

Aus dem Institut für Experimentelle Ophthalmologie
Universität des Saarlandes,
Homburg/Saar
(Professor Dr. A. Langenbacher)

**Vorhersagemodell für die Dezentrierung und Verkippung
von Intraokularlinsen**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der
medizinischen Fakultät
der
Universität des Saarlandes

2021

vorgelegt von
Loay Daas,
geboren am 24.11.1980 in Kfar-Saba

Tag der Promotion: 21. September 2021
Dekan: Univ.-Prof. Dr. Michael D. Menger
Berichterstatter: Prof. Dr. Achim Langenbucher
Prof. Dr. Stefan Wagenpfeil

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
1.1	Zusammenfassung	1
1.1.1	Hintergrund	1
1.1.2	Patienten und Methoden.....	1
1.1.3	Ergebnisse	1
1.1.4	Schlussfolgerungen	2
1.2	Summary	3
1.2.1	Purpose.....	3
1.2.2	Patients and Methods	3
1.2.3	Results.....	3
1.2.4	Conclusions.....	3
2	EINLEITUNG.....	4
2.1	Kataraktformen.....	4
2.2	Operations-Technik.....	8
2.2.1	Schnittkonfiguration.....	13
2.2.2	Epidemiologie	15
2.3	Geschichte und Entwicklung der Intraokularlinsen (IOL).....	16
2.3.1	Linsenmaterialien.....	20
2.3.2	Faltbare Intraokularlinsen (IOL)	21
2.3.3	Linsendesign	22
2.4	Eigene Fragestellung	28
3	PATIENTEN UND METHODIK	29
3.1	Patienten.....	29
3.2	Studiendesign	29
3.3	Einschlusskriterien	33
3.4	Anamnese und Spaltlampenuntersuchung	34
3.5	Ausschlusskriterien	34
3.6	Verwendete Untersuchungsmethoden	35
3.6.1	IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland)	35
3.6.2	Vorderaugenabschnitts-OCT (CASIA 2, Tomey, Nagoya, Japan)	38

3.7	Optische Aberrationen	40
3.7.1	Aberrationen niederer Ordnung (Low Order Aberrations, LOAs)	41
3.7.2	Aberrationen höherer Ordnung (High Order Aberrations, HOAs)	43
3.7.3	Maßzahlen für optische Aberrationen (Wellenoptische Maßzahlen)	47
3.8	Statistische Methode	50
4	ERGEBNISSE	52
4.1	Deskriptive Statistik	52
4.1.1	Demographische Daten	52
4.1.2	Biometrie-Daten (IOL-Master 500, Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland)	52
4.1.3	Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (Teil 1)	52
4.1.4	Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (Teil 2)	54
4.1.5	Prä- und postoperativer Vergleich der Linsenposition	57
4.1.6	Refraktion und Visus	60
4.2	Darstellung der Vorhersagemodelle	60
4.2.1	Modell 1	61
4.2.2	Modell 2	62
4.2.3	Modell 3	64
4.2.4	Modell 4	65
4.2.5	Modell 5	67
4.2.6	Modell 6	68
4.2.7	Modell 7	69
4.2.8	Modell 8	70
4.2.9	Modell 9	72
4.3	Nichtparametrische Korrelationen	73
5	DISKUSSION	77
6	PRAKTISCHE SCHLUSSFOLGERUNGEN	83
7	LITERATURVERZEICHNIS	84
8	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	92
9	DANKSAGUNG	94
10	PUBLIKATIONEN	95
11	LEBENS LAUF	100

1 ZUSAMMENFASSUNG

1.1 Zusammenfassung

1.1.1 Hintergrund

Besonders bei asphärischen oder multifokalen Kunstlinsen beeinträchtigen, Dezentrierung und Verkipfung von Intraokularlinsen (IOL) die Abbildungsqualität des Auges. Das Ziel dieser Arbeit war es, ein Vorhersagemodell für die Verkipfung und Dezentrierung der IOL auf der Basis der präoperativen Biometrie und Position der eigenen Linse abzuleiten.

1.1.2 Patienten und Methoden

In dieser retrospektiven Pilotstudie wurden 80 Augen (Altersdurchschnitt der Patienten 67 ± 12 Jahre) nach einer komplikationslosen Katarakt-Operation eingeschlossen. Bei allen eingeschlossenen Patienten wurde eine einstückige asphärische HOYA-Kunstlinse (Vivonex iSert XY1) implantiert. Präoperativ wurde die Biometrie (Achsenlänge, Vorderkammertiefe, Mittelwert der Keratometerwerte und Zylinder) mittels IOL-Master 500, sowie die mittels Vorderaugenabschnitts-OCT (CASIA 2) gemessene Position der eigenen Linse (Dezentrierung und Verkipfung) erfasst. Im Mittel $31 \pm 6,1$ Tage postoperativ wurde die Position der Kunstlinse (Dezentrierung und Verkipfung) mit dem CASIA 2 erneut gemessen. Für die Definition der Vorhersage wurde eine automatische lineare Modellierung im Sinne eines Regressionsansatzes verwendet (Zielgrößen: IOL-Dezentrierung und -Verkipfung, Prädiktoren: Biometriedaten und präoperative Position der eigenen Linse).

1.1.3 Ergebnisse

Die Achsenlänge, Vorderkammertiefe, Mittelwert der Keratometerwerte und Zylinder in der präoperativen Biometrie wurden im Mittel mit $23,6 \pm 1,1$ mm / $3,0 \pm 0,3$ mm / $43,0 \pm 1,4$ Dioptrien / $0,7 \pm 1,4$ Dioptrien gemessen. Die Dezentrierung bzw. Verkipfung der eigenen Linse lag präoperativ im Mittel bei $0,2 \pm 0,1$ mm (0,0 - 0,5) bzw. $5,7 \pm 1,5^\circ$ ($1,0 \pm 9,1^\circ$). Die Dezentrierung bzw. Verkipfung der IOL lag postoperativ im Mittel bei $0,2 \pm 0,1$ mm (0,0 - 1,0) bzw. $5,8 \pm 1,5^\circ$ ($1,2 \pm 9,2^\circ$). Die Dezentrierung der IOL konnte am besten durch den präoperativen AL und DM - mit einem Bestimmtheitsmaß nicht besser als 13,5% - beschrieben werden. Die Verkipfung der IOL konnte durch die präoperative Linsenverkipfung - mit einem Bestimmtheitsmaß von 53,4% - beschrieben werden. Des Weiteren zeigt die eigene Linse sowohl eine vermehrte kaudale und temporale Dezentrierung entlang der y-Achse und x-Achse sowie außerdem, eine Verkipfung des kaudalen und nasalen Teiles der eigenen Linse nach vorne (Richtung Iris).

1.1.4 Schlussfolgerungen

Auf der Basis der präoperativen Biometriedaten lässt sich die Verkipfung mit einem Bestimmtheitsmaß von 53,4% deutlich besser modellieren als die Dezentrierung. Dieses Modell wird in Zukunft mit einer erheblich größeren Stichprobe und für unterschiedliche IOL validiert und weiter verbessert.

1.2 Summary

1.2.1 Purpose

Decentration and tilt of intraocular lenses (IOLs) impair the imaging quality of the eye, especially in aspherical or multifocal IOLs. The aim of this work was to derive a predictive model for IOL tilt and decentration based on preoperative biometry and position of the crystalline lens.

1.2.2 Patients and Methods

In this retrospective pilot study, 80 eyes (average age 67 ± 12 years) were included after uneventful cataract surgery. All patients were implanted with a one-piece aspheric HOYA-IOL (Vivonex iSert XY1). Preoperatively, biometry (axis length, anterior chamber depth, mean of keratometry values and cylinder) was recorded by IOL Master 500 and the position of the own lens (decentration and tilt) was measured by anterior segment OCT (CASIA 2). On average 31 ± 6.1 days postoperatively, the position of the IOL (decentration and tilt) was measured again with CASIA 2. For the definition of the prediction, an automatic linear modeling in terms of a regression approach was used (target variables: IOL decentration and tilting, predictors: biometric data and preoperative position of the own lens)

1.2.3 Results

Axis length, anterior chamber depth, mean of keratometry values and cylinder in the preoperative biometry were measured at an average of 23.6 ± 1.1 mm / 3.0 ± 0.3 mm / 43.0 ± 1.4 diopters / 0.7 ± 1.4 diopters. Preoperatively, the decentration or tilt of the patient's own lens was 0.2 ± 0.1 mm (0.0 - 0.5) and $5.7 \pm 1.5^\circ$ ($1.0 \pm 9.1^\circ$) on average. Postoperatively, the decentration or tilt of the IOL averaged 0.2 ± 0.1 mm (0.0 - 1.0) and $5.8 \pm 1.5^\circ$ ($1.2 \pm 9.2^\circ$), respectively. The decentration of the IOL could be best described by the preoperative AL and DM - with a coefficient of determination not better than 13.5%. The IOL tilt could be described by the preoperative lens tilt - with a measure of 53.4%.

Furthermore, the own lens shows an increased caudal as well as temporal decentration along the y-axis and x-axis as well as a tilting of the caudal and nasal part of the own lens towards the iris.

1.2.4 Conclusions

The tilt of the IOL can be modelled with a coefficient of determination of 53.4% much better than the decentration on the basis of preoperative biometric data. This model will be validated and further improved in the future with a considerably larger sample and for different IOL.

2 EINLEITUNG

Die gesunde Linse ist transparent. Jede kongenitale oder erworbene Trübung in der Linsenkapsel, der Linsenrinde oder dem Kern wird, unabhängig von ihren Auswirkungen auf das Sehen, als Katarakt bewertet und beeinträchtigt die funktionelle Sehqualität. Die altersabhängige Katarakt (Cataracta senilis) wird nach ihrer Morphologie und nach ihrer Reife klassifiziert. Die Katarakt stellt die weltweit häufigste Erblindungsursache dar [111].

Nach neuestem Kenntnisstand kann die Katarakt nicht konservativ behandelt werden, sondern erfordert einen operativen Eingriff. Die Operation des grauen Stars ist einer der ältesten operativen Eingriffe in der Geschichte der Augenheilkunde und der Geschichte der Medizin überhaupt. Der Begriff "Katarakt" entwickelte sich im Mittelalter aus den lateinischen Übersetzungen der antiken griechischen und arabischen Schriften.

Der Star (griechisch = suffusio = Untergießung) wurde bei den Arabern mit dem Begriff ma (=Wasser) oder ausführlicher al-ma'an-nazil fi'l ain, d.h. "Wasser, das herabsteigt in das Auge" beschrieben. Hieraus ist der mittelalterliche Name "cataracta" (=Wasserfall) entstanden. So lautet zum Beispiel in der Übersetzung des arabischen Buches über Chirurgie nach Abulquasim (II. Band) die Überschrift des 23. Kapitels: "de cura aquae quae decendit in oculi vel Kataracta" [10,47]. Im medizinischen Sprachgebrauch wird die lateinisierte feminine Form (die Katarakt) benutzt. Man glaubte früher, dass die Katarakt eine Art geronnene Flüssigkeit sei, die aus dem Gehirn entstammt und sich hinter der Pupille nach unten ergießt. Im deutschsprachigen Raum wird hauptsächlich der Ausdruck des „grauen Stars“ benutzt. Dieser Begriff ist auf den „starren“ Blick der Erkrankten bei vollständiger Erblindung zurückzuführen [42].

2.1 Kataraktformen

Über 99% der Katarakte sind erworben, lediglich weniger als ein Prozent gehören zu den kongenitalen Katarakten. Bei den erworbenen Katarakten macht der Altersstar (Cataracta senilis) mit etwa 90% den Hauptanteil aus.

Eine Möglichkeit der Unterscheidung besteht in der unterschiedlichen Lokalisation der Linsentrübungen:

- Cataracta nuclearis (Kernkatarakt, etwa 30%) (Abbildung 1), kommt besonders bei höherer Myopie vor. Die Kernkatarakt schreitet nur langsam fort (relativ späte Visusbeeinträchtigung) und das Nahsehvermögen bleibt durch **lentogene Myopisierung** relativ lange intakt. Sie nimmt eine gelblich-bräunliche Färbung an (Cataracta nuclearis brunescens). Dies kann über eine rötlich-bräunliche bis hin zu einer fast schwarzen Verfärbung der ganzen Linse führen (Cataracta nigra).

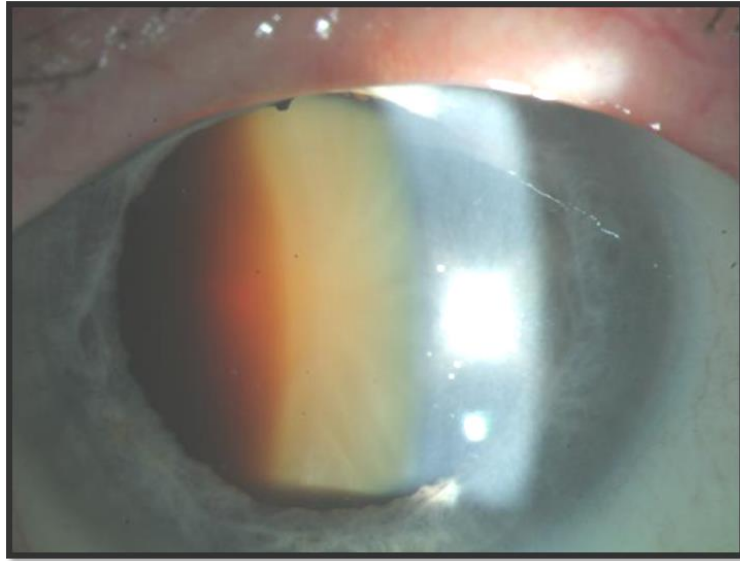


Abbildung 1: Kernkatarakt (*Cataracta nuclearis, brunescens*): Gelblich-bräunliche Färbung des Linsenkerns.

- Cataracta corticalis anterior und posterior (ca. 50%), bzw. Rindenkatarakt, ist gekennzeichnet durch frühzeitige Visusbeeinträchtigung, durch **Hyperopisierung** (erworbene Hyperopie) ist der Fernvisus weniger beeinträchtigt als der Nahvisus. Die Rindenkatarakt schreitet schneller voran als die Kerntürbung. Spaltlampenmikroskopisch zeigen sich kleine Vakuolen in der Rinde, Wasserspalten, d.h. radiär angeordnete flüssigkeitsgefüllte Spalten zwischen einzelnen Fasern, die Separation einzelner Lamellen und *Cataracta cuneiformis*: Speichenförmige Türbungen, die von der Peripherie der Linse ausgehen.
- Cataracta subcapsularis posterior (etwa 20%) ist eine hintere Schalentürbung und eine Sonderform der Rindentürbung, die in der optischen Achse beginnt. Die *Cataracta subcapsularis posterior* führt frühzeitig und rasch zu erheblicher Visusherabsetzung, wobei der Nahvisus oft bedeutend schlechter ist als der Fernvisus (*Nahmiosis*), da der bildseitige Knotenpunkt der optischen Abbildung im optischen Strahlengang des Auges betroffen ist, was zu erhöhter Lichtstreuung führt. Pupillenerweiternde Augentropfen führen im frühen Stadium bei dieser Kataraktform zu einer Visusverbesserung.
- Cataracta matura (Abbildung 2) ist gekennzeichnet durch eine diffus-weiße Linse aufgrund *vollständiger Eintrübung der Rinde*. Ein gelber Linsenkern wird spaltlampenmikroskopisch oft noch schemenhaft erkannt. Bei erhöhtem Wassergehalt kann eine mature Linse „anschwellen“ und erhält einen Seidenglanz (*Cataracta intumescens* – die Linsenkapsel steht unter Druck, perlmuttartiges Erscheinungsbild). Durch die Zunahme der Linsendicke erhöht sich der Pupillarwiderstand mit der Gefahr eines Winkelblockglaukoms. Die Sehkraft ist auf Lichtwahrnehmung reduziert, der Einblick ins Auge ist nicht mehr möglich.

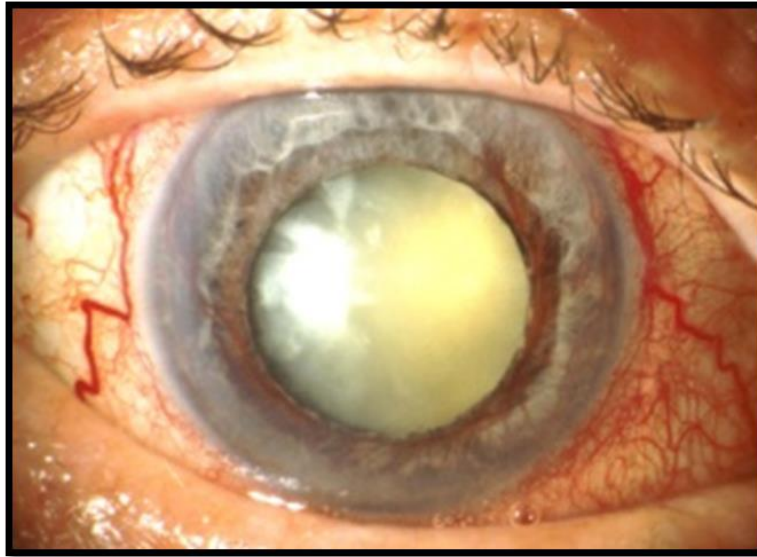


Abbildung 2: *Cataracta matura* (reifer Altersstar).

- Cataracta hypermatura (Abbildung 3), wenn eine mature Katarakt unter vollständiger Verflüssigung der Rinde fortschreitet, sinkt der dichte braune Linsenkern in der Kapsel nach unten ab, sein oberer Rand wird im Pupillargebiet sichtbar und hebt sich als dunkelbraune Silhouette von der ihn umgebenden grauweißen Rinde ab. Der Spannungszustand der Linsenkapsel lässt nach; der erschlaffende und schließlich gewellte Kapselsack enthält, die „festen“ Bestandteile sinken ab. Dieser als *Cataracta Morgagni* bezeichnete Zustand ist die Endphase einer in der Regel mindestens 2 Jahrzehnte langen Kataraktentwicklung. Dies lässt einen ungefähren Rückschluss auf die Entstehungszeit zu. Bei *Cataracta matura* und *hypermatura* stellt eine rechtzeitige Kataraktextraktion nicht nur den Visus wieder her, sondern verhindert auch die Ausbildung eines phakolytischen Glaukoms und ermöglicht auch dem Augenarzt wieder den diagnostischen Blick ins Auge.

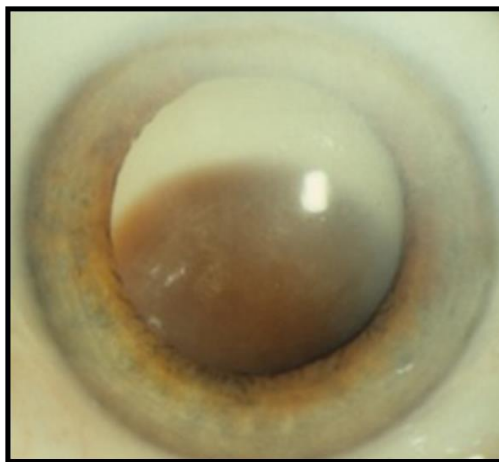


Abbildung 3: *Cataracta hypermatura* (überreifer Altersstar): Der braune Kern ist in der verflüssigten Rinde abgesunken.

- Cataracta zonularis (Abbildung 4), entsteht durch Trübungen innerhalb einer einzigen Linsenfaserschicht. Sie sind oft nur äquatorial als sog. "Reiterchen" wahrnehmbar.

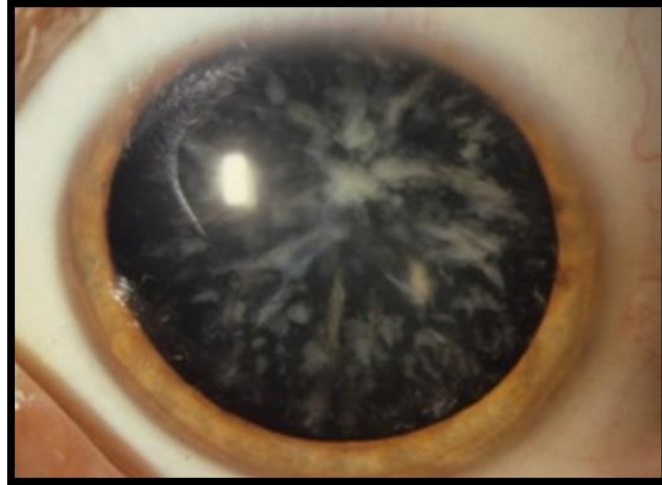


Abbildung 4: *Cataracta zonularis* (Schichtstar): Die Linsentrübungen befinden sich als sog. "Reiterchen" nur in einer Schicht der Linsenfasern.

- Cataracta coronaria entsteht durch feine, radiär im Äquatorbereich angeordnete Trübungen.
- Cataracta coerulea entsteht durch feine, runde bis keulenförmige bläuliche periphere Trübungen der Linse.

Die meisten familiären Linsentrübungen führen nicht zu einer optischen Beeinträchtigung und sind nicht progressiv.

Eine weitere Einteilung erfolgt nach dem Reifestadium der Katarakt:

- bei *Cataracta incipiens* ist die Sehschärfe noch voll erhalten (Visus 0,8 - 1,0).
- eine *Cataracta immatura* ist gekennzeichnet durch einen bereits herabgesetzten Visus (0,4 - 0,5).
- bei *Cataracta provecta* ist der Visus auf 1/50 - 0,1 herabgesetzt.
- bei *Cataracta matura* können lediglich noch Handbewegungen vor dem Auge und der Unterschied zwischen hell und dunkel wahrgenommen werden. Die Linse ist völlig getrübt.
- eine *Cataracta hypermatura* kommt meist nur im höheren Lebensalter vor und zeichnet sich durch ein Absacken des harten Linsenkeims innerhalb der Linsenkapsel im verflüssigten Kortex aus [69].

2.2 Operations-Technik

Durch die Kataraktextraktion gewinnt der Patient an Sehschärfe, es wird dadurch die Ausbildung eines phakolytischen Glaukoms verhindert und sie ermöglicht auch dem Augenarzt eine bessere Beurteilbarkeit des Augenhintergrunds. Vor der Phakoemulsifikation war die Kataraktoperation mit einem zehntägigen Krankenhausaufenthalt und einigen Monaten Wartezeit zur Anpassung von Stargläsern verbunden. In den 60er und 70er Jahren revolutionierte Charles Kelman mit der Phakoemulsifikation die Kataraktchirurgie. Unter Phakoemulsifikation versteht man die Fragmentierung und das Absaugen des Linsenkerns mittels einer mit Ultraschall angeregten Kanüle und einer Saugspülvorrichtung. Die Idee kam Charles Kelman bei einem Zahnarztbesuch, als er eine Ultraschallnadel sah. Im Jahr 1964 operierte er den ersten Patienten mit der Technik der Phakoemulsifikation [10,58]. Bis 1973 wurden in den USA nur 3500 Operationen dieser Art durchgeführt. Bereits 1996 erfolgten 97% aller (etwa 1,2 Millionen) Kataraktoperationen mittels Phakoemulsifikation. Im Verlauf konnten die Patienten bereits nach 1-2 Tagen wieder ganz normal ihren Alltag aufnehmen [10]. Heute werden die Kataraktoperationen meistens ambulant durchgeführt; in den USA zu 99%, in der EU zu 84% [13]. Gimbel und Neuhann führten gegen Ende der Achtziger die Kapsulorhexistechnik ein (Abbildung 5a, 5b). Das war ein Meilenstein der Intraokularlinsen Chirurgie und Basis für die standardisierte Implantation der kapselfixierten Hinterkammerlinsen [40,83].

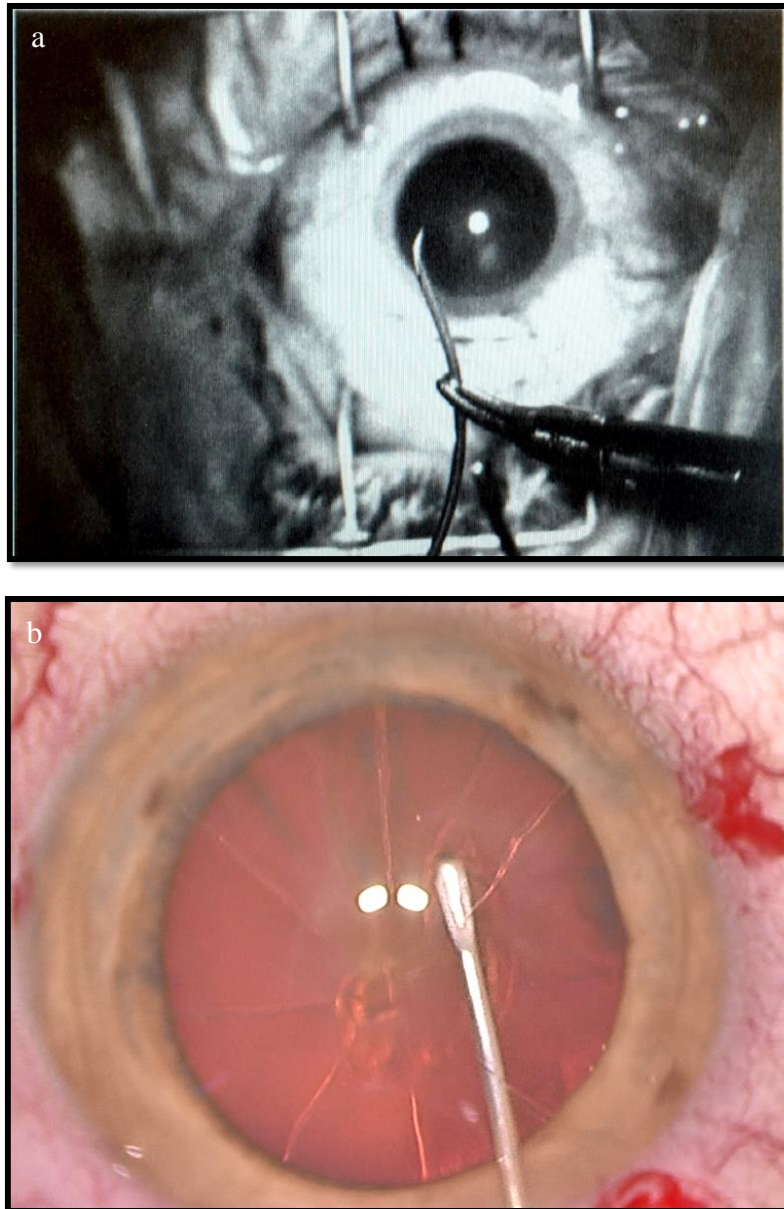


Abbildung 5a, 5b: (a) Fertig gebogene Einmalkanüle Nr. 16 [83]. (b) Intraoperative Aufnahme einer Kapsulorhexis während einer Katarakt-Operation bei Zustand nach radiären Keratotomien.

Die extrakapsuläre Kataraktextraktion entwickelte sich Anfang der neunziger Jahre zur sogenannten “Capsular surgery“. Dieser Begriff umfasst folgende Operationstechniken [10]:

1. Inzision: clear cornea incision (CCI)
2. Kapseleröffnung: Kapsulorhexis
3. Linsenentfernung: Hydrodissektion, Hydrodelineation, Phakoemulsifikation
4. Linsenimplantation
5. Hilfsmittel: Viskoelastika zum Hornhautendothelschutz und zum Stabilisieren der Vorderkammer bzw. des Kapselsackes.

Präoperativ wird die Pupille medikamentös erweitert. Aufgrund der postoperativen Wundstabilität und der besseren postoperativen Ergebnisse werden zumeist selbstabdichtende, nahtlose Tunnelschnitte angewandt. Des Weiteren kann bei einem kornealen Astigmatismus durch Lokalisation des Hauptschnittes auf dem steilen Meridian eine Verringerung der Hornhautverkrümmung erfolgen [104]. Moderne Operationstechniken streben eine Hauptinzisions-Breite kleiner als 3,0 mm an.

Die extrakapsuläre Kataraktextraktion (ECCE) bedeutet, dass der hintere Anteil der Linsenkapsel ("Hinterkapsel", Kapselsack) erhalten bleibt. Der Linsenkern wird entweder durch ultraschallgetriebene Linsenkernfragmentierung "Phakoemulsifikation" oder durch Expression des Kerns mit nachfolgendem Absaugen der Rinde entfernt. Folgende Techniken werden heute beim Erwachsenen ausgeführt:

Phakoemulsifikation mit ultraschallgetriebener Linsenkernfragmentierung: Dies ist die von den meisten Operateuren bevorzugte Technik. Durch die klare Hornhaut eröffnet man die Vorderkammer meist mit einer CCI, die bis 3,0 mm breit ist und sich am Ende der Operation ohne Naht ventilartig verschließt (Abbildung 6a). Dann folgt die Eröffnung der vorderen Linsenkapsel mittels Kanüle oder Mikropinzette "Kapsulorhexis" (Abbildung 6b). Anschließend wird der Linsenkern (griech. phakos = Linse) mit dem Ultraschallgerät zerkleinert (emulsifiziert) und abgesaugt (**Phakoemulsifikation**) (Abbildung 6c). Schließlich bleibt nur noch eine dünne Rinde auf der Oberfläche des Kapselsacks zurück. Diese wird mit einem Saug-Spül-Gerät (Irrigation-Aspiration) abgesaugt (Abbildung 6d), wobei die ca. 5 - 10 µm dicke, transparente Hinterkapsel unversehrt bleibt. Faltbare Hinterkammerlinsen (Intraokularlinse, IOL) können mit der Pinzette gefaltet oder auch in gerolltem Zustand über einen Injektor durch eine sehr kleine Öffnung (3,0 mm oder kleiner) in das Auge injiziert werden (Abbildung 6e) und entfalten sich dann im Auge (Abbildung 6f).

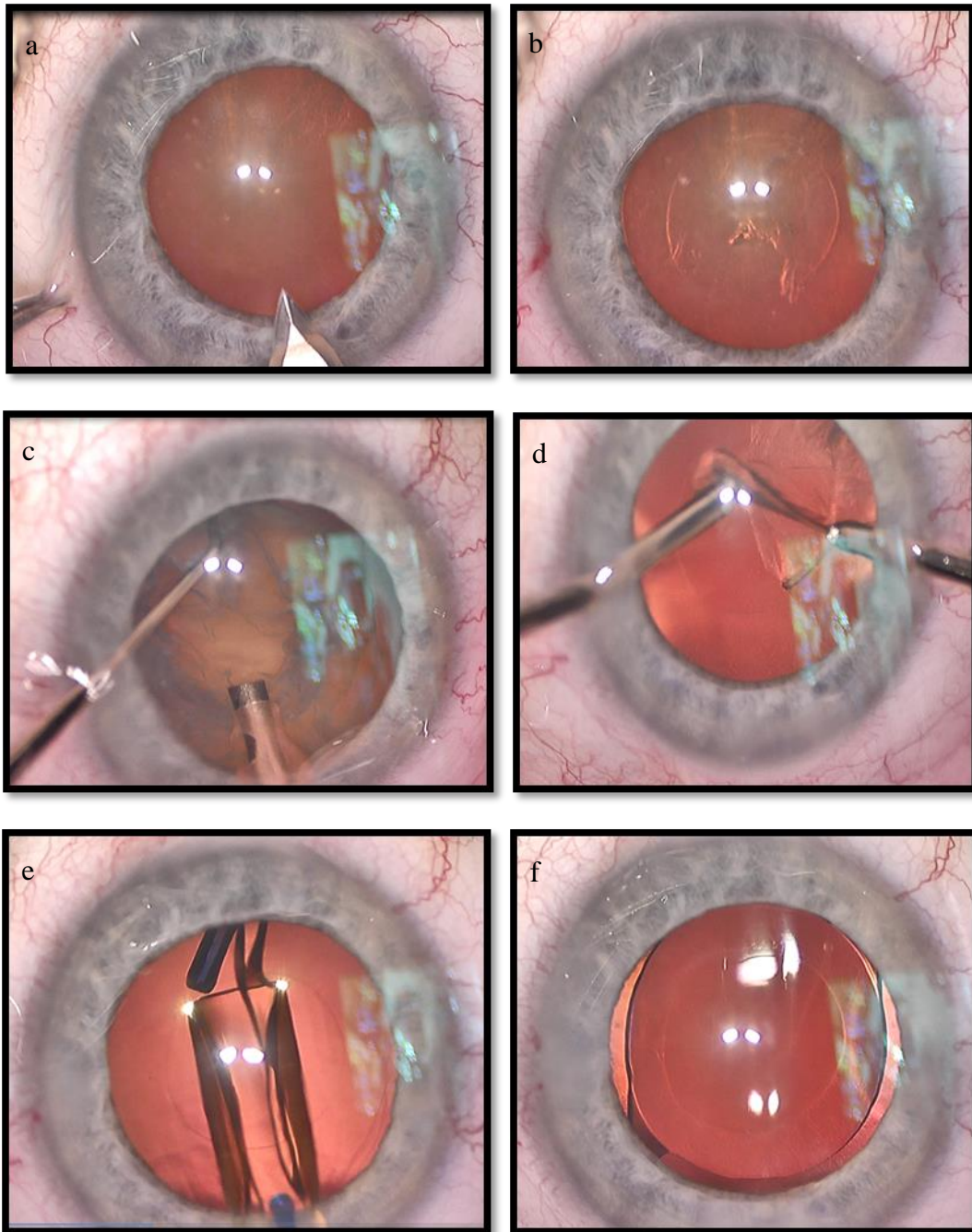


Abbildung 6a - 6f: Phakoemulsifikation mit Clear-Cornea-Technik und Implantation einer faltbaren IOL (HOYA). **(a)** Clear cornea incision (ICC, Hauptinzision), **(b)** Eröffnung der vorderen Linsenkapsel ("Kapsulorhexis"), **(c)** Zerkleinerung (Emulsifizierung) und Absaugung (Phakoemulsifikation) des Linsenkerne und Epinucleus. **(d)** Entfernung der dünnen Rinde auf der Oberfläche des Kapselsackes. **(e)** Implantation der faltbaren Intraokularlinse. **(f)** Entfaltung und Zentrierung der Intraokularlinse.

ECCE (Extrakapsuläre Kataraktextraktion) mit Expression des Kerns: Diese Operationstechnik kommt vor allem bei sehr harten, völlig getrübbten Linsenkernen zur Anwendung. Hierbei wird der Linsenkern als Ganzes aus dem Kapselsack mobilisiert und aus dem Augapfel exprimiert. Hierfür ist ein größerer Schnitt (6 - 9 mm) notwendig (Abbildung 7a, 7b, 7c) [42].

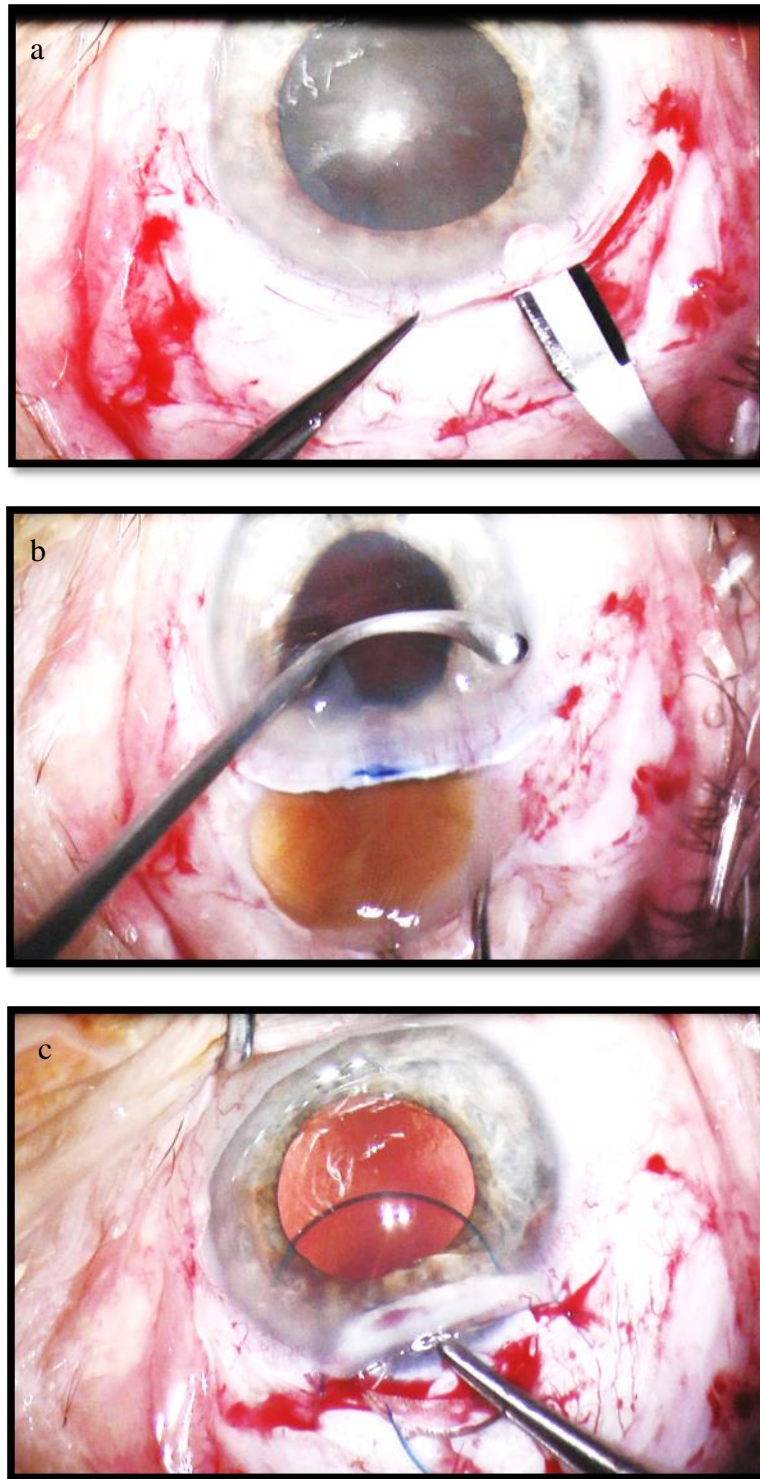


Abbildung 7a - 7c: (a) Sklerokornealer Schnitt, (b) Extrakapsuläre Kataraktextraktion, (c) Einsetzen einer IOL.

Femtosekundenlaser-assistierte Kataraktoperation: Im Jahr 2009 wurde von Zoltan Nagy in Budapest die erste Kataraktoperation mit einem bildgesteuerten Femtosekundenlaser durchgeführt [80]. Mittels Femtosekundenlaser werden die Kapsulotomie, die Linsenfragmentierung und korneale Inzisionen durchgeführt (Abbildung 8) [27].

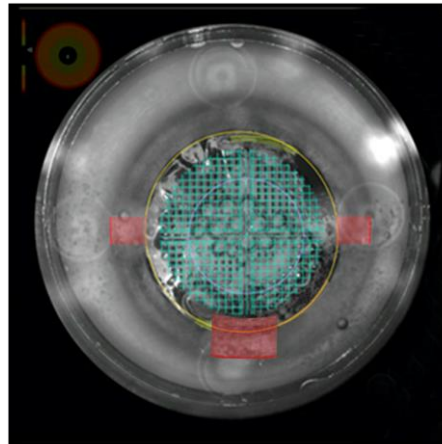


Abbildung 8: Femtosekundenlaserbehandlung mit Kapsulotomie, Linsenfragmentierung, Hauptschnitt und Parazentesen.

2.2.1 Schnittkonfiguration

Man unterscheidet zwischen drei verschiedenen Hauptinzisionen:

- Clear-cornea-Inzision (CCI)
- Limbokorneale Inzision (LCI)
- Sklerokorneale Inzision (SCI)

Die Breite der Inzision richtet sich im Allgemeinen nach dem Phakohandstück, dem ggf. zu exprimierenden Linsenkern (bei harten Linsen eher größerer Schnitt z.B. 3 mm) und der zu implantierenden Linse (IOL).

Clear-cornea-Inzision (CCI): Bei der Clear-cornea-Inzision liegt die Schnittführung anterior der Insertion der konjunktivalen Gefäße und ist eine häufige und schnelle Hauptinzision. Die Wunde ist selbstschließend und entweder gerade oder gestuft konfiguriert (Abbildung 9). Eine kontrollierte Vorwärtsbewegung des Keratoms ist bei der Durchführung der Hauptinzision sehr wichtig, um nicht die Linsenkapsel oder die Iris zu verletzen.

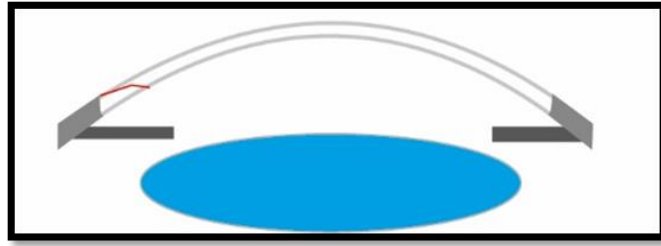


Abbildung 9: *Clear-cornea-Inzision.*

Mögliche Komplikationen sind eine undichte Wunde, ein zu breiter Tunnel, Perforation der anterioren Linsenkapsel sowie Abhebung des Endothels bzw. der Descemet-Membran. Um eine Verzerrung der Hornhaut zu minimieren, sollte die Stelle der Inzision eine natürliche und komfortable Haltung der Hand bei der Phakoemulsifikation ermöglichen. Bei tiefliegenden Augen, starker Vaskularisation der superioren Hornhaut oder Bindehaut, großem superioren Filterkissen oder Zustand nach marginaler Keratitis der superioren Hornhaut sollte die Hauptinzision temporal erfolgen [47].

Limbokorneale Inzision (LCI): Von einer limbokornealen Inzision wird gesprochen, wenn der Hauptschnitt durch die limbalen Gefäße geht [115]. Die sogenannte "limbal relaxing incision" wird an dem steilen Meridian der Hornhaut platziert, was im Idealfall zu einer Hornhautabflachung und Verringerung der astigmatischen Wirkung der Hornhaut führt [72], oder den Astigmatismus nur gering gegenüber dem Ausgangsbefund verändert.

Sklerokorneale Inzision (SCI): Von einer sklerokornealen Inzision (Abbildung 10) wird gesprochen, wenn der Hauptschnitt posterior der limbalen Gefäße durchgeführt wird. Diese wird bevorzugt, wenn größere Schnittbreiten in Sonderfällen erforderlich sind, wie z.B. bei Implantation einer nichtfaltbaren Linse. Vorteile sind eine gute Abdichtung sowie eine gute Wundheilung. Eine Konvertierung zur extrakapsulären Kataraktextraktion (ECCE) ist möglich. Nachteile sind der Zeitaufwand und die Notwendigkeit einer Diathermie [115].

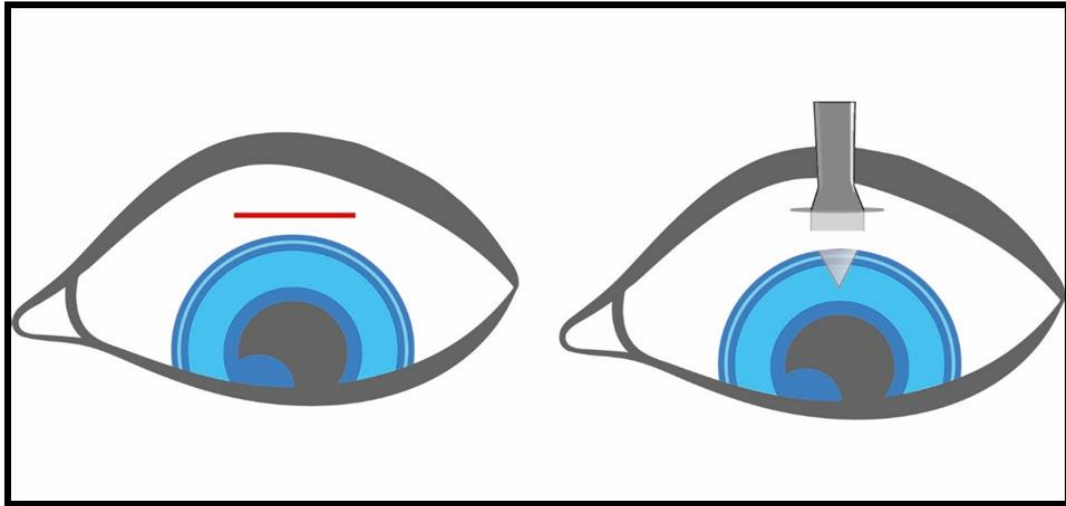


Abbildung 10: Skleraler Tunnelschnitt mit geradem Schnitt mittels abgewinkeltem Keratom.

2.2.2 Epidemiologie

Ein Meilenstein der Kataraktchirurgie gelang Sir Harold Ridley 1949 mit der Implantation der ersten IOL [8]. Die Auswertung von 251 Operationszentren mit 665 Operateuren in Deutschland ergab zu den Operationszahlen aus dem Jahr 2018 bei einer Teilnehmerquote von etwa 26% folgende Ergebnisse: insgesamt wurden 979257 intraokulare Eingriffe erfasst. Davon waren 366411 Kataraktoperationen (37,4%) (Abbildung 11) [110].

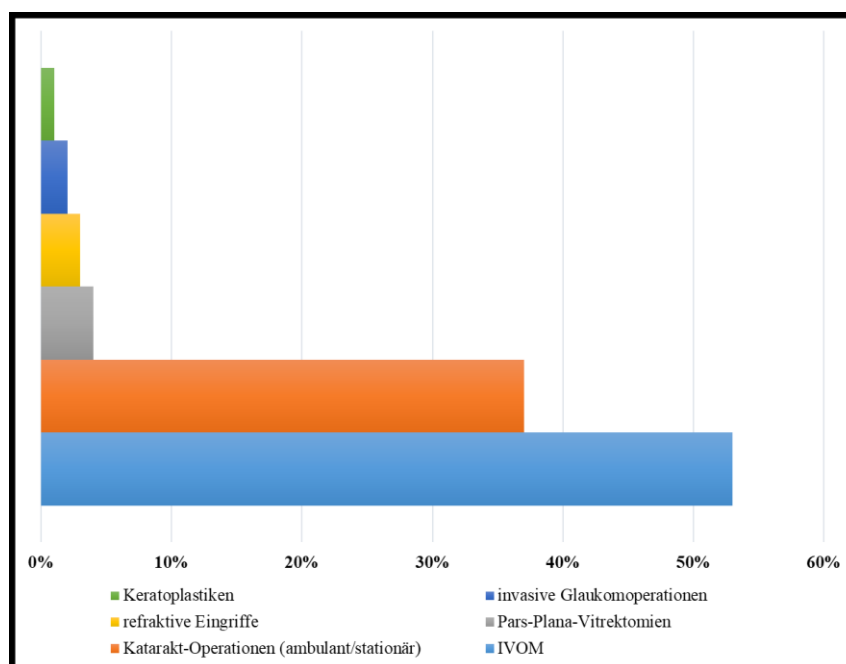


Abbildung 11: Gesamtzahl intraokularer Eingriffe (n= 979257).

Im Jahr 2017 waren die am häufigsten implantierten Linsen asphärisch (n=127001 (2017), 33%) [107–109], gefolgt von torischen Linsen (n=15857 (2018), 4,3 % Vorjahr 5%) und multifokalen Linsen (n=4171 (2018), 1,6% Vorjahr 3,4%). Von den 366411 Kataraktoperationen waren 6238 (1,7% (2018), Vorjahr 1,7%) Femtosekundenlaser-assistierte Kataraktoperationen [107–110].

2.3 Geschichte und Entwicklung der Intraokularlinsen (IOL)

Die Geschichte der IOL-Implantation ist im Vergleich zur Staroperation (mit einer Historie von über 3500 Jahren) nur 70 Jahre alt [9]. Die Erfindung der IOL und deren Implantation in den Kapselsack nach extrakapsulärer Katarakt-Operation haben wir Sir Harold Ridley aus England zu verdanken (1906 - 2001) [4,5]. Bei der Literatur-Suche stoßen wir auf zwei bewegende Zitate von Sir Ridley, die ihn unter anderem dazu bewegt haben die IOL zu erfinden: „the cataract operation without a replacement lens was an incomplete, only half-finished operation“ und er wollte sich nicht als Erfinder sehen, sondern als derjenige „who cured aphakia“ [3,8]. Bei der Wahl des IOL-Materials half ihm seine Erfahrung während des zweiten Weltkrieges, wo er dem Royal Army Medical Corps zugeteilt war und als Ophthalmologe in dieser Zeit in London, Moorfields und Aylesbury arbeitete. Er beobachtete, dass Piloten mit intraokularen Fremdkörpern aus Plexiglas (Polymethylmethacrylat „PMMA“, meist Splitter aus den Cockpitabdeckungen) relativ geringe Entzündungszeichen entwickelten. Daraufhin konnte Ridley mit Hilfe von John Pike in Zusammenarbeit mit J. Holt von ICI (Imperial Chemical Industries) ein reines PMMA ohne freie Monomere entwickeln, das weniger Reizung im Gegensatz zum Polymer verursachte [8]. Die erste Implantation einer PMMA-IOL ohne Haptik, hergestellt von der Firma Rayner Ltd., London (Abbildung 11), in den Kapselsack (Abbildung 12, 13) wurde an einer 45-Jährigen Patientin 3 Monate nach extrakapsulärer Katarakt-Operation am 08.02.1950 im St. Thomas Hospital, London durchgeführt [4,8]. Die zweite IOL-Implantation folgte am 23.08.1950 [90].



Abbildung 12: Darstellung der ersten IOL (Ridley-PMMA-IOL), dies entsprach dem Aufbau der eigenen Linse [85].

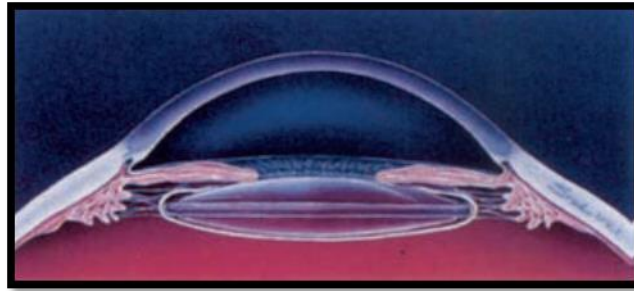


Abbildung 13: Position der Implantation der Ridley-PMMA-IOL in den Kapselsack ohne Haptik [2,9].

Die postoperative Refraktion nach der ersten IOL-Implantation von Ridley betrug -18,0 Dioptrien sphärisch mit -6,0 Dioptrien Zylinder und der Visus lag bei 0,3 dezimal. Der Grund für den hohen postoperativen Refraktionsfehler lag an der Auslegung der PMMA-IOL angelehnt an die Geometrie der natürlichen Linse (Abbildung 14) [8].

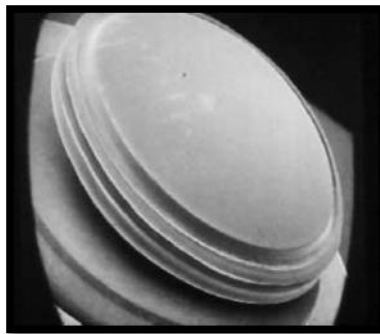


Abbildung 14: Elektronenmikroskopische Aufnahme einer Ridley-PMMA-IOL [8].

Die Ergebnisse der ersten 27 IOL-Implantationen von Ridley lassen sich aus seiner Publikation 1952 im British Journal of Ophthalmology (BJO) gut ablesen [90]. Die wichtigste Komplikation war auch Jahre nach dem Eingriff die Linsenluxation [9].

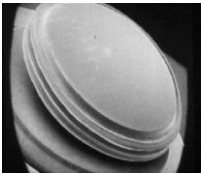
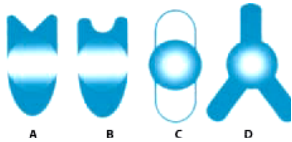

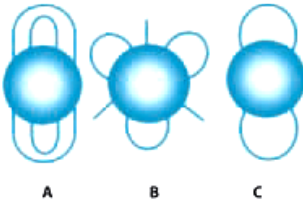
Die Entwicklungsgeschichte der IOL begann nach dem zweiten Weltkrieg. Die Entwicklung der IOL war eine der wichtigsten Erfindungen in der Ophthalmologie im 20. Jahrhundert. Seit der Ridley-PMMA-IOL bis heute kann man die Entwicklung der IOL in 6 Generationen einteilen (Tabelle 1) [4,9].

Bei der Beobachtung der Generationenentwicklung fällt auf, dass die zugrundeliegenden Entwicklungsansätze der IOL beginnend mit einer IOL **ohne Haptik** (Ridley-PMMA-IOL) bis hin zu verschiedenen Intraokularlinsendesigns mit dem Ziel von mehr IOL-Stabilität nicht auf Kosten von vermehrten postoperativen Komplikationen ging. Dies kann allgemein wie folgt zusammengefasst werden:

- bessere Zentrierung im Kapselsack
- Vermeiden einer postoperativen Linsenluxation

- mehr Linsenstabilisierung ohne Hornhautdekomensation
- die Suche nach alternativen Implantations- und Fixationsorten, ohne neue Komplikationen wie z.B. Irispigmentepitheldefekte zu induzieren
- weniger intraokulare Entzündungen durch kleine Schnitte.

Die folgende Tabelle 1 zeigt eine Zusammenfassung zur Entwicklung der IOL basierend auf einer Übersichtarbeit von Auffarth et al. aus dem Jahr 2001 [9].

Intraokularlinsendesigns	Beschreibungen, Generation und Komplikationen
 [8]	<ul style="list-style-type: none"> - Ridley-PMMA-IOL (1949) - I. Generation (1949 - 1954) - Linsenluxation - Komplikationen: Aufgrund der Luxationen und Dezentrierung der IOL wurde nach anderen Fixationsorten gesucht, Wechsel zu II. Generation.
	<ul style="list-style-type: none"> - frühe Kammerwinkelfixierte Vorderkammerlinse (VKL): A) STRAMPELLI Tripod VKL (1953), B) CHOYCE Mark I VKL (1956), C) DANNHEIM VKL mit geschlossenen Haptiken (1952), D) RIDLEY Tripod VKL (1957-60) - II. Generation (1952 - 1962) - Vorteile: kann nach extrakapsulärer oder intrakapsulärer Linsenextraktion leichter implantiert werden. - Komplikationen: hauptsächlich Hornhautdekomensation
	<ul style="list-style-type: none"> - Designwechsel der Vorderkammerlinse (VKL) - erste offenschlaufige VKL mit J-Nylon-Haptiken - BARRAQUER (1959) - modifizierte II. Generation - Komplikationen: Dezentrierung durch Biodegradation des Haptik-Material, chronische Uveitis durch Erodieren der Ziliarkörper und Hornhautdekomensation - Aufgrund der Hornhaut-Komplikationen Wechsel zu III. Generation
	<ul style="list-style-type: none"> - Irisfixierte Vorderkammerlinse (VKL): A) BINKHORST 4-Schlaufenlinse (1957/1958) B) BINKHORST 2-Schlaufenlinse zur iridokapsulären Fixation (1965) C) FYODOROV IRIS CLIP SPUTNIK Linse (1968) - III. Generation (1953 - 1973) - Vorteil: Implantation auch nach intrakapsulärer Linsenextraktion, bessere Zentrierung - Komplikationen: Irispigmentepitheldefekte und Pigmentdispersionsglaukom - zu IV. Generation

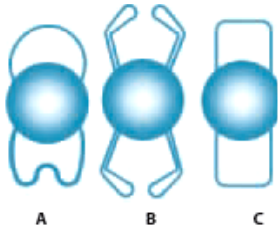
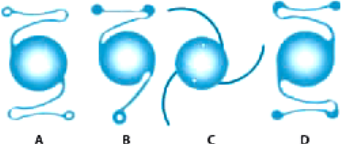
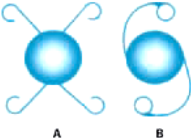
	<ul style="list-style-type: none"> - semiflexible Vorderkammerlinse mit geschlossener Haptik (weiterentwickelte VKL): A) ORC INC. STABLEFLEX VKL (1983) B) SURGIDEV INC. STYLE 10 LEISKE VKL (1978) C) AZAR 91Z VKL (1982) - IVa Generation (1963 – 1992) - Komplikationen: Schwierigkeit bei Auswahl der Größe, Hornhautdekomensation, uveitische Reaktionen - wurde 1987 vom Markt genommen - Wechsel zu IVb Generation
	<ul style="list-style-type: none"> - flexible Vorderkammerlinse mit offener Haptik (neue VKL): A) KELMAN MULTIFLEX VKL (1982), B) KELMAN FLEXIBLE TRIPOD VKL (1981) C) INTERMEDICS INC. DUBROFF VKL (1981) D) Moderne, *einstückige, flexible PMMA VKL (KELMAN Design) mit CHOYCE Fußplatten (verschiedene Hersteller) - IVb Generation (1963 – 1992)
	<ul style="list-style-type: none"> - Universallinsen: A) SHEPARD UNIVERSAL IOL (1979) B) PANNU II IOL (1982-83) - IVb Generation (1963 – 1992) - Vorteile: Implantation in die Vorderkammer oder Hinterkammer oder den Kapselsack, geringere Komplikationen - Komplikationen: weiterhin Hornhaut-Komplikationen
<p>Die Entwicklung der Phakoemulsifikation durch Kelman und die Kapsulorhexistechnik durch Neuhann und Gimbel brachte wieder einen Wechsel, es wurden mehr extrakapsuläre Linsenextraktionen durchgeführt. Die Hinterkammerlinse stand im Vordergrund:</p>	
<p>V Generation (frühe Hinterkammerlinsen (HKL) (1977 - 1992)</p> <p>Va) PMMA HKL (**Dreistückige HKL, Einstückige HKL)</p> <p>Vb) Weichlinse „Silikonlinsen“ (Dreistückige HKL, Einstückige HKL)</p> <p>Vc) Spezialentwicklungen</p> <ul style="list-style-type: none"> - bifokale- /trifokale-/multifokale HKL - expansible Linse und injizierbare Linse (Tierexperimente) <p>VI Generation (faltbare Hinterkammerlinsen (HKL) (1992 - heute)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Komplizierte Katarakt-Operationen (pädiatrische HKL, Aniridie Linse etc.) - Refraktive Linse (Phake IOL, Torische IOL etc.) 	

Tabelle 1: Entwicklung der Intraokularlinse [Mod. nach [4,9].

*Einstückige IOL: die IOL und die Haptiken sind aus dem gleichen Material hergestellt und werden aus einem Stück gefertigt.

**Dreistückige (mehnteilige IOL): die IOL und die Haptiken sind aus unterschiedlichen Materialien hergestellt. Die Haptiken werden in den Linsenkörper geklebt.

2.3.1 Linsenmaterialien

Heute wird für die Herstellung von Kunstlinsen meist hydrophobes oder hydrophiles Acrylat oder Silikon verwendet.

Polymethylmethacrylat (PMMA) - Intraokularlinse (IOL): Poly-Methyl-Meth-Acrylat (PMMA) ist ein synthetischer, glasähnlicher, thermoplastischer Kunststoff, der unter dem eingetragenen Markennamen Plexiglas (engl. perspex) bekannt ist, das in gereinigter Form unter dem Markenzeichen „Perspex (CQ)“ (CQ = clinical quality) vertrieben wurde [17,93]. Die PMMA-IOL hat ein geringes Gewicht und gute Biokompatibilität, ist aber nicht flexibel [64]. Deswegen erfordert sie bei der Implantation eine große Inzision mit eventueller Naht der Inzision, was zu einer erhöhten Infektionsgefahr und zu einem unvorhersehbaren Astigmatismus führen kann [17,93]. Trotzdem wird sie bis heute bei bestimmten Indikationen als irisfixierte, phake Vorderkammerlinse z.B. bei hoher Myopie - Artisan (Ophtec B.V., Groningen, Niederlande) oder als irisfixierte, phake Hinterkammerlinse - Verisyse (Abbott Laboratories, Abbott Park, Illinois, US) - z.B. bei Aphakie nach Trauma eingesetzt [65]. Die PMMA-IOL wird heute durch faltbare IOL (hydrophobes oder hydrophiles Acrylat und Silikon) ersetzt [64].

Silikon-Intraokularlinse: Sie bestehen aus Poly (dimethylsiloxan = Silikonkautschuck) und Copolymeren (aus n = Einheiten Dimethylsiloxan und m = Einheiten Diphenylsiloxan) (Abbildung 15) [17,93]. 1978 implantierte Zhou die erste faltbare Silikonlinse in ein menschliches Auge. Zu Beginn der 80er-Jahre führte Prof. Schlegel in Homburg/Saar die ersten Implantationen in Deutschland durch. Die hydrophobe Silikonlinse hat eine vergleichbare Biokompatibilität wie eine PMMA-IOL [9].

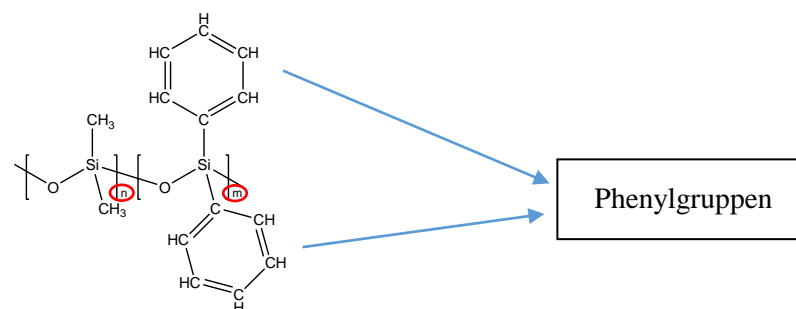


Abbildung 15: Copolymer besteht aus n Teilen Dimethylsiloxan und m Teilen Diphenylsiloxan (um den relativ niedrigen Brechungsindex der Silikone auszugleichen, werden die zwei Phenylgruppen verwendet) [17].

Acrylat-Intraokularlinsen: Es existieren zwei unterschiedliche Acrylat-IOL, hydrophobe IOL mit einem Wassergehalt $< 1\%$ und hydrophile IOL mit einem Wassergehalt von $18 - 36\%$ [9]. Das hydrophobe Acrylat ist mit PMMA eng verwandt. Es wurden Methylverbindungen durch die Ethylverbindungen ersetzt. Das hydrophile Acrylat besteht aus Polymer wie z.B. Poly 2-hydroxyethylmethacrylat und Polymethylmethacrylat (PMMA). In der Praxis wird ein Wassergehalt

von 28% bei hydrophilen IOL nicht überschritten, da sonst die Transparenz des Materials gefährdet und der Brechungsindex zu gering ist [17,64].

2.3.2 Faltbare Intraokularlinsen (IOL)

Die Kleinschnitt-Kataraktchirurgie (Mikroinvasive Kataraktchirurgie) wurde erst durch die faltbare IOL ermöglicht. Auf dem Markt ist derzeit eine große Vielfalt an faltbaren IOL. Wir werden auf eine kleine Auswahl der in der Literatur beschriebenen Komplikationen eingehen. Da die Hauptinzision nicht breiter als 2,2 - 3,0 mm sein soll, sollen die faltbaren IOL flexibel sein. Des Weiteren spielt die Stabilität im Kapselsack postoperativ eine wesentliche Rolle. Die dazu notwendigen Anforderungen bergen auch gewisse Gefahren wie Dezentrierung (Abbildung 16), anterior-posterior-Verschiebung mit der Folge einer Refraktionsänderung, Verkippung, Rotation, zentrale grau-weißliche Trübungen und Mikrovakuolen „glistening“. Das optische Ergebnis ist stark von der Positionierung und Ausrichtung der IOL abhängig [24,26,64].

Abbildung 17 gibt eine Zusammenfassung der Gründe für eine Linsenexplantation für den OP-Zeitraum von 01/2008 - 12/2009 wieder [82].

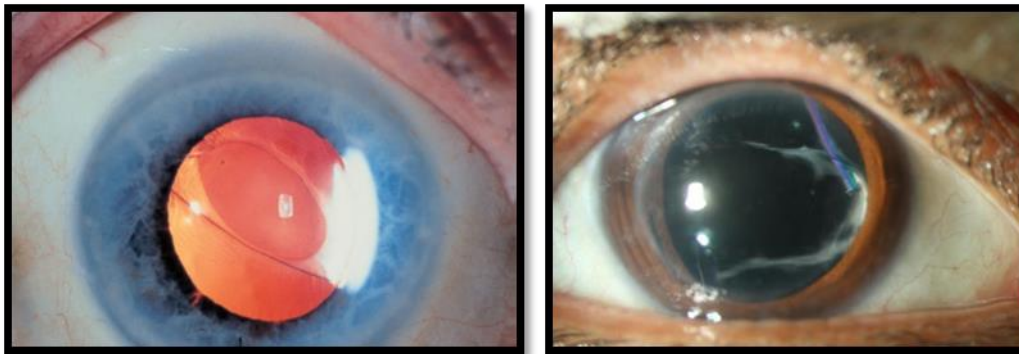


Abbildung 16: Darstellung einer dezentrierten Silikonlinse mit Plattenhaptik (**links**) [24]. Dislokation der IOL nach nasal (**rechts**).

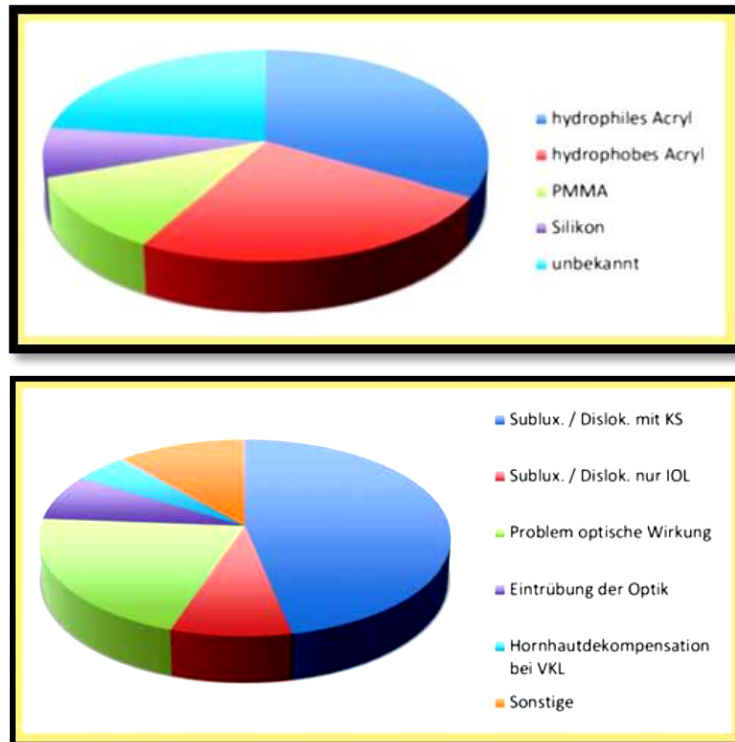


Abbildung 17: Übersicht über verschiedene Linsenmaterialien (oben) und Gründe für eine IOL-Explantation (unten) [82].

Neben dem IOL-Material spielen die Haptiken der faltbaren IOL eine wesentliche Rolle bei der Verbesserung der IOL-Positionierung im Auge ohne Schädigung des Kapselsackes [64].

2.3.3 Linsendesign

Die sphärischen Linsen: Die Oberflächengeometrien einer IOL können unterschiedlich gestaltet werden. Eine sphärische IOL, deren Vorder- und Rückfläche sphärisch sind (eine Kugelform besitzen), verändert den Krümmungsradius nicht als Funktion des Abstandes vom Zentrum. Die Asphärität Q ist dabei 0 (die konische Konstante P ist 1) [62,78]. Achsenparallel auf die IOL treffende Lichtstrahlen werden bei einer sphärischen Linse mit unterschiedlichen Schnittweiten gebrochen und zwar in der Peripherie stärker als paraxiale Strahlen. Daraus resultiert, dass periphere Strahlen eine geringere Schnittweite besitzen und die sphärischen Aberrationen (SA) einen positiven Wert annehmen [17].

Die Asphärischen Linsen: Die Oberflächengeometrie einer asphärischen Linse weicht von der Kugelform ab. Diese Linsen haben eine kontinuierliche Änderung der Krümmungsradien vom Zentrum zur Peripherie [62]. Man unterscheidet zwischen folgenden Varianten asphärischer Linsen:

- Asphärische „oblate“ Designs ($Q > 0$): Diese Linsen induzieren einen höheren Wert an SA im Vergleich zu sphärischen Linsen.
- Asphärisch „prolate“ ($Q < 0$): Diese Linsen weisen eine geringere SA auf im Vergleich zu einer sphärischen Linse.
- Aberrationsfreie asphärische IOL: Dieses Linsendesign ist ein Spezialfall einer asphärischen Linse mit einem negativen Wert für Q: die Asphärizität einer oder auch beider Grenzflächen ist so ausgelegt, dass die Linse entweder in einem kollimierten Lichtstrahl oder hinter einer Modellhornhaut positioniert eine $SA = 0$ aufweist. In der Arbeit von Langenbacher et al. wurde die bisher bestehende Terminologie des Begriffs aberrationsneutral neu gefasst und es wird unterschieden in aberrationsfreie Linsen, die im parallelen Strahlengang keine SA induzieren (implantiert im Auge jedoch eine positive SA induzieren) und aberrationsfreie Linsen, die implantiert im Auge die SA nicht verändern (jedoch im parallelen Strahlengang ein geringes Maß an negativer SA mitbringen) [70].
- Aberrationskorrigierende asphärische IOL: Sie sollen die durchschnittliche positive SA der Hornhaut von ca. $0,27 \pm 0,08 \mu\text{m}$ teilweise oder vollständig kompensieren, wobei die Mehrzahl der Patienten jedoch vom Durchschnittswert abweichen. Deshalb ist diese IOL nicht für alle Patienten gleich gut geeignet [16].

Um die positive SA der Hornhaut zu korrigieren, benötigt man eine Intraokularlinse mit einer negativen sphärischen Aberration. Asphärische IOL mit geringem negativen SA (z.B. $SA = -0,18 \mu\text{m}$ bei HOYA Surgical Optics, Japan) oder $SA = -0,17$ (Zeiss, Meditec, Germany) sind nachweislich robuster gegenüber einer postoperativen Dezentrierung oder Verkippung. Deswegen werden heute meist IOL implantiert die im Vergleich zum Modellauge eine unvollständige Korrektur der SA liefern [70].

Multifokale Intraokularlinsen (MF-IOL): Je nach Art der MF-IOL und der Betrachtungssituation können dem Auge gleichzeitig Bilder von Objekten in der Ferne und Nähe präsentiert werden. Das Gehirn verarbeitet dann das klarste Bild und ignoriert das andere. Wenn die Sehachse nicht durch das Zentrum der MF-IOL verläuft (z.B. bei einer IOL-Dezentrierung), wird die Leistung der MF-IOL stark beeinträchtigt. Die Pupillengröße ist aktiv variabel und kann entweder zur Verbesserung oder Verschlechterung der MF-IOL-Leistung führen.

Das Konzept der bifokalen IOL ist am einfachsten. Es basiert auf der Idee, dass das Gehirn bei zwei überlagerten Bildern auf der Netzhaut immer das klare Bild bearbeitet und das verschwommene Bild unterdrückt. Auf dem Markt gibt es unterschiedliche Modelle. Die ersten Modelle waren mit geteilter Optik ausgestattet. Dabei ist die Hälfte der Optik für den Fernvisus und die andere Hälfte für den Nahvisus verantwortlich. Dabei ist die Leistung dieser IOL von der postoperativen geschätzten Linsenposition (estimated lens position, ELP) stark abhängig. Ein späteres Design war das sog.

„Bullet“ - bifokale IOL, diese hat eine zentrale Zone für den Nahvisus und eine äußere Zone für den Fernvisus. Dieses Design hängt deutlich vom Pupillendurchmesser ab, bei enger Pupille ist der Nahvisus besser und umgekehrt bei weiter Pupille der Fernvisus besser. Eine IOL-Dezentrierung beeinträchtigt die optische Leistung solcher IOL. Um die mit dem Pupillendurchmesser verbundenen Probleme zu überwinden, wurden die 3-Zonen-Bifokal IOL entwickelt. Der äußere Bereich ist für den Fernvisus, der zentrale Bereich für den Nahvisus. Der Durchmesser wurde so gewählt, dass sie eine Nahkorrektur für mäßig kleine Pupillen und Distanzkorrektur für große und kleine Pupillen hat. Eine andere Konstruktion verwendet mehrere ringförmige Zonen, die jeweils kontinuierlich ineinander übergehen [11].

Bei MF-IOL unterscheidet man zwischen zwei unterschiedlichen Implementierungen: diffraktive MF-IOL und refraktive MF-IOL. Grundsätzlich können diffraktive wie auch refraktive MF-IOL zwei oder mehr Foki abbilden, bifokale IOL sind damit ein Spezialfall der multifokalen Linsen.

Diffraktive MF-IOL arbeiten nach dem Prinzip der Beugung. Bei Durchgang des achsenparallel einfallenden Lichtstrahls entstehen zwei Brennpunkte, einer soll Objekte aus der Nähe auf die Netzhaut abbilden, wohingegen der andere bzw. die anderen Foki Objekte aus dem Intermediärbereich oder dem Fernbereich auf die Netzhaut abbilden sollen (Abbildung 18). Sie haben einen großen Vorteil: die Abbildungsqualität ist durch die Bifokalität vom Pupillendurchmesser unabhängig [11]. Unter dieser Kategorie sind auch einige *IOL mit erweiterter Tiefenschärfe* - extended depth of focus (EDOF) - wie die Tecnis-Symfony-IOL (diffraktive MF-IOL, Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, USA) [32].

Bei der EDOF-IOL wird die Addition so gewählt, dass nicht Objekte in der Ferne und Nähe, sondern vielmehr Objekte in der Ferne und im Intermediärbereich simultan auf die Netzhaut abgebildet werden (Abbildung 19). Dies ergibt einen erweiterten Fokusbereich. Bei den neuen Generationen der bifokalen-IOL und EDOF-IOL bilden sich zwei Brennpunkte, die beide von defokussiertem Licht aus dem Komplementärfokus umgeben sind. Damit erreicht man einen guten Visus in der Ferne und im Intermediärbereich (70 cm) mit relativ gering ausgeprägten optischen Phänomenen (z.B. Halos, Starbursts und Blendempfindlichkeit). Allerdings ist der Nah-Visus nicht mit abgedeckt, Patienten brauchen beim Lesen eines Buchs oder einer Zeitung eine Lesehilfe [32,46].

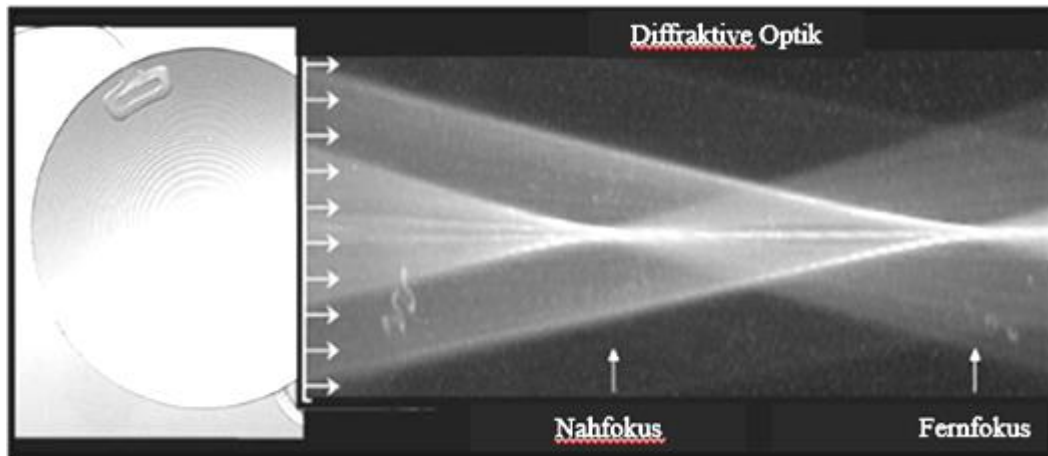


Abbildung 18: Darstellung des Strahlengangs bei diffraktiven multifokalen Intraokularlinsen [11].

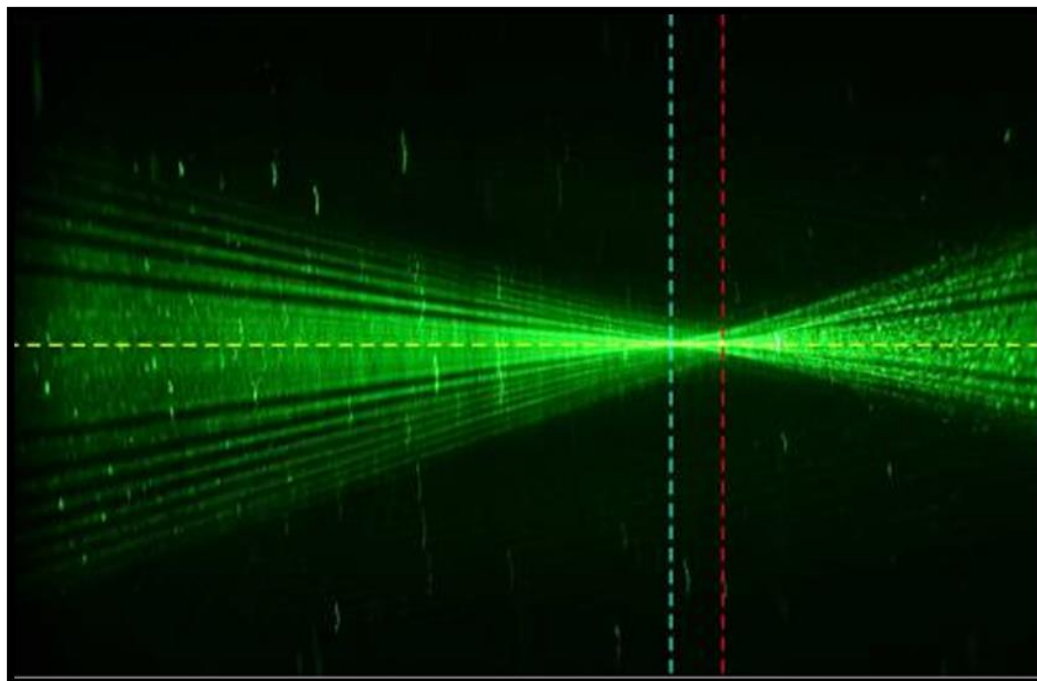


Abbildung 19: Darstellung des Strahlengangs einer EDOF-IOL-Tecnis Symphony ZXR00 mit einem erweiterten Fokusbereich [32].

Bei refraktiven MF-IOL sind auf die Vorderfläche zwei oder mehrere refraktive sphärische oder asphärische optische Zonen in radialer Richtung aneinandergereiht (Abbildung 20) oder auch in Sektoren angeordnet (Abbildung 21). Bei der Anordnung mit radialen Zonen ist die Funktion vom Pupillen-Durchmesser abhängig, bei der Anordnung in Sektoren nicht zwangsläufig. Bei Nah-Akkommodation verengt sich die Pupille, wodurch die optische Zone der Linse mit der Nahaddition wirksamer wird. Beim Blick in die Ferne ist dann der peripher angeordnete Fernteil wirksam. Es gibt auch refraktive MF-IOL mit progressiv asphärischer Vorderfläche, die den Intermediärbereich besser abdecken. Des Weiteren gibt es auch MF-IOL als Add-On-IOL (d.h. zusätzlich in ein Auge in den Sulkus implantiert, wenn bereits eine Kapselsacklinse im Auge ist) [11].

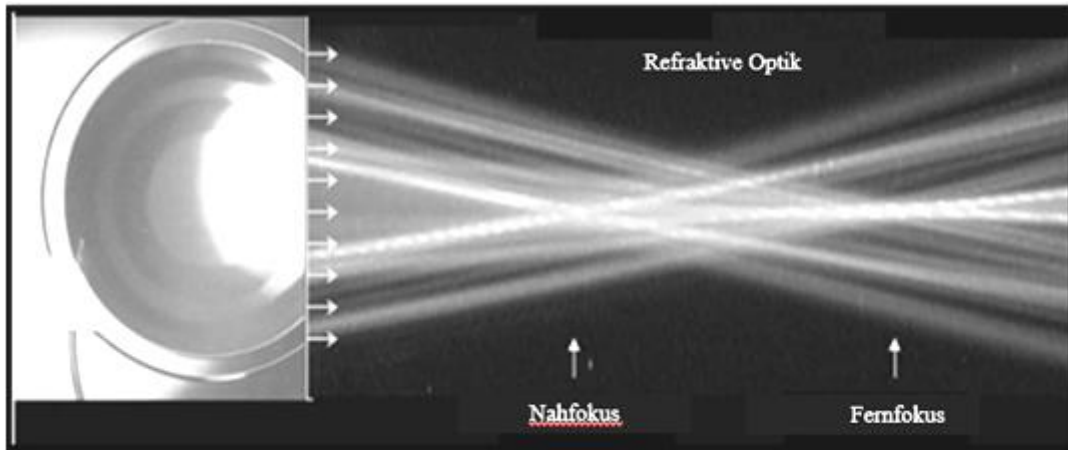


Abbildung 20: Darstellung des Strahlengangs bei einer refraktiven multifokalen Intraokularlinse [11].

Aufgrund von unterschiedlich ausgelegten wirksamen optischen Zonen ist eine optimale Zentrierung bei refraktiven und diffraktiven MF-IOL unerlässlich [11].



Abbildung 21: Darstellung einer Lentis Comfort LS-313 MF15 (Oculentis GmbH, Berlin, Germany) Rotationsymmetrische refraktive IOL mit +1,50 D inferiorer sektorförmiger Addition [98].

Bei dem Betrachten der Defokus-Kurve der unterschiedlichen Linsendesigns kann man diese wie folgt zusammenfassen:

- Bifokale IOL: Hier wird das Licht in zwei abgetrennte Foki geteilt. Dabei entstehen in der Defokus-Kurve zwei Gipfel, einer für die Ferne und einer für die Nähe. Dazwischen ist die Abbildungsqualität eingeschränkt.
- Multifokale IOL: Hier wird das Licht in mehrere Foki geteilt. Dabei entstehen in der Defokus-Kurve mehrere Gipfel (z.B. 3 bei trifokaler IOL).
- EDOF-IOL: zeigen in der Defokus-Kurve einen verlängerten Fern-Fokus zwischen der Ferne und dem Intermediärbereich.

Torische Intraokularlinse (IOL): Mit Hilfe der torischen IOL kann man einen regulären kornealen Astigmatismus korrigieren [38]. Der chirurgisch induzierte Astigmatismus (surgically induced astigmatism „SIA“) ist sehr schwer vorherzusagen. Ofir et al. berichten über einen SIA von 0,41 - 0,47 (Dioptrien) bei 49 Patienten bei einer kornealen Hauptinzision von 2,2 - 2,4 mm [84]. Da der SIA nicht gut vorhersagbar ist, vom Operateur und der Operationstechnik abhängt und im postoperativen Verlauf nicht stabil ist, sind die Daten in der Literatur sehr uneinheitlich. Deswegen sind wir der Meinung, dass die Eingabe der SIA bei der IOL-Berechnung eine untergeordnete Rolle spielt. Die torischen IOL sind charakterisiert durch zwei Hauptmeridiane, die aufeinander senkrecht stehen. Eine davon weist eine geringe Krümmung auf (Basis) und die andere eine hohe. Der Zylinderwert der IOL ist der Unterschied der Kehrwerte der beiden Brennpunkte der IOL (Abbildung 22). Ein ernst zu nehmendes Problem bei torischen IOL ist die Rotation der Linse. Eine laterale IOL-Dezentrierung (bis 0,25 mm noch akzeptabel) hat keinen großen Einfluss. Sie erzeugt einen prismatischen Effekt und Coma, wohingegen eine axiale Verschiebung der Linse (bis 0,5 mm noch akzeptabel) die refraktive Wirkung erhöht (Verschiebung nach vorne) oder reduziert (Verschiebung nach hinten). Eine Rotation der torischen IOL um die z-Achse wird von Patienten schlechter toleriert, als eine Verkippung in der x- oder y-Achse, weil eine Rotation eine Unterkorrektur des Hornhautastigmatismus verbunden mit einer Verdrehung der Vektorachse des Astigmatismus verursacht [103].

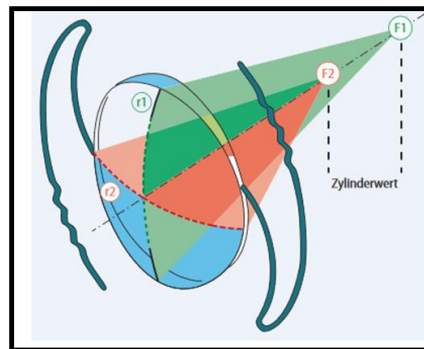


Abbildung 22: Darstellung des Wirkprinzips der torischen IOL. (r_1) ist der Meridian mit der geringen Brechkraft, (r_2) ist der Meridian mit der höheren Brechkraft, (F_1) und (F_2) bezeichnet die zwei Brennpunkte [103].

2.4 Eigene Fragestellung

Bei dieser Arbeit beschäftigten wir uns mit der Dezentrierung und Verkippung der IOL nach einer komplikationslosen, extrakapsulären Katarakt-Operation (Phakoemulsifikation) und Implantation einer asphärischen IOL. Bei allen eingeschlossenen Patienten wurde eine HOYA-Kunstlinse (Vivinex iSert XY1) implantiert. Mit dem CASIA 2 können die Radien der Vorder- und Rückfläche sowohl der menschlichen Linse (phak) als auch der implantierten Kunstlinsen IOL (pseudophak) gemessen werden. Damit sind wir in der Lage sowohl IOL-Dezentrierung als auch -Verkippung postoperativ in vivo genau zu ermitteln.

Das Ziel dieser retrospektiven Studie war es, ein Vorhersagemodell für die IOL-Dezentrierung und -Verkippung auf der Basis der präoperativen Biometrie, der mittels Vorderaugenabschnitts-OCT gemessenen Parameter und der Position der eigenen Linse abzuleiten. Durch den Vergleich von prä- und postoperativ wird somit die Übertragbarkeit der präoperativen Linsensituation (Verkippung oder Dezentrierung) auf die postoperative Linsensituation sowie der Zusammenhang zwischen IOL Verkippung oder Dezentrierung mit dem postoperativen Visus untersucht. Des Weiteren leiteten wir basierend auf den erhobenen Messwerten Vorhersagemodelle für (1) den postoperativ bestkorrigierten Visus, (2) die postoperativen Aberrationen höherer Ordnung als Maß für die Abbildungsgüte und (3) die Lage des postoperativen Linsenäquators als zusätzliches Maß für die Linsenposition ab. Diese Modelle werden in Zukunft mit einer erheblich größeren Stichprobe und für unterschiedliche IOL validiert und optimiert werden.

3 Patienten und Methodik

3.1 Patienten

In dieser retrospektiven Studie wurden insgesamt 80 Augen nach einer komplikationslosen Katarakt-Operation gemessen, die sich in einem Zeitraum von Januar 2017 bis Juni 2018 zur Katarakt-Operation vorstellten.

3.2 Studiendesign

Bei allen eingeschlossenen Patienten wurde eine einstückige, asphärische aberrationskorrigierende HOYA-Kunstlinse (Vivonex iSert XY1) (Abbildung 23) implantiert. Wie oben schon erwähnt steht in der Studie nicht die Abbildungsqualität der IOL nach der Katarakt-Operation im Vordergrund, sondern die zu erwartende Dezentrierung und Verkippung der IOL. Präoperativ wurde die Biometrie mittels IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) sowie die Position der eigenen Linse mittels Vorderaugenabschnitts-OCT (CASIA 2, Tomey, Nagoya, Japan) erfasst. Im Mittel $31,2 \pm 6,1$ Tage postoperativ wurde die mittels Vorderaugenabschnitts-OCT gemessene Position der IOL (Dezentrierung und Verkippung) festgestellt.

Folgende Daten wurden erhoben:

- Eine vollständige ophthalmologische Untersuchung inkl. Befundung am Spaltlampenbiomikroskop.
- Anamnese des allgemeinen Gesundheitszustandes.
- Biometriemessung mit dem IOL-Master 500 (Abbildung 24): Präoperativ wurden die Achsenlänge (AL), der flache und steile Keratometerwert (D1, D2), die externe Vorderkammertiefe (VKT-extern) und IOL-Brechwert gemessen. Der mittlere Hornhautbrechwert (DM) und Zylinder (Zyl) wurden berechnet.
- CASIA 2 (Abbildung 25, 26): Präoperativ und ca. 1 Monat postoperativ wurden die Position der eigenen Linse „präoperativ“ und der IOL „postoperativ“ (axiale Position, Linsendicke, Linsendurchmesser, Linsenkrümmung, gesamte Dezentrierung und Verkippung) protokolliert. Des Weiteren wurden der anteriore steile Keratometerwert (a-Ks), anteriore flache Keratometerwert (a-Kf) sowie Zylinder (a-Zyl), anteriorer mittlerer Keratometerwert (a-AvgK), Aberrationen höherer Ordnung (High Order Aberrations, HOAs in 4 mm), externe und interne Vorderkammertiefe (VKT-intern - bis zum Endothel -, VKT-Extern - bis zum Epithel -), Weiß-zu-Weiß Abstand (W-2-W) und Pupillendurchmesser protokolliert (Abbildung 27).
- Die Linsenverkippung in der x-Achse (LV-X) wurde berechnet (die gesamte automatisch gemessene Linsenverkippung * Cosinus (Richtung der Verkippung in Grad)).

- Die Linsenverkipfung in der y-Achse (LV-Y) wurde berechnet (die gesamte automatisch gemessene Linsenverkipfung * Sinus (Richtung der Verkipfung in Grad)).
- Die Linsendezentrierung in der x-Achse (LD-X) wurde berechnet (die gesamte gemessene Linsendezentrierung * Cosinus (Richtung der Dezentrierung in mm)).
- Die Linsendezentrierung in der y-Achse (LD-Y) wurde berechnet (die gesamte gemessene Linsendezentrierung * Sinus (Richtung der Dezentrierung in mm)).
- Der präoperative Linsenäquator wurde berechnet (externe Vorderkammertiefe + 0,4 * präoperative Linsendicke).
- Der postoperative Linsenäquator (IOL-Äquator) wurde berechnet (externe Vorderkammertiefe + 0,5 * postoperative Linsendicke).

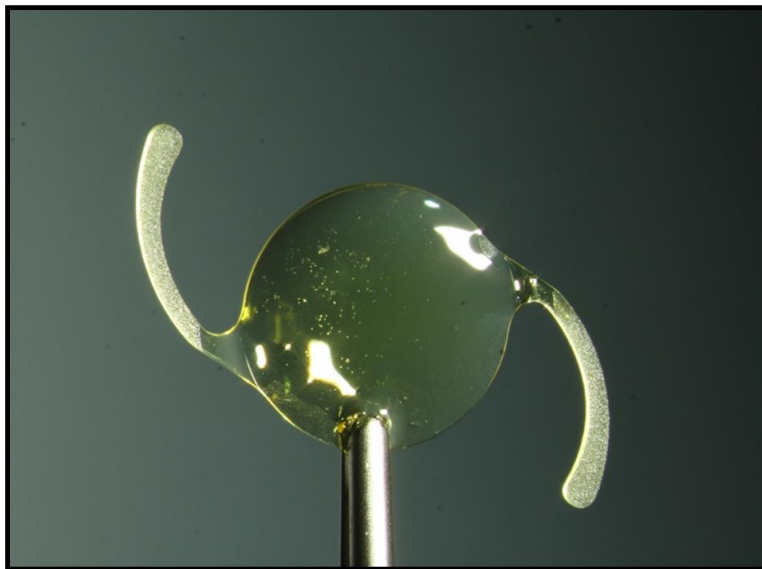


Abbildung 23: Eine einstückige asphärische HOYA (Vivinex iSert XY1), 13 mm Gesamtdurchmesser, 6,0 mm Optikdurchmesser.

OD rechts		OS links																																																																	
AL: 24.15 mm (SNR = 137.8) D1: 40.94 dpt / 8.11 mm x 7° D2: 41.19 dpt / 8.06 mm x 97° R / SE: 8.09 mm / 41.06 dpt Zyl: -0.25 dpt x 7° VKT: 2.99 mm Ref.: 0 dpt 0 dpt x 0° Status: phak		AL: 24.00 mm (SNR = 107.8) D1: 41.04 dpt / 8.09 mm x 169° D2: 41.55 dpt / 7.99 mm x 79° R / SE: 8.04 mm / 41.30 dpt Zyl: -0.51 dpt x 169° VKT: 3.00 mm Ref.: 0 dpt 0 dpt x 0° Status: phak																																																																	
Precisal 302A A0-Konst.: 1.320 A1-Konst.: 0.400 A2-Konst.: 0.100	HOYA Vivlnex XY1 A0-Konst.: 1.243 A1-Konst.: 0.400 A2-Konst.: 0.100	Precisal 302A A0-Konst.: 1.320 A1-Konst.: 0.400 A2-Konst.: 0.100	HOYA Vivlnex XY1 A0-Konst.: 1.243 A1-Konst.: 0.400 A2-Konst.: 0.100																																																																
<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>22.5</td><td>-0.95</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.58</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.22</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.14</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.50</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.85</td></tr> <tr><td>19.5</td><td>1.20</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	22.5	-0.95	22.0	-0.58	21.5	-0.22	21.0	0.14	20.5	0.50	20.0	0.85	19.5	1.20	<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>22.5</td><td>-1.06</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.69</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.32</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.04</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.40</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.76</td></tr> <tr><td>19.5</td><td>1.11</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	22.5	-1.06	22.0	-0.69	21.5	-0.32	21.0	0.04	20.5	0.40	20.0	0.76	19.5	1.11	<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>23.0</td><td>-1.17</td></tr> <tr><td>22.5</td><td>-0.80</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.43</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.07</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.29</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.65</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>1.00</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	23.0	-1.17	22.5	-0.80	22.0	-0.43	21.5	-0.07	21.0	0.29	20.5	0.65	20.0	1.00	<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>23.0</td><td>-1.28</td></tr> <tr><td>22.5</td><td>-0.91</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.54</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.17</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.19</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.55</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.90</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	23.0	-1.28	22.5	-0.91	22.0	-0.54	21.5	-0.17	21.0	0.19	20.5	0.55	20.0	0.90
IOL (D)	REF (D)																																																																		
22.5	-0.95																																																																		
22.0	-0.58																																																																		
21.5	-0.22																																																																		
21.0	0.14																																																																		
20.5	0.50																																																																		
20.0	0.85																																																																		
19.5	1.20																																																																		
IOL (D)	REF (D)																																																																		
22.5	-1.06																																																																		
22.0	-0.69																																																																		
21.5	-0.32																																																																		
21.0	0.04																																																																		
20.5	0.40																																																																		
20.0	0.76																																																																		
19.5	1.11																																																																		
IOL (D)	REF (D)																																																																		
23.0	-1.17																																																																		
22.5	-0.80																																																																		
22.0	-0.43																																																																		
21.5	-0.07																																																																		
21.0	0.29																																																																		
20.5	0.65																																																																		
20.0	1.00																																																																		
IOL (D)	REF (D)																																																																		
23.0	-1.28																																																																		
22.5	-0.91																																																																		
22.0	-0.54																																																																		
21.5	-0.17																																																																		
21.0	0.19																																																																		
20.5	0.55																																																																		
20.0	0.90																																																																		
Emme. IOL: 21.20		Emme. IOL: 21.06																																																																	
Dr. Schmidt MC 6125 AS		Dr. Schmidt MC 6125 AS																																																																	
A0-Konst.: 0.885 A1-Konst.: 0.312 A2-Konst.: 0.125	Rayner Superflex 620H A0-Konst.: 1.200 A1-Konst.: 0.400 A2-Konst.: 0.100	A0-Konst.: 0.885 A1-Konst.: 0.312 A2-Konst.: 0.125	Rayner Superflex 620H A0-Konst.: 1.200 A1-Konst.: 0.400 A2-Konst.: 0.100																																																																
<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>22.5</td><td>-1.09</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.71</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.35</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.02</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.38</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.74</td></tr> <tr><td>19.5</td><td>1.09</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	22.5	-1.09	22.0	-0.71	21.5	-0.35	21.0	0.02	20.5	0.38	20.0	0.74	19.5	1.09	<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>22.5</td><td>-1.13</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.75</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.38</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>-0.02</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.35</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.70</td></tr> <tr><td>19.5</td><td>1.06</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	22.5	-1.13	22.0	-0.75	21.5	-0.38	21.0	-0.02	20.5	0.35	20.0	0.70	19.5	1.06	<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>22.5</td><td>-0.94</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.57</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.20</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.16</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.52</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.87</td></tr> <tr><td>19.5</td><td>1.22</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	22.5	-0.94	22.0	-0.57	21.5	-0.20	21.0	0.16	20.5	0.52	20.0	0.87	19.5	1.22	<table border="1"> <thead> <tr> <th>IOL (D)</th> <th>REF (D)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>22.5</td><td>-0.97</td></tr> <tr><td>22.0</td><td>-0.60</td></tr> <tr><td>21.5</td><td>-0.23</td></tr> <tr><td>21.0</td><td>0.13</td></tr> <tr><td>20.5</td><td>0.49</td></tr> <tr><td>20.0</td><td>0.85</td></tr> <tr><td>19.5</td><td>1.20</td></tr> </tbody> </table>	IOL (D)	REF (D)	22.5	-0.97	22.0	-0.60	21.5	-0.23	21.0	0.13	20.5	0.49	20.0	0.85	19.5	1.20
IOL (D)	REF (D)																																																																		
22.5	-1.09																																																																		
22.0	-0.71																																																																		
21.5	-0.35																																																																		
21.0	0.02																																																																		
20.5	0.38																																																																		
20.0	0.74																																																																		
19.5	1.09																																																																		
IOL (D)	REF (D)																																																																		
22.5	-1.13																																																																		
22.0	-0.75																																																																		
21.5	-0.38																																																																		
21.0	-0.02																																																																		
20.5	0.35																																																																		
20.0	0.70																																																																		
19.5	1.06																																																																		
IOL (D)	REF (D)																																																																		
22.5	-0.94																																																																		
22.0	-0.57																																																																		
21.5	-0.20																																																																		
21.0	0.16																																																																		
20.5	0.52																																																																		
20.0	0.87																																																																		
19.5	1.22																																																																		
IOL (D)	REF (D)																																																																		
22.5	-0.97																																																																		
22.0	-0.60																																																																		
21.5	-0.23																																																																		
21.0	0.13																																																																		
20.5	0.49																																																																		
20.0	0.85																																																																		
19.5	1.20																																																																		
Emme. IOL: 21.03		Emme. IOL: 20.98																																																																	
Emme. IOL: 21.22		Emme. IOL: 21.18																																																																	

Abbildung 24: Ausdruck der biometrischen Messdaten erhoben mit dem IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland): Entnommen wurden die Achsenlänge (AL) in mm, externe Vorderkammertiefe (VKT-extern) in mm und Zylinder (Zyl) in Dioptrien, von den flachen und steilen Keratometerwerten (D1, D2) in Dioptrien wurde der Mittelwert der Keratometerwerte=DM berechnet. Hinsichtlich der Vorderkammertiefe (VKT) misst der IOL-Master automatisiert den Abstand vom vorderen Hornhautscheitel bis zum vorderen Linsenscheitel.

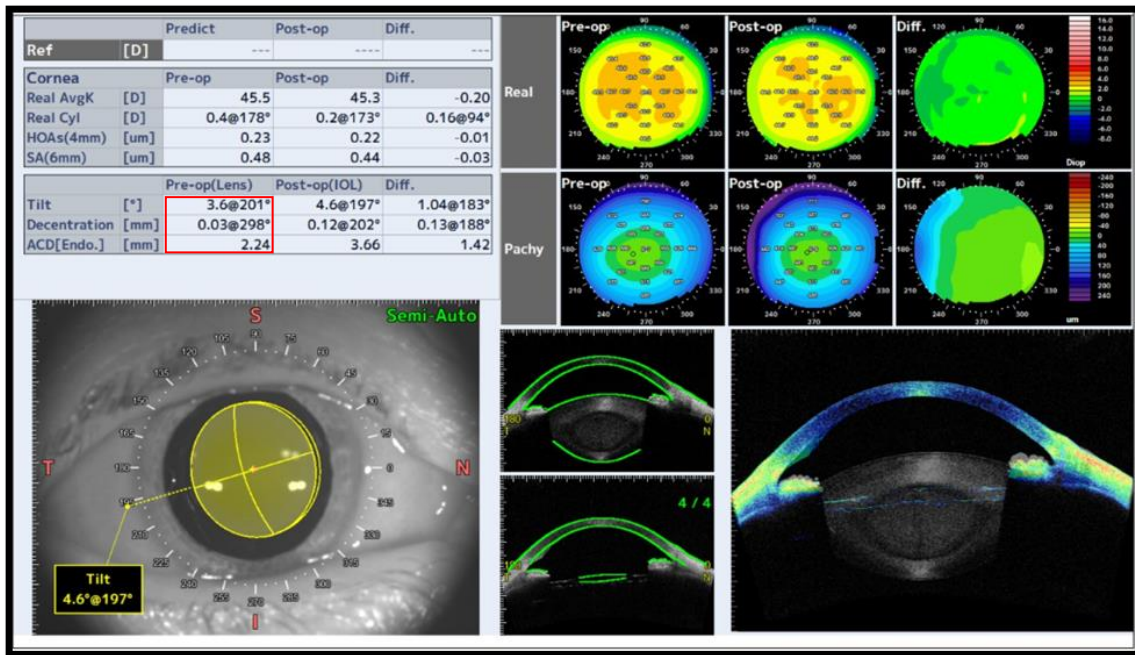


Abbildung 25: Darstellung der Linsenposition mit dem Vorderabschnitts-OCT Casia 2: Aus den 16 Schnittbildern wird automatisiert die Dezentrierung und Verkippung der natürlichen Augenlinse nach Betrag und Richtung vor der Katarakt-Operation extrahiert.

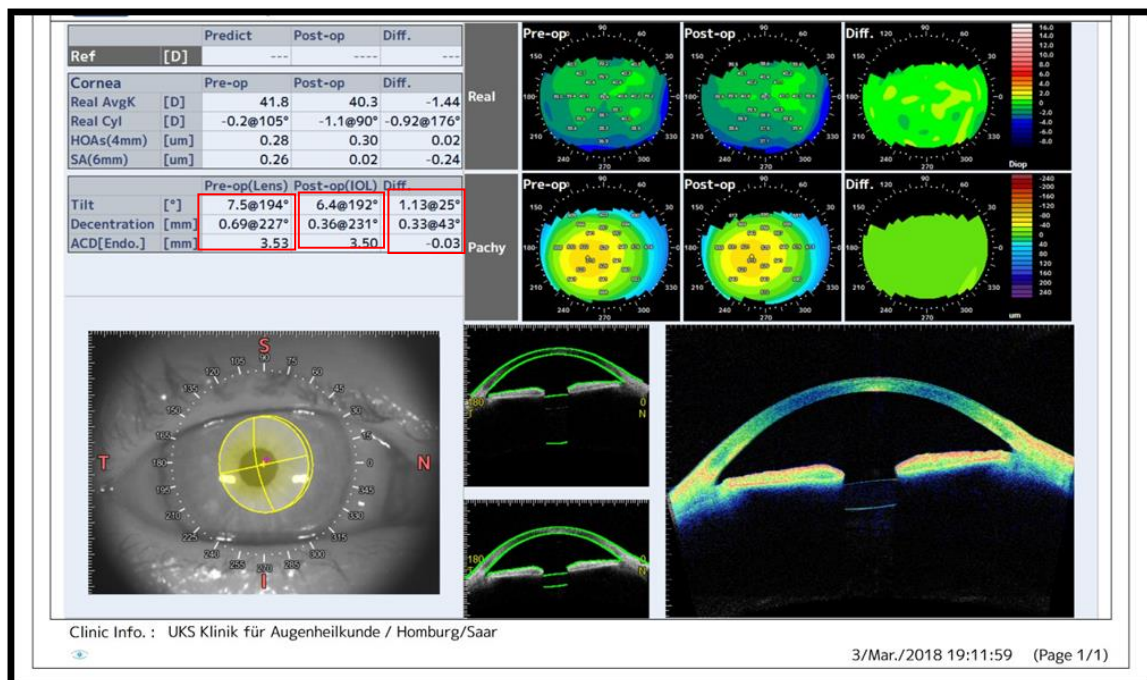


Abbildung 26: Darstellung der Kunstlinsenposition mit dem Vorderabschnitts-OCT Casia 2: Aus den 16 Schnittbildern wird automatisiert die Dezentrierung (mm) und Verkippung (Grad) der IOL nach Betrag und Richtung (prä-, postoperativ und Differenz) nach der Katarakt-Operation extrahiert.

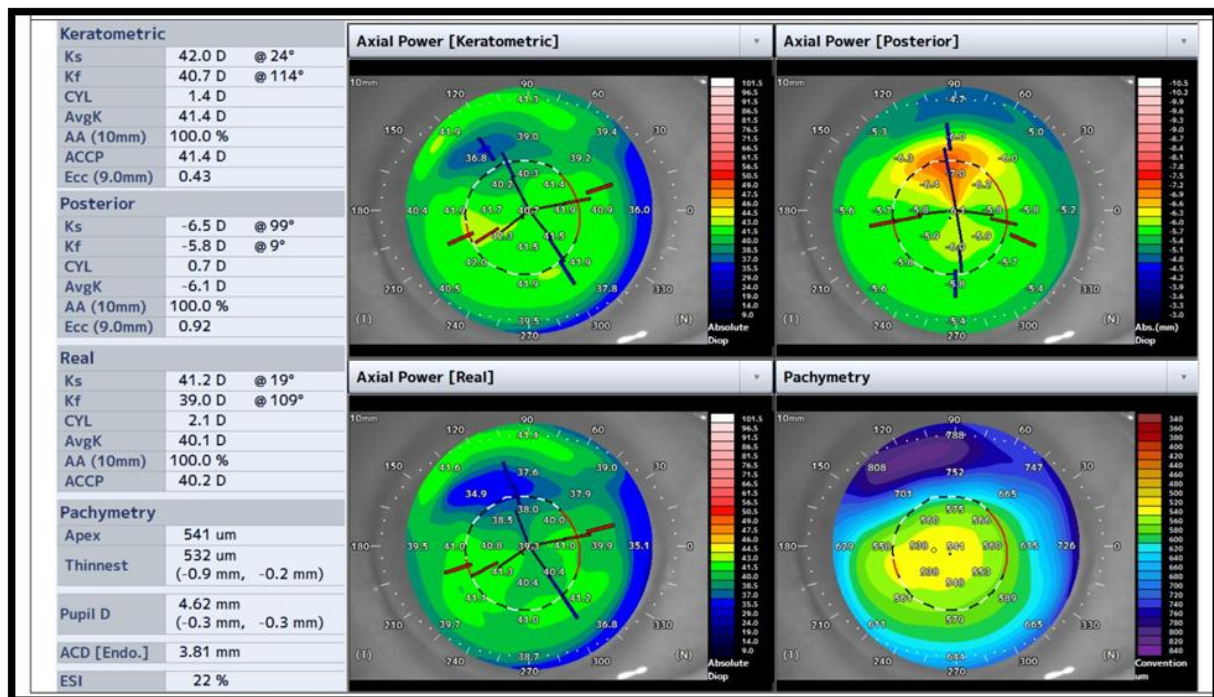


Abbildung 27: Darstellung der Geometriedaten der Hornhaut: Das Casia 2 (Tomey, Nagoya, Japan) misst separat die Hornhautvorderfläche, die Hornhaurückfläche sowie die Dicke der Hornhaut.

Diese Befunde wurden jeweils am Tag vor der Operation - der somit dem Studienbeginn entsprach - und etwa 1 Monat postoperativ erhoben.

3.3 Einschlusskriterien

In diese Studie wurden alle Patienten eingeschlossen, für die aufgrund einer altersassoziierten Katarakt mit Visusbeeinträchtigung eine Kataraktoperation anstand, unabhängig von Form und Reifestadium. Einschlusskriterien bezüglich der Kataraktoperation waren die Anwendung einer Clear-cornea-Inzision, limbokornealen Inzision oder sklerokornealen Schnitttechnik, Phakoemulsifikation mittels Ultraschalltechnik und Implantation einer Kunstlinse in den Kapselsack. Nur mündige, volljährige Patienten wurden inkludiert, die vor der Operation ihre Bereitschaft erklärt und dokumentiert hatten, an der Studie teilzunehmen. Es wurden keine zusätzlichen Untersuchungen bei den Patienten durchgeführt.

3.4 Anamnese und Spaltlampenuntersuchung

Die Anamnese des allgemeinen Gesundheitszustands, der präoperativen allgemeinen Medikamente und okuläre Voroperationen, die einen Einfluss auf die postoperative IOL-Dezentrierung oder -Verkipfung haben könnten, wurden genau erhoben.

Es wurde bei jedem Patienten eine vollständige ophthalmologische Untersuchung vor der Katarakt-Operation durchgeführt. Die Untersuchung der vorderen Augenabschnitte wurde mit der Spaltlampe (Firma Haag-Streit, Bern, Schweiz) vor der Operation durchgeführt. Durch eine Schmalstellung der Spaltblende konnten verschiedene Strukturen / Pathologien (wie korneale Pathologien, Pseudoexfoliationssyndrom etc.) des Augenvorderabschnitts beleuchtet und daher biomikroskopisch genau untersucht werden.

3.5 Ausschlusskriterien

- Pseudoexfoliations-Syndrom (PEX) oder jedwede Art an Zonula-Schwäche (Abbildung 28).
- Korneale Pathologie
- Sekundäre oder mature Katarakt
- Okuläre Voroperationen
- Trauma
- Intraokulare Entzündung
- Präoperative allgemeine Medikamente, die einen Einfluss auf die Stabilität des Iris-Linsen-Diaphragma haben
- Iris- und Linsenschlottern (Irido- und Lentodonesis)
- Unzureichende geistige Leistungsfähigkeit zur Studienteilnahme
- Schwangere Patientinnen
- Patienten mit nicht reguliertem Augeninnendruck
- Hohe Myopie (Achsenlänge > 28 mm) oder Hyperopie (Achsenlänge < 21 mm)
- Mangelnde Bereitschaft, an der routinemäßigen Nachuntersuchung teilzunehmen

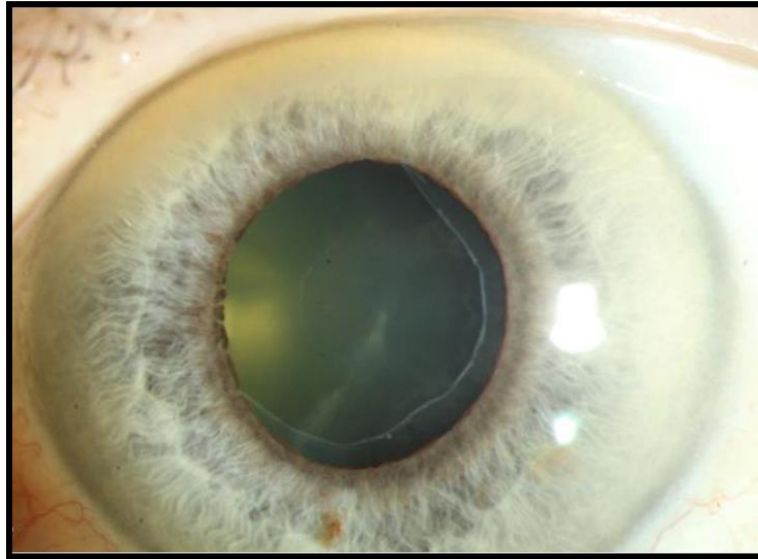


Abbildung 28: Spaltlampenmikroskopische Aufnahme eines Patienten mit ausgeprägtem Pseudoexfoliationsmaterial auf der Linsenvorderfläche.

Abbruchkriterien:

- Gesundheitliche Gründe
- Unvollständige Messwerte
- Intraoperative oder postoperative Komplikationen

3.6 Verwendete Untersuchungsmethoden

3.6.1 IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland)

Vor jeder Kataraktoperation ist eine präoperative Biometrie erforderlich. Diese beinhaltet die Messung der axialen Augenlänge, der präoperativen Vorderkammertiefe sowie die Keratometerwerte (Krümmung der Hornhautvorderfläche). Sie ist entscheidend für die Linsenberechnung (Breckkraft der verwendeten Intraokularlinse) (Abbildung 29) [41] - das Erreichen der gewünschten postoperativen Refraktion nach Katarakt-Operation wird im Wesentlichen durch eine zuverlässige Biometrie des zu operierenden Auges und die Anwendung eines geeigneten Berechnungsschemas erreicht [22,29,71,88,96].

So hat Adolf Frecher in den 80er-Jahren mit seiner Arbeit über die optischen Längenmessverfahren am Auge entscheidend zur Entwicklung des IOL-Masters als erstes kommerziell verfügbares optisches Biometer beigetragen [48,94]. Seit Herbst 1999 ist der IOL-Master erhältlich [89]. Inzwischen sind neben der neuesten Generation des IOL-Masters (IOL-Master 700) viele weitere Systeme auf dem Markt verfügbar.

Der IOL-Master benötigt keinen Kontakt mit dem Auge und vermeidet somit das Risiko von Hornhautabschürfungen und potentiellen Infektionen. Somit ist keine lokale Anästhesie erforderlich und die Hornhaut wird während der Messung nicht induriert [89]. Die Messung kann von einem medizinischen Fachangestellten durchgeführt werden, da sie kontaktfrei ist. Mit Hilfe des IOL-Masters können neben der Achsenlänge (AL) auch die Krümmung der Hornhautvorderfläche in den beiden kardinalen Meridianen mit einem im System integrierten Keratometer (D1, D2) und die externe Vorderkammertiefe bis zum Epithel (VKT-extern) mit einem im System integrierten Spaltprojektionsverfahren erfasst werden [61,95,99,102].

In der vorliegenden Arbeit wurden diese drei Parameter (Achsenlänge, Vorderkammertiefe und Krümmung der Hornhautvorderfläche) sowohl prä- als auch postoperativ gemessen.

Der IOL-Master basiert auf der Teilkohärenz-Interferometrie „partial coherence interferometry“ (PCI) [55]. Im Jahr 1986 beschrieben Frecher et al. die erste Anwendung der interferometrischen Technik in der Biometrie des Auges [37].

Am Institut für Medizinische Physik der Universität Wien wurde das Messprinzip mit Zwei-Strahl (Koaxial)-PCI entwickelt [28,48]. Durch ein Interferometer entsteht ein koaxialer Lichtstrahl, der bei der Messung der Augenlänge sowohl von der Hornhaut als auch von der Netzhaut (Retinalen Pigment-Epithel (RPE)) reflektiert wird. Dabei entstehen, wie in (Abbildung 30) zu sehen, zwei von der Hornhaut reflektierte optische Wellen (C1 und C2) und zwei von der RPE reflektierte optische Wellen (R1 und R2). Wenn R1 und C2 einander gleichen, entsteht ein Interferenzsignal (PCI-Signal) und die Augenlänge kann direkt an der Verschiebung des Referenzarms des Interferometers abgelesen werden [29,35]. Diese gemessene optische Augenlänge, optische Weglänge wird unter Berücksichtigung des Brechungsindizes in geometrische Distanz umgerechnet [20]. Die Hornhautkrümmung wird durch Reflektion von 6 äußeren Messpunkten symmetrisch zum Fadenkreuz gemessen. Es werden insgesamt 5 Messungen innerhalb von 0,5 Sekunden durchgeführt. Die Untersuchung ist bei insuffizientem Tränenfilm oder vernarbten Hornhäuten limitiert, da die Hornhautkrümmung nur punktuell erfasst wird. Die Vorderkammertiefe wird mittels seitlicher Spaltbeleuchtung aus dem Abstand der Schnittbilder zwischen Hornhaut und Linse gemessen. Der Mittelwert von insgesamt 5 Messwiederholungen wird für die IOL-Berechnung verwendet. Als Einflussgröße für die postoperative IOL-Dezentrierung und -Verkipfung im Auge wurden die erhobenen Biometrie-Daten herangezogen, um ein Vorhersagemodell zu entwickeln.

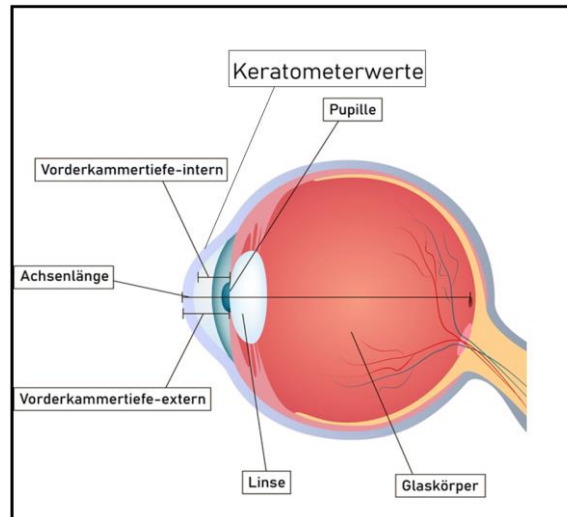


Abbildung 29: Darstellung der notwendigen Parameter für die Berechnung der IOL mittels IOL-Master (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany).

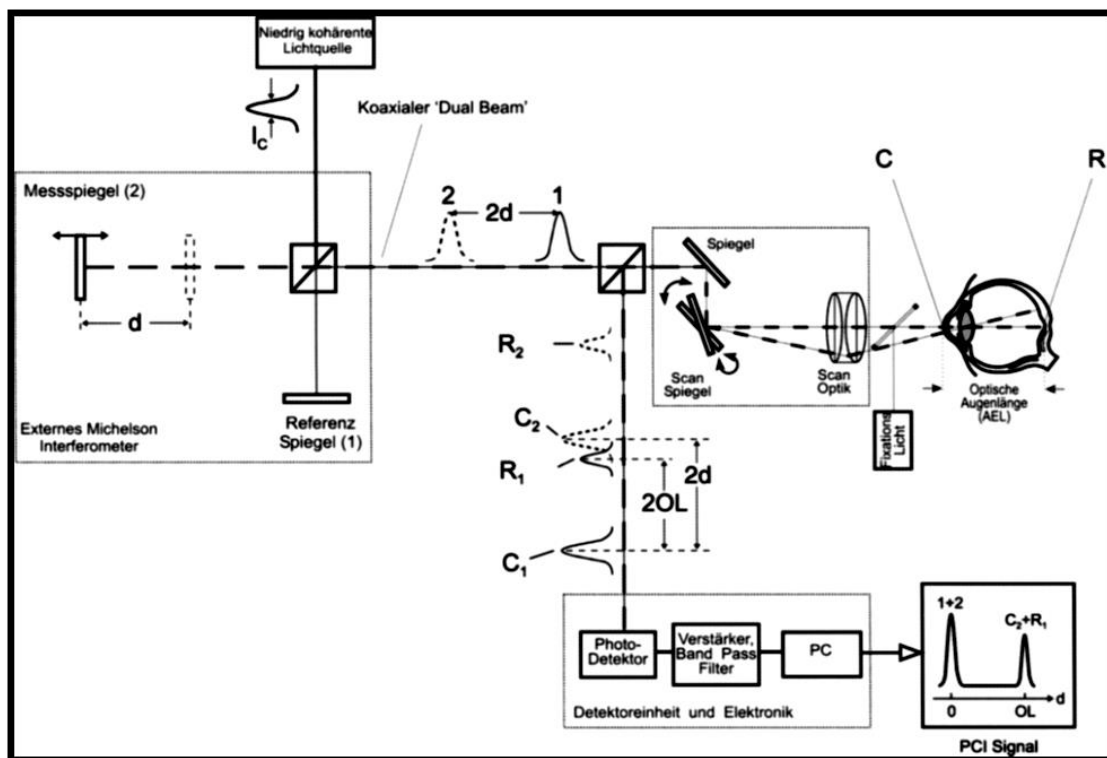


Abbildung 30: Darstellung der Teilkohärenz-Interferometrie (PCI) [29,35].

3.6.2 Vorderaugenabschnitts-OCT (CASIA 2, Tomey, Nagoya, Japan)

Ein weiteres Gerät, das mit seiner richtungsweisenden Technologie eine exakte und kontaktfreie Vermessung des vorderen Augenabschnittes ermöglicht, ist das Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (Tomey, Nagoya, Japan).

Das zugrundeliegende Messprinzip der optischen Swept-Source-Kohärenztomographie ist eine Kombination aus einem Time-domain und einem Fourier-Domain-Kohärenztomographen. Die Wellenlänge der verwendeten Lichtquelle, eine Superlumineszenzdiode, wird über die Zeit zyklisch variiert. Für die Vermessung der Tiefeninformation jedes Messpunktes muss die Wellenlänge einmal durchgestimmt werden. Als Lichtdetektor wird anstatt eines Spektrometers (wie beim Fourier-Domain OCT) eine einfache Photodiode verwendet (wie beim Time-Domain-OCT) [74]. Wie beim Vorgängermodell Casia SS-1000, das 2014 auf den Markt kam, verwendet das Casia 2 eine zentrale Wellenlänge von 1310 nm, die Abtastgeschwindigkeit (Durchstimmung der Wellenlänge zur Erfassung der Tiefeninformation einer Messkoordinate) wurde aber von 30.000 auf 50.000 Scans pro Sekunde erhöht, wodurch bei gleicher Messdauer die laterale Auflösung erhöht oder bei gleicher Auflösung die Messdauer reduziert werden konnte. Das Gerät verfügt über einen großen lateralen Scanbereich von 16 mm im Durchmesser und einen Tiefenmessbereich von 13 mm, wodurch der gesamte vordere Augenabschnitt durch eine Messung erfasst werden kann. Einzigartig ist, dass der 3D-Winkelanalysen-Scan des CASIA 2 aus 16 radialen OCT-Scans 3D-Aufnahmen der Hornhaut und des vorderen Augenabschnittes mit einer sehr guten lateralen und axialen Auflösung rekonstruiert und damit den Kammerwinkel zirkulär vermessen kann. (Abbildung 31) [36].

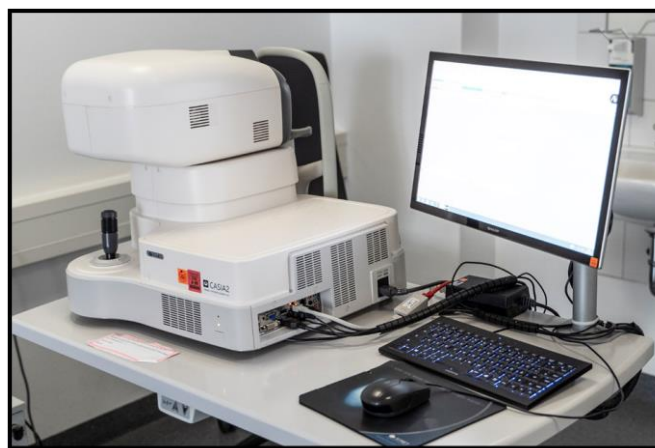


Abbildung 31: CASIA 2 (Tomey, Nagoya, Japan).

Mit dem Casia 2 können die Radien der Vorder- und Rückfläche sowohl der menschlichen Linse (phak) als auch der implantierten Kunstlinsen (IOLs, pseudophak) gemessen werden. Bei ausreichend weiter Pupille wird an die Vorderfläche und die Rückfläche der Linse ein sphärisches Flächenmodell angepasst. Durch Extrapolation dieser Flächenmodelle der beiden Grenzflächen der Linse können

zirkulär Schnittlinien definiert werden, die als Linsenäquator interpretiert werden. Aus der Lage und Orientierung des Linsenäquators werden Dezentrierung und Verkippung der phaken Linse vor bzw. hinter der pseudophaken Linse (IOL) nach der Katarakt-Operation automatisiert gemessen, sofern die Analysesoftware die Grenzflächen ausreichend genau erkennt. Wenn die Grenzflächen nicht mit ausreichender Genauigkeit bestimmt werden können, dann wechselt das System in einen halbautomatischen Modus, in dem die Grenzflächen in den nicht automatisch auswertbaren Schnittbildern manuell durch den Benutzer in einem Overlay-Verfahren bestimmt werden müssen. In dieser Studie wurden nur Patienten eingeschlossen, bei denen automatisch gemessen wurde. Die Limitationen der Analyse der natürlichen Linse bzw. der IOL nach der Katarakt-Operation sind durch die Messtechnik charakterisiert: mit der Kohärenztomographie kann im Lichtschatten des Pigmentblattes der Iris nicht gemessen werden, da das Pigment den Lichtstrahl nahezu vollständig absorbiert (Abbildung 32) [49].

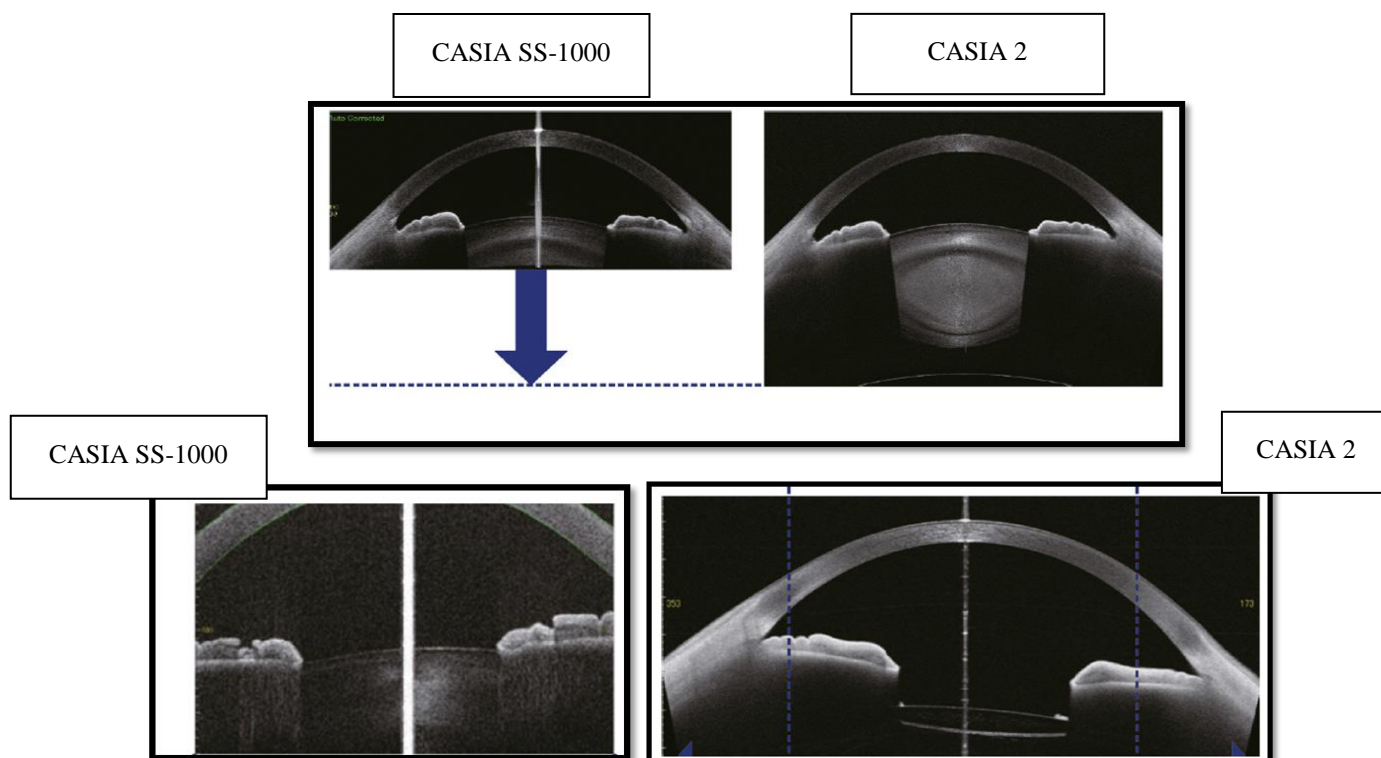


Abbildung 32: Der Unterschied zwischen dem Vorgängermodell des Casia SS-1000 und dem seit 2016 auf dem Markt befindlichen CASIA 2 (Tomey Corp., Nagoya, Japan, Bilder rechts). Mit dem CASIA 2 wurde die Lichtquelle für Kohärenzfunktionen verbessert und eine höhere Scan-Tiefe sowie eine kürzere Scan-Dauer erzielt. Mit dieser neuen Technologie ist es möglich, bis zu einer Tiefe von 13 mm von der vorderen Hornhaut bis zur hinteren Linse zu messen. Bei CASIA SS-1000 ist die Scan-Tiefe nicht ausreichend für einen Linsenbiometrie-Modus [33].

In der vorliegenden Arbeit dient das CASIA 2 zur standardisierten Vermessung der axialen Position, der lateralen Dezentrierung sowie der Verkippung der eigenen Linse vor und der IOL nach Katarakt-Operation und dient damit als Datenbasis zur Entwicklung eines entsprechenden Vorhersagemodells (siehe Abbildung 25 und 26).

3.7 Optische Aberrationen

Abbildungsfehler (optische Aberrationen) in einem optischen System bedeuten einen optischen Weglängenunterschied der Strahlen ausgehend vom Objekt zum korrespondenten Bild in der Fokalebene. In anderen Worten, Aberrationen bewirken durch diese Abweichung ein unscharfes Bild [62].

Um Aberrationen zu verstehen, sollen zuerst folgende Begriffe erläutert werden:

1. Wellenfront: Bezeichnet eine Fläche, die die gleiche optische Weglänge (Phase) hat, eine Wellenfront spiegelt die Qualität eines optischen Systems wider,
2. Zernike-Analyse: Die Abweichung der tatsächlichen Wellenfront von einer idealen Sphäre kann in eine gewichtete Überlagerung orthogonaler normierter Polynome zerlegt werden. Eine ganze Reihe dieser Einzelpolynome beschreibt direkt einen charakteristischen Fehler im Abbildungsverhalten.

In einem fokalen System mit einer Objektebene im Unendlichen wandelt eine brechende Fläche mit idealer Geometrie eine ebene Wellenfront in eine sphärische Wellenfront um (Abbildung 33).

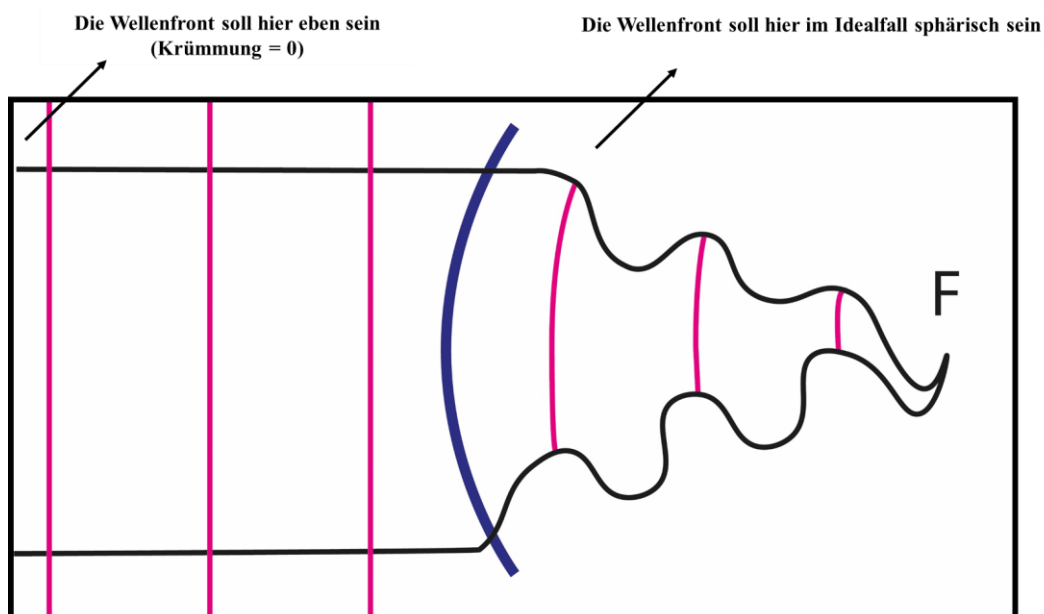


Abbildung 33: Prinzip der Wellenfront.

Die Wellendeformation ergibt sich aus dem Unterschied zwischen der tatsächlichen Form (deformierten) und der idealen (flachen) Form einer Wellenfront. Je kleiner die Aberrationen eines brechenden Mediums (z.B. Hornhaut, Linse) sind, desto besser ist seine Abbildungsqualität. Frits Zernike hat für die Beschreibung der optischen Aberrationen einer Wellenfront eine Polynombasis entwickelt, die orthonormiert und in Form einer Pyramide aufgebaut ist (Abbildung 34). Sie wird

charakterisiert durch eine radiale Ordnung n und eine azimuthale Frequenz m , wobei die Ordnung m stets von $-n$ in Inkrementen von 2 bis n reicht. Die radiale Ordnung n beschreibt die Abhängigkeit eines optischen Fehlers vom Abstand r eines Punktes zur Achse. Man unterscheidet zwischen Aberrationen niedriger Ordnung (low order aberrations, LOAs, $n < 3$) und Aberrationen höherer Ordnung (high order aberrations, HOAs $n \geq 3$) [97].

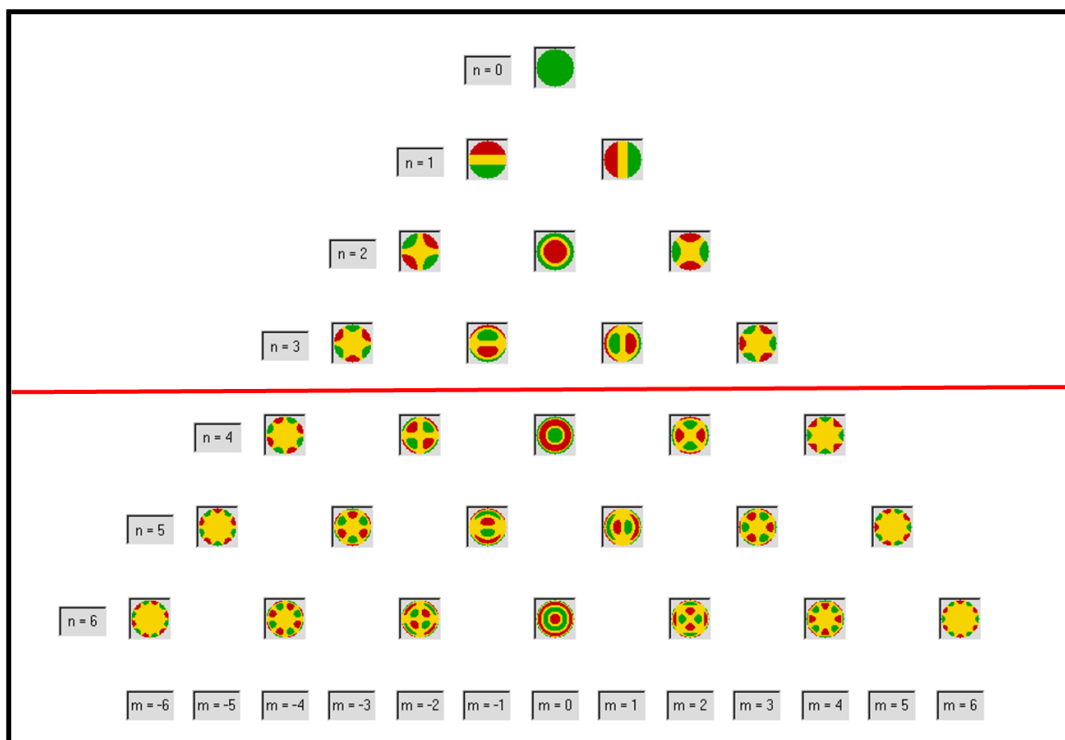


Abbildung 34: Zernike-Pyramide: Anordnung und Form der Aberrationen: (n) ist radialer Grad, (m) ist azimuthaler Grad. Ab $n = 4$ beginnen die Aberrationen höherer Ordnung.

3.7.1 Aberrationen niedriger Ordnung (Low Order Aberrations, LOAs)

LOAs sind Aberrationen, die mit einem sphärozyklindrischen Refraktionsfehler im klassischen Sinn (Defokus, Astigmatismus, „Fehlsichtigkeit“) assoziiert sind [18,19]. Sie machen in der normalen Bevölkerung ca. 80% der Aberrationen des Auges aus. Sie können mit einer Brille korrigiert werden [97].

Man unterscheidet zwischen 3 Typen:

1. **Verkipfung (tilt):** Entsteht durch Abweichung der Strahlenrichtung und wird verursacht durch prismatischen Effekt (z.B. auch durch Dezentrierung). In der Zernike-Pyramide ist die vertikale Verkipfung mit $Z(1, -1)$ und die horizontale Verkipfung mit $Z(1, 1)$ gekennzeichnet [97].

2. **Defokus:** Ist vergleichbar mit einem Fotoapparat, wenn man defokussierte Bilder aufnimmt. In der Optik entsteht eine Defokussierung, wenn der Fokus der optischen Anordnung nicht in der Bildebene liegt, sondern in z-Richtung versetzt. Dabei resultiert eine Unschärfe und Kontrastverlust. Die Defokussierung hängt vom Vorzeichen des Defokus ab (bei einer Myopie hat der Defokus ein positives Vorzeichen, bei Hyperopie ein negatives Vorzeichen) [1]. Mit Zunahme des Pupillendurchmessers steigt der zugehörige Wellenfrontfehler quadratisch an. In der Zernike-Pyramide ist der Defokus mit $Z(2, 0)$ gekennzeichnet [97].
3. **Astigmatismus:** Ein optisches System mit regelmäßigem Astigmatismus ist ein System, bei dem die Strahlen, die sich in zwei senkrechten Ebenen ausbreiten, unterschiedliche Brennpunkte haben. Wenn ein optisches System mit regelmäßigem Astigmatismus mit entsprechend ausgerichteten Hauptachsen zur Abbildung eines Kreuzes verwendet wird, wird die vertikale und horizontale Linie in zwei unterschiedlichen Abständen scharf abgebildet (Abbildung 35). In anderen Worten, wenn Lichtstrahlen, die sich in zwei aufeinander senkrecht angeordneten Ebenen ausbreiten, Brennweiten haben, die nicht zusammenfallen, wird das optische System als astigmatisch bezeichnet. Das Äquivalent zu einem Astigmatismus in der Wellenfront ist ein Refraktionsfehler, der durch eine zylindrische Brillenkorrektur ausgeglichen werden kann. Ein Wellenfrontfehler mit einer sattelförmigen Konfiguration wird Astigmatismus genannt. Die Beschreibung erfolgt durch ein Paar an Zernike-Termen ($Z(2, 2)$ und $Z(2, -2)$), die in gewichteter Überlagerung eine derartige Sattelkonfiguration in einer beliebigen Orientierung realisieren [68,97].
- 4.

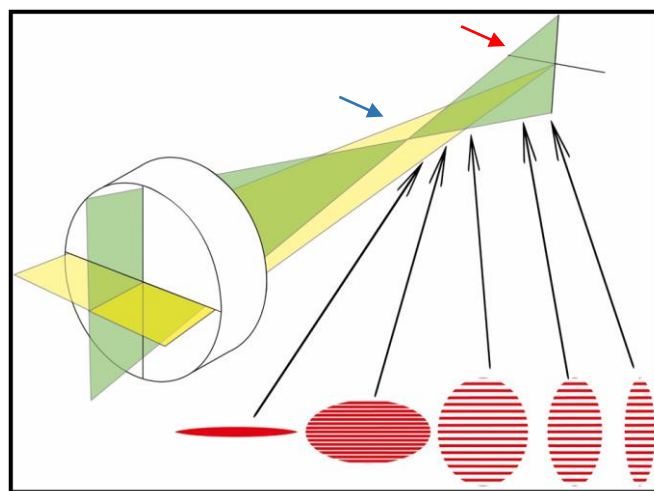


Abbildung 35: Optisches System mit regelmäßigem Astigmatismus: Vertikaler steiler Meridian (blau), horizontaler flacher Meridian (rot). Strahlen, die sich in zwei senkrechten Ebenen ausbreiten, erzeugen zwei unterschiedliche Brennpunkte (Pfeile). Die grünen Formen zeigen die Form des Bildes für verschiedene parafokale Ebenen.

3.7.2 Aberrationen höherer Ordnung (High Order Aberrations, HOAs)

HOAs sind nicht mit einem klassischen Refraktionsfehler assoziiert. Sie entstehen durch Irregularität refraktiver Grenzflächen in einem optischen System (z.B. aufgrund von Narben, pathologischem Tränenfilm). Im Vergleich zu LOAs können HOAs nicht mit einer Brille korrigiert werden. Sie können nur bedingt durch speziell angefertigte Kontaktlinsen (KL) oder Intraokularlinsen (IOL) oder individuelle LASIK korrigiert werden. Der Ausprägungsgrad der HOAs hängt maßgeblich vom Pupillendurchmesser ab. Patienten mit großem Pupillendurchmesser leiden oft unter HOAs, insbesondere bei schlechten Lichtverhältnissen [97].

Die wichtigsten Vertreter sind:

1. **Coma:** Ist eine Ungleichheit in der Brennweite der Strahlen bei der Abbildung eines einzelnen außeraxialen Objektpunktes, die bei unterschiedlichen Entfernungen vom Zentrum der Linse gebrochen werden (Abbildung 36). Dadurch wird bei Coma ein Objektpunkt als Komet „Schweifstern“ (also ein Punkt mit einem Schwanz/Schweif) abgebildet (Abbildung 37) [18]. Dies tritt z.B. bei Astigmatismus schiefer Bündel (Abbildung 38) [68], bei Dezentrierung einer refraktiven Hornhautchirurgie gegenüber der Sehachse oder beim Keratokonus auf [19]. In der Zernike-Pyramide wird die Coma niedrigster Ordnung durch die beiden Anteile $Z(3, -1)$ (vertikal) und $Z(3, 1)$ (horizontal) beschrieben [97].

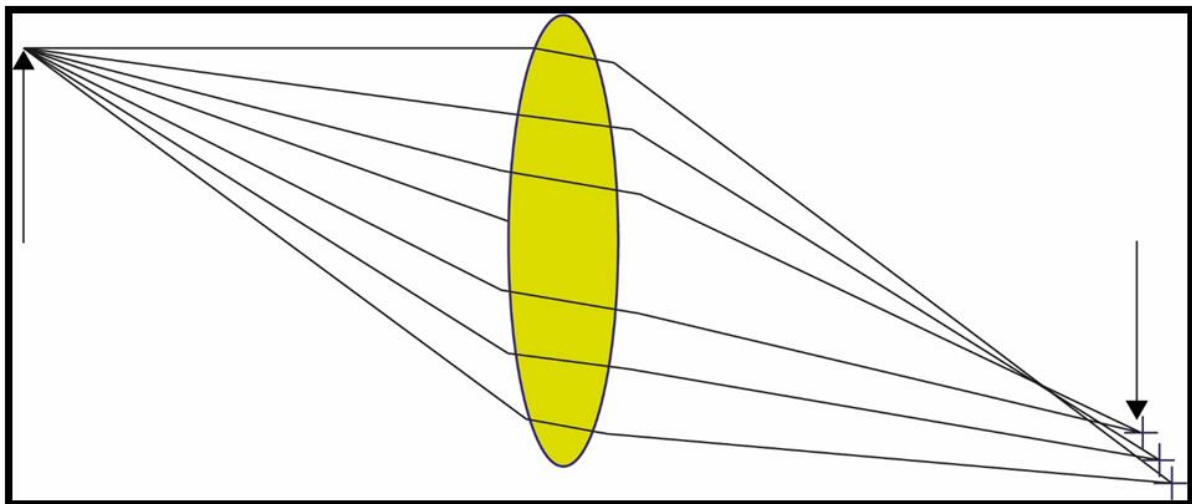


Abbildung 36: Darstellung der aberrierten Lichtstrahlen bei Coma.

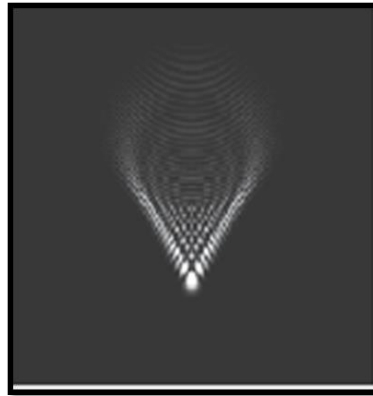


Abbildung 37: Typisches Bild eines Objektpunktes bei Vorliegen von Coma.

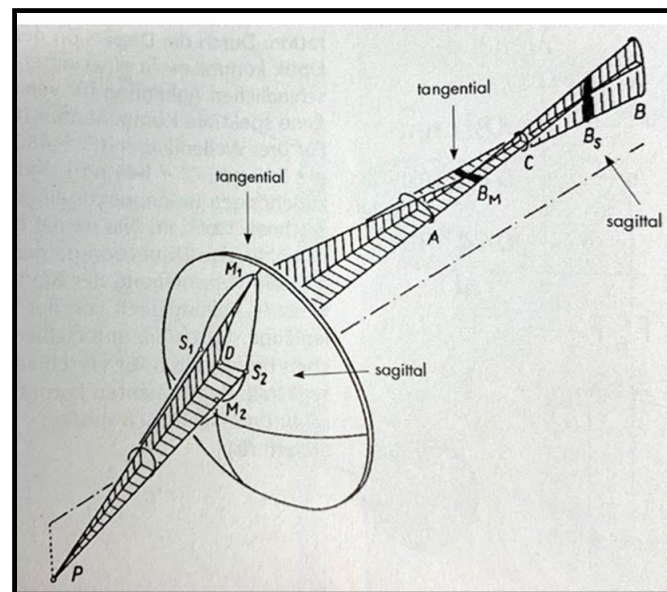


Abbildung 38: Darstellung eines schräg auf einer sphärischen Linse auffallenden Strahlenbündels. Es entstehen zwei zueinander senkrechte Brennpunkte (B_M und B_S), und induzieren sowohl eine Coma und zu geringem Teil Astigmatismus [68].

2. **Sphärische Aberrationen (SA):** Sphärische Aberration entsteht, wenn ein optisches System im Randbereich stärker (positives Vorzeichen) oder weniger stark (negatives Vorzeichen) bricht im Vergleich zum paraxialen Bereich (zentralen Bereich). Dabei entstehen unterschiedliche Schnittweiten für Randstrahlen und achsnahen Strahlen. Die SA beeinträchtigen das periphere Gesichtsfeld und verursachen die Bildung von symmetrischen Lichthöfen (Halos) um das beobachtete Licht. In der Zernike-Pyramide wird die sphärische Aberration durch das Polynom $Z(4,0)$ beschrieben (4, 6, 8 etc.) [97].

Um ein optisches System zu beschreiben, definiert man die Asphärizität Q als Maß der Abweichung einer brechenden Fläche von der Kugelgestalt. Eine kugelförmige, refraktive Grenzfläche induziert

einen definierten Wert an positiver sphärischer Aberration, so dass Randstrahlen im Vergleich zu paraxialen Strahlen stärker gebrochen werden. Wenn der Fokus (Brennpunkt) der peripheren Strahlen hinter dem Fokus (Brennpunkt) der zentralen Strahlen liegt, spricht man von „negativen SA“ (Abbildung 39). Umgekehrt spricht man von „positiven SA“ (Abbildung 40). Der Effekt der SA auf das Abbildungsverhalten eines optischen Systems vergrößert sich mit Zunahme der Blende (Pupillendurchmesser) [97].

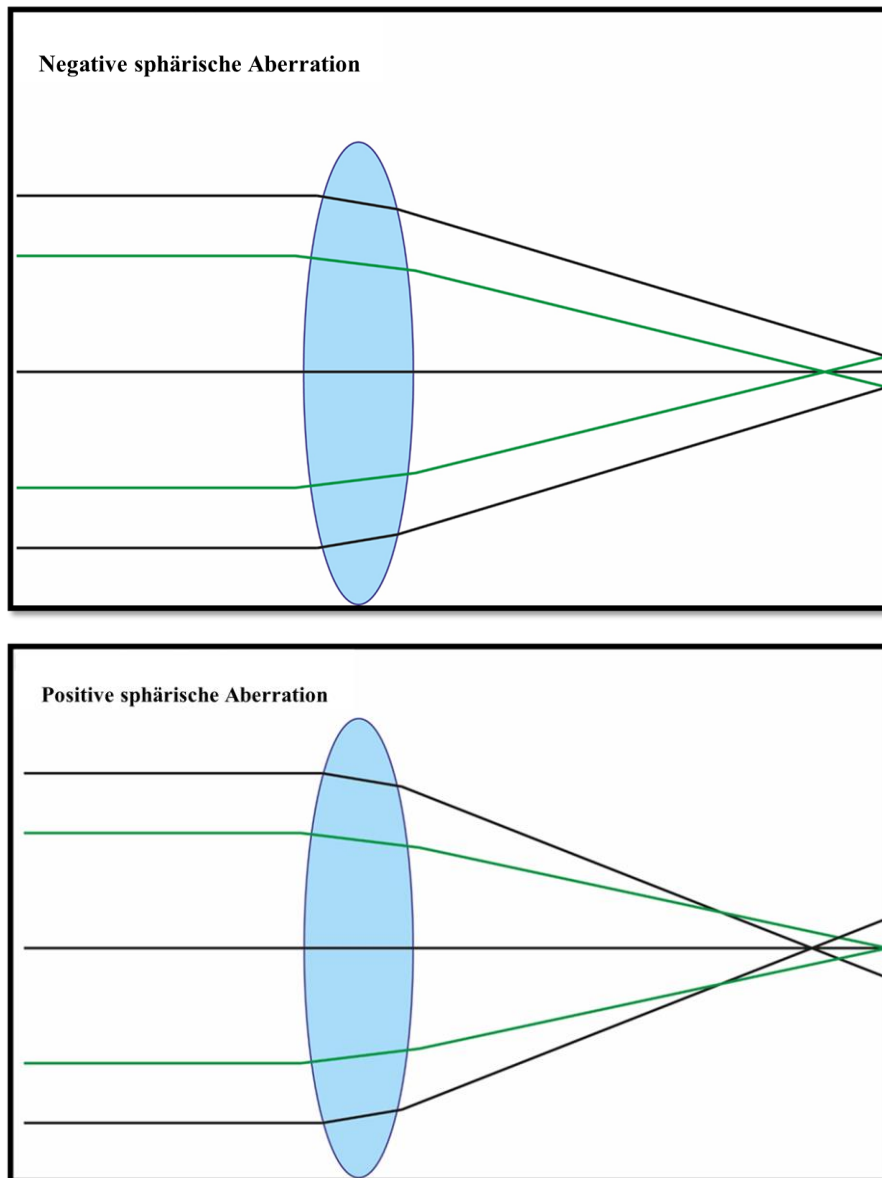


Abbildung 39, 40: *Abbildung einer Linse mit negativer und positiver sphärischer Aberration (SA).*

Man unterscheidet im Allgemeinen zwischen 4 Typen von optischen Grenzflächen:

- **Sphärische refraktive Fläche** ($Q = 0$): Sphärische Grenzflächen brechen bei Einfall eines parallelen Lichtbündels Randstrahlen mehr als achsnahe Strahlen. Somit entsteht eine positive SA. Die eigene Linse weist durch ihre beiden Grenzflächen und die graduelle Änderung des Brechungsindex vom Zentrum zur Peripherie (Gradientenindex) in jungen Jahren eine negative SA auf. Durch Umbauprozesse im Alter geht die negative SA weitgehend verloren, so dass die Kompensation der positiven SA der Hornhaut im Alter nicht mehr greift (die Hornhaut hat zwar im Mittel ein geringfügig negatives Q an beiden Flächen, bringt jedoch immer noch eine positive SA in das optische System ein). Ein weiterer Kompensations-Mechanismus des menschlichen Auges ist der sog. „Stiles-Crawford Effekt“. Dieser Effekt beschreibt die Ausrichtung der Photorezeptoren (hauptsächlich Zapfen) auf das Zentrum der Pupille und sorgt dafür, dass Strahlen, die das Pupillenzentrum durchlaufen, stärker bewertet werden im Vergleich zu Randstrahlen [97].
 - **Asphärische abgeflachte Fläche (Oblate Ellipse)** ($Q > 0$): Asphärität ist die Abweichung von der Kugelform einer Fläche. Hier werden Randstrahlen noch stärker gebrochen im Vergleich zu achsnahen Strahlen verglichen mit einer sphärischen Linse, d.h. die SA eines Systems mit oblaten refraktiven Flächen ist höher (mehr positiv) als die einer sphärischen Grenzfläche [97].
 - **Asphärische längliche (prolate) Fläche** ($Q < 0$): Abhängig vom Medium vor und hinter der refraktiven Grenzfläche und vom Radius der Krümmung gibt es ein ausgezeichnetes negatives Q für das eine brechende Fläche sich neutral gegenüber der SA verhält. Für einen Q-Wert, der mehr Richtung „+“ geht, induziert die Grenzfläche eine positive SA, für einen Q-Wert, der mehr Richtung „-“ geht, induziert die Grenzfläche eine negative SA.
 - **Asphärische hyperprolate Fläche** ($Q \ll 0$): Funktioniert wie eine multifokale Linse mit erweiterter tiefer Schärfe (EDOF). Sie erzeugt negative SA [97].
3. **Trefoil:** Der Dreiblattfehler Trefoil resultiert aus der regelmäßigen alternierenden Variation der Brechkraft entlang der Meridiane in der Peripherie einer optisch wirksamen Fläche. Ein Auge mit Trefoil-Aberration sieht eine Lichtquelle wie einen Mercedes-Stern, betroffen ist hauptsächlich das periphere Sehen. In der Zernike-Pyramide wird der klassische

Dreiblattfehler niedrigster Ordnung durch die beiden Polynomanteile $Z(3,3)$ und $Z(3,-3)$ beschrieben [97].

3.7.3 Maßzahlen für optische Aberrationen (Wellenoptische Maßzahlen)

1. Punktbildfunktion (Point Spread Function (PSF)):

Die PSF beschreibt das Bild eines punktförmigen Objekts in der Fokalebene [53]. Die PSF ist ein Bild, das ein optisches System ausgehend von einer punktförmigen Lichtquelle erzeugt. Vereinfacht kann jedes Objekt im Objektraum durch eine Überlagerung von Punktlichtquellen angesehen werden, so dass sich das zugehörige Bild durch eine Überlagerung von gewichteten und verschobenen PSF darstellen lässt. Idealisiert soll ein Punkt im Objektraum auf einen Punkt im Bildraum abgebildet werden, aber schon aufgrund von Beugungserscheinungen an der Blende des optischen Systems wird die Energie auf einen Fleck verteilt. Ein perfektes brechendes System mit einer Blende bildet dabei ein punktförmiges Objekt auf eine Airy-Funktion ab, deren Energieverteilung durch eine Besselfunktion 0-ter Ordnung beschrieben werden kann. Dieses Airy-Muster ist charakterisiert durch einen hellen zentralen Fleck umgeben von konzentrischen kreisförmigen Mustern mit deutlich reduzierter Intensität (Abbildung 41).

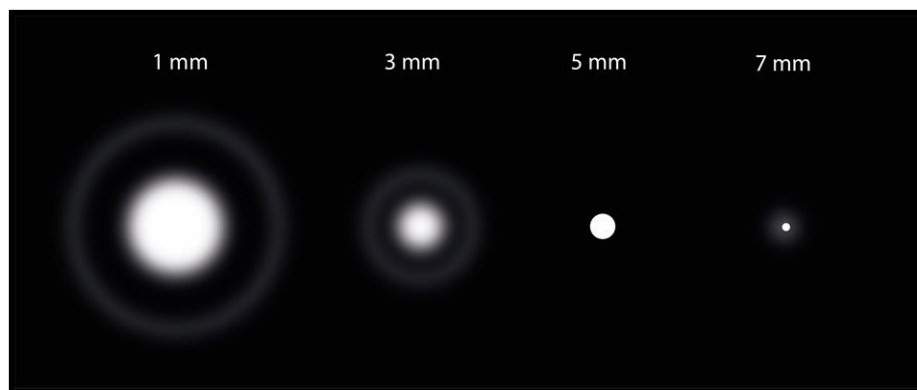


Abbildung 41: Punktbildfunktion (PSF) in Abhängigkeit zum Pupillendurchmesser ohne optische Aberrationen (weder LOAs noch HOAs). Die „Airy-Disc“ wird kleiner, je größer der Pupillendurchmesser ist.

Beim menschlichen Auge sieht man in der Regel kein Airy-Muster, da die komplexe Überlagerung vieler optischer Aberrationen niederer und höherer Ordnung das Beugungsmuster dominieren. Bei einem sehr kleinen Pupillendurchmesser kann die Beugung an der Pupille die Abbildungsqualität des optischen Systems limitieren, bei großer Pupille limitieren definitiv die optischen Fehler das Abbildungsverhalten (Abbildung 42) [97].

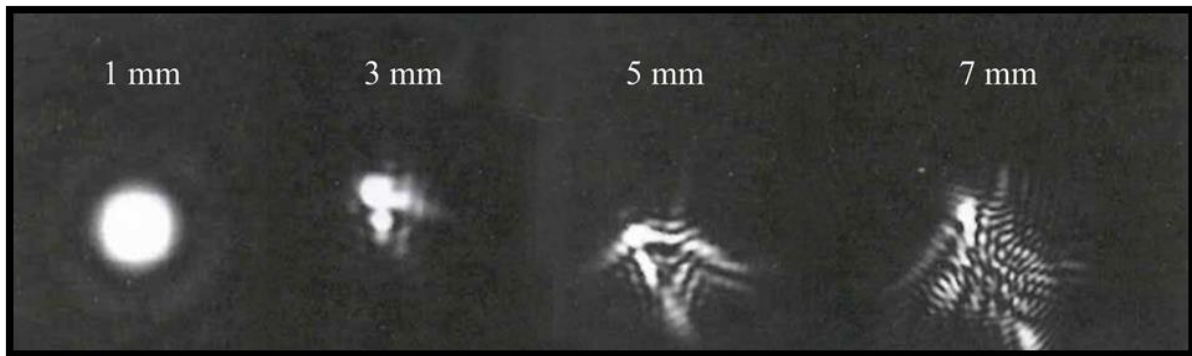


Abbildung 42: Punktbildfunktion (PSF) für verschiedene Pupillendurchmesser mit HOAs. Bei der Leistungsbewertung der Aberrationen in der Wellenfront wird ein standardisierter Pupillendurchmesser von 6 mm beurteilt.

Im klinischen Alltag können wir mit Hilfe von PSF beurteilen, wie die Abbildungsqualität des Patienten mit HOAs aussieht. Wir können mit der PSF die Wirkung der HOAs bewerten.

2. Strehlsche Definitionshelligkeit (Strehl-Ratio, SR):

Die SR ist weniger aussagekräftig. Sie gibt als skalare Größe das Verhältnis der Helligkeit der PSF in einem realen optischen System zur Helligkeit der PSF in einem idealen beugungsbegrenzten optischen System (ohne optische Aberrationen) an ($SR = I$ (maximal, aberrationsbehaftetes optisches System) / II (maximal, aberrationsfreies optisches System)). Bei einer $SR > 0,8$ ist die Abbildungsqualität als gut zu bewerten, bei $SR=1$ als beugungsbegrenzt (Abbildung 43) [97].

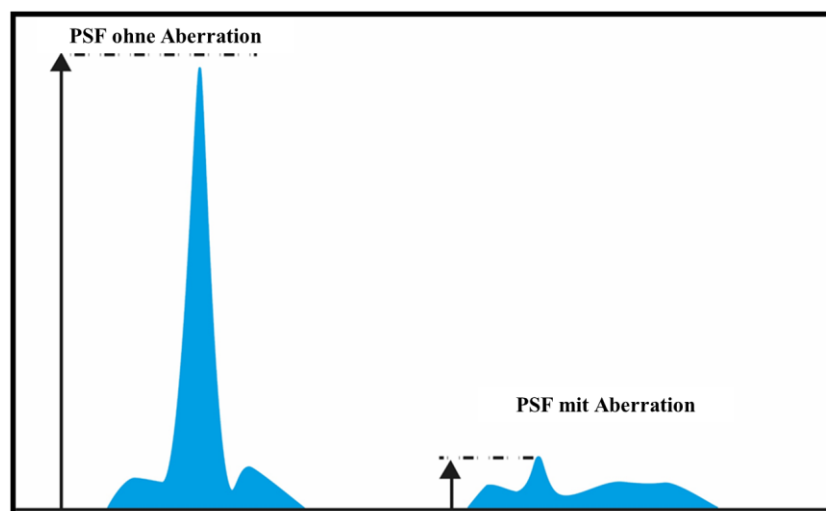


Abbildung 43: Strehlsche Definitionshelligkeit (SR) = der Quotient zwischen beiden Maxima der Punktbildfunktion (PSF).

3. Modulationsübertragungsfunktion (MTF = Kontrast-Übertragungsfunktion):

MTF ist die meist verwendete Messgröße zur Beurteilung der Abbildungsqualität eines optischen Systems. Die MTF gibt die Reduktion des Bildkontrasts (einer Struktur) gegenüber dem Kontrast des

Objektes in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz (SF), über die hinaus feine Details nicht aufgelöst werden, an. Mit anderen Worten, die MTF beschreibt die Kontrastübertragung durch die Optik. D.h. sie gibt das Verhältnis des Bildkontrasts (tatsächlicher Kontrast) zum Kontrast des Bilds auf der Netzhaut (empfundener Kontrast) an. SF ist definiert als die Anzahl der Zyklen eines Streifenmusters, die unter dem Sehwinkel von 1 Grad erscheinen. Grobe Sehobjekte haben demnach eine geringe Ortsfrequenz.

Die MTF-Kurve (Sinusmuster) beschreibt die Fähigkeit eines optischen Systems, Details vom Objekt ins Bild zu übertragen. MTF-Daten werden allgemein in Form einer Grafik dargestellt, in der die MTF (für eine bestimmte Wellenlänge) über die Ortsfrequenz in Perioden/Grad (Linienpaaren (LP)/°) oder Perioden/Millimeter (Linienpaaren (LP)/mm) dargestellt wird (Abbildung 44). Die MTF ist so normiert, dass das Maximum (bei einer Ortsfrequenz von SF=0) einen Wert von 1 annimmt, die Werte liegen also generell zwischen 0 und 1 [56]. Ein MTF-Wert von 0,5 bedeutet einen Kontrastverlust von 50% auf der Netzhaut.

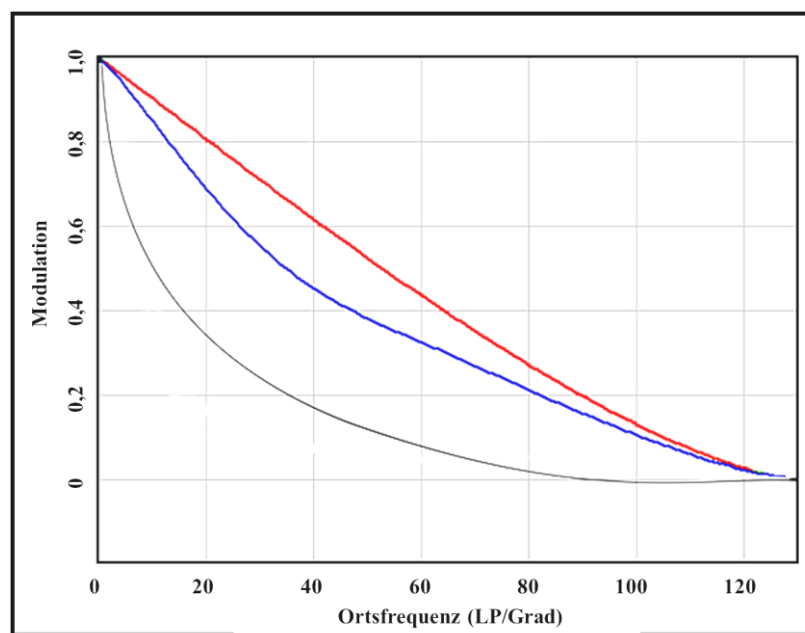


Abbildung 44: Rot: Beugungsbegrenzte MTF (theoretisch aberrationsfreies System: Blende + „ideale“ aberrationsfreie Optik), Blau: gutes System, Schwarz: schlechtes System.

4. Mittlerer quadratischer Wellenfrontfehler (root mean square, RMS)

Der RMS ist ein Ausdruck für die Bewertung einer Wellenfront. Der RMS-Wert beschreibt die mittlere quadratische Abweichung (vergleichbar mit der „Energie“) der tatsächlich gemessenen Wellenfront von einer perfekten Wellenfront (Standardabweichung des Gesamtfehlers der Wellenfront) [62]. Der RMS-Wert beschreibt nicht, welche charakteristischen Aberrationen in einem optischen System vorhanden sind. Da unterschiedliche Arten von Aberrationen das

Abbildungsverhalten störender oder weniger störend degradieren, ist der RMS-Wert des Wellenfrontfehlers nicht immer die Größe mit der besten Aussage zur Beurteilung des Abbildungsverhaltens. Die meisten gesunden Augen haben einen RMS-Wert $< 0,3 \mu\text{m}$ [97].

5. Zernike Koeffizienten (ZK):

ZK sind eine Beschreibung der Gewichte einzelner Zernike-Anteile im Wellenfrontfehler. Jedes Gewicht kann dabei positive oder negative Werte annehmen. Einzelne ZK können z.B. bei Vorliegen eines Refraktionsfehlers hohe Werte annehmen. ZK-Werte der Aberrationen höherer Ordnung liegen im Normalbereich, wenn die Werte kleiner als $0,2 \mu\text{m}$ sind, verdächtig sind Werte zwischen $0,25 - 0,5 \mu\text{m}$ und pathologische Werte $> 0,5 \mu\text{m}$. Nicht alle Zernike-Anteile beeinträchtigen die Sehqualität gleichermaßen. So wird der Defokus und die SA deutlich besser toleriert als beispielsweise Coma oder Trefoil.

Die Abbildungsqualität kann auch **subjektiv** beurteilt werden:

- Sehschärfe (Visus),
- Kontrastempfindlichkeit: sie hängt von SF und damit von MTF ab. Sie kann photopisch oder mesopisch ermittelt werden. Sie ist besser geeignet im Vergleich zum Visus,
- Blendempfindlichkeit
- Nachtsehen [62].

3.8 Statistische Methode

Die Datenerfassung erfolgte mittels einer Excel-Datenbank. Die Statistik dieser Arbeit wurde im Statistik-Programm „Statistical Package for the Social Sciences“ IBM-SPSS (Version 20.0) durchgeführt. Im Mann-Whitney-U Test wurden Werte von $p < 0,05$ als signifikant angesehen.

Um ein Vorhersagemodell für die postoperative Dezentrierung der IOL und Verkippung der IOL als Haupt-Zielgröße zu generieren, sowie den postoperativ bestkorrigierten Visus, die postoperativen Aberrationen höherer Ordnung und den postoperativen Linsenäquator als Neben-Zielgrößen abzuleiten, wurden multiple lineare Regressionsanalysen durchgeführt. Ein Regressionsmodell, bei dem die abhängige Variable (Zielgröße) aus zwei oder mehreren unabhängigen erklärenden Variablen (Prädiktoren) vorhergesagt wird, wird als multiple (oder multivariable) lineare Regression bezeichnet. Man verwendet hierfür entweder metrische Ko-Variablen (wie in unserer Studie, z.B. präoperative Achsenlänge oder Alter) oder kategoriale Variablen (z.B. Geschlecht). In der Regressionsanalyse werden alle Prädiktoren miteinbezogen, die einen wichtigen Zusammenhang mit der Zielgröße haben. Auf Basis der **präoperativen** Biometriedaten (IOL-Master) sowie der Messwerte des

Vorderaugenabschnitts-OCT als Prädiktoren ließen sich unterschiedliche Vorhersagemodelle mit unterschiedlichen Bestimmtheitsmaßen modellieren.

Ziel war es demnach, mit mindestens zwei unabhängigen Prädiktoren eine abhängige Zielgröße zu erklären. Daher wurden aus einer großen Korrelations-Tabelle die am besten geeigneten Prädiktoren ausgesucht. Die unterschiedlichen Prädiktoren wurden in unterschiedliche Modelle eingesetzt, um das beste Vorhersagemodell hauptsächlich für die Zielgrößen (1) postoperative Dezentrierung und Verkipfung der IOL, (2) den postoperativ bestkorrigierten Visus, (3) die postoperativen optischen Aberrationen höherer Ordnung als Maß für die Abbildungsgüte und (4) die Lage des postoperativen Linsenäquators abzuleiten.

Nach der Bestimmung der am besten passenden Prädiktoren wurde mit SPSS eine automatische multiple lineare Modellierung durchgeführt. Dabei wird eine schrittweise Regression durchgeführt. Dies ist eine Kombination aus Vorwärtsselektion (eine Variable wird nach der anderen hinzugefügt, bis das Hinzufügen einer weiteren Variablen nur noch einen kleinen Teil der Varianz ausmacht) und Rückwärtlöschung (die Variablen werden eine nach der anderen gelöscht, wenn sie nicht signifikant zur Vorhersage des Ergebnisses beitragen). Dabei werden die Variablen einzeln hinzugefügt und beibehalten, wenn sie bestimmte statistische Kriterien erfüllen, oder aber entfernt, wenn sie nicht mehr signifikant zum jeweiligen Vorhersagemodell beitragen. Diese Modelle liefern folgende stabile und zuverlässige Informationen:

- Der Vorhersagewert, die sog. "Bedeutsamkeit" für jeden Prädiktor in dem jeweiligen Vorhersagemodell.
- Darstellung des Zusammenhangs der vorhergesagten Werte zu den tatsächlich postoperativ gemessenen Werten der Zielgröße.
- Die Genauigkeit eines Vorhersagemodells, sog. "Bestimmtheitsmaß".

Zu beachten ist, dass unabhängige Variablen (Prädiktoren), die anhand der Korrelationstabelle als "vielversprechend" ausgewählt wurden, am Ende möglicherweise keine signifikanten Prädiktoren darstellen, wenn andere unabhängige Variablen einen großen Teil der Varianz beschreiben, sodass die verbleibende Varianz im Schätzmodell gering ist.

4 ERGEBNISSE

4.1 Deskriptive Statistik

4.1.1 Demographische Daten

In diese Studie wurden insgesamt 80 Augen von 80 Patienten vor und nach einer komplikationslosen Katarakt-Operation eingeschlossen. Das mittlere Alter der im Gesamtkollektiv untersuchten Patienten betrug 67 ± 12 Jahre (58 - 87 Jahre) bei einer ausgeglichenen Geschlechtsverteilung (männlich 50%, weiblich 50%). Bei allen eingeschlossenen Patienten wurde eine einstückige asphärische HOYA-Kunstlinse (Vivonex iSert XY1) aus hochbrechendem hydrophobem Acrylat implantiert.

4.1.2 Biometrie-Daten (IOL-Master 500, Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland)

Biometrisch wurden die Achsenlänge (AL), die flachen und steilen Keratometerwerte (D1, D2), der Mittelwert der Keratometerwerte (DM), der Zylinder (Zyl), die Vorderkammertiefe bis zum Epithel (VKT-extern) und der IOL-Brechwert (IOL-BW) mittels IOL-Master 500 präoperativ erfasst. Die präoperativen deskriptiven Daten (Mittelwert, Standardabweichung, Median sowie Minimum und Maximum) der untersuchten Parameter (AL, D1, D2, DM, Zyl VKT-extern, und IOL-Brechwert) im Gesamtkollektiv sind in - Tabelle 2 - zusammengefasst.

	AL (mm)	D1 (Dioptrien)	D2 (Dioptrien)	DM (Dioptrien)	Zyl (Dioptrien)	VKT-extern (mm)	IOL-Brechwert (Dioptrien)
Mittelwert \pm SD	23,6 \pm 1,1	42,6 \pm 1,5	43,3 \pm 1,3	43,0 \pm 1,4	0,7 \pm 1,4	3,0 \pm 0,3	21,6 \pm 2,5
Median	23,4	42,5	43,2	42,9	0,6	3,0	22,0
(Minimum - Maximum)	(22 - 28,0)	(39,3 - 45,9)	(40,2 - 46,5)	(39,9 - 46,2)	(0,3 - 2,7)	(2,2 - 3,7)	(11 - 25)

Tabelle 2: Darstellung der präoperativen Biometriewerte: Mittelwert, Standardabweichung (SD), Median sowie Minimum und Maximum der untersuchten Parameter (Achsenlänge (AL), flache und steile Keratometerwerte (D1, D2), Mittelwert der Keratometerwerte (DM), Zylinder (Zyl), Vorderkammertiefe bis zum Epithel (VKT-extern) und IOL-Brechwert (IOL-BW).

4.1.3 Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (Teil 1)

Bei diesem Teil werden die Hornhautparameter dargestellt. Mittels Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (VAA-OCT) wurden präoperativ folgende Parameter erfasst: anteriorer flacher

Keratometerwert (a-Kf), anteriorer steiler Keratometerwert (a-Ks), anteriorer Zylinder (a-Zyl), anteriorer mittlerer Keratometerwert (a-AvgK), Aberrationen höherer Ordnung (Higher Order Aberrations, HOAs in der zentralen 4 mm-Zone), Vorderkammertiefe bis zum Epithel/Endothel (VKT-Extern/VKT-intern), Weiß-zu-Weiß Abstand (W-2-W) und Pupillendurchmesser (Tabelle 3, 4). Die postoperativen Änderungen der HOA in der zentralen 4 mm-Zone, die VKT-Extern und -intern sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

	a-Ks (Dioptrien)	a-Kf (Dioptrien)	a-Zyl (Dioptrien)	a-AvgK (Dioptrien)
Mittelwert ± SD	44,1 ± 1,4	43,4 ± 1,5	-0,6 ± 0,5	43,8 ± 1,4
Median	44,0	43,2	-0,6	43,6
(Minimum - Maximum)	(40,9 - 47,3)	(39,8 - 46,8)	(-3,0 - 0,7)	(40,3 - 47,0)

Tabelle 3: Darstellung der präoperativen VAA-OCT-Parameter: anteriorer flacher Keratometerwert (a-Kf), anteriorer steiler Keratometerwert (a-Ks), anteriorer Zylinder (a-Zyl) und anteriorer mittlerer Keratometerwert (a-AvgK, r-AvgK).

	HOA in 4 mm (µm)	VKT-Extern (mm)	VKT-intern (mm)	W-2-W (mm)	Pupillendurchmesser (mm)
Mittelwert ± SD	0,2 ± 0,1	3,2 ± 0,3	2,6 ± 0,3	11,8 ± 0,5	7,3 ± 0,7
Median	0,2	3,2	2,6	11,8	7,4
(Minimum - Maximum)	(2,2 - 3,7)	(2,3 - 3,9)	(1,8 - 3,5)	(10,6 - 13,1)	(5,2 - 8,5)

Tabelle 4: Darstellung der präoperativen VAA-OCT-Parameter: Aberrationen höherer Ordnung (Higher Order Aberrations, HOAs in der zentralen 4 mm-Zone), externe und interne Vorderkammertiefe, Weiß-zu-Weiß Abstand (W-2-W) und Pupillendurchmesser (PD).

	HOA in 4 mm (µm)	VKT-Extern (mm)	VKT-intern (mm)
Mittelwert ± SD	0,3 ± 0,1	4,5 ± 0,2	4,0 ± 0,2
Median	0,2	4,5	4,0
(Minimum - Maximum)	(0,1 - 0,9)	(4,1 - 5,1)	(3,5 - 4,7)

Tabelle 5: Darstellung der postoperativen VAA-OCT-Parameter: Aberrationen höherer Ordnung (Higher Order Aberrations, HOAs in der zentralen 4 mm-Zone), externe und interne Vorderkammertiefe, und Weiß-zu-Weiß Abstand (W-2-W).

4.1.4 Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (Teil 2)

Bei dem zweiten Teil werden die deskriptiven Parameter der eigenen Linse (präoperativ) und der IOL (postoperativ) dargestellt. Dazu gehören die folgenden Definitionen:

1. Linsenverkipfung-Y: Verkipfung der eigenen Linse oder Intraokularlinse (IOL) um die x-Achse. Wir reden von einer negativen Verkipfung-Y, wenn der kaudale Teil der Linse nach anterior (Richtung Iris) verkippt ist (Abbildung 45a). Eine positive Verkipfung-Y bezeichnet dann eine kraniale Verkipfung der Linse nach anterior (Richtung Iris) (Abbildung 45b).

2. Linsenverkipfung-X: Verkipfung der eigenen Linse oder Intraokularlinse (IOL) um die y-Achse. Wir reden von einer positiven Verkipfung-X, wenn der temporale Teil der Linse nach anterior (Richtung Iris) verkippt ist (Abbildung 45c). Eine negative Verkipfung-X bezeichnet dann eine nasale Verkipfung der Linse nach anterior (Richtung Iris) (Abbildung 45d).

3. Linsendezentrierung-X: Dezentrierung in der x-Achse (horizontal) (Abbildung 46). Wir reden von einer positiven Dezentrierung-X, wenn die Linse nach nasal dezentriert ist. Eine negative Dezentrierung-X bezeichnet dann eine temporale Dezentrierung.

4. Linsendezentrierung-Y: Dezentrierung in der y-Achse (vertikal) (Abbildung 46). Wir reden von einer positiven Dezentrierung-Y, wenn die Linse nach kranial dezentriert ist. Eine negative Dezentrierung-Y bezeichnet dann eine kaudale Dezentrierung.

Sowohl die Dezentrierung als auch die Verkipfung beider Linsen (eigene Linse und IOL) beziehen sich auf das rechte Auge. Das linke Auge wurde immer horizontal gespiegelt berechnet.

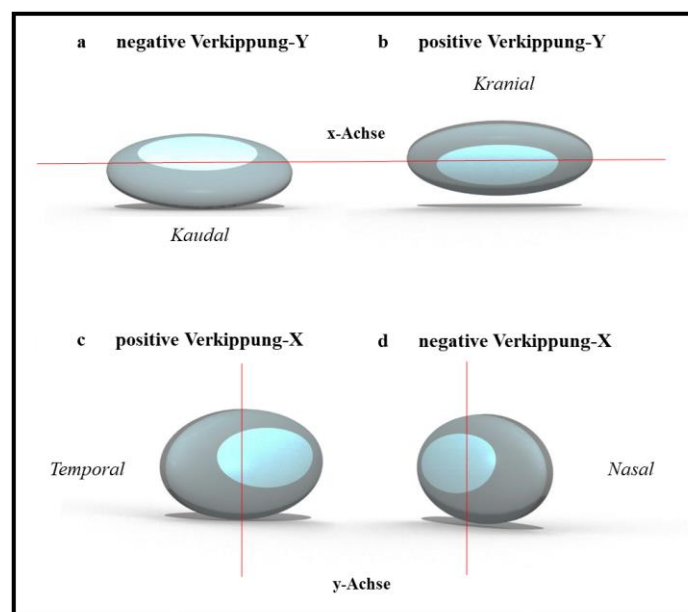


Abbildung 45a - 45d: Darstellung der Linsenverkipfung in der x- und y-Achse, (a) negative Linsenverkipfung-Y um die x-Achse, (b) positive Linsenverkipfung-Y um die x-Achse, (c) positive Linsenverkipfung-X um die y-Achse, (d) negative Linsenverkipfung-X um die y-Achse.

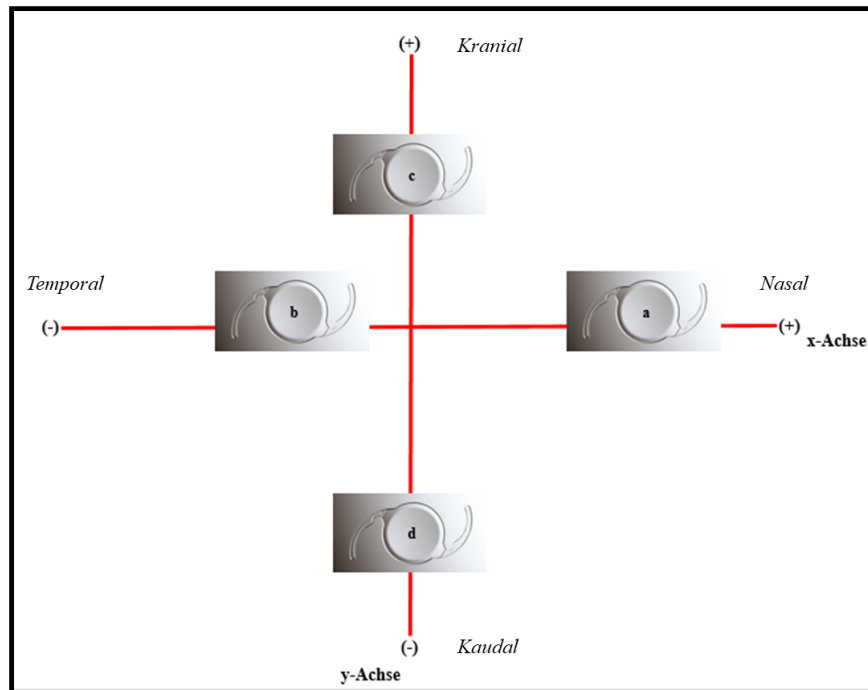


Abbildung 46: Darstellung der Linsendezentrierung: (a, b) Dezentrierung in der x-Achse, (c, d) Dezentrierung in der y-Achse.

Mittels Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (VAA-OCT) wurden präoperativ die Dicke, der Durchmesser und die Krümmung der eigenen natürlichen Linse gemessen und in Tabelle 6 zusammengefasst.

	LDI (mm)	LDM (mm)	LKv (mm)	LKvs (mm)	LKvf (mm)	LKh (mm)	LKhs (mm)	LKhf (mm)
Mittelwert ± SD	4,7 ± 0,4	10,1 ± 0,4	9,2 ± 1,3	8,9 ± 1,2	9,6 ± 1,4	5,7 ± 0,5	5,4 ± 0,5	6,1 ± 0,6
Median	4,7	10,0	9,0	8,7	9,4	5,7	5,3	6,0
(Minimum - Maximum)	(3,8 - 5,7)	(8,7 - 11,2)	(7,5 - 14,1)	(7,4 - 13,3)	(7,6 - 14,9)	(4,4 - 7,1)	(4,0 - 6,8)	(4,7 - 8,3)

Tabelle 6: Darstellung der präoperativen VAA-OCT-Parameter der eigenen Linse: Linsendicke (LDI) und Linsendurchmesser (LDM), Linsenkrümmung vorne (LKv), Linsenkrümmung vorne steil (LKvs), Linsenkrümmung vorne flach (LKvf), Linsenkrümmung hinten (LKh), Linsenkrümmung hinten steil (LKhs) und Linsenkrümmung hinten flach (LKhf).

Mittels Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (VAA-OCT) wurden außerdem die gesamte Verkippung und Dezentrierung (Betrag und Richtung) gemessen, die Verkippung in x- und y-Achse, und die Dezentrierung in x- und y-Achse berechnet. Die Daten wurden sowohl präoperativ (eigene natürliche Linse) als auch postoperativ (IOL) in Tabelle 7 zusammengefasst.

	Eigene Linse (präoperativ)	IOL (postoperativ)	p-Werte
	Mittelwert ± SD Median (Minimum - Maximum)		
Dezentrierung-gesamt (mm)	0,28 ± 0,1 0,2 (0,0 - 0,5)	0,20 ± 0,1 0,2 (0,0 - 1,0)	0,040
Dezentrierung-X (mm)	-0,1 ± 0,1 -0,1 (-0,4 - 0,4)	-0,1 ± 0,2 -0,1 (-1,0 - 0,5)	0,391
Dezentrierung-Y (mm)	-0,01 ± 0,1 0,0 (-0,4 - 0,3)	-0,03 ± 0,2 0,0 (-0,6 - 0,4)	0,298
Verkippung-gesamt (Grad)	5,7 ± 1,5 5,9 (1,0 - 9,1)	5,8 ± 1,5 5,8 (1,2 - 9,2)	0,648
Verkippung-X (Grad)	-5,3 ± 1,5 -5,4 (-8,5 - -0,8)	-5,2 ± 2,2 -5,1 (-9,1 - 8,8)	0,792
Verkippung-Y (Grad)	-1,6 ± 1,4 -1,5 (-5,1 - 2,1)	-1,3 ± 1,5 -1,4 (-4,0 - 2,5)	0,294

Tabelle 7: Deskriptive Darstellung der Messwerte des Vorderaugenabschnitts-OCT CASIA 2 (VAA-OCT): Präoperative Position der eigenen Linse vor der Katarakt-Operation und postoperative Position der IOL nach komplikationsloser Katarakt-Operation: gesamte Dezentrierung und Verkippung beider Linsen, Dezentrierung der eigenen Linse (präoperativ) sowie IOL (postoperativ) sowohl in der x- als auch in der y-Achse in mm (Dezentrierung-X/-Y) und Verkippung der eigenen Linse (präoperativ) sowie IOL (postoperativ) sowohl in der x- als auch in der y-Achse in Grad (Verkippung-X/-Y).

4.1.5 Prä- und postoperativer Vergleich der Linsenposition

Der Boxplot dient dazu, charakteristische Größen der Verteilung wie den Median, die Quartile sowie Konfidenzintervalle grafisch darzustellen. Beim Betrachten der Veränderung (prä- zu postoperativ) der LD-X/Y und LV-X/Y fällt auf, dass das Niveau der Variationen bei der LD-X/Y postoperativ zunimmt. Bei der LV-X/Y haben wir eine vergleichbare Verteilung prä- zu postoperativ (Abbildung 47).

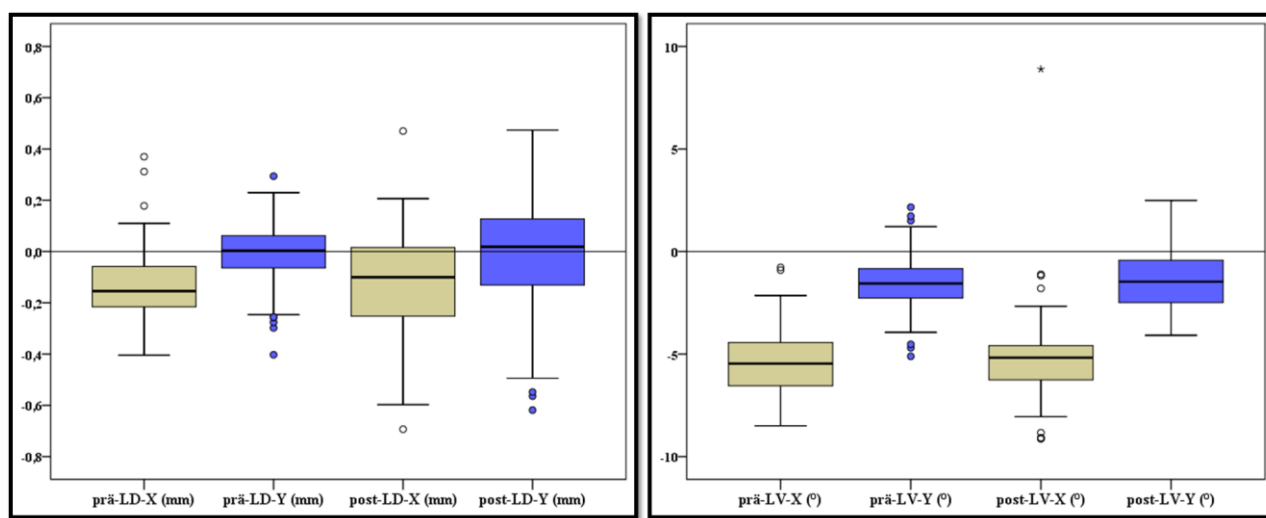


Abbildung 47: Boxplot: Vergleich der Verteilung prä- zu postoperativ: Linsendzentrierung horizontal (LD-X), Linsendzentrierung vertikal (LD-Y), Linsenverkipfung in der x-Achse um die y-Achse (LV-X) und Linsenverkipfung in der y-Achse um die x-Achse (LV-Y). Die Balken markieren die Quartile, die Linie im Balken den Median, und die äußeren Markierungen das 95% Konfidenzintervall.

Um die Verteilung noch genauer darzustellen, werden nun die absoluten Messwerte betrachtet. Die postoperative LD (IOL) zeigt sowohl in der x- als auch y-Achse eine deutliche Streuung im Vergleich zu den Messwerten der präoperativen LD (eigene Linse). Die prä- und postoperative LD zeigen eine vermehrte temporale sowie kaudale Dezentrierung (Abbildung 48).

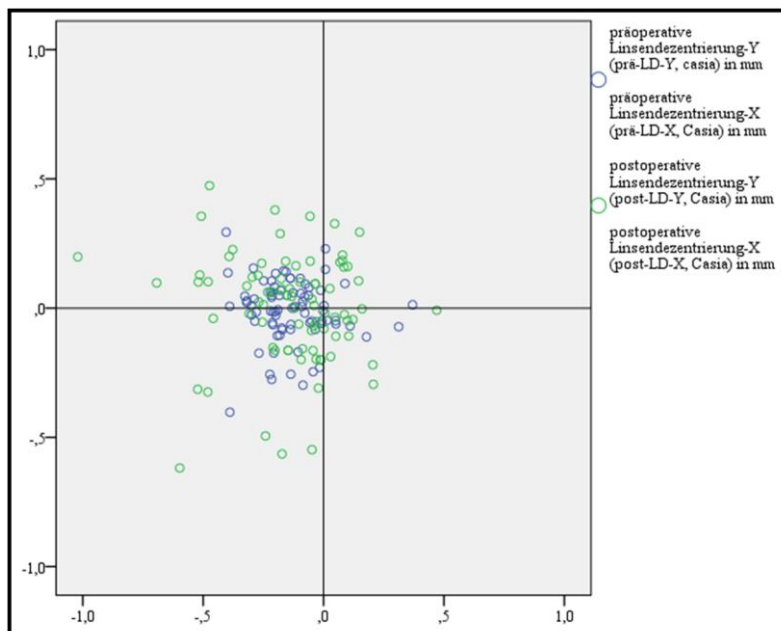


Abbildung 48: Verteilung der absoluten Messwerte der Linsendzentrierung: Linsendzentrierung horizontal (LD-X), Linsendzentrierung vertikal (LD-Y).

Die Messwerte der präoperativen sowie postoperativen LV zeigen sowohl in der x- (um die y-Achse) als auch in der y-Achse (um die x-Achse) eine vergleichbare Streuung, wobei die LV-Y und X sowohl präoperativ als auch postoperativ häufiger negativ ist (Abbildung 49). Bei negativer LV-Y ist dann der kaudale Teil der Linse nach anterior (Richtung Iris) verkippt. Bei negativer LV-X ist dann der nasale Teil der Linse nach anterior (Richtung Iris) verkippt.

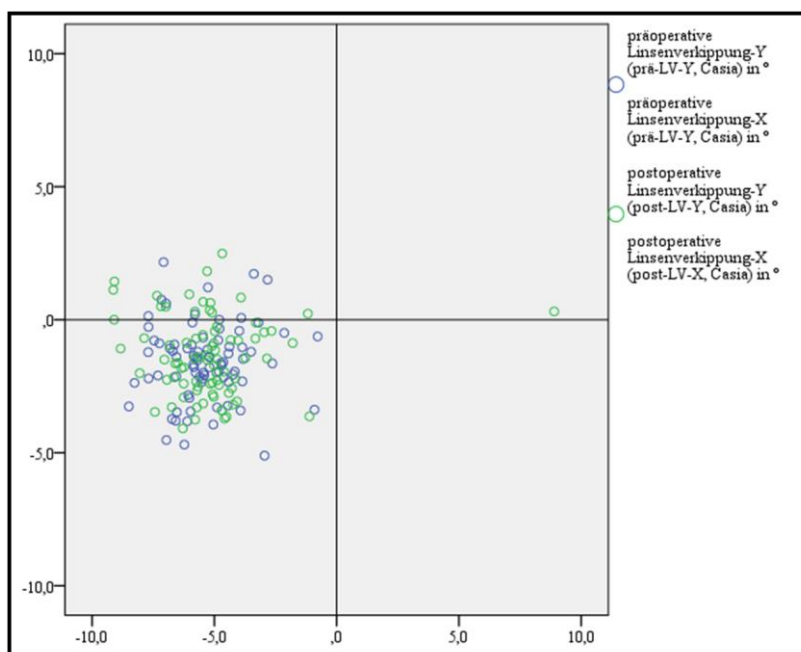


Abbildung 49: Verteilung der absoluten Messwerte der Linsenverkipfung: Linsenverkipfung in der x-Achse um die y-Achse (LV-X) und Linsenverkipfung in der y-Achse um die x-Achse (LV-Y).

In Tabelle 8 werden sowohl die prä- als auch postoperativen Daten hinsichtlich des Linsenäquators zusammengefasst. Der Linsenäquator wurde rechnerisch ermittelt:

- Der präoperative Linsenäquator (prä-LÄ) wurde berechnet: (externe Vorderkammertiefe + 0,4 * präoperative Linsendicke)
- Der postoperative Linsenäquator (post-LÄ) wurde berechnet: (externe Vorderkammertiefe + 0,5 * postoperative Linsendicke).

Die verwendeten Parameter 0,4 (40%) für die eigene Linse stützten sich auf eine Arbeit von Liou et al. [73]. Hier wurde der anteriore Anteil der kristallinen Linse mit 40% (und der posteriore mit 60%) angegeben wie in Abbildung 50 schematisch dargestellt. Für die Beschreibung des Linsenäquators in der postoperativen Situation wurde für die IOL angenommen, dass sich die Haptikebene bei einer equikonvexen Geometrie der IOL mittig zwischen der Vorderfläche und der Rückfläche der IOL befindet (0,5). Durch den errechneten LÄ können wir die Position der eigenen Linse sowie der IOL im Äquator evaluieren. Die Position des LÄ weicht bei einer Linsen-Dezentrierung oder -Verkipfung entsprechend ab.

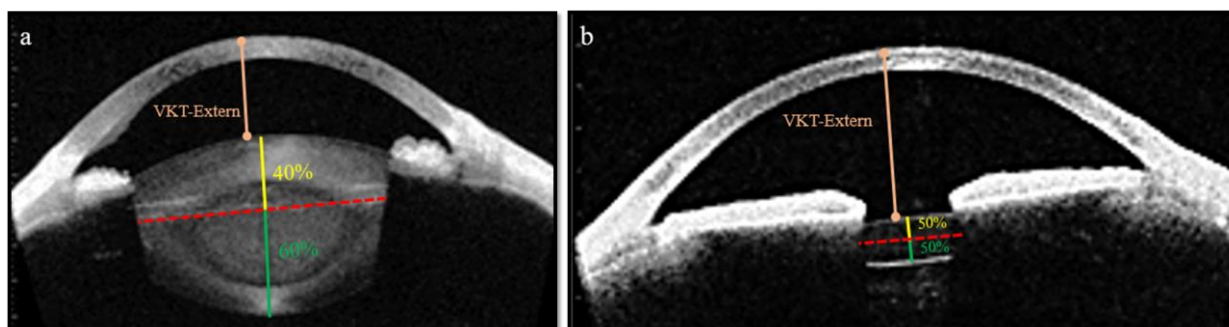


Abbildung 50a, 50b: Schematische Darstellung wie der (a) prä- und (b) postoperative Linsenäquator berechnet wurde.

	prä-LÄ (mm)	post-LÄ (mm)
Mittelwert ± SD	5,1 ± 0,2	5,0 ± 0,2
Median	5,1	5,0
(Minimum - Maximum)	(4,5 - 5,7)	(4,6 - 5,6)

Tabelle 8: Darstellung der Daten des prä- und postoperativen Linsenäquators: Der präoperative Linsenäquator (prä-LÄ) und der postoperative Linsenäquator (post-LÄ).

4.1.6 Refraktion und Visus

In der folgenden Tabelle werden die Refraktionswerte unterteilt in Sphäre, refraktiven Zylinder, sphärisches Äquivalent sowie bestkorrigierten Visus und sowohl präoperativ als auch postoperativ zusammengefasst (Tabelle 9).

	Präoperativ	Postoperativ	p-Werte
	Mittelwert ± SD Median (Minimum - Maximum)		
Sphäre (Dioptrien)	-1,2 ± 2,9 -0,75 (-16,2 - 3,0)	-1,2 ± 0,9 -1,0 (-4,2 - 1,5)	0,463
Refraktiver Zylinder (Dioptrien)	1,1 ± 0,7 1,0 (0,0 - 3,5)	0,9 ± 0,5 0,7 (0,0 - 3,0)	0,200
Sphärisches Äquivalent (Dioptrien)	-0,6 ± 2,7 -0,1 (-14,5 - 3,8)	-0,7 ± 0,8 -0,6 (-3,6 - 2,3)	0,200
Visus-cc (Dezimal)	0,5 ± 0,1 0,5 (0,1 - 1,0)	0,9 ± 0,1 1,0 (0,6 - 1,0)	0,000

Tabelle 9: Darstellung der Refraktionswerte: Sphäre, refraktiver Zylinder, Sphärisches Äquivalent (SÄ) und bestkorrigierter Visus (Visus-cc).

4.2 Darstellung der Vorhersagemodelle

Die unterschiedlichen Prädiktoren wurden in unterschiedliche Modelle eingesetzt, um das beste Vorhersagemodell abzuleiten.

- Modell 1, 2, 3: beschreiben die Vorhersage der postoperativen gesamten Linsendezentrierung
- Modell 4, 5: beschreiben die Vorhersage der postoperativen gesamten Linsenverkipfung
- Modell 6: beschreibt die Vorhersage des postoperativen bestkorrigierten Visus

- Modell 7: beschreibt die Vorhersage der postoperativen Aberrationen höherer Ordnung
- Modell 8, 9: beschreiben die Vorhersage des postoperativen Linsenäquators.

4.2.1 Modell 1

- **Prädiktoren:** Achsenlänge und präoperative gesamte Linsendezentrierung
- **Zielgröße:** postoperative gesamte Linsendezentrierung

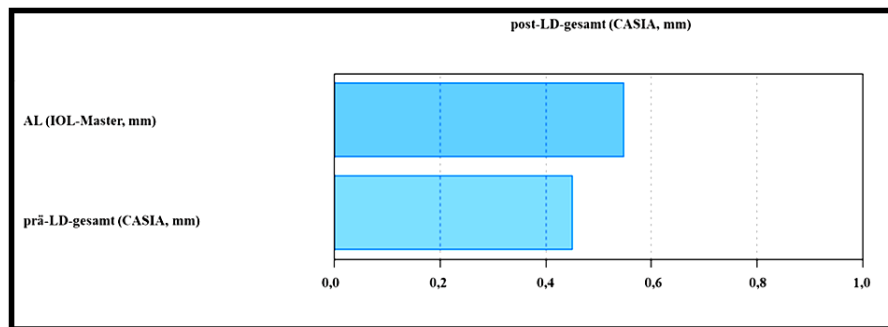


Abbildung 51: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperative Achsenlänge in Millimeter (mm) gemessen mittels IOL-Master (prä-AL) und präoperative gesamte Linsendezentrierung in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-LD-gesamt). Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsendezentrierung in mm gemessen mittels CASIA 2 (post-LD-gesamt) (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

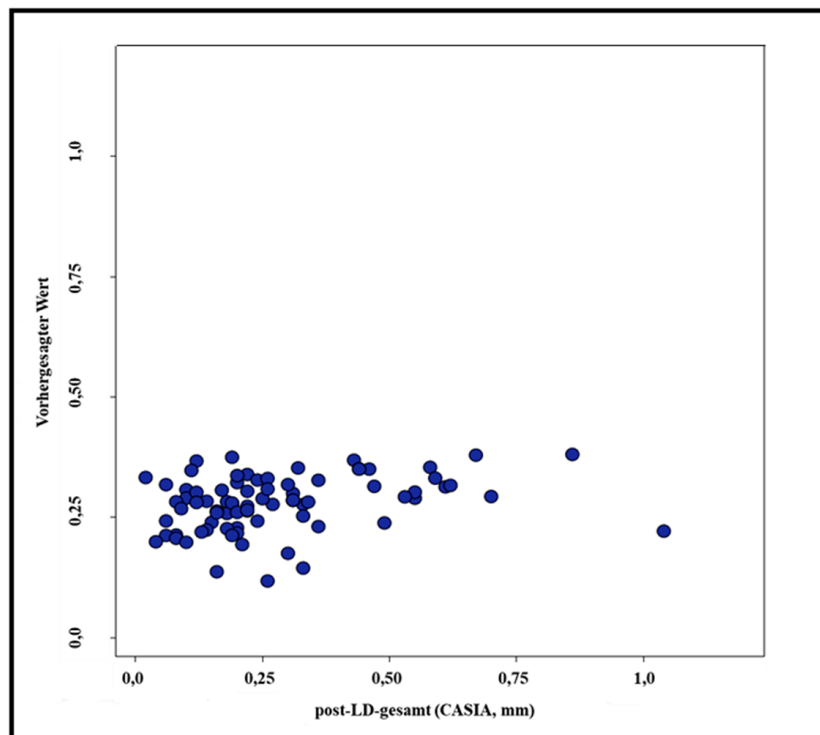


Abbildung 52: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsendezentrierung (post-LD-gesamt).

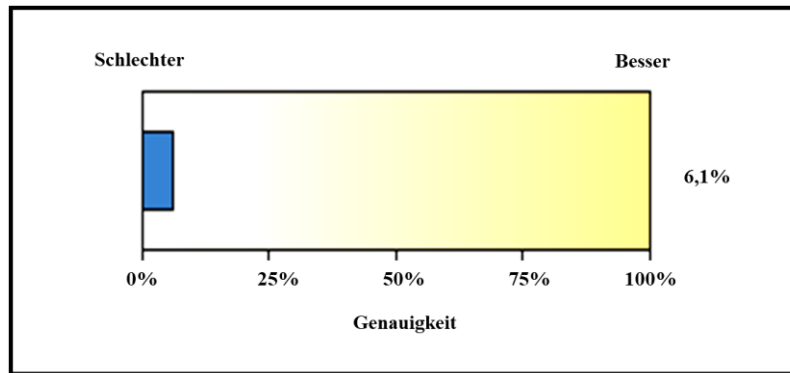


Abbildung 53: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 1: Auf der Basis der prä-AL und prä-LD-gesamt lässt sich die post-LD-gesamt mit einem Bestimmtheitsmaß von 6,1% modellieren, wobei die prä-AL als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-LD-gesamt aufweist (0,55 vs. 0,45). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte eine starke Streuung.

4.2.2 Modell 2

- **Prädiktoren:** präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte, präoperative gesamte Linsendenzentrierung, präoperativer Weiß-zu-Weiß Abstand und präoperative Linsendenzentrierung in der x-Achse
- **Zielgröße:** postoperative gesamte Linsendenzentrierung

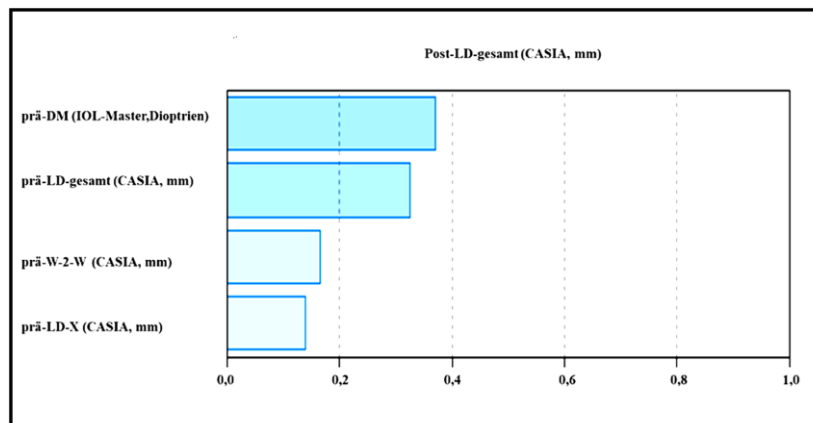


Abbildung 54: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte in Dioptrien gemessen mittels IOL-Master (prä-DM), gesamte präoperative Linsendenzentrierung in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LD-gesamt), präoperativer Weiß-zu-Weiß Abstand in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-W-2-W), präoperative Linsendenzentrierung in der x-Achse in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-LD-X). Zielgröße ist die gesamte postoperative Linsendenzentrierung in mm (post-LD-gesamt) (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

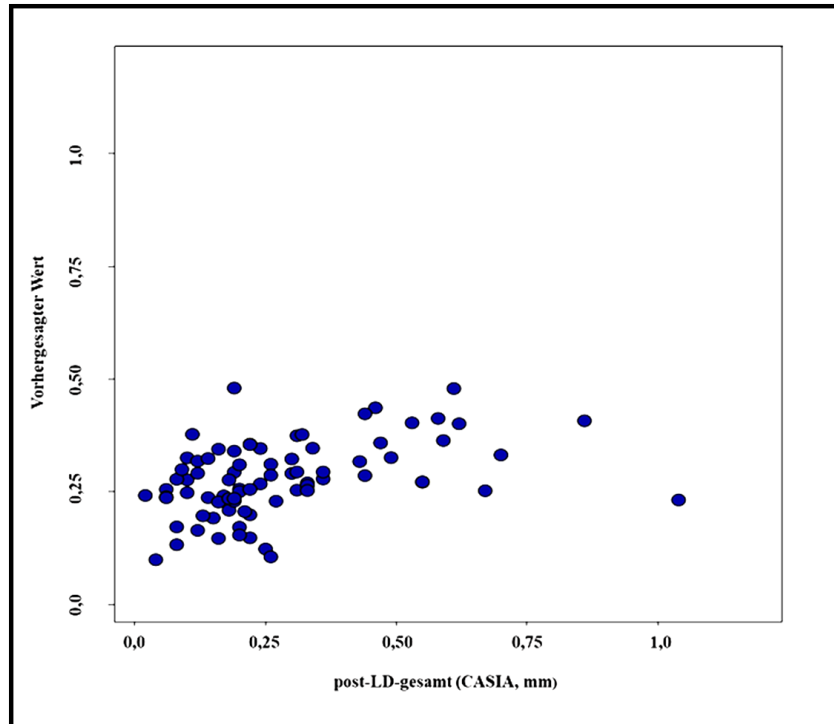


Abbildung 55: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsendzentrierung (post-LD-gesamt).

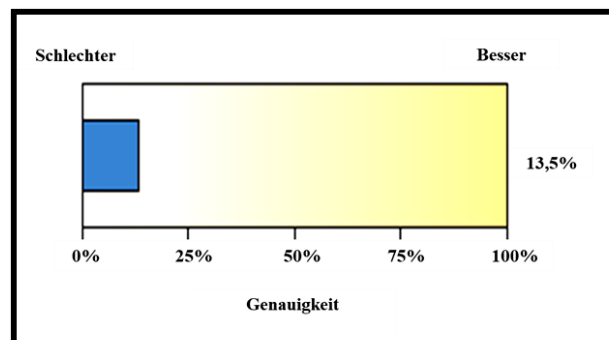


Abbildung 56: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 2: Auf der Basis der prä-DM, prä-LD-gesamt, prä-W-2-W und prä-LD-X lässt sich die post-LD-gesamt mit einem Bestimmtheitsmaß von 13,5% modellieren, wobei die prä-DM als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-LD-gesamt, prä-W-2-W und prä-LD-X aufweist (0,37 vs. 0,32, 0,17 und 0,14). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte eine starke Streuung.

4.2.3 Modell 3

- **Prädiktoren:** präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte, präoperative gesamte Linsendenzentrierung und präoperativer Weiß-zu-Weiß Abstand
- **Zielgröße:** postoperative gesamte Linsendenzentrierung

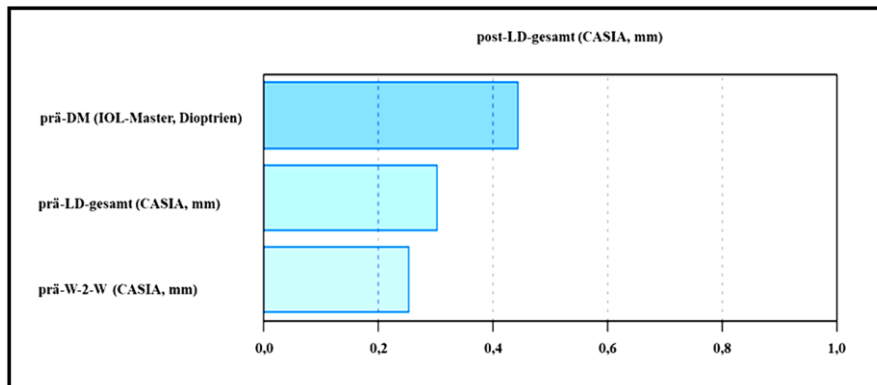


Abbildung 57: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte in Dioptrien gemessen mittels IOL-Master (prä-DM), präoperative gesamte Linsendenzentrierung in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LD-gesamt), präoperativer Weiß-zu-Weiß Abstand in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-W-2-W). Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsendenzentrierung in mm (post-LD-gesamt) (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

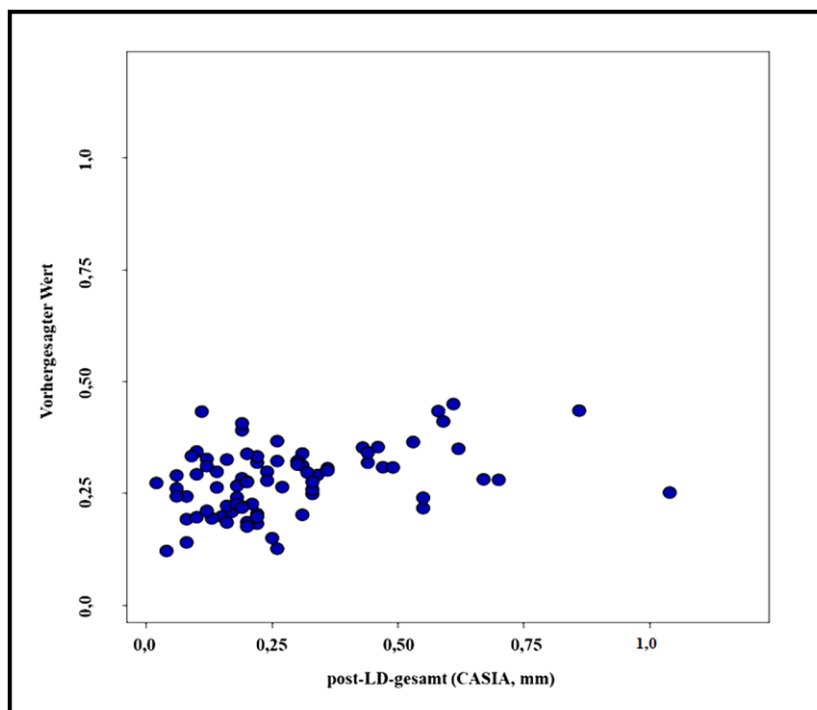


Abbildung 58: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsendenzentrierung (post-LD-gesamt).

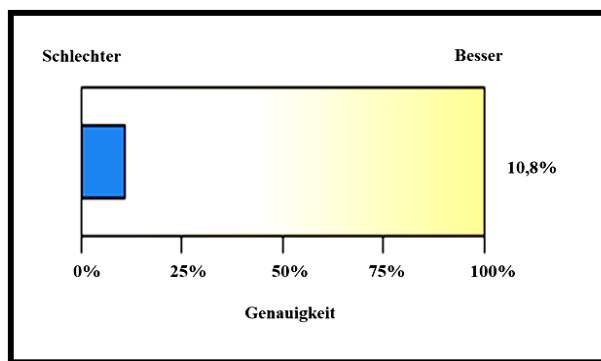


Abbildung 59: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 3: Auf der Basis der prä-DM, prä-LD-gesamt und prä-W-2-W lässt sich die post-LD-gesamt mit einem Bestimmtheitsmaß von 10,8% modellieren, wobei die prä-DM als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-LD-gesamt und prä-W-2-W aufweist (0,44 vs. 0,31 und 0,25). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte eine starke Streuung.

4.2.4 Modell 4

- **Prädiktoren:** präoperative gesamte Linsenverkipfung und präoperative hintere Linsenkrümmung und präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte.
- **Zielgröße:** postoperative gesamte Linsenverkipfung

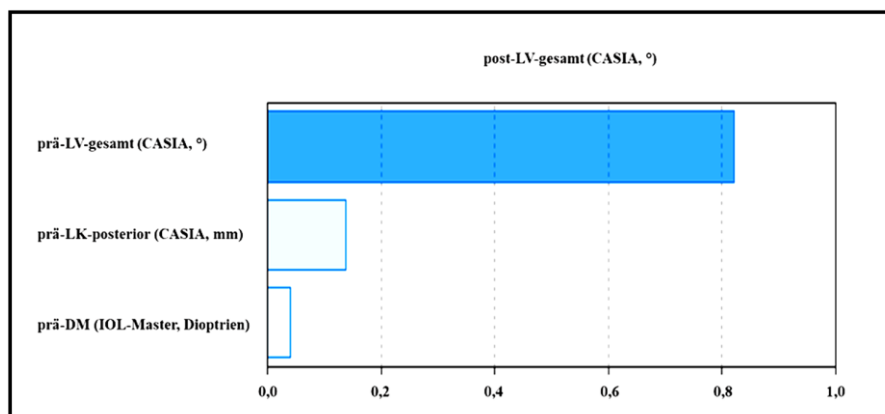


Abbildung 60: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperative gesamte Linsenverkipfung in Grad (°) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LV-gesamt), präoperative hintere Linsenkrümmung in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LK-posterior) und präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte in Dioptrien gemessen mittels IOL-Master (prä-DM). Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsenverkipfung in ° (post-LV-gesamt). (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

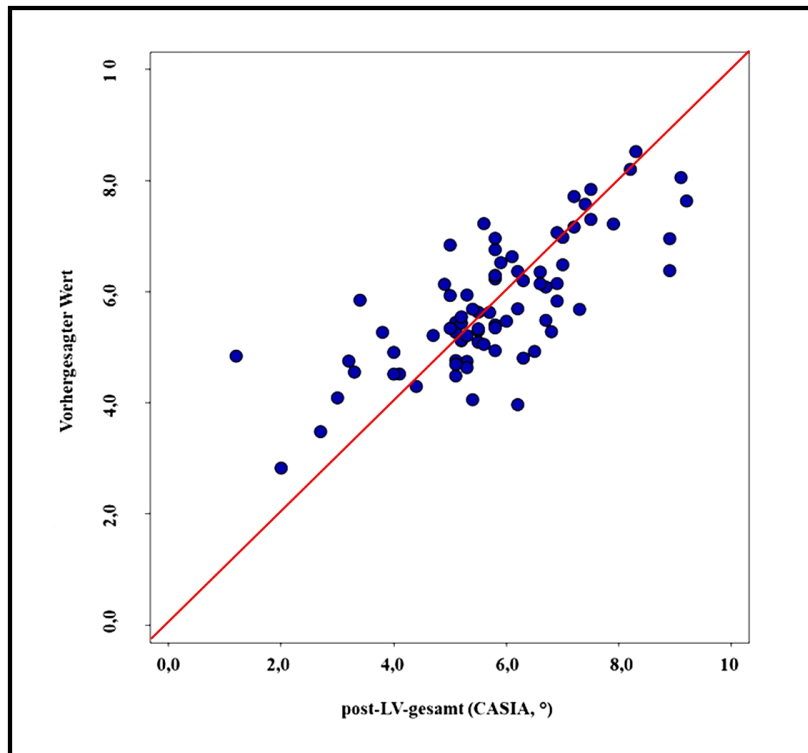


Abbildung 61: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist die postoperative Linsenverkipfung.

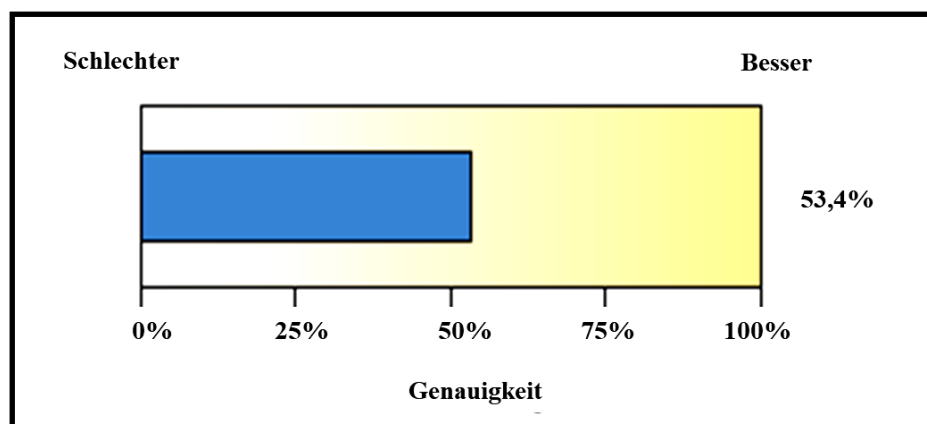


Abbildung 62: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 4: Auf der Basis der prä-LV-gesamt, prä-LK-posterior und prä-DM lässt sich die post-LV-gesamt mit einem Bestimmtheitsmaß von 53,4% modellieren, wobei die prä-LV-gesamt als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-LK-posterior und prä-DM aufweist (0,82 vs. 0,14 und 0,04). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte eine geringe Streuung.

4.2.5 Modell 5

- **Prädiktoren:** präoperative gesamte Linsenverkipfung, präoperativer Linsendurchmesser, präoperative Linsendicke, präoperative externe Vorderkammertiefe und präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte
- **Zielgröße:** postoperative gesamte Linsenverkipfung

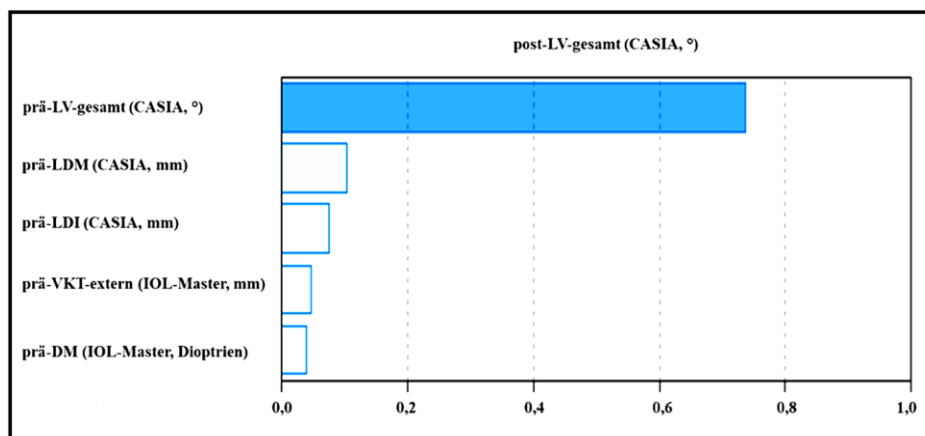


Abbildung 63: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperative Linsenverkipfung in Grad ($^{\circ}$) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LV-gesamt), präoperativer Linsendurchmesser in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LDM), präoperative Linsendicke in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-LDI), präoperative externe Vorderkammertiefe in mm gemessen mittels IOL-Master (prä-VKT-extern) und präoperativer Mittelwert der Keratometerwerte in Dioptrien gemessen mittels IOL-Master (prä-DM). Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsenverkipfung (post-LV-gesamt). (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

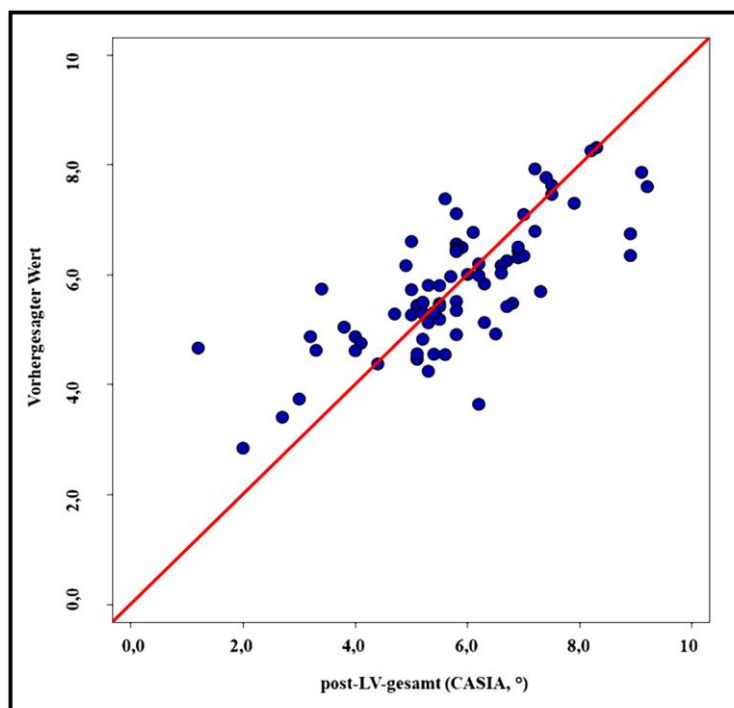


Abbildung 64: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist die postoperative gesamte Linsenverkipfung (post-LV-gesamt).

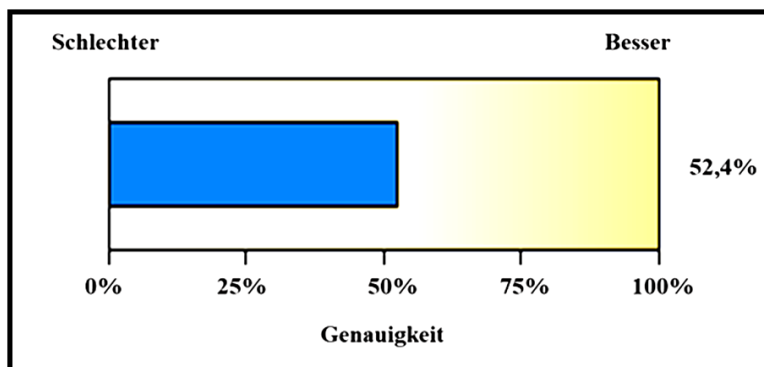


Abbildung 65: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 5: Auf der Basis der prä-LV-gesamt, prä-LDM, Prä-LDI, prä-VKT-extern und prä-DM lässt sich die post-LV-gesamt mit einem Bestimmtheitsmaß von 52,4% modellieren, wobei die prä-LV-gesamt als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-LDM, Prä-LDI, prä-VKT-extern und prä-DM aufweist (0,74 vs. 0,10, 0,05 und 0,04). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte eine geringe Streuung.

4.2.6 Modell 6

- **Prädiktoren:** präoperative Aberrationen höherer Ordnung (High Order Aberrations, HOAs in 4 mm) und präoperative Achsenlänge
- **Zielgröße:** postoperativer bestkorrigierter Visus

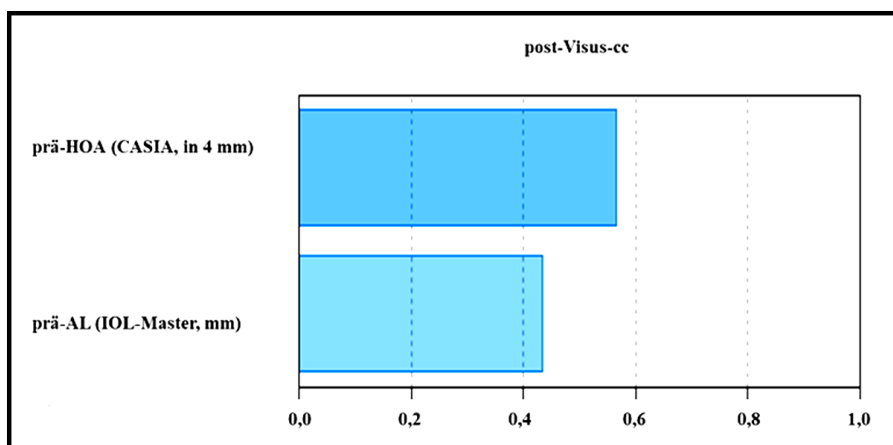


Abbildung 66: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperative Aberrationen höherer Ordnung in der zentralen 4 mm-Zone gemessen mittels CASIA 2 (prä-HOA) und präoperative Achsenlänge in Millimeter (mm) gemessen mittels IOL-Master. Zielgröße ist der postoperativ bestkorrigierte Visus (post-Visus-cc) (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

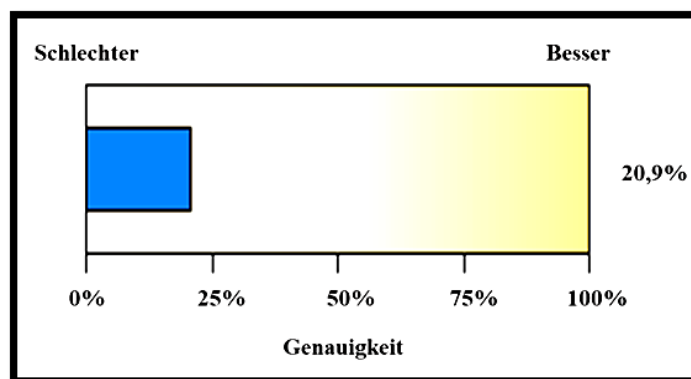


Abbildung 67: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 6: Auf der Basis der prä-HOA und prä-AL lässt sich der post-Visus-cc mit einem Bestimmtheitsmaß von 20,9% modellieren, wobei die prä-HOA als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-AL aufweist (0,57 vs. 0,43).

4.2.7 Modell 7

- **Prädiktoren:** postoperative gesamte Linsendezentrierung, postoperative Linsenverkipfung in der x-Achse, postoperative Linsendezentrierung in der y-Achse
- **Zielgröße:** postoperative Aberrationen höherer Ordnung

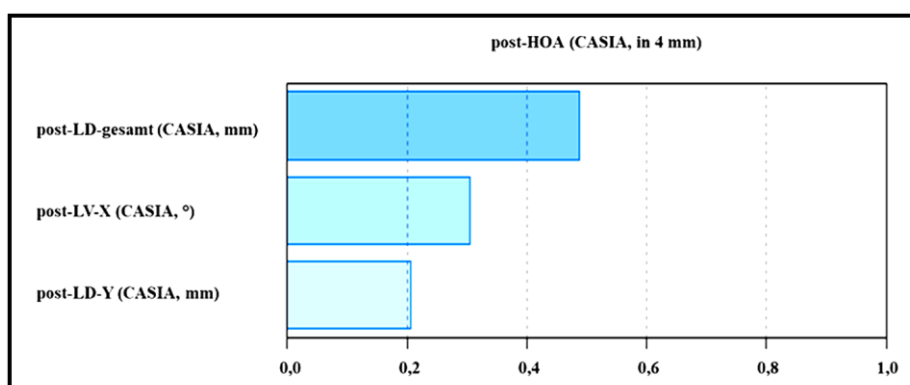


Abbildung 68: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Postoperative gesamte Linsendezentrierung in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (post-LD-gesamt), postoperative Linsenverkipfung in der x-Achse in Grad (°) gemessen mittels CASIA 2 (post-LV-X) und postoperative Linsendezentrierung in der y-Achse in Grad (°) gemessen mit CASIA 2 (post-LD-Y). Zielgröße sind die postoperativen Aberrationen höherer Ordnung in 4 mm (post-HOA). (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

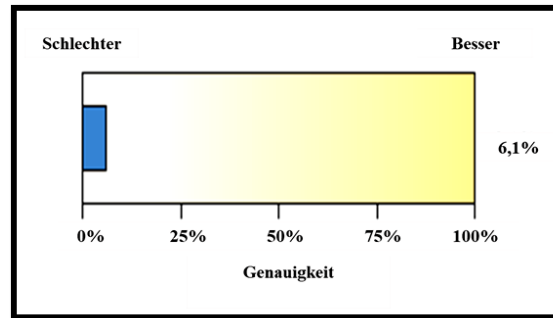


Abbildung 69: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 7: Auf der Basis der post-LD-gesamt, post-LV-X und post-LD-Y lässt sich die post-HOA mit einem Bestimmtheitsmaß von 6,1% modellieren, wobei die post-LD-gesamt als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als post-LV-X und post-LD-Y aufweist (0,49 vs. 0,30 und 0,21).

4.2.8 Modell 8

- **Prädiktoren:** präoperativer Linsenäquator und präoperative interne Vorderkammertiefe
- **Zielgröße:** postoperativer Linsenäquator

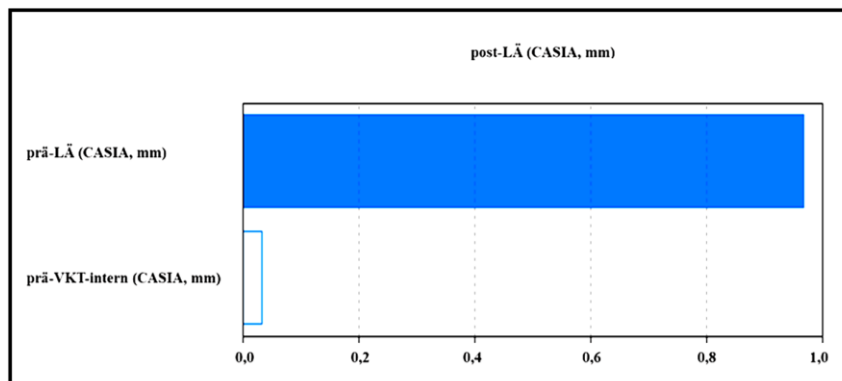


Abbildung 70: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperativer Linsenäquator in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (prä-LÄ) und präoperative interne Vorderkammertiefe in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-VKT-intern). Zielgröße ist der postoperative Linsenäquator (post-LÄ). (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

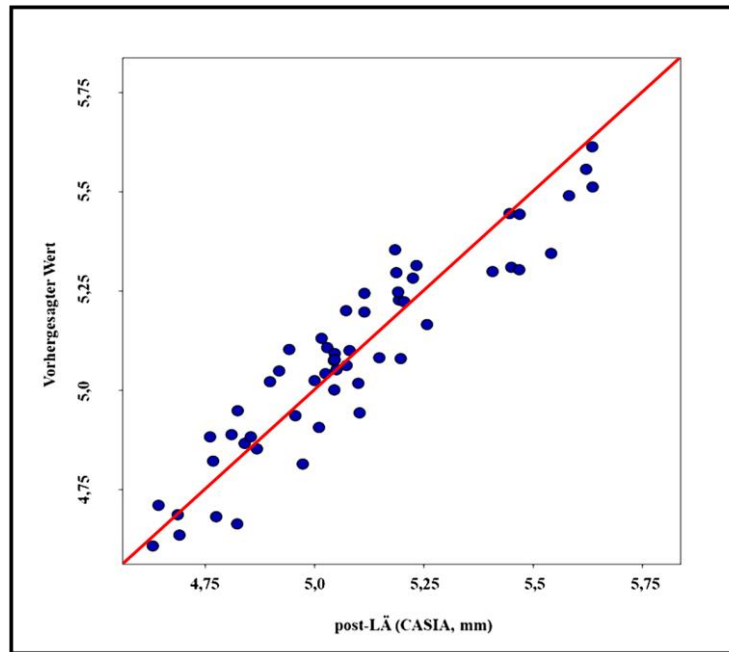


Abbildung 71: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist der postoperative Linsenäquator.

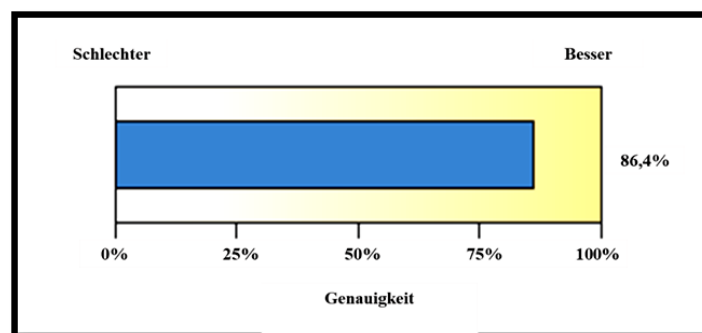


Abbildung 72: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 8: Auf der Basis der prä-LÄ und prä-VKT-intern lässt sich die post-LÄ mit einem Bestimmtheitsmaß von 86,4% modellieren, wobei die prä-LÄ als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-VKT-intern aufweist (0,97 vs. 0,03). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte einen linearen Zusammenhang mit einer geringen Streuung.

4.2.9 Modell 9

- **Prädiktoren:** präoperative externe Vorderkammertiefe, präoperative Linsendicke
- **Zielgröße:** postoperativer Linsenäquator

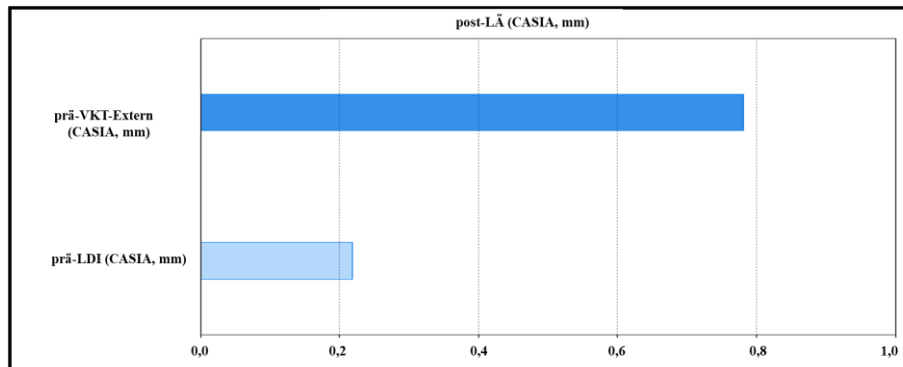


Abbildung 73: Darstellung der Bedeutsamkeit der Prädiktoren: Präoperative externe Vorderkammertiefe in Millimeter (mm) gemessen mittels CASIA 2 (prä-VKT-Extern) und präoperative Linsendicke in mm gemessen mittels CASIA 2 (prä-LDI-intern). Zielgröße ist der postoperative Linsenäquator (post-LÄ). (0 - 1,0: am wenigsten wichtig - am wichtigsten).

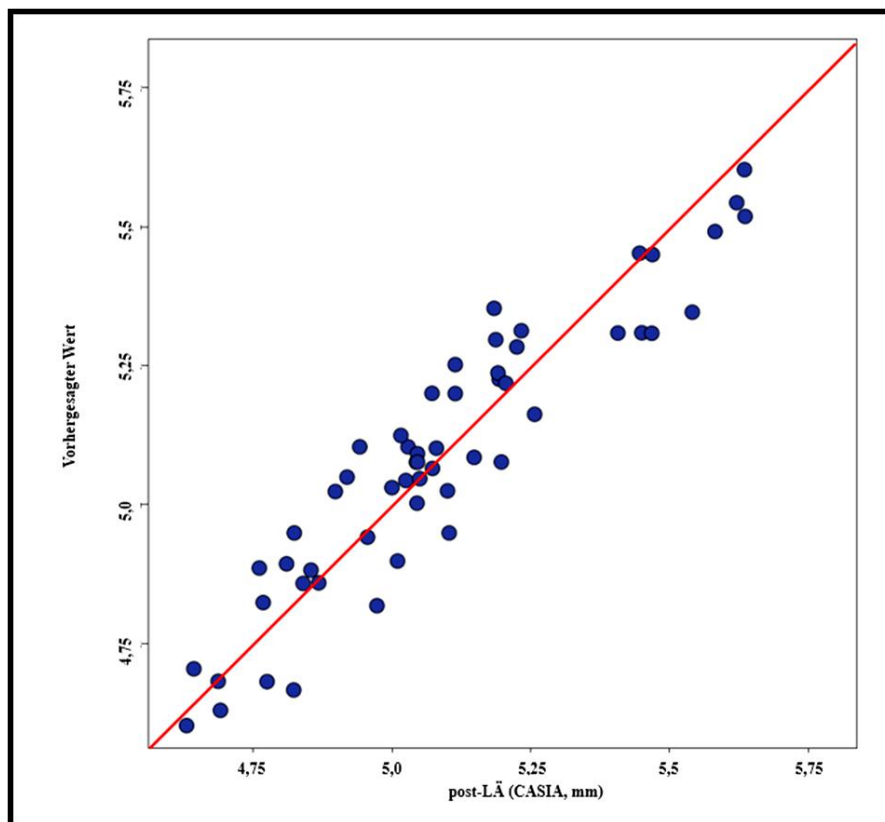


Abbildung 74: Darstellung der vorhergesagten Werte: Zielgröße ist der postoperative Linsenäquator.

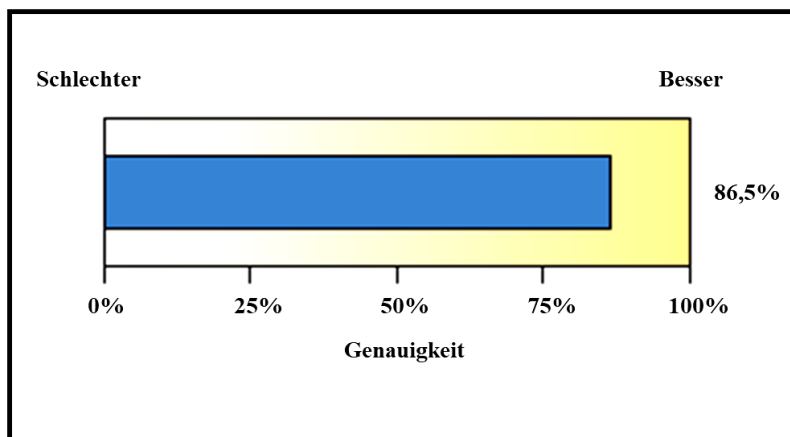


Abbildung 75: Genauigkeit des Vorhersagemodells.

Modell 9: Auf der Basis der prä-VKT-Extern und prä-LDI lässt sich die post-LÄ mit einem Bestimmtheitsmaß von 86,5% modellieren, wobei die prä-VKT-Extern als Prädiktor in diesem Vorhersagemodell eine höhere Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) als prä-LDI aufweist (0,78 vs. 0,22). Des Weiteren zeigen die vorhergesagten Werte einen positiven linearen Zusammenhang mit einer geringen Streuung.

4.3 Nichtparametrische Korrelationen

Eine nichtparametrische Korrelation beschreibt den statistischen Zusammenhang zwischen zwei Datensätzen.

Definitionen:

1. Positiver Korrelationskoeffizient: lineare positive Korrelation (Zusammenhang) zwischen zwei Variablen. Variable 1 nimmt zu wenn Variable 2 zunimmt und umgekehrt.
2. Negativer Korrelationskoeffizient: lineare negative (inverse) Korrelation (Zusammenhang). Variable 1 nimmt ab wenn Variable 2 zunimmt und umgekehrt.

Bei der ersten Korrelations-Tabelle (Tabelle 10) soll evaluiert werden, ob ein Zusammenhang zwischen der postoperativen Linsenverkipfung/Linsendenzentrierung und dem postoperativen Visus besteht. Die einzige signifikante Korrelation zeigte die postoperative Linsendenzentrierung in der x-Achse.

		post-Visus (LogMAR)
Post-LD-X (mm)	Korrelationskoeffizient Signifikanz- (2-seitig)	-0,223 0,047

Tabelle 10: Nichtparametrische Korrelationen: Postoperativer bestkorrigierter Visus in LogMar (post-Visus-cc) und postoperative Linsendenzentrierung in der x-Achse in Millimetern (mm) (post-LD-X).

Im Folgenden werden die wichtigsten Zusammenhänge beschrieben:

1. Zwischen dem postoperativ bestkorrigierten Visus (post-Visus-cc) und der postoperativen Linsendezentrierung in der x-Achse (post-LD-X) findet sich ein signifikanter ($p=0,47$) negativer (inverser) Zusammenhang („inverse Korrelation“) mit einem Korrelationskoeffizient $r=-0,22$. Je kleiner die post-LD-X, desto besser ist der post-Visus-cc und umgekehrt.
2. Zwischen dem postoperativen bestkorrigierten Visus (post-Visus-cc) und der postoperativen Linsenverkipfung in der x-Achse (post-LV-X) und y-Achse, postoperativen gesamten Linsenverkipfung (post-LV-gesamt) sowie postoperativen Linsendezentrierung in der y-Achse (post-LD-Y) und postoperativen gesamten Linsendezentrierung (post-LD-gesamt) findet sich kein signifikanter ($p>0,05$) Zusammenhang.

Die zweite Korrelations-Tabelle (Tabelle 11) zeigt, ob Zusammenhänge zwischen der prä-/postoperativen Linsendezentrierung und der prä-/postoperativen Linsenverkipfung bestehen.

		Post-LD-X (mm)	Post-LD-Y (mm)	Post-LV-X (°)	Post-LV-Y (°)	Post-LD - gesamt (mm)	Post-LV - gesamt (°)
Prä-LD-X (mm)	Korrelationskoeffizient Sig. (2-seitig)	0,469 0,000		0,498 0,000			
Prä-LD-Y (mm)	Korrelationskoeffizient Sig. (2-seitig)		0,313 0,005		0,313 0,050		
Prä-LV-X (°)	Korrelationskoeffizient Sig. (2-seitig)	0,353 0,001		0,601 0,000			
Prä-LV-Y (°)	Korrelationskoeffizient Sig. (2-seitig)		0,263 0,018		0,648 0,000		
Prä-LD-gesamt (mm)	Korrelationskoeffizient Sig. (2-seitig)					0,245 0,029	0,382 0,000
Prä-LV-gesamt (°)	Korrelationskoeffizient Sig. (2-seitig)						0,652 0,000

Tabelle 11: Nichtparametrische Korrelationen: Prä-/postoperative Linsendezentrierung in der x-Achse und in der y-Achse (prä/post-LD-X/Y) und prä-/postoperative Linsenverkipfung in der x-Achse/in der y-Achse (prä/post-LV-X/Y).

Im Folgenden werden die wichtigsten Zusammenhänge beschrieben:

1. **Präoperative Linsendezentrierung-X:**
- positiv: postoperative Linsendezentrierung-X und Linsenverkipfung-X
2. **Präoperative Linsendezentrierung-Y:**
- positiv: postoperative Linsendezentrierung-Y und Linsenverkipfung-Y
3. **Präoperative Linsenverkipfung-X:**
- positiv: postoperative Linsenverkipfung-X und Linsendezentrierung-X
4. **Präoperative Linsenverkipfung-Y:**
- positiv: postoperative Linsenverkipfung-Y und Linsendezentrierung-Y

5. Präoperative Linsendzentrierung-gesamt:

- positiv: postoperative gesamte Linsendzentrierung und gesamte Linsenverkipfung

6. Präoperative Linsenverkipfung-gesamt:

- positiv: postoperative gesamte Linsenverkipfung

Abbildung 76 und 77 zeigen, wie gut bei der LD-X/Y sowie der LV-X/Y die präoperative Situation auf die postoperative Situation übertragbar ist: Bei einem R²-Wert von 0,076 und R²-Wert von 0,343 sind die Werte sowohl bei der LD-X/Y als auch bei der LV-X/Y nur bedingt für eine Schätzung geeignet. In anderen Worten können bei der LD-X/Y nur 7,6% und LV-X/Y 34,3% der gemessenen postoperativen Werte aus den zugehörigen präoperativen Werten abgeleitet werden.

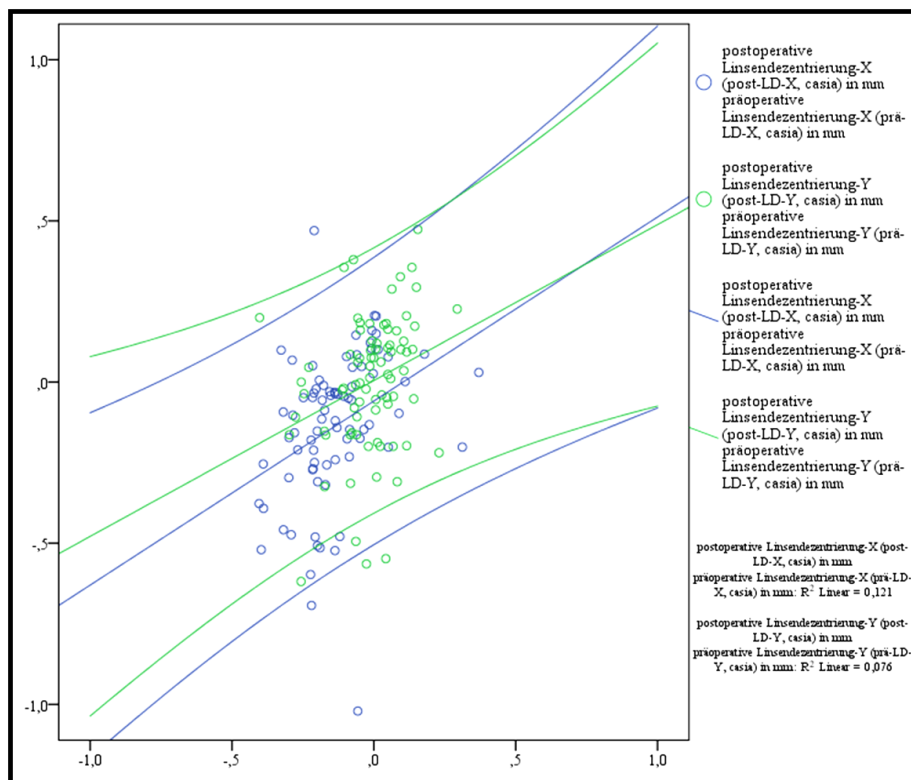


Abbildung 76: Darstellung der Korrelation zwischen prä- und postoperativen Werten: Prä-/postoperative Linsendzentrierung-X/Y (prä/post-LD-X/Y).

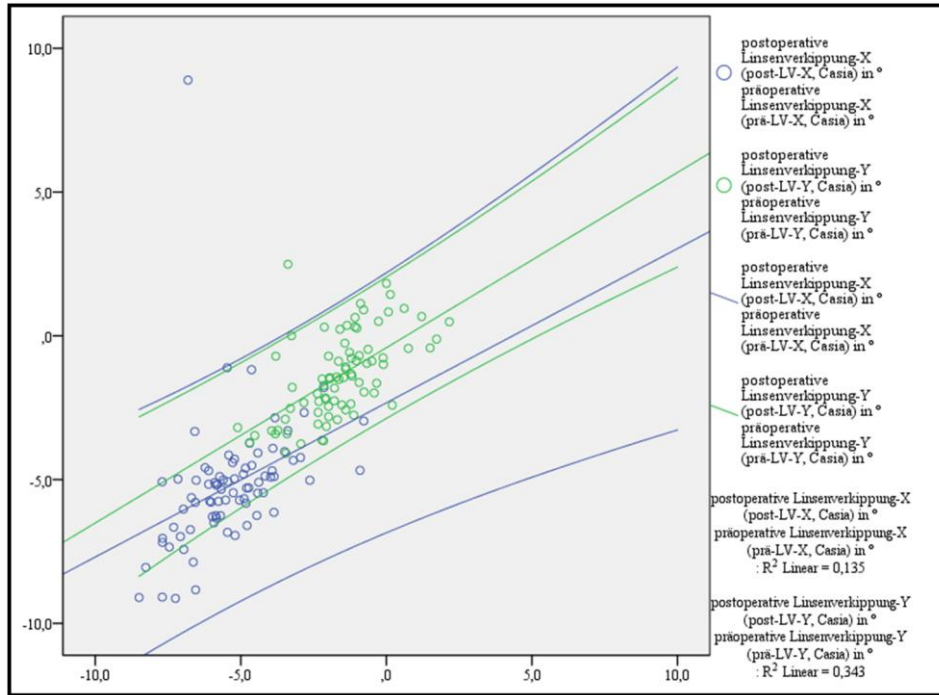


Abbildung 77: Darstellung der Korrelation zwischen prä- und postoperativen Werten: Prä-/postoperative Linsenverkipfung-X/Y (prä/post-LV-X/Y).

5 DISKUSSION

Mittlerweile hat die Katarakt-Operation den Charakter eines refraktiv-chirurgischen Eingriffs [81]. Aus diesem Grund ist ein genaues postoperatives Refraktionsergebnis für die mittlerweile höhere Patientenerwartung von großer Bedeutung. Dabei spielt sowohl die Auswahl des Linsendesigns als auch die Stabilität der IOL im Kapselsack eine wesentliche Rolle. Bei Implantation der ersten faltbaren IOL waren IOL-Dezentrierung und IOL-Verkipfung die häufigsten postoperativen Komplikationen [21], besonders nach Silikonlinsenimplantation [25,113]. Eine IOL-Vorwärtsbewegung von 0,29 mm entlang der visuellen Achse würde eine unbeabsichtigte *Myopisierung* von -0,4 Dioptrien (D) induzieren. Des Weiteren induzieren die IOL-Dezentrierung und -Verkipfung nach Implantation faltbarer IOL optische Aberrationen (HOA wie Coma und Trefoil), postoperativen Astigmatismus, Glare und Halos. Diese Aberrationen sind nicht mit einem klassischen Refraktionsfehler assoziiert und lassen sich durch eine Brille nicht korrigieren. Hierdurch wird die Abbildungsqualität der implantierten IOL beeinträchtigt [6,44,67].

Die IOL-Dezentrierung und -Verkipfung der asphärischen IOL vermindern die Abbildungsqualität [7,12,105]. Der Ausgleich der durch die Hornhaut induzierten sphärischen Aberrationen mittels implantierter IOL gelingt, wenn die IOL-Dezentrierung und -Verkipfung gering ist [30,31,54]. Damit wird eine zufriedenstellende Abbildungsqualität bei den Patienten erreicht [39,43,62]. Eine IOL-Dezentrierung von 0,5 mm induziert bei einer asphärischen aberrationskorrigierenden IOL mehr die Sehschärfe letztlich beeinträchtigende Aberrationen höherer Ordnung als bei einer sphärischen IOL [66,114].

Die aberrationsfreien asphärischen IOL tolerieren eine Dezentrierung besser. Im Gegensatz dazu zeigen aberrationskorrigierende asphärische IOL einen signifikanten Anstieg hinsichtlich Coma und Astigmatismus bei einer IOL-Dezentrierung von $\pm 0,3$ mm. Die aberrationsfreie asphärische IOL und die sphärische IOL sind vergleichsweise unempfindlich innerhalb eines Bereichs von ± 3 Grad IOL-Verkipfung. Bei den meisten verwendeten IOL ist die Wirkung der IOL-Verkipfung nicht so ausgeprägt wie die Wirkung der IOL-Dezentrierung [30]. Holladay et al. berichteten über ähnliche Beobachtungen: Während die IOL-Verkipfung einer monofokalen IOL eine untergeordnete Rolle spielt, beeinflusst eine IOL-Dezentrierung die Abbildungsqualität der IOL deutlicher [54].

Bei Sichtung der Literatur liegt die Spanne der mittleren IOL-Dezentrierung mit einem Mittelwert zwischen 0,23 - 0,39 mm und der IOL-Verkipfung in der x-Achse um die y-Achse mit einem Mittelwert zwischen 0,87 - 3,43 Grad [14,23,30,59,79,92,100].

Holladay et al. errechneten einen kritischen Betrag für die IOL-Dezentrierung von 0,4 mm und für die IOL-Verkipfung von 7 Grad. Bei Überschreiten dieser Werte wird die Abbildungsqualität einer asphärischen IOL schlechter als die einer konventionellen sphärischen IOL. Die Werte wurden an einem Labormodell ermittelt [54]. Diese Grenzwerte hängen jedoch maßgeblich vom Design der Asphäre ab, einzelne Linsengeometrien sind bewusst auf die Toleranz gegenüber einer Dezentrierung

hin optimiert (HOYA ABC-Design) und die Abbildungsqualität ist erst bei Dezentrierungen von über 0,7 - 0,8 mm beeinträchtigt.

Mutlu et al. untersuchten den Grad der IOL-Dezentrierung und -Verkippung bei einstückigen- und drei-stückigen-Acryl-IOL. In dieser Arbeit zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen [79]. Xiaojian et al. berichteten über eine größere axiale IOL-Vorwärtsbewegung der drei-stückigen-IOL im Vergleich zur einstückigen-IOL. Es zeigte sich aber kein signifikanter Unterschied bezüglich der IOL-Dezentrierung und -Verkippung beider IOL [114]. Des Weiteren spielt das Haptik-Design eine wesentliche Rolle: IOL mit angulierten Haptiken zeigen eine größere postoperative axiale Bewegung, Dezentrierung und Verkippung im Vergleich zu IOL ohne angulierte Haptiken [87].

In diversen Studien wurde bereits gezeigt, dass asphärische IOLs zu einer verbesserten Sehschärfe und einer erhöhten Kontrastempfindlichkeit führen können, wenn eine ausreichende Zentrierung gewährleistet ist [57,63,76].

Gillner et al. untersuchten den Einfluss der IOL-Dezentrierung auf die Abbildungsqualität von asphärischen aberrationskorrigierenden IOL und einer sphärischen IOL als Referenz. Es zeigte sich, dass:

- 1) die beiden untersuchten aberrationskorrigierenden asphärischen IOL (Hoya AF-1 iMics1 und Zeiss ASPHINATM) bei einer IOL-Dezentrierung im klinisch normalen Bereich eine vergleichbare, geringe Abschwächung der Abbildungsqualität aufweisen.
- 2) bei unsicherer Zentrierung der IOL im Kapselsack asphärische Linsen der 2. Generation als Alternative zu sphärischen Linsen eingesetzt werden können, da die Abbildungsqualität nur geringfügig durch eine IOL-Dezentrierung in der x-Achse bis zu 0,6 mm beeinflusst wird [39].

Ein zusätzlicher Faktor ist die IOL-Dezentrierung und -Verkippung während des postoperativen Verlaufs. Becker et al. berichteten über einen signifikanten Unterschied zwischen der IOL-Dezentrierung während und 3-6 Monate nach der Operation ($p=0,03$) [15].

Rochels et al. beschrieben folgende Faktoren als mögliche Ursachen einer IOL-Dezentrierung bei kapselsackfixierten IOLs: asymmetrische Nachstarproliferation, asymmetrische Verklebung und Schrumpfung der Kapselsackperipherie, IOL-bedingte Faktoren (Dimension und Elastizität der Haptik) und periphere Kapselsackperforation. Eine auch für den Patienten relevante ausgeprägte Dezentrierung (Dislokation) ist die Folge von klinisch manifesten Zonuladefekten [45,91].

Die Auswirkung der IOL-Dezentrierung und -Verkippung auf die postoperative Abbildungsqualität hängt von Art und Design der implantierten IOL ab. Die nicht-rotationssymmetrische multifokale IOL (raMF-IOL) hat eine bessere Kontrastsensitivität als die multifokale IOL mit konzentrischen optischen Zonen. Sie ist eine bispärische, asymmetrische refraktive IOL und besteht aus einer optischen Zone für den Fernvisus und einer optischen Zone für den Nahvisus mit einer Addition von 3,0 Dioptrien [75]. Deswegen hat besonders die Zentrierung der raMF-IOL einen wesentlichen Einfluss auf die postoperative optische Leistung, daneben gilt dies aber auch für alle multifokalen und diffraktiven

Linsen [86]. Eine Dezentrierung solcher IOL führt zu einer Unzufriedenheit der Patienten trotz komplikationsloser Katarakt-Operation. Bei monofokalen asphärischen IOLs kann hingegen eine Dezentrierung zwischen 0,4 und 0,8 mm klinisch gut toleriert werden [101].

Montés-Micó et al. untersuchten in vitro den Effekt der IOL-Dezentrierung und -Verkipfung auf nicht-rotationssymmetrische asphärische multifokale IOL (Lentis Mplus LS-312 IOL, oculentis GmbH) und refraktiv-diffraktive asphärische multifokale IOL (Acrysof Restor SN6AD1, Alcon Laboratories, Inc.). Die refraktiv-diffraktive asphärische multifokale IOL hat einen diffraktiven Anteil innerhalb der zentralen 3,6 mm optischen Zone und umfasst 9 konzentrische Stufen mit allmählich abnehmenden Stufenhöhen, die eine Bifokalität von nah bis fern erzeugen. Dieser zentrale Teil ist umgeben von einem refraktiven Anteil und ist für den Fernvisus bei weiter Pupille zuständig. Da sich bei einem Akkommodationsstimulus (Nahakkommodation) die Pupille verengt, steht die optische, zentrale Zone der IOL im Vordergrund. Die nicht-rotationssymmetrische, asphärische multifokale IOL hat einen asphärischen, symmetrischen Anteil für den Fernvisus sowie einen eingebauten Anteil für den Nahvisus mit einer Addition von 3,0 D. Durch eine IOL-Dezentrierung oder -Verkipfung wurde ein negativer Effekt auf die Abbildungsqualität beider IOL festgestellt, wobei der Verlust der Abbildungsqualität durch IOL-Dezentrierung und -Verkipfung für die nicht-rotationssymmetrische asphärische multifokale IOL höher war. Sowohl die MTF als auch die PSF waren für die nicht-rotationssymmetrische asphärische multifokale IOL schlechter als für die refraktiv-diffraktive asphärische multifokale IOL [77].

Xu et al. untersuchten den Effekt der IOL-Dezentrierung einer monofokalen IOL (ZCB00, Johnson & Johnson Vision), einer Tecnis-IOL mit erweitertem Fokusbereich (EDOF = extended depth of focus, ZXR00, Johnson & Johnson Vision) und einer bifokalen IOL (Tecnis mit Addition von 4,0 D ZMB00, Johnson & Johnson Vision) auf die Abbildungsqualität 3 Monate nach einer Katarakt-Operation. Als Maß für die Abbildungsqualität wurden Fehler höherer Ordnung (HOAs), MTF, PSF, Streulicht auf der Netzhaut und Dysphotopsien ausgewertet. Die IOL-Dezentrierung wurde definiert als der Abstand zwischen der visuellen Achse und dem Zentrum der implantierten IOL. Es stellte sich die bifokale IOL (ZMB00) als sensitivste IOL gegen IOL-Dezentrierung im Vergleich zur monofokalen IOL und EDOF-IOL heraus. Diese Studie zeigt, dass die monofokalen und EDOF IOLs weniger anfällig sind für eine mögliche Verschlechterung der Abbildungsqualität durch IOL-Dezentrierung als die bifokalen IOL [112].

Die IOL-Verkipfung kann einen Astigmatismus induzieren. Wichtiger sind jedoch andere Aberrationen, die man mit einer Brille nicht korrigieren kann wie z.B. Coma und Trefoil. Bei einer asphärischen monofokalen IOL steigt der induzierte Astigmatismus gegen die Regel (ATR-Astigmatismus = inversus = der horizontale Meridian ist am steilsten) sowohl bei Zunahme der IOL-Verkipfung in der Horizontalen (x-Achse) (d.h. Verkipfung um den vertikalen Meridian (y-Achse): nasal nach vorne und temporal nach hinten) als auch bei Zunahme der IOL-Stärke (Abbildung 78).

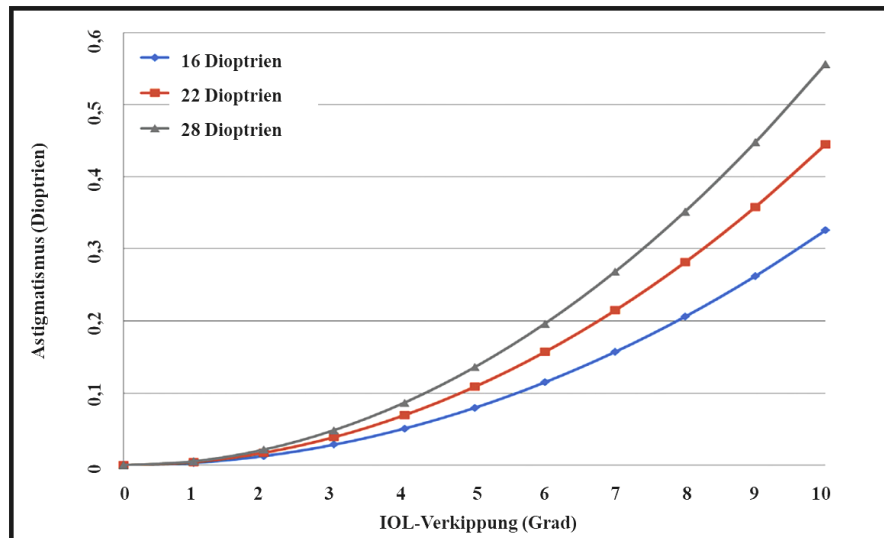


Abbildung 78: Induzierter ATR-Astigmatismus (Dioptrien) durch IOL-Verkipfung bei asphärischen IOL mit unterschiedlicher IOL-Stärke [106].

Der induzierte Astigmatismus bei der Verkipfung der torischen IOL um die y-Achse (d.h. nasal nach vorne und temporal nach hinten) hängt von Ausrichtung, Stärke der IOL und Stärke des IOL-Zylinders ab. Bei einer Verkipfung der torischen IOL um die y-Achse, die auf der 90 Grad Achse (zur Korrektur des Astigmatismus mit der Regel „WTR-Astigmatismus“ = der vertikale Meridian ist am steilsten, d.h. größere IOL-Stärke entlang des horizontalen Meridians) implantiert wurde, steigt der ATR-Astigmatismus und es kommt zu einer Überkorrektur des WTR-Astigmatismus. Bei einer horizontalen IOL-Verkipfung der torischen IOL, die auf der 180 Grad Achse (zur Korrektur des ATR-Astigmatismus, d.h. größere IOL-Leistung entlang des vertikalen Meridians) implantiert wurde, reduziert sich der WTR-Astigmatismus und es kommt zu einer Unterkorrektur des ATR-Astigmatismus. Bei einer durchschnittlichen IOL-Stärke (z.B. 22,0 D) mit einer Verkipfung der torischen IOL von 5 bis 6 Grad beträgt der induzierte Astigmatismus 0,1 bis 0,2 D. Wenn die Verkipfung der IOL auf 10 Grad zunimmt, steigt der induzierte Astigmatismus signifikant auf 0,4 bis 0,5 D. Das Ausmaß des induzierten Astigmatismus nimmt mit der Zunahme der IOL-Stärke weiter zu. Deswegen ist bei Augen mit hoher Hyperopie (kurze Achsenlänge) dieser Umstand zu berücksichtigen. [51,106].

20 - 30% der Katarakt-Patienten haben einen Astigmatismus $\geq 1,25$ Dioptrien und ca. 10% haben einen Astigmatismus $\geq 2,0$ Dioptrien [34,50,52]. Deswegen spielen die torischen IOL bei der Katarakt-Operation mit zunehmendem Ziel der Brillenfreiheit, besonders bei der Implantation von Premium-IOL (Multifokal-, Trifokal- oder EDOF-IOL), eine wesentliche Rolle.

Mit einer guten IOL-Zentrierung werden eine bessere Abbildungsqualität und eine zufriedenstellende Kontrastsensitivität erreicht. Torische IOL sind sensitiv gegen IOL-Dezentrierung und führen bei einer Dezentrierung zu einer Zunahme der Coma und liefern dadurch eine schlechtere Bildqualität.

Demgegenüber sind aberrationsfreie (aberrationsneutrale) asphärische torische IOL weniger empfindlich gegenüber einer IOL-Dezentrierung und tolerieren diese besser [60].

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Aberrationen, die mittels wellenfrontbasierter Verfahren ermittelt werden, nicht evaluiert. Wir evaluierten lediglich die Aberrationen (HOA in 4 mm), die mittels VAA-OCT gemessen wurden und auf der kornealen Topographie basieren.

In dieser Arbeit korreliert der post-Visus-cc nur mit dem post-LD-X. Es zeigt sich eine signifikante inverse Korrelation ($r=-0,22$, $p=0,047$). Je kleiner die post-LD-X, desto besser ist der post-Visus-cc und umgekehrt. Dies entspricht der zuvor diskutierten Tatsache, dass die postoperative IOL-Verkipfung besser toleriert wird als die IOL-Dezentrierung.

Da die postoperativen optischen Ergebnisse von der Dezentrierung und Verkipfung der IOL abhängig sind, sind Vorhersagemodelle über die mögliche postoperative IOL-Dezentrierung und -Verkipfung anhand präoperativer Messung der Dezentrierung und Verkipfung der eigenen Linse von großer Bedeutung, zumindest bei der Auswahl der geeigneten IOL und besonders bei Premium-IOL. Bei großer IOL-Dezentrierung und großer Pupille schaut der Patient möglicherweise sogar am Optikrand vorbei.

Beim Vergleich der präoperativen Position der eigenen natürlichen Linse vor der Katarakt-Operation und der postoperativen Position der IOL nach komplikationsloser Katarakt-Operation zeigte sich ein signifikanter Unterschied bei der LD-gesamt ($p = 0,040$). Im Vergleich dazu zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei der LV. Beim Betrachten der Veränderung der Messwerte (prä- zu postoperativ) bei der LD-X/Y und LV-X/Y fällt auf, dass das Niveau der Variationen bei der LD-X/Y postoperativ zunimmt. Bei der LV-X/Y zeigt sich eine vergleichbare Verteilung prä- zu postoperativ (siehe Abbildung 47). Bei der LV-X/Y können die gemessenen postoperativen Werte aus den zugehörigen präoperativen Werten besser als bei der LD-X/Y abgeleitet werden (Abbildung 76, 77). Das heißt, wenn eine Linse präoperativ z.B. um 0,2 mm dezentriert ist, muss die IOL postoperativ nicht unbedingt dezentriert sein.

Bei der Durchsicht der absoluten Messwerte zeigen die postoperativen LD (IOL) sowohl in der x- als auch y-Achse eine deutliche Streuung im Vergleich zu den Messwerten der präoperativen LD (eigene Linse), wobei die prä- und postoperative LD sowohl eine vermehrte temporale Dezentrierung entlang der x-Achse als auch kaudale Dezentrierung entlang der y-Achse zeigen (Abbildung 48). Die Messwerte der präoperativen sowie postoperativen LV zeigen sowohl in der x- (um die y-Achse) als auch in der y-Achse (um die x-Achse) eine vergleichbare Streuung, wobei die prä- und postoperative LV eine vermehrte Verkipfung sowohl des kaudalen als auch nasalen Teils der Linse nach vorne (Richtung Iris) zeigen (Abbildung 49). Insgesamt wurde bei dieser Studie eine LD-gesamt/LV-gesamt von im Mittel 0,2 mm/ 5,8° nach Implantation der einstückigen, asphärischen aberrationskorrigierenden IOL (HOYA, Vivinex iSert XY1) gut toleriert. Auf der Basis der präoperativen Biometrie- (IOL-Master) und prä- und postoperativen Vorderaugenabschnitts-OCT-Daten (VAA-OCT) lässt sich die post-LV-gesamt besser vorhersagen als die post-LD-gesamt.

Anhand der Vorhersagemodelle 1, 2 und 3 lässt sich die post-LD-gesamt mit einem Bestimmtheitsmaß von 6,1%, 13,5% und 10,8% nicht ausreichend modellieren. Die wichtigsten Prädiktoren in diesen Vorhersagemodellen sind mit unterschiedlicher Bedeutsamkeit prä-AL, prä-LD-gesamt und der prä-DM. Im Gegensatz dazu lässt sich die post-LV-gesamt mittels der Vorhersagemodelle 4 und 5 mit einem Bestimmtheitsmaß von 53,4% und 52,4% gut modellieren. Der wichtigste Prädiktor in diesen Vorhersagemodellen ist die prä-LV-gesamt mit einer Bedeutsamkeit (Vorhersagewert) von 0,74 - 0,82.

Der post-Visus-cc lässt sich besser als die post-HOA vorhersagen. Der post-Visus-cc lässt sich in Vorhersagemodell 6 mit einem Bestimmtheitsmaß von 20,9% besser als der post-HOA mit einem Bestimmtheitsmaß von 6,1% in Vorhersagemodell 7 modellieren. Durch die prä-HOA lässt sich der post-Visus-cc, und durch die post-LD-gesamt die post-HOA am besten modellieren.

Als weitere Zielgröße zur Beurteilung der Linsenposition wurde der Linsenäquator prä- und postoperativ gemessen und basierend auf der präoperativen Messung modelliert. Anhand der Vorhersagemodelle 8 und 9 lässt sich der post-LÄ mit einem Bestimmtheitsmaß von 86,5% und 86,4% gut modellieren. Die wichtigsten Prädiktoren in diesen Vorhersagemodellen sind mit unterschiedlicher Bedeutsamkeit prä-LÄ (0,97) und prä-VKT-Extern (0,78).

Da in dieser Studie der post-Visus-cc bei der Implantation einer einstückigen, asphärischen aberrationskorrigierenden IOL (HOYA, Vivinex iSert XY1) trotz der postoperativen LD und LV im Mittel 0,0 (logMar) betrug, sollte in Zukunft die Messung der LD und LV der multifokalen und torischen IOL (premium-IOL) beurteilt werden. In diesem Zusammenhang sollten zusätzlich die okulären (totalen) HOA in Bezug auf LD/LV evaluiert werden. Zukünftiges Ziel ist es, die vorgestellten Vorhersagemodelle mit einer erheblich größeren Stichprobe und für unterschiedliche IOL zu validieren und optimieren.

6 Praktische Schlussfolgerungen

Anhand der prä- und postoperativen Messwerte der eigenen Linsen/IOL Position können daher folgende Schlussfolgerungen getroffen werden:

1. Der postoperative Visus-cc korreliert nur mit der post-LD-X.
2. Die LD beträgt postoperativ im Mittel 0,2 mm.
3. Die LV beträgt postoperativ im Mittel 5,8°.
4. Die eigene Linse und die IOL sind nach kaudal und temporal dezentriert.
5. Der kaudale Teil der eigenen Linse und der IOL ist nach vorne verkippt (negative Verkipfung um die x-Achse).
6. Der nasale Teil der eigenen Linse und der IOL ist nach vorne verkippt (negative Verkipfung um die y-Achse).
7. Die postoperative LV lässt sich am besten durch die präoperative LV-gesamt vorhersagen.
8. Der postoperative LÄ lässt sich am besten durch die präoperative LÄ vorhersagen.

7 Literaturverzeichnis

1. American Academy of Ophthalmology (2019) 2019-2020 Basic and Clinical Science Course, Section 03 : Clinical Optics. American Academy of Ophthalmology, [San Francisco]
2. Apple D, Kincaid M, Mamalis N, Olson R (1990) Intraocular lenses. Evolution, designs, complications, and pathology. *Am J Ophthalmol* 109:112
3. Apple D, Sims J (1996) Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. *Surv Ophthalmol* 40:279–292
4. Apple D, Schmidbauer J (2001) Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley: pioneer of intraocular lens. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 218:583–585
5. Apple D (2007) Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley: 10 July 1906 - 25 May 2001. *Biogr Mem Fellows R Soc* 53:285–307
6. Assia E, Legler U, Merrill C, Hicklin J, Castaneda V, Hoggatt J, Wasserman D, Apple D (1993) Clinicopathologic study of the effect of radial tears and loop fixation on intraocular lens decentration. *Ophthalmology* 100:153–158
7. Atchison D (1991) Design of aspheric intraocular lenses. *Ophthalmic Physiol Opt* 11:137–146
8. Auffarth G, Schmidbauer J, Apple D (2001) Zum Lebenswerk von Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley. *Ophthalmologie* 98:1012–1016
9. Auffarth G, Apple D (2001) Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen. *Ophthalmologie* 98:1017–1028
10. Auffarth GU (2008) Kataraktchirurgie. 1. Auflage. UNI-MED, Bremen
11. Auffarth GU, Rabsilber TM, Kohnen T, Holzer MP (2008) Design and optical principles of multifocal lenses. *Ophthalmologie* 105:522–526
12. Barbero S, Marcos S, Jiménez-Alfaro I (2003) Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 20:1841–1851
13. Barry P, Seal D, Gettinby G, Lees F, Peterson M, Revie C (2007) Prophylaxis of postoperative endophthalmitis following cataract surgery: results of the ESCRS multicenter study and identification of risk factors. *J Cataract Refract Surg* 33:978–988
14. Baumeister M, Neidhardt B, Strobel J, Kohnen T (2005) Tilt and decentration of three-piece foldable high-refractive silicone and hydrophobic acrylic intraocular lenses with 6-mm optics in an intraindividual comparison. *Am J Ophthalmol* 140:1051–1058
15. Becker K, Auffarth G, Völcker H (2004) Messmethode zur Bestimmung der Rotation und der Dezentrierung von Intraokularlinsen. *Ophthalmologie* 101:600–603
16. Beiko G, Haigis W, Steinmueller A (2007) Distribution of corneal spherical aberration in a comprehensive ophthalmology practice and whether keratometry can predict aberration values. *J Cataract Refract Surg* 33:848–858
17. Bischoff M (2012) Zielrefraktion und Fehlrefraktion bei Kataraktoperationen in Abhängigkeit

- von der verwendeten Intraokularlinse – Vergleich der TMED Easy Care 600 mit der Alcon SA 60 AT (Dissertation). Medizinische Fakultät, Universität des Saarlandes, Homburg/Saar
18. Bühren J, Kohnen T (2007) Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft – vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höher Ordnung - Teil I: Grundlage. *Ophthalmologie* 104:909–925
 19. Bühren J, Kohnen T (2007) Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft - vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höherer Ordnung - Teil II: Beispiele. *Ophthalmologie* 104:991–1008
 20. Chen D, Lam AKC (2009) Reliability and repeatability of the Pentacam on corneal curvatures. *Clin Exp Optom* 92:110–118
 21. Chen T (1987) Clinical experience with soft intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 13:50–53
 22. Connors R 3rd, Boseman P 3rd, Olson RJ (2002) Accuracy and reproducibility of biometry using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 28:235–238
 23. de Castro A, Rosales P, Marcos S (2007) Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging - Validation study. *J Cataract Refract Surg* 33:418–429
 24. Dick H, Augustin A (2001) Aktueller Vergleich von Intraokularlinsen - eine Übersicht. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 218:469–478
 25. Dick H, Schwenn O, Krummenauer F, Weidler S, Pfeiffer N (2001) Refraktion, Vorderkammertiefe, Dezentrierung und Tilt nach Implantation monofokaler und multifokaler Silikonlinsen. *Ophthalmologie* 98:380–386
 26. Dick H, Tehrani M, Brauweiler P, Haefliger E, Neuhann T, Scharrer A (2003) Komplikationen faltbarer Intraokularlinsen mit der Folge der Explantation. *Ophthalmologie* 100:465–470
 27. Dick HB (2014) Femtosekundenlaser-assistierte Kataraktchirurgie. *Ophthalmologie* 111:612–613
 28. Drexler W, Hitzenberger CK, Sattmann H, Fercher AF (1995) Measurement of the thickness of fundus layers by partial coherence tomography. *Opt Eng* 34:701–710
 29. Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK, Fercher AF (1998) Partial coherence interferometry: A novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 126:524–534
 30. Eppig T, Scholz K, Löffler A, Meßner A, Langenbacher A (2009) Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye. *J Cataract Refract Surg* 35:1091–1100
 31. Eppig T, Gillner M, Langenbacher A, Seitz B, Viestenz A (2011) Kontaktlose In-vivo-Bildgebung der Hornhaut und Vorderkammer des menschlichen Auges ein qualitativer Vergleich zweier Bildgebungsmodalitäten in der Praxis. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 228:1052–

- 1059
32. Eppig T, Rubly K, Rawer A, Langenbacher A (2019) Visualization of light propagation with multifocal intraocular lenses using the ouzo effect. *Biomed Res Int* 2019:6425040
 33. EyeNovation Innovation im Auge, Vertriebsgesellschaft für medizintechnische Produkte mbH. URL: <https://www.eyenovation.de/wp-content/uploads/2020/03/Casia2.pdf> (11.02.2020)
 34. Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos S, Gonzalez-Meijome J, Cerviño A (2009) Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 35:70–75
 35. Findl O (2005) Optische Biometrie in der Augenheilkunde. *Spektrum Augenheilkd* 19:203–209
 36. Fourier Domain OCT Casia 2 Tomey Technology and Vision, Informationsdatenblatt, Stand 11/2017. URL: https://tomey.de/images/product_flyer/CASIA2_br_w.pdf (10.03.2020)
 37. Frecher A, Roth E (1986) Ophthalmic laser interferometer. *Proc SPIE* 0658:48–51
 38. Gerten G, Michels A, Olmes A (2001) Torische Intraokularlinsen - Klinische Ergebnisse und Rotationsstabilität. *Ophthalmologie* 98:715–720
 39. Gillner M, Langenbacher A, Eppig T (2012) Untersuchung der theoretischen Abbildungsqualität asphärischer Intraokularlinsen bei Dezentrierung: Hoya AF-1 iMics1 und Zeiss ASPHINA TM (Invent ZO). *Ophthalmologie* 109:263–270
 40. Gimbel H V, Neuhann T (1990) Development, advantages, and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg* 16:31–37
 41. Goebels S, Pattmüller M, Eppig T, Cayless A, Seitz B, Langenbacher A (2015) Comparison of 3 biometry devices in cataract patients. *J Cataract Refract Surg* 41:2387–2393
 42. Grehn F (2012) *Augenheilkunde*. 31. Auflage. Springer Medizin Verlag, Heidelberg
 43. Guirao A, Redondo M, Geraghty E, Piers P, Norrby S, Artal P (2002) Corneal optical aberrations and retinal image quality in patients in whom monofocal intraocular lenses were implanted. *Arch Ophthalmol* 120:1143–1151
 44. Guyton D, Uozato H, Wisnicki J (1990) Rapid determination of intraocular lens tilt and decentration through the undilated pupil. *Ophthalmology* 97:1259–1264
 45. Hartmann C, Krieglstein G (1990) Morphologie der Kapselsackschrumpfung in Abhängigkeit von der Kapseleröffnungstechnik, vom Linsendesign und von der Sulcus/Saccusfixation. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 197:302–310
 46. Hienert J, Findl O (2019) IOLs mit erweiterter Tiefenschärfe. *Spektrum Augenheilkd* 33:169–171
 47. Hirschberg J (1908) *Geschichte der Augenheilkunde Kapitel XXIII in Graefe-Saemisch Handbuch der gesamten Augenheilkunde*. Bd. XII, Verlag W. Engelmann
 48. Hitzenberger CK (1991) Optical measurement of the axial eye length by laser Doppler interferometry. *Investig Ophthalmol Vis Sci* 32:616–624
 49. Ho S-W, Baskaran M, Zheng C, Tun T, Perera S, Narayanaswamy A, Friedman D, Aung T (2012) Swept source optical coherence tomography measurement of the iris-trabecular contact

- (ITC) index: A new parameter for angle closure. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 251:1–7
50. Hoffer K (1980) Biometry of 7,500 cataractous eyes. *Am J Ophthalmol* 90:360–368
 51. Hoffer K, Marcos S (2011) Special circumstances: Effect of IOL tilt on astigmatism. *IOL Power* 223–230
 52. Hoffmann P, Hütz W (2010) Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. *J Cataract Refract Surg* 36:1479–1485
 53. Hofmann C (1980) *Die optische Abbildung*. Akademische Verlagsgesellschaft Geest & Portig K.-G., Leipzig
 54. Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, Van der Mooren M, Norrby NES (2002) A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Refract Surg* 18:683–691
 55. Huang J, Chen H, Li Y, Chen Z, Gao R, Yu J, Zhao Y, Lu W, McAlinden C, Wang Q (2019) Comprehensive comparison of axial length measurement with three swept-source OCT-based biometers and partial coherence interferometry. *J Refract Surg* 35:115–120
 56. Jungnickel H, Haueisen J, Kowarschik R, Gebhardt M (2015) *Objektive und subjektive Bewertungsverfahren zur Wirkung von Aberrationen am Auge (Dissertation)*. Fakultät für Informatik und Automatisierung der Technischen Universität Ilmenau
 57. Kasper T, Bühren J, Kohnen T (2006) Visual performance of aspherical and spherical intraocular lenses: Intraindividual comparison of visual acuity, contrast sensitivity, and higher-order aberrations. *J Cataract Refract Surg* 32:2022–2029
 58. Kelman CD (1994) The history and development of phacoemulsification. *Int Ophthalmol Clin* 34:1–12
 59. Kim JS, Shyn KH (2001) Biometry of 3 types of intraocular lenses using Scheimpflug photography. *J Cataract Refract Surg* 27:533–536
 60. Kim MJ, Yoo YS, Joo CK, Yoon G (2015) Evaluation of optical performance of 4 aspheric toric intraocular lenses using an optical bench system: Influence of pupil size, decentration, and rotation. *J Cataract Refract Surg* 41:2274–2282
 61. Kiss B, Findl O, Menapace R, Wirtitsch M, Drexler W, Hitzenberger CK, Fercher AF (2002) Biometry of cataractous eyes using partial coherence interferometry: Clinical feasibility study of a commercial prototype I. *J Cataract Refract Surg* 28:224–229
 62. Kohnen T, Klapproth OK (2008) Asphärische Intraokularlinsen. *Ophthalmologie* 105:234–240
 63. Kohnen T, Klapproth O, Bühren J (2009) Effect of intraocular lens asphericity on quality of vision after cataract removal. *Ophthalmology* 116:1697–1706
 64. Kohnen T, Klapproth OK (2010) Intraokularlinsen für die mikroinvasive Kataraktchirurgie. *Ophthalmologie* 107:127–135
 65. Kohnen T, Shajari M (2016) Phake Intraokularlinsen. *Ophthalmologie* 113:529–538
 66. Korynta J, Bok J, Cendelin J (1994) Changes in refraction induced by change in intraocular lens position. *J Refract Surg* 10:556–564

67. Kozaki J, Tanihara H, Yasuda A, Nagata M (1991) Tilt and decentration of the implanted posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 17:592–595
68. Lachenmayr B, Friedburg D, Hartmann E, Buser A (2006) *Auge - Brille – Refraktion*. 5. Auflage. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart
69. Lang GK (2008) *Augenheilkunde*. 4. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
70. Langenbacher A, Schröder S, Cayless A, Eppig T (2017) Aberration-free intraocular lenses – What does this really mean? *Z Med Phys* 27:255–259
71. Lege BAM, Haigis W (2004) Laser interference biometry versus ultrasound biometry in certain clinical conditions. *Graefe’s Arch Clin Exp Ophthalmol* 242:8–12
72. Leon P, Pastore MR, Zanei A, Umari I, Messai M, Negro C, Tognetto D (2015) Correction of low corneal astigmatism in cataract surgery. *Int J Ophthalmol* 8:719–724
73. Liou H-L, Brennan N (1997) Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 14:1684–1695
74. Liu S, Yu M, Ye C, Lam DSC, Leung CK (2011) Anterior chamber angle imaging with swept-source optical coherence tomography: An Investigation on Variability of Angle Measurement. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 52:8598–8603
75. Liu X, Xie L, Huang Y (2019) Effects of decentration and tilt at different orientations on the optical performance of a rotationally asymmetric multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 45:507–514
76. Mester U, Sauer T, Kaymak H (2009) Decentration and tilt of a single-piece aspheric intraocular lens compared with the lens position in young phakic eyes. *J Cataract Refract Surg* 35:485–490
77. Montés-Micó R, López-Gil N, Perez Vives C, Bonaque S, Ferrer-Blasco T (2012) In vitro optical performance of nonrotational symmetric and refractive-diffractive aspheric multifocal intraocular lenses: Impact of tilt and decentration. *J Cataract Refract Surg* 38:1657–1663
78. Mrochen M, Büeler M (2008) *Asphärische Optiken Physikalische Grundlagen*. *Ophthalmologie* 105:224–233
79. Mutlu F, Erdurman C, Sobaci G, Bayraktar M (2005) Comparison of tilt and decentration of 1-piece and 3-piece hydrophobic acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 31:343–347
80. Nagy Z, Takacs A, Filkorn T, Sarayba M (2009) Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery. *J Refract Surg* 25:1053–1060
81. Nagy Z, McAlinden C (2015) Femtosecond laser cataract surgery. *Eye Vis* 2:11
82. Neuhann I, Fleischer F, Neuhann T (2012) Ursache von Austausch und Explantation von Intraokularlinsen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 229:794–797
83. Neuhann T (1987) Theorie und Operationstechnik der Kapsulorhexis. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 190:542–545
84. Ofir S, Abulafia A, Kleinmann G, Reitblat O, Assia E (2015) Surgically induced astigmatism

- assessment: comparison between three corneal measuring devices. *J Refract Surg* 31:244–247
85. Patel A, Carson D, Patel P (1999) Evaluation of an unused 1952 Ridley intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 25:1535–1539
86. Pazo EE, Richoz O, McNeely R, Millar ZA, Moore TCB, Moore JE (2016) Optimized visual outcome after asymmetrical multifocal IOL rotation. *J Refract Surg* 32:494–496
87. Petternel V, Menapace R, Findl O, Kiss B, Wirtitsch M, Rainer G, Drexler W (2004) Effect of optic edge design and haptic angulation on postoperative intraocular lens position change. *J Cataract Refract Surg* 30:52–57
88. Preußner P-R, Wahl J, Lahdo H, Findl O (2001) Konsistente IOL-Berechnung. *Ophthalmologe* 98:300–304
89. Rabsilber TM, Jepsen C, Auffarth GU, Holzer MP (2010) Intraocular lens power calculation: Clinical comparison of 2 optical biometry devices. *J Cataract Refract Surg* 36:230–234
90. Ridley H (1952) Intra-Ocular Acrylic Lenses: A Recent Development in the Surgery of Cataract. *Br J Ophthalmol* 36:113–122
91. Rochels R, Nover A (1988) Untersuchung zur Häufigkeit und Entstehung der Dezentrierung kapselsackfixierter Hinterkammerlinsen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 193:585–588
92. Rosales P, Marcos S (2006) Phakometry and lens tilt and decentration using a custom-developed Purkinje imaging apparatus: Validation and measurements. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 23:509–520
93. Schröder A (2005) Einfluss von Fibronektin auf die bakterielle Adhäsion an beschichteten und unbeschichteten Intraokularlinsen (Disseration). Medizinische Fakultät, Universität des Saarlandes, Homburg/Saar
94. Shammas H (1982) Axial length measurement and its relation to intraocular lens power calculations. *J Am Intraocul Implant Soc* 8:346–349
95. Shammas JH, Chan S (2010) Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry–keratometry device. *J Cataract Refract Surg* 36:1474–1478
96. Sheng H, Bottjer C, Bullimore M (2004) Ocular component measurement using the Zeiss IOL Master. *Optom Vis Sci* 81:27–34
97. Sinjab MM (2014) five steps to start your refractive surgery: A case-based systematic Approach. JAYPEE brother medical publishers
98. Song X, Liu X, Wang W, Zhu Y, Qin Z, Shentu X, Xv W, Chen P, Yao K (2020) Visual outcome and optical quality after implantation of zonal refractive multifocal and extended range of vision intraocular lenses: A prospective comparison. *J Cataract Refract Surg* 46:540–548
99. Stattin M, Zehetner C, Bechrakis NE, Speicher L (2015) Vergleich IOL-Master 500 vs. Lenstar LS900 hinsichtlich der Berechnung der Zielrefraktion. *Ophthalmologe* 112:444–450

100. Taketani F, Matuura T, Yukawa E, Hara Y (2004) Influence of intraocular lens tilt and decentration on wavefront aberrations. *J Cataract Refract Surg* 30:2158–2162
101. Van Der Linden JW, Van Der Meulen IJ, Mourits MP, Lapid-Gortzak R (2013) In-the-bag decentration of a hydrophilic radially asymmetric multifocal intraocular lens secondary to capsule contraction. *J Cataract Refract Surg* 39:642–644
102. Verhulst E, Vrijghem JC (2001) Accuracy of intraocular lens power calculations using the Zeiss IOL master. A prospective study. *Bull Soc Belge Ophtalmol* 281:61–65
103. Viestenz A, Walter S, Viestenz A, Behrens-Baumann W, Langenbacher A (2007) Torische Intraokularlinsen und Astigmatismuskorrektur. *Ophthalmologe* 104:620–627
104. Volkmer C, Pham DT, Wollensak J (1996) Minimizing astigmatism by controlled localization of cataract approach with the no stitch technique. A prospective study. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 209:100–104
105. Wang L, Koch DD (2005) Effect of decentration of wavefront-corrected intraocular lenses on the higher-order aberrations of the eye. *Arch Ophthalmol* 123:1226–1230
106. Weikert M, Golla A, Wang L (2018) Astigmatism induced by intraocular lens tilt evaluated via ray tracing. *J Cataract Refract Surg* 44:745–749
107. Wenzel M, Auffarth G, Scharrer A, Schayan-Araghi K, Reinhard T (2014) Ambulante und stationäre Intraokularchirurgie 2013: Ergebnisse der Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG. *Ophthalmol-Chirurgie* 26:171–182
108. Wenzel M, Auffarth G, Scharrer A, Schayan-Araghi K, Reinhard T (2015) Ambulante und stationäre Intraokularchirurgie 2014: Ergebnisse der Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG. *Ophthalmol-Chirurgie* 27:155–166
109. Wenzel M, Dick HB, Scharrer A, Schayan K, Reinhard T (2018) Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG zur ambulanten und stationären Intraokularchirurgie: Ergebnisse für das Jahr 2017. *Ophthalmol-Chirurgie* 30:255–266
110. Wenzel M, Dick HB, Scharrer A, Schayan K, Reinhard T (2019) Umfrage von BDOC, BVA, DGII und DOG zur ambulanten und stationären Intraokularchirurgie: Ergebnisse für das Jahr 2018. *Ophthalmol-Chirurgie* 31:347–357
111. WHO. World Health Organization (2004) Magnitude and causes of visual impairment. URL: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/en/> (09.06.2020)
112. Xu J, Zheng T, Lu Y (2019) Effect of decentration on the optical quality of monofocal, extended depth of focus, and bifocal intraocular lenses. *J Refract Surg* 35:484–492
113. Yoshida S, Obara Y (1995) Decentration of intraocular lens after cataract surgery with in-the-bag fixation. *IOL RS* 9:33–36
114. Zhong X, Long E, Chen W, Xiang W, Liu Z, Chen H, Chen J, Lin Z, Lin H, Chen W (2016) Comparisons of the in-the-bag stabilities of single-piece and three-piece intraocular lenses for age-related cataract patients: A randomized controlled trial. *BMC Ophthalmol* 16:1–7

115. Zuberbührlé B, Haefliger E, Menapace R, Neuhann T (2008) Karataktchirurgie. Springer Medizin Verlag, Heidelberg

Selbst erstellte Grafiken und Abbildungen sind in der jeweiligen Bildunterschrift ohne angegebene Quellen.

8 Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Erläuterung
IOL	Intraokularlinse (=postoperative Linse)
AL	Achsenlänge (IOL-Master)
D1	flacher Keratometerwert (IOL-Master)
D2	steiler Keratometerwert (IOL-Master)
DM	Mittelwert der Keratometerwerte (IOL-Master)
Zyl: Zylinder (IOL-Master)	Zylinder (IOL-Master)
VKT-extern	Vorderkammertiefe bis zum Epithel (IOL-Master)
a-Kf	anteriorer flacher Keratometerwert (VAA-OCT)
a-Ks	anteriorer steiler Keratometerwert (VAA-OCT)
a-Zyl	anteriorer Zylinder (VAA-OCT)
a-Avrgk	anteriorer mittlerer Keratometerwert (VAA-OCT)
HOA in 4 mm	Aberrationen höherer Ordnung in 4 mm
VKT-Extern	externe Vorderkammertiefe (VAA-OCT)
VKT-intern	interne Vorderkammertiefe (VAA-OCT)
W-2-W	Weiß-zu-Weiß Abstand (VAA-OCT)
LDI	Dicke der eigenen Linse
LDM	Durchmesser der eigenen Linse
LKv	Linsenkrümmung vorne
LKvs	Linsenkrümmung vorne steil
LKvf	Linsenkrümmung vorne flach
LKh	Linsenkrümmung hinten
LKhs	Linsenkrümmung hinten steil
LKhf	Linsenkrümmung hinten flach
Visus-cc	bestkorrigierte Sehschärfe

prä-	präoperativ
post-	postoperativ
LD-gesamt	gesamte Linsendezentrierung
LD-X	Linsendezentrierung in der X-Achse
LD-Y	Linsendezentrierung in der Y-Achse
LV-gesamt	gesamte Linsenverkipfung
LV-Y	Linsenverkipfung in der Y-Achse
LÄ	Linsenäquator

9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen besonderen Dank nachstehenden Personen entgegenbringen, ohne deren Mithilfe die Anfertigung dieser Promotionsschrift niemals zustande gekommen wäre.

Insbesondere möchte ich mich bei Herrn Prof. Achim Langenbacher, Institutsleiter der Experimentellen Ophthalmologie, Universität des Saarlandes, für die Überlassung des Themas und die hervorragende Unterstützung und Betreuung bei der Durchführung dieser Arbeit bedanken.

Danken möchte ich ebenfalls besonders Herrn Prof. Dr. med. Berthold Seitz für die Möglichkeit an der Klinik für Augenheilkunde am Universitätsklinikum des Saarlandes UKS in Homburg/Saar die Promotion abzulegen.

Vor allem bedanke ich mich bei Herrn Dr. Elias Flockerzi für das Korrekturlesen dieser Dissertationsarbeit und Marc Müller für die Hilfe bei der Erstellung der Abbildungen.

Ein besonderer Dank geht an meine Eltern für die Unterstützung während des gesamten Studiums und der Dissertation.

10 Publikationen

2021

1. Qozat I, Xanthpoulou K, Weinstein I, Seitz B, **Daas L** (2021) Descemetolyse nach komplizierter Kataraktoperation – nicht immer ist eine DMEK nötig. *Klin Monatsbl Augenheilkd* doi: 10.1055/a-1268-9042. Online ahead of print
2. Safi T, Seitz B, Berg K, Schulz K, Langenbacher A, **Daas L** (2021) Reproducibility of non-invasive endothelial cell loss assessment of the prestripped DMEK roll after preparation and storage. *Am J Ophthalmol* 221:17-26
3. Weinstein I, Fries FN, Szentmáry N, Seitz B, **Daas L** (2021) Ausgeprägter Wessely-Immunring bei Keratitis – ein Chamäleon. *Ophthalmologie* 118:53-55

2020

4. Abdin AD, Suffo S, Alnaggar D, **Daas L**, Seitz B (2020) Recurrent fungal endophthalmitis after intravitreal injections of bevacizumab. *Am J Ophthalmol* doi: 10.1016/j.ajoc.2020.100591
5. Abdin AD, Suffo S, Bischoff-Jung M, **Daas L**, Pattmüller M, Seitz B (2020) Vorteile eines separierten IVOM-Zentrums an einer deutschen Universitäts-Augenklinik. *Ophthalmologie* 117:50-57
6. El Halabi M, Seitz B, Quintin A, Suffo S, Flockerzi F, Schlötzer-Schrehardt U, **Daas L** (2020) Histoacryl-Kleber zur Akutversorgung von Hornhautperforationen bei nekrotisierender herpetischer Keratitis. *Ophthalmologie* doi: 10.1007/s00347-020-01284-2. Online ahead of print
7. Farah CJ, Seitz B, Hamon L, Sourlis C, **Daas L** (2020) Mischinfektionen bei kontaktlinsenassoziiertes mykotischer Keratitis mit *Pseudomonas* oder *Akanthamoeben*. *Ophthalmologie* doi: 10.1007/s00347-020-01207-1. Online ahead of print
8. Flockerzi E, **Daas L**, Seitz B (2020) Structural changes in the corneal subbasal nerve plexus in keratoconus. *Acta Ophthalmol* 98:928-932
9. Fraenkel D, Hamon L, **Daas L**, Flockerzi E, Suffo S, Eppig T, Seitz B (2020) Tomographically normal partner eye in very asymmetrical corneal ectasia: biomechanical analysis. *J Cataract Refract Surg* doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000435. Online ahead of print
10. Hamon L, **Daas L**, Mäurer S, Weinstein I, Quintin A, Schulz K, Langenbacher A, Seitz B (2020) Thickness and Curvature Changes of Human Corneal Grafts in Dextran-

Containing Organ Culture Medium Before Keratoplasty. *Cornea* doi: 10.1097/ICO.0000000000002543. Online ahead of print

11. Hamon L, Flockerzi E, Ardjomand N, Seitz B, **Daas L** (2020) Ein 27-jähriger Mann mit „Hornhauttrübung“ nach Astverletzung. *Ophthalmologie* doi: 10.1007/s00347-020-01130-5. Online ahead of print

12. Hartmann M, Hamon L, Flockerzi E, Ardjomand N, Seitz B, **Daas L** (2020) Implantation einer „small-aperture Intraokularlinse (IOL)“ bei 2 Patientinnen mit irregulärem Astigmatismus nach keratorefraktiver Chirurgie. *Ophthalmologie* doi: 10.1007/s00347-020-01274-4. Online ahead of print

13. Maamri A, Hamon L, **Daas L**, Seitz B (2020) Ein 63-jähriger Patient mit akuter Sehverschlechterung nach perforierender Keratoplastik bei Keratokonus. *Ophthalmologie* doi: 10.1007/s00347-020-01226-y. Online ahead of print

14. Martin C, Tschernig T, Loic H, **Daas L**, Seitz B (2020) Corneae from body donors in anatomy department: valuable use for clinical transplantation and experimental research. *BMC Ophthalmol* 20:284

15. Matar C, **Daas L**, Suffo S, Langenbacher A, Seitz B, Eppig T (2020) Reliabilität der Hornhauttomographie nach Implantation von intrakornealen Ringsegmenten bei Keratokonus. *Ophthalmologie* 117:1092-1099

16. Matar C, Seitz B, **Daas L** (2020) Rezidivierendes DMEK-Versagen. *Ophthalmologie* doi: 10.1007/s00347-020-01184-5. Online ahead of print

17. Pascha J, Frings A, Walochnik J, Wissiak E, Dirisamer M, **Daas L**, Ardjomand N (2020) Akanthamöbenendophthalmitis – Ein Fallbericht. *Ophthalmologie* 117:926-929

18. Roth M, **Daas L**, MacKenzie CR, Balasiu A, Stachon T, Neumann I, Steindor F, Seitz B, Geerling G. (2020) Development and assessment of a simulator for in vivo confocal microscopy in fungal and acanthamoeba keratitis. *Curr Eye Res* 45:1484-1489

19. Sabau A, **Daas L**, Behkit A, Wagenpfeil S, Langenbacher A, Ardjomand N, Flockerzi E, Seitz B (2020) Efficacy, safety and predictability of transepithelial photorefractive keratectomy - a meta-analysis. *J Cataract Refract Surg* doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000435. Online ahead of print

20. Seitz B, **Daas L**, Flockerzi E, Suffo S (2020) “Descemet membrane endothelial keratoplasty“ DMEK – Spender und Empfänger Schritt für Schritt. *Ophthalmologie* 117:811-828

21. Suffo S, Seitz B, **Daas L** (2020) Der Homburger Kreuzstichnaht-Marker für die doppelt fortlaufende Kreuzstichnaht bei der perforierenden Keratoplastik. *Klin Monatsbl Augenheilkd* doi: 10.1055/a-1275-0807. Online ahead of print
22. Szentmáry N, Fries FN, **Daas L**, Shi L, Laurik KL, Langenbacher A, Seitz B (2020) Chamäleonartige Hornhautveränderungen: Akanthamöbenkeratitis. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 237:754-760

2019

23. **Daas L**, Seitz B, Zimpfer A, Bischoff M, Viestenz A (2019) Invertierte in vitro konfokale Mikroskopie bei mykotischer Keratitis mit Hornhaut-Endothel-Epithel-Dekompensation. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 236:1457-1460
24. Flockerzi E, **Daas L**, Schlötzer-Schrehardt U, Zimpfer A, Bohle R, Seitz B (2019) Ocular changes in nephropathic cystinosis: The course of the gold-dust. *Int Ophthalmol* 39:1413-1418
25. Laurik KL, Szentmáry N, **Daas L**, Langenbacher A, Seitz B (2019) Early penetrating keratoplasty à chaud may improve outcome in therapy-resistant acanthamoeba keratitis. *Adv Ther* 36:2528-2540
26. Roth M, **Daas L**, Renner-Wilde A, Cvetkova-Fischer N, Saeger M, Herwig-Carl M, Matthaei M, Fekete A, Kakkassery V, Walther G, von Lilienfeld-Toal M, Mertens C, Lenk J, Mehlan J, Fischer C, Fuest M, Kroll S, Bayouhd W, Viestenz A, Frings A, MacKenzie CR, Messmer EM, Seitz B, Kurzai O, Geerling G (2019) Das Deutsche Pilz-Keratitis-Register - Erste Ergebnisse einer multizentrischen Erhebung. *Ophthalmologe* 116:957-966
27. Seitz B, **Daas L**, Milioti G, Szentmáry N, Langenbacher A, Suffo S (2019) Excimerlaser-assistierte perforierende Keratoplastik. *Ophthalmologe* 116:1221-1230
28. Shi L, Hager T, Fries FN, **Daas L**, Holbach L, Hofmann-Rummelt C, Zemova E, Seitz B, Szentmáry N (2019) Reactive uveitis, retinal vasculitis and scleritis as ocular end-stage of acanthamoeba keratitis: a histological study. *Int J Ophthalmol* 12:1966-1971

2018

29. Abdin A, **Daas L**, Pattmüller M, Suffo S, Langenbacher A, Seitz B (2018) Negative impact of dextran in organ culture media for pre-stripped tissue preservation on DMEK (Descemet membrane endothelial keratoplasty) outcome. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 256:2135-2142

30. Abdin AD, **Daas L**, Suffo S, Löw U, Seitz B (2018) Zunehmende Lichtempfindlichkeit bei einer 29-jährigen Patientin. *Ophthalmologie* 115:239-242
31. **Daas L**, Viestenz A, Schnabel PA, Fries FN, Hager T, Szentmáry N, Seitz B (2018) Confocal microscopy as an early relapse marker for acanthamoeba keratitis. *Clin Anat* 31:60-63
32. Fries FN, Suffo S, **Daas L**, Seitz B, Fiorentzis M, Viestenz A (2018) Tenonplasty for closing defects during sclerocorneal surgery-A brief review of its anatomy and clinical applications. *Clin Anat* 31:72-76
33. Pattmüller M, **Daas L**, Viestenz A, Milioti G, Hasenfus A, Seitz B, Viestenz A (2018) Ultraschallbiomikroskopie bei Riesenzellarteriitis. *Ophthalmologie* 115:150-153
34. Seitz B, **Daas L**, Bischoff-Jung M, Szentmáry N, Suffo S, El-Husseiny M, Viestenz A, Milioti G (2018) Anatomy-based DMEK Wetlab in Homburg/Saar: Novel aspects of donor preparation and host maneuvers to teach descemet membrane endothelial keratoplasty. *Clin Anat* 31:16-27
35. Szentmáry N, **Daas L**, Shi L, Laurik KL, Lepper S, Milioti G, Seitz B (2018) Acanthamoeba keratitis - clinical signs, differential diagnosis and treatment. *J Curr Ophthalmol* 31:16-23
36. Szentmáry N, **Daas L**, Shi L, Lenke Laurik K, Seitz B (2018) Akanthamöbenkeratitis – klinische Zeichen, Diagnose, Therapie. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 235: 671-677

2017

37. Bischoff-Jung M, Viestenz A, Fiorentzis M, **Daas L**, Seitz B, Pappas G, Viestenz A (2017) Intravitreales Ganciclovir als additive Therapieoption bei akuter retinaler Nekrose. *Ophthalmologie* 114:838-842
38. **Daas L**, Bischoff-Jung M, Viestenz A, Seitz B, Viestenz A (2017) Konfokale Mikroskopie als früher Rezidivmarker nach Keratoplastik infolge einer Fusarium-solani-Keratitis. *Ophthalmologie* 114:66-69
39. **Daas L**, Seitz B, Pleyer U (2017) Fuchs-Uveitis. *Ophthalmologie* 114:481-492
40. El-Husseiny M, **Daas L**, Viestenz A, Langenbacher A, Seitz B (2017) Das KAMRA™-Inlay - Ein realistischer Ansatz? *Ophthalmologie* 114:358-364
41. Flockerzi E, El-Husseiny M, Löw U, **Daas L**, Seitz B (2017) Historische Beschreibung der Kataraktentwicklung nach Blitzschlagverletzung. *Ophthalmologie* 114:376
42. Szentmáry N, Módis L, Imre L, Füst Á, **Daas L**, Laurik L, Seitz B, Nagy ZZ (2017) Diagnostics and treatment of infectious keratitis. *Orv Hetil* 158:1203-1212

2016

43. **Daas L**, Viestenz A, Bischoff M, Hasenpus A, Seitz B (2016) Konfokale Mikroskopie zur Diagnostik der mykotischen Keratitis. *Ophthalmologie* 113:767-771
44. El-Husseiny M, **Daas L**, Langenbacher A, Seitz B (2016) Intrakorneale Ringsegmente bei Keratektasien – Zwischenergebnisse und potenzielle Komplikationen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 233:722-726
45. Flockerzi E, El-Husseiny M, Löw U, **Daas L**, Seitz B (2016) Kataraktentwicklung nach Stromverletzung. *Ophthalmologie* 113:950-951

2015

46. **Daas L**, Szentmáry N, Eppig T, Langenbacher A, Hasenpus A, Roth M, Saeger M, Nölle B, Lippmann B, Böhringer D, Reinhard T, Kelbsch C, Messmer E, Pleyer U, Roters S, Zhivov A, Engelmann K, Schrecker J, Zumhagen L, Thieme H, Darawsha R, Meyer-Tervehn T, Dick B, Görsch I, Hermel M, Kohlhaas M, Seitz B (2015) Das Deutsche Akanthamöbenkeratitis-Register - Erste Ergebnisse einer multizentrischen Erhebung. *Ophthalmologie* 112:752-763
47. Resch MD, Zemova E, Marsovszky L, Szentmáry N, Bauer F, **Daas L**, Pattmüller M, El-Husseiny M, Németh J, Nagy ZZ, Seitz B (2015) In vivo confocal microscopic imaging of the cornea after femtosecond and excimer laser-assisted penetrating keratoplasty. *Refract Surg* 31:620-626

2013

48. Szentmáry N, **Daas L**, Matoula P, Goebels S, Seitz B (2013) Akanthamöbenkeratitis. *Ophthalmologie* 110:1203-1210

11 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.