

Aus der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde
der Universitätsmedizin Rostock

Optimierung der Visualisierung von Strahlenverläufen durch Intraokularlinsen und natürliche Linsen



Inauguraldissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von

Julia Forbrig

geb. am 16.05.1990 in Wismar

Rostock, Juni 2020

1. Gutachter: Prof. Dr. Oliver Stachs, Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde, Rostock

2. Gutachter: Prof. Dr. Stephan Reiß, Beuth Hochschule für Technik, Berlin

3. Gutachter: Prof. Dr. Timo Kirschstein, Institut für Physiologie, Universität Rostock

Jahr der Einreichung: 2020

Jahr der Verteidigung: 2021

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	VII
Symbol- und Abkürzungsverzeichnis	VIII
1. Abstrakt.....	1
2. Einleitung	2
2.1 Problemstellung	2
2.2 Zielsetzung	2
3. Theoretischer Hintergrund.....	3
3.1 Anatomie des Auges.....	3
3.1.1 Optische Eigenschaften des humanen Auges	4
3.1.2 Optische Eigenschaften des Schweineauges	5
3.1.3 Optische Eigenschaften des Kaninchenauges.....	5
3.2 Bildentstehung im menschlichen Auge.....	6
3.3 Linsenerkrankungen	8
3.3.1 Katarakt.....	8
3.3.2 Refraktionsfehler	10
3.3.3 Chirurgischer Linsenersatz	12
3.4 Optische Qualität und Abbildungsfehler	13
3.5 Intraokularlinsen	15
3.5.1 Monofokallinsen	17
3.5.2 Multifokallinsen.....	17
3.5.3 Einfluss von Dezentrierung, Verkippung, Pupillengröße und Rotation auf Abbildungseigenschaften von IOL´s	18
3.6 Methoden zur Visualisierung der Abbildungseigenschaften von IOL´s	20
4. Material und Methoden.....	23
4.1 Aufbau	23
4.1.1 Halterung der Linse	24
4.1.2 Visualisierungsmedium.....	25
4.1.3 Laser	26
4.1.4 Beamexpander	27
4.1.5 Powell-Linse	27
4.1.6 Zylinderlinse	29
4.1.7 Kameraeinstellung.....	29
4.1.7.1 Blendenöffnung	29
4.1.7.2 ISO-Empfindlichkeit	30

4.1.7.3 Belichtungszeit	31
4.1.7.4 Zusammenfassung der Kameraeinstellung	32
4.2 Linsen	32
4.2.1 Künstliche Linsen	32
4.2.2 Natürliche Linsen	32
4.3 Untersuchung von Linsen im bekannten Strahlenverlauf	32
4.4 Auswertung der Abbildungen	34
5. Ergebnisse	36
5.1 Aufbau ohne Optimierungsmaßnahmen	36
5.2 Gegenüberstellung der Visualisierung mit und ohne Optimierungsmaßnahmen ...	37
5.3 Messungen mit künstlichen Linsen	38
5.3.1 Monofokallinsen	38
5.3.1.1 Sphärische Monofokallinse	38
5.3.1.2 Asphärische Monofokallinse	39
5.3.2 Multifokallinsen	39
5.3.2.1 Sphärische Multifokallinse	40
5.3.2.2 Asphärische Multifokallinse	40
5.4 Messungen mit natürlichen Linsen	41
5.4.1 Schweinelinsen	41
5.4.2 Kaninchenlinsen	42
5.4.3 Humane Linsen	42
5.4.4 Fokuspunktbetrachtungen der natürlichen Linsen	43
5.5 Messreihen	44
5.5.1 Untersuchung des Einflusses der Verkipfung der Linsenhalterung auf das Strahlprofil	44
5.5.2 Einfluss der Rotation einer Linse	46
5.5.3 Einfluss von Dezentrierung	48
5.5.4 Einfluss der postmortalen Veränderungen einer nativen Linse auf die Abbildungseigenschaften	51
6. Diskussion	54
7. Zusammenfassung und Ausblick	60
8. Literaturverzeichnis	64

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung des menschlichen Auges [14].....	3
Abb. 2: Darstellung der schematische Struktur des menschlichen Auges [21].....	7
Abb. 3: Bildentstehung auf der menschlichen Retina [21].....	8
Abb. 4: Abnahme der Akkommodationsamplitude im Alter [28, 48].....	12
Abb. 5: Schematische Darstellung der sphärischen Aberration [59].....	14
Abb. 6: Schematische Darstellung der Koma [62].....	14
Abb. 7: Schematische Darstellung des ACE-Modells nach Terwee [5]	20
Abb. 8: Vergleich der Lichtbrechung hinter einer Multifokallinse (Tecnis ZM900) (A) und einer Monofokallinse (CeeOn Edge 911A) (B) [5]	21
Abb. 9: US Air Force Target Projektion im ACE-Model [5]	21
Abb. 10: Schematische Darstellung des entwickelten experimentellen Aufbaus	23
Abb. 11: Darstellung der Linsenhalterung a) schematisch b) Fotografie mit Schweinelinse	25
Abb. 12: Einfluss der Menge an Fluorescein auf Bildqualität, Belichtungszeit: 3 sec, a) kein Fluorescein, b) ein Tropfen Fluorescein und c) 5 Tropfen Fluorescein	26
Abb. 13: Spektrum des verwendeten Halbleiterlasers.....	26
Abb. 14: Schematische Darstellung eines Beamexpanders [92].....	27
Abb. 15: Darstellung zweier Powell-Linsen unterschiedlicher Größe [93]	27
Abb. 16: Schematische Darstellung der Funktion der Powell-Linse [95]	28
Abb. 17: Schematische Darstellung der Intensitätsverteilung der Strahlenprofile ohne und mit Powell-Linse [112]	28
Abb. 18: Schematische Darstellung einer Zylinderlinse	29
Abb. 19: Einfluss der Blendenöffnung der Kamera am Beispiel einer monofokalen IOL, BZ 5sec, ISO 200	30
Abb. 20: Einfluss der Blendenöffnung der Kamera am Beispiel einer mutlifokalen IOL, BZ 5sec, ISO 200	30
Abb. 21: Einfluss des ISO-Wertes auf die Bildqualität, Belichtungszeit = 5sec, Blendenöffnung = $f/6,3$	31
Abb. 22: Einfluss Belichtungszeit auf die Bildqualität.....	31
Abb. 23: Strahlengang durch eine Plankonvexlinse: a) Experimentell ermittelte und b) theoretische Berechnung.....	33

Abb. 24: Strahlengang durch eine Schweinelinse, a) theoretische Strahlenberechnung für das Schweineauge und b) experimentell ermittelter Strahlengang durch eine Schweinelinse	33
Abb. 25: a) Originalabbildung einer asphärischen Monofokal-IOL b) Modifizierung des Originals mit Markierungspunkten c) Abbildung mit Hilfslinien und Kennzeichnungen der berechneten Strukturen.....	34
Abb. 26: Schematische Darstellung des Fokusbereiches mit Kennzeichnung der berechneten Parameter [92].....	35
Abb. 27: Abbildung einer Plankonvexlinse (Scheitelbrennweite 22,5 mm) ohne Optimierungsmaßnahmen	36
Abb. 28: Abbildungen einer monofokalen Plankonvexlinse (Scheitelbrennweite 22,5 mm) a) ohne Optimierungsmaßnahmen b) mit Optimierungsmaßnahmen sowie Ausschnittsvergrößerung im Fokusbereich c) ohne d) mit Optimierungsmaßnahmen	37
Abb. 29: a) Linsenprototyp #6UyM, sphärisch monofokal in 10facher Vergrößerung b) Ausschnitt des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung	38
Abb. 30: a) Linsenprototyp #6cOb, asphärisch monofokal in 10facher Vergrößerung b) Ausschnittsvergrößerung des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung.....	39
Abb. 31: a) Linsenprototyp #6Psn, sphärisch multifokal in 10facher Vergrößerung b) Ausschnittsvergrößerung des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung.....	40
Abb. 32: a) Linsenprototyp #6cOc, asphärisch, multifokal in 10facher Vergrößerung b) Ausschnittsvergrößerung des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung.....	41
Abb. 33: Abbildung einer Schweineaugenlinse, E nukleation im Alter von 6 Monaten, Untersuchung 4-6 h nach Entnahme	41
Abb. 34: Abbildung einer Kaninchenaugenlinse, E nukleation im Alter von 6 Monaten, Untersuchung 4-6 h nach Entnahme	42
Abb. 35: Abbildung einer menschlichen Augenlinse einer 73 jährigen Frau, Untersuchung 24 h nach E nukleation	42
Abb. 36: Ausschnittsvergrößerungen der Fokusbereiche von a) Schweinelinse b) Kaninchenlinse c) humane Augenlinse.....	43
Abb. 37: Abbildung einer menschlichen Linse (rechtes Auge einer 73-jährigen Frau 4-6 Stunden nach E nukleation) mit aufsteigendem Grad der Verkippung der Halterung	44

Abb. 38: Einfluss des Winkels der Verkippung der Halterung auf den Winkel der Verkippung des austretenden Strahls.....	45
Abb. 39: Einfluss des Winkels der Verkippung der Halterung auf die axiale Lage des Fokuspunktes (FP) und Radius des Fokuspunktes (w_0)	45
Abb. 40: Einfluss des Winkels der Verkippung auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt (FP).....	46
Abb. 41: Einfluss des Winkels der Verkippung der Halterung auf Rayleighlängen und dem Produkt aus $\sqrt{2} \cdot w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt	46
Abb. 42: horizontale Rotation am Beispiel einer menschlichen Linse	47
Abb. 43: Einfluss der Rotation der Linse auf die axiale Lage des Fokuspunktes und den Radius des Fokuspunktes (w_0)	47
Abb. 44: Einfluss der Rotation der Linse auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt	48
Abb. 45: Einfluss der Rotation der Linse auf die Rayleighlänge und $\sqrt{2} \cdot w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt.....	48
Abb. 46: Einfluss der Zentrierung des Laserstrahls am Beispiel einer monofokale IOL (911A, CeeOn, 25 dpt)	49
Abb. 47: Einfluss von Dezentrierung auf die Lage des axialen Fokuspunktes und den Strahlradius im Fokuspunkt (w_0).....	49
Abb. 48: Einfluss der Dezentrierung auf den Grad der Verkippung des austretenden Laserstrahls.....	50
Abb. 49: Einfluss der Dezentrierung auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt	50
Abb. 50: Einfluss der Dezentrierung auf die Rayleighlängen und dem Produkt aus $\sqrt{2} \cdot w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt.....	51
Abb. 51: Messung einer Schweinelinse im zeitlichen Verlauf.....	51
Abb. 52: Einfluss des Messzeitpunktes auf die axiale Lage des Fokuspunktes und Radius des Fokuspunktes	52
Abb. 53: Einfluss des Messzeitpunktes auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt	52
Abb. 54: Einfluss des Messzeitpunktes auf die Rayleighlängen und dem Produkt auf $\sqrt{2} \cdot w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt.....	53
Abb. 55: Einfluss des Messzeitpunktes auf die Linsenhalterung	58
Abb. 56: Einfluss der Rotation der Linse auf die Verkippung der Linsenhalterung	58
Abb. 57: Schematischer Aufbau mit künstlicher Hornhaut und entsprechende Fotografie einer asphärischen Linse mit künstlicher Hornhaut.....	61

Abb. 58: Intensitätsverteilung entlang der gelben Linie am austretenden Laserstrahl 62

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zusammenfassung der optischen Eigenschaften des menschlichen Auges, des Schweineauges und des Kaninchenauges (KR-Krümmungsradius)	6
Tabelle 2: Mögliche Einteilung der Katarakte [37]	9
Tabelle 3: Schematische Übersicht der verschiedenen IOL-Typen	15

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

ACE	Average Cornea Eye
ant.	anterior
BZ	Belichtungszeit
dpt	Dioptrien
BSS	balanced salt solution
CCD	charged-coupled device
EDOF	extended depth of focus
FP	Fokuspunkt
FSL	Femtosekundenlaser
IOL	Intraokularlinse
ISO	International Organisation for Standardisation
KR	Krümmungsradius
LAL	lichtadjustierbare Intraokularlinse
Laser	light amplification by stimulated emission of radiation
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
MICS	micro incision Cataract Surgery
MTF	Modulation Transfer Function Measurements
PEG	Polyethylenglykol
PIOL	phake Intraokularlinse
post.	posterior
RL	Rayleighlänge (Z_R)
sec	Sekunden
Sqrt	Quadratwurzel
SW	Strahlwinkel
USAF	United States Air Force Target
W_0	Radius des Laserstrahls im Fokuspunkt

1. Abstrakt

Zielsetzung

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Möglichkeiten einer Visualisierung des Strahlenverlaufs durch verschiedene Intraokularlinsen in einem künstlichen Augenmodell evaluiert. Erstmals werden auch natürliche Linsen in die Untersuchungen mit einbezogen.

Methode und Ergebnisse

In einem ersten Schritt wurde dazu ein künstliches Augenmodell, inklusive der Möglichkeit einer Visualisierung des Strahlenverlaufs nach dem Durchgang durch eine Intraokularlinse, experimentell umgesetzt. Mittels einer dedizierten Strahlformung wurde die Strahlcharakteristik (Flat-Top-Profil) optimiert. Weiterhin werden Möglichkeiten implementiert, Veränderungen der Linsenposition hinsichtlich Verkippung und Dezentrierung zu simulieren und deren Ausmaß auf die Abbildungseigenschaften darzustellen. Unter Nutzung des entwickelten experimentellen Aufbaus wurden Fokuspunktanalysen an verschiedenen sphärischen als auch asphärischen Mono- und Multifokallinsen durchgeführt, um die Möglichkeiten und Grenzen des Aufbaus aufzuzeigen. Um die Effekte einer Dezentrierung bzw. Verkippung zu analysieren, werden verschiedene Messreihen mit dezentrierten bzw. verkippten Intraokularlinsen und natürlichen Linsen (Mensch, Schwein und Kaninchen) durchgeführt.

Diskussion

Der umgesetzte Messaufbau eignet sich als Plattform für eine standardisierte Untersuchung verschiedener Intraokularlinsen-Konzepte. Insbesondere durch die Strahloptimierung, lassen sich unter anderem sphärische Aberration und multiple Fokuspunkte von Multifokallinsen darstellen und untersuchen. Ein Optimierungsbedarf besteht bei der Implementierung einer künstlichen Kornea.

2. Einleitung

Die Linsentrübung ist die häufigste Erblindungsursache [1] und die Kataraktoperation die häufigste Operation in der westlichen Welt [2, 3]. Da immer mehr Patienten von dem Austausch der körpereigenen Linse mit einer künstlichen Linse profitieren, gelangt die optische Abbildungsqualität der Intraokularlinse (IOL) immer weiter in den Fokus wissenschaftlicher Arbeiten [4].

2.1 Problemstellung

Die folgende Arbeit beschreibt einen Aufbau zur Visualisierung von Lichtstrahlenverläufen durch Intraokularlinsen und den Versuch einer bildanalytischen Beschreibung des Fokus. Somit können die IOL's auf ihre Abbildungsqualitäten geprüft und anschließend zur Qualitätsoptimierung modifiziert werden. Abbildungsfehler sind durch diese Detektierbarkeit und Dokumentation von Konstruktionsmängeln vermeidbar, aber auch postoperative intraokulare Positionsveränderungen können hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf ihre Abbildungseigenschaften bewertet werden.

2.2 Zielsetzung

Ziel der durchgeführten Arbeit ist es, Lichtstrahlen, welche durch optische Linsen gebrochen werden, zu visualisieren. Diesbezüglich wurde eine Arbeit von Terwee und Kollegen publiziert [5], welche bereits den Strahlenverlauf von künstlichen Linsen unterschiedlichen Designs untersuchte. Bei der Analyse eines derartigen Systems lassen sich Schwächen in der Abbildungsqualität feststellen. Zudem war es in ihrem Aufbau nicht möglich natürliche Linsen und den Einfluss von Positionsänderungen der Linse zum einfallenden Licht (in diesem Fall eines Laserstrahls) zu untersuchen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollen diese Defizite mit Hilfe von verschiedenen Modifikationen im Versuchsaufbau und spezieller Formung des zur Visualisierung verwendeten Lichtstrahls behoben werden. Exemplarisch soll die Optimierung der Visualisierung anhand von Abbildungen durch Mono- und Multifokallinsen demonstriert werden. Zusätzlich soll der Aufbau so gestaltet werden, dass Abbildungseigenschaften durch natürliche Linsen von Mensch, Schwein und Kaninchen veranschaulicht werden können. Anschließend soll eine quantitative Auswertung erfolgen und es werden die Auswirkungen auf die Abbildungseigenschaften, welche durch Rotation, Alterung, Verkipfung und Dezentrierung der Linse auftreten können, veranschaulicht.

3. Theoretischer Hintergrund

Zum Verständnis der Untersuchungen werden zunächst die Anatomie des Auges und die Bildentstehung im menschlichen Auge erläutert. Anschließend werden Linsenerkrankungen und deren Behandlung beschrieben, sowie die unterschiedlichen Kunstlinsendesigns dargelegt. Abschließend werden verschiedene Methoden zur Visualisierung von Abbildungseigenschaften veranschaulicht.

3.1 Anatomie des Auges

Im Folgenden werden die grundlegenden optischen Elemente des Auges von Mensch, Schwein und Kaninchen beschrieben, welche prinzipiell einen anatomisch ähnlichen Aufbau haben. Schweine- und Kaninchenlinsen dienen schon in einer Vielzahl von Studien als Modelle für die menschlichen Linsen [6–10].

Das Auge kann prinzipiell in zwei Segmente untergliedert werden: der vordere und der hintere Abschnitt [11]. Die folgende Abb.1 stellt den Aufbau des menschlichen Auges schematisch dar [14].

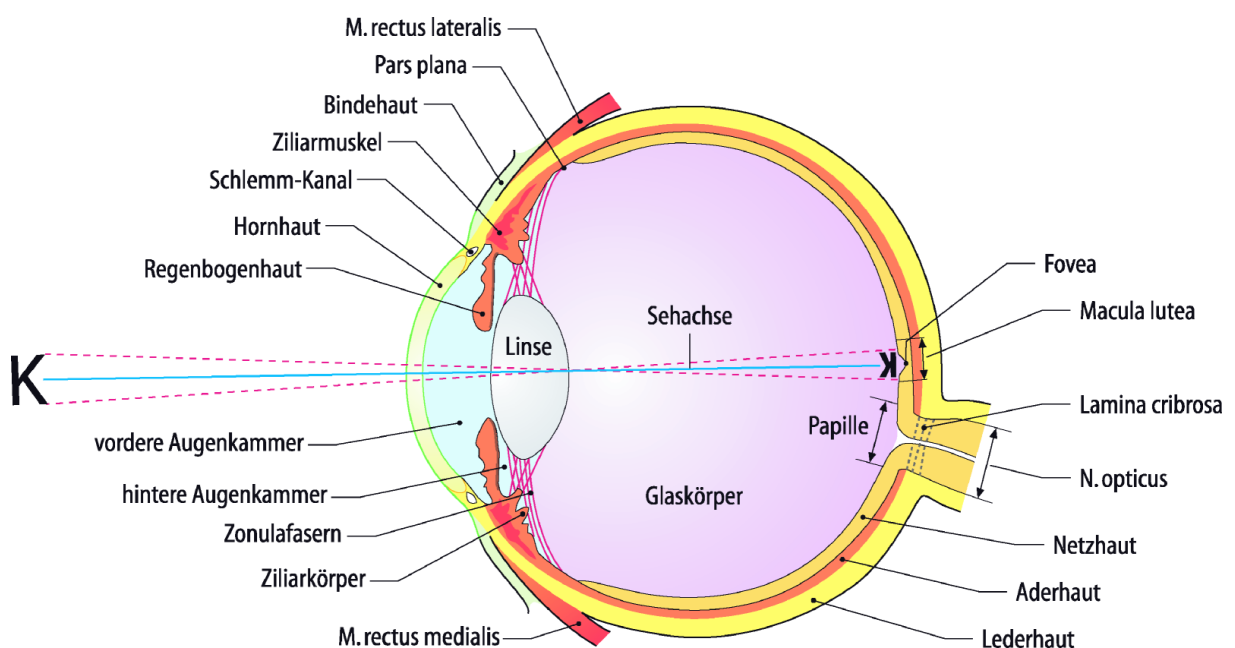


Abb. 1: Schematische Darstellung des menschlichen Auges [14]

Der vordere Anteil besteht, von anterior nach posterior betrachtet, aus Hornhaut (Cornea), der Vorderkammer (Camera anterior bulbi), der Regenbogenhaut (Iris) sowie der Hinterkammer (Camera posterior bulbi). Die beiden Camerae bulbi sind mit Kammerwasser (Humor aqueous) gefüllt [11]. Das nährstoffreiche Kammerwasser versorgt die avaskulären Gewebe des Auges [13]. Dazu gehören sowohl die Cornea als auch die Linse. Außerdem ist es maßgeblich an der Erhaltung des intraokularen Druckes beteiligt [13].

Die Cornea setzt sich grob aus folgenden fünf Schichten zusammen [12]:

- Epithel
- Bowmen'scher
- Membran, Stroma,
- Descemet-Membran
- Endothel

Die Regenbogenhaut setzt sich aus Pigmentzellen und Muskulatur zusammen. Sie ist zirkulär angeordnet. Die zentrale Öffnung wird als Pupille bezeichnet, durch welche die beiden Augenkammern verbunden werden. Durch Dilatation und Konstriktion der Muskulatur kann der Pupillendurchmesser variieren und somit unterschiedlich viel Licht in das Auge gelangen. Dieser Vorgang spielt, sowohl bei der Schärfentiefe und Abbildungsqualität als auch beim Hell- und Dunkelsehen, eine zentrale Rolle [12].

Das hintere Segment besteht aus dem Glaskörper (Corpus vitreum), der Netzhaut (Retina) mit umgebender Aderhaut (Choroidea) und Lederhaut (Sklera). In einer Vielzahl an Studien wird die Linse (Lens) im anterioren Abschnitt genannt. In dem Buch „*Augenheilkunde*“ von Grehn, welches hier als Vorlage dient, wurde diese allerdings zum posterioren Segment gezählt [14]. Die Linse besteht aus Linsenfasern, wird in Rinde und Kern unterteilt und ist von einer Linsenkapsel umfasst. Die Fasern werden das ganze Leben lang nachgebildet und lagern sich schalenförmig umeinander [14]. Die Linse besitzt weder Blutgefäße noch eine nervale Innervation [14].

Der innerhalb des Auges gelagerte Glaskörper, eine viskose Flüssigkeit, verantwortet die sphärische Form des Auges [12]. Die Sklera dient durch die robuste Struktur als Schutzschicht der inneren Bestandteile [12]. Unter dieser befindet sich die Choroidea, die mit zahlreichen Blutgefäßen für die Versorgung der Netzhaut verantwortlich ist [12]. Die Photorezeptorzellen der Retina wandeln Lichtsignale in elektrische Impulse um und leiten diese schließlich über den Nervus opticus in das Gehirn [12].

3.1.1 Optische Eigenschaften des humanen Auges

Die hier aufgeführten Daten beziehen sich auf durchschnittliche Werte von normalsichtigen Erwachsenen (Emmetropie). Die individuellen Werte sind unter anderem von Geschlecht und Alter der Patienten abhängig [16].

Der Durchmesser des durchschnittlichen humanen Auges beträgt 24 mm [11]. Die Hornhaut, mit aufliegendem Tränenfilm, stellt das erste refraktive Element im Strahlenverlauf dar. Der anteriore Krümmungsradius beträgt 7,8 mm. Die 0,55 mm dicke Struktur verfügt über einen Brechungsindex von 1,3771 [17] und eine Brechkraft von 43 dpt [18].

Die kristalline Linse liegt zwischen 2,6 mm und 4,4 mm hinter der Cornearückfläche [18]. Die Krümmungsradien der bikonvexen Augenlinse betragen 10,2 mm an der Vorderfläche und -6,0 mm an der Rückfläche [17]. Diese Werte schwanken jedoch, da die Linse durch die Akkommodationsfunktion Formveränderungen unterzogen ist. Die Linsendicke variiert zwischen 2-5 mm [19], wobei die Gesamtbrechkraft der Linse zwischen 10-20 dpt [20] liegt.

Aufgrund des schichtweisen inhomogenen Aufbaus variiert der Brechungsindex innerhalb dieses Organs [17]. Der Äquivalenzindex für die Linse wird in der Literatur mit 1,42 angegeben [17, 21]. Die Gesamtbrechkraft des menschlichen Auges bei Fernakkommodation beträgt 58 dpt [19].

3.1.2 Optische Eigenschaften des Schweineauges

Sanchez et al fassten 2011 in „*the parameters of the porcine eyeball*“ die optischen Eigenschaften des Schweineauges zusammen [22].

Das durchschnittliche Schweineauge hat eine axiale Länge von etwa 23,9mm [22]. Der anteriore Krümmungsradius beträgt 10mm. Die Hornhaut ist etwa 833 μm dick und hat eine Brechkraft von 38 dpt [23]. Der Brechungsindex der Cornea beträgt 1,38 [24].

Der vordere und hintere Krümmungsradius der Linse beträgt etwa 7,08 mm und -5,08 mm. Sie ist insgesamt 7,4 mm dick. Der refraktive Index der Linse ergibt 1,4686. Die Gesamtbrechkraft der Augenlinse wird mit $49,9 \pm 1,5$ dpt angegeben [22].

3.1.3 Optische Eigenschaften des Kaninchenauges

Die Aussagen des folgenden Textes beziehen sich auf die Arbeit von Hughes, in der ein schematisches Kaninchenauge entwickelt wird [25].

Die axiale Länge beträgt 18,1mm. Der vordere Krümmungsradius der Cornea wird in der Arbeit mit dem Mittelwert von 7,5mm berechnet. Bei einem einjährigen Kaninchen ist die Cornea etwa 375 μm dick [26]. Der Brechungsindex der Hornhaut beträgt 1,376. Unter diesen Bedingungen lässt sich eine Gesamtbrechkraft der Cornea von 44,6 dpt berechnen [25].

Die kristalline Linse ist 2,9 mm hinter der posterioren Corneafäche gelegen. Die anteriore und posteriore Krümmungsradien betragen 7,0 mm und -5,8 mm. Die Linsendicke wird mit 7,9 mm beschrieben. Als Äquivalenz des Brechungsindex wird hier ein Wert von 1,6 angegeben. Hughes berechnet eine Gesamtbrechkraft der Linse von 75 dpt [25].

Die Gesamtbrechkraft des gesamten Auges beträgt 100,6 dpt.

Folgende Tabelle fasst die optischen Eigenschaften des humanen Auges, des Schweinauges und des Kaninchenauges zusammen (Tabelle 1).

Tabelle 1: Zusammenfassung der optischen Eigenschaften des menschlichen Auges, des Schweineauges und des Kaninchenauges (KR-Krümmungsradius)

Parameter	Mensch		Schwein		Kaninchen	
Axiale Länge	24,000	mm	23,900	mm	18,100	mm
Hornhautdicke	550,000	µm	833,000	µm	375,000	µm
Anteriore KR der Hornhaut	7,800	mm	10,000	mm	7,500	mm
Gesamtbrechkraft der Hornhaut	43,000	dpt	38,000	dpt	44,600	dpt
Brechungsindex der Hornhaut	1,377		1,380		1,376	
Linsendicke	5,000	mm	7,400	mm	7,800	mm
Vorderer KR der Linse	10,200	mm	7,080	mm	7,000	mm
Hinterer KR der Linse	6,000	mm	5,080	mm	5,800	mm
Gesamtbrechkraft der Linse	20,000	dpt	49,900	dpt	75,000	dpt
Brechungsindex der Linse	1,420		1,460		1,600	
Gesamtbrechkraft des Auges	58,000	dpt	49,900	dpt	100,600	dpt

3.2 Bildentstehung im menschlichen Auge

Damit im menschlichen Gehirn ein Bild entsteht, wird Licht im Auge in Nervenimpulse umgewandelt und über den Sehnerv weiter an die Sehrinde im Gehirn geleitet [21]. Zunächst wird das Licht durch die brechenden Medien des Auges moduliert, um in der Netzhaut in elektrische Signale umgewandelt zu werden. Am Übergang von Luft auf die Hornhaut kommt es zu einem Brechungsindexsprung, der zusammen mit der Krümmung der Hornhaut zur Brechung des Lichtes führt. Mit einem Brechungsindex von 1,3771 und einem anterioren Hornhautradius übernimmt dieses Organ etwa 73% des Gesamtbrechwertes des menschlichen Auges [27]. Entscheidend für die Brechung ist zusätzlich die Augenlinse. Durch ihren charakteristischen lamellenförmigen Aufbau stellt diese unterschiedliche Brechzahlen, von 1,38-1,41, bereit [27].

Für die Formveränderung der Linse ist der Ziliarkörper verantwortlich. Dieser wird mittels Zonulafasern mit der Linsenkapsel verbunden und kann durch An- oder Entspannung die

Linsenform variieren. Dieser Vorgang wird als Akkommodation bezeichnet [12]. In Vorder-, Hinterkammer und Glaskörper, welche jeweils einen wasserähnlichen Brechindex von 1,336 besitzen, wird das einfallende Licht nur wenig gebrochen [27].

Es existieren zahlreiche Augenmodelle, die die Bildentstehung veranschaulichen. Solche Augenmodelle dienen auch zur Berechnung und der optischen Beschreibung des Auges [28]. Im Folgenden wird eines davon vorgestellt und hierbei die Bildformation im menschlichen Auge erläutert. Die Angaben beziehen sich auf das relaxierte Auge und werden mit Hilfe eines paraxialen Schemas beschrieben. Hierbei werden die refraktiven Indices innerhalb der optischen Elemente als konstant und die refraktiven Oberflächen als sphärisch betrachtet [21]. Eine schematische Darstellung der optischen Struktur des menschlichen Auges zeigt folgende Abb.2.

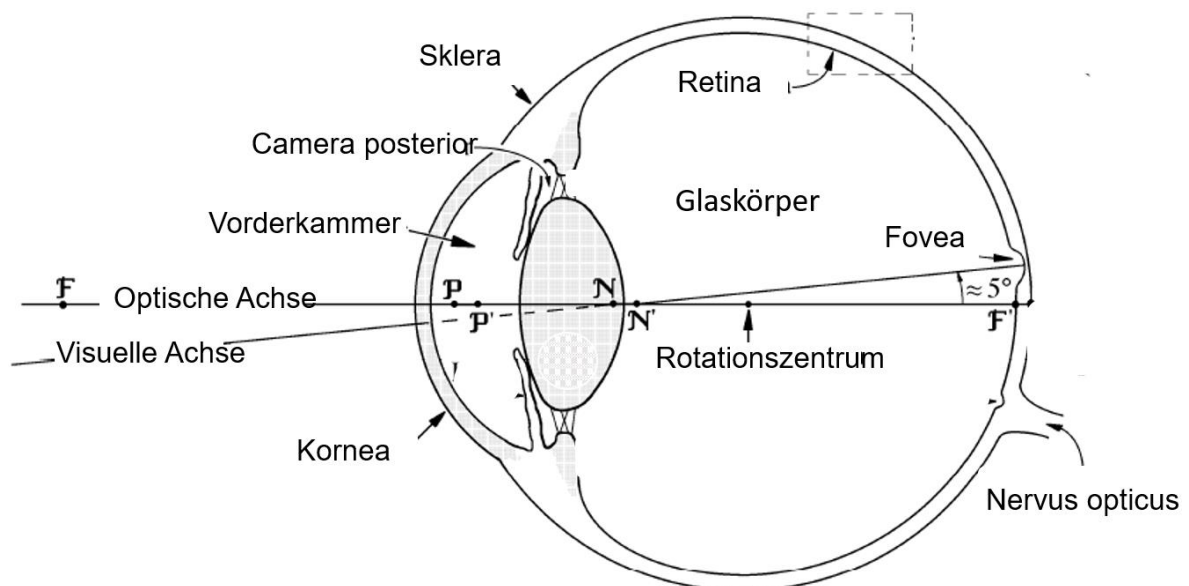


Abb. 2: Darstellung der schematische Struktur des menschlichen Auges [21]

Die optische Achse ist eine gedachte Linie, die alle optisch brechenden und reflektierenden Oberflächen im Zentrum schneidet (Abb.2) [28]. Auf ihr liegen der objektseitige Brennpunkt (F), Knotenpunkt (N) und Hauptpunkt (P) sowie deren bildseitigen Korrelate (F', N', P'). In Abb. 2 ist die Visuelle Achse dargestellt, welche den Fixationspunkt eines Objektes mit der Fovea verbindet und die beiden Knotenpunkte N und N' durchquert. Von dem Fixationspunkt des Objektes ausgehender Lichtstrahl wird an der Senkrechten zu P' gebrochen und fokussiert als bildseitiger Brennpunktstrahl in F'. Gegenätzlich verläuft der objektseitige Brennpunktstrahl durch F und wird an der senkrechten Hauptebene in P gebrochen, von wo aus er als bildseitiger Parallelstrahl achsenfern auf der Retina abgebildet wird [21].

