

Aus der Augenklinik und Poliklinik
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vergleich verschiedener Biometrie-Messmethoden vor einer Kataraktoperation

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Heba Youssef
aus Tartous

Mainz, 2020

Tag der Promotion:

06. Juli 2021

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1	Einleitung und Ziel der Arbeit	1
2	Literaturdiskussion	4
2.1	Parameter der IOL-Berechnung	4
2.1.1	Achsenlänge	4
2.1.2	Hornhautradien	5
2.1.2.1	Bestimmung der vorderen Hornhautradien	5
2.1.2.2	Hornhaurückfläche	5
2.1.2.3	Hornhautastigmatismus.....	6
2.1.2.4	Asphärizität der Hornhaut.....	7
2.1.3	Postoperative IOL-Position	8
2.2	Messmethode für die Hornhautradien	9
2.2.1	Placido-Scheibe	9
2.2.2	Scheimpflug-Kamera	10
2.2.3	Kombinierte Geräte.....	12
2.2.4	Optische Kohärenz-Tomographie	12
2.2.4.1	Time-Domain-OCT und Spectral-Domain-OCT.....	14
2.3	Formeln zur Bestimmung der IOL-Brechkraft.....	14
2.3.1	Analytische Formeln	14
2.3.2	Empirische Formeln	15
2.3.3	Kombinierte IOL-Formeln.....	15
2.3.4	Numerisches Raytracing.....	16
3	Materialien und Methoden.....	18
3.1	Patientenkollektiv	18
3.1.1	Einschlusskriterien	18
3.1.2	Ausschlusskriterien.....	18

3.2	Studiendesign	18
3.3	Klinische Untersuchung	19
3.4	Messgeräte	20
3.4.1	IOLMaster	20
3.4.1.1	Bestimmung der Achsenlänge.....	21
3.4.1.2	Bestimmung der Hornhautradien.....	23
3.4.1.3	Bestimmung der Vorderkammertiefe	25
3.4.2	Tomey-Workstation.....	25
3.4.2.1	SS-1000 „Casia“	26
3.4.2.2	OA 2000	28
3.4.3	Galilei G6	29
3.4.3.1	Placido-Topographie	32
3.4.3.2	Optische Biometrie	32
3.5	Datenauswertung	33
4	Ergebnisse	34
4.1	Achsenlängen	34
4.1.1	Vergleich der Achsenlängen	34
4.1.2	Differenz zur mittleren Achsenlänge	36
4.2	Vorderkammertiefe.....	37
4.2.1	Vergleich der Vorderkammertiefen	37
4.2.2	Differenz zur mittleren Vorderkammertiefe	38
4.3	Vordere Hornhautradien.....	39
4.3.1	Vergleich der vorderen Hornhautradien	39
4.3.2	Differenz zum mittleren vorderen Hornhautradius.....	40
4.4	Hintere Hornhautradien.....	41
4.4.1	Vergleich der hinteren Hornhautradien	41
4.4.2	Differenz zum mittleren hinteren Hornhautradius.....	42
4.5	Hornhautastigmatismus	43

4.5.1	Astigmatismus aus IOLMaster-Radien.....	45
4.5.2	Astigmatismus aus Tomey Casia-topographischen Radien.....	46
4.5.3	Astigmatismus aus Galilei G6-topographischen Radien	47
4.6	Vergleich des Astigmatismus zwischen den Geräten.....	47
4.6.1	Vergleich des Astigmatismus zwischen IOLMaster- und Casia-Messungen.....	48
4.6.2	Vergleich des Astigmatismus zwischen Tomey Casia- und Galilei G6-Messungen.....	49
4.6.3	Vergleich des Astigmatismus zwischen Galilei- und IOLMaster-Messungen.....	50
5	Diskussion.....	51
5.1	Interpretation und Vergleich der Ergebnisse	51
5.1.1	Vergleich der Achsenlängen	51
5.1.2	Vergleich der Vorderkammertiefen	52
5.1.3	Vergleich der Hornhautradien	53
5.1.3.1	Vergleich der vorderen Hornhautradien	53
5.1.3.2	Vergleich der hinteren Hornhautradien.....	54
5.1.4	Vergleich des Hornhautastigmatismus.....	55
5.2	Statistische Signifikanz versus klinische Relevanz	55
5.2.1	Bestimmung der Achsenlänge	56
5.2.2	Bestimmung der Vorderkammertiefen	57
5.2.3	Bestimmung der Hornhautradien	58
5.2.3.1	Vordere Hornhautradien.....	58
5.2.3.2	Hintere Hornhautradien	59
5.3	Bestimmung der Untersuchungszeit	60
6	Zusammenfassung.....	62
7	Literaturverzeichnis	
8	Danksagung	

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Placido-Scheibe (26)</i>	10
<i>Abbildung 2: Scheimpflug-Prinzip (28)</i>	11
<i>Abbildung 3: Schematische Skizze der grundlegenden Funktionsweise eines Michelson-Interferometers (34)</i>	13
<i>Abbildung 4: IOLMaster 500 (42)</i>	21
<i>Abbildung 5: Messprinzip der Michelson-Interferometrie (44)</i>	22
<i>Abbildung 6: Krümmungsmessung an asphärischer Hornhaut (7)</i>	24
<i>Abbildung 7: Messung der Vorderkammertiefe mit dem IOLMaster (46)</i>	25
<i>Abbildung 8: Prinzip der Time-Domain-OCT (50)</i>	27
<i>Abbildung 9: Prinzip der Spectral-Domain-OCT (50)</i>	28
<i>Abbildung 10: OA 2000</i>	29
<i>Abbildung 11: Galilei G6 (52)</i>	30
<i>Abbildung 12: Prinzip der Scheimpflug-Technologie (53)</i>	31
<i>Abbildung 13: Quantitative Darstellung aus der Dicke der Hornhaut (1)</i>	31
<i>Abbildung 14: Vergleich der Achsenlänge</i>	35
<i>Abbildung 15: Differenz zur mittleren Achsenlänge</i>	36
<i>Abbildung 16: Vergleich der Vorderkammertiefen</i>	37
<i>Abbildung 17: Differenz zur mittleren Vorderkammertiefe</i>	38
<i>Abbildung 18: Vergleich der vorderen Hornhautradien</i>	39
<i>Abbildung 19: Differenz zum mittleren vorderen Hornhautradius</i>	40
<i>Abbildung 20: Vergleich der hinteren Hornhautradien</i>	41
<i>Abbildung 21: Differenz zum mittleren hinteren Hornhautradius</i>	42
<i>Abbildung 22: Astigmatismus aus IOLMaster-Radien</i>	45
<i>Abbildung 23: Astigmatismus aus Tomey/ Casia-topographischen Radien</i>	46
<i>Abbildung 24: Astigmatismus aus Galilei G6-topographischen Radien</i>	47
<i>Abbildung 25: Vergleich des Astigmatismus zwischen IOLMaster- und Casia- Messungen</i>	48
<i>Abbildung 26: Vergleich des Astigmatismus zwischen Tomey/ Casia- und Galilei G6- Messungen</i>	49
<i>Abbildung 27: Vergleich des Astigmatismus zwischen Galilei G6- und IOLMaster- Messungen</i>	50

Abkürzungsverzeichnis

Abb.: Abbildung

AL: Achsenlänge

dpt: Dioptrie

FD-OCT: Fourier-Domain-Optische-Kohärenz-Tomographie

IOL: Intraokularlinse

LD: Linsendicke

LIB: Laser-Interferenz-Biometrie

OCT: Optical coherence tomography

PCI: Partial coherence interferometry

PD: Photodetektor

SA: Sphärische Aberration

SD: Standardabweichung

SLD: Superlumineszenzdiode

SD-OCT: Spectral-Domain-Optische-Kohärenz-Tomographie

TD-OCT: Time-Domain-Optische-Kohärenz-Tomographie

US: Ultraschall

VKT: Vorderkammertiefe

1 Einleitung

Die Augenlinse hat eine bikonvexe, avaskuläre, transparente Struktur und besteht neben der Kapsel aus der Linsenrinde und einem Linsenkern. Das Linsenepithel, das sich nur unter der äquatorialen Vorderkapsel der Linse befindet, bildet die Linsenfasern. Die neuen Linsenfasern werden zeitlebens ständig subkapsulär abgelagert. Dies führt dazu, dass sich die neu gebildeten Fasern um die älteren Fasern legen und die älteren zu tieferen Bereichen innerhalb der Linsensubstanz verdrängen (2). Chemisch betrachtet besteht die Augenlinse aus Proteinen (60 %) und Wasser (3). Die Wasserkonzentration nimmt während des Alters ab, während der Anteil unlöslicher Linsenproteine (Albuminoid) zunimmt. Die Folge ist ein fortschreitender Verlust an Elastizität und Transparenz. Diese Trübung der Linse wird als Katarakt bezeichnet (4).

Eine mehrfache Klassifizierung der Katarakt ist wegen der unterschiedlichen Ursachen und Ausprägungen möglich. Prinzipiell ist zwischen einer angeborenen (kongenitalen) und erworbenen (zum Beispiel der senilen, der durch Trauma verursachten oder durch ein Glaukom ausgelösten) Katarakt zu differenzieren. Die häufigste Kataraktform mit einem Anteil von 90 % ist die senile Katarakt, jedoch kommen Katarakte im Rahmen von Allgemeinerkrankungen wie Diabetes Mellitus, im Rahmen von Augenerkrankungen wie Uveitis, sowie durch Medikamente, intraokuläre Operationen und Augenverletzungen vor. Bei der Einteilung nach der Lokalisation der Trübung wird zwischen Cataracta nuclearis, corticalis oder subcapsularis unterschieden. Bei der Beschreibung des Entwicklungsstadiums der Trübung wird von Cataracta incipiens, protracta, praematura, matura und hypermatura gesprochen. Diese Einteilung kommt vor allem bei der senilen Katarakt zum Tragen (3).

Da es bisher keine medikamentöse Therapie gibt, erfolgt die Behandlung der Katarakt heute durch die Entfernung der getrübbten Augenlinse. Heutzutage stellt die Phakoemulsifikation die Standardmethode zur Kataraktextraktion dar. Dabei wird die kristalline Linse mittels einer mit hoher Frequenz vibrierenden Hohnadel (Ultraschall) zerkleinert und abgesaugt. Zuvor wird eine zentrale Öffnung des anterioren Kapselsackes (Kapsulorhexis) angelegt. Anschließend erfolgt die Implantation der faltbaren, künstlichen Linse in den Kapselsack (5). Eine Intraokularlinse (IOL) besteht aus einer Optik und einer Haptik. Die Optik stellt das zentrale refraktive Element dar, während die Haptik eine optimale und stabile Position der Optik durch Fixation der IOL im Kapselsack oder Sulcus ciliaris ermöglicht (2).

Anhand von optischen Eigenschaften wird zwischen einer sphärischen, asphärischen, torischen und multifokalen Intraokularlinse unterschieden (6).

Der Vorhersage der postoperativen Refraktion kommt in der Kataraktchirurgie eine große Bedeutung zu. Die Berechnung der postoperativen Brechkraft des Auges erfolgt mit speziellen mathematischen Methoden. Soweit hierfür geschlossene Formeln verwendet werden, werden diese in empirische und theoretische eingeteilt, wobei es auch Formeln gibt, die beide Prinzipien verwenden. Während die theoretischen Formeln auf der Gauß-Optik beruhen, wurden die empirischen Formeln aus einem Patientenkollektiv mit Bestimmung eines IOL-spezifischen Parameters entwickelt. Ein neues Rechenverfahren der IOL-Berechnung stellt das numerische Raytracing, also die Strahlendurchrechnung, dar (7), (8).

Für eine genaue Berechnung der IOL-Brechkraft werden mehrere Parameter berücksichtigt. Hierfür kommen die Achsenlänge des Auges, die Hornhautradien, und damit zusammenhängend auch der Hornhautastigmatismus, die Vorderkammertiefe sowie die Linsendicke in Betracht. Ebenfalls ist heutzutage die Bestimmung der Krümmung der Hornhaurückfläche von großer Bedeutung, insbesondere bei einer IOL-Berechnung nach refraktiver Chirurgie. Für eine präzise Messung stehen aktuell verschiedene neue Messmethoden zur Verfügung; zum Beispiel gibt es zurzeit den Goldstandard zur Messung der AL auf der Grundlage der partiellen Kohärenz - Interferometrie nach Michelson, welche eine präzisere Messung der AL im Vergleich zur Ultraschall-Messung ergibt. Für die Messung der HH-Radien ist die häufigste Methode das Keratometer nach Littmann wie beim IOLMaster von Carl-Zeiss. Auf der anderen Seite verfügen andere Geräte auch über neue Verfahren zur Messung der HH-Radien zur Berücksichtigung weiterer Parameter wie HH-Asphärizität und HH-Rückfläche. Durch die Kombination zwischen einer Placido-Scheibe und einer Scheimpflugkamera, über welche das Galilei G6 der Firma Ziemer verfügt, oder der Messung mithilfe einer optischen Kohärenz-Tomographie, wie im Tomey OA 2000/ Casia von Firma Tomey, werden Informationen über lokale Krümmungsradien der Hornhautvorder- und Rückfläche geliefert.

