substrates with tunable elastic modulus to study cell mechanobiology in muscle and nerve*. PloS one, 7(12):e51499, 2012.
- [89] Llorente, M. A., A. L. Andraday, and J. E. Mark: *Model networks of end-linked polydimethylsiloxane chains. XI. Use of very short network chains to improve ultimate properties*. Journal of Polymer Science: Polymer Physics Edition, 19(4):621–630, 1981.
- [90] Mark, J. E.: *Elastomeric networks with bimodal chain-length distributions*. Accounts of Chemical Research, 27(9):271–278, 1994.
- [91] Kim, T. K., J. K. Kim, and O. C. Jeong: *Measurement of nonlinear mechanical properties of PDMS elastomer*. Microelectronic Engineering, 88(8):1982–1985, 2011.
- [92] Mark, J. E. and B. Erman: *Rubberlike elasticity. A molecular primer*. John Wiley & Sons, New York, 2nd edition, 260 pages, 2007.
- [93] Mark, J. E.: *Bimodal networks and networks reinforced by the in situ precipitation of silica*. British Polymer Journal, 17(2):144–148, 1985.
- [94] Paul, D. R. and J. E. Mark: *Fillers for polysiloxane (“silicone”) elastomers*. Progress in Polymer Science, 35(7):893–901, 2010.
- [95] Mullins, L.: *Softening of rubber by deformation*. Rubber Chemistry and Technology, 42(1):339–362, 1969.
- [96] Diani, J., B. Fayolle, and P. Gilormini: *A review on the Mullins effect*. European Polymer Journal, 45(3):601–612, 2009.

- [97] Bäumer, S.: *Handbook of plastic optics*. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2nd edition, 296 pages, Februar 2010.
- [98] Davis, A., R. C. Bush, J. C. Harvey, and M. F. Foley: *Fresnel lenses in rear projection displays*. SID Symposium Digest of Technical Papers, 32(1):P-95, 2001.
- [99] Bauer, T. and D. Marschall: *Tooling for injection molded optics*. In Bäumer, S. (editor): *Handbook of plastic optics*, chapter 3, pages 35–66. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2nd edition, 2010.
- [100] Petsch, S.: *Herstellung, Aktuierung und optische Charakterisierung von durchstimmbaren Vollkörperlinsen zur Aberrationenkontrolle*. M. Sc., Universität Freiburg, 2011.
- [101] Dutta, A.: *On viscosity – melt flow index relationship*. Rheologica Acta, 23(5):565–569, 1984.
- [102] Schmid, H. and B. Michel: *Siloxane polymers for high-resolution, high-accuracy soft lithography*. Macromolecules, 33(8):3042–3049, 2000.
- [103] Odom, T. W., J. C. Love, D. B. Wolfe, K. E. Paul, and G. M. Whitesides: *Improved pattern transfer in soft lithography using composite stamps*. Langmuir, 18(13):5314–5320, 2002.
- [104] Tooley, W. W., S. Feghhi, S. J. Han, J. Wang, and N. J. Sniadecki: *Thermal fracture of oxidized polydimethylsiloxane during soft lithography of nanopost arrays*. Journal of Micromechanics and Microengineering, 21(5):054013, 2011.
- [105] Xia, Y. and G. M. Whitesides: *Soft lithography*. Annual Review of Materials Science, 28(1):153–184, 1998.
- [106] Choi, K. M.: *Photopatternable silicon elastomers with enhanced mechanical properties for high-fidelity nanoresolution soft lithography*. The Journal of Physical Chemistry B, 109(46):21525–21531, 2005.
- [107] Moraes, C., Y. Sun, and C. A. Simmons: *Solving the shrinkage-induced PDMS alignment registration issue in multilayer soft lithography*. Journal of Micromechanics and Microengineering, 19(6):065015, 2009.
- [108] Lee, S. W. and S. S. Lee: *Shrinkage ratio of PDMS and its alignment method for the wafer level process*. Microsystem Technologies, 14(2):205–208, 2007.

- [109] Kuo, A. C. M.: *Poly(dimethylsiloxane)*. In Mark, J. E. (editor): *Polymer Data Handbook*, pages 411–435. Oxford University Press, Oxford, 1st edition, 1999.
- [110] Qiao, W., D. Johnson, F. S. Tsai, S. H. Cho, and Y.-H. Lo: *Bio-inspired accommodating fluidic intraocular lens*. *Optics Letters*, 34(20):3214–3216, 2009.
- [111] Choi, H., D. S. Han, and Y. H. Won: *Adaptive double-sided fluidic lens of polydimethylsiloxane membranes of matching thickness*. *Optics Letters*, 36(23):4701–4703, 2011.
- [112] Zhang, W., H. Zappe, and A. Seifert: *Wafer-scale fabricated thermopneumatically tunable microlenses*. *Light: Science & Applications*, 3(2):e145, 2014.
- [113] Kunnavakkam, M. V., F. M. Houlihan, M. Schlax, J. A. Liddle, P. Kolodner, O. Nalamasu, and J. A. Rogers: *Low-cost, low-loss microlens arrays fabricated by soft-lithography replication process*. *Applied Physics Letters*, 82(8):1152, 2003.
- [114] Yu, H., G. Zhou, F. S. Chau, and F. Lee: *Fabrication and characterization of PDMS microlenses based on elastomeric molding technology*. *Optics Letters*, 34(21):3454–3456, 2009.
- [115] Chen, J., W. Wang, J. Fang, and K. Varahramyan: *Variable-focusing microlens with microfluidic chip*. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 14(5):675–680, 2004.
- [116] Siu, C.-P.-B., H. Zeng, and M. Chiao: *Magnetically actuated scanning microlens for NIR Raman spectroscopy*. 20th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), pages 735–738, 2007.
- [117] Cho, S. H., F. S. Tsai, W. Qiao, N.-H. Kim, and Y.-H. Lo: *Fabrication of aspherical polymer lenses using a tunable liquid-filled mold*. *Optics Letters*, 34(5):605–607, 2009.
- [118] Berthier, J.: *Microdrops and digital microfluidics*. Micro & Nano Technologies. Andrew, Norwich, NY, 1st edition, 441 pages, 2008.
- [119] Zhang, H. C. and M. E. Huq: *Tolerancing techniques: the state-of-the-art*. *International Journal of Production Research*, 30(9):2111–2135, 1992.

- [120] Shannon, R. R.: *Tolerancing techniques*. In Bass, M., E. W. Van Stryland, D. R. Williams, and W. L. Wolfe (editors): *Handbook of optics, Volume I*, chapter 36, pages 36.1–36.12. McGraw-Hill, New York, 2nd edition, 1995.
- [121] Progler, C. J. and D. C. Wheeler: *Optical lens specifications from the user's perspective*. In Van den Hove, L. (editor): *Proc. SPIE: Optical Microlithography XI*, volume 3334, pages 256–268, Santa Clara, Juni 1998. SPIE.
- [122] Youngworth, R. N. and B. D. Stone: *Cost-based tolerancing of optical systems*. *Applied Optics*, 39(25):4501–4512, 2000.
- [123] Koch, D. G.: *A statistical approach to lens tolerancing*. In Fischer, R. E. (editor): *Proc. SPIE: Computer-Aided Optical Design*, volume 0147, pages 71–82, San Diego, Dezember 1978. SPIE.
- [124] Smith, W. J.: *Practical optical system layout*. McGraw-Hill, New York, 1st edition, 201 pages, 1997.
- [125] Smith, W. J.: *Modern optical engineering*. McGraw-Hill, New York, 4th edition, 754 pages, 2008.
- [126] Mark, J. E.: *Polymer data handbook*. Oxford University Press, New York, Oxford, 11th edition, 1018 pages, 1999.
- [127] Brandrup, J., E. H. Immergut, E. A. Grulke, A. Abe, and D. R. Bloch: *Polymer handbook*. John Wiley & Sons, New York, Chichester, Weinheim, 4th edition, 2336 pages, 2003.
- [128] Evonic Industries: *Plexiglas (Product data sheet)*, 2013.
- [129] Lide, D. R. (editor): *CRC handbook of chemistry and physics : a ready-reference book of chemical and physical data*. CRC Press, Boca Raton, London, New York, 89. ed., 2 edition, 2008.
- [130] Quadrant: *Ketron 1000 PEEK (Product Data Sheet)*, 2013.
- [131] Victrex: *PEEK 450G (Product data sheet)*, 2013.
- [132] Liebetraut, P., S. Petsch, and H. Zappe: *A versatile fabrication process for reaction injection molded elastomeric micro-lenses*. In Dickensheets, D. L. (editor): *2012 International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics*, volume 13, pages 176–177, Banff, Canada, August 2012. IEEE.

- [133] Schwider, J. and O. Falkenstörfer: *Twyman-Green interferometer for testing microspheres*. *Optical Engineering*, 34(10):2972–2975, 1995.
- [134] Reichelt, S. and H. Zappe: *Mach-Zehnder / Twyman-Green hybrid interferometer for micro-lens testing*. In *DGaO Proceedings*. DGaO, 2005.
- [135] Reichelt, S., A. Bieber, B. Aatz, and H. Zappe: *Micro-optics metrology using advanced interferometry*. In Osten, W., C. Gorecki, and E. L. Novak (editors): *Proc. SPIE: Optical measurement systems for industrial inspection IV*, volume 5856, pages 437–446, Munich, Germany, 2005. SPIE.
- [136] Dörband, B., H. Müller, and H. Gross: *Handbook of optical systems, Volume 5, Metrology of optical components and systems*. Wiley-VCH, Weinheim, 1st edition, 1004 pages, 2012.
- [137] Rammage, R. R., D. R. Neal, and R. J. Copland: *Application of Shack-Hartmann wavefront sensing technology to transmissive optic metrology*. In Duparr, A. and B. Singh (editors): *Proc. SPIE: Advanced Characterization Techniques for Optical, Semiconductor, and Data Storage Components*, volume 4779, page 161, Seattle, USA, November 2002. SPIE.
- [138] Smythe, R. A.: *Practical aspects of modern interferometry for optical manufacturing quality control, Part 3*. *Advanced Optical Technologies*, 1(4):335–342, 2012.
- [139] Geary, J. M.: *Introduction to wavefront sensors*. SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, Washington, tt18 edition, 169 pages, 1995.
- [140] Pulaski, P. D., J. P. Roller, D. R. Neal, and K. Ratte: *Measurement of aberrations in microlenses using a Shack-Hartmann wavefront sensor*. In Fischer, R. E., W. J. Smith, and R. B. Johnson (editors): *Proc. SPIE: Current Developments in Lens Design and Optical Engineering III*, volume 4767, pages 44–52. SPIE, Oktober 2002.
- [141] Scharmer, G. B., P. M. Dettori, M. G. Lofdahl, and M. Shand: *Adaptive optics system for the new Swedish solar telescope*. In Keil, S. L. and S. V. Avakyan (editors): *Proc. SPIE: Innovative Telescopes and Instrumentation for Solar Astrophysics*, volume 4853, pages 370–380, Waikoloa, Hawaii, Februar 2003. SPIE.

- [142] Bouchez, A. H., R. G. Dekany, J. R. Angione, C. Baranec, M. C. Britton, K. Bui, R. S. Burruss, J. L. Cromer, S. R. Guiwits, J. R. Henning, J. Hickey, D. L. McKenna, A. M. Moore, J. E. Roberts, T. Q. Trinh, M. Troy, T. N. Truong, and V. Velur: *The PALM-3000 high-order adaptive optics system for Palomar Observatory*. In Hubin, N., C. E. Max, and P. L. Wizinowich (editors): *Proc. SPIE: Adaptive Optics Systems*, volume 7015, page 70150Z(7), Marseille, France, Juli 2008. SPIE.
- [143] Hippler, S.: *Der scharfe Blick ins All und ins Auge: Adaptive Optik*. Physik in unserer Zeit, 36(1):24–31, 2005.
- [144] Liang, J., B. Grimm, S. Goelz, and J. F. Bille: *Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor*. Journal of the Optical Society of America A, 11(7):1949–1957, 1994.
- [145] Liang, J., D. R. Williams, and D. T. Miller: *Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision, 14(11):2884–2892, 1997.
- [146] Schwiegerling, J.: *History of the Shack Hartmann wavefront sensor and its impact in ophthalmic optics*. In Barrett, H. H., J. E. Greivenkamp, and E. L. Dereniak (editors): *Proc. SPIE: Fifty Years of Optical Sciences at The University of Arizona*, volume 9186, page 91860U(8), September 2014.
- [147] Llorente, L., S. Marcos, C. Dorronsoro, and S. A. Burns: *Effect of sampling on real ocular aberration measurements*. Journal of the Optical Society of America A, 24(9):2783–2796, 2007.
- [148] Küchel, M., T. Schmieder und H. J. Tiziani: *Beitrag zur Verwendung von Zernike-Polynomen bei der automatischen Interferenzstreifenbewertung*. Optik, 65(2):123–142, 1983.
- [149] Haferkorn, H.: *Optik*. Wiley-VCH, Weinheim, 4. Auflage, 802 Seiten, 2003.
- [150] Rossum, G. van and E. al.: *Python*. <https://www.python.org>, Python Software Foundation, 2016.
- [151] Jones, E., T. Oliphant, P. Peterson, and Others: *SciPy: Open source scientific tools for Python*, <http://www.scipy.org/>, 2001–2017.

- [152] Oliphant, T. E.: *Python for scientific computing*. Computing in Science & Engineering, 9(3):10–20, 2007.
- [153] Groen, F. C., I. T. Young, and G. Ligthart: *A comparison of different focus functions for use in autofocus algorithms*. Cytometry, 6(2):81–91, 1985.
- [154] Santos, A., C. Ortiz de Solórzano, J. J. Vaquero, J. M. Pena, N. Malpica, and F. Del Pozo: *Evaluation of autofocus functions in molecular cytogenetic analysis*. Journal of Microscopy, 188(03):264–272, 1997.
- [155] Kehtarnavaz, N. and H.-J. Oh: *Development and real-time implementation of a rule-based auto-focus algorithm*. Real-Time Imaging, 9(3):197–203, 2003.
- [156] Krotkov, E.: *Focusing*. International Journal of Computer Vision, 1(3):223–237, 1988.
- [157] Shen, H.-L., Z.-H. Zheng, W. Wang, X. Du, S.-J. Shao, and J. H. Xin: *Autofocus for multispectral camera using focus symmetry*. Applied Optics, 51(14):2616–2623, 2012.
- [158] He, J., R. Zhou, and Z. Hong: *Modified fast climbing search auto-focus algorithm with adaptive step size searching technique for digital camera*. IEEE Transactions on Consumer Electronics, 49(2):257–262, 2003.
- [159] Li, J.: *Autofocus searching algorithm considering human visual system limitations*. Optical Engineering, 44(11):113201, 2005.
- [160] Chen, C.-m., C.-m. Hong, and H.-c. Chuang: *Efficient auto-focus algorithm utilizing discrete difference equation prediction model for digital still cameras*. IEEE Transactions on Consumer Electronics, 52(4):1135–1143, 2006.
- [161] Chen, C.-Y., R.-C. Hwang, and Y.-J. Chen: *A passive auto-focus camera control system*. Applied Soft Computing, 10(1):296–303, 2010.
- [162] Lei, F. und H. J. Tiziani: *Untersuchung der Störanfälligkeit von Meßverfahren zur Bestimmung der MTF aus der Kantenbildanalyse*. Zeitschrift für Photogrammetrie und Fernerkundung, 56(5):167–183, 1988.
- [163] Boone, J. M. and J. A. Seibert: *An analytical edge spread function model for computer fitting and subsequent calculation of the LSF and MTF*. Medical Physics, 21(10):1541–1545, 1994.

- [164] LaVeigne, J. D., S. D. Burks, and B. Nehring: *Comparison of Fourier transform methods for calculating MTF*. In Holst, G. C. (editor): *Proc. SPIE: Infrared Imaging Systems: Design, Analysis, Modeling, and Testing XIX*, volume 6941, page 69410Y(9), Orlando, USA, April 2008. SPIE.
- [165] Chartrand, R.: *Numerical Differentiation of Noisy, Nonsmooth Data*. ISRN Applied Mathematics, 2011:11, 2011.
- [166] Sickinger, H., N. Lindlein, and J. Schwider: *Characterization of microlenses using a phase-shifting shearing interferometer*. *Optical Engineering*, 33(8):2680–2686, 1994.
- [167] Schwider, J., N. Lindlein, R. Schreiner, J. Lamprecht, G. Leuchs, J. Pfund und M. Beyerlein: *Optikprüfung von refraktiven Mikrolinsen (Optical testing of refractive microlenses)*. *Technisches Messen*, 69(11):467–482, 2002.
- [168] Pfund, J., N. Lindlein, J. Schwider, R. Burow, T. Blümel, and K. E. Elssner: *Absolute sphericity measurement: a comparative study of the use of interferometry and a Shack-Hartmann sensor*. *Optics Letters*, 23(10):742–4, 1998.
- [169] Koch, J. a., R. W. Presta, R. a. Sacks, R. a. Zacharias, E. S. Bliss, M. J. Dailey, M. Feldman, A. a. Grey, F. R. Holdener, J. T. Salmon, L. G. Seppala, J. S. Toepfen, L. Van Atta, B. M. Van Wonterghem, W. T. Whistler, S. E. Winters, and B. W. Woods: *Experimental comparison of a Shack–Hartmann sensor and a phase-shifting interferometer for large-optics metrology applications*. *Applied Optics*, 39(25):4540–4546, 2000.
- [170] Li, C., G. Hall, D. Zhu, H. Li, K. W. Eliceiri, and H. Jiang: *Three-dimensional surface profile measurement of microlenses using the Shack–Hartmann wavefront sensor*. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 21(3):530–540, 2012.
- [171] Fuh, Y.-K., K.-C. Hsu, M.-X. Lin, and J.-R. Fan: *Characterization of adjustable fluidic lenses and capability for aberration correction of defocus and astigmatism*. *Optik – International Journal for Light and Electron Optics*, 124(8):706–709, 2013.
- [172] Rocktäschel, M. and H. J. Tiziani: *Limitations of the Shack–Hartmann sensor for testing optical aspherics*. *Optics & Laser Technology*, 34(8):631–637, 2002.
- [173] Neal, D. R., D. J. Armstrong, and W. T. Turner: *Wavefront sensors for control and process monitoring in optics manufacture*. In Migliore, L. R. and R. D.

- Schaeffer (editors): *Proc. SPIE: Lasers as Tools for Manufacturing II*, volume 2993, pages 211–220, San Jose, USA, März 1997. SPIE.
- [174] Primot, J.: *Theoretical description of Shack–Hartmann wave-front sensor*. Optics Communications, 222(1-6):81–92, 2003.
- [175] Greivenkamp, J. E., D. G. Smith, and E. Goodwin: *Calibration issues with Shack-Hartmann sensors for metrology applications*. In Geyl, R., D. Rimmer, and L. Wang (editors): *Proc. SPIE: Optical Fabrication*, volume 5252, pages 372–380, St. Etienne, France, September 2004. SPIE.
- [176] Southwell, W. H.: *Wave-front estimation from wave-front slope measurements*. Journal of the Optical Society of America, 70(8):998–1006, 1980.
- [177] Duparr, A. and B. Singh (editors): *Shack-Hartmann wavefront sensor precision and accuracy*, volume 4779, Seattle, November 2002. SPIE.
- [178] Kindermann, S., A. Neubauer, and R. Ramlau: *A singular value decomposition for the Shack–Hartmann based wavefront reconstruction*. Journal of Computational and Applied Mathematics, 236(8):2186–2199, 2012.
- [179] Pfund, J., N. Lindlein, and J. Schwider: *Dynamic range expansion of a Shack-Hartmann sensor by use of a modified unwrapping algorithm*. Optics Letters, 23(13):995–997, 1998.
- [180] Wyant, J. C. and C. Katherine: *Basic wavefront aberration theory for optical metrology*. In Shannon, R. R. (editor): *Applied Optics and Optical Engineering*, volume XI, chapter 1, pages 2–53. Academic Press, 1st edition, 1992.
- [181] Mahajan, V. N.: *Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupils*. Applied Optics, 33(34):8121–8124, 1994.
- [182] Dai, G.-M. and V. N. Mahajan: *Orthonormal polynomials in wavefront analysis: error analysis*. Applied Optics, 47(19):3433–3445, 2008.
- [183] Lakshminarayanan, V. and A. Fleck: *Zernike polynomials: a guide*. Journal of Modern Optics, 58(7):545–561, 2011.
- [184] Lane, R. G. and M. Tallon: *Wave-front reconstruction using a Shack-Hartmann sensor*. Applied Optics, 31(32):6902–6908, 1992.

- [185] Dai, G.-M.: *Modal wave-front reconstruction with Zernike polynomials and Karhunen-Loève functions*. Journal of the Optical Society of America A, 13(6):1218–1225, 1996.
- [186] Wang, J. Y. and D. E. Silva: *Wave-front interpretation with Zernike polynomials*. Applied Optics, 19(9):1510–1518, 1980.
- [187] Born, M. and E. Wolf: *Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light*. Pergamon Press, Oxford, 6, correct edition, 808 pages, 1984.
- [188] Schwiegerling, J.: *Scaling Zernike expansion coefficients to different pupil sizes*. Journal of the Optical Society of America A: Optics, image science, and vision, 19(10):1937–1945, 2002.
- [189] Leroux, C. E., A. Tzschachmann, and J. C. Dainty: *Pupil matching of Zernike aberrations*. Optics Express, 18(21):21567–21572, 2010.
- [190] Dai, G.-M.: *Scaling Zernike expansion coefficients to smaller pupil sizes: a simpler formula*. Journal of the Optical Society of America A, 23(3):539–543, 2006.
- [191] Boreman, G. D.: *Modulation transfer function in optical and electro-optical systems*. SPIE - The International Society for Optical Engineering, Washington DC, 1st edition, 110 pages, 2001.
- [192] Tiziani, H.: *The use of optical transfer function for assessing the quality of optical systems*. Photogrammetria, 34(2):45–68, 1978.
- [193] Walsh, G., W. N. Charman, and H. C. Howland: *Monochromatic aberrations of the human eye*. Applied Optics, 1(9):987–992, 1984.
- [194] Gardner, N., T. Randolph, and A. Davies: *Self-calibration for microrefractive lens measurements*. In Stahl, H. P. (editor): *Proc. SPIE: Optical Manufacturing and Testing V*, volume 5180, pages 244–252, San Diego, USA, Januar 2004. SPIE.
- [195] Bergner, B. and A. Davies: *Self-calibration for transmitted wavefront measurements*. Applied Optics, 46(1):10007–10018, 2007.
- [196] Adaptive Optics Associates Inc.: *AOA Wavescope datasheet*.

- [197] Fang, L. und H. J. Tiziani: *Eine neue Methode zur Bestimmung der MTF aus dem Kantenbild*. *Optik*, 74(1):17–21, 1986.
- [198] Reichenbach, S. E., S. K. Park, and R. Narayanswamy: *Characterizing digital image acquisition devices*. *Optical Engineering*, 30(2):170–177, 1991.
- [199] Gåsvik, K. J.: *Optical metrology*. Wiley, Chichester, 3rd edition, 360 pages, 2002.
- [200] Samei, E., M. J. Flynn, and D. A. Reimann: *A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device*. *Medical Physics*, 25(1):102–113, 1998.
- [201] Burns, P. D.: *Refined slanted-edge measurement for practical camera and scanner testing*. IS&T PICS Conference, pages 191–195, 2002.
- [202] Estribeau, M. and P. Magnan: *Fast MTF measurement of CMOS imagers using ISO 12333 slanted-edge methodology*. In Chatard, J.-P. and P. N. J. Dennis (editors): *Proc. SPIE: Detectors and Associated Signal Processing*, volume 5251, pages 243–252, St. Etienne, France, September 2004. SPIE.
- [203] Masaoka, K., T. Yamashita, Y. Nishida, and M. Sugawara: *Modified slanted-edge method and multidirectional modulation transfer function estimation*. *Optics Express*, 22(5):6040–6046, 2014.
- [204] Wernick, M. N. and G. M. Morris: *Effect of spatial coherence on knife-edge measurements of detector modulation transfer function*. *Applied Optics*, 33(25):5906–5913, 1994.
- [205] Marchant, A., E. Ironside, J. Attryde, and T. Williams: *The reproducibility of MTF measurements*. *Optica Acta: International Journal of Optics*, 22(4):249–264, 1975.
- [206] Carpi, F., G. Frediani, S. Turco, and D. De Rossi: *Bioinspired tunable lens with muscle-like electroactive elastomers*. *Advanced Functional Materials*, 21(21):4152–4158, 2011.
- [207] Schuhladen, S., F. Preller, R. Rix, S. Petsch, R. Zentel, and H. Zappe: *Iris-like tunable aperture employing liquid-crystal elastomers*. *Advanced Materials*, 26(42):7247–7251, 2014.

- [208] Liang, J. and D. R. Williams: *Aberrations and retinal image quality of the normal human eye*. Journal of the Optical Society of America A, 14(11):2873–2883, 1997.
- [209] Llorente, L., L. Diaz-Santana, D. Lara-Saucedo, and S. Marcos: *Aberrations of the human eye in visible and near infrared illumination*. Optometry and Vision Science, 80(1):26–35, 2003.
- [210] Schönflies, A.: *Krystallsysteme und Krystallstruktur*. Teubner, Leipzig, 1. Auflage, 638 Seiten, 1891.
- [211] Atkins, P. W.: *Physikalische Chemie*. VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim, 2. Auflage, 890 Seiten, 1990.
- [212] Porter, J., A. Guirao, I. G. Cox, and D. R. Williams: *Monochromatic aberrations of the human eye in a large population*. Journal of the Optical Society of America A, 18(8):1793, 2001.
- [213] Hardy, J. W.: *Adaptive optics — a progress review*. In Ealey, M. A. (editor): *Proc. SPIE: Active and Adaptive Optical Systems*, volume 1542, pages 2–17, San Diego, USA, Dezember 1991. SPIE.
- [214] Fernández, E. J. and P. Artal: *Membrane deformable mirror for adaptive optics: performance limits in visual optics*. Optics Express, 11(9):1056, 2003.
- [215] Zhu, L., P. C. Sun, D. U. Bartsch, W. R. Freeman, and Y. Fainman: *Wavefront generation of Zernike polynomial modes with a micromachined membrane deformable mirror*. Applied Optics, 38(28):6019–6026, 1999.
- [216] Friese, C., A. Werber, F. Krogmann, W. Mönch, and H. Zappe: *Materials, effects and components for tunable micro-optics*. IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, 2(3):232–248, 2007.
- [217] Brousseau, D., E. F. Borra, M. Rochette, and D. B. Landry: *Linearization of the response of a 91-actuator magnetic liquid deformable mirror*. Optics Express, 18(8):8239–50, 2010.
- [218] Wei, H.-C., Y.-H. Chien, W.-Y. Hsu, Y.-C. Cheng, and G.-D. J. Su: *Controlling a MEMS deformable mirror in a miniature auto-focusing imaging system*. IEEE Transactions on Control Systems Technology, 20(6):1592–1596, 2012.

-
- [219] Love, G. D.: *Wave-front correction and production of Zernike modes with a liquid-crystal spatial light modulator*. Applied Optics, 36(7):1517–1520, 1997.
- [220] Bagwell, B. E., D. V. Wick, R. Batchko, J. D. Mansell, T. Martinez, S. R. Restaino, D. M. Payne, J. Harriman, S. Serati, G. Sharp, and J. Schwiegerling: *Liquid crystal based active optics*. In Sasian, J. M. and M. G. Turner (editors): *Proc. SPIE: Novel Optical Systems Design and Optimization IX*, volume 6289, page 628908(12), San Diego, USA, August 2006. SPIE.
- [221] Krogmann, F., W. Mönch, and H. Zappe: *A MEMS-based variable micro-lens system*. Journal of Optics A: Pure and Applied Optics, 8(7):S330–S336, 2006.
- [222] Asatryan, K., V. Presnyakov, A. Tork, A. Zohrabyan, A. Bagramyan, and T. Galstian: *Optical lens with electrically variable focus using an optically hidden dielectric structure*. Optics Express, 18(13):13981–13992, 2010.
- [223] Schneider, F., J. Draheim, C. Müller, and U. Wallrabe: *Optimization of an adaptive PDMS-membrane lens with an integrated actuator*. Sensors and Actuators A: Physical, 154(2):316–321, 2009.
- [224] Thibos, L. N., M. Ye, X. Zhang, and A. Bradley: *The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans*. Applied Optics, 31(19):3594–600, 1992.
- [225] Sumer, K. M. and A. R. Thompson: *Refraction, dispersion, and densities for methanol solutions of benzene, toluene, aniline, and phenol*. Journal of Chemical & Engineering Data, 12(4):489–493, 1967.
- [226] Sumer, K. M. and A. R. Thompson: *Refraction, dispersion, and densities of benzene, toluene, and xylene mixtures*. Journal of Chemical & Engineering Data, 13(1):30–34, 1968.
- [227] Samoc, A.: *Dispersion of refractive properties of solvents: Chloroform, toluene, benzene, and carbon disulfide in ultraviolet, visible, and near-infrared*. Journal of Applied Physics, 94(9):6167–6174, 2003.
- [228] Forziati, A. F.: *Refractive index as a function of wavelength for sixty API-NBS hydrocarbons*. Journal of Research of the National Bureau of Standards, 44(4):373–385, 1950.

- [229] Forsythe, W. E. (editor): *Smithsonian Physical Tables*. Smithsonian Institution, Washington, 9th edition, Table 551 pages, 1954.
- [230] Partington, J. R.: *An advanced treatise on physical chemistry*. Longmans, London, 1st edition, 565 pages, 1954.
- [231] Mitra, S. K.: *Temperature dependence of the refractive index of water*. The Journal of Chemical Physics, 57(4):1798–1799, 1972.
- [232] Thormählen, I., J. Straub, and U. Grigull: *Refractive index of water and its dependence on wavelength, temperature, and density*. Journal of Physical and Chemical Reference Data, 14(4):933–945, 1985.
- [233] Daimon, M. and A. Masumura: *Measurement of the refractive index of distilled water from the near-infrared region to the ultraviolet region*. Applied Optics, 46(18):3811–3820, 2007.
- [234] Davis, R. T. and R. W. Schiessler: *Optical dispersion of perdeuterobenzene and perdeuterocyclohexane*. Journal of the American Chemical Society, 75(11):2763–2764, 1953.
- [235] Wibaut, J. P., H. Hoog, S. L. Langedijk, J. Overhoff, J. Smittenberg, N. Benninga, G. P. Bouman, H. van Dijk, W. Gaade, H. Geldof, J. T. Hockamann, E. W. Jonker, T. Paap, and F. J. Zuiderweg: *Preparation and physical constants of a number of alkanes and cycloalkanes*. Recueil des Travaux Chimiques des Pays-Bas et de la Belgique, 58:329–377, 1939.
- [236] Wibaut, J. P. and S. L. Langedijk: *Physical constants of a number of alkanes and cycloalkanes. II. Additive and constitutional influences on molecular refraction, dispersion and parachor*. Recueil des Travaux Chimiques des Pays-Bas et de la Belgique, 59:1220–1251, 1940.
- [237] Wibaut, J. P., K. van Nes, and J. Stofberg: *Synthesis and physical constants of some 2-n-alkylnaphthalenes*. Recueil des Travaux Chimiques des Pays-Bas et de la Belgique, 73:501–512, 1954.
- [238] Forziati, A. F., D. L. Camin, and F. D. Rossini: *Density, refractive index, boiling point, and vapor pressure of eight monoolefin (1-alkene), six pentadiene, and two cyclomonoolefin hydrocarbons*. Journal of Research of the National Bureau of Standards, 45(5):406–410, 1950.

- [239] Shannon, R. D., R. C. Shannon, O. Medenbach, and R. X. Fischer: *Refractive index and dispersion of fluorides and oxides*. Journal of Physical and Chemical Reference Data, 31(4):931–969, 2002.

B Veröffentlichungen

Fachzeitschriften

- [1] Schuhladen, S., S. Petsch, P. Liebetaut, P. Müller, and H. Zappe, *Miniaturized tunable imaging system inspired by the human eye*, Optics Letters, 38(20): 3991–3995, 2013.
- [2] Liebetaut, P., S. Petsch, J. Liebeskind, and H. Zappe, *Elastomeric lenses with tunable astigmatism*, Light: Science & Applications, 2(9): e98, 2013.
- [3] Liebetaut, P., S. Petsch, W. Mönch, and H. Zappe, *Tunable solid-body elastomer lenses with electromagnetic actuation*, Applied Optics, 50(19): 3268, 2011.
- [4] Liebetaut, P., P. Waibel, P. H. C. Nguyen, P. Reith, B. Aatz, and H. Zappe, *Optical properties of liquids for fluidic optics*, Applied Optics, 52(14): 3203–3215, 2013.
- [5] Müller, P., A. Kloss, P. Liebetaut, W. Mönch, and H. Zappe, *A fully integrated optofluidic attenuator*, Journal of Micromechanics Microengineering, 21(12): 125027 (14p), 2011.
- [6] Waibel, P., D. Mader, P. Liebetaut, H. Zappe, and A. Seifert, *Chromatic aberration control for tunable all-silicone membrane microlenses*, Optics Express, 19(19): 18584–18592, 2011.
- [7] Kappler, B., Tuchbreiter, A., Faller, D., Liebetaut, P., Horbelt, W., Timmer, J., Honerkamp, J., and Mülhaupt, R.: *Real-time monitoring of ethene/1-hexene copolymerizations: determination of catalyst activity, copolymer composition and copolymerization parameters*. Polymer, 44(20), 6179–6186, 2003.

Konferenzbeiträge

- [1] Liebetraut, P., S. Petsch, and H. Zappe: *A versatile fabrication process for reaction injection molded elastomeric micro-lenses*. In Dickensheets, D. L. (editor): *2012 International Conference on Optical MEMS and Nanophotonics*, 176–177, Banff, Canada, August 2012, IEEE.
- [2] Sun, Y., S. Thiele, P. Liebetraut, W. Mönch, and H. Zappe, *Tunable solid-body elastomeric diffractive lens*. In *16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, 2494–2497, Beijing, China, Juni 2011, IEEE.
- [3] Waibel, P., D. Mader, P. Liebetraut, H. Zappe, and A. Seifert, *Tunable all-silicone multi-chamber achromatic microlens*. In *24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, 728–731, Cancun, Mexico, Januar 2011, IEEE.
- [4] Tuchbreiter, A., Mülhaupt, R., Warmbold, A., Liebetraut, P., Kappler, B., and Honerkamp, J.: *Rapid polymer characterization and on-line reaction monitoring*. In Smith, C. (editor): *Meeting of the American Chemical Society*, Orlando, USA, April 2002, ACS.

Vorträge

- [1] Liebetraut, P., P. Waibel, S. Petsch, B. Aatz, and H. Zappe, *Flexible and semi-automated characterization of tunable micro-lenses with variable apertures*. In *EOS Annual Meeting*, Aberdeen, Scotland, September 2012.

Buchkapitel

- [1] Petsch, S., P. Liebetraut, and H. Zappe, *Solid-body elastomeric lenses* in: *Tunable Micro-Optics*, H. Zappe, C. Duppé (editors), Cambridge University Press, 2015.

Patente

- [1] King, C., Grätzel, C., Davoine, L., Monti, C., Schmidhäusler, T., Büeler, M., Salt, M., Kukaleva, N., and Liebetraut, P.: *Optical apparatus and method*, U. S. Patent 2015/0028195 A1, 29. Januar 2015.

Danksagung

Die Entstehung dieser Arbeit war nur möglich, weil ich mich auf die Hilfe und Unterstützung zahlreicher Personen verlassen konnte. Ihnen gilt mein aufrichtiger Dank. Insbesondere möchte ich danken

- ... meinen Doktorvater *Prof. Dr. Hans Zappe* für die Möglichkeit, auf einem so spannenden Gebiet wie der Optik mein Wissen erweitern zu können und forschen zu dürfen. Besonders möchte ich mich bei ihm für die kontinuierliche Unterstützung bedanken und für die Möglichkeit, die Ergebnisse dieser Arbeit auf internationalen Konferenzen zu präsentieren und von dort neue Impulse nach Hause nehmen zu können.
- ... *Prof. Dr. Jürgen Rühle* für die Übernahme des Zweitgutachtens und die konstruktive Zusammenarbeit im Rahmen des DFG-Schwerpunktprogramms 1337 sowie dem gesamten Lehrstuhl für Chemie und Physik von Grenzflächen für die Unterstützung bei zahlreichen Messungen.
- ... *Sebastian Petsch*, der mich zuerst als Hiwi, später als Bachelor- und als Master-Student fast die gesamte Zeit meiner Doktorarbeit begleitet hat. Sein Gespür für die praktikabelste Lösung hat so manche Linse erst möglich gemacht und seine Geduld und Ausdauer beim Messen im dunklen Optiklabor sind unübertroffen. Ihm gebührt mein besonderer Dank.
- ... meinen Bachelor-Studenten *Jens Liebeskind, Patrick Bollgrün, Christian Mbiokop, Susanne Kräuter, Helena Biegler* und *Björn Gerdes* mit denen ich gemeinsam an diesem Projekt arbeiten durfte. Mit Ihrer Hilfe konnte ich die vielfältigen Aspekte von durchstimmbaren Elastomerlinsen unter ganz unterschiedlichen Perspektiven beleuchten.
- ... meinem Freund *Philipp Waibel* für die fast schon leidenschaftlichen Diskussionen am Optiktisch und den regen Austausch von Ideen. Das gemeinsame Tüfteln an den optischen Messaufbauten hat mein Interesse an der Optik erst richtig geweckt. Die Freundschaft aus unserer gemeinsamen Zeit am Lehrstuhl hat noch heute Bestand – auch wenn Du es nie geschafft hast, mich für Fußball oder Cross-Country-Golf zu begeistern.

- ... *Bernd Aatz*, der mir mit seiner „hands on“-Mentalität die praktische Seite der Optik näher brachte. Seine helfende Hand war immer da, wenn ich mit meinen beiden linken nicht weiter kam.
- ... *Dominic Ruh* für das gemeinsame Leiden, Hoffen und Fluchen bei der Server-Administration, das Korrekturlesen und viele spannende Diskussionen.
- ... *Patrick Reith* für seine Unterstützung bei einer schier unendlichen Anzahl von Spannungs-Dehnungs-Experimenten.
- ... *Christoph Schlägl*, dem besten Cross-Country-Golfer von allen.
- ... *Jens Fiala*, *Philipp Binger* und *Daniel Mader* für den kollegialen Zusammenhalt auch außerhalb des Labors auf der Salsa-Tanzfläche.
- ... meinem Freund *Malte Wiemann* für die vielen philosophischen Diskussionen über die vielfältigsten Themen abseits des Doktoranden-Daseins.
- ... meinen Kollegen und Freund *Philipp Müller* mit dem ich lange Zeit ein Büro geteilt habe. Seine Fähigkeit, jedes Problem analytisch zu durchdringen und seine Gedanken mit einer druckreifen Skizze belegen zu können, hat mich nachhaltig beeindruckt. Es war ein Privileg, die Zeit am Lehrstuhl mit ihm teilen zu dürfen und ich schätze es sehr, dass er mich zu seinen Freunden zählt. Ich danke ihm besonders für seine unermüdliche Ermunterung, diese Arbeit trotz Berufstätigkeit zu Ende zu bringen.
- ... meinem Bruder *Thomas* für seine geduldigen Lektionen, wie guter Programm-Code aussehen sollte und für seine Unterstützung besonders in der letzten Phase des Zusammenschreibens.
- ... meinen Eltern *Sigrid* und *Klaus*, auf deren bedingungslosen Rückhalt ich mich immer verlassen kann.
- ... *Alma* für ihre unendliche Geduld. Ihre Toleranz, sich für viele Jahre die Wochenenden mit dieser Arbeit zu teilen, ist unübertroffen. Meine Dankbarkeit lässt sich nicht in Worte fassen. Sie ist das Beste, das mir passieren konnte.

Diese Arbeit wurde im Rahmen des Schwerpunktprogramms „Aktive Mikrooptik“ der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG SPP 1337) finanziert.



**UNI
FREIBURG**