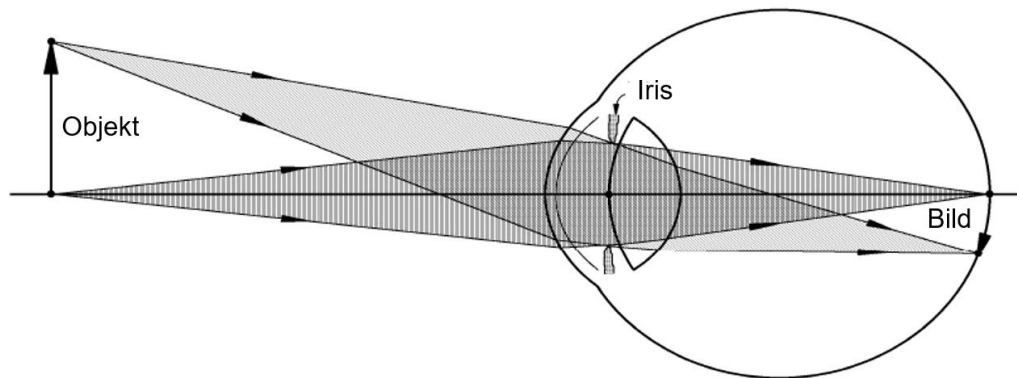


Abb. 3: Bildentstehung auf der menschlichen Retina [21].

Eine vereinfachte Darstellung der Strahlbrechung im menschlichen Auge liefert die Abb.3. Es fokussieren zwei, vom Objekt ausgehende, Strahlenbündel auf der Retina. Das auf der Netzhaut entstehende Bild ist invertiert und verkleinert [21]

3.3 Linsenerkrankungen

Linsenveränderungen können prinzipiell in zwei Teilbereiche unterteilt werden. Die erste Gruppe umfasst die Linsentrübung und somit die häufigste Störung dieses Organs. Dieser Alterungsprozess ist physiologisch, kann aber auch verfrüht durch verschiedene Ursachen entstehen. Das proteinreiche Organ, die Augenlinse, unterliegt altersbedingten Wandlungen in der Eiweißvernetzung und Struktur [29]. Die lebenslang andauernde Proliferation des Epithels aus der Prääquatoralebene führt zum einen zur Zunahme der Linsengröße und des Linsengewichtes und zum anderen zur Degeneration der Linsenfaser und ist somit Verursacher der physiologischen Kernsklerose [30].

Die andere Gruppe der Linsenerkrankungen fasst Lage- und Formanomalien zusammen [14]. Formveränderungen sind zumeist angeboren. Dazu gehören das Linsenkolobom, der Lentikonus und die Mikrophakie. Kolobom beschreibt eine Einkerbung und der Konus ist eine vordere oder hinter Vorwölbung. Bei der Mikro- oder Sphärophakie ist die Linse im Durchmesser zu klein [14]. Lagevariationen können eine Subluxation oder vollständige Luxation sein, wobei die Lage der Linse nach anterior, posterior oder seitlich verschoben sein kann. Ursachen hierfür sind verschiedene genetische Defekte oder erworbene Schäden, zum Beispiel durch Traumata [14].

3.3.1 Katarakt

Die Katarakt bezeichnet die Trübung der Augenlinse. Die häufigste Form ist die altersabhängige Katarakt, auch *Cataracta senilis* [32]. Die Linsentrübung verursacht eine vermehrte Streuung des Lichtes und führt zu Sehverschlechterung der Kataraktpatienten [33]. Etwa 20 Millionen Menschen sind aufgrund der bilateralen Katarakt erblindet [34]. Die Katarakt

stellt somit den größten Anteil der Erblindungsursachen weltweit, gefolgt vom Glaukom und den Makulardegenerationen [35]. Aufgrund der fortschreitenden technischen Entwicklungen in westlichen Nationen sind von der kataraktbedingten Erblindung vor allem Menschen in Entwicklungsländern betroffen. Die Prävalenz der kataraktbedingten Blindheit ab 50 Jahren ist mit 6,0% in der Sub-Sahara am größten [34]. Die Katarakt wird nach Lokalisation der Trübung, nach Auftrittsalter und nach Ausprägung eingeteilt [36, 37]. Eine mögliche Einteilung der Katarakte gibt die Tabelle 2.

Tabelle 2: Mögliche Einteilung der Katarakte [37]

Zeitpunkt des Auftretens	Ausprägung	Lokalisation	Ätiologie
Cataracta congenita	Cataracta incipiens	Cataracta nuclearis	Katarakt durch u.a.
Cataracta senilis	Cataracta provecta	Cataracta corticalis	<ul style="list-style-type: none"> • Diabetes, • Glaukom, • Uveitis, • Trauma, • Down-Syndrom • Steroideinnahme
	Cataracta matura	Cataracta subcapsularis	
	Cataracta hypermatura	Polstar ant- et. superior	

Die Linsentrübung kann je nach Ausprägung, Lokalisation, Zeitpunkt des Auftretens oder weiteren Ursachen kategorisiert werden. Zu den letztgenannten Ursachen gehören verschiedene Grunderkrankungen, die eine verfrühte Kataraktbildung bedingen können. Dazu gehören zum Beispiel Diabetes, Uveitis oder angeborene Störungen, wie die Trisomie 21. Auch bei Medikamenteneinnahme, zum Beispiel Cortison, können sich die Trübungen verfrüht ausbilden.

Eine mäßig getrübe Linse wird als Cataracta incipiens bezeichnet. Ist die Linsentrübung stark ausgeprägt, spricht man von einer Cataracta provecta. Zeigen sich vor allem Trübungen im Linsenkern handelt es sich um eine Cataracta nuclearis, während zum Beispiel die vorderen und hinteren Rindentrübungen als Cataracta corticalis anterior und posterior gekennzeichnet werden. Eine angeborene Katarakt wird Cataracta congenita genannt und steht der Cataracta senilis gegenüber, die sich physiologisch im fortgeschrittenen Lebensalter entwickelt [39].

Eine Reihe von Risikofaktoren wurde anhand von Studien ermittelt. Der Relevanteste ist das bereits erwähnte hohe Lebensalter. Eine Untersuchung von australischen Forschern ergab, dass sich die Prävalenz der Katarakterkrankten mit jeder Dekade ab dem 40. Lebensjahr verdoppelt. Jeder Mensch ab dem 90. Lebensjahr ist betroffen [31]. Außerdem entwickeln Frauen häufiger eine Katarakt als Männer [34]. Der sozioökonomische Status stellt ebenfalls

einen Risikofaktor dar. Studien ergeben, dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen geringerem sozioökonomischen Status und visueller Beeinträchtigung gibt [34].

Kottler gab in ihrer Arbeit „*Ist die Katarakt vermeidbar*“ an, dass Zigarettenrauchen und UV-B-Strahlung die Ausbildung einer Katarakt positiv beeinflussen. Zudem erwähnt sie den AREDS-Report („Age-Related Eye Disease Study“ No.5), welcher weitere Risikofaktoren aufzeigt: dunkle Irisfarbe, nichtkaukasische Rasse, Vorkommen großer oder eine Vielzahl von mittelgroßen Drusen, Einnahme von Schilddrüsenmedikamenten [30]. Außerdem bezieht sie sich auf die Twin Eye Study, welche den genetischen Aspekt der Kataraktentwicklung darstellte. Demnach waren mehr als die Hälfte der Katarakterkrankungen auf genetische Ursachen zurückzuführen [38, 39].

Weitere Faktoren, eine senile Katarakt zu entwickeln, zählt die Studie von Brian und Taylor „*Cataract blindness – challenges for the 21st century*“ im *Bulletin of the World Health Organization* auf [31]. Demnach haben Cortison-Einnahme, diabetische Stoffwechselerkrankungen und Alkoholkonsum einen ebenfalls fördernden Einfluss auf die Ausbildung einer Linsentrübung. Die Rolle der Antioxidantien und andere Nahrungsergänzungen wird noch diskutiert [30, 31].

Therapie der symptomatischen Katarakt ist die chirurgische Entfernung der getrübbten Linse [40]. In verschiedenen Studien wird der Einsatz von therapeutischen Augentropfen zur Reduktion der Trübung beziehungsweise Stagnation dieser diskutiert [41]. Diese basieren auf der Überlegung, dass die Katarakt durch oxidativen Stress verursacht wird. L-Carnosin ist ein wirksames Antioxidans, das allerdings nicht die Vorderkammer penetrieren kann. Dazu dient NAC (N-acetylcarnosin), welches in der Vorderkammer zu L-Carnosin metabolisiert wird. Bislang ergaben die Untersuchungen aber noch keine aussagekräftige Evidenz.

Die operative Intervention bleibt vorerst die einzige erfolgversprechende Therapie der Katarakt. Die häufigsten Operationen in der Ophthalmologie sind die Katarakt-Operation und die refraktive Chirurgie [42].

3.3.2 Refraktionsfehler

In Deutschland sind Refraktionsfehler die häufigste Ursache eines Besuches in der Augenarztpraxis [43]. Als refraktive Fehlsichtigkeit (Ametropie) wird die Unfähigkeit des Auges, parallele Lichtstrahlen in einem Punkt auf der Netzhaut zu fokussieren, bezeichnet. In der ophthalmologischen Chirurgie nehmen die optischen Fehlsichtigkeiten den zweitgrößten Stellenwert ein [42]. Im Jahr 2016 veröffentlichten Schiefer und Kollegen eine aktuelle Bestandsaufnahme der Refraktionsfehler im Deutschen Ärzteblatt [43]. Demnach sind 70% der Erwachsenen weltweit ametrop [43]. Zu den Ametropien gehören die Kurzsichtigkeit (Myopie), die Weitsichtigkeit (Hyperopie), die Stabsichtigkeit (Astigmatismus),

unterschiedliche Brechwerte beider Augen (Anisometropie) und die Altersfehsichtigkeit (Presbyopie). Die Presbyopie stellt den häufigsten Refraktionsfehler dar [44].

Sphärische Ametropien sind dadurch gekennzeichnet, dass der Fokuspunkt entweder vor der Netzhaut (Myopie) oder hinter der Netzhaut (Hyperopie) entsteht [45]. Ursachen können ein veränderter Brechwert von Cornea und Linse oder häufiger eine Abweichung von der Längennorm des Augapfels sein. Verändert sich diese um nur 1 mm kann das zu einer Fehlsichtigkeit von etwa ± 3 dpt führen [43]. In Deutschland lag 2013 die Prävalenz der Myopie bei 31,5%, der Hyperopie bei 31,8% und die der Anisometropie bei 13,5% [46].

Zu den zyklischen Ametropien zählt der äußere (die Hornhaut betreffende) und der innere (die Linse betreffende, selten vorkommende) Astigmatismus [43] mit einer Prävalenz von 32,3% [46]. Bei dem Astigmatismus (Stabsichtigkeit) werden Strahlen nicht gleichmäßig durch die Hornhaut gebrochen, da diese ungleich gekrümmt ist. Statt eines gemeinsamen Brennpunktes auf der Netzhaut, wie bei der Emmetropie, entstehen zwei Brennlinien (Stab), was zu einer Sehschärfebeeinträchtigung führt [43].

Therapeutische Maßnahmen für oben genannte Fehlsichtigkeiten sind zahlreich vorhanden [47]. Zu den konservativen Methoden zählen die Anpassung einer Brille oder Kontaktlinsen. Bei erheblichen Refraktionsfehlern oder dem Wunsch nach Brillenfreiheit kann refraktive Chirurgie zur Hilfe gezogen werden. Zu den refraktiven Verfahren zählen unter anderem Maßnahmen zur Veränderung der Hornhautoberfläche. LASIK (Laser-in-situ-Keratomileusis) und Implantate (Inlays) im Hornhautstroma sind Beispiele dafür [47]. Zunehmend werden phake Intraokularlinsen (PIOL) implantiert [47]. Die eigene klare kristalline Linse bleibt erhalten und eine Kunstlinse wird vor diese eingesetzt. Bei höheren Refraktionsfehlern kann auch eine *Clear-Lens-Extraction*, also eine Entfernung der eigentlich noch klaren Linse, und der Einsatz einer IOL in Erwägung gezogen werden [47].

Die Presbyopie wird als altersbedingte Veränderungen des optischen Apparates definiert, was zu einer verminderten Akkommodationsbreite führt [42]. Das Auge kann sich demnach nicht mehr auf die Nähe einstellen, während in die Ferne noch gut gesehen werden kann [43]. Ursächlich für den Verlust der Akkommodation sind verschiedene altersbedingte strukturelle Veränderungen. Dazu gehören eine verminderte Elastizität der kristallinen Linse, eine Vergrößerung des Linsendurchmessers und eine Umwandlung des Gefüges der Bruch-Membran, sowie die Atrophie der Ziliarmuskulatur [49]. Folgende Abbildung zeigt die Abnahme der Akkommodationsamplitude im Alter (Abb.4).

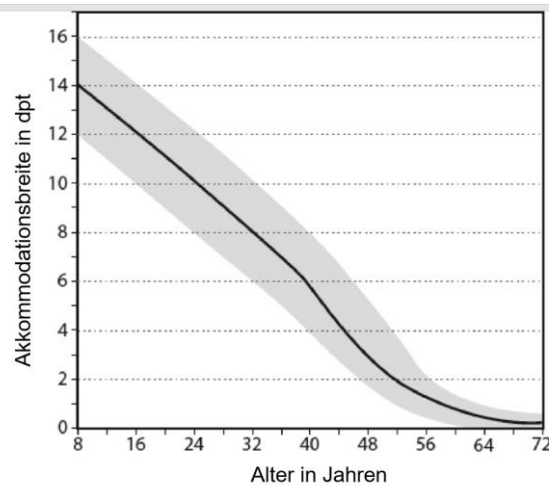


Abb. 4: Abnahme der Akkommodationsamplitude im Alter [28, 48]

Aufgrund der Komplexität dieses Vorgangs stellt die chirurgische Therapie noch eine unzureichend erforschte Schwierigkeit dar [47]. Neben Inlay-Techniken in der Hornhaut, werden hier spezielle Intraokularlinsen, sogenannte akkommodierende IOL's, diskutiert [50].

3.3.3 Chirurgischer Linsenersatz

Die Therapie für die Katarakterkrankung ist die chirurgische Entfernung der getrübbten Linse. Diese wird mit einer künstlichen Linse ersetzt [42]. Bei den Refraktionserkrankungen kommen neben konservativen Maßnahmen (Brille oder Kontaktlinse), refraktiver Linsenersatz oder der Einbau von PIOL zum Einsatz [44]. Die Zahl der Katarakt-Eingriffe steigt in fast allen Ländern weltweit stetig an [34]. Im Jahre 2015 erfolgten in Deutschland zwischen 600.000 bis 800.000 Operationen [51]. In Regionen mit höherem Einkommen werden statistisch betrachtet mehr Operationen durchgeführt [34]. Grundsätzlich ist die Kataraktoperation ein nebenwirkungsarmer Eingriff mit wenigen postoperativen Komplikationen [53].

Das Ärzteblatt schilderte im Jahre 2009 einen Leitlinien getreuen Überblick über den Ablauf einer standardmäßig durchgeführten Operation der Augenlinse, auf jenen sich im Folgenden bezogen wird [40]. Überwiegend wird diese Operation in Lokalanästhesie durchgeführt [32]. Dabei wird zwischen der Peri-, der Retrobulbär- und der topischen Anästhesie unterschieden [32][52].

Aufgrund der Lage der Linse hinter der Iris wird die Pupille vor der Operation medikamentös erweitert [40]. Die Linse wird anterior erreicht. Um eine möglichst minimale Rehabilitationszeit zu gewährleisten, werden kleinste Öffnungen am superioren oder lateralen Limbusrand geschnitten [40]. Diese Inzisionen weisen heutzutage eine Größe von nur 1,5 mm bis 2,0 mm auf. Genannt wird dieses Verfahren *micro incision cataract surgery* (MICS, mikroinzisionale Kataraktchirurgie) [51].

Das Ziel der modernen Chirurgie ist es, den Kapselsack der Linse weitestgehend zu erhalten, um dort die IOL zu platzieren. Nur ein anteriores Fenster wird eröffnet. Hierbei existieren aktuell zwei angewandte Verfahren, die sich gegenüber stehen: Zum einen die Kapsulorhexis, bei welcher vom Chirurgen manuell eine zirkuläre Öffnung geschaffen wird und zum anderen die Femtosekundenlaser-assistierte Kapsulotomie (FSL) [54]. Die FSL-Kapsulotomie zeigt gegenüber der manuellen Variante gleichmäßigere und präzise, reproduktive Resultate [54–56].

Die getrübe Linse wird mittels Phakoemulsifikation aus dem Auge entfernt. Dabei wird hochfrequenter Ultraschall angewandt, der den sklerosierten Linsenkern fragmentiert. Die weichen Linsenbestandteile werden anschließend abgesaugt [40]. Obwohl die Komplikationsrate dieses Verfahrens sehr gering ist, wird auch hier die lasergesteuerte Zertrümmerung der körpereigenen Linse durch den FSL eingesetzt [56].

Bedingung für die MICS sind faltbare IOL's, die über spezielle Techniken in den menschlichen Kapselsack eingebracht werden können [40]. Erst innerhalb dieses Kapselsackes, entfaltet sie die Linse und die Lage kann gegebenenfalls noch manuell korrigiert werden. Nach erfolgreicher Implantation bedarf es keiner Wundnähte.

Die beschriebene Operationstechnik erfreut sich guter Ergebnisse im Hinblick auf geringe Komplikationsraten (<5%) und verbesserter visueller Funktion [57]. Die postoperative optische Qualität wird maßgeblich durch die Tauglichkeit der verwendeten IOL's beeinflusst.

3.4 Optische Qualität und Abbildungsfehler

Die Darstellungsqualitäten von optischen Elementen gewinnen zunehmend an Bedeutung in der modernen Kataraktchirurgie [58]. Qualitätsmerkmale sind der Visus, das Kontrastsehen, die Blendempfindlichkeit, das Nachtsehen und das Auftreten von sogenannten Abbildungsfehlern höherer Ordnung (Aberrationen) [4]. Die Bildeigenschaften können unter dem Einfluss von Aberrationen verschlechtert sein [21] und die Abbildung wird folglich nicht optimal dargestellt [4]. Aberrationen können grob in chromatisch und monochromatisch unterteilt werden [21].

Unter chromatischer Aberration versteht sich, dass Licht verschiedener Wellenlängen im optischen System unterschiedlich gebrochen wird (Dispersion) und somit in verschiedenen Fokuspunkten zusammenläuft [21].

Zu den monochromatischen Aberrationen werden die sphärische Aberration, der Asymmetriefehler (Koma), die Bildfeldwölbung, der Astigmatismus und die Verzeichnung gezählt [21]. Die sphärische Aberration bedeutet, dass Lichtstrahlen, die in unterschiedlichen Entfernungen zur optischen Achse auf die optischen Elemente des Auges treffen, unterschiedlich stark gebrochen werden und somit in verschiedenen Brennpunkte

schneiden [21]. Die Abb.5 stellt diesen Fehler schematisch dar. Wie in einer menschlichen Hornhaut werden auch in dem folgenden Schema periphere Lichtstrahlen stärker gebrochen als zentrale Strahlen. Das erklärt, warum die sphärische Aberration bei größerer Pupillenweite von vermehrter Relevanz ist.

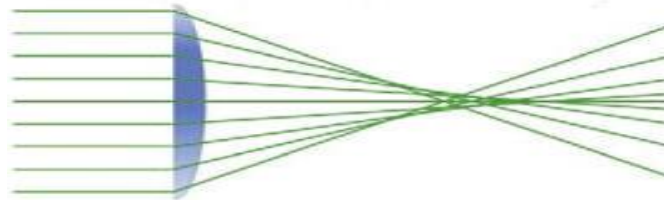


Abb. 5: Schematische Darstellung der sphärischen Aberration [59]

Von positiver sphärischer Aberration spricht man, wenn die peripheren Strahlen vor der Netzhaut fokussieren, wohingegen beim Fokussieren hinter der Netzhaut der Begriff negative Aberration verwendet wird [21].

Die menschliche Hornhaut weist eine positive Aberration auf. Die Linse verfügt zunächst über einen negativen Fehler, sodass sich beide Elemente im jungen Erwachsenenalter gegenseitig kompensieren [4]. Im Alter wird durch Dickenzunahme der Linse und Erhöhung des refraktiven Index der Fehler der Linse zunehmend positiver, sodass keine Kompensation mehr erfolgt [60]. Der Effekt der sphärischen Aberration ist eine verringerte Kontrastschärfe und eine Zunahme von Halos und Blendempfindlichkeit [59]. Asphärische Intraokularlinsen sollen dahingehend Abhilfe schaffen [4].

Bei der Koma trifft das Lichtbündel nicht parallel sondern schräg zur optischen Achse auf die optischen Elemente. In Abb. 6 ist dieser Fehler dargestellt. Der Strahl wird ebenfalls schräg gebündelt und fokussiert asymmetrisch [61].

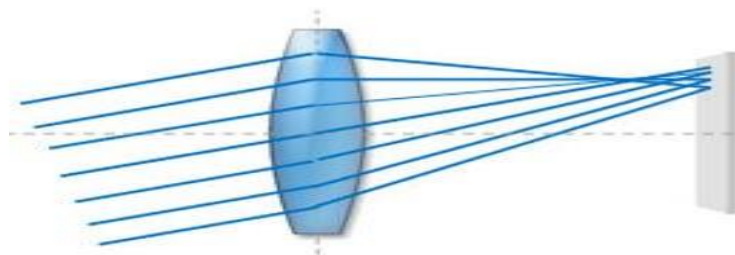


Abb. 6: Schematische Darstellung der Koma [62]

Die Bildfeldwölbung entsteht, wenn das Bild nicht auf einer planen Bildebene, sondern auf einer gekrümmten Fläche entsteht. Die Außenflächen werden von der optischen Achse aus zunehmend unschärfer wahrgenommen, da sie sich weiter von der optimalen Brennpunktebene entfernen [63].

Die Verzeichnung beschreibt einen Abbildungsfehler, bei dem das Bild nicht maßstabsgetreu dem erwarteten Bild entspricht. Bildpunkte sind entweder nach außen oder innen seitlich verschoben und wirken somit gewölbt [64].

3.5 Intraokularlinsen

Die Auswahl an unterschiedlichen Intraokularlinsen ist groß. Sie unterscheiden sich in Material, Aufbau und Funktion. Gemeinsame Bestandteile aller IOL´s sind eine zentrale Optik und eine Halterung, auch Haptik genannt. Je nach postoperativer Lage und Funktion der IOL unterscheiden sich die verschiedenen Haptik-Designs. Die Haptik stabilisiert die Kunstlinse im Hinblick auf Zentrierung, Rotation und Verkippung. Die meisten IOL-Optiken haben einen ca. 6 mm großen Durchmesser. Zusammen mit der Haptik sind sie durchschnittlich 12-13 mm lang [40]. Die folgende Tabelle (Tabelle 3) gibt einen möglichen Überblick über die verschiedenen Varianten.

Tabelle 3: Schematische Übersicht der verschiedenen IOL-Typen

Material	<ul style="list-style-type: none"> • PMMA • Silicon • Acrylat <ul style="list-style-type: none"> - hydrophob - hydrophil
Haptik	<ul style="list-style-type: none"> • mehrteilig/einteilig • metallüberzogen • C-Haptik • angewinkelt/eben
Optik	<ul style="list-style-type: none"> • sphärisch/asphärisch • torisch • Multifokal/Monofokal <ul style="list-style-type: none"> - Diffraktiv - refraktiv • Scharfkantig/nicht scharfkantiges Hinterkantendesign • EDOF/EROF • Spezial <ul style="list-style-type: none"> - Blaufilter • Akkommodierende IOL
Lage	<ul style="list-style-type: none"> • Vorderkammerlinse • Hinterkammerlinse • Sulcusgestützte Linsen • Sklerafixierte Linsen • Irisklauenlinse • Phake IOL

Die am häufigsten angewendeten IOL's sind aus hydrophoben Acrylat gefertigt. Bei einer Umfrage aus dem Jahr 2014 gaben 61% der befragten Operateure an, diesen Linsentyp zu bevorzugen [65]. Der Vorteil dieses Materials im Vergleich zum rigiden PMMA (Polymethylmethacrylat) stellt die faltbarkeit dar, sodass die entstehende Wundgröße klein gehalten werden kann [66]. Im Jahr 2007 lag der Anteil an PMMA-Linsen bei <1% [40]. Vorteil der PMMA-Linse ist die stabile intraokuläre Lage, die sich durch das starre Material ergibt.

Der Nachstar, die Fibrose des körpereigenen Gewebes der hinteren Linsenkapsel, ist die häufigste Komplikation nach einer Linsenimplantation in den humanen Kapselsack [67]. Das scharfkantige Hinterkantendesign der Optik verzögert das Auftreten der hinteren Kapseltrübung [67].

Weiterhin unterscheidet man Monofokallinsen und Multifokallinsen. Der Einsatz von Multifokallinsen steigt, da Patienten postoperativ seltener auf Brillen oder Kontaktlinsen angewiesen sind [68]. Weitere Eigenschaften bezüglich der Asphärizität und Torizität können sowohl mit Mono- als auch mit Multifokallinsen kombiniert werden.

Blaufilterlinsen absorbieren UV-Licht im Bereich von 200-550nm [66]. Diese Eigenschaft schützt die Makula und reduziert das Risiko an einer altersabhängigen Makuladegeneration zu erkranken [66]. Phake IOL's finden ihre Anwendung in der refraktären Chirurgie [69]. Sie werden zwischen Iris und eigener Linse implantiert [69].

Ein weiteres Ziel der Linsenentwicklung ist die Presbyopiekorrektur. Akkommodierende Linsen und Auffüllung des Kapselsackes mit elastischen Substanzen zeigten bis dato noch keine erfolgsversprechenden Ergebnisse. Akkommodierende Linsen sollen die Akkommodationsfähigkeit der Linse imitieren, indem sie, z.B. bei Anspannung des Ziliarkörpers eine Vorwärtsbewegung vollführen [66]. Für diese Linsentypen existieren neben single-optics, die folglich nur eine positionsverändernde Optik besitzen, auch dual-optics, ein System mit zwei Optiken. Bei dem zweitgenannten Konzept kann einer der beiden Optiken die Position verändern [70]. Um eine Akkommodation von 2 dpt zu erreichen, muss eine single-optic IOL um etwa 1,6 mm nach anterior bewegt und eine dual-optic IOL um 0,8 mm werden [50].

Einen erfolglosen Versuch solche Bewegungen der IOL-Optik mittels eines magnet-assistierten Konzepts zu generieren zeigten Meapace et al. 2007 [71]. Erfolgversprechender ist die Entwicklung von IOL's, die mit Hilfe von Formveränderung und Variationen des Brechungsindex eine natürliche Akkommodation wiederherstellen [72]. Nishi et al. Fassten 2009 Methoden der Linsenkapselwiederauffüllung mit injizierbaren Polymeren zusammen [73]. Jedoch zeigt sich auch hier noch weiterer Forschungsbedarf.

Eine weitere neue IOL-Technik stellt die lichtadjustierbare Intraokularlinse (LAL) dar. Vor jeder Kataraktoperation und der Implantation künstlicher Linsen werden die menschlichen Parameter des Auges untersucht und die entsprechende Linsenstärke berechnet. Dennoch kommt es in einigen Fällen postoperativ zu zusätzlichen Korrekturmaßnahmen [74]. Um dieses Phänomen einzudämmen, sind die lichtadjustierbaren IOL's entwickelt worden [75]. Durch postoperative Bestrahlung mit UV-Licht der Wellenlänge 365nm polymerisieren die Makromere in der Spezialoptik dieser Linsen. Das führt zu einer Ausrichtung dieser, was mit einer Dickenzu- oder -abnahme der Linse einhergeht. Dadurch ändert sich der entsprechende Brechwert der Linse und kann so dem Patientenauge individuell angepasst werden [75].

3.5.1 Monofokallinsen

Monofokallinsen ermöglichen sehr gute Ergebnisse für das Sehen in eine Entfernung, meist Ferne [68]. Die Linsenstärke der IOL richtet sich nach den präoperativ erhobenen biometrischen Parametern des Patientenauges [40].

Zu den Eigenschaften von Monofokallinsen zählen unter anderem der Torus und die Asphärität. Torische Linse besitzen die Eigenschaft, den Astigmatismus zu korrigieren [66]. Ihre Anwendung zeigt eine steigende Tendenz [65]. Neuste Studien ergaben, dass torische Linsen eine gute sichere und berechenbare Option für Patienten mit hohen oder irregulären kornealen Astigmatismus sind [77]. Die häufigste Fehlerquelle in der Anwendung torischer Linsen ist die präoperative Fehlberechnung des kornealen Astigmatismus und selten die postoperative Rotation der Linse [78].

Für die in Kapitel 3.4 erwähnte positive sphärischen Aberration der Hornhaut ist es möglich asphärische IOL's zu verwenden [4]. Sie werden entsprechend der Aberration der eigenen Hornhaut berechnet und ähneln somit der jungen Linse [66]. Der Brechwert innerhalb der Optik ist zur Peripherie hin abnehmend [66]. Eigenschaften, wie die Blendempfindlichkeit bei Nacht und das Kontrastsehen, werden durch asphärische Linsen erheblich optimiert [4]. Einer Studie von Kretz et al. im Jahre 2015 zufolge ist die Abbildungsqualität der asphärischen Linse im Vergleich zu einer sphärischen Linse verbessert [79].

3.5.2 Multifokallinsen

Aktuell sind Multifokallinsen verschiedenster Hersteller auf dem Markt. Prinzipiell unterscheidet man Linsen mit refraktiven oder diffraktiven Eigenschaften. Beide sind in der heutigen Chirurgie gebräuchlich. Multifokallinsen können das Licht in zwei oder mehreren Entfernungen fokussieren. Ziel ist die Brillenfreiheit des Patienten [80].

Refraktive Linsen besitzen verschieden refraktäre Zonen, die das Licht in zwei oder mehreren Brennpunkten fokussieren [44]. Somit gewährleisten sie das Sehen sowohl im Nah- als auch im Fernbereich. Eine Nahaddition ist zwischen 1,66 und 3,75 dpt verfügbar.

Bei den diffraktiven Linsentypen werden zwei Brennpunkte gebildet [44]. Sie nutzen das Interferenzprinzip. Konzentrische Ringe an Vorder- und Rückfläche ermöglichen die Lichtbeugung [44].

Jedoch ist bei Multifokal-IOL's die Kontrastsensibilität herabgesetzt und die Rate der visuellen Streulichtphänomene erhöht [80]. Diese können sich in sogenannten Halos oder einer vermehrten Blendempfindlichkeit manifestieren [68]. Kontraindikationen sind Patienten mit anderen chronischen Augenkrankheiten, wie zum Beispiel dem Glaukom oder solche, die jünger als 18 Jahre alt sind [81].

Zusätzlich existieren Linsen mit erweitertem Fokusbereich (EDOF; extended depth of focus). Durch den vergrößerten Fokusbereich wird eine vermehrte Schärfentiefe gewährleistet, allerdings ist die Abbildungsqualität etwas reduziert. Erhältliche EDOF-Linsen generieren eine gute Sehschärfe in die Ferne und in den Intermediärbereich. Optische Phänomene, wie Halos und vermehrte Blendung, werden bei diesem Linsentyp deutlich seltener beschrieben. Eine Nahbrille wird postoperativ weiterhin benötigt [83].

Zur Verbesserung der Darstellungseigenschaften wurden die apodisierten diffraktiven Multifokallinsen eingeführt. Diese helfen die Lichtverteilung nach Pupillengröße zu optimieren [84]. In einer Studie erlangte dieser Linsentyp im Vergleich zu Monofokallinsen und refraktiven IOL's die höchste Zufriedenheit [84].

Eine Presbyopiekorrektur kann neben der Verwendung von Multifokallinsen auch über eine sogenannte Monovision generiert werden. Dabei wird gezielt eine Anisometropie erzeugt, wobei die IOL für das dominante Auge für die Ferne berechnet wird und das Partnerauge entsprechend für die Nähe und den Intermediärbereich. Das Stereosehen ist bei diesem Verfahren reduziert, jedoch werden seltener optische Phänomene beschrieben und das Kontrastsehen bleibt im Vergleich zu herkömmlichen Multifokallinsen erhalten [85].

Alternativ werden Kombinationen aus multifokalen Linsen und EDOF-Linsen untersucht (Mix&Match-Technik). Herbers et al. implantieren zum Beispiel eine Kombination aus MF20 (multifokal) auf dem ferndominanten Auge und IC-8 (small-aperture IOL) auf der kontralateralen Seite [86].

3.5.3 Einfluss von Dezentrierung, Verkippung, Pupillengröße und Rotation auf Abbildungseigenschaften von IOL's

McKelvie und Kollegen publizierten 2011 die Arbeit "*The Influence of Tilt, Decentration, and Pupil Size on the Higher-Order Aberration Profile of Aspheric Intraocular Lenses*" [87]. Sie untersuchen den Einfluss von Pupillengröße, Dezentrierung und Verkippung von drei asphärischen IOL's auf das Ausmaß der Aberration. Hierfür konstruieren sie ein physiologisches Augenmodell. Mithilfe eines Aberrometers (Bausch & Lomb, Rochester, NY)

wird die Aberration gemessen. Der Pupillendurchmesser ließ sich auf 2 mm, 3 mm und 5 mm einstellen. Die Dezentrierung und die Verkippung wurden in vier Positionen gemessen. Daraufhin wurden die Daten von drei verschiedenen Linsen analysiert: AcrySof IQ IOL SN60WF (AL), Technis ZA9003 aspheric (AM) und Adapt Advanced Optics (BL). Die IOL's unterschieden sich im Grad der Asphärität, wobei die AM-Linse über den höchsten Grad innerhalb der Linse verfügte.

Aus dieser Untersuchung resultiert ein signifikanter Einfluss von Pupillengröße, Dezentrierung und Verkippung für alle IOL-Modelle auf optische Aberration. Den größten Einfluss auf die Aberration übt der Pupillendurchmesser aus, gefolgt von Dezentrierung und dem Grad der Verkippung. Auch der Gehalt an Asphärität in der Linse hat einen positiven Effekt in der Ausbildung von Aberrationen. Zu den häufigsten Abbildungsfehlern, die hier ermittelt wurden, zählt die sphärische Aberration an erster Stelle, gefolgt von der horizontalen Koma.

Eine weitere Studie untersuchte die Korrelation zwischen Verkippung und Dezentrierung von IOL's und sphärischer Aberration und Koma in vivo [88]. Hier wurden die Lage der implantierten IOL mittels Scheimpflug-Kamera und die Abbildungseigenschaften der jeweiligen Patienten mittels *HS wavefront analyzer* (KR-9000 PW, Topcon) bestimmt. Die Mittelwerte der Verkippung betragen $3,43 \pm 1,05^\circ$ und der Dezentrierung $0,303 \pm 0,168$ mm. Eine signifikante Korrelation bestand zwischen Verkippung und der Koma, während keine signifikanten Ergebnisse zwischen Dezentration und optischen Abbildungsfehlern aufgetreten sind.

In einer prospektiven Studie von Hayashi und Kollegen wurde die Sehschärfe von Patienten mit Monofokal- und Multifokallinsen im Bezug zur Dezentration, Pupillengröße und Verkippung der Linse verglichen [82]. Es wurden jeweils 55 Patienten mit beiden Linsentypen untersucht. Auch hier ist die Ausprägung von Verkippung und Dezentrierung mittels Scheimpflug-Kamera ermittelt worden. Der Pupillendurchmesser wurde mittels Pupillometer bestimmt. Verglichen wurde die Sehschärfe innerhalb der drei Entfernungen: nah, mittel und fern. Für die Mittel- und Fernpunkt-Sehschärfe waren die Monofokallinsen in allen Konstellationen überlegen, während der Nahpunkt bei MIOL besser wahrgenommen wurde. Multifokallinsen waren außerdem sensibler gegenüber Lagevariationen der IOL. Je weiter die Dezentration von der Nullposition abwich, desto geringer war die Sehschärfe für die mittlere und weite Entfernung. Das Nahsehen war bei verkleinertem Pupillendurchmesser deutlich reduziert. Bei Monofokallinsen hatten Verkippung und Dezentrierung sowie Pupillendurchmesser keinen signifikanten Einfluss auf die Sehschärfe.

Eine Rotation der IOL im Kapselsack hat einen besonderen Einfluss bei Astigmatismuskorrigierenden torischen Linsen, da hier die finale Ausrichtung entscheidend ist. Jedoch tritt

die Rotationsfehlstellung von $\geq 5^\circ$ mit einer Prävalenz von $< 1\%$ selten auf [89]. Bei einer Verdrehung von etwa 1° wird die Korrektur des Astigmatismus um $\sim 3,3\%$ herabgesetzt [90].

3.6 Methoden zur Visualisierung der Abbildungseigenschaften von IOL's

Der im folgenden beschriebene Aufbau bezieht sich auf eine Veröffentlichung der Arbeitsgruppe um Terwee [5]. Die Arbeit mit dem Titel „*Visualization of the Retinal Image in an Eye Model With Spherical and Aspheric, Diffractive, and Refractive Multifocal Intraocular Lenses*“ zeigt eine Methode zur Visualisierung gebrochenen Lichtes durch IOL's mit unterschiedlichen Designs. Die hier verwendeten diffraktiven, refraktiven, asphärischen und sphärischen Linsen sind sowohl multifokal (Tecnis ZM900, ZMa00, ReZoom NXG1, AcrySof ReSTOR SA60D3, CeeOnEdge 911E) als auch monofokal (CeeOnEdge 911A, SofPort LI61AO, AcrySof IQ SN6OWF, Tecnis Z9000, ZA9003).

Durch ein *ACE-Model* (Average-Cornea-Eye) wurde monochromatisch grünes Licht projiziert. Die hierbei verwendete Cornea simuliert eine durchschnittliche menschliche Hornhaut und wurde vor der IOL positioniert. Das Licht wird nach dem Austreten aus der Linse visualisiert. Im Hinblick auf die Eigenschaft der Korrektur sphärischer Aberration der verschiedenen IOL's setzen Terwee und Kollegen zusätzlich Air Force Target in den Strahlenverlauf ein, sodass eine qualitative Analyse der Kunstlinsenabbildungen bei unterschiedlichen Pupillengrößen erfolgen konnte. Außerdem wurden die Modulationsübertragungsfunktionen bei einer Ortsfrequenz von 50 c/mm durch die IOL's bei verschiedenen Irisdurchmessern ermittelt. Im Folgenden ist der Aufbau (Abb.7) schematisch dargestellt.

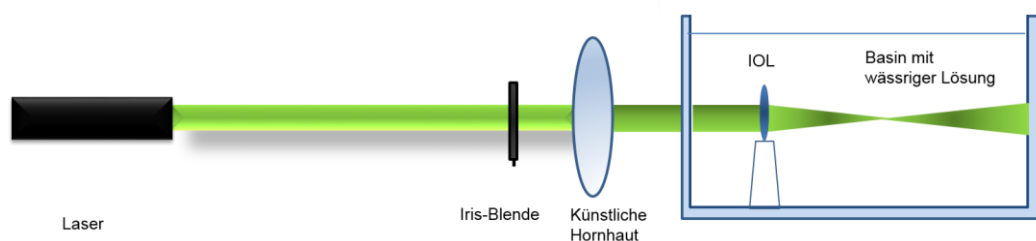


Abb. 7: Schematische Darstellung des ACE-Modells nach Terwee [5]

Die künstliche Hornhaut entsprach hinsichtlich des Abbildungsfehlers dem durchschnittlichen Öffnungsfehler der menschlichen Hornhaut mit einem Wert von $0,3\ \mu\text{m}$ bei einem Pupillendurchmesser von 6 mm. Die Daten wurden von 71 Personen und vier unabhängig voneinander agierenden Studien ermittelt.

Eine künstliche Iris mit einer größenverstellbaren Öffnungsweite von 2-5 mm wurde in den Aufbau vor der Cornea integriert. Um die Brechungsindices des menschlichen Auges zu simulieren, wurden die künstlichen Linsen in einem Becken positioniert, welches mit Wasser und Polyethylenglykol (PEG) versetzt wurde. PEG simuliert die Differenz der refraktiven

Indices von Linse und Kammerwasser. Zusätzlich wurde dieses mit 0,1 g/l Milchpulver versehen, um den durchtretenden Lichtstrahl optisch darstellen zu können. Das monochromatisch grüne Licht, mit einer Wellenlänge von 546 nm, konnte nun in seinen Fokuspunkten hinter der IOL dargestellt werden. Die folgende Abbildung (Abb.8) zeigt den visualisierten Laserstrahl nach dem Durchtritt durch die Linse.

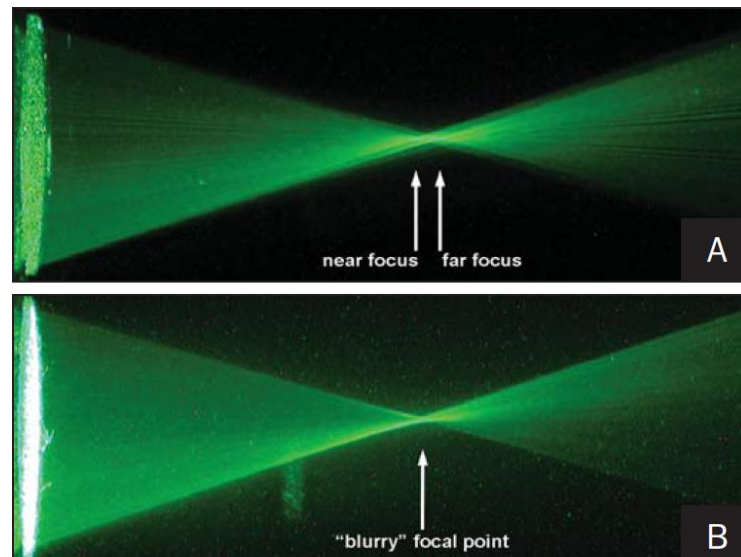


Abb. 8: Vergleich der Lichtbrechung hinter einer Multifokallinse (Tecnis ZM900) (A) und einer Monofokallinse (CeeOn Edge 911A) (B) [5]

Um die retinale Abbildung zu simulieren, wurde von Terwee und Kollegen ein *US Air Force 1951 resolution test target* mit einer CCD-Kamera (*charged-coupled-device*) in die Fokusebene genutzt. Abb. 9 zeigt diese Visualisierungen für verschiedene IOL-Designs.

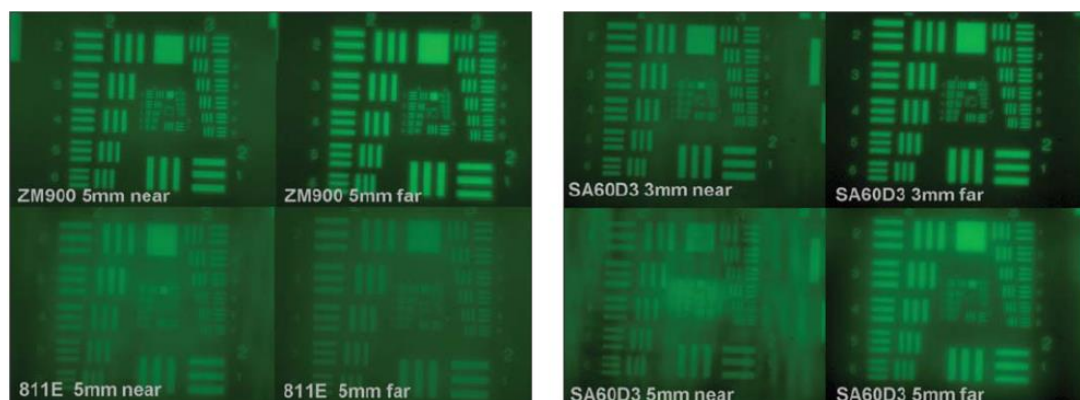


Abb. 9: *US Air Force Target* Projektion im ACE-Model [5]

Des Weiteren wurden die MTF-Werte (*Modulation Transfer Funktion*) der einzelnen Linsen bei 3 mm und bei 5 mm Pupillenweite bestimmt und miteinander verglichen. Der gebrochene Lichtstrahl und die Abbildungen des *Air Force target* wurden photographisch mit einer Nikon Coolpix 990 durch ein chirurgisches Mikroskop (Wild M650) dokumentiert.

Demonstriert werden konnte die Visualisierungstechnik anhand von Fotos des sichtbaren Lichtstrahls nach dem Durchtreten der Kunstlinsen. In den Vergrößerungen der Abbildungen erkennt man deutlich die verschiedenen Fokuspunkte bei Multifokallinsen. Terwee et al. untersuchten die MTF-Differenz von Monofokallinsen, die zum einen die sphärische Aberration der Kornea vollständig ausglich und andererseits diese nur partiell oder nicht korrigierten. Das Resultat war, dass korrigierende IOL's gleiche MTF-Werte bei 3 mm und 5 mm aufwiesen, während die andere Gruppe verschlechterte Werte bei vergrößerter Pupille aufzeigte.

Mittels ACE-Model gelang es der holländischen Arbeitsgruppe Licht durch IOL's unterschiedlichen Designs zu visualisieren. Durch diese Technik wurden Fokuspunkte dargestellt und verschiedene Kunstlinsenkonzepte miteinander verglichen. Mit Hilfe von *US Air Force 1951 resolution test target* und Modulationsübertragungsfunktion konnten Aussagen über Abbildungsqualitäten getroffen werden.

Dennoch ließen sich Schwächen in der Abbildungsqualität feststellen. Um diese zu verbessern, werden zahlreiche Modifikationen am Aufbau vorgenommen und im weiteren Verlauf dieser Arbeit vorgestellt.

4. Material und Methoden

Im Folgenden wird der Versuchsaufbau zur Visualisierung des Strahlenverlaufs durch IOL's, basierend auf dem von Terwee und Kollegen entwickeltem Experiment, erläutert. Zunächst wird der Aufbau schematisch dargestellt und im Anschluss werden die einzelnen Elemente erklärt und deren Funktion erläutert. Besonderer Fokus wird hier auf die Modulation des Laserlichtes gelegt. Am Ende des Kapitels werden die einzelnen Kameraeinstellungen gezeigt und ein Standard festgelegt mit dem alle folgenden Abbildungen aufgenommen werden.

4.1 Aufbau

In Abb. 10 ist der experimentelle Aufbau schematisch veranschaulicht. Die einzelnen Elemente werden im Folgenden beschrieben.

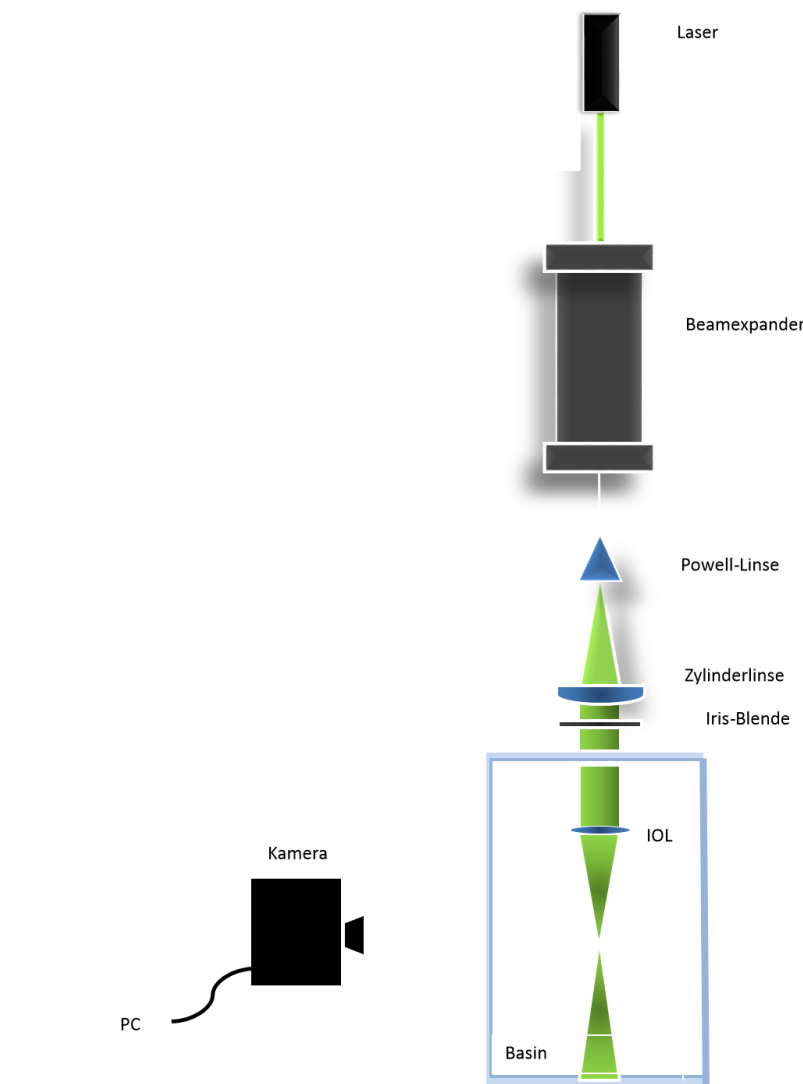


Abb. 10: Schematische Darstellung des entwickelten experimentellen Aufbaus

Als Lichtquelle dient ein Halbleiterlaser, welcher grünes Licht emittiert. Durch einen inversen Beamexpander geleitet, wird der Strahl zunächst um das 10fache verkleinert und trifft dann auf die Powell-Linse. In der Seitenansicht erkennt man die Verformung des Lichtes zu einer dünnen homogenen Lichtlinie. Durch die nachfolgende Zylinderlinse wird, der sich aufgrund der Powell-Linse nur in einer Ebene ausbreitende Strahl, parallelisiert.

Die künstliche Irisblende kann manuell in verschiedene Öffnungsweiten eingestellt werden. Im gefüllten Wasserbassin trifft der Strahl auf die zu untersuchende Linse. Hierbei kann es sich um eine künstliche oder natürliche Linse handeln. Der Fokusbereich wird mittels einer Nikon-Kamera (Nikon D3, Nikon, Japan) fotografiert.

4.1.1 Halterung der Linse

Eine Herausforderung bei der Untersuchung stellt die Halterung der untersuchten Linse dar. Der Laserstrahl soll zentral und achsengerecht auf die Linsenvorderfläche treffen. Es werden hier zwei unterschiedliche Halterungen verwendet, da sowohl künstliche Linsen, als auch natürliche Linsen untersucht werden sollen.

Zunächst wurden Messungen mit Hilfe einer Halterung für künstliche Linsen vorgenommen. In diese können IOL's schonend eingepasst werden. Der optische Linsenkörper wird in einer Plastikscheibe mit zentraler kreisrunder Aussparung eingesetzt. Diese Öffnung vermeidet eine Verfälschung des Strahlenverlaufes des Laserstrahls aufgrund unterschiedlich brechender Medien, vor und nach der zu untersuchenden IOL. Die peripheren Haptiken werden fixiert. Ein vertikaler Laserstrahl trifft auf die IOL und wird entsprechend gebrochen. Der austretende Strahl kann auf seine Abbildungseigenschaften hin untersucht werden.

Natürliche Augenlinsen hingegen lassen sich, aufgrund der fehlenden Haptik, nicht in diesen Strahlengang fixieren. Der Versuch einer Fixierung verursacht eine abnorme Verformung der optisch brechenden Flächen und der damit einhergehenden Abbildungseigenschaften der Linse. Um diese Verfälschung zu umgehen, werden alle folgenden Messungen in einen senkrechten Strahlenverlauf umgeleitet. Eine Fixierung ist aufgrund der Schwerkraft somit nicht nötig und das Licht kann nun von oben auf die Linsenvorderfläche treffen. Dazu dient eine Plastikhalterung mit kreisrunder Einsenkung. Auf diese können verschieden große Aufsätze adaptiert werden. Somit ist eine Halterung sowohl künstlicher als auch nativer Linsen verschiedener Größen möglich.

In der folgenden Abb.11 ist eine solche Halterung dargestellt.

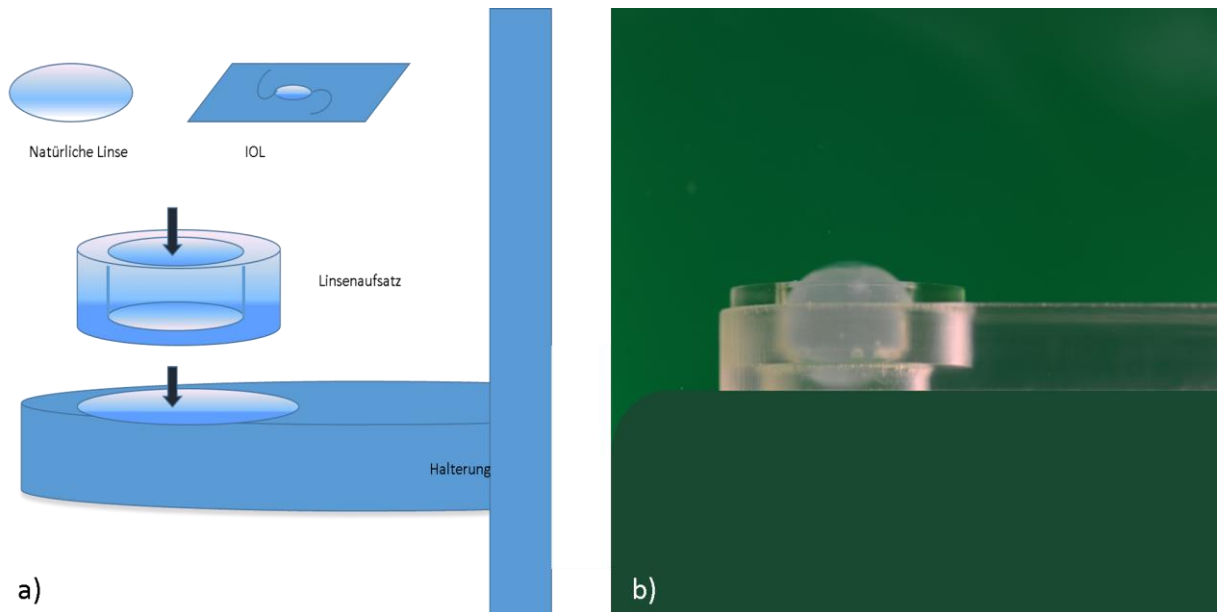


Abb. 11: Darstellung der Linsenhalterung a) schematisch b) Fotografie mit Schweinelinse

In Abb. 11 a) ist die Halterung schematisch dargestellt. Die natürlichen Linsen oder IOL's können auf den Linsenaufsatz aufgebracht werden und in die Halterung justiert werden. In Abb. 11 b) ist eine Schweinelinse in der Halterung fotografiert.

4.1.2 Visualisierungsmedium

Die Visualisierung des Strahlenverlaufes nach Linsendurchgang erfolgt mittels eines geformten Laserstrahls in einem entsprechenden Medium. Eine wässrige Lösung entspricht dabei prinzipiell der Zusammensetzung des Kammerwassers, welches sich in einem Wasserbassin befindet. Voraussetzung für den Erhalt der Eigenschaften der nativen Linse ist ein Medium, das der physiologischen Zusammensetzung des Kammerwassers ähnelt, um Trübungen und Quellungen vorzubeugen. Hierbei wird BSS-Lösung (balanced salt solution, Afidera®) verwendet. Im Vergleich dazu werden künstliche Linsen in destilliertem Wasser untersucht. Ein Vorteil stellt hierbei das Ausbleiben von Schwebeteilchen wie Salzkristallen, die zu Störungen in der Fotografie führen können, dar.

Für die Fluoreszenzanregung werden die Lösungen mit jeweils einem Tropfen Fluorescein (10%ig) versetzt. In der folgenden Abb. 12 sind Aufnahmen mit unterschiedlicher Fluoresceinmenge gezeigt (Abb.12). Der Fokuspunkt ist in Abb. 12 a) auch ohne Zugabe von Fluorescein erkennbar. Jedoch sind die Lasergrenzen nicht klar definiert und wirken verschwommen. In Abb. 12 b) wurde das Bassin mit einem Tropfen Fluorescein versetzt und die Grenzen lassen sich deutlich nachvollziehen. Ebenso verhält es sich in Abb. 12 c) bei Zugabe von 5 Tropfen Fluorescein. In der Vergrößerung bei Abb. 12 c) lässt sich eine Überbelichtung im Fokusbereich, erkennbar durch die weißlichen Bereiche, verzeichnen.

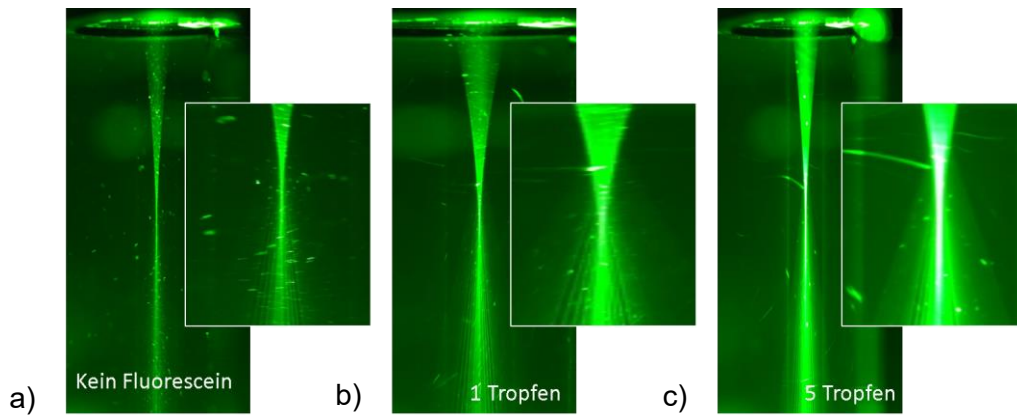


Abb. 12: Einfluss der Menge an Fluorescein auf Bildqualität, Belichtungszeit: 3 sec, a) kein Fluorescein, b) ein Tropfen Fluorescein und c) 5 Tropfen Fluorescein

Die beste Abbildungsqualität ist folglich bei Abb. 12 b) gegeben. In den folgenden Messungen wird das Visualisierungsmedium dementsprechend jeweils mit einem Tropfen Fluorescein versetzt.

4.1.3 Laser

Bei dem verwendeten Laser handelt es sich um einen Halbleiterlaser im CW-Betrieb (CW: continuous wave) mit einem Strahldurchmesser von 3,5 mm. Dieser emittiert monochromatisches grünes Licht in einer Wellenlänge von 532 nm (Abb.13).

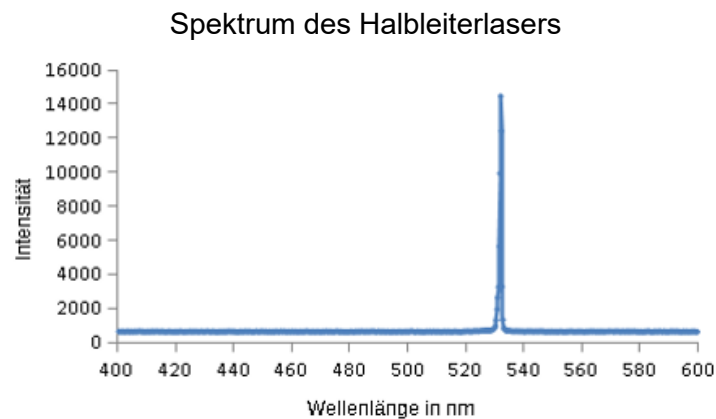


Abb. 13: Spektrum des verwendeten Halbleiterlasers

Unterschiedliche Wellenlängen werden im menschlichen Auge verschiedenartig hell wahrgenommen. Die spektrale Hellempfindlichkeitskurve zeigt, dass unter skotopischen Bedingungen die Sensitivität bei 506 nm und im photopischen Bereich bei 555 nm am höchsten ist [91]. Der oben genannte Wert liegt knapp unterhalb der Wellenlänge mit der höchsten Sensitivität.

Das Intensitätsprofil des Lasers entspricht einem sogenannten Gaußstrahl. Am Rand des Strahls ist die Intensität geringer als im Zentrum, wo sie ihr Maximum findet. Durch den experimentellen Aufbau wird der Laserstrahl so verändert, dass er für die Visualisierung des Strahlenverlaufes durch die zu überprüfende Linse optimal ist. Ziel der Strahlformung ist es, eine möglichst schmale Laserlinie zu erzeugen.

4.1.4 Beamexpander

Der aus dem Laser emittierte Strahl besitzt einen Durchmesser von 3,5 mm. Dieser soll im ersten Schritt 10fach verkleinert werden. Dazu dient der inverse Beamexpander (Optischer Strahlaufweiter, Thorlabs GmbH, Deutschland). Das Prinzip basiert auf zwei Sammellinsen unterschiedlicher Brennweite. In der folgenden Abb.14 ist dies schematisch dargestellt.

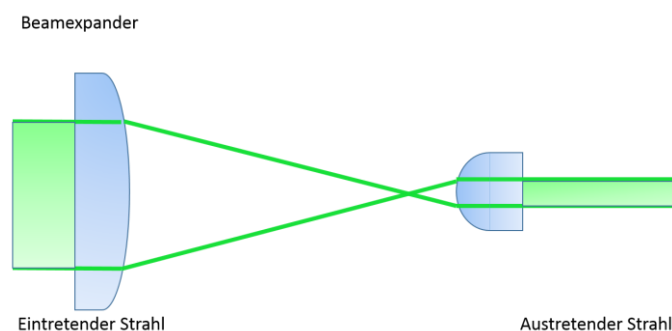


Abb. 14: Schematische Darstellung eines Beamexpanders [92]

Der Laserdurchmesser beträgt nach der Modifikation nun 0,35 mm.

4.1.5 Powell-Linse

Der Laserdurchmesser muss nun in eine dünne Laserlinie überführt werden, die eine homogene Intensitätsverteilung aufweisen soll. Zunächst entspricht das Intensitätsprofil dem eines Gauß-Strahls. Die Intensität ist zentral am größten und fällt peripher zunehmend ab. Mit Hilfe der Powell-Linse (Liniengeneratorlinse 30°, Edmund Optics GmbH, Deutschland) wird das kollimierte Bündel zu einer Linie mit gleichmäßiger Energieverteilung umgewandelt, einem sogenannten Flat-Top-Profil. Die Liniengeneratorlinse besteht aus zwei optischen Komponenten (Abb.15).

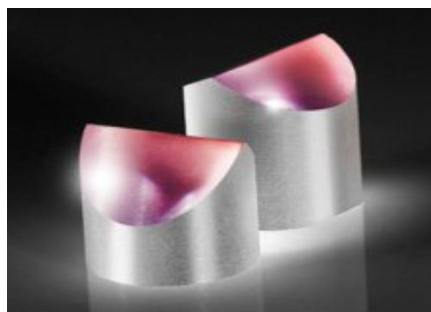


Abb. 15: Darstellung zweier Powell-Linsen unterschiedlicher Größe [93]

Mit Hilfe eines giebelförmigen Prismas wird das Laserbündel unter einem 30° Winkel aufgeweitet, während die asphärische Zylinderlinse eine homogene Intensitätsverteilung generiert. Dies wird durch gleichmäßige Verteilung der Energie über der gesamten Strahllinie ermöglicht. [94]. In der untenstehenden Abb.16 ist die Strahlumformung schematisch dargestellt.

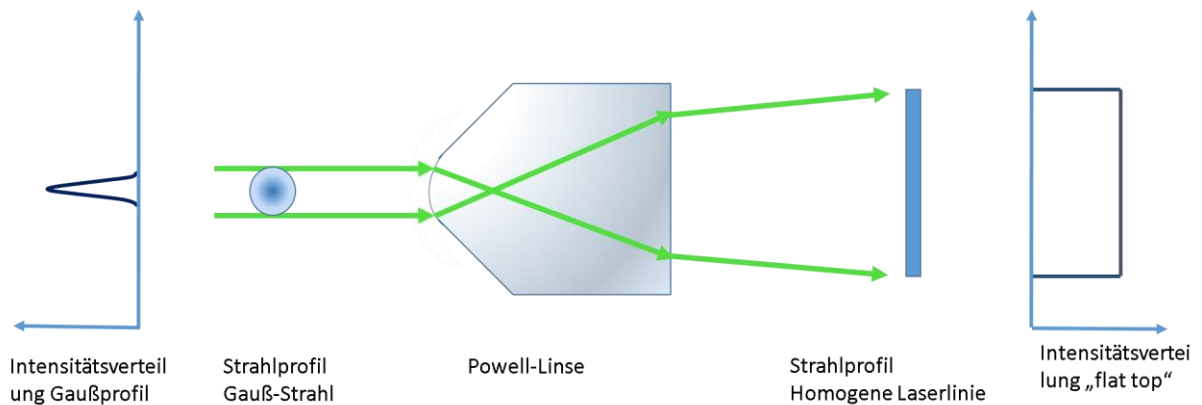


Abb. 16: Schematische Darstellung der Funktion der Powell-Linse [95]

Die grünen Linien symbolisieren den Lichtstrahl. Die Strahlenintensität ist vor dem Durchtritt durch die Powell-Linse zentral stärker als peripher. Die Linse bricht das Licht beim Auftreffen auf die giebelförmige Vorderfläche. Erneut gebrochen wird das Licht an der hinteren Oberfläche, wodurch die Intensität des Strahls umverteilt wird. Das Strahlenprofil des Lasers ist nun homogen. Die räumliche Intensitätsverteilung über dem Strahlquerschnitt wird schematisch in Abb. 17 dargestellt.

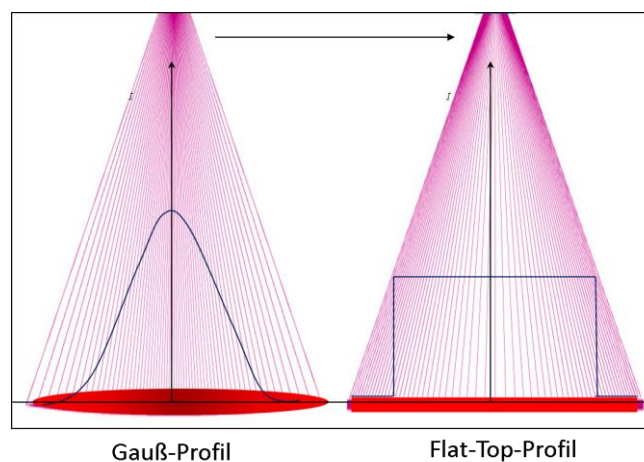


Abb. 17: Schematische Darstellung der Intensitätsverteilung der Strahlenprofile ohne und mit Powell-Linse [112]

Links im Schema ist das Gauß-Profil gezeigt mit einer hohen zentralen Intensität. Peripher ist die Intensität am niedrigsten. Rechts im Schema ist die homogene Intensitätsverteilung nach Modifikation durch eine Powell-Linse zu erkennen, das sogenannte Flat-Top-Profil.

4.1.6 Zylinderlinse

Der von der Powell-Linse, modifizierte Laserstrahl verläuft zunächst divergent. Um die Strahlen zu parallelisieren ist eine zylindrische Kollimatorlinse in den Strahlengang eingefügt. Die Funktionsweise ist in der Abb. 18 schematisiert.

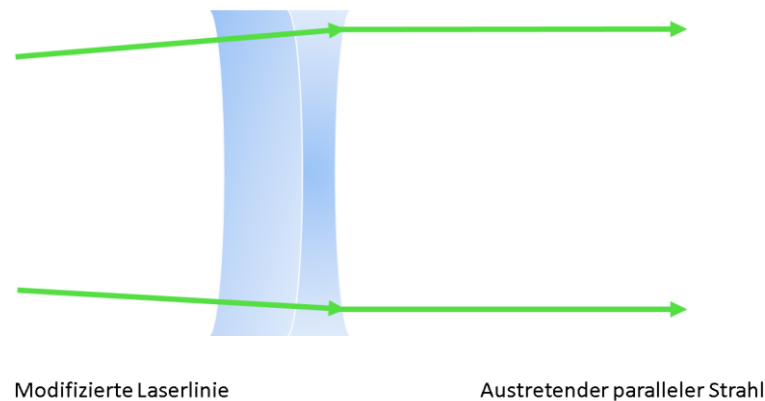


Abb. 18: Schematische Darstellung einer Zylinderlinse

4.1.7 Kameraeinstellung

Der sichtbare Lichtstrahl wird mit einer Kamera (Nikon D3, Nikon, Japan) aufgenommen. Um eine optimale Abbildungsqualität zu gewährleisten, werden die Kameraparameter im Folgenden in verschiedenen Messreihen sowohl mit Mono- und Multifokallinsen als auch mit Schweinelinsen durchgeführt. Die einzelnen Variablen wie Blendenöffnung, Belichtungszeit und ISO-Einstellungen werden jeweils variiert, während die anderen Parameter in den Messreihen konstant gehalten werden.

4.1.7.1 Blendenöffnung

Bei konstanter Belichtungszeit von fünf Sekunden und einem ISO-Wert von 200 werden Aufnahmen mit verschiedenen Blendenöffnungen der Kamera durchgeführt. Die Blendenöffnung reguliert die Lichtmenge, die auf den Sensor der Kamera fällt. Mit der Blendenzahl lässt sich die Blendenöffnung manuell einstellen. Eine Messreihe mit einer monofokalen IOL ist in Abb. 19 und eine weitere Messreihe mit einer multifokalen IOL in Abb. 20 dargestellt.

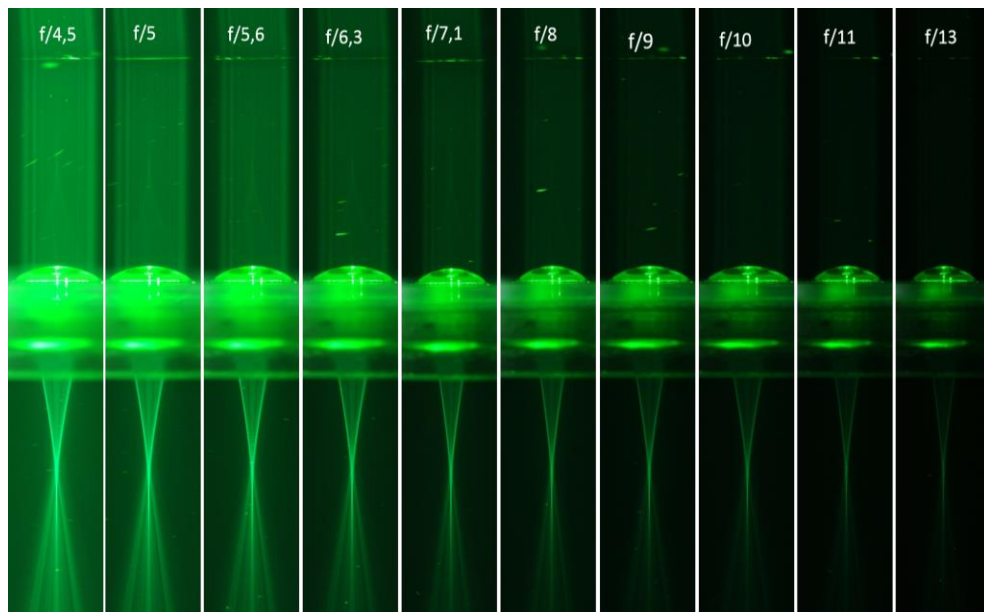


Abb. 19: Einfluss der Blendenöffnung der Kamera am Beispiel einer monofokalen IOL, BZ 5sec, ISO 200

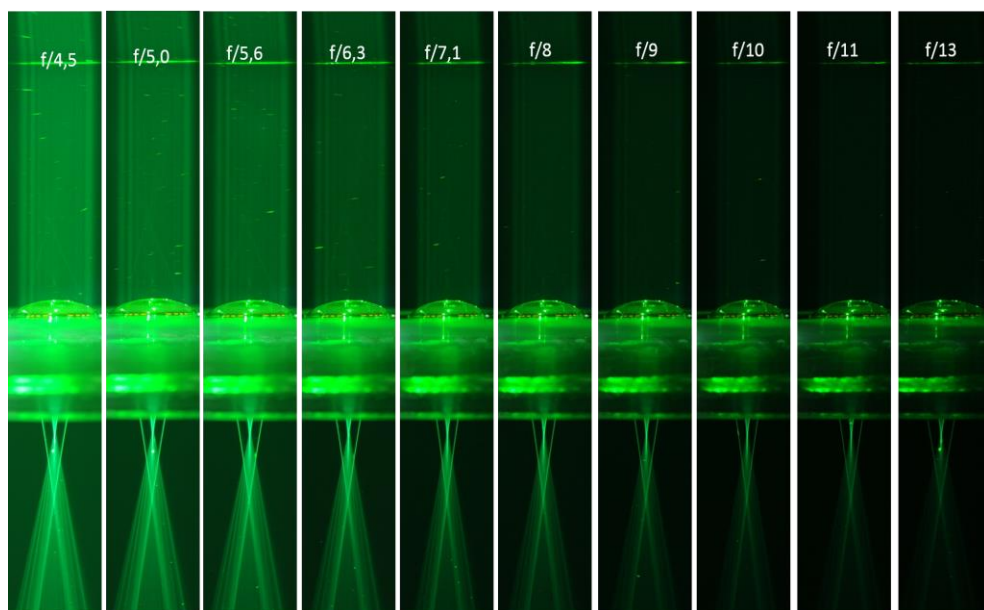


Abb. 20: Einfluss der Blendenöffnung der Kamera am Beispiel einer multifokalen IOL, BZ 5sec, ISO 200

In beiden Messreihen wurde das subjektiv beste Signal-Rausch-Verhältnis bei einer Blendenöffnung von f/6,3 beobachtet.

4.1.7.2 ISO-Empfindlichkeit

Der ISO-Wert (International Organisation for Standardisation) bezeichnet die Sensibilität des Sensors je nach vorhandener Lichtsignalstärke. Je höher der Wert eingestellt wird, desto lichtempfindlicher ist der Sensor. Jedoch erhöht sich mit zunehmender Empfindlichkeit auch

das Bildrauschen. Eine Messreihe mit verschiedenen ISO-Werten ist beispielhaft an drei Fotografien dargestellt (Abb.21).

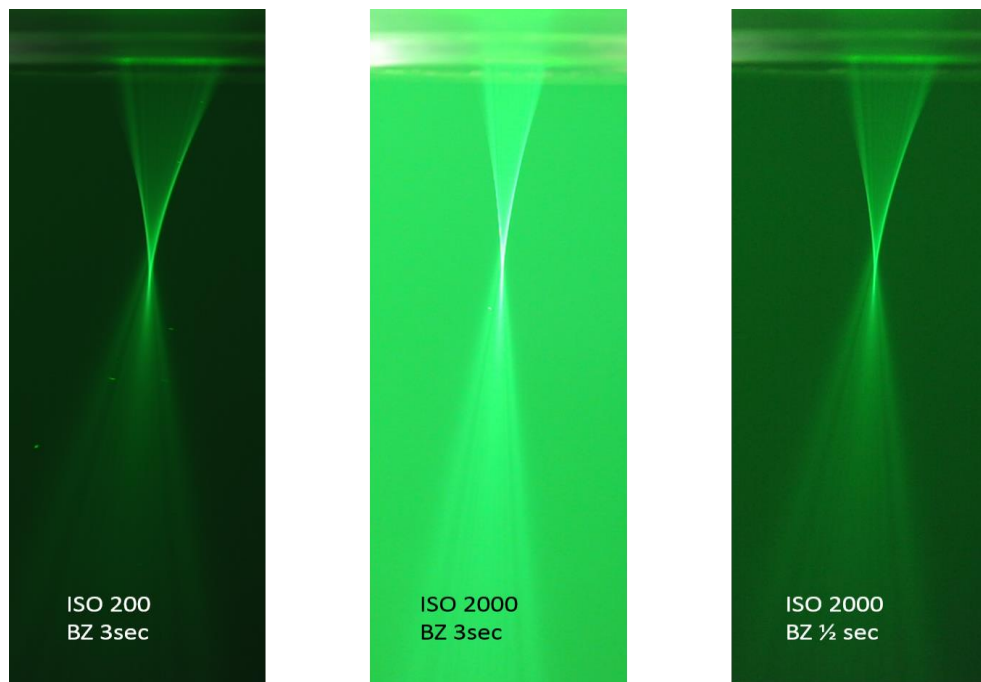


Abb. 21: Einfluss des ISO-Wertes auf die Bildqualität, Belichtungszeit = 5sec, Blendenöffnung = $f/6,3$

Das optimalste Signal-Rausch-Verhältnis wird bei einem ISO-Wert von 200 erreicht.

4.1.7.3 Belichtungszeit

Nach Durchführung mehrerer Testreihen mit unterschiedlichen Belichtungszeiten wird festgestellt, dass sich die Abbildungseigenschaften der IOL bei drei Sekunden am besten darstellen lassen. Im Folgenden ist eine solche Messreihe dargestellt (Abb.22).

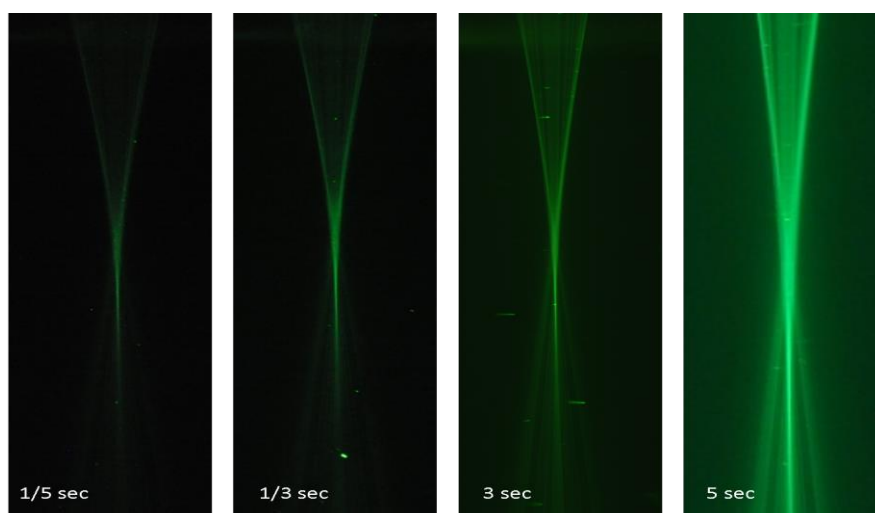


Abb. 22: Einfluss Belichtungszeit auf die Bildqualität

4.1.7.4 Zusammenfassung der Kameraeinstellung

Bei der Kameraeinstellung wurden die Belichtungszeit, der ISO-Wert und die Blendenöffnung berücksichtigt. Das beste Signal-Rausch-Verhältnis wurde bei einer Kameraeinstellung mit einer Belichtungszeit von drei Sekunden, einem ISO-Wert von 200 und einer Blendenöffnung von f/6,3 erreicht. In den folgenden Abbildungen sind genannte Einstellungen verwendet worden.

4.2 Linsen

Der oben genannte Aufbau und speziell die Linsenhalterung wird so konzipiert, dass sowohl künstliche Intraokularlinsen als auch natürliche Linsen in den Strahlengang eingefügt werden können.

4.2.1 Künstliche Linsen

Zur Untersuchung von künstlichen Linsen wird eine Reihe von gut charakterisierten Prototypen genutzt. Als Standard findet zunächst eine monofokale Linse Verwendung. Weitere für die Untersuchungen genutzte IOL Prototypen werden durch das Laserzentrum Hannover zur Verfügung gestellt. Dieses Portfolio beinhaltet sowohl monofokal sphärische und asphärische Linsen als auch Multifokallinsen, von denen die optischen Parameter bekannt sind.

4.2.2 Natürliche Linsen

Native Augen von Schweinen können aus dem Leibniz-Institut für Nutztierbiologie (Dummerstorf) bezogen werden. Kaninchenaugen stehen im Rahmen anderer Experimente der Arbeitsgruppe zur Verfügung. Zum Zeitpunkt der Tötung beträgt das Lebensalter der Schweine und Kaninchen ca. 6 Monate. Die enukleierten Bulbi werden eisgekühlt transportiert. Zwischen Enukleation und experimenteller Untersuchung liegen 4-6 Stunden.

Nach Erhalt der Bulbi wird die Linse samt Kapsel aus dem Gewebe präpariert. Um weitere Degenerationen zu verhindern, finden alle weiteren Untersuchungen unmittelbar nach Freilegung der Linse statt. Bei der Lensektomie wird zunächst der Augapfel fixiert. Mittels Trepan wird die Hornhaut kreisrund entfernt, sodass die Linse frei liegt. Nun wird mit einem scharfen Messer die Iris entfernt, ohne die fragile Linsenkapsel zu beschädigen. Mit geringer Druckausübung auf den posterioren Augapfel wird die Linse nach anterior ausgespült, mit physiologischer BSS-Lösung gesäubert und unmittelbar in den Aufbau eingefügt.

4.3 Untersuchung von Linsen im bekannten Strahlenverlauf

Zunächst soll gezeigt werden, inwieweit Strahlenverläufe von bekannten Linsen mit den experimentell ermittelten übereinstimmen. Dazu wird zunächst eine mittels *winlens 3D* (Qioptiq Photonics, Deutschland) berechnete Linse untersucht (SUMIPRO, Niederlande), bei der alle Parameter bekannt sind und der Strahlenverlauf per Raytracing berechnet wird (Abb.23). Der

verbesserte Aufbau zur Visualisierung des Strahlenverlaufes durch IOL´s liefert eine sehr gute Übereinstimmung des visualisierten Strahlenverlaufes mit dem berechneten Strahlenverlauf.

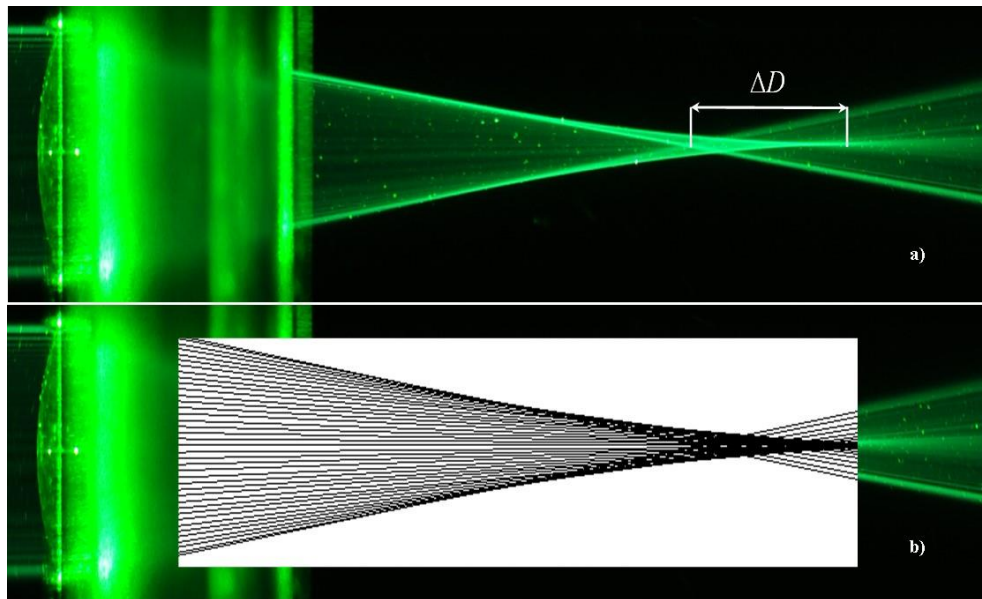


Abb. 23: Strahlengang durch eine Plankonvexlinse: a) Experimentell ermittelte und b) theoretische Berechnung

Die folgende Abb. 24 zeigt den Strahlengang für eine Schweinelinse. Für die Simulation wird sich auf die Berechnungen von Reiß berufen. Auch hier findet sich eine gute subjektive Übereinstimmung zwischen Messung und Simulation.

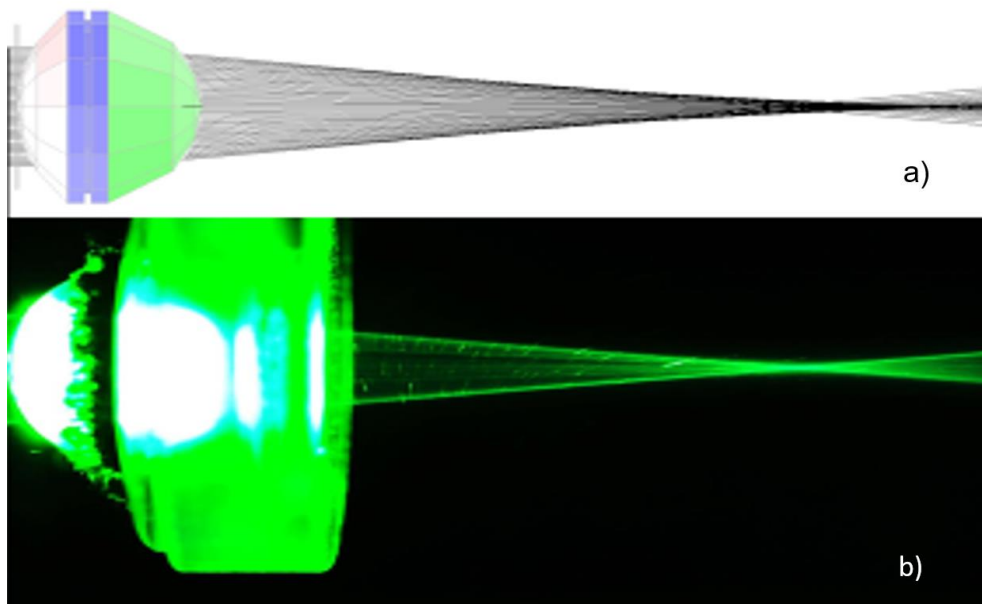


Abb. 24: Strahlengang durch eine Schweinelinse, a) theoretische Strahlenberechnung für das Schweineauge und b) experimentell ermittelter Strahlengang durch eine Schweinelinse

4.4 Auswertung der Abbildungen

Nachdem eine Visualisierung des Strahlenganges durch verschiedene Linsen realisiert werden kann, besteht nun die Aufgabe darin, diese zu quantifizieren. Dazu wurde in Kooperation mit Dr. K. Winter von der Universität Leipzig ein entsprechendes Werkzeug zur Bild- und Datenanalyse entwickelt. Die Bildverarbeitungsschritte und die Bildanalyse werden in Mathematica (Version 10.1, Wolfram Research Inc., Champaign, IL, USA) implementiert. Mit Hilfe dieser Software lassen sich Aussagen über Fokusslänge, Verkippungsgrade der Halterung und des austretenden Laserstrahls sowie zu Parametern bezüglich des Fokus treffen. Die Normierung der Ergebnisse erfolgt auf die vorgegebene Pixelgröße der Aufnahmen mittels Referenzaufnahmen in der Ebene der Strahlmittelachse. Da dieses Programm automatisiert arbeitet, sind im Vorfeld Anpassungen der Bilder notwendig. Am Beispiel einer asphärischen monofokalen IOL sind die Bearbeitungsschritte dargestellt. Die berechneten Strukturen sind farblich hervorgehoben (Abb.25).

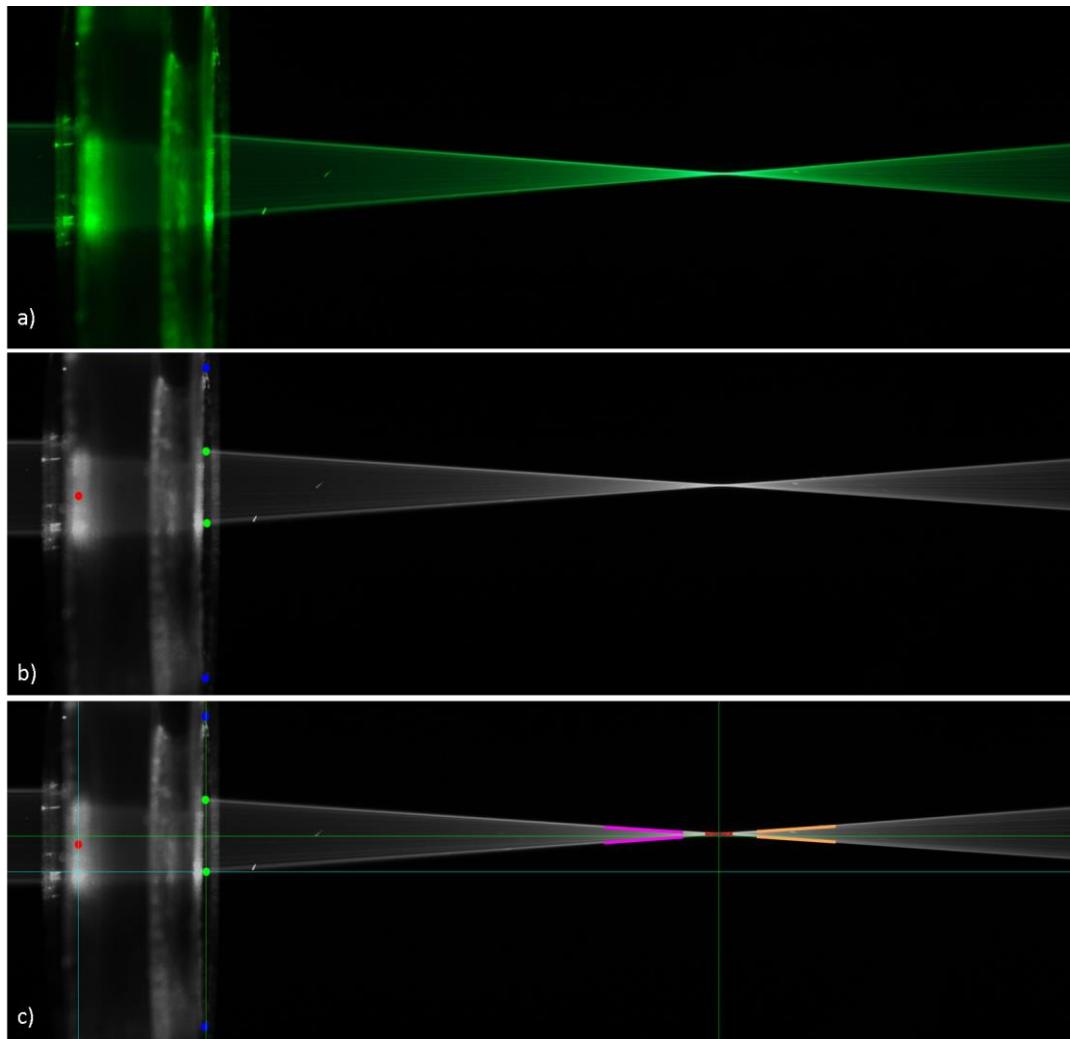


Abb. 25: a) Originalabbildung einer asphärischen Monofokal-IOL b) Modifizierung des Originals mit Markierungspunkten c) Abbildung mit Hilfslinien und Kennzeichnungen der berechneten Strukturen

Anschließend erfolgt eine Radiusberechnung des Fokuspunktes (w_0). Radius meint hier die Länge zwischen der Hauptachse des Strahls (z-Achse) zum Strahlenrand. In der Strahlentaille ist diese Länge am kleinsten und wird als w_0 bezeichnet. Vor und hinter dem ermittelten Fokuspunkt wird jeweils die Rayleighlänge (Z_R) bestimmt. Sie wird an den Punkten angegeben, an denen der Radius des Strahls dem Produkt aus $\sqrt{2}$ und w_0 beträgt. Anschließend finden die Distanzberechnungen des Fokuspunktes und der Rayleighlängen statt. Angegeben werden diese Daten in μm . Die folgende Abb.26 zeigt die angegebenen Parameter des Fokusbereiches.

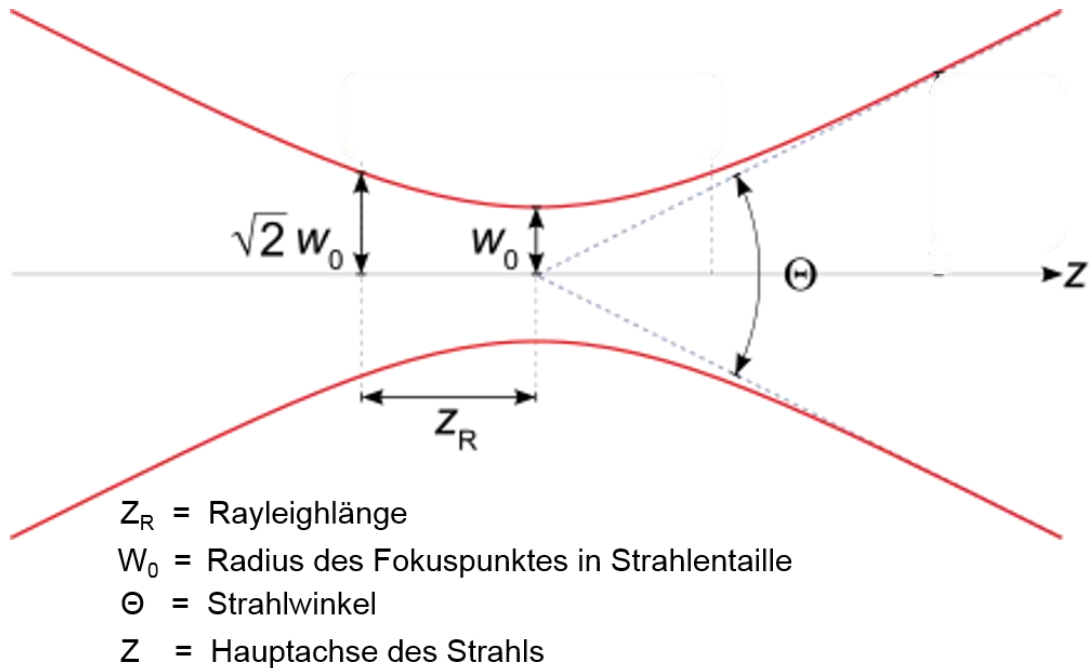


Abb. 26: Schematische Darstellung des Fokusbereiches mit Kennzeichnung der berechneten Parameter [92]

Als Nächstes werden die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt festgestellt. In Abbildung 25 c) sind die Strahlränder in magenta und orange eingezeichnet, aus welchen sich anschließend die Winkel in Grad (Θ) errechnen lassen. Sie sind ein Maß für die Divergenz des Laserstrahls, also in welchem Maß sich der Strahl transversal ausbreitet [96].

5. Ergebnisse

Im Folgenden werden zunächst die Ergebnisse der verschiedenen Versuchsreihen zusammengefasst und verglichen. Anschließend wird der Strahlengang durch die einzelnen vorgestellten Intraokularlinsen sowie durch natürliche Linsen demonstriert. Abschließend sollen in diesem Abschnitt die verschiedenen Messreihen aufgezeigt, ausgewertet und die Analyseergebnisse dargestellt werden.

5.1 Aufbau ohne Optimierungsmaßnahmen

Wie bereits im Kapitel 3.6 erläutert, dient der Aufbau von Terwee und Kollegen als Vorlage für die Arbeit [5]. Dieser Aufbau wird im eigenen Labor experimentell nachgestellt. Wie in der Vorlage beschrieben, wird die Aquadest-Lösung mit Milchpulver versetzt und dient als Visualisierungsmedium. Der monochromatische Laserstrahl wird in das Wasserbassin geleitet, wobei keinerlei weitere Modifikationen am Strahlprofil vorgenommen werden, sodass dessen Intensitätsverteilung zunächst dem im Abschnitt 4.1.3 beschriebenen Gaußprofil entspricht. Außerdem ist der Laserdurchmesser kreisrund und nicht verkleinert. Bei der in diesem Fall untersuchten Linse handelt es sich um die in Kapitel 4.2.1 verifizierte Plankonvexlinse mit einer Scheitelbrennweite von 22,5 mm. In der folgenden Abbildung ist der Strahlengang des grün emittierten Lasers nach Linsendurchgang fotografisch festgehalten (Abb.27).

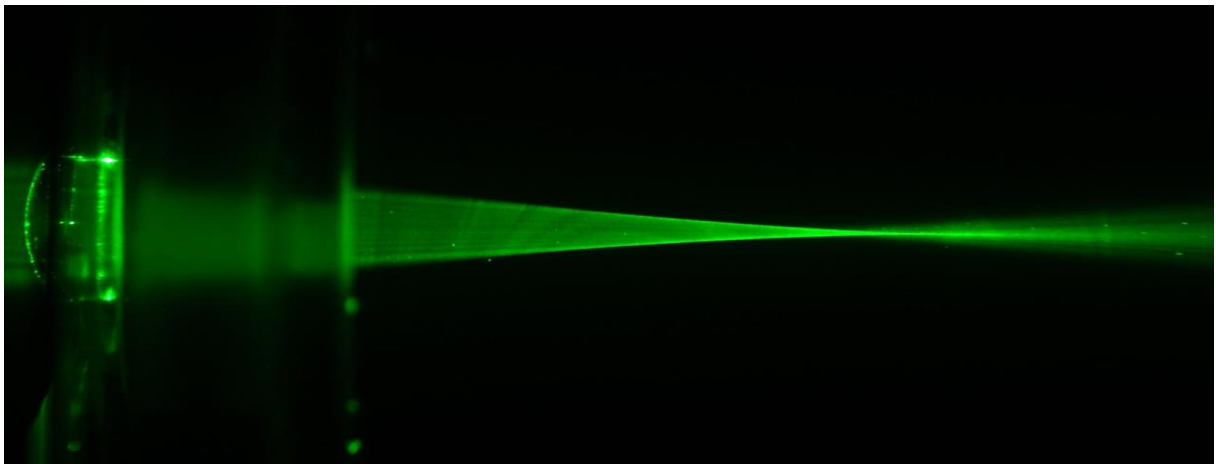


Abb. 27: *Abbildung einer Plankonvexlinse (Scheitelbrennweite 22,5 mm) ohne Optimierungsmaßnahmen*

Der links im Bild sichtbare Strahl trifft zunächst auf die Linsenoberfläche, die in der Abbildung scharf konvex zu erkennen ist. Der folgende Bereich erscheint aufgrund der PMMA-Halterung verschwommen. Der Strahl wird dabei durch die zentrale Materialaussparung geleitet. Hinter der Halterung ist der austretende Strahl gut charakterisierbar. Der schmalste Abschnitt stellt den Fokusbereich dar. Dieser ist ebenfalls gut erfassbar, wobei die Schärfe des visualisierten Laserstrahls mit zunehmender Entfernung vom Brennpunkt erheblich abnimmt. Die

Begrenzungen des Laserstrahls sind posterior des Fokuspunktes diffus und ohne scharfe Trennung zwischen hellen und dunklen Bereichen. Es lässt sich jedoch feststellen, dass mit Hilfe dieses Aufbaus Strahlengänge durch Intraokularlinsen prinzipiell visualisierbar sind. Für mathematische Fokuspunktanalysen sind jedoch Verbesserungen der Abbildungsqualität wünschenswert.

5.2 Gegenüberstellung der Visualisierung mit und ohne Optimierungsmaßnahmen

Im folgenden Abschnitt wird die Abbildung der bereits angewendeten Plankonvexlinse ohne Optimierungsmaßnahmen mit dem Ergebnis des im Rahmen der Arbeit verbesserten Aufbaus gegenübergestellt. In den Strahlengang werden die in Abschnitt 4.1 diskutierten Elemente implementiert, die zu einer Modifikation des Laserstrahlprofils führen. Zunächst wird der Strahl durch einen inversen Beamexpander verkleinert und mit Hilfe der Powell-Linse in seiner Intensitätsverteilung homogenisiert. Schließlich werden die Strahlränder mittels Zylinderlinse parallelisiert. In diesem Aufbau dient ebenfalls Aquadestlösung als Visualisierungsmedium, wobei diese allerdings mit einem Tropfen Fluoreszin versetzt wurde. In Abb. 28 sind die Strahlenverläufe durch eine Kunstlinse in Abb. 28 a) ohne und in Abb. 28 b) mit Optimierungsmaßnahmen dargestellt. Neben der Gesamtaufnahmen welche in einer 10fachen Vergrößerung gezeigt werden, werden auch die Fokusbereiche der jeweiligen Bilder mittels zusätzlicher 4facher Verbreiterung dargestellt (Abb. 28 c,d).

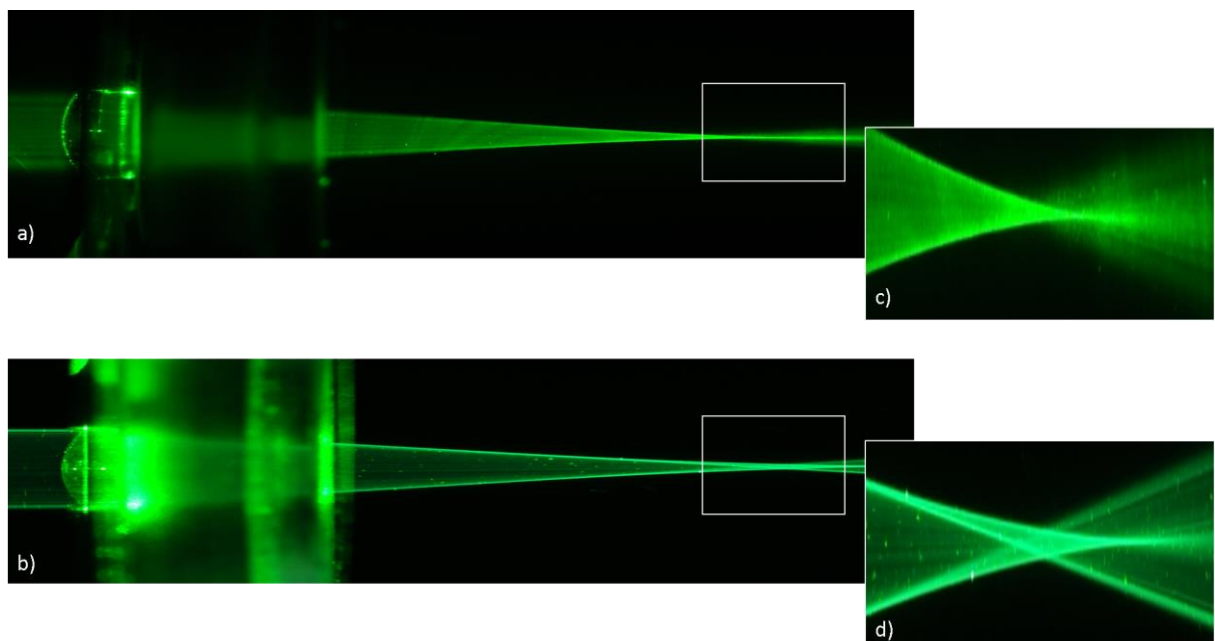


Abb. 28: Abbildungen einer monofalen Plankonvexlinse (Scheitelbrennweite 22,5 mm) a) ohne Optimierungsmaßnahmen b) mit Optimierungsmaßnahmen sowie Ausschnittsvergrößerung im Fokusbereich c) ohne d) mit Optimierungsmaßnahmen

Schon in der Gesamtaufnahme ist der Laserstrahl in Abb. 28 b) deutlicher zum Hintergrund abgegrenzt. In den jeweiligen Ausschnittvergrößerungen ist der Fokuspunkt der Plankonvexlinse ersichtlich. In der unteren Abb.28 d) lässt sich dieser augenfällig schärfer darstellen. Sowohl anterior als auch posterior der Schnittstelle sind die Laserränder klar erkennbar. Die sphärische Aberration der Linse ist in der unteren Aufnahme deutlich sichtbar. Hier besteht die Möglichkeit der quantitativen Analyse des Laserstrahls und des Fokuspunktes.

5.3 Messungen mit künstlichen Linsen

Nach der erfolgreichen Messung der entwickelten und gefertigten Plankonvexlinse erfolgt anschließend die Messung verschiedener IOL Designs mit dem optimierten Visualisierungsaufbau. Wie in Abschnitt 4.2 bereits erwähnt, findet die Untersuchung von den im Laserzentrum Hannover hergestellten Monofokallinsen und Multifokallinsen statt. Hierbei handelt es sich jeweils um Prototypen, die sowohl sphärische als auch asphärische Eigenschaften besitzen.

5.3.1 Monofokallinsen

Monofokallinsen besitzen nur einen Fokuspunkt. Sie weisen verschiedene Eigenschaften auf. Im Folgenden sind Abbildungen von sphärischen sowie von asphärischen monofokalen IOL's visualisiert. In Abb. 29 ist eine IOL mit sphärischer Oberfläche dargestellt.

5.3.1.1 Sphärische Monofokallinse

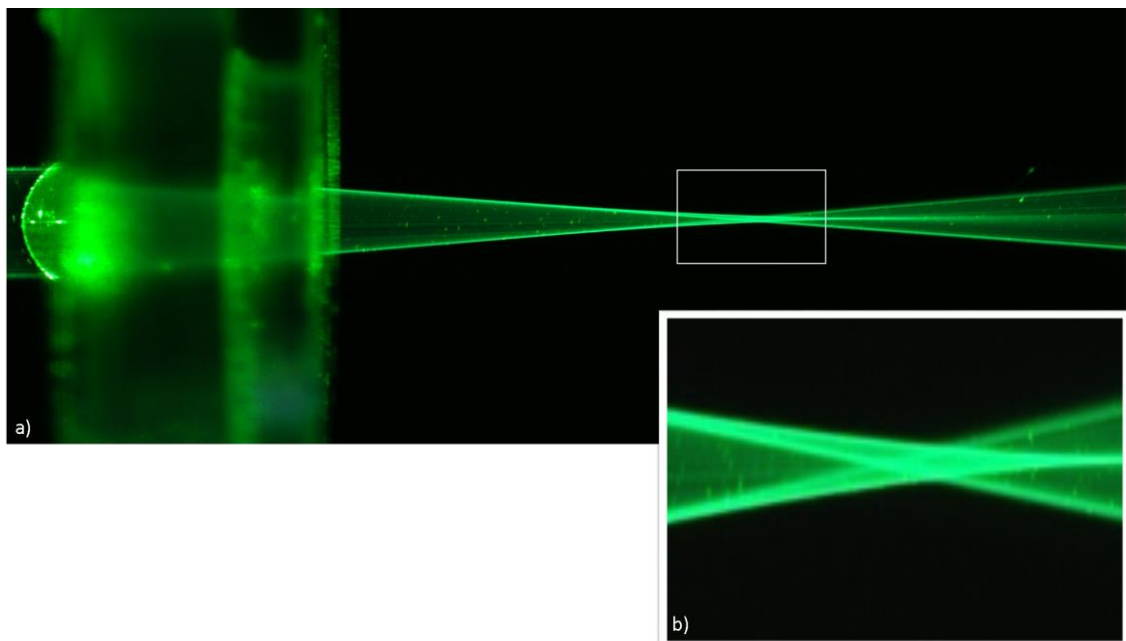


Abb. 29: a) *Linseprototyp #6UyM, sphärisch monofokal in 10facher Vergrößerung* b) *Ausschnitt des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung*

Der Verlauf des ein- und austretenden Laserstrahls in Abb. 29 a) ist deutlich visualisiert. Der Fokuspunkt und die Laserränder sind gut zum Hintergrund abgrenzbar und klar lokalisierbar. In Abb. 29 b) ist die sphärische Aberration im Fokus der künstlichen Linse eindeutig nachvollziehbar. In der Linse wird der Strahl an verschiedenen Lokalitäten unterschiedlich gebrochen, sodass das Licht nicht exakt in einem Punkt fokussiert wird. Der Laserrand trifft die IOL in der Peripherie und wird somit am stärksten gebrochen, was im anterioren Fokusbereich sichtbar wird.

5.3.1.2 Asphärische Monofokallinse

Im Folgenden wird ein Linsenprototyp mit asphärischer Oberfläche untersucht (Abb.30).

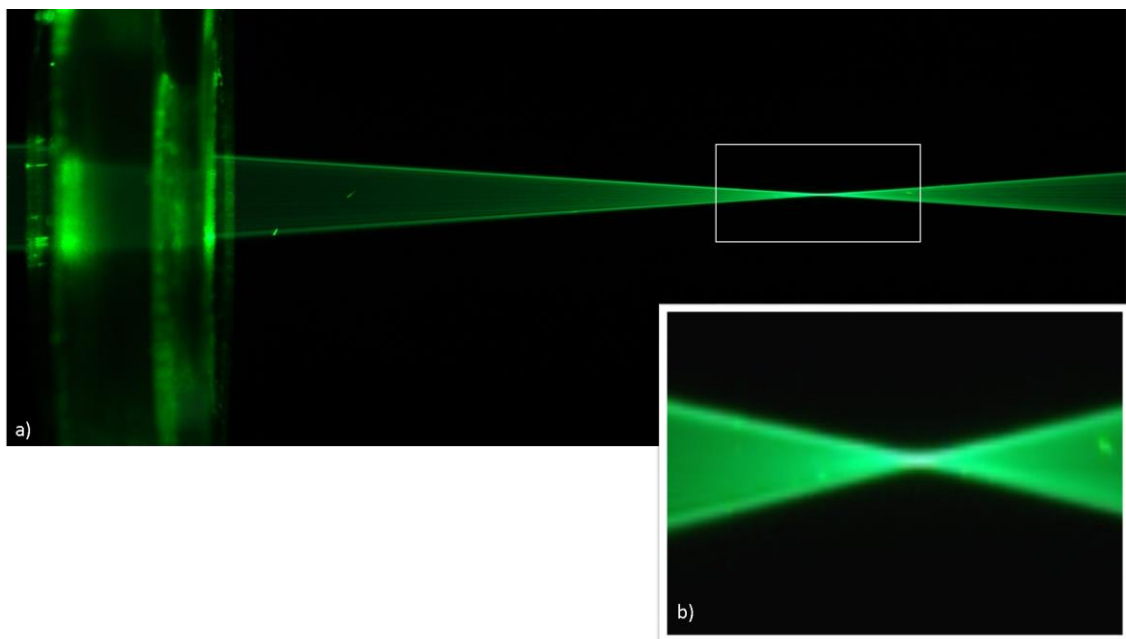


Abb. 30: a) Linsenprototyp #6cOb, asphärisch monofokal in 10facher Vergrößerung b) Ausschnittsvergrößerung des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung

Die Abbildung demonstriert einen präzise lokalisierbaren Fokuspunkt. Auch der Brennpunkt der asphärischen Linse in Abb. 30 b) ist exakt definierbar. Eine Aberration lässt sich kaum nachweisen.

5.3.2 Multifokallinsen

Multifokale Intraokularlinsen fokussieren in mehr als einem Brennpunkt. Im Folgenden werden Abbildungen von sphärischen und asphärischen IOL's demonstriert, die jeweils drei Fokuspunkte bilden. Bei diesen Trifokallinsen handelt es sich ebenfalls um Prototypen mit unterschiedlichen Brennweiten.

5.3.2.1 Sphärische Multifokallinse

Zunächst ist ein Beispiel eines Strahlenganges durch eine sphärischen Multifokal-IOL angezeigt (Abb.31).

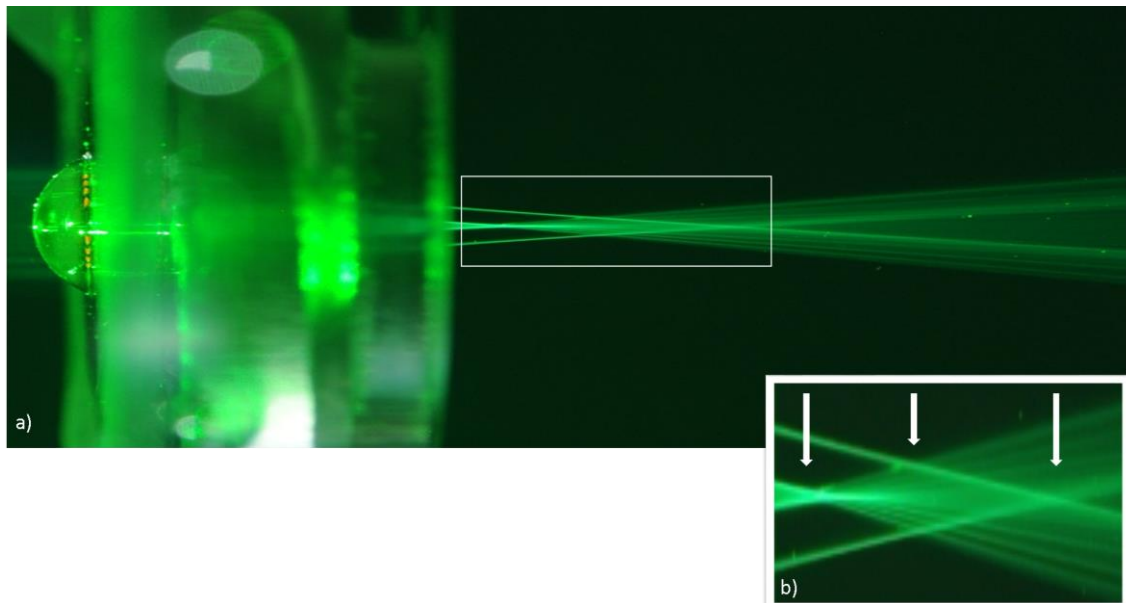


Abb. 31: a) *Linseprototyp #6Psn, sphärisch multifokal in 10facher Vergrößerung* b) *Ausschnittsvergrößerung des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung*

In der Abbildung sind die verschiedenen Fokuspunkte deutlich voneinander zu unterscheiden. In der Ausschnittsvergrößerung, die in Abb. 31 b) dargestellt wird, sind die drei Brennpunkte mit Pfeilen markiert. Die fächerartige Gliederung des Strahls kommt durch die Fresnel-Struktur der Linse zustande, die für die Entstehung der verschiedenen Fokusse verantwortlich ist.

5.3.2.2 Asphärische Multifokallinse

In Abb. 32 ist der Strahlengang durch eine asphärische Multifokallinse fotografiert.

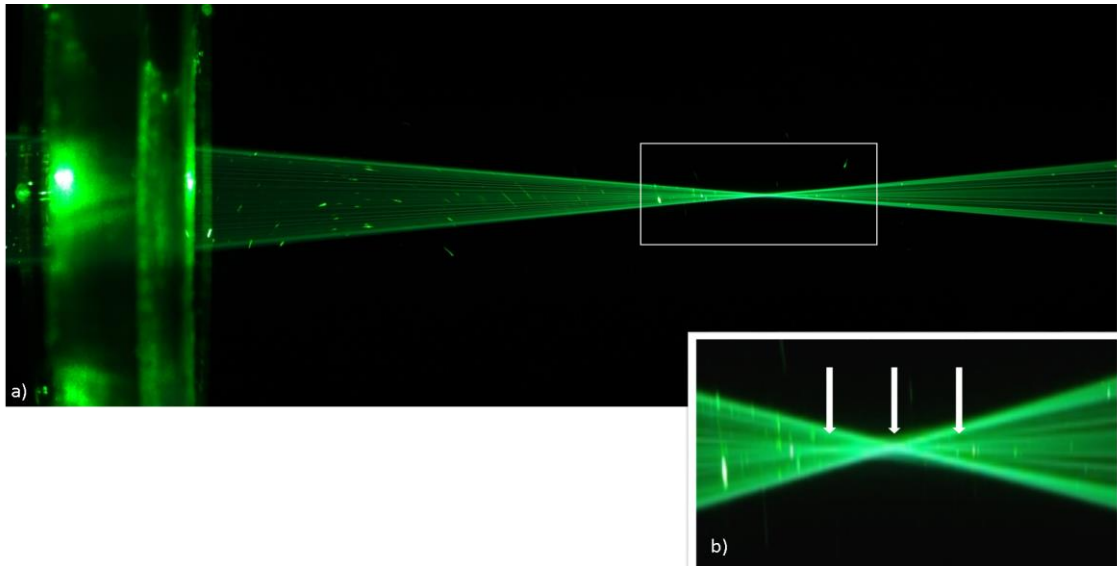


Abb. 32: a) Linsenprototyp #6cOc, asphärisch, multifokal in 10facher Vergrößerung b) Ausschnittsvergrößerung des Fokusbereiches in 40facher Vergrößerung und 2facher Verbreiterung

Der Laserstrahl ist nach dem Durchtritt durch die Linse deutlich nachvollziehbar. Die Ringstruktur auf der Linsenvorderfläche führt zu einer unterschiedlichen Brechung des Strahls, sodass dieser in verschiedenen Punkten fokussiert. In der Abb. 32 a) sind die drei Fokuspunkte zu erahnen. Innerhalb der Ausschnittsvergrößerung in Abb. 32 b) sind die jeweiligen Fokusse mit Pfeilen veranschaulicht.

5.4 Messungen mit natürlichen Linsen

Nach erfolgreichen Messungen mit künstlichen Linsen werden natürliche Augenlinsen untersucht. Hierfür werden zunächst Schweinelinsen vermessen.

5.4.1 Schweinelinsen

Nach Entfernung der Augenlinse samt der Kapsel aus dem Bulbus, wird diese in den Messaufbau implementiert. Dazu dienen die entsprechenden Aufsätze der Linsenhalterung wie es bereits in Kapitel 4.1.1 beschrieben wurde. In Abb. 33 ist der Strahlengang durch eine Schweinelinse visualisiert.

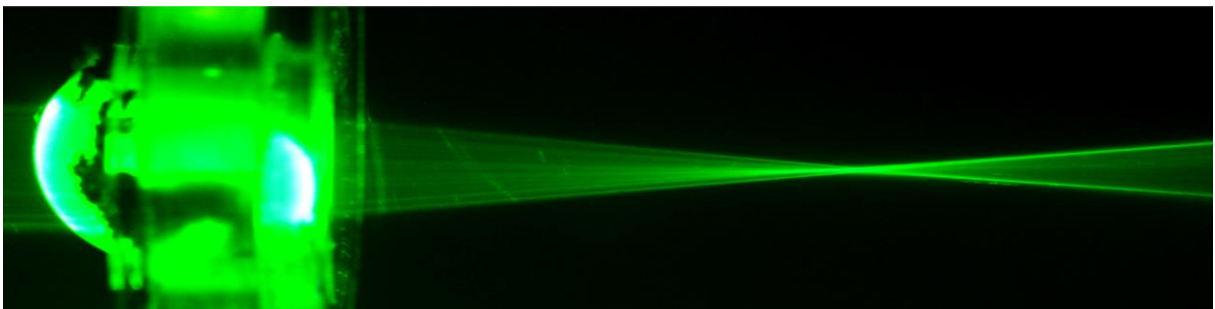


Abb. 33: Abbildung einer Schweineaugenlinse, Enukleation im Alter von 6 Monaten, Untersuchung 4-6 h nach Entnahme

Die Linse ist prominent am linken Bildrand zu erkennen. Die schwarzen Strukturen sind Pigmentreste der Iris am Außenrand der Linse. Der Strahl durch die Linse lässt sich deutlich nachvollziehen. Der Brennpunkt ist ebenfalls gut lokalisierbar.

5.4.2 Kaninchenlinsen

Im nächsten Schritt werden Kaninchenlinsen untersucht. Die Herangehensweise ist mit der Entnahme von Schweinelinsen identisch. Etwa 4-6 Stunden nach Eukleation wird die Linse in den Strahlengang eingesetzt. Folgende Abbildung zeigt den Strahlengang durch eine Kaninchenlinse (Abb.34).

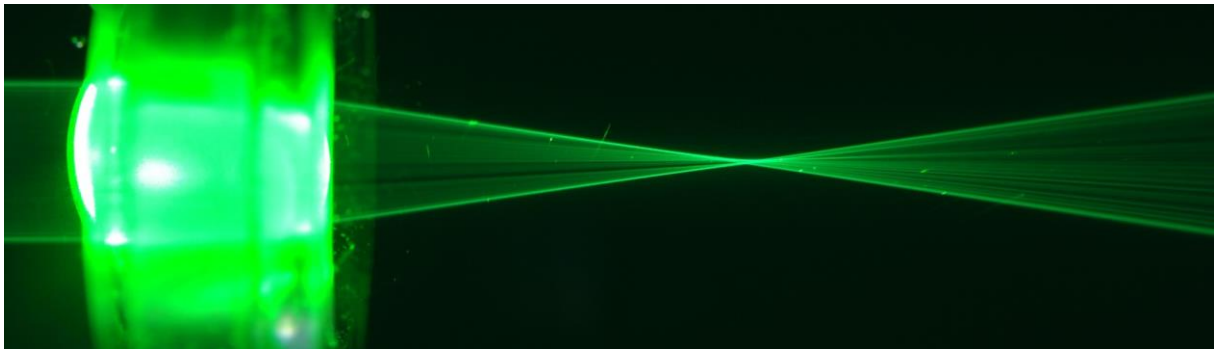


Abb. 34: *Abbildung einer Kaninchenaugenlinse, Eukleation im Alter von 6 Monaten, Untersuchung 4-6 h nach Entnahme*

Die Ränder des Laserstrahls sind deutlich dargestellt. Der Brennpunkt lässt sich eindeutig definieren. Die Strahlmitte ist homogen.

5.4.3 Humane Linsen

Im Folgenden soll der Strahlengang durch eine menschliche Linse veranschaulicht werden (Abb.35). Bei der Abbildung handelt es sich um die Linse einer 73-jährigen Frau. Bei der Präparation der Linse ist auffällig, dass diese im Vergleich zu den tierischen Materialien, eine trübe gelbliche Verfärbung aufweist. Eine naheliegende Erklärung für dieses Ergebnis scheint hier eine Trübung der Linse, bedingt durch das Alter der Patientin.

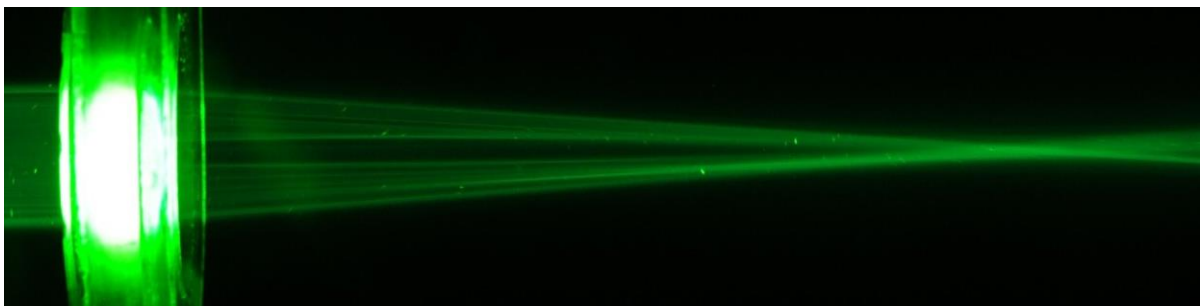


Abb. 35: *Abbildung einer menschlichen Augenlinse einer 73 jährigen Frau, Untersuchung 24 h nach Eukleation*

Der Laserstrahl lässt sich hinter der Linse bis zum Fokuspunkt und darüber hinaus nachvollziehen. Jedoch ist mit zunehmender Entfernung von der Halterung eine Abnahme der Schärfe auffällig. Der Fokuspunkt erscheint verschwommen und ist nicht klar definiert. Außerdem präsentiert sich der Laserstrahl nicht homogen, sondern weist lichtfreie Bereiche auf. Diese Erscheinungen könnten sich durch eine fortgeschrittene Katarakt zum Zeitpunkt der Eukleation oder anderen Linsendefekten begründen lassen. Dies ist nicht eindeutig zu evaluieren.

5.4.4 Fokuspunktbeobachtungen der natürlichen Linsen

Zur Veranschaulichung wurden die Fokusbereiche von Schweine-, Kaninchen und Menschenlinse in Abb. 36 stark 40fach vergrößert dargestellt.

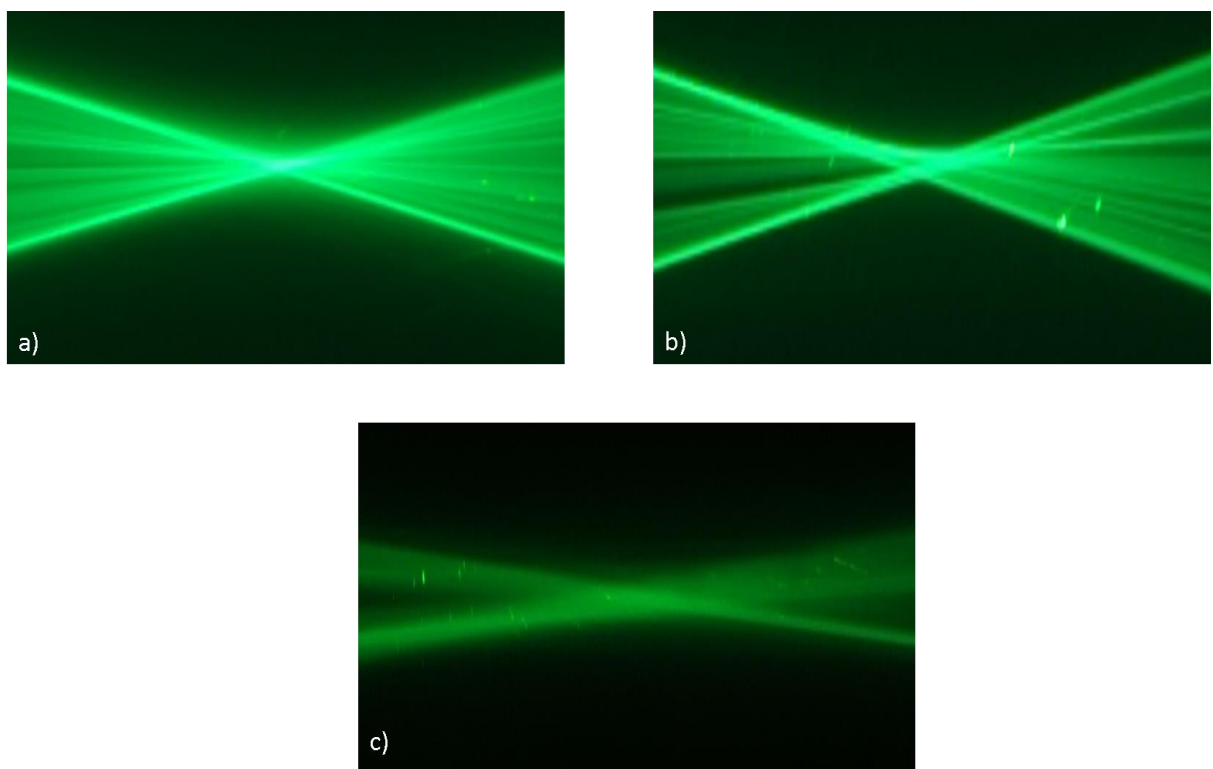


Abb. 36: Ausschnittsvergrößerungen der Fokusbereiche von a) Schweinelinse b) Kaninchenlinse c) humane Augenlinse

Bei Abb. 36 a) handelt es sich um den Fokuspunkt des Laserstrahls nach Durchtritt durch eine Schweinelinse. Der Fokuspunkt ist deutlich zu erkennen. Ähnlich verhält es sich mit dem Strahlendurchtritt durch ein Kaninchenauge, was in Abb. 36 b) aufgezeigt wird. In Abb. 36 c) wird die Unschärfe des Fokuspunktes der untersuchten humanen Linse veranschaulicht. Der Punkt ist dennoch detektierbar. Es lässt sich feststellen, dass die Intensität des Lasers und folglich die Schärfe der Abbildung bei jungen, tierischen und dementsprechend klaren Linsen intensiver ist.

5.5 Messreihen

Im darauffolgenden Schritt werden weitere unterschiedliche Messreihen durchgeführt. Untersucht wird die Auswirkung einer Verkippung der Linsenhalterung, der Rotation der Linse und Dezentrierung des Laserstrahls. Außerdem soll untersucht werden, ob sich das Strahlprofil des Lasers durch eine native Linse über einen Zeitraum von 45 Stunden ändert. Anschließend werden die Bilder mit Hilfe der in Abschnitt 4.4 beschriebenen Software analysiert.

5.5.1 Untersuchung des Einflusses der Verkippung der Linsenhalterung auf das Strahlprofil

In Kapitel 4.1.1 wurde die Halterung der Linse erläutert. Diese wird im folgenden Experiment um eine bestimmte Gradzahl manuell geneigt und der Strahlengang durch die geneigte Linse fotografiert. Bei der anschließenden Auswertung der Bilder wird der exakte Grad der Neigung gemessen. In Abb. 37 sind die Strahlengänge durch die humane Linse einer 73-jährigen Frau bei sieben verschiedenen Neigungsgraden dargestellt.

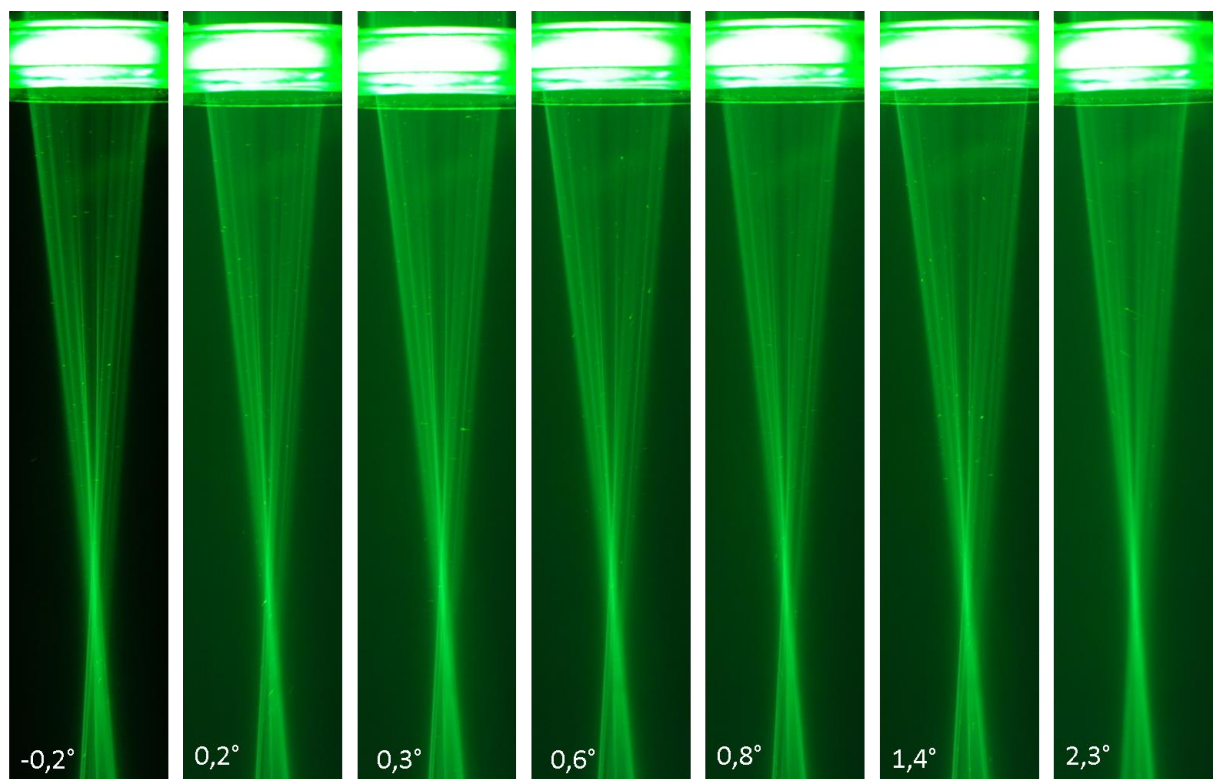


Abb. 37: Abbildung einer menschlichen Linse (rechtes Auge einer 73-jährigen Frau 4-6 Stunden nach Enukleation) mit aufsteigendem Grad der Verkippung der Halterung

In den jeweiligen Bildern lässt sich die Halterung mit der Linse erkennen. Der austretende Strahl wird im Brennpunkt fokussiert. Die Neigungswinkel der Halterung umfassen eine Spanne von $-0,2^\circ$ bis $2,3^\circ$. Im Folgenden wird der Einfluss der Verkippung auf verschiedene Parameter aufgezeigt.

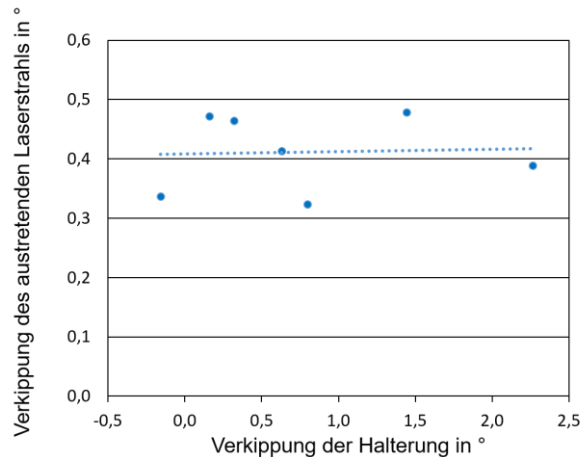


Abb. 38: Einfluss des Winkels der Verkipfung der Halterung auf den Winkel der Verkipfung des austretenden Strahls.

In dem Diagramm (Abb.38) ist der Winkel der Kippachse des austretenden Laserstrahls mit jeweils sieben unterschiedlichen Neigungen angegeben. Dieser Wert variiert zwischen $0,3^\circ$ und $0,5^\circ$ und ist somit gering. Trotz Verkipfung der Halterung und einer somit nicht senkrecht im Strahlengang positionierten humanen Linse, bleibt der austretende Laserstrahl hinsichtlich seiner Ablenkung unverändert.

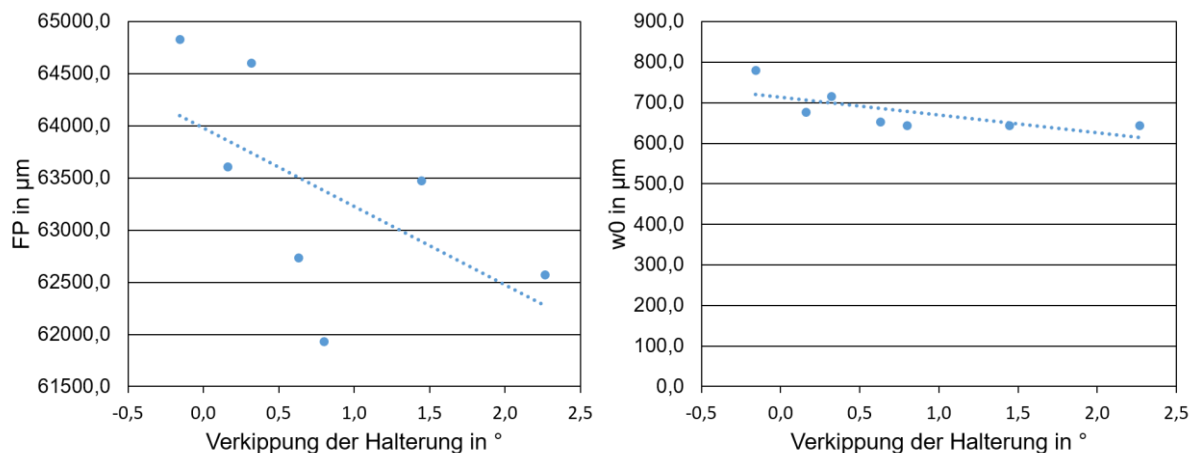


Abb. 39: Einfluss des Winkels der Verkipfung der Halterung auf die axiale Lage des Fokuspunktes (FP) und Radius des Fokuspunktes (w_0)

In Abb. 39 ist der Einfluss der Verkipfung auf die axiale Lage des Fokuspunktes und auf den Radius an der schmalsten Stelle der Strahlentaille dargestellt. Auffällig ist, dass sich im linken Diagramm, mit Zunahme einer Neigung des Winkels, der Abstand der Linse zum Fokuspunkt verringert. Je mehr die Linse von der Position senkrecht vom Laserstrahl abweicht, desto näher rückt der Fokusbereich. Im Vergleich dazu verbleibt der Radius des Fokuspunktes nahezu konstant.

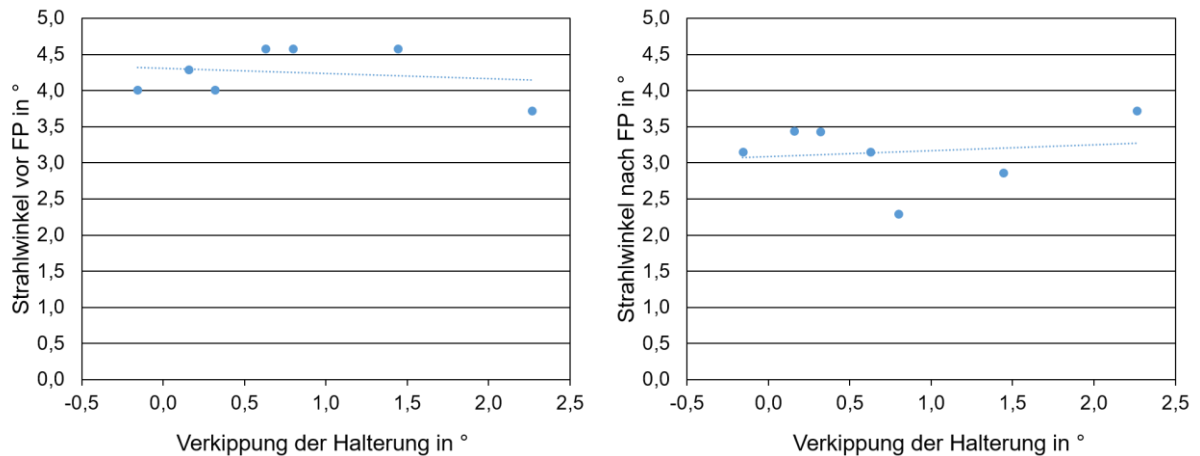


Abb. 40: Einfluss des Winkels der Verkipfung auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt (FP)

Die Auswirkungen der Neigung auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt sind in Abb. 40 dargestellt. Während die Strahlwinkel vor dem Fokuspunkt annähernd konstant sind, fluktuieren die Werte, die nach dem Punkt gemessen werden. Eine Systematik lässt sich jedoch nicht feststellen.

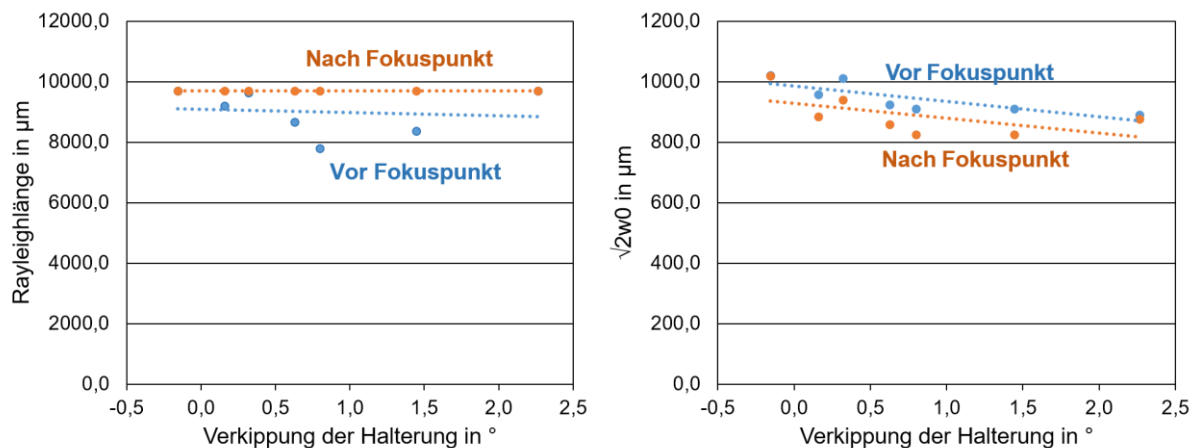


Abb. 41: Einfluss des Winkels der Verkipfung der Halterung auf Rayleighlängen und dem Produkt aus $\sqrt{2}w_0$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt

In den Diagrammen (Abb.41) sind die Rayleighlängen sowie der Radius des Laserstrahls an den entsprechenden Rayleighpunkten bei unterschiedlichen Verkipnungen der Linsenhalterung angegeben. Diese Werte verbleiben nahezu konstant und zeigen keinen Einfluss der Verkipfung auf diese Parameter.

5.5.2 Einfluss der Rotation einer Linse

In diesem Teil wird der Einfluss der Rotation einer humanen Linse auf den Verlauf des Laserstrahls untersucht. Die PMMA-Aufsätze für die natürlichen Linsen sind in ihrer Halterung

manuell beweglich. Durch Markierung am Aufsatzrand lässt sich der Grad der Verdrehung steuern. Die Abb. 42 zeigt die entsprechenden Aufnahmen.

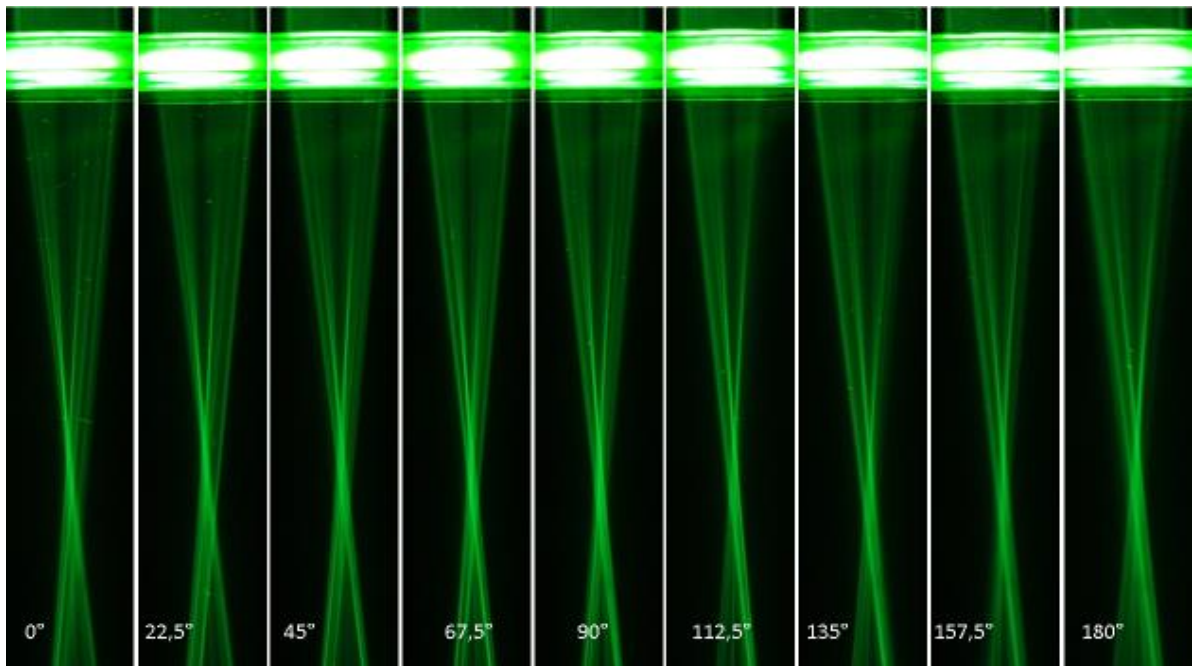


Abb. 42: horizontale Rotation am Beispiel einer menschlichen Linse

Das Untersuchungsbeispiel zeigt eine menschliche Linse, die um 180° um ihre optische Achse gedreht wurde. Die Schrittweite, um diese die Linse pro Aufnahme gedreht wird, beträgt $22,5^\circ$. Aufgrund der Inhomogenität des austretenden Laserlichtes lässt sich die Rotation auch auf den Abbildungen nachvollziehen. Im Folgenden sind die einzelnen Analyseparameter zu den entsprechenden Rotationen angegeben.

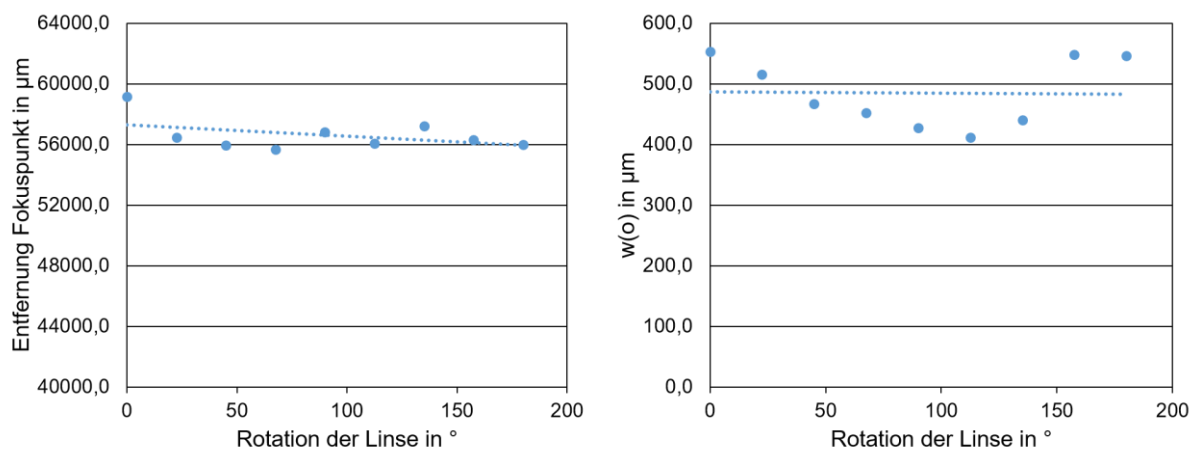


Abb. 43: Einfluss der Rotation der Linse auf die axiale Lage des Fokuspunktes und den Radius des Fokuspunktes (w_0)

Die Abb. 43 demonstriert den Einfluss der Rotation der Linse auf den Fokuspunkt. Im ersten Diagramm wird die Länge zwischen Linse und Fokuspunkt angegeben und im zweiten der

Radius des Strahls an dieser Stelle. In beiden Grafiken bleiben die Werte nahezu unveränderlich und der Trend ist konstant.

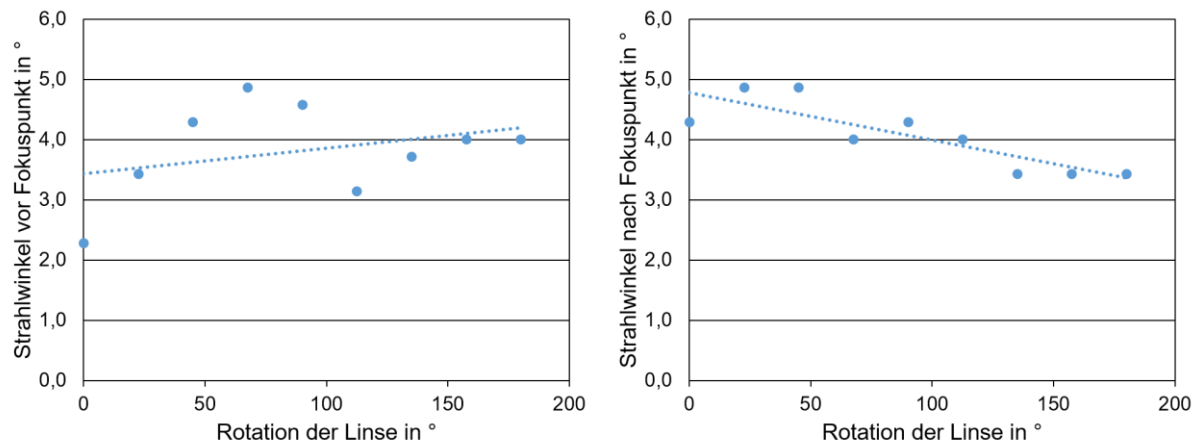


Abb. 44: Einfluss der Rotation der Linse auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt

In Abb. 44 sind die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt angegeben. Die Divergenzen verhalten sich gegensätzlich zueinander. Bei Vergrößerung des Rotationsgrades nimmt der Strahlwinkel vor dem Fokuspunkt zu und hinter dem Fokuspunkt ab.

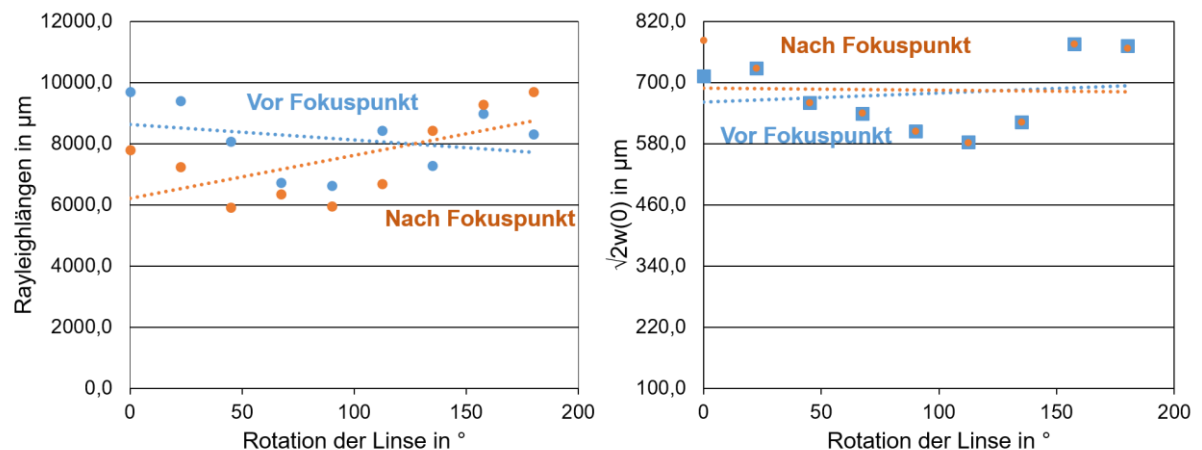


Abb. 45: Einfluss der Rotation der Linse auf die Rayleighlänge und $\sqrt{2}w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt

Die Grafiken aus Abb. 45 zeigen die Rayleighlängen und die Radien des Laserstrahls an den entsprechenden Positionen sowohl vor als auch nach dem Fokuspunkt an.

5.5.3 Einfluss von Dezentrierung

Im Anschluss erfolgte die Untersuchung des Einflusses von einer Dezentrierung des einfallenden Laserstrahls durch eine monofokale IOL. In Abb. 46 ist die Aufnahme eines von links nach rechts verschobenen Lasers zu erkennen.

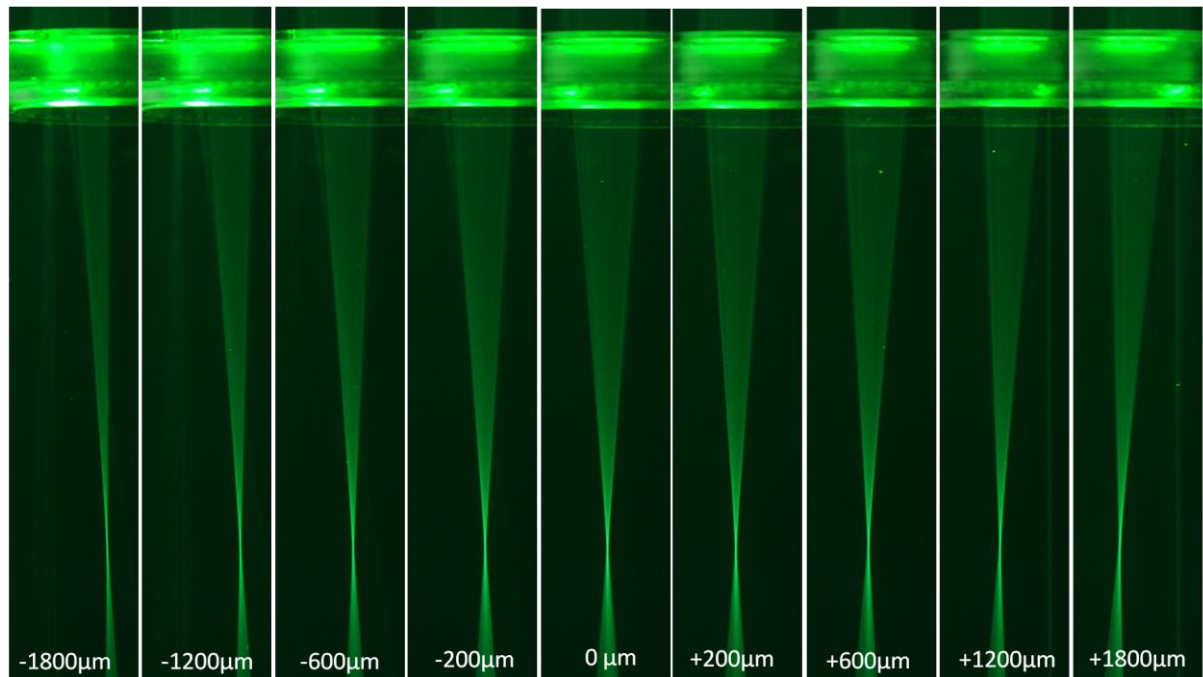


Abb. 46: Einfluss der Zentrierung des Laserstrahls am Beispiel einer monofokale IOL (911A, CeeOn, 25 dpt)

Oben im Bild ist jeweils die Halterung mit der IOL zu erkennen. Im mittleren Bild bei 0 µm trifft der Strahl mittig auf das Linsenzentrum. Der Laserstrahl wird nach links und rechts des Zentrums verschoben. Zu erkennen ist deutlich die Abweichung des austretenden Strahls.

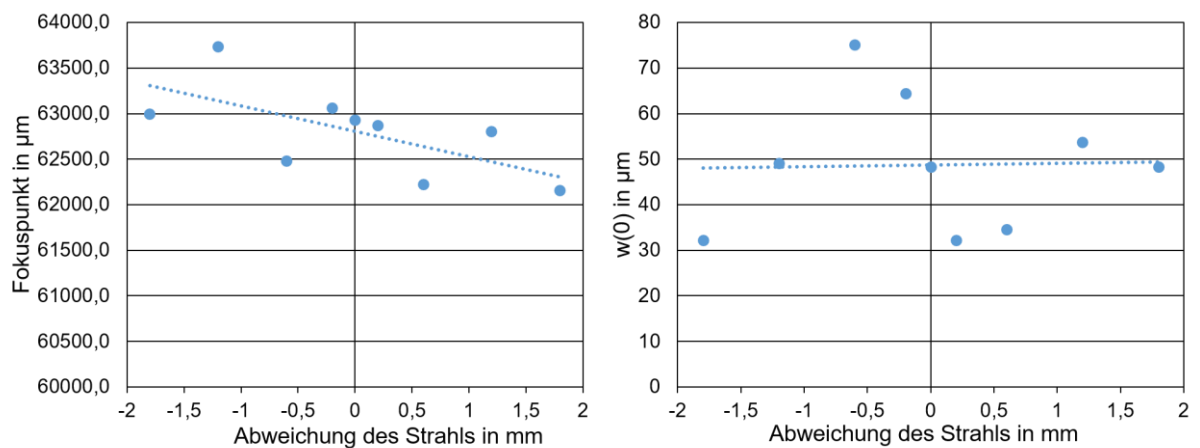


Abb. 47: Einfluss von Dezentrierung auf die Lage des axialen Fokuspunktes und den Strahlradius im Fokuspunkt (w_0)

In Abb. 47 sind die Auswirkungen des dezentrierten Laserstrahls auf die Längenänderung des Abstandes zum Fokuspunkt und die des Radius an der schmalsten Stelle des Strahls dargestellt. Es lassen sich hierbei variierende Werte erkennen.

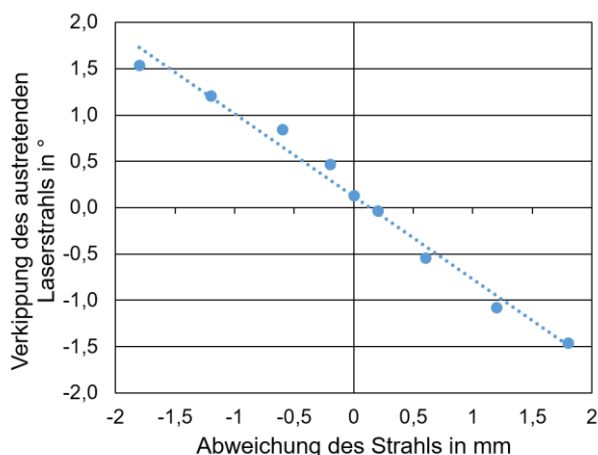


Abb. 48: Einfluss der Dezentrierung auf den Grad der Verkipfung des austretenden Laserstrahls

Im Diagramm aus Abb. 48 werden die Winkel der Verkipfung des austretenden Laserstrahls angezeigt. Bei einer Dezentrierung des eintreffenden Lasers in die eine Richtung lässt sich eine Ausrichtung des Lasers in die entgegengesetzte Richtung nachweisen. Bei Lateralverschiebung des Strahls nach links, im Diagramm im negativen Bereich angeben, wird der Laser positiv diametral abgelenkt. Bei Lateralverschiebung in die umgekehrte Richtung findet eine zunehmende Negativabweichung statt.

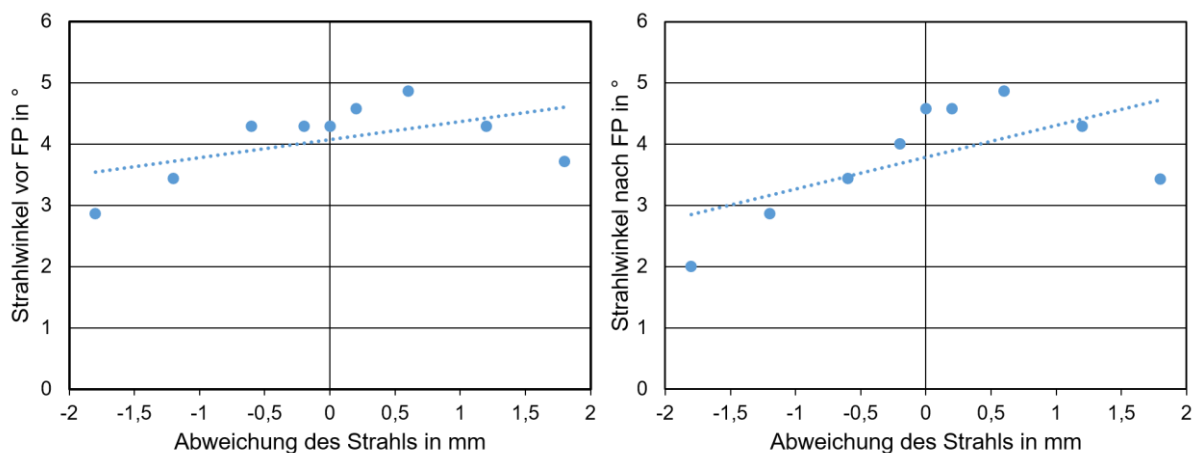


Abb. 49: Einfluss der Dezentrierung auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt

Die jeweiligen Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt bei unterschiedlichen Abständen des Lasers zum Laserzentrum sind in Abb. 49 angegeben. Je weiter sich der Strahl vom Linsenzentrum entfernt, desto geringer sind die Werte der Strahlwinkel. Die Divergenz des Strahls vor und hinter dem Fokuspunkt ist bei Strahlendurchtritt durch die Linse bei einer Dezentrierung des Strahls um +0,5 mm am größten.

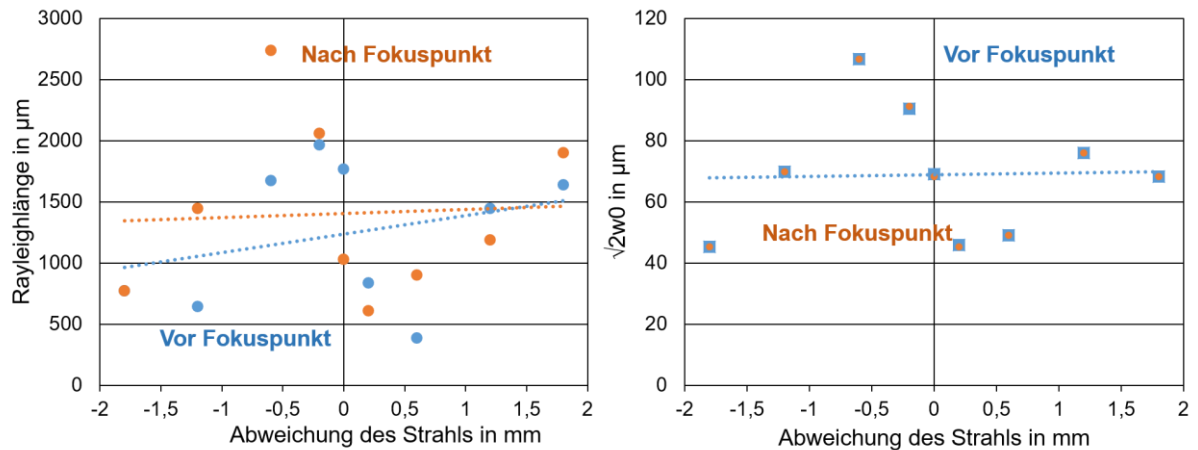


Abb. 50: Einfluss der Dezentrierung auf die Rayleighlängen und dem Produkt aus $\sqrt{2} \cdot w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt

In Abb. 50 sind die Rayleighlängen des Laserstrahls vor und nach dem Fokuspunkt angegeben. Im zweiten Diagramm zeigt sich die Abweichung des Laserstrahls im Bereich des doppelten Querschnittes des Fokusquerschnittes ($\sqrt{2} \cdot w(0)$). Bei beiden Diagrammen ist ein waagerechter Trend zu verzeichnen, was darauf hinweist, dass die Dezentrierung keinen Einfluss auf diese Parameter nimmt.

5.5.4 Einfluss der postmortalen Veränderungen einer nativen Linse auf die Abbildungseigenschaften

Im nächsten Schritt wird eine Schweinelinse in einem Zeitraum von 45 Stunden untersucht. Die Linse wird dabei nicht aus ihrer Halterung entfernt und die Parameter der Kamera werden ebenso wenig verändert. Die Zimmer- und Aquadestlösungs-Temperatur wird außerdem konstant bei 21° Celsius gehalten. Abb. 51 zeigt die Aufnahmen dieser Messreihe.

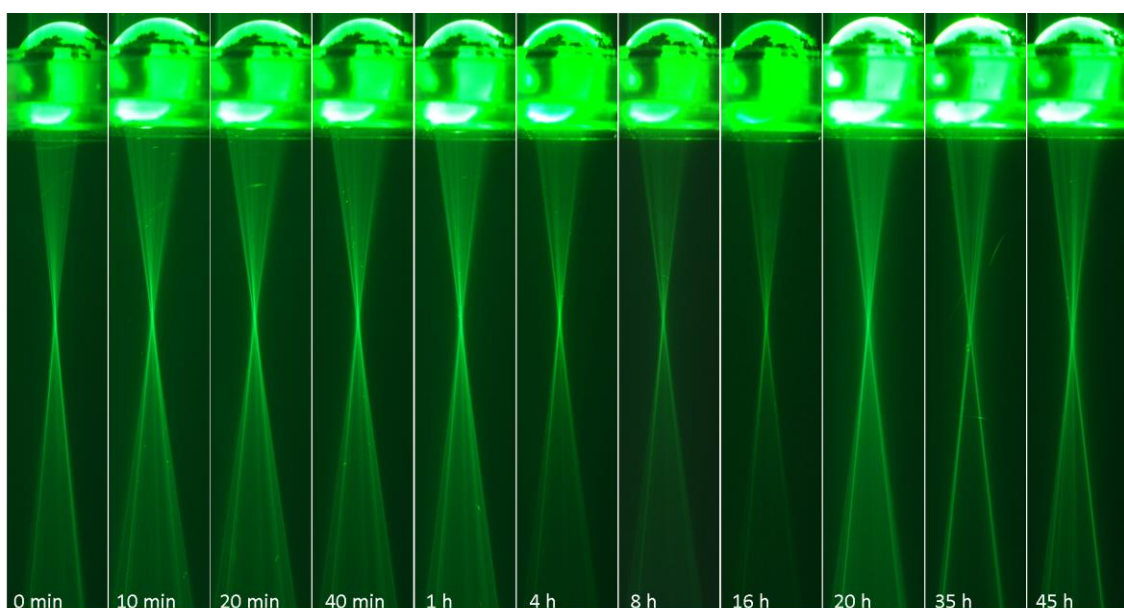


Abb. 51: Messung einer Schweinelinse im zeitlichen Verlauf

Dargestellt ist dieselbe Schweinelinse in identischer Position zu verschiedenen Beobachtungszeitpunkten. Der Intensitätsanstieg von 16h zu 20h lässt sich nicht erklären und muss zum gegenwärtigen Zeitpunkt offen bleiben.

Auch hier wurden die verschiedenen Analysen in Diagrammen festgehalten (Abb. 52).

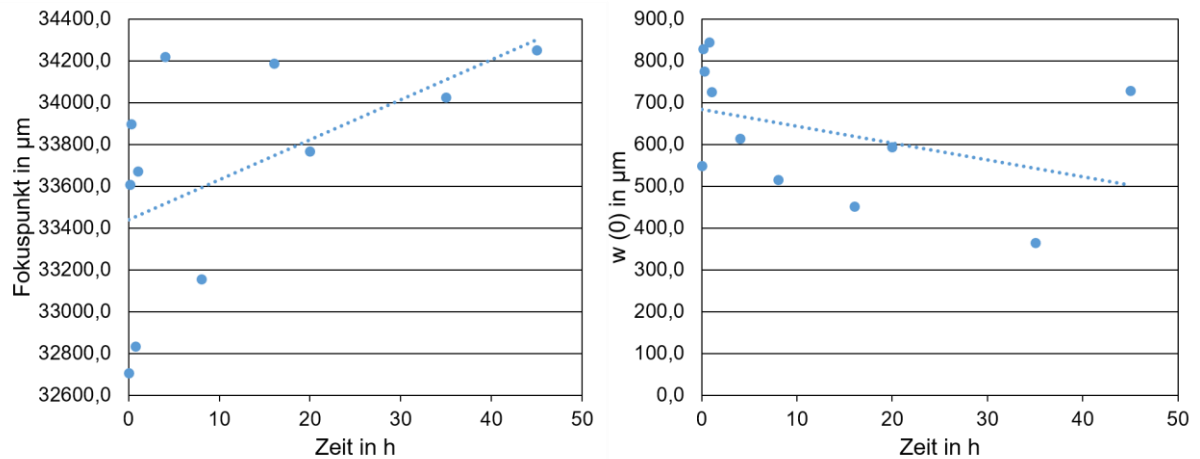


Abb. 52: Einfluss des Messzeitpunktes auf die axiale Lage des Fokuspunktes und Radius des Fokuspunktes

Der Fokuspunkt und der Radius des Fokuspunktes werden zu elf unterschiedlichen Messzeitpunkten in einem Diagramm (Abb. 52) festgehalten. Der Fokuspunkt weist Schwankungen von $32750 \mu\text{m}$ und $34250 \mu\text{m}$ auf. Die Tendenz zeigt eine Vergrößerung des Abstandes zwischen Linse und Fokuspunkt. Gegensätzlich verhält es sich mit dem Radius des Fokuspunktes. Auch hier zeigen die Werte eine Fluktuation zwischen $375 \mu\text{m}$ und $850 \mu\text{m}$ an. Der Trend zeigt jedoch eine Verringerung des Radius mit fortschreitender Zeit an.

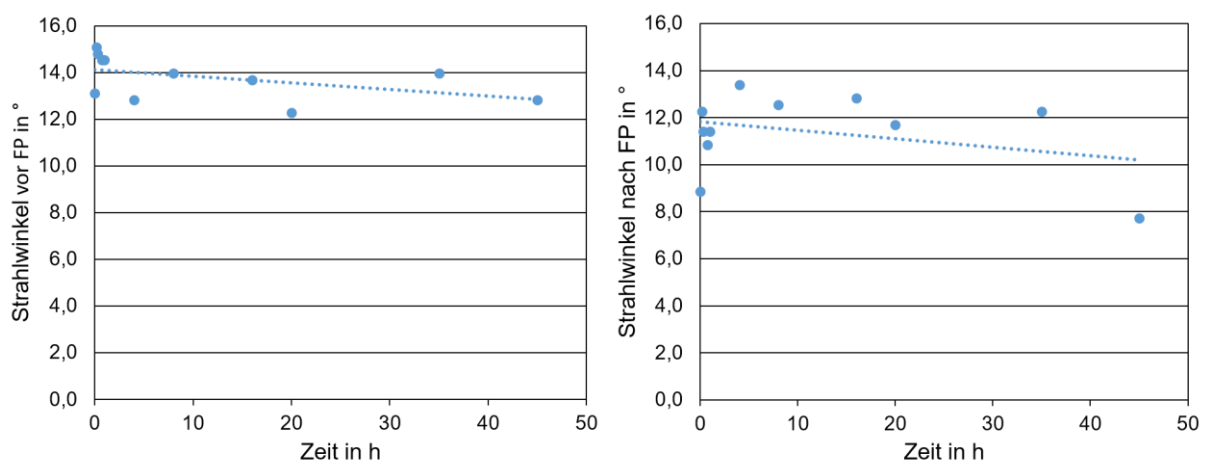


Abb. 53: Einfluss des Messzeitpunktes auf die Strahlwinkel vor und nach dem Fokuspunkt

Die Strahldivergenz vor und nach dem Fokuspunkt variiert zu unterschiedlichen Zeitpunkten in einer Messspanne von etwa 4° (Abb.53). Ein Trend lässt sich nicht verzeichnen.

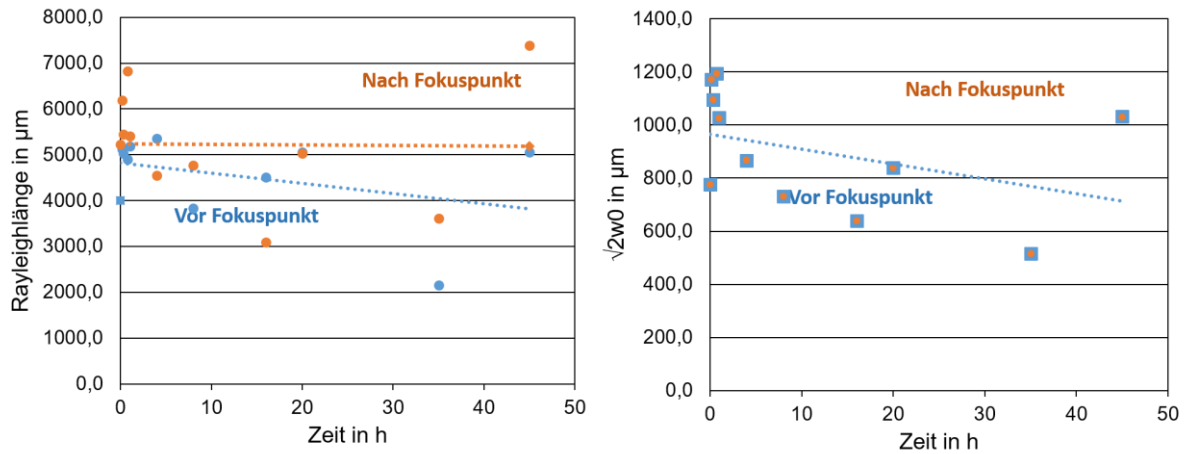


Abb. 54: Einfluss des Messzeitpunktes auf die Rayleighlängen und dem Produkt auf $\sqrt{2} \cdot w(0)$ vor (blau) und nach (orange) dem Fokuspunkt

Der Einfluss des Zeitpunktes der Messung auf die Rayleighlängen ist in Abb. 54 angegeben. Vor und nach dem Fokuspunkt bewegen sich die Werte zwischen 3-4 mm und 5-7 mm. Mit zunehmender Zeit ist eine leichte Abnahme der Rayleighlängen zu verzeichnen. Der Radius des Laserstrahls am Rayleighpunkt verringert sich ebenfalls mit zunehmendem Alter der Linse.

6. Diskussion

Nach der ersten erfolgreichen Linsenimplantation, durchgeführt von Sir Harold Ridley im Jahre 1949, unterlag die Intraokularlinsen Chirurgie zahllosen Erweiterungen und Verbesserungen. Diese Operation mit Intraokularlinsen zählt heute zu den chirurgischen Routineeingriffen [97].

Es stehen zahlreiche Studien bezüglich der Entwicklung und der Optimierung von Intraokularlinsenkonzepten zur Verfügung. Die Komplikationsraten der Operation wurden seitdem deutlich minimiert und die Patientenzufriedenheit extrem gesteigert [97]. Letzteres rückt fortschreitend in den Fokus. Die Anzahl der refraktiven Eingriffe steigt jährlich [98]. Die ärztliche Versorgung der Patienten richtet sich nicht mehr allein nach der medizinischen Notwendigkeit, sondern umfasst gleichermaßen eine Verbesserung der subjektiven Lebensqualität der Patienten. Die Wahl der zu implantierenden IOL beruht auf den individuellen Bedürfnissen der Patienten. Voraussetzungen für eine gute postoperative Qualität des Visus nach einer Linsenimplantation sind eine präzise präoperative Biometrie, eine Bestimmung der Zielrefraktion und eine sorgfältige Vor- und Nachteilabwägung von Mono- und Multifokal Intraokularlinsen oder weiteren Linsendesigns [2].

Monofokallinsen ermöglichen gutes Sehen in die Zieldistanz, meist in die Ferne. Jedoch benötigen Patienten für die Nähe und gegebenenfalls den Intermediärbereich eine Brille. Multifokallinsenträger können unter Umständen ohne Brille auskommen, jedoch werden hier häufiger optische Störphänomene beobachtet [80]. Linsen mit einem erweiterten Fernpunkt (EDOF-Linsen) können mit Hilfe ihres optischen Konzeptes einen Überblendbereich zwischen Ferne und Intermediärbereich generieren und somit Zwischendistanzen scharf darstellen. Dieser Linsentyp eignet sich für Patienten mit dem Wunsch, unkorrigiert in die Ferne und den Intermediärbereich zu sehen. Optische Phänomene werden bei Monofokallinsen deutlich seltener beschrieben als bei Multifokallinsen [99].

Eine Möglichkeit, die optische Qualität von Intraokularlinsen zu untersuchen, ist die postoperative Untersuchung der Patienten und die Ermittlung des subjektiven Seheindrucks [97]. Zumeist werden die unkorrigierte Sehschärfe in Ferne und/oder Nähe ermittelt sowie Patientenumfragen nach Zufriedenheit und optischen Phänomenen durchgeführt. Eine stabile Position der Linse innerhalb des Auges ist für das postoperative Resultat entscheidend [2, 100, 101]. Im Jahr 2009 untersuchten Woodward et al. Gründe für die Unzufriedenheit von MFL-Patienten. Hierbei werden der Nachstar, ein verbleibender Restastigmatismus von $> 0,75$ dpt sowie eine Ametropie als mögliche Hauptursachen benannt [102].

Eine Verkippung der IOL um $> 5^\circ$ und eine IOL Dezentrierung von über 1 mm kann zu einer sphärischen und zylindrischen Verschiebung führen und die unkorrigierte Sehschärfe mindern [2]. Es zeigt sich, dass eine Fehlstellung der IOL optische Phänomene wie Blendung,

Reflektion, Halos und retinale Sehstörungen verursacht [101, 103, 104]. In den letzten Jahren gab es außerdem zahlreiche Studien mit der Fragestellung der postoperativen Stabilität der faltbaren IOL's. Verschiedene Untersuchungen zeigten postoperative Veränderungen der Position [2, 82, 105]. Bei den ermittelten Ergebnissen handelt es sich um leichte Abweichungen von der optischen Achse, jedoch beeinflussen diese vor allem das Auftreten von optischen Phänomenen der asphärischen und Multifokallinsen.

Neben In-vivo-Betrachtungen existieren eine Reihe von experimentellen Studien, die die theoretische Qualität von Kunstlinsen ermitteln. Solche In-vitro-Studien werden mit Hilfe einer optischen Bank durchgeführt. In den Strahlengang werden verschiedene IOL-Typen eingebaut. Ein Maß für die optische Qualität sind die MTF und die Strehl-Ratio von optischen Systemen [99]. Die *modulation transfer function* wird bei optischen Systemen genutzt, um den Kontrastverlust einer Abbildung anzuzeigen. Dabei wird die Kontrastsensitivität einer bestimmten Ortsfrequenz von Objekt und Abbildung miteinander verglichen. Je höher die MTF, desto besser ist die optische Qualität des Systems [106]. Die MTF kann auch mittels eines United States Air Force Target (USAF-T) ermittelt werden. Ein Beispiel ist eine Studie von Khoramnia et. al., die drei verschiedene Trifokallinsen untersucht und mit Hilfe der MTF und Strehl-Ratio vergleicht [107]. Asphärische und sphärische IOL's wurden in einer optischen Bank eingebaut. Die asphärische IOL besitzt eine höhere MTF und ist somit von besserer optischer Qualität.

Vega et. al. stellen eine weitere Möglichkeit vor, die optische Qualität von Intraokularlinsen zu überprüfen und mit der theoretischen Berechnung zu vergleichen. Sie untersuchen die Energieeffizienz der Fokuspunkte einer Trifokallinse (AT LISA tri839M P) in einer optischen Bank mit Hilfe eines Hartmann-Shack Sensors. Es wird gezeigt, dass die Energieeffizienz des Nah-, Intermediär und Fernfokus abhängig von der sphärischen Aberration, der Lichtstreuung an den diffraktiven Elementen der IOL und der Pupillengröße ist [108].

Die Arbeit von Terwee et. al, welche in Kapitel 3.6 erläutert wurde [5] diene als Vorlage für diese vorgelegte Arbeit. Ziel ist es die Abbildungsqualität der visualisierten Strahlengänge zu optimieren. Folgende Modifikationen dienten der Verbesserung des vorgeschlagenen Konzeptes.

Das ursprüngliche Gaußstrahlprofil des Lasers wurde durch eine Intensitätsumverteilung in ein „Flat-Top-Profil“ umgewandelt. Dieser entscheidende Schritt wurde durch eine Powell-Linse realisiert. Die Intensitätsumverteilung führte zu einer verbesserten Lichtauflösung nahe der optischen Achse. Somit konnten Betrachtungen von multiplen Fokuspunkten und Fokusfehlern bei IOL's vorgenommen werden. Die drei Fokuspunkte von Trifokallinsen wurden in der Arbeit eindeutig sichtbar gemacht. Bei sphärischen Monofokallinsen konnte die sphärische

Aberration verdeutlicht werden, während sie bei asphärischen kaum oder nicht nachweisbar war. Die Energie des Laserstrahls fokussiert hier in einem klar definierten Punkt. Die verbesserten Abbildungseigenschaften der asphärischen Linsen bestätigten sich auch in klinischen Untersuchungen [109].

Anschließend wurden die Strahlengänge durch natürliche Linsen, repräsentiert durch Linsen von Schwein, Mensch und Kaninchen, untersucht. Die Linsenaufbereitung wurde im eigenen Labor durchgeführt. Nach manueller Explantation der Linse ist diese in den Strahlengang eingesetzt worden. Dieses Prozedere erforderte ein präzises Vorgehen, da die Linsenkapsel und der Linsenkörper unbeschädigt in das Wasserbassin eingesetzt werden sollten. Zusätzlich sollte die Linse möglichst senkrecht und zentral zum einfallenden Strahl gelagert sein, was durch den Auftrieb des Wassers erschwert wurde. Mechanische Korrekturen der Linsenlage im Wasserbassin können ausschlaggebend für Messungenauigkeiten sein. Strahlengänge durch natürliche Linsen konnten erfolgreich dargestellt werden. Auch hier waren Fokuspunkte und Strahlenverläufe klar detektierbar. Allerdings waren reduzierte Schärfe- und Abbildungsqualitäten der humanen Präparate ersichtlich. Dies ist auf das fortgeschrittene Alter des Patienten zurückzuführen, da sich hier bereits eine mature Linsenrübung entwickelte.

Ein weiterer Bestandteil dieser Arbeit ist die Analyse der Auswirkungen von Verkippung der Linse zum Laserstrahl, Alterung der natürlichen Linsen, Dezentrierung der Linse zum Laserstrahl und Rotation der Linsen. Auch hierfür wurden verschiedene Messreihen durchgeführt. Zunächst wurde der Strahlengang durch natürliche Linsen in mehreren Schritten bei einer Spanne von $2,5^\circ$ Verkippung der Linsenhalterung dokumentiert. In verschiedenen Arbeiten wurden postoperative Verkippungsbandbreiten von $2,32 - 3,26^\circ$ unabhängig von untersuchten Linsentypen [2] und $2,38 \pm 1,18^\circ$ bei Monofokallinsen und $2,94 \pm 1,58^\circ$ bei Multifokal-IOL's [82] ermittelt. Trotz Schräglage der Halterung war der austretende Laserstrahl kaum beeinflusst. Jedoch zeigte sich eine Fokuspunktverschiebung nach anterior bei zunehmendem Grad der Verkippung. Der Radius an der Strahltaile blieb nahezu konstant. Zusammenhänge zwischen den Strahlwinkeln und Rayleighlängen konnten nicht herausgefunden werden.

Die natürlichen Materialien wurden etwa 4-6 Stunden nach Eukleation untersucht. Um festzustellen, wie relevant eine möglichst zeitnahe Beurteilung der Abbildungsqualität ist, wurde die Alterung einer Schweinelinse in einem Wasserbassin über 45 Stunden beobachtet. Das tierische Gewebe steht im osmotischen Austausch mit der BSS-Lösung. Die Fotodokumentation zeigt ein relativ konstantes Bild. Überraschend war die gute Bildqualität, auch nach mehrtägiger Lagerung. Jedoch waren nach der Analyse schwankende Angaben für die Fokuslänge, Radius und Strahlwinkel zu verzeichnen. Außerdem zeigten auch die Werte der Neigungen von Halterung und Laserstrahl Unbeständigkeiten. Während des

beschriebenen Zeitraumes wurden keinerlei Manipulationen am Messaufbau vorgenommen. Die Schwankungen können auf Analyseungenauigkeiten zurückzuführen sein. In zukünftigen Forschungen dieser Art sollte somit eine Normierung sowie eine Vereinheitlichung des Aufbaus und der Auswertungsmöglichkeiten vorgenommen werden, zum Beispiel mit eindeutigen Markierungen an der Halterung, sodass alle Fotografien exakt gleiche Messparameter aufweisen.

In der darauffolgenden Messreihe wurde der Einfluss der Dezentrierung auf die Abbildungsqualität untersucht. Hierbei wurde der Laserstrahl jeweils 1,8 mm nach links und rechts verschoben und in mehreren Zwischenschritten visualisiert. Die wesentliche Verschiebung wurde im Rahmen verschiedener Studien untersucht. Baumeister et al. ermittelten die postoperative Dezentrierung zwischen 0,23-0,29 mm unabhängig von sechs unterschiedlichen Linsentypen [2]. Hayashi et al. Verglichen die Dezentrierung bei Multifokallinsen ($0,29 \pm 0,23$ mm) und bei Monofokallinsen von ($0,33 \pm 0,38$ mm) [82]. Je weiter sich der Laserstrahl vom Linsenzentrum entfernt desto größer ist die Verkippung des austretenden Laserstrahls. Wird der Strahl nach lateral dezentriert, so verkippt der austretende Strahl nach medial. Eine axiale Fokuspunktverschiebung konnte im oben genannten Aufbau nicht dargestellt werden.

Auch in dieser Messreihe zeigten sich unerwünschte Veränderungen in der Position der Linsenhalterung. Dies ist auf die fragilen Messteile des Aufbaus zurückzuführen. Die Strahlwinkel vor und nach dem Brennpunkt zeigten ebenfalls eine Abhängigkeit von dem dezentralen Strahl. Durchläuft der Laser das Linsenzentrum, das heißt es liegt keine Dezentrierung vor, sind die jeweiligen Strahlwinkel am größten und die Strahltaile ist am schmalsten.

Abschließend fand eine Untersuchung bei 360° Rotation einer Linse um die optische Achse statt. Diese Betrachtung ist relevant zur Prüfung des Linsenastigmatismus. Die Ergebnisse der hier aufgeführten Untersuchung zeigten keinerlei Abhängigkeiten vom Grad der Rotation. Sowohl Fokuslängen und Radien waren nahezu konstant. Die Untersuchung postoperativer Rotation von künstlichen Linsen ist ebenfalls Bestand zahlreicher Studien. In einer Untersuchung von 2014 zeigten sich bei 94% der Kataraktoperierten Augen eine Rotation der IOL um $\leq 5^\circ$ und 97% $\leq 10^\circ$ innerhalb der ersten sechs postoperativen Monate [105].

Bei dieser Machbarkeitsstudie handelt es sich vorrangig darum, den Aufbau von Terwee et. al. [5] zu verbessern. Primär konnte ein solider optischer Aufbau errichtet werden, der die Anforderungen für ein System zur Charakterisierung von Intraokularlinsen erfüllt.

Dieses beschriebene System weist eine Reihe von Limitationen auf, die im Rahmen von zukünftigen Arbeiten beseitigt werden sollten. Dies sind vor allem Defizite bezüglich des

Prinzips der Linsenhalterung. Der Aufbau weist einige Ungenauigkeiten, die sich durch mangelnde Präzision erklären, auf. Ein Beispiel ist die folgenden Diagramme (Abb.55 bzw. 56)

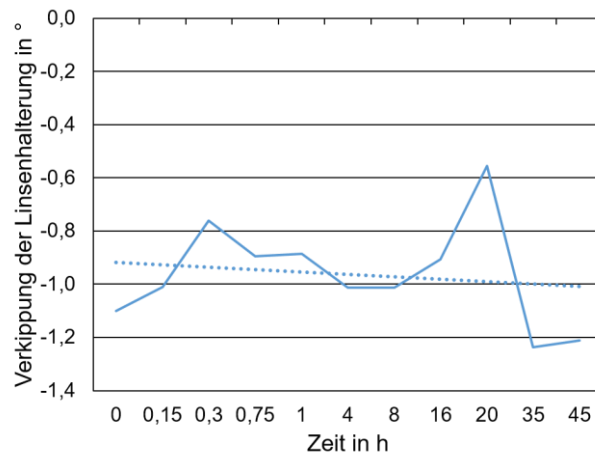


Abb. 55: Einfluss des Messzeitpunktes auf die Linsenhalterung.

Während des gesamten Messzeitraumes von 45 Stunden wurde der Aufbau nicht manipuliert. Dennoch verkippte die Linsenhalterung um etwa $0,6^\circ$. Bisher konnte hierfür keine eindeutige Begründung gefunden werden.

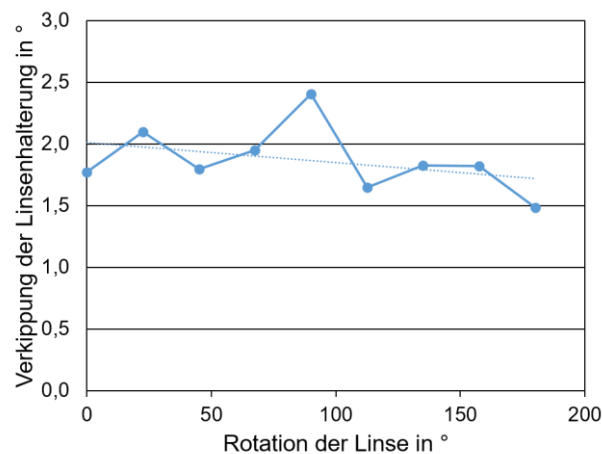


Abb. 56: Einfluss der Rotation der Linse auf die Verkipfung der Linsenhalterung

Weiterhin zeigt Abb. 56, dass die Linsenhalterung, durch Rotation, der in der Halterung befindlichen Linse, verkippt.

Gleichzeitig waren die Untersuchungen von natürlichen Linsen wenig erfolgreich, da es insbesondere bei humanen Linsen erkennbare degenerative Probleme gab. Außerdem lassen sich diese Messreihen teilweise nicht reproduzieren.

Dennoch konnte im Rahmen dieser Arbeit eine weitere Methode dargestellt werden, Kunstlinsen unterschiedlichen Designs im Hinblick auf ihre Qualität zu untersuchen. Auch der Strahlengang durch natürliche Linsen wurde visualisiert, was nach aktuellem Kenntnisstand in dieser Arbeit erstmals untersucht wurde.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Das Ziel der Arbeit war es, einen laseroptischen Aufbau zu entwickeln, der es ermöglicht, den Strahlengang durch Intraokularlinsen und natürliche Linsen zu visualisieren.

Bei bisher entwickelten Konzepten gelang es IOL's zu untersuchen, jedoch mit Einschränkungen in der Qualität der Visualisierung. Mit Hilfe der vorliegenden Arbeit ist es gelungen, eine deutliche Verbesserung der Betrachtungen der Abbildungs- und Fokuseigenschaften zu erreichen. Außerdem konnten mit einem speziell gefertigten Halterungssystem, Strahlenverläufe durch natürliche Linsen von Mensch, Kaninchen und Schwein, demonstriert werden.

Zusätzlich ließen sich die Beeinflussung von Dezentrierung des Laserstrahls zum Linsenzentrum, Verkipfung der horizontalen Linsenachse und Rotation der Linse auf die Abbildungseigenschaften der jeweiligen Linse messen und somit quantifizieren.

Ausschlaggebend für die Qualitätssteigerung des Visualisierungsaufbaus war vor allem die Implementierung einer sogenannten Powell-Linse in den Versuchsaufbau. Die Umwandlung des Laserprofils in eine homogene „Flat-Top“-Intensitätsverteilung aus dem ursprünglichen Gaußstrahl war der entscheidende Schritt, um Fokuseigenschaften genau darstellen zu können. Hiermit konnten Abbildungsfehler, wie die sphärische Aberration, von IOL's nachgewiesen werden.

Die Unterscheidung verschiedener Fokuspunkte von Multifokallinsen wurde aufgezeigt. Einzelne IOL's sind hinsichtlich ihrer Abbildungseigenschaften miteinander vergleichbar. Durch eine spezielle Analysetechnik waren die Abbildungen quantitativ auswertbar. Die Visualisierung eines Lichtkegels durch IOL's und im Verlauf auch durch natürliche Linsen, lässt Schlussfolgerungen auf die optische Qualität zu. Fokuslängenberechnungen und die Darstellung von Abbildungsfehlern sind hilfreich im Hinblick auf die Entwicklung von zukünftigen Linsendesigns. Durch die bildliche Veranschaulichung der einzelnen fokussierenden Laserbereiche können Fehler in der Linsenkonzipierung explizit behoben und optische Phänomene beseitigt werden.

Räumlich gezielte Veränderungen am Linsenprofil können eine verbesserte Qualität vor Einsatz in der Chirurgie gewährleisten. Auswirkungen von Linsenverschiebungen in der Frontal- und Axialebene sowie Rotation sind mit Hilfe des entwickelten Aufbaus nachvollziehbar und messbar.

Im Folgenden werden weitere mögliche Modifikationen einer Optimierung des Aufbaus erläutert.

1. Eine wesentliche Notwendigkeit besteht in der Implementierung einer künstlichen Hornhaut in den Strahlengang. Die IOL fungiert im Auge, zusammen mit der Kornea, als optisches System. Die Hornhaut weist positive sphärische Aberrationen auf, die gegebenenfalls durch eine künstliche Linse reduziert werden können [111]. Mit dieser Implementierung entsteht ein künstliches Durchschnittsauge (ACE-Model) mit allen Komponenten, wie Terwee et al. bereits dargelegt haben [5].

Abb. 57 zeigt einen ersten Aufbau mit einer künstlichen Hornhaut und einer asphärischen IOL in der Schlussphase dieser Arbeiten. Weitere Untersuchungen wurden mit diesem Ansatz bislang noch nicht fortgeführt.

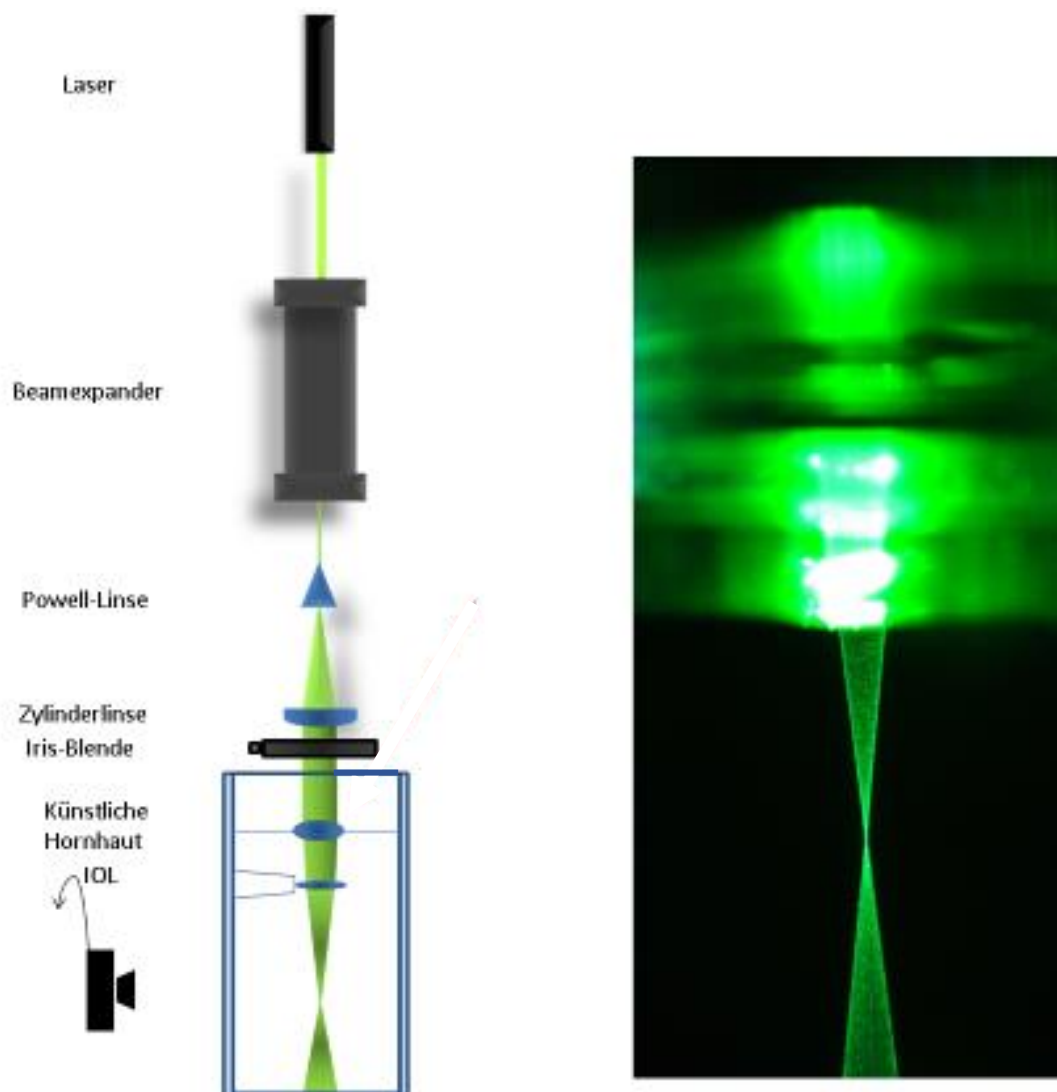


Abb. 57: Schematischer Aufbau mit künstlicher Hornhaut und entsprechende Fotografie einer asphärischen Linse mit künstlicher Hornhaut

2. Ein weiterer Schritt zur Optimierung des Systems ist die Implementierung einer künstlichen justierbaren Pupille. Der Durchmesser der Pupille korreliert mit der

sphärischen Aberration eines optischen Systems ohne asphärische Flächengestaltung [87]. Eine präzise einstellbare Lochblende ist in die Konstruktion einzusetzen und deren Einfluss auf die sphärische Aberration und Fokusqualität ist messbar.

3. Neben der sphärischen Aberration treten auch chromatische Aberrationen auf. Da im oben genannten Versuchsaufbau lediglich monochromatisch grünes Licht verwendet wurde, sind die Auswirkungen dieses optischen Fehlers nicht dargestellt. Interessant sind Abbildungen mit unterschiedlichen Lasern und Wellenlängen im Hinblick auf chromatische Aberration bei verschiedenen IOL-Modellen.
4. Für eine erweiterte Auswertung der Abbildungsqualität kann die Intensität des Laserstrahls dienen. Einige Untersuchungen hat es diesbezüglich während der Arbeit gegeben. Hiermit ließ sich der Fokuspunkt mit der größten Intensität, präzise ermitteln (Abb.58).

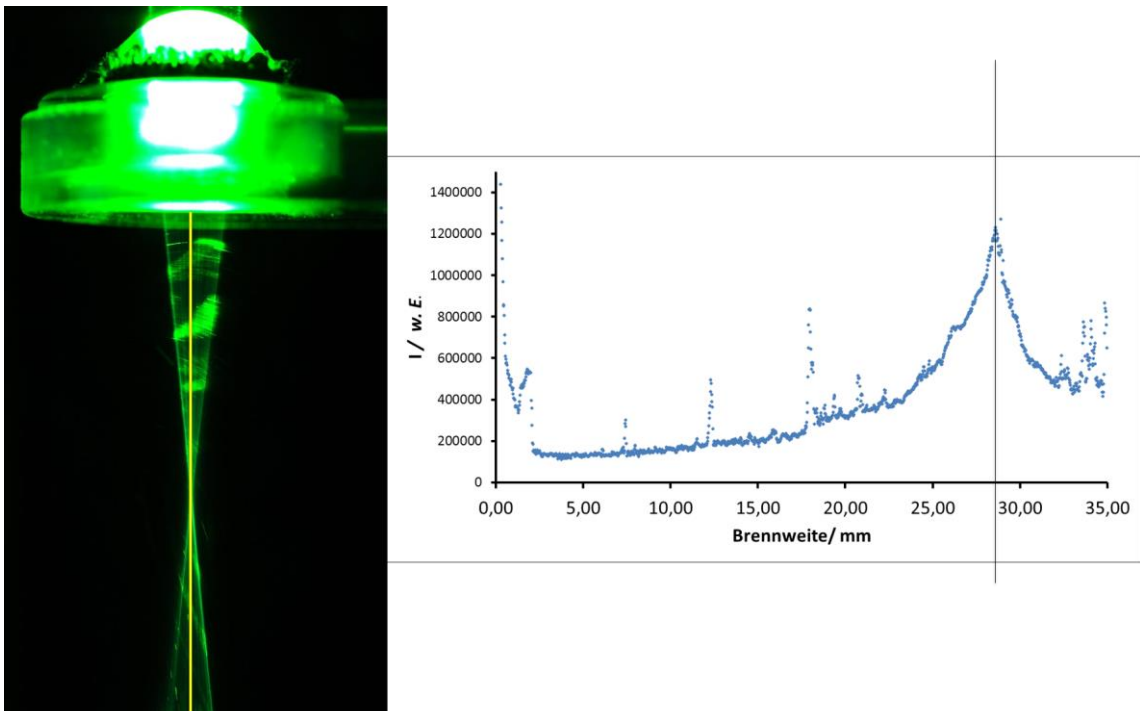


Abb. 58: Intensitätsverteilung entlang der gelben Linie am austretenden Laserstrahl

Entlang der gelben Linie im Laserstrahl wird die Intensität gemessen und anhand eines Diagrammes dargestellt. Der Peak gibt den Bereich an, in dem die Intensität am höchsten ist und demonstriert den Ort des Fokuspunktes. Anhand der mm-Skala lässt sich die Fokusslänge ermitteln. In künftigen Untersuchungen können Brechkraftbestimmungen organische Linsen mithilfe von Intensitätsmessungen am Laserstrahl erfolgen.

5. Wie bereits in Kapitel 6 vorgestellt, ist es möglich, die Energieeffizienz der Fokuspunkte einer Multifokallinse zu messen und zu vergleichen. Vega et. al. stellten diese Methode bereits 2014 am Beispiel einer Trifokallinse vor [108]. Diese Methode wird zum aktuellen Zeitpunkt bereits im eigenen Labor umgesetzt und erste Messungen durchgeführt.

Die vorliegende Arbeit zeigt ein solides System zur Visualisierung von Strahlengängen durch unterschiedliche Linsen. Im Rahmen zukünftiger Projekte kann dies noch weiter optimiert und modifiziert werden, um die Abbildungseigenschaften von diversen IOL-Designs zu untersuchen. Eine Maßnahme ist beispielsweise der Einbau einer künstlichen Hornhaut. Zusätzlich bietet das vorgestellte System eine geeignete Grundlage, um Eigenschaften von natürlichen Linsen zu visualisieren.

8. Literaturverzeichnis

- [1] N. Pfau, A. Kern, C. Wolfram, M. Kalcklösch, & F. Prütz, "GBE Themenheft Blindheit und Sehbehinderung Robert Koch Institut," *GBE-Themenheft*, http://www.gbe-bund.de/pdf/blindheit_sehbehinderung.pdf, 2017.
- [2] M. Baumeister, B. Neidhardt, J. Strobel, and T. Kohnen, "Tilt and decentration of three-piece foldable high-refractive silicone and hydrophobic acrylic intraocular lenses with 6-mm optics in an intraindividual comparison," (eng), *American journal of ophthalmology*, vol. 140, no. 6, pp. 1051–1058, 2005.
- [3] J. Stürmer, M. Scherrer, Henrich, P. B., Sägesser, S., Hahn, U., Krummenauer, F.,... & Manning, S., "Ein Jahr Erfahrung mit der Qualitätssicherung der Kataraktoperation (EUREQUO) an einem öffentlichen Spital," *Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde*, vol. 04, no. 234, pp. 426–431, 2017.
- [4] T. Kohnen and O. K. Klaproth, "Ashärische Intraokularlinsen," *Ophthalmologe*, no. 105, pp. 234–240, 2008.
- [5] T. Terwee, H. Weeber, M. van der Mooren, and P. Piers, "Visualization of the retinal image in an eye model with spherical and aspheric, diffractive, and refractive multifocal intraocular lenses," (eng), *Journal of refractive surgery (Thorofare, N.J. : 1995)*, vol. 24, no. 3, pp. 223–232, 2008.
- [6] J. Keenan, D. F. Orr, and B. K. Pierscionek, "Patterns of crystallin distribution in porcine eye lenses," (eng), *Molecular vision*, vol. 14, pp. 1245–1253, 2008.
- [7] N. Trifonova, S. Kalaydjiev, M. Stamenova, R. Trifonova, and W. Breipohl, "Porcine eye lens crystallins: antigenic similarity with human crystallins and tool for the detection of anti-crystallin antibodies," (eng), *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*, vol. 240, no. 9, pp. 777–781, 2002.
- [8] P. Chang *et al.*, "An Optical Section-Assisted In Vivo Rabbit Model for Capsular Bend and Posterior Capsule Opacification Investigation," (eng), *PloS one*, vol. 11, no. 2, e0148553, 2016.
- [9] N. M. Ziebarth, F. Manns, S. R. Uhlhorn, A. S. Venkatraman, and J.-M. Parel, "Noncontact optical measurement of lens capsule thickness in human, monkey, and rabbit postmortem eyes," (eng), *Investigative ophthalmology & visual science*, vol. 46, no. 5, pp. 1690–1697, 2005.
- [10] H. Zhang *et al.*, "Validation of rebound tonometry for intraocular pressure measurement in the rabbit," (eng), *Experimental eye research*, vol. 121, pp. 86–93, 2014.
- [11] S. A. Mirnezami, M. Rajaei Jafarabadi, and M. Abrishami, "Temperature distribution simulation of the human eye exposed to laser radiation," (eng), *Journal of lasers in medical sciences*, vol. 4, no. 4, pp. 175–181, 2013.

- [12] A. D. Vadlapudi, A. Patel, K. Cholkar, and A. K. Mitra, "Recent Patents on Emerging Therapeutics for the Treatment of Glaucoma, Age Related Macular Degeneration and Uveitis," (eng), *Recent patents on biomedical engineering*, vol. 5, no. 1, pp. 83–101, 2012.
- [13] N. Perumal *et al.*, "Characterization of the human aqueous humour proteome: A comparison of the genders," (eng), *PloS one*, vol. 12, no. 3, e0172481, 2017.
- [14] "Grehn," in *Springer E-book Collection, Augenheilkunde: Mit ... 20 Tabellen*, F. Grehn, Ed., 29th ed., Berlin: Springer, 2006, pp. 157–180.
- [15] F. Grehn, Ed., *Augenheilkunde: Mit ... 20 Tabellen*, 29th ed. Berlin: Springer, 2006.
- [16] J. F. Koretz, "ACCOMMODATION AND PRESBYOPIA IN THE HUMAN EYE-AGING OF THE ANTERIOR SEGMENT," *Vision Res.*, no. 29, pp. 1685–1692, 1989.
- [17] P. Artal, "Optics of the eye and its impact in vision: a tutorial," *Advances in Optics and Photonics*, no. 6, pp. 340–367, 2014.
- [18] A. J. Augustin, *Augenheilkunde: Mit 144 Tabellen*, 3rd ed. Berlin, Heidelberg, New York, NY: Springer, 2007.
- [19] F. Grehn, *Augenheilkunde: Mit 27 Tabellen ; [mit Fallquiz]*, 31st ed. Berlin, Heidelberg: SpringerMedizin, 2012.
- [20] G. K. Lang, Ed., *Linse, Katarakt und refraktive Chirurgie*, 1st ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2016.
- [21] D. A. Atchison, George Smith, *Optics of the Human Eye*. Oxford: Butterworth Heinemann, 2000.
- [22] I. Sanchez, R. Martin, F. Ussa, and I. Fernandez-Bueno, "The parameters of the porcine eyeball," (eng), *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv für klinische und experimentelle Ophthalmologie*, vol. 249, no. 4, pp. 475–482, 2011.
- [23] J. HEICHEL, F. WILHELM, K. S. KUNERT, and T. HAMMER, *Topographic Findings of the Porcine Cornea*. [Online] Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5346302/>. Accessed on: Nov. 10 2017.
- [24] T. Lai and S. Tang, "Cornea characterization using a combined multiphoton microscopy and optical coherence tomography system," (eng), *Biomedical optics express*, vol. 5, no. 5, pp. 1494–1511, 2014.
- [25] A. Hughes, "A schematic eye for the rabbit," (eng), *Vision research*, vol. 12, no. 1, pp. 123–138, 1972.
- [26] H. Zhang, X. Qin, X. Cao, Di Zhang, and L. Li, "Age-Related Variations of Rabbit Corneal Geometrical and Clinical Biomechanical Parameters," (eng), *BioMed research international*, vol. 2017, p. 3684971, 2017.

- [27] F. L. Pedrotti, Ed., *Optik für Ingenieure: Grundlagen ; mit 28 Tabellen*, 3rd ed. Berlin: Springer, 2005.
- [28] M. Kaschke, K.-H. Donnerhacke, M. S. Rill, and S. Benjamin, *Optical devices in ophthalmology and optometry: Technology, design principles and clinical applications*. Weinheim, Germany: Wiley-VCH, 2014.
- [29] R. D. Gerste, Ed., *Der Graue Star*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016.
- [30] U. B. Kottler, H. B. Dick, and A. J. Augustin, "Ist die Katarakt vermeidbar? Eine aktuelle Bestandsaufnahme unter besonderer Berücksichtigung der Pathophysiologie oxidativer Linsenschaden, nutritiver Einflussfaktoren und der ARED-Studie," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 100, no. 3, pp. 190–196, 2003.
- [31] G. Brian and H. Taylor, "Cataract blindness--challenges for the 21st century," (eng), *Bulletin of the World Health Organization*, vol. 79, no. 3, pp. 249–256, 2001.
- [32] M. B. Alhassan, F. Kyari, and H. O. Ejere, "Peribulbar versus retrobulbar anaesthesia for cataract surgery," (eng), *The Cochrane database of systematic reviews*, no. 3, CD004083, 2008.
- [33] A. Wegener, "Kataraktprävention. Therapeutische Ansätze und kritische Betrachtung des Erreichten," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 100, no. 3, pp. 176–180, 2003.
- [34] C. M. Lee and N. A. Afshari, "The global state of cataract blindness," (eng), *Current opinion in ophthalmology*, vol. 28, no. 1, pp. 98–103, 2017.
- [35] S. Resnikoff *et al.*, "Global data on visual impairment in the year 2002," (eng), *Bulletin of the World Health Organization*, vol. 82, no. 11, pp. 844–851, 2004.
- [36] N. Plange, "Linse," in *Basiswissen Augenheilkunde*, pp. 203–213.
- [37] Y.-C. Liu, M. Wilkins, T. Kim, B. Malyugin, and J. S. Mehta, "Cataracts," *The Lancet*, pp. 1–13, 2017.
- [38] C. A. McCarty and H. R. Taylor, "The genetics of cataract," (eng), *Investigative ophthalmology & visual science*, vol. 42, no. 8, pp. 1677–1678, 2001.
- [39] F. Pichi, A. Lembo, M. Serafino, and P. Nucci, "Genetics of Congenital Cataract," (eng), *Developments in ophthalmology*, vol. 57, pp. 1–14, 2016.
- [40] T. Kohnen, "Kataraktchirurgie mit Implantation einer Kunstlinse," *Deutsches Ärzteblatt*, no. 43, 2009.
- [41] V. D.-P. Dubois and A. Bastawrous, "N-acetylcarnosine (NAC) drops for age-related cataract," (eng), *The Cochrane database of systematic reviews*, vol. 2, CD009493, 2017.

- [42] Garg et al., Ed., *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008.
- [43] U. Schiefer, "Refraktionsfehler: Epidemiologie, Auswirkungen und Behandlungsmöglichkeiten," *Deutsches Ärzteblatt*, no. 41, pp. 693–702, 2016.
- [44] M. Baumeister and T. Kohnen, "Akkommodation und Presbyopie: Teil 2: Operative Verfahren zur Presbyopiekorrektur," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 105, no. 11, 1059-73; quiz 74, 2008.
- [45] J. H. Kempen et al., "The Prevalence of Refractive Errors Among Adults in the United States, Western Europe, and Australia," *ARCH OPHTHALMOL*, no. 122, pp. 495–505, WWW.ARCHOPHTHALMOL.COM, 2014.
- [46] W. C, Höhn R, Kottler U, et al., "Prevalence of refractive errors in the European adult population: the Gutenberg Health Study (GHS)," *Br J Ophthalmol*, pp. 1–5.
- [47] Grabner, "Die Entwicklung der Refraktiven Chirurgie: Persönliche Erfahrungen über 25 Jahre und ein Blick in die Zukunft," *Spektrum der Augenheilkunde*, no. 23, pp. 187–192, 2009.
- [48] M. Baumeister and T. Kohnen, "Akkommodation und Presbyopie: Teil 1: Physiologie der Akkommodation und Entwicklung der Presbyopie," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 105, no. 6, 597-608; quiz 609-10, 2008.
- [49] O. Stachs, "Analysis of Intraocular Behavior of Accommodative Intraocular Lenses," in *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*, Garg et al., Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008, pp. 150–164.
- [50] Auffarth, "Dual Optics Accommodating IOLs," in *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*, Garg et al., Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008, pp. 189–194.
- [51] T. Kohnen, "MICS - Mikroinvasive Kataraktchirurgie," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 107, no. 2, pp. 105–107, 2010.
- [52] Kataraktoperation: Risikominderung einer Blutung bei oraler Antikoagulation. In: Dtsch Arztebl. 2005 and 102(1–2), S. A-58 / B-49 / C-46, "Kataraktoperation: Risikominderung einer Blutung bei oraler Antikoagulation," <https://www.aerzteblatt.de/pdf/102/1/a58.pdf?ts=25%2E08%2E2009+16%3A40%3A25>.
- [53] J. Katz et al., "Injectable versus topical anesthesia for cataract surgery: patient perceptions of pain and side effects. The Study of Medical Testing for Cataract Surgery study team," (eng), *Ophthalmology*, vol. 107, no. 11, pp. 2054–2060, 2000.

- [54] W. J. Mayer, O. K. Klapproth, F. H. Hengerer, and T. Kohnen, "Femtosekundenlaser für die Katarakt- und refraktive Linsen Chirurgie," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 111, no. 1, pp. 69–73, 2014.
- [55] M. Takagi, "Comparison of Maximum Stretch Forces between Femtosecond Laser-Assisted Capsulotomy and Continuous Curvilinear Capsulorhexis," *Journal of Ophthalmology*, <https://doi.org/10.1155/2017/3489373>, 2017.
- [56] H. Burkhard Dick and Tim Schultz, *A Review of Laser-Assisted Versus Traditional Phacoemulsification Cataract Surgery: Ophthalmologic Therapy*. [Online] Available: springerlink.com. Accessed on: Mar. 09 2017.
- [57] J. V. Han and C. N. McGhee, "When is a complication a complication in contemporary cataract surgery?," (eng), *Clinical & experimental ophthalmology*, vol. 46, no. 1, pp. 7–10, 2018.
- [58] M. Packer, I. H. Fine, and R. S. Hoffman, "Aspheric intraocular lens selection: the evolution of refractive cataract surgery," (eng), *Current opinion in ophthalmology*, vol. 19, no. 1, pp. 1–4, 2008.
- [59] Chaudhary, "Aberration Free IOLs: (Aspheric IOLs)," in *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*, Garg et al., Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008, pp. 242–252.
- [60] P. Artal, Berrio E., Guirao A., and Piers P., "Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age," *Optical Society A*, no. 19, pp. 137–143, <https://doi.org/10.1364/JOSAA.19.000137>, 2002.
- [61] W. Wesemann, "Optische und physiologische Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie," *Der Ophthalmologe*, vol. 101, no. 5, pp. 521–537, 2004.
- [62] L. Fermum, *Koma und Astigmatismus*. [Online] Available: <http://www.vision-doctor.com/optische-fehler/koma-astigmatismus.html>. Accessed on: Nov. 10 2017.
- [63] T. Thöniß, *Abbildungsfehler und Abbildungsleistung optischer Systeme*. [Online] Available: <http://spektroskopie.fg-vds.de/pdf/toeniss2004.pdf>. Accessed on: Nov. 10 2017.
- [64] C. Gerhard, "Optische Abbildung und Abbildungsfehler," in *Tutorium Optik*, C. Gerhard, Ed., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016, pp. 121–156.
- [65] M. Wenzel, "Ambulante und stationäre Intraokularchirurgie 2014: Ergebnisse der Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG," *OPHTHALMO-CHIRURGIE*, no. 27, pp. 155–166, 2015.
- [66] Zuberbühler et al., Ed., *Kataraktchirurgie*, 1st ed. Heidelberg: Springer, 2008.

- [67] R. Zemaitiene, Vytautas Jasinskas, Valerijus Barzdziukas, and Gerd U. Auffarth, "Prevention of posterior capsule opacification using different intraocular lenses (results of one-year clinical study)," *Medicinas (Kaunas)*, pp. 721–731, 2004.
- [68] S. R. de Silva, J. R. Evans, V. Kirthi, M. Ziaei, and M. Leyland, "Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction," (eng), *The Cochrane database of systematic reviews*, vol. 12, CD003169, 2016.
- [69] Asokan, "Informed Consent for Phakic Implant Surgery: ICL TM," in *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*, Garg et al., Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008, pp. 23–32.
- [70] J. Lin, "The Principles of Accommodative IOLs," in *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*, Garg et al., Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008, pp. 134–149.
- [71] R. Menapace, O. Findl, K. Kriechbaum, and C. Leydolt-Koepl, "Accommodating intraocular lenses: A critical review of present and future concepts," (eng), *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*, vol. 245, no. 4, pp. 473–489, 2007.
- [72] J. S. Pepose, J. Burke, and M. A. Qazi, "Benefits and barriers of accommodating intraocular lenses," (eng), *Current opinion in ophthalmology*, vol. 28, no. 1, pp. 3–8, 2017.
- [73] Y. Nishi, K. Mireskandari, P. Khaw, and O. Findl, "Lens refilling to restore accommodation," (eng), *Journal of cataract and refractive surgery*, vol. 35, no. 2, pp. 374–382, 2009.
- [74] H. Ramji, Johnny Moore, CBTara Moore, and Sunil Shah, "Can the accuracy of multifocal intraocular lens power calculation be improved to make patients spectacle free?," *Contact Lens and Anterior Eye*, no. 39, pp. 160–166, 2016.
- [75] F. H. Hengerer, Mellein, Buchner, and H. B. Dick, "Die lichtadjustierbare Linse: Grundlagen und klinische Anwendung," *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, no. 106, pp. 260–264, 2009.
- [76] L. Zhang, M. E. Sy, H. Mai, F. Yu, and D. R. Hamilton, "Effect of posterior corneal astigmatism on refractive outcomes after toric intraocular lens implantation," (eng), *Journal of cataract and refractive surgery*, vol. 41, no. 1, pp. 84–89, 2015.
- [77] B. L. Kolozsvári, G. Losonczy, D. Pásztor, and M. Fodor, "Correction of irregular and induced regular corneal astigmatism with toric IOL after posterior segment surgery: a case series," (eng), *BMC ophthalmology*, vol. 17, no. 1, p. 3, 2017.
- [78] Hirnschall et al., "Evaluation of Factors Influencing the Remaining Astigmatism After Toric Intraocular Lens Implantation," no. 30, pp. 394–400, 2014.

- [79] F. T. A. Kretz, H. Son, S. Liebing, T. Tandogan, and G. U. Auffarth, "Einfluss einer asphärischen, aberrationskorrigierenden, monofokalen IOL auf die Patientenzufriedenheit im Rahmen der alltäglichen Tätigkeiten: Heidelberger "Daily-Tasks-Evaluation"-Fragebogen," (ger), *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*, vol. 232, no. 8, pp. 940–946, 2015.
- [80] D. Calladine, J. R. Evans, S. Shah, and M. Leyland, "Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction," (eng), *Sao Paulo medical journal = Revista paulista de medicina*, vol. 133, no. 1, p. 68, 2015.
- [81] Garg, "Pearls of Presbyopic Lens Surgery," in *Mastering the presbyopic surgery lenses & phakic IOLs // Mastering the presbyopic surgery lenses and phakic iols*, Garg et al., Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008, pp. 129–133.
- [82] K. Hayashi, Hayashi H., Nakao F., and Hayashi F., "Correlation between Pupillary Size and Intraocular Lens Decentration and Visual Acuity of a Zonal-progressive Multifocal Lens and a Monofocal Lens," *Ophthalmology*, vol. 108, no. 11, pp. 2011–2018, 2001.
- [83] P.R. Hagen, "Special Ambulante Augen-OP: Variante Comfort Blended Vision erlegen," *Ophthalmologische Nachrichten*, 05.2017, pp. 9–10, 2017.
- [84] S. Baumler, H. Anhalm, M. F. Mier, and C. H. Meyer, "Langzeitergebnisse nach Implantation apodisiert diffraktiver versus progressiv refraktiver Multi-Zonen-Intraokularlinsen nach Kataraktoperation," (ger), *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*, vol. 230, no. 8, pp. 791–795, 2013.
- [85] T. Kohnen, *Refraktive Chirurgie*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011.
- [86] C. Herbers *et al.*, "Die Beurteilung einer Small-Apertur Intraokularlinse als Mix&Match Kombination mit einer EDoF Intraokularlinse," 2019.
- [87] McKelvie, McArdle, and McGhee, "The Influence of Tilt, Decentration, and Pupil Size on the Higher-Order Aberration Profile of Aspheric Intraocular Lenses," *Ophthalmology*, no. 118, pp. 1724–1731, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ophtha.2011.02.025>, 2011.
- [88] Taketani, Matuura, Yukuwa, and Hara, "Influence of intraocular lens tilt and decentration on wavefront aberrations," *Cataract refractive Surgery*, no. 30, pp. 2158–2162, 2004.
- [89] Potvin, Kramer, Hardten, and Berdahl, "Toric intraocular lens orientation and residual refractive astigmatism: an analysis," *Clinical Ophthalmology*, no. 10, pp. 1829–1836, 2016.
- [90] Felipe, Artikas, Diez-Ajenjo, Garcia, and Alcocer, "Residual astigmatism produced by toric intraocular lens rotation," *Cataract refractive Surgery*, no. 10, pp. 1895–1901, 2011.
- [91] Mainster and Sparrow, "How much blue light should an IOL transmit?," *Ophthalmology*, no. 87, pp. 1523–1529, 2003.

- [92] K. Camenzind, *Research Journal*. [Online] Available: <http://laser.physics.sunysb.edu/~kathy/journal/>. Accessed on: Jul. 01 2017.
- [93] Edmund Optics. [Online] Available: <https://www.edmundoptics.de/optics/optical-lenses/cylinder-lenses/laser-line-generator-lenses/1910/>. Accessed on: Jul. 01 2017.
- [94] Böhm and Zein, "Linienlaser für die 3D-Automatisierungstechnik: Laser," *Photonik*, pp. 38–40, 2014.
- [95] CeNing Optics, *Powell Lenses*. [Online] Available: http://www.cn-optics.com/products/Lenses_powell.asp. Accessed on: Jul. 01 2017.
- [96] J. Eichler, D. Köchel, L., & Eppich, B., "Die Strahlqualität von Lasern - Wie bestimmt man Beugungsmaßzahl und Strahldurchmesser in der Praxis?," *Laser Technik Journal*, vol. 1, no. 2, pp. 63–66, http://onlinelibrary.wiley.com/store/10.1002/latj.200790019/asset/63_ft.pdf?v=1&t=j5297avt&s=5b6d3f2af2856932f29dabecc0bb636c2df59f5, 2004.
- [97] G. U. Auffarth and D. J. Apple, "Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen," *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 98, no. 11, pp. 1017–1031, 2001.
- [98] T. Kohnen, A. Strenger, and O. K. Klaproth, "Basic knowledge of refractive surgery: Correction of refractive errors using modern surgical procedures," (eng), *Deutsches Arzteblatt international*, vol. 105, no. 9, 163-70; quiz 170-2, 2008.
- [99] D. R. H. Breyer *et al.*, "Multifocal Intraocular Lenses and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses," (eng), *Asia-Pacific journal of ophthalmology (Philadelphia, Pa.)*, vol. 6, no. 4, pp. 339–349, 2017.
- [100] U. Mester, T. Sauer, and H. Kaymak, "Decentration and tilt of a single-piece aspheric intraocular lens compared with the lens position in young phakic eyes," (eng), *Journal of cataract and refractive surgery*, vol. 35, no. 3, pp. 485–490, 2009.
- [101] Mutlu, Bilge, Altinsoy, and Yumusak, "The Role of Capsulotomy and Intraocular Lens Type on Tilt and Decentration of Polymethylmethacrylate and Foldable Acrylic Lenses," *Ophthalmologica*, no. 212, pp. 359–362, 1998.
- [102] M. A. Woodward, J. B. Randleman, and R. D. Stulting, "Dissatisfaction after multifocal intraocular lens implantation," (eng), *Journal of cataract and refractive surgery*, vol. 35, no. 6, pp. 992–997, 2009.
- [103] C. Akkin, S. A. Ozler, and J. Menten, "Tilt and decentration of bag-fixated intraocular lenses: a comparative study between capsulorhexis and envelope techniques," (eng), *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology*, vol. 87, no. 3, pp. 199–209, 1994.

- [104] J. Korynta, J. Bok, and J. Cendelin, "Changes in refraction induced by change in intraocular lens position," (eng), *Journal of refractive and corneal surgery*, vol. 10, no. 5, pp. 556–564, 1994.
- [105] Kasthurirangan, Feuchter, Smith, and Nixon, "Software-Based Evaluation of Toric IOL Orientation in a Multicenter Clinical Study," *Refractive Surgery*, no. 30, pp. 820–826, 2014.
- [106] H. A. Weeber, C. Cánovas, A. Alarcón, and P. A. Piers, "Laboratory-Measured MTF of IOLs and Clinical Performance," (eng), *Journal of refractive surgery (Thorofare, N.J. : 1995)*, vol. 32, no. 3, pp. 211–212, 2016.
- [107] R. Khoramnia *et al.*, "Optische Qualität dreier trifokaler Intraokularlinsenmodelle: Vergleich an der optischen Bank," (ger), *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*, vol. 115, no. 1, pp. 21–28, 2018.
- [108] F. Vega, F. Alba-Bueno, and M. S. Millan, "Energy efficiency of a new trifocal intraocular lens," *JEOS:RP*, vol. 9, 2014.
- [109] R. Bellucci, S. Morselli, and V. Pucci, "Spherical aberration and coma with an aspherical and a spherical intraocular lens in normal age-matched eyes," (eng), *Journal of cataract and refractive surgery*, vol. 33, no. 2, pp. 203–209, 2007.
- [110] H. Pau, W. Böke, and T. Axenfeld, Eds., *Lehrbuch und Atlas der Augenheilkunde*, 12th ed. Stuttgart: Fischer, 1980.
- [111] J. T. Holladay, P. A. Piers, G. Koranyi, M. van der Mooren, and N. E. S. Norrby, "A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes," (eng), *Journal of refractive surgery (Thorofare, N.J. : 1995)*, vol. 18, no. 6, pp. 683–691, 2002.
- [112] S. Reiss *et al.*, "Optimisation of the visualisation technique for optical paths through intraocular lenses for characterisation of multifocal imaging properties of Fresnel-zone plates," (ger), *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*, vol. 231, no. 12, pp. 1183–1186, 2014.

Erklärung I

Ich erkläre, dass ich die eingereichte Dissertation selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet und diesen Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Julia Forbrig

Leipzig, Juni 2020

Erklärung II

Hiermit erkläre ich, dass ich mich bisher noch keinem Promotionsverfahren unterzogen oder um eine Zulassung zu solchem beworben habe. Die eingereichte Schrift wurde an keiner anderen Hochschule vorgelegt.

Julia Forbrig

Leipzig, Juni 2020

Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name:	Forbrig, Julia
Anschrift:	Thomasiusstraße 14, 04177 Leipzig
Telefon:	01626544065
E-Mail:	julia.forbrig@web.de
Geburtsort & -datum	Wismar, 16.05.1990

Studium/ Schulausbildung

Schulabschluss	Abitur
09/2000 – 07/2009	Gymnasium am Tannenberg
08/2006 – 06/2007	USA-Austauschprogramm, Virden High School
09/1996 – 08/2000	Grundschule Proseken
Hochschulbildung	
04/2009 – dato	Promotion zum Thema „Optimierung der Visualisierung von Strahlenverläufen durch Intraokularlinsen und natürliche Linsen“
09/2005 – 11/2016	Medizinstudium an der Universität Rostock
01/2017 – 10/2016	Promotionsstudium

Praktische Erfahrungen

Arbeitserfahrungen	Facharztausbildung
01/2021 – dato	Facharztausbildung am Klinikum Chemnitz
10/2017 - 12/2020	Facharztausbildung im Augenzentrum am Johannisplatz Leipzig
Praktisches Jahr	
11/2015 - 02/2016	Helioskliniken Schwerin, Augenheilkunde
03/2016 - 04/2016	Sana HanseKlinikum Wismar, Chirurgie
05/2016 - 06/2016	Sackler University Hospital Tel Aviv, Plastische Chirurgie
07/2016 - 10/2016	Sana Hanse-Klinikum Wismar, Innere Medizin

Eigene Publikationen

- **Optimierung der Visualisierungstechnik für Strahlenverläufe durch Intraokularlinsen zur Charakterisierung multifokaler Abbildungseigenschaften von Fresnel-Zonenplatten**

Erschienen im klinischen Monatsblatt der Augenheilkunde 2014

Julia Forbrig

Leipzig, Juni 2020

Danksagung

Hiermit bedanke ich mich herzlich bei meinem Doktorvater Prof. Oliver Stachs vom Institut für Augenheilkunde der Universität Rostock für die gute Betreuung, für die fachliche Beratung und das aufgebrachte Verständnis.

Ein weiterer Dank geht an Prof. Stephan Reiss von der Beuth Hochschule für Technik in Berlin für die tatkräftige und zeitintensive Unterstützung im Labor.

Bei Carolin Engel, Ludwig Schulz und Lena Forbrig bedanke ich mich für das Kontrolllesen der Arbeit und zahlreichen hilfreiche Tipps.

Weiterhin bedanke ich mich bei Dr. Karsten Winter von der Universität Leipzig für die vorliegende Bild- und Datenanalyse, sowie bei dem Leibniz-Institut für Nutztierbiologie in Dummerstorf, welches mir die zahlreichen natürlichen Linsen zur Verfügung gestellt hat.

Bei meiner Familie und Freunden bedanke ich mich ebenfalls für die moralische Unterstützung.