Ziel der Arbeit

Erste Voraussetzung für ein zufriedenstellendes postoperatives Ergebnis der Kataraktoperation ist eine genaue Berechnung der Intraokularlinsenstärke. Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt daher auf dem Genauigkeitsvergleich zwischen Biometrie-Messgeräten vor einer Kataraktoperation, um festzustellen, inwiefern die Geräte austauschbar sind. Da der Unterschied bei der Messung eines individuellen Parameters direkt in das sphärische Äquivalent eingeht, ist die genaue Messung der Parameter von großer Bedeutung für eine gute Abbildungsqualität. Es existieren heute viele Messgeräte für die Messung der für eine IOL-Berechnung benötigten Parameter. Die verwendeten Messgeräte in dieser Arbeit sind der IOLMaster 500, der Tomey OA 2000/ Casia und das Galilei G6 der Firma Ziemer. Es wurde in dieser Arbeit zwischen drei Geräten verglichen, da beim Vergleich zwischen 3 Geräten ein Mittelwert für die drei Messungen berechnet werden und somit die Abweichung vom Mittelwert für jedes Einzelgerät festgestellt werden kann. Der Vergleich zwischen den Geräten wurde an individuellen Patientenaugen durchgeführt, wobei die Unterschiede zwischen den Messergebnissen als Fehler angesehen wurden. Die berücksichtigten Parameter sind: AL, VKT, vordere und hintere Hornhautradien. Da bei der Berechnung der torischen Intraokularlinsen der Hornhautastigmatismus von großer Bedeutung ist, wird dies auch aus den primären Messdaten berechnet und zwischen den Geräten verglichen.

Um die Auswirkung der Unterschiede in den Messwerten auf das Endergebnis zu quantifizieren, wurden die IOL-Brechkräfte mit dem Raytracing-Programm OKULIX berechnet. Hier wird die postoperative Linsenposition durch die mittlere Vorderkammertiefe, Achsenlänge und IOL-Herstellerdaten berechnet. Die Übernahme der Messdaten durch das Programmpaket erfolgt bei manchen Geräten wie dem Tomey OA 2000/ Casia und Galilei G6 direkt über eine geräteinterne Softwareschnittstelle. Beim IOLMaster müssen die Messdaten manuell eingegeben werden.

Um den Unterschied im Zeitaufwand zwischen den Geräten im klinischen Alltag zu bestimmen, wurde die Zeit der Untersuchung vom Beginn der Untersuchung bis zum Datendruck berücksichtigt und verglichen. Da im Vergleich zu den beiden anderen Geräten kein direkter Anschluss zwischen IOLMaster und OKULIX besteht, wurde hier die Zeit für die Eingabe der Messdaten nach Ende der Messung mitberücksichtigt.

2 Literaturdiskussion

2.1 Parameter der IOL-Berechnung

Um eine optimale Sehleistung des Patienten zu erreichen, hat die Bestimmung der IOL-Brechkraft vor der Kataraktoperation eine große Bedeutung. Im Jahr 1949 führte Ridley die erste Berechnung der IOL-Stärke durch (9). In den letzten Jahren wurden neue Messmethoden entwickelt, die die Messung zusätzlicher Parameter ermöglichen. Insgesamt werden folgende Parameter benötigt: Achsenlänge, Hornhautradien, Brechungsindizes von Hornhaut und Kammerwasser sowie die Position und Dicke der Linse.

2.1.1 Achsenlänge

Zur Achsenlängenmessung stehen heute die optische und die Ultraschall-Biometrie zur Verfügung, letztere kann in Kontakt- oder Immersionstechnik erfolgen. Bis vor wenigen Jahren wurden die Achsenlängenmessungen des Auges ausschließlich mit A-Scan-Ultraschall durchgeführt. Die Kontakttechnik bedarf dabei des direkten Kontaktes zwischen Schallkopf und Hornhaut, was zu einer Indentation der Hornhaut führt und folglich die Vorderkammertiefe sowie auch die Achsenlänge verkürzt. Zusätzlich benötigt die Messung mittels Ultraschall eine Lokalanästhesie der Hornhaut, was die Gefahr von Infektionen erhöhen kann. Die Genauigkeit der Immersionstechnik ist höher, weil die Hornhaut dabei nicht eingedrückt wird, da diese Technik mit einer Verlaufstrecke durchgeführt wird und dadurch nicht zu einer Indentation führt. Der Unterschied zwischen diesen beiden Methoden des Ultraschalls bei der Achsenlängenmessung kann bis zu 0,5 mm betragen (7), (10).

Einer der Nachteile der Immersionstechnik ist, dass der Patient während der Behandlung liegen muss, was von dem Patienten als unangenehmer empfunden wird und für den Untersucher aufwendiger ist.

Eine neue Methode zur Bestimmung der Achsenlänge des Auges ist die partielle Kohärenz-Interferometrie (Partial Coherence Interferometer, PCI). Diese neue Technik ist eine non-invasive optische Technologie, die keinen direkten Kontakt mit der Hornhaut erfordert und für den Patienten angenehmer ist. Die erste medizinische Anwendung dieser Technik stammte von Fercher et al. (10). Laut Drexler et al. lieferte die optische Methode eine präzisere Messgenauigkeit als der Ultraschall, wobei der

Messfehler unter 0.01 mm bei einer Auflösung von etwa 12 μm liegen soll (11). Allerdings gibt es keinen Goldstandard für die absolute Länge des Auges. Die mittels interferometrischer Verfahren gemessene Achsenlänge bezieht auch die Netzhautdicke mit ein, deshalb ist die AL hier länger als beim Ultraschall. Allerdings kann eine Messung bei dichter Katarakt ohne Ultraschall mit der PCI nicht durchgeführt werden. Beide Verfahren sind limitiert durch die Unkenntnis der Eigenschaften der natürlichen Linse: Beim Ultraschall ist es die Schallgeschwindigkeit, bei der PCI ist es der Brechungsindex der Linse.

2.1.2 Hornhautradien

2.1.2.1 Bestimmung der vorderen Hornhautradien

Die Hornhautbrechkraft macht etwa zwei Drittel der Gesamtbrechkraft des Auges aus. Daher ist ihre genaue Bestimmung für die IOL-Berechnung sehr wichtig. Sie erfolgt durch die Messung der Hornhautradien. Häufig werden die Hornhautradien mittels Keratometer nach Littmann gemessen (8). Da das Keratometer nur die Krümmungsradien der Hornhautvorderfläche misst, kann die Hornhaurückfläche dabei nicht berücksichtigt werden (12). Die Messung wird im zentralen Hornhautbereich von ca. 2,6 mm durchgeführt, und die Hornhaut wird als sphärisch angenommen. Hierbei wird also die Asphärizität der Hornhaut, deren numerische Exzentrizität bei normalen Augen zwischen 0 und 0,5 liegt, nicht berücksichtigt (13). Nach der Myopie korrigierenden Hornhautchirurgie verändert sich die Asphärizität der Hornhaut von einer prolaten – also normalen - Form zu einer oblaten (14). Laut Preußner et al. beträgt der daraus resultierende Messfehler typisch 1,5 dpt nach refraktiver Chirurgie (15). Diese Fehler können vermieden werden, wenn die Krümmung der Hornhaut mittels Topographie und Raytracing bestimmt wird. Die Software OKULIX (nach Prof. Dr. Dr. Preußner, Universität Mainz) berechnet diese Werte aus den Rohdaten, wobei der steilste und flachste Radius sowie die numerische Exzentrizität berechnet werden. Auf diese Weise ist die Genauigkeit dieser Berechnung nach Preußner et al. höher, insbesondere nach refraktiver Chirurgie (12), (13), (14).

2.1.2.2 Hornhaurückfläche

Die Bestimmung der Hornhaurückfläche spielt eine wesentliche Rolle bei der Berechnung der IOL-Brechkraft und ist auch eine der Fehlerquellen neben der

Achsenlänge, sowohl bei Formeln als auch beim Raytracing. Der rückseitige Hornhautradius hat einen wesentlich schwächeren Effekt als der vordere Hornhautradius. Ein Fehler im vorderen Hornhautradius von 0,1 mm bei der IOL-Anpassung führt zu einem Refraktionsfehler in der Hornhautebene von ca. 0,6 dpt im Durchschnittsauge. Der vom hinteren Hornhautradius verursachte Fehler beträgt nur etwa ein Sechstel dieses Wertes. Der Fehlereinfluss der Hornhautrückfläche wird größer nach refraktiver Chirurgie (15), wenn der Rückseitenradius auf Basis des Vorderseitenradius modellhaft angenommen wird, was bei vielen Formeln der Fall ist. Auch das pseudophake Auge hat einen „inneren Astigmatismus“, der mittels Messung der Hornhautrückfläche bestimmt werden kann (16). Somit ist die Bestimmung der hinteren Radien von Bedeutung, um refraktive Überraschungen zu vermeiden. Wie bereits erwähnt, misst das Keratometer nur die Vorderfläche. Der Wert für den Hornhautrückradius wird häufig nach dem Gullstrandmodell des Auges angenommen. Hier liegt das Verhältnis des mittleren Radius der Rückfläche zum vorderen bei 0,88. Der sich aus dem Radienverhältnis nach Gullstrand errechnende fiktive Hornhautbrechungsindex von 1,3375 unterscheidet sich wesentlich vom physikalischen Brechungsindex der Hornhaut mit 1,376. Bei Verwendung des neueren und wesentlich realistischeren Augenmodells von Liou und Brennan beträgt das Radienverhältnis Rück- zu Vorderfläche 0,83 und der daraus resultierende fiktive Hornhautbrechungsindex 1,327 (17). Die in dieser Arbeit untersuchten neuen bildgebenden Systeme, wie die von Ziemer und Tomey, vermeiden diesen Fehler durch eine direkte Messung der vorderen und hinteren Hornhautfläche (18), (16).

2.1.2.3 Hornhautastigmatismus

Seit Anfang des 19. Jahrhunderts ist bekannt, dass ein Unterschied zwischen dem Gesamtastigmatismus der Hornhaut und dem Astigmatismus der Hornhautvorderfläche besteht.

Da die Dicke der Hornhaut nicht rotationssymmetrisch sondern meist queroval ist, beeinflusst die Hornhautrückfläche den Gesamtastigmatismus. Deshalb ist die Kenntnis der Hornhautrückfläche notwendig, um refraktive Überraschungen besonders in pseudophaken Augen zu vermeiden (16). Zur Bestimmung des Beitrags der hinteren Hornhautfläche haben Koch et al. Untersuchungen mit ca. 700 Augen mittels der Galilei-Dual-Scheimpflug-Tomographie durchgeführt. In dieser Studie wurde festgestellt, dass der Differenzvektor zwischen dem Vorderflächen- und Gesamtastigmatismus im Durchschnitt 0,22 dpt beträgt (19). In dieser Beziehung

haben neuere Untersuchungen in einem Kollektiv von ca. 400 normalen Augen sehr ähnliche Ergebnisse festgestellt. Auch hier beträgt der mittlere Betrag des Differenzvektors zwischen dem Vorderflächen- und Gesamtastigmatismus $0,22 \pm 0,22$ dpt, wenn die Messung mit einem Placido-Verfahren mit Scheimpflug-Kamera durchgeführt wurde (17). Tendenziell ist beim Astigmatismus gegen die Regel der Gesamtastigmatismus größer als der Vorderflächenastigmatismus, beim Astigmatismus mit der Regel verhält es sich umgekehrt. Infolgedessen wird normalerweise der Vorderflächenastigmatismus mit der Regel durch die Hornhautrückfläche abgeschwächt und der Vorderflächenastigmatismus gegen die Regel wird durch die Rückfläche verstärkt (17).

2.1.2.4 Asphärität der Hornhaut

Bei einem sphärisch brechenden Optik-System werden die peripheren Lichtstrahlen aufgrund des Snellius-Brechungsgesetzes stärker als die zentralen Lichtstrahlen gebrochen. Die daraus resultierende Verschmierung des Brennpunktes wird als sphärische Aberration bezeichnet. Die sphärische Aberration führt im menschlichen Auge zu einer Myopisierung, die mit der Pupillenweite zunimmt (8). Tatsächlich ist das normale Auge aber eine asphärische Optik. Hierbei ändern sich die Krümmungsradien der asphärischen Flächen kontinuierlich von der Mitte zum Rand. Als Maß für diese Änderung der Krümmungsradien wird u.a. die konische Konstante Q benutzt. Die Asphärität der Hornhaut, die Asphärität der Linse und die Radienverhältnisse spielen hier eine wichtige Rolle, um die Lichtstrahlen mit der optischen Achse in einem Brennpunkt zu vereinen und die Abbildungsfehler der sphärischen Aberration zu vermeiden (8), (20).

Zwar wirkt sich die Asphärität der Hornhaut bei den meisten Augen nicht sehr stark aus ($< 0,1$ dpt), sie ist jedoch von großer Bedeutung nach der refraktiven Chirurgie. Hierbei stellt sich die Hornhautform nach Myopie-korrigierender Chirurgie von prolat zu oblat um, was zu einer hyperopen Abweichung nach der Kataraktoperation führt, wenn die geänderte Asphärität nicht berücksichtigt wird (8). Für eine bestmögliche Abbildungsqualität sollte die Asphärität in der IOL-Berechnung mitberücksichtigt werden. In den herkömmlichen Formeln in Gaußscher Optik lässt sich die Asphärität der Hornhaut nicht berücksichtigen. Durch Raytracing jedoch kann die IOL unter Berücksichtigung der Asphärität berechnet werden (21). Die Asphärität lässt sich

aus der numerischen Exzentrizität e mittels $Q = -e^2$ berechnen. Für $e > 0$ ist die Hornhaut Prolat (8).

2.1.3 Postoperative IOL-Position

Derzeit ist die postoperative IOL-Position in den meisten Fällen die dominante Fehlerquelle für die Bestimmung der IOL-Stärke im normalen Auge. Es bleibt trotz bestmöglicher Vorhersage der IOL-Position bei einem unvermeidlichen Fehler, der etwa 0,35 dpt beträgt (15). Da die postoperative IOL-Position nicht präoperativ messbar ist, muss sie durch verschiedene Methoden abgeschätzt werden. Zum einen hängt sie im Durchschnitt von der Achsenlänge des Auges ab, zum anderen von Position und Dicke der kristallinen Linse. Beide Methoden werden in OKULIX verwendet, wenn die entsprechenden Messwerte vorliegen (8). Früher hat Binkhorst einen stabilen Wert für die Vorderkammertiefe (VKT) angenommen, um die IOL-Position vorhersagen zu können, der Wert lieferte jedoch ungenauere Ergebnisse. Heutzutage wird die $VKT_{\text{prä}}$ mittels Interferometer (PCI), welches eine höhere Präzision erzielt, gemessen (9). Die Beziehung zwischen der AL und der VKT ist annähernd linear. Eine Abweichung der IOL-Position von 0,3 mm führt zu einem Refraktionsfehler von etwa 0,45 dpt im Durchschnittsauge. Je kürzer die Achsenlänge ist, umso größer ist der Einfluss des Positionsfehlers auf den Refraktionsfehler (7), (22).

Weiterhin verbessert die gemessene Linsendicke die IOL-Vorhersagegenauigkeit für neuere IOL-Kalkulationsmethoden wie z.B. OKULIX und IOL-Formeln wie Holladay II. Dieser Parameter wurde zuerst von Olsen berücksichtigt (22). Dennoch wird die postoperative Schrumpfung des Kapselsacks, welche zwischen den Patienten variiert, die Genauigkeit der postoperativen IOL-Position bestimmen (13). Preußner und Kriechbaum stellten fest, dass für ein Durchschnittsauge die zentrale IOL-Position für alle untersuchten IOL-Modelle den annähernd gleichen Abstand von der Rückseite der Hornhaut hat. Dieser Abstand ist auch aus der A-Konstante der SRK/T-Formel ableitbar und wird für jeden IOL-Typ bestimmt (23).

Im Programmpaket OKULIX wird die postoperative Vorderkammertiefe durch die mittlere VKT, die AL und IOL-Herstellerdaten berechnet. Die Messung der Linsendicke verbessert die Genauigkeit im Durchschnitt zusätzlich um 10 % (24).

2.2 Messmethode für die Hornhautradien

Eine exakte Vermessung der Krümmung und Brechkraft der Hornhautvorder- und -rückfläche ist zur optimalen Kalkulation der Kunstlinsenstärke nötig. Hornhauttopographen liefern lokale Krümmungsradien an sehr vielen verschiedenen Messpunkten im Gegensatz zum Keratometer, welches nur in zwei oder drei Meridianen misst. Hierdurch sind auch für eine Linsenberechnung relevante Informationen über Irregularitäten und die Asphärizität der Hornhaut erhältlich. Eine Vielzahl von Messmethoden steht dafür zur Verfügung und wird im Folgenden ausgeführt.

2.2.1 Placido-Scheibe

Die Geschichte der Placido-Scheibe geht ins 19. Jahrhundert zurück. Antonio Placido (1880) entwickelte ein Gerät, das er Keratoskop nannte. Dieses Gerät ist eine Scheibe mit einem Handgriff. In der Mitte dieser Scheibe ist ein Loch, durch das die Hornhaut sichtbar ist. Um das Loch herum gibt es zwischen 15 bis 32 alternierend schwarze und weiße oder auch farbige Ringe. Die Ringe werden auf die Hornhaut projiziert und von dort reflektiert. Je nach Breite der Ringe, welche durch die Scheibe gesehen werden, kann eine flache oder steile Hornhaut diagnostiziert werden. Je breiter der Abstand zwischen den Ringen ist, umso geringer (flacher) ist die Krümmung und umso schwächer die Hornhautbrechkraft. Im Gegensatz dazu ist die Brechkraft der Hornhaut stärker, wenn die Ringe eng sind (25), (26).



Abbildung 1: Placido-Scheibe (27)

Gullstrand versah danach das zentrale Loch mit einer Kamera, wodurch er anhand der Vermessung der Ringsegmente eine Berechnung der kornealen Krümmung ermöglichen konnte (25).

Heute stehen mit Computersoftware verbundene Videokeratoskope zur Verfügung, die auf der Placido-Scheibe basieren (25).

Die ausschließliche Verwendung der Placido-Scheibe erlaubt allerdings lediglich die morphologische Untersuchung der Hornhautvorderfläche.

2.2.2 Scheimpflug-Kamera

Eine Scheimpflug-Kamera ist eine auf der Scheimpflug-Regel basierende Technik. Scheimpflug-Kameras ermöglichen es, optische Schnittbilder des vorderen Augenabschnittes zu erzeugen.

Die erste Idee dazu hatte der österreichische Marineoffizier Theodor Scheimpflug im 19. Jahrhundert, um eine exakte Erstellung von Landkarten zu entwickeln. Die Scheimpflug-Regel besagt, dass die Objektebene mit maximaler Schärfe abgebildet wird, wenn die Objekt-, Objektiv- und Bildebene sich in einer gemeinsamen Geraden schneiden, und sich die Schnittgerade zwischen Bildebene und der bildseitigen Hauptebene im gleichen Abstand von der optischen Achse wie die Schnittgerade zwischen der Objektebene und der objektseitigen Hauptebene befindet (28), (29).

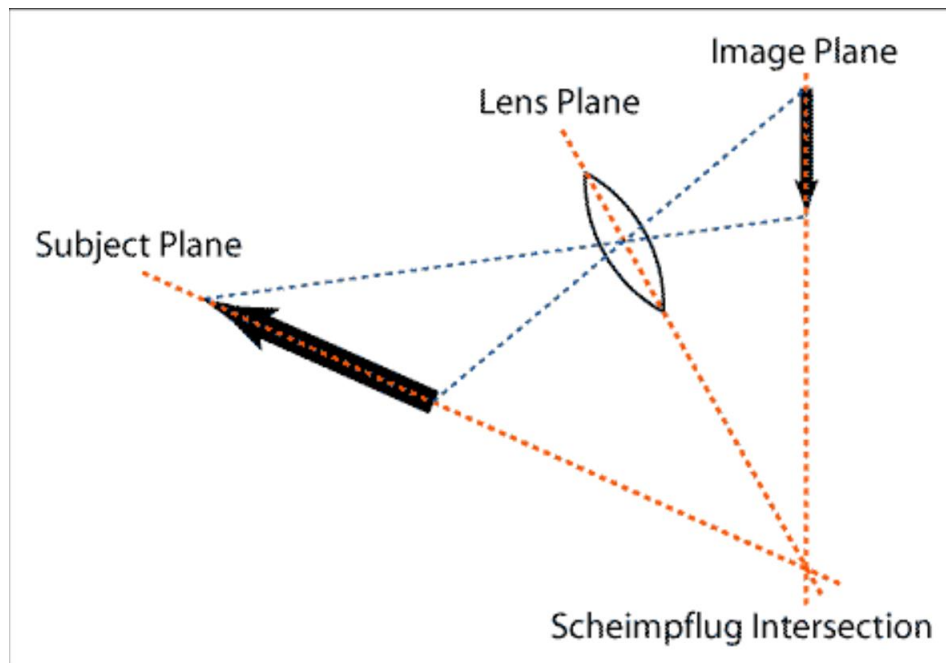


Abbildung 2: Scheimpflug-Prinzip (30)

Darauf aufbauend berichteten Drews und Niesel über die Möglichkeit, tiefenscharfe und unverzerrte Aufnahmen des vorderen Augenabschnittes anfertigen zu können. Sie benutzten das Scheimpflug-Prinzip demzufolge für eine entsprechende Spaltlampe (29).

Heute steht für die Anwendung in der Augenheilkunde die auf den grundlegenden Studien von Hockwin et al. (1977) basierende rotierende Scheimpflug-Kamera zur Verfügung (29). Hier wird, im Gegensatz zur Placido-Topographie, bei der der zentrale Bereich der Hornhaut wegen der Lage der Kamera interpoliert werden muss, vor allem auch das Hornhautzentrum mit der rotierenden Scheimpflug-Kamera dargestellt.

Die Scheimpflug-Fotografie bietet eine vollwertige Hornhauttopographie und dreidimensionale Abbildung des vorderen Augenabschnittes. Mit Hilfe dieser

Untersuchung sind detaillierte Informationen über die Hornhautoberfläche, Hornhauatrückfläche, Hornhautdicke, Vorderkammer und Augenlinse erhältlich (31).

2.2.3 Kombinierte Geräte

Um eine gute Genauigkeit der IOL-Berechnung vor der Kataraktoperation zu erhalten, müssen alle Parameter einschließlich der Hornhauatrückfläche vermessen werden (vgl. Kap. 2.1.2.2). Da die Placido-Scheibe nur die Hornhautoberfläche misst, stehen heutzutage kombinierte Messtechniken zur Verfügung. Diese verbinden die Vorteile der Placido- mit denen der Scheimpflug-Kamera, wie z.B. Galilei G 6 (32).

2.2.4 Optische Kohärenz-Tomographie

Die optische Kohärenz-Tomographie (OCT) ist ein non-invasives diagnostisches Verfahren, welches auf dem Prinzip des Michelson-Interferometers beruht. Die OCT wurde im Jahr 1991 eingeführt und wird in der klinischen Routine seit 1995 angewendet. Die OCT ergibt eine Querschnittaufnahme des vorderen Augenabschnittes und somit eine zweidimensionale Darstellung, die als Verfahren der Ultraschalltechnik ähnelt. Im Gegensatz zum Ultraschall werden jedoch bei der OCT keine Schallwellen, sondern elektromagnetische Wellen (Licht) verwendet (33), (34).

In einem Michelson-Interferometer befindet sich ein teildurchlässiger Spiegel (ST), der nicht nur als Strahlteiler, sondern auch als strahlvereinigender Spiegel fungiert. Der einfallende Strahl wird mittels dieses Spiegels in zwei Strahlen S1 und S2 aufgespalten und nach der Reflektion an den reflektierenden Flächen M3 und M4 wieder zusammengeführt. M3 ist dabei ein in der Position verstellbarer Spiegel, M4 das Messobjekt, also z.B. der Augenhintergrund. In der Ebene S ist ein Schirm oder Detektor (Abbildung 3).

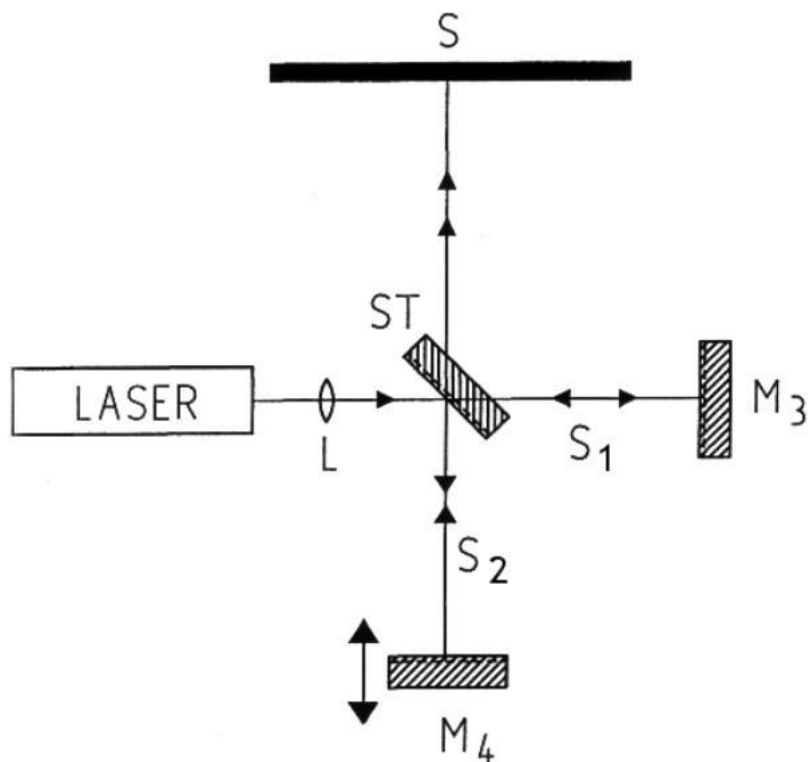


Abbildung 3: Schematische Skizze der grundlegenden Funktionsweise eines Michelson-Interferometers (35)

In der OCT wird aus dem reflektierten Licht ein Schnittbild errechnet, das deutlich detaillierter als ein Ultraschallbild ist. Die OCT misst die Amplitude und die Zeitverzögerung des Signals, ähnlich der Arbeitsweise der Sonographie, allerdings mit Lichtgeschwindigkeit. Die Messung erfolgt über ein interferometrisches Nachweisverfahren, und zwar mit der Technik der niedrig kohärenten Interferometrie. Im Speziellen wird beim aufgelösten OCT-Verfahren Infrarotlicht relativ kurzer Kohärenzlänge (niedrigkohärentes Licht) aus einer Superlumineszenzdiode (SLD) erzeugt, oder es wird eine breitbandige Lichtquelle benutzt. Je breiter das Spektrum der Lichtquelle, umso kürzer ist die Kohärenzzeit (Fourier-Beziehung). Entsprechend kann ausschließlich dasjenige Licht aus der Probe mit dem Referenzlicht interferieren, das innerhalb des durch die Kohärenzzeit definierten Fensters auf den Detektor fällt. Daraufhin kann das Interferenzsignal ausgewertet werden. Es ist eine Lichtquelle mit hoher Bandbreite erforderlich, um eine hohe Tiefenauflösung zu erzielen. Daher sind SLDs typische Quellen (33), (34), (36).

2.2.4.1 Time-Domain-OCT und Spectral-Domain-OCT

Bei der Darstellung der OCT war zunächst die Time-Domain-OCT (TD-OCT) gemeint. In dieser ersten Generation von OCT-Systemen erfolgte die Abtastung des Signals durch einen sich rasch bewegenden Spiegel. Die dafür benötigte Messzeit führte zu Artefakten, sowohl durch die Störungen infolge der Bewegungen des Patienten als auch wegen der durch die geringe Auflösung (10-15 μm) eingeschränkten Darstellbarkeit.

Bei den neuen Geräten der OCT wird die Spectral-Domain-Technologie (SD-OCT), auch Fourier-Domain-Technologie (FD-OCT) genannt, eingesetzt. Mithilfe einer Echtzeit-Fourier-Transformation werden die zurückgestreuten Interferogramme in Bildsignale umgewandelt. Die Fourier-Domain-OCT (FD-OCT) hat eine höhere Auflösung als die Time-Domain-OCT (ca. 5 μm) und erfordert weniger Zeit. Zusätzlich ermöglicht die FD-OCT eine Analyse von dreidimensionalen Strukturen, deren Aufnahme mit der TD-OCT zu lange dauern würde (36), (37).

2.3 Formeln zur Bestimmung der IOL-Brechkraft

Die Genauigkeit der IOL-Berechnung basiert auf drei Faktoren: (1) der Präzision der Biometriedaten, d.h. der Genauigkeit bei der Vermessung der Achsenlänge und der Hornhautkrümmung, (2) der Qualität der Intraokularlinse und der Herstellungsdaten und (3) der Genauigkeit der eingesetzten IOL-Formeln. In allen Berechnungsverfahren ist eine weitere Fehlerquelle verborgen: die Vorhersagegenauigkeit der postoperativen Vorderkammertiefe oder der sogenannten IOL-Position. Heute steht eine große Zahl von Formeln zur Verfügung. Diese werden in analytische (theoretische) und empirische (Regressions-) Formeln eingeteilt (13), (38).

2.3.1 Analytische Formeln

Optische Berechnungen zur Abbildung beruhen letztlich auf dem Snelliusschen Brechungsgesetz:

$$n_1 \cdot \sin \theta_1 = n_2 \cdot \sin \theta_2$$

Hierbei stehen θ_1 und θ_2 für die Winkel, die der Lichtstrahl mit der brechenden Fläche bildet, und n_1 und n_2 für die Brechungsindizes der durchlaufenen Medien.

Wenn ein Lichtstrahl durch mehr als eine brechende Fläche gebrochen werden soll, ist eine Berechnung nach dem Snelliusschen Gesetz in einer geschlossenen Formel nicht möglich, weil sich dabei sogenannte transzendente Gleichungen ergeben, die mathematisch nicht lösbar sind.

Eine Näherung des Snelliusschen Gesetzes durch Ersetzen des Sinus durch den Winkel selbst wurde von Karl Friedrich Gauß angegeben. Das ist aber nur richtig für sehr kleine Lichtstrahlwinkel relativ zur optischen Achse. Als weiterer Fehler kommt für größere Winkel auch die sphärische Aberration hinzu, die in der Gaußschen Optik nicht errechenbar ist (8), (39).

Die erste analytische Formel zur IOL-Berechnung wurde von Fyodorov im Jahr 1967 publiziert (40). Die analytischen bzw. theoretischen Formeln folgten den Prinzipien der Gaußschen Optik mit dünnen Linsen. Andere Autoren wie Binkhorst, Gernet und Colenbrander stellten auch solche analytischen Formeln auf, die sich aber in der Darstellungsweise der Formeln und in der Verwendung verschiedener Konstanten (z. B. Netzhautdicke) von der Formel von Fyodorov unterscheiden (7), (13), (38), (41).

2.3.2 Empirische Formeln

Die Ergebnisse der analytischen Formeln wichen im Durchschnitt deutlich von der Realität ab. Sanders, Retzlaff und Kraff entwickelten daher die empirische SRK-Formel, welche im Durchschnitt genauer als die theoretischen Formeln war. Später wurde sie noch modifiziert zur SRK-II-Formel und als die zweite Generation der IOL-Berechnungsformeln bezeichnet. Diese Formeln basieren nicht nur auf Achsenlänge und Hornhautradien, sondern auch auf der A-Konstante, die speziell für jeden Linsentyp statistisch angepasst wird. Die empirischen Formeln ergeben bei Augen mit durchschnittlicher Länge gute Ergebnisse. Leider werden sie aber zunehmend ungenauer bei Augen, die von der durchschnittlichen Länge abweichen: Je kürzer oder länger das Auge ist, umso ungenauere Berechnungen ergibt die SRK II. Laut Olsen soll die SRK II nicht mehr in Kliniken eingesetzt werden, da sie zu ungenaue Ergebnisse erzeugt (7), (9), (13).

2.3.3 Kombinierte IOL-Formeln

Um die Ergebnisse der IOL-Formeln zu verbessern, kombinierten die Autoren die analytischen Formeln, die auf der Gaußschen Optik beruhen, mit den empirischen

Formeln. Sie nahmen außerdem Modifikationen für sehr lange oder sehr kurze Augen vor. Diese Modifikationen folgen sog. Konstanten, die eigentlich Variablen sind, wie „surgeon factor“ oder „retinal thickness“, obwohl dies histologisch nicht konsistent ist (13).

Die Formelkonstanten beschreiben nur eine statistische Anpassung, während sie in physikalischer Hinsicht keine Bedeutung haben. Zu diesen Formeln gehören die SRK/T-, Hoffer-Q-, Holladay- und Haigis-Formel. Jedoch ergeben diese Formeln auch ungenaue IOL-Berechnungen: Einerseits enthalten die Formeln sog. „fudge factors“, andererseits beruhen sie auf der Gaußschen Optik, um das menschliche Auge zu beschreiben (13), (39), (41).

2.3.4 Numerisches Raytracing

Trotz der Entwicklung der IOL-Formeln bleiben die Ergebnisse der IOL-Berechnungen widersprüchlich. Dies liegt auch an einer allzu starken Vereinfachung, bei der Hornhautvorder- und Rückfläche zu einer einzigen brechenden Fläche zusammengefasst werden und in der die Intraokularlinse als sogenannte "dünne Linse" dargestellt wird. Dazu wird unterstellt, dass der Brechungsindex der Hornhaut kleiner ist als der der Hornhaut als Material. Weiterhin gibt es Unterschiede in der IOL-Position zwischen den einzelnen Formeln. Diese führen dann auch zu unterschiedlichen Ergebnissen bei der IOL-Berechnung.

Diese Rechenfehler können durch Raytracing vermieden werden, da Raytracing auf dem Snelliusschen Gesetz ohne Näherungsverfahren beruht, d.h., das Problem wird mittels numerischer Iteration gelöst. Somit wird der Lichtstrahlverlauf an den vier brechenden Flächen, der Hornhautvorder- und -rückfläche sowie der Linsenvorder- und -rückfläche berechnet. Hierbei wird das Ergebnis der Lichtbrechung an einer Fläche als Eingangszahlensatz für die nächste Fläche verwendet. Im Gegensatz zur Gaußschen Optik können sowohl achsenferne als auch achsennahe Strahlen berechnet werden. Da Raytracing mehrere Parameter berücksichtigt, wie Achsenlänge, Hornhautvorder- und -rückfläche, Brechungsindex, IOL-Position, IOL-Herstellungsdaten usw., wird die Ungenauigkeit der IOL-Berechnung auf die Messfehler und nicht mehr auf die Rechenfehler reduziert. Laut Preußner et al. ermöglicht Raytracing eine genauere IOL-Berechnung als die klassischen Formeln bei sehr kurzen oder langen Augen. Anwendung findet das Raytracing im Programm

OKULIX, das an der Augenklinik der Universitätsmedizin Mainz entwickelt wurde (9), (24), (39), (42).

3 Materialien und Methoden

3.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum von zwei Wochen wurden insgesamt 30 Teilnehmer für diese Arbeit an der Universitätsaugenklinik Mainz rekrutiert. Dabei wurden von den Patienten beide Augen ausgewertet. Eine Selektion nach Alter oder Geschlecht wurde nicht vorgenommen. Die Patienten entsprachen folgenden Ein- und Ausschlusskriterien:

3.1.1 Einschlusskriterien

- Katarakt, für die eine Phakoemulsifikation mit Implantation einer Hinterkammer-IOL in den Kapselsack geplant war.
- Bereitwilligkeit und ausreichende kognitive Fähigkeit zur Kooperation bei den Untersuchungen.

3.1.2 Ausschlusskriterien

Ausschlusskriterien, beispielsweise aufgrund von Vorerkrankungen, wurden nicht angewendet.

3.2 Studiendesign

Ziel der Untersuchung war nicht das Gewinnen von Informationen über die Patienten, sondern über die Untersuchungsgeräte, die ohnehin leihweise zur Verfügung standen, und von denen die Klinik eines kaufen wollte. Die Patienten wurden in der Reihenfolge des Einschließens in die Arbeit aufgenommen. In der vorliegenden Arbeit wurden beide Augen von 30 Patienten mit den nachfolgend aufgeführten Geräten untersucht. Allerdings waren nicht alle Augen mit allen Geräten untersuchbar:

Gerät	Anzahl der untersuchbaren Augen
IOLMaster (Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland)	58
Tomey OA 2000/ Casis (Tomey, Japan)	59
Galilei G6 (Ziemer, Schweiz)	58

Die Patienten wurden in der Reihenfolge ihrer präoperativen Untersuchung in die Arbeit aufgenommen, nachdem sie ausführlich über die Risiken und Komplikationen der Kataraktoperation aufgeklärt worden waren.

Eine Aufklärung über die Untersuchung mit den Geräten erfolgte nicht, weil die Verwendung mehrerer Geräte die Genauigkeit der Messergebnisse im Interesse der Patienten verbesserte und durch die Untersuchung selbst keine erkennbaren Risiken bestanden. Die Reihenfolge der Untersuchung mit den drei Geräten wurde nicht berücksichtigt. Die Zeitmessung umfasste den Beginn der Untersuchung mit dem Sitzen des Patienten vor dem Untersuchungsgerät bis zum Untersuchungsende mit dem Ausdrucken der Ergebnisse mit OKULIX.

Da das Programmpaket OKULIX nicht im IOLMaster installiert werden kann, wurden die Daten des IOLMasters manuell in OKULIX eingegeben und die zusätzlich benötigte Zeit aufgenommen.

3.3 Klinische Untersuchung

Nach der Aufklärung über die Kataraktoperation wurden alle Untersuchungen durchgeführt, die vor einer Kataraktoperation in der Universitätsaugenklinik Mainz erforderlich sind:

- Messung der Hornhaut, der Achsenlänge und der Vorderkammertiefe mit dem IOLMaster (Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland)
- Wenn die Messung mit den optischen Geräten wegen zu dichter Katarakt nicht möglich war, wurde die Achsenlänge mit dem Tomey AL-2000 der Firma Tomey gemessen. Diese Patienten sind in der folgenden Untersuchung nicht enthalten.
- Messung des Augeninnendrucks mit dem Tomey Non-Contact Tonometer FT-1000 (Tomey GmbH, Erlangen, Deutschland)
- Bestimmung der objektiven Refraktion mit dem Topocon Autorfractometer RM 8000 B (Topocon Corp., Oakland, USA)
- Visusprüfung mittels eines Sehzeichenprojektors, mit dem Zahlen in 4 m Entfernung projiziert werden
- Erweiterung der Pupille mit mydriatischen Augentropfen: Mydriatikum Stulln (Tropicamid, Stulln Pharma, Stulln, Deutschland) und Neosynephrin (Ursaphran GmbH, Saarbrücken, Deutschland)

- Untersuchung des vorderen Augenabschnitts an der Spaltlampe und des hinteren Augenabschnitts mittels Ophthalmoskopie

Zusätzlich wurden folgende Untersuchungen durchgeführt:

- Bestimmung von Achsenlänge, Vorderkammertiefe, Linsendicke und Hornhautradien mit dem OA 2000 (Tomey, Japan)
- Hornhauttopographie mit dem Casia (Tomey, Japan)
- Achsenlänge, Vorderkammertiefe, Hornhautradien, Linsendicke und Hornhauttopographie mit dem Galilei G6 (Ziemer, Schweiz).

Folgende Parameter des Auges waren für die IOL-Berechnung von Bedeutung:

- Achsenlänge (AL): Abstand zwischen Hornhautvorderfläche und Netzhaut
- Hornhautradien: Radius des steilsten und flachsten Meridians der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut
- Vorderkammertiefe (VKT): Abstand zwischen innerem Hornhautscheitel und Linsenvorderfläche
- Linsendicke (LD): Abstand zwischen Vorder- und Rückfläche der natürlichen kristallinen Linse
- Numerische Exzentrizität: Maß für die Abweichung einer asphärischen Fläche (Hornhaut) von ihrem Scheitelkreis für die Vorder- und Rückfläche der Hornhaut

Alle Berechnungen werden mittels OKULIX-Raytracing mit exakter Durchrechnung der Strahlen des optischen Systems anstelle der traditionellen Formeln in Gaußscher Optik durchgeführt (42).

3.4 Messgeräte

3.4.1 IOLMaster

Der IOLMaster (Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland) verbindet die traditionelle Keratometrie mit der Messung der Vorderkammertiefe und der Achsenlänge. Die gewonnenen Messergebnisse können im Gerät direkt zur Berechnung der Intraokularlinsen mittels traditioneller Formeln verwendet werden (Abbildung 4).



Abbildung 4: IOLMaster 500 (43)

3.4.1.1 Bestimmung der Achsenlänge

Als genauestes Messverfahren für die Achslängenmessung hat sich die optische Biometrie, welche auf dem Michelson-Interferometer beruht, durchgesetzt (7). Dieses heute auch Laser-Interferenz-Biometrie (LIB) genannte Verfahren basiert auf dem Teilkohärenz-Interferometer (partial coherence interferometry, PCI). Die erste Anwendung solcher Messungen auf die Achsenlänge des menschlichen Auges wurde von Fercher et al. (1986) durchgeführt (44). Das optische Verfahren stellt ein non-Kontakt-Verfahren dar. Deshalb erfordert die Messung mittels interferometrischer Verfahren keine Lokalanästhesie.

Seit der Einführung des IOLMasters (Carl Zeiss Meditec) im Jahr 1999 ist die optische Biometrie die Messmethode der Wahl, wenn sie möglich ist. Sie ist nicht möglich bei sehr dichter Katarakt.

Zu Details der Interferometrie (PCI): Der Diodenlaser emittiert Infrarotlicht (780 nm Wellenlänge) mit kurzer Kohärenzlänge (ca. 160 μm) (44). Das Lichtbündel wird über einen Strahlteiler in zwei Teile aufgeteilt (Abbildung 5). Die zwei Teile des Strahls werden über zwei Spiegel geleitet und mit einer Weglängendifferenz ins Auge

gesendet. Die Lichtbündel werden im Auge am Epithel der Cornea und am Pigmentepithel der Retina teilweise reflektiert. Nachdem die reflektierten Strahlen über einen Strahlteiler gelaufen sind, werden sie mittels eines Photodetektors gemessen (Abbildung 5). Interferenz tritt dann auf, wenn die Wegdifferenz zwischen den Teilstrahlen kleiner als die Kohärenzlänge ist. Der Photodetektor erfasst das Interferenzsignal, das sich in Abhängigkeit von der Position des Interferenzspiegels, die sehr genau bestimmt werden kann, verstärkt oder abschwächt. Das Ergebnis der Messung ist die Achsenlänge, das heißt die optische Weglänge zwischen der Hornhaut und der Retina (Retinales Pigmentepithel) (44).

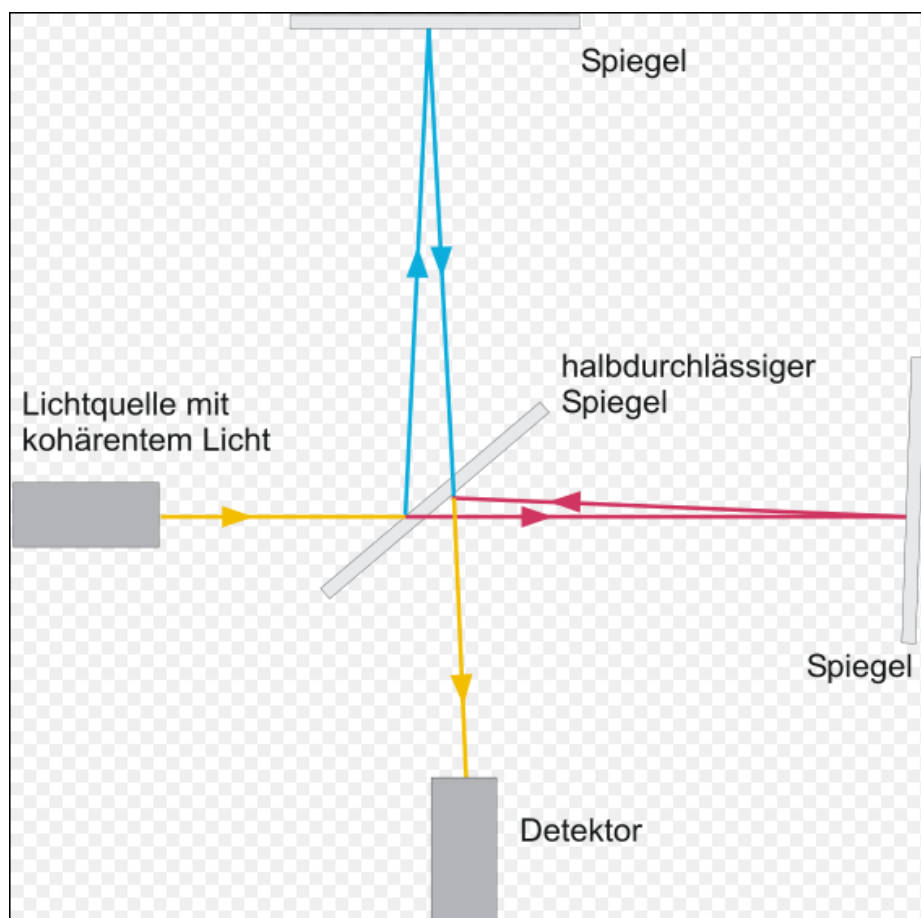


Abbildung 5: Messprinzip der Michelson-Interferometrie (45)

In Abbildung 5 stellt der rechte Spiegel die teilweise reflektierende Struktur des Auges dar.

Die Lichtbelastung ist gering. Als Lichtquelle wird ein Halbleiter-Diodenlaser (Laserklasse I) verwendet (43). Die Messung ist unabhängig von longitudinalen Bewegungen des Auges, da die Hornhautoberfläche als Referenzfläche berücksichtigt wird (10).

Die Laser-Interferometer-Biometrie (LIB) funktioniert ähnlich wie der Ultraschall-A-Scan. Die Reproduzierbarkeit der LIB liegt etwa bei 10 μm , was um etwa eine Zehnerpotenz höher als die der Ultraschallmessung mit ca. 100 μm ist. Die Genauigkeit der Messung mit LIB liegt etwa bei 50 μm (23).

Die Achsenlänge wird genau entlang der Fixationsachse gemessen, deswegen ist eine gewisse Fixationsfähigkeit des Patienten während der Messung von Bedeutung.

In einigen Fällen kann die Achsenlänge mittels IOLMaster nicht gemessen werden. Das kann dann passieren, wenn die Linsentrübung zu weit fortgeschritten ist. Dann werden die Augenlängen mittels A-Scan-Ultraschall gemessen.

3.4.1.2 Bestimmung der Hornhautradien

Das Keratometer des IOLMasters misst nur die Vorderfläche der Hornhaut, die durch ein Modell angenähert werden kann. Allgemein wird die Hornhautvorderfläche durch einen Spherozylinder dargestellt. Dieser hat zwei zueinander senkrecht stehende Vertexradien. Der Winkel der betreffenden Meridiane zur Horizontalen wird ebenfalls angegeben und es wird eine best passende Asphärizität beispielsweise als numerische Exzentrizität definiert, wenn topographische, also orts aufgelöste Daten vorliegen (8), (46).

Im Keratometriemodus projiziert ein Lichtstrahl mit einer Wellenlänge von 880 nm sechs äußere Messpunkte, die symmetrisch zu einem zentralen Fadenkreuz sind, auf die Hornhautoberfläche. Während der Messung müssen die sechs äußeren Messpunkte scharf dargestellt werden. Der zentrale Punkt wird für die Messung nicht ausgewertet und erscheint deswegen unscharf. Für eine bessere Reflektivität der Hornhaut muss der Tränenfilm stabil sein. Aufgrund dessen wurden die Patienten zum Blinzeln direkt vor der Messung angehalten (47). Es ist möglich, dass vor allem bei älteren Kataraktpatienten der Tränenfilm instabil und dünn ist, was zu Fehlmessungen führen kann. In diesem Fall können künstliche Tränentropfen benutzt werden. Zusätzlich muss beachtet werden, dass bei der Messung keiner der Messpunkte von den Augenlidern oder den Wimpern verdeckt wird.

Durch Drücken des Joystick-Knopfs werden innerhalb von 0,5 sec fünf Messungen aufgenommen. Ein Unterschied von mehr als 0,5 dpt zwischen den Messwerten wird als Fehlmessung angegeben (47).

Da die Keratometrie des IOLMasters dem Messprinzip des Littmann-Keratometers folgt, wird die Hornhaut im zentralen Bereich von 2,6 mm sphärisch angenommen (42). In diesem Messverfahren wird die Radiusmessung zurückgeführt auf eine Abstandsmessung zweier Lichtbündel. In Abbildung 6 stellt die untere der zwei Kurven den Schnitt durch eine sphärische, die obere den durch eine asphärische Hornhaut dar. Der Scheitelkrümmungsradius ist für beide gleich. Messstrahl 1 wird von der unteren Kurve im gleichen Winkel reflektiert wie Messstrahl 2 von der oberen. Der Krümmungsradius wird aus dem Abstand zwischen dem zentralen Strahl und dem die Reflexionsbedingung erfüllenden Strahl errechnet, denn für diesen sieht der Bediener Koinzidenz der projizierten Testfiguren. Der Abstand ist bei stärkerer Krümmung bzw. bei kleinem Radius geringer als bei geringerer Krümmung bzw. bei großem Radius (15), (8).

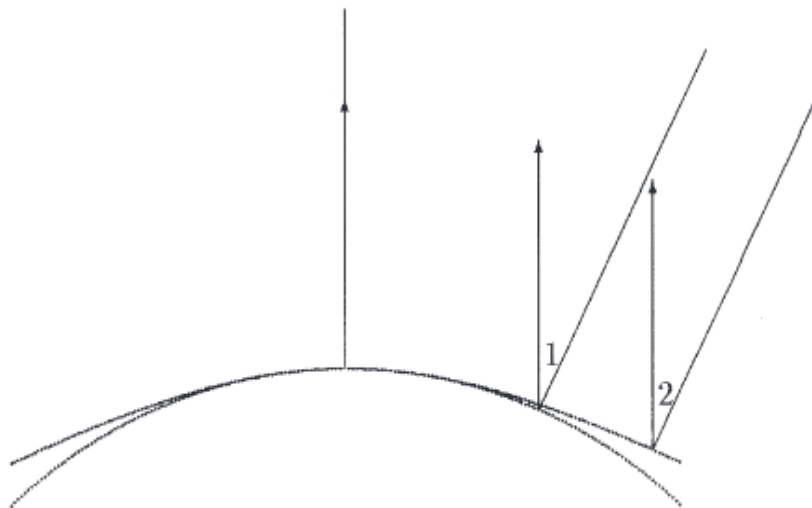


Abbildung 6: Krümmungsmessung an asphärischer Hornhaut (8)

Da die Hornhaut physiologisch eine prolate Asphärität aufweist, zeigt sich, dass die Messung mit der Littmann-Methode systematisch zu große Werte ergibt. Diese prolate Form kann durch ein Ellipsoid beschrieben werden, dessen längere Halbachse auf der optischen Achse liegt und dessen kürzere Halbachse dazu senkrecht steht. Bei einer prolataen Asphäre sind die zentralen Krümmungsradien steiler als in der Peripherie. Dies führt bei normalen Augen zu einer leichten systematischen Myopisierung der IOL-Berechnung (15). Nach refraktiver Myopie-Chirurgie besitzt die Hornhaut eine oblate Form. In diesen Augen kommt es dann zu einer systematischen Hyperopisierung, wenn die Messung mit Keratometern nach Littmann durchgeführt wird (20).

3.4.1.3 Bestimmung der Vorderkammertiefe

Das Messprinzip zur Messung der Vorderkammertiefe (VKT) mittels IOLMaster basiert auf der Auswertung eines optischen Schnittbildes durch die Vorderkammer. Die Messung der Vorderkammertiefe wird mit Hilfe einer seitlichen Spaltbeleuchtung durchgeführt. Bei Beleuchtung unter ca. 30° zur optischen Achse wird das Bild ausgewertet und danach erfolgt die Messung der Vorderkammertiefe (48). Als Vorderkammertiefe wird im IOLMaster der Abstand zwischen der Hornhautvorderfläche und der Linsenvorderfläche angegeben (47), (48). Das zwischen der Linse und der Hornhaut liegende Bild des Fixierpunkts muss optimal scharf dargestellt werden. Ebenso ist eine deutlich sichtbare Linsenvorderfläche für die Messung von Bedeutung. Der Messbereich liegt hier zwischen 1,5 und 6,5 mm (43).

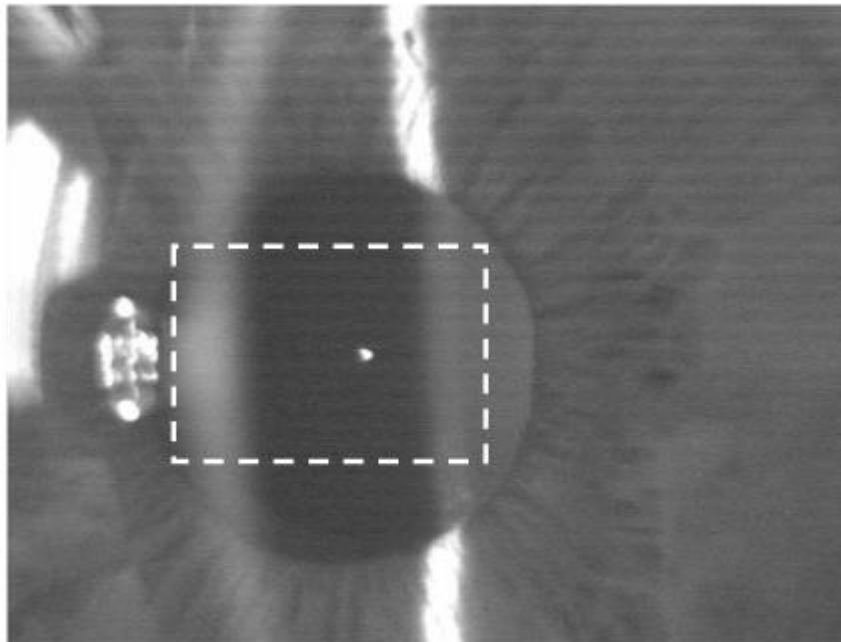


Abbildung 7: Messung der Vorderkammertiefe mit dem IOLMaster (47)

3.4.2 Tomey-Workstation

Dieses Gerät ist eines der neuesten bildgebenden Geräte der Firma Tomey-Japan. Es ist kontaktfrei, non-invasiv und besteht aus zwei Geräteteilen:

- dem optischen Kohärenz-Tomographen SS-1000 „Casia“
- dem optischen Biometer OA 2000

3.4.2.1 SS-1000 „Casia“

Heutzutage gibt es zwei unterschiedliche Techniken der OCT: das ältere Time-Domain und das erst seit einigen Jahren auf dem Markt verfügbare Spectral-Domain (Fourier-Domain) Verfahren. Das zugrundeliegende Prinzip wurde bereits in Kap. 2.2.4 beschrieben.

Auch die dreidimensionale OCT-Untersuchung ist also eine weitere Entwicklung der Michelson-Interferometrie.

In der OCT wird das Prinzip der Weißlichtinterferometrie angewandt, bei der niedrig kohärentes Licht mit Hilfe eines Interferometers zur Entfernungsmessung von reflektiven Strukturen genutzt wird.

Wie bei anderen interferometrischen Methoden entsteht das Messsignal durch die Überlagerung eines Referenz- und eines Messstrahls (49). Der Referenzstrahl wird von einem Referenzspiegel in bekannter variabler Position zurückgeworfen. Der vom Objekt (Auge) reflektierte Messstrahl ist abhängig von Entfernung, Dicke und Reflektivität der Gewebe. Beide Strahlen können nur interferieren, wenn der zeitliche Abstand beider Strahlen innerhalb der kurzen Kohärenzlänge liegt (50).

Bei der Time-Domain-OCT können Informationen über die Dicke und Struktur des Gewebes durch unterschiedliche Intensitäten der Interferenz ermittelt werden.

Für verschiedene Aufnahme der Schichten ist eine Veränderung der Länge des Referenzstrahls erforderlich. Diese Veränderung wird möglich über einen Referenzspiegel, der mechanisch verstellbar ist. Deshalb ermöglicht die TD-OCT nur 400 Aufnahmen pro Sekunde (50), (51).

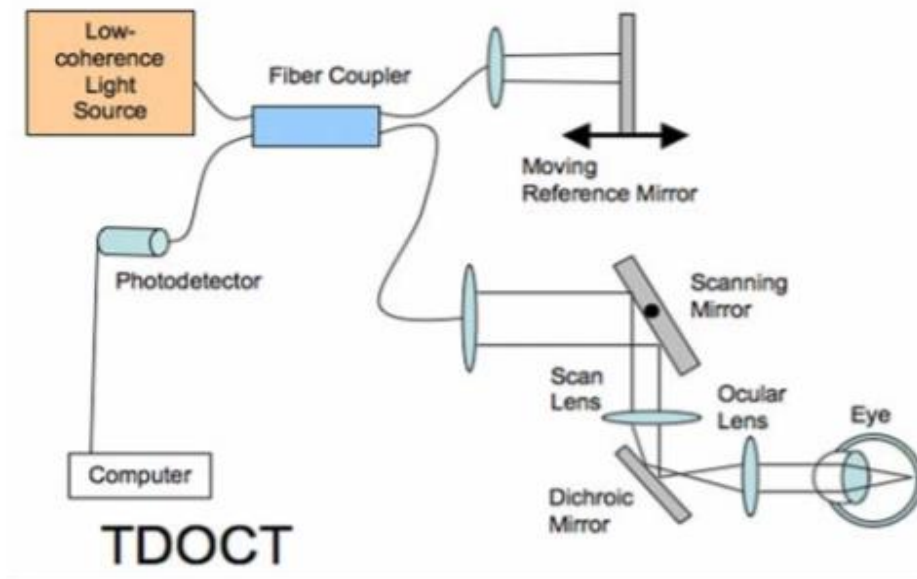


Abbildung 8: Prinzip der dreidimensionalen Time-Domain-OCT (50)

Die Entwicklung der Fourier-Domain-Optischen-Kohärenz-Tomographie ermöglicht eine Verbesserung des Auflösungsvermögens und der Aufnahmegeschwindigkeit (50). Im Gegensatz zur TD-OCT verwendet die FD-OCT spektrale Informationen zur Erzeugung von A-Scan. Es wurden zwei Methoden eingeführt, die Spectral-Domain- und die Swept-Source-OCT, um die Spektralinformation des interferometrischen Signals zu erhalten (52). Mit der SD-OCT wird nicht die zeitliche Verzögerung der Referenzstrahlung gemessen, sondern das mit Hilfe eines linearen Arrays anstelle eines Einzel-Detektors aufgenommene Interferogramm wird mittels Fourier-Analyse ausgewertet (50). Der Vorteil dieses Verfahrens liegt in der simultanen Messung der Tiefeninformation, ohne eine mechanische Positionsänderung des Referenzspiegels zu benötigen. Das macht die SD-OCT etwa 40-100 Mal schneller (50).

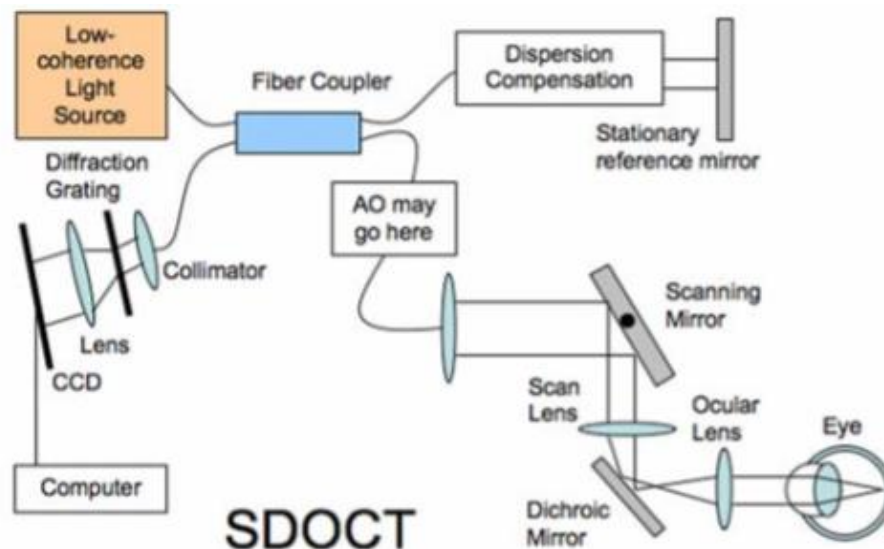


Abbildung 9: Prinzip der dreidimensionalen Spectral-Domain-OCT (50)

Die axiale Auflösung des A-Scans einer OCT ist von der Bandbreite der Lichtquelle abhängig: Je größer die spektrale Bandbreite, desto kürzer ist die Kohärenzlänge; je kürzer die Kohärenzlänge ist, desto feiner ist die letztendliche Auflösung. Aus diesem Grund verwenden die meisten kommerziellen OCT-Systeme eine Superlumineszenzdiode (SLD) mit einer Bandbreite zwischen 10 und 100 nm (50), (49). Die zweite Variante der FD-OCT, die SS-OCT, arbeitet mit einer durchstimmbaren Lichtquelle. Von dieser Lichtquelle gehen die einzelnen Wellenlängen nicht gleichzeitig, sondern nacheinander aus. Demzufolge kommt bei der SS-OCT ein Einzeldetektor statt einer Zeilenkamera zum Einsatz (53). Die axiale Auflösung in Casia beträgt ca. 10 μm , die transversale ca. 15 μm .

3.4.2.2 OA 2000

Die Tomey OA 2000 Optische Biometrie ermöglicht eine automatische, nicht invasive non-contact-Messung der Achsenlänge, der Linsendicke, der Vorderkammertiefe und der Hornhautpachymetrie.



Abbildung 10: OA 2000

Das Gerät beruht auf der Fourier-Domain-OCT für die Achsenlänge und einer Placido-Disk-Topographie für die Hornhautvorderfläche. Aus der Placido-Topographie können mittels OKULIX die vorderen Hornhautradien und die vordere Hornhautsphärizität errechnet werden. Diese Berechnungen wurden in der vorliegenden Untersuchung nicht vorgenommen, da hierfür die die Hornhaurückfläche mit erfassenden Casia-Daten verwendet wurden.

3.4.3 Galilei G6

Das Galilei G6 Lens Professional ist ein Bildgebungs- und Diagnosegerät zur Untersuchung des vorderen Augenabschnitts. Hersteller ist die Ziemer Ophthalmic System AG, Schweiz.

Galilei G6 kombiniert eine rotierende Scheimpflug-Kamera, ein Topographiegerät mit Placido-Scheibe und eine optische Biometrie. Diese drei Technologien sind in einem Gerät und werden durch zahlreiche Berechnungs- und Darstellungsmöglichkeiten ergänzt.



Abbildung 11: Galilei G6 (54)

Da bei der optischen Tomographie mittels Scheimpflug-Fotografie die Hornhaut in verschiedenen Meridianen aufgenommen werden kann, ist eine dreidimensionale Rekonstruktion der Hornhautgrenzflächen möglich. Hierzu gehört auch eine Darstellung der kornealen Pachymetrie (31).

Die Scheimpflug-Fotografie unterscheidet sich von der konventionellen Fotografie dadurch, dass Bild- und Urbildebene nicht parallel sind, sondern senkrecht zueinander stehen (Abbildung 12).

Die Scheimpflug-Kamera wird in der Ophthalmologie eingesetzt, um optische Schnitte des gesamten vorderen Augenabschnitts (Hornhautvorder- und -rückfläche, Vorderkammer, Iris, Linse) zu erhalten. Das Prinzip der Scheimpflugabbildung ist bereits in Kap. 2.2.2 beschrieben.

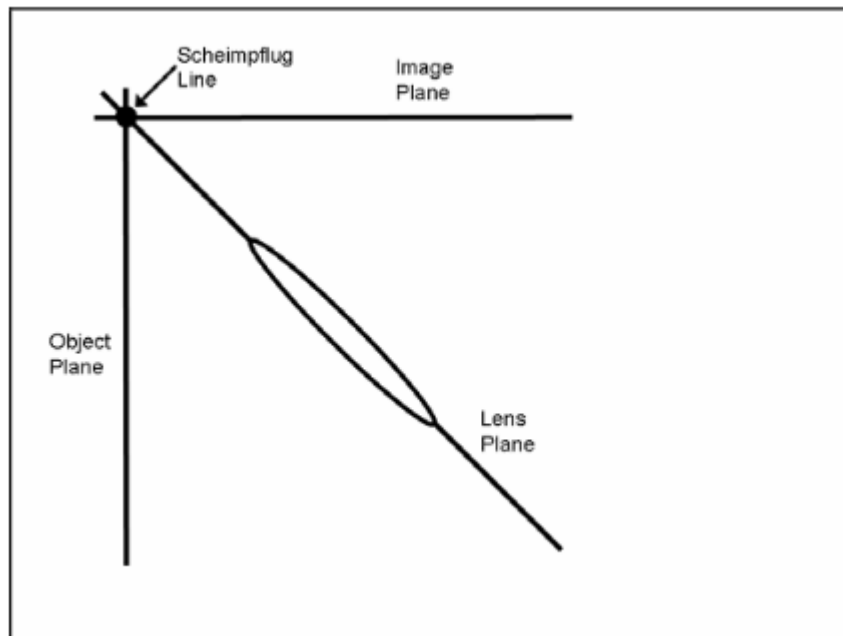


Abbildung 12: Scheimpflug-Technik im Galilei G6 (55)

Scheimpflug-Bilder lassen sich nicht genau durch einfaches Ablesen der Distanzen in der Hornhaut auswerten, weil die scheinbaren Distanzen durch die Brechung in der Hornhaut selbst gegenüber den wahren Distanzen verfälscht werden. Dieser Effekt kann teilweise kompensiert werden, wenn statt einer zwei gegenüberliegende Kameras verwendet werden, wie im Galilei G6.

Die Genauigkeit wird weiterhin reduziert durch Bewegungsartefakte des Auges. Die quantitative Darstellung beispielweise aus der Dicke der Hornhaut ist im folgenden Bild dargestellt (Abbildung 13).

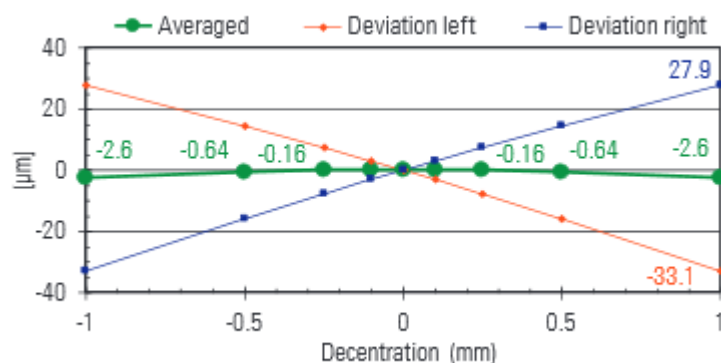


Abbildung 13: Quantitative Darstellung aus der Dicke der Hornhaut (1)

In dieser Darstellung ist die Hornhautdicke 500 μm mit einer Dezentrierung von ± 1 mm gemessen. Die Abweichung der Dicke wird rot und blau dargestellt, aus der linken und rechten Kamera.

Ein anderer Vorteil der Dual-Scheimpflug-Fotografie ist, dass sich jede Kamera nur 180° drehen muss, um 3D-Messungen zu erzielen. Das macht Galilei G6 schneller als andere Geräte, die nur eine Scheimpflug-Kamera enthalten.

Der Messbereich für die Pachymetrie liegt zwischen 250 und 800 μm und die Wellenlänge des verwendeten blauen Lichts beträgt 470 nm (54).

3.4.3.1 Placido-Topographie

Die Oberflächenform lässt sich aus der Scheimpflug-Darstellung nur indirekt ableiten. Eine direktere und insofern genauere Darstellung erlaubt die Placido-Topographie.

Placido-Topographen sind von der Placido-Scheibe abgeleitet. Die Placido-Scheibe ist eine beleuchtete kreisförmige Scheibe mit farbigen konzentrischen Kreisen, die durch regelmäßige Abstände gekennzeichnet sind. Die Aufnahme des Bildes der auf die Corneaoberfläche projizierten Ringe erfolgt digital. Die lokalen Krümmungsradien werden dann aus den wechselnden Abständen der Ringe rechnerisch ausgewertet (vgl. Kap. 2.2.1).

Die integrierte Placido-Scheibe im Galilei G6 Lens Professional besteht aus 20 Ringen, welche auf die Hornhautvorderfläche projiziert werden. Das Bild der vorderen Hornhaut wird reflektiert und ausgemessen (56). Die Wellenlänge der Beleuchtung der Scheibe beträgt 740 nm.

Auf der anderen Seite misst die Placido-Scheibe nur die vordere Hornhautfläche; folglich kann die Scheibe die Hornhautdicke nicht messen. Die Informationen aus der Scheimpflugmessung und der Placido-Topographie werden geräteintern zusammen verwendet, um die Messgenauigkeit zu erhöhen.

3.4.3.2 Optische Biometrie

Zierner zufolge ist die Kombination zwischen Scheimpflug-Tomographie, Placido-Scheibe-Topographie und optischer Biometrie derzeit nur in Galilei G6 realisiert.

Die Biometrie-Messung beruht auf der optischen Kohärenztechnologie und mit dieser Technologie werden AL, LD, VKT, Hornhautdicke und andere intraokulare Distanzen gemessen.

Das Galilei G6 gibt die Möglichkeit, die IOL-Brechkraft mittels verschiedener Formeln zu berechnen. Die Formeln sind (54):

- SRK/II
- SRK/T
- Holladay I
- Hoffer Q
- Haigis

Die gemessenen Tomographien der Hornhaut sowie Achsenlänge und Position der kristallinen Linse können ab Mai 2014 an OKULIX übergeben werden. In dieser Arbeit wurde das OKULIX für alle Messdaten aus der Galilei-Software aufgerufen (24).

3.5 Datenauswertung

Die einzelnen mit den drei Geräten gemessenen Parameter wurden verglichen und ausgewertet. Die statistischen Unterschiede wurden bestimmt, jedoch entscheidend in der vorliegenden Arbeit ist es, welche Unterschiede zwischen den Messmethoden klinisch relevant sind, indem sie zu klinisch relevanten Unterschieden in der IOL-Berechnung führen.

Die Eingabe der Patientendaten erfolgte in Microsoft Office Excel 2013. Zur Verdeutlichung der Ergebnisse werden Streudiagramme und Doppelwinkeldiagramme verwendet, die mittels eines Softwareprogramms von P.-R. Preußner erstellt wurden.

4 Ergebnisse

In den folgenden Unterabschnitten erfolgt eine vergleichende Darstellung der Messergebnisse der drei Geräte (IOLMaster, Tomey OA 2000/ Casia und Galilei G6).

In den Grafiken werden die drei Messungen für jedes Auge in drei verschiedenen Farben dargestellt, wobei immer blau für IOLMaster, grün für Tomey OA 2000/ Casia und rot für Galilei G6 steht.

In der Auswertung sind nur die Messungen, die mit allen drei Geräten durchgeführt wurden, berücksichtigt, d.h., die nur mit einem oder zwei Geräten durchgeführten Messungen werden also nicht mit einbezogen. Einige Messungen konnten aufgrund von Messungsproblemen (wie dichte Katarakt, Hornhautnarbe oder Softwareproblemen beim Galilei G6, welches in einigen Fällen stehenblieb und einen Neustart erforderte) nur mit einem oder zwei statt mit drei Geräten durchgeführt werden.

4.1 Achsenlängen

4.1.1 Vergleich der Achsenlängen

Die auf der Abszisse aufgetragene mittlere Achsenlänge (Abbildung 14) ist der Mittelwert aus den drei Messungen, die mit den drei Geräten für jedes Auge durchgeführt wurden, während die einzelne Messung in drei verschiedenen Farben auf der Y-Achse aufgetragen ist.

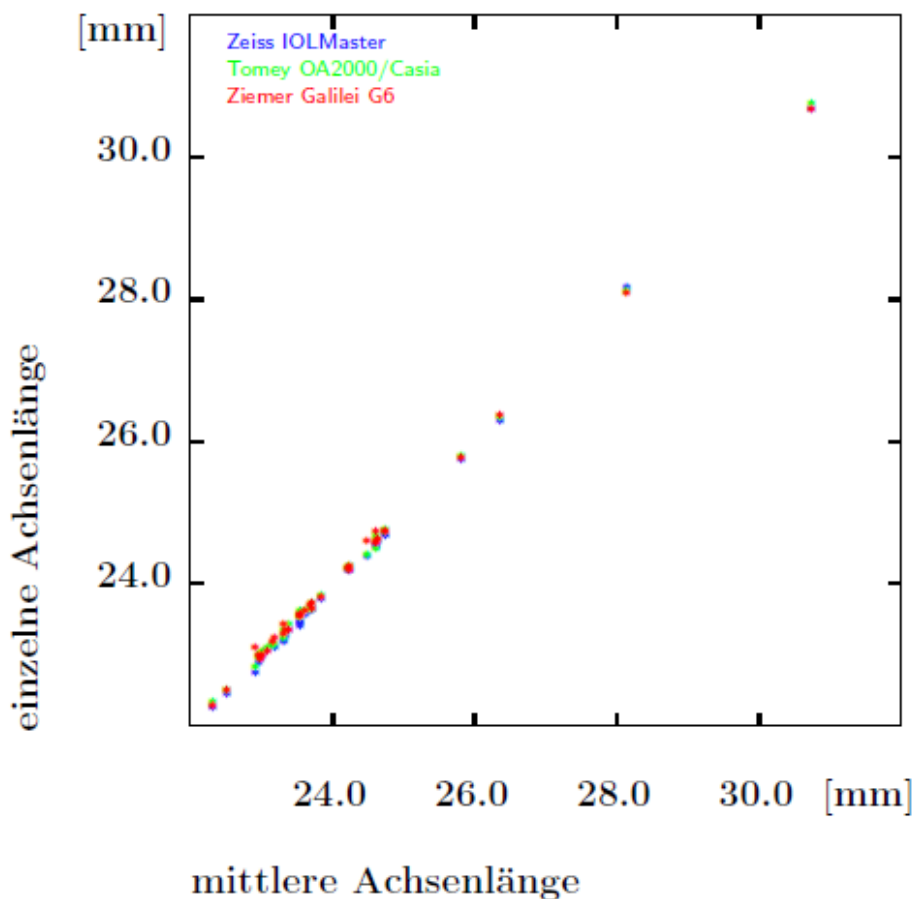


Abbildung 14: Vergleich der Achsenlängen

Die Korrelation zwischen den drei Geräten, dem IOLMaster (Carl Zeiss Meditic, Jena, Deutschland), dem Tomey OA 2000/ Casia (Tomey-Workstation, Japan) und dem Galilei G6 (Ziemer, Schweiz) ist sehr hoch. Bei 36 Augen, deren Achsenlänge mit den drei Geräten messbar war, ergeben sich folgende Mittelwerte der AL und Standardabweichungen (SD):

IOLMaster	Mittelwert: 24,11 mm	SD: $\pm 1,628$ mm
Tomey OA 2000	Mittelwert: 24,17 mm	SD: $\pm 1,608$ mm
Galilei G6	Mittelwert: 24,18 mm	SD: $\pm 1,608$ mm

Auch sehr lange Achsenlängen stimmen zwischen den Geräten gut überein. Die längsten Achsenlängen betragen 30,75 mm mit dem IOLMaster, 30,82 mm mit dem Tomey OA 2000 und 30,74 mm mit dem Galilei G6.

Die Korrelationskoeffizienten betragen zwischen IOLMaster und Tomey OA 2000 0,999, zwischen Tomey OA 2000 und Galilei G6 0,998 sowie zwischen Galilei G6 und IOLMaster 0,998.

4.1.2 Differenz zur mittleren Achsenlänge

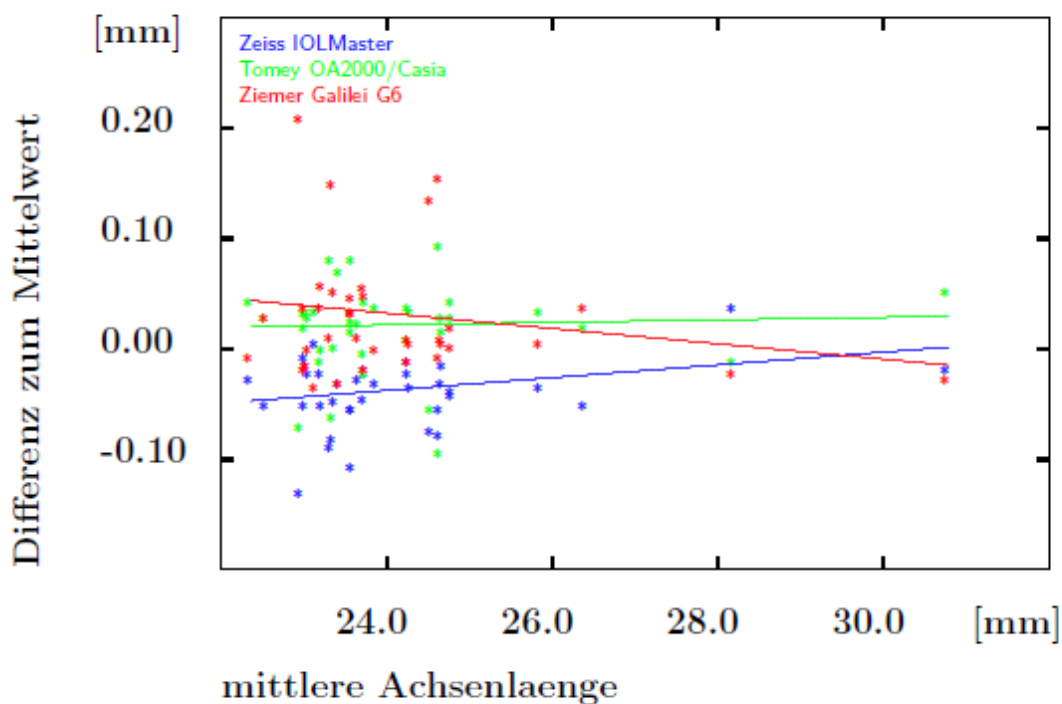


Abbildung 15: Differenz zur mittleren Achsenlänge

Um die Unterschiede zwischen den drei Messungen grafisch deutlicher darzustellen, wurden ihre Differenzen zum Mittelwert berechnet. Auf der Abszisse wurden der Mittelwert und auf der Ordinate die Differenz zum Mittelwert aufgetragen (Abbildung 15).

Die in der Abbildung sichtbaren Werte weichen sehr gering voneinander ab. Hierbei ist zu beachten, dass eine Abweichung von 0,1 mm in der Achsenlänge ca. 0,3 dpt in der Refraktion des Auges entspricht.

4.2 Vorderkammertiefe

4.2.1 Vergleich der Vorderkammertiefen

Beim IOLMaster und beim Tomey OA 2000 wurde jeweils die mittlere Hornhautdicke von den Messwerten subtrahiert, um die Vorderkammertiefe (VKT) als Abstand zwischen Hornhaurückfläche und Linsenvorderfläche zu erhalten. Beim Galilei G6 war das bereits im Gerät erfolgt.

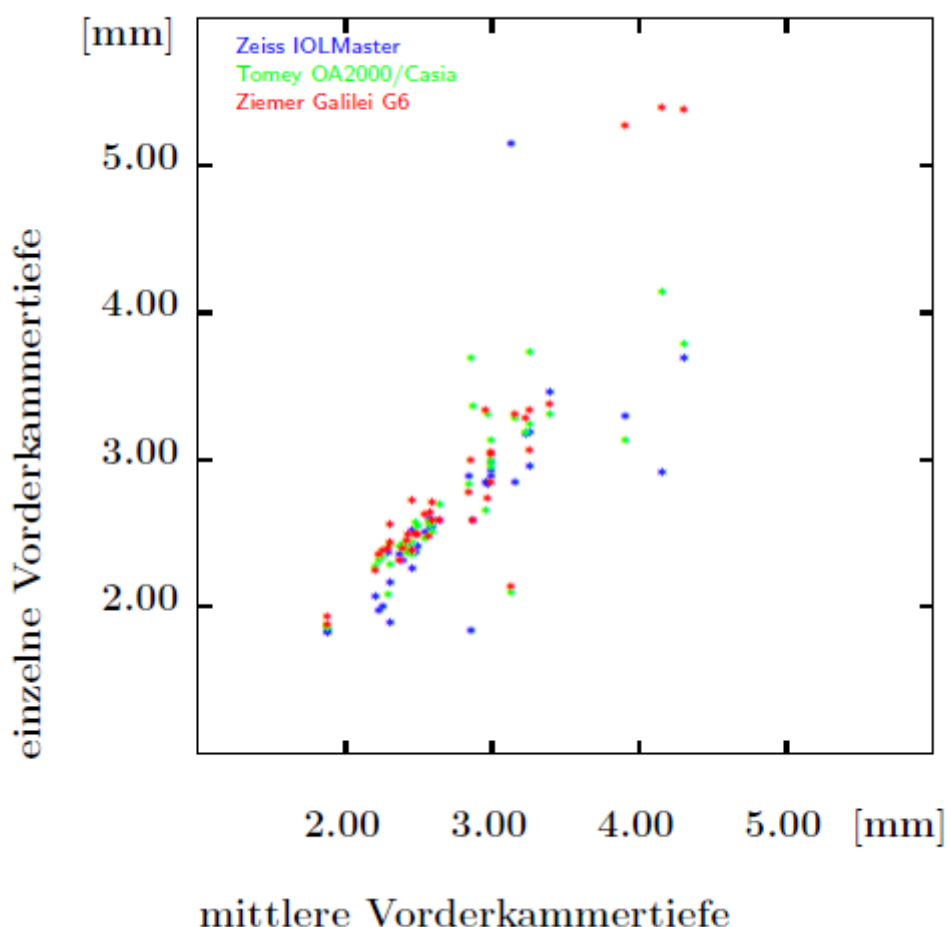


Abbildung 16: Vergleich der Vorderkammertiefen

Die mittlere Vorderkammertiefe, die als der Mittelwert der drei Messungen für jedes Auge definiert ist, ist auf der Abszisse aufgetragen. Die einzelne Messung ist auf der Ordinate aufgetragen. Die mittlere Vorderkammertiefe liegt zwischen 2,263 mm und 4,69 mm. Die einzelnen Messungen weichen deutlich stärker voneinander ab als bei den Achsenlängen. Bei Vorderkammertiefen über 3,75 mm scheint die Abweichung der Einzelwerte von den Mittelwerten stärker zu werden. Insbesondere scheinen die

drei größten Einzelmessungen der Galilei-Werte stark von denen der anderen beiden Geräte abzuweichen.

Bei 39 Augen konnte mit allen drei Geräten die VKT bestimmt werden. Folgende Mittelwerte der VKT sowie Standardabweichungen werden ermittelt:

IOLMaster	Mittelwert: 2,673 mm	SD: $\pm 0,6205$ mm
Tomey OA 2000	Mittelwert: 2,780 mm	SD: $\pm 0,5553$ mm
Galilei G6	Mittelwert: 2,891 mm	SD: $\pm 0,8265$ mm

Der Korrelationskoeffizient gibt Auskunft über den geringeren Zusammenhang zwischen den drei Geräten bei der VKT-Messung im Vergleich zur AL-Messung. Hierbei beträgt der Korrelationskoeffizient zwischen IOLMaster und Tomey OA 2000 0,366, zwischen OA 2000 und Galilei G6 0,757 und zwischen Galilei G6 und IOLMaster 0,433.

4.2.2 Differenz zur mittleren Vorderkammertiefe

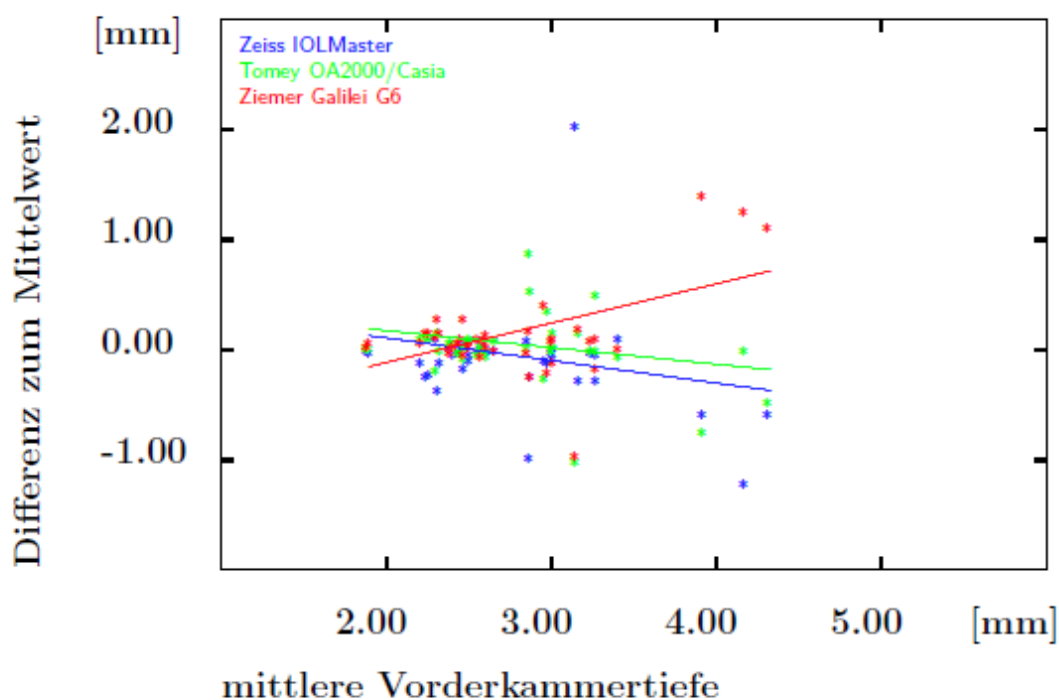


Abbildung 17: Differenz zur mittleren Vorderkammertiefe

Zwar sind die Korrelationen bei den Vorderkammertiefen schlechter als bei den Achsenlängen, dennoch erscheint auch hier eine Darstellung der Differenzen als Funktion der Mittelwerte sinnvoll.

Die mittels Galilei gemessenen VKT weisen eine stärkere Streuung als die Werte der beiden anderen Messgeräte auf, wobei die Unterschiede zu größeren VKT zunehmen. Ein einzelner Ausreißer beim IOLMaster ist erheblich und die Differenz zum Mittelwert beträgt 2,2 mm. Die drei Ausreißer beim Galilei G6 weisen eine hohe Differenz zur mittleren VKT im Vergleich zum IOLMaster und zum Tomey OA 2000 auf.

4.3 Vordere Hornhautradien

4.3.1 Vergleich der vorderen Hornhautradien

Als Hornhautradius für jedes Gerät wird jeweils der Mittelwert aus den beiden Werten für den steilsten und flachsten Meridian verwendet.

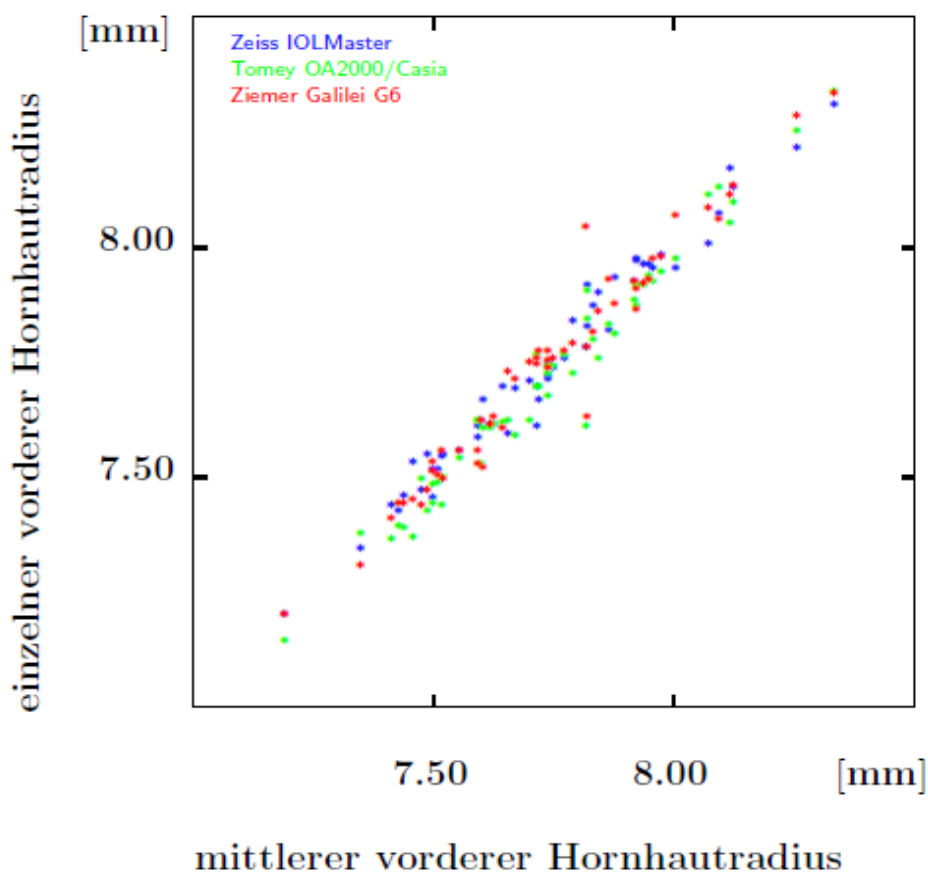


Abbildung 18: Vergleich der vorderen Hornhautradien

Bei 54 Augen konnten mit allen drei Geräten die vorderen Hornhautradien bestimmt werden. Die mittleren vorderen Hornhautradien liegen zwischen 7,195 mm und 8,338 mm. Die Streuung der Messwerte ist relativ gering. Ein einzelner Galilei G6-Messwert unterscheidet sich stärker von den Werten der beiden anderen Geräte. Der Vergleich der vorderen Hornhautradien ergibt folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

IOLMaster	Mittelwert: 7,753 mm	SD: $\pm 0,2354$ mm
Tomey Casia	Mittelwert: 7,721 mm	SD: $\pm 0,2479$ mm
Galilei G6	Mittelwert: 7,751 mm	SD: $\pm 0,2477$ mm

Die Korrelation zwischen den Messwerten ist hoch. Der Korrelationskoeffizient zwischen IOLMaster und Casia liegt bei 0,920, zwischen Casia und Galilei G6 bei 0,934 und zwischen Galilai G6 und IOLMaster liegt er bei 0,904.

4.3.2 Differenz zum mittleren vorderen Hornhautradius

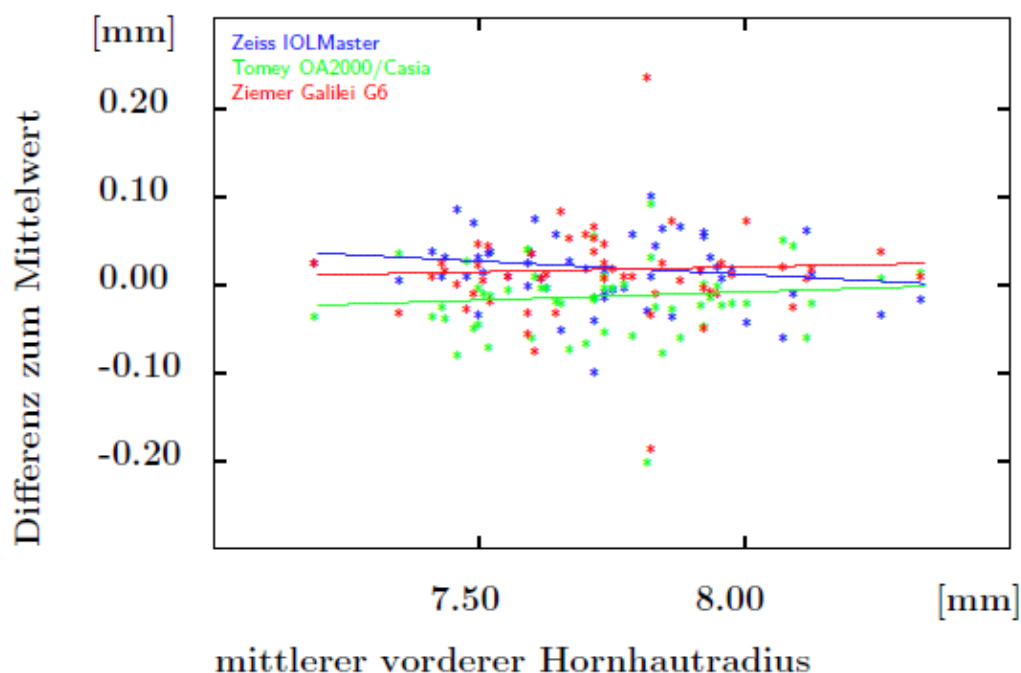


Abbildung 19: Differenz zum mittleren vorderen Hornhautradius

Die Differenz der einzelnen Messung zum Mittelwert in Abhängigkeit von diesem Mittelwert ist in Abbildung 19 dargestellt. Die meisten Differenzen liegen unterhalb von

0,1 mm, lediglich drei Messwerte (zwei vom Galilei G6 und einer vom Casia) weichen stärker ab.

4.4 Hintere Hornhautradien

4.4.1 Vergleich der hinteren Hornhautradien

Im Folgenden werden die Messungen der hinteren Hornhautradien dargestellt. Allerdings misst der IOLMaster die Hornhaurückfläche nicht. Der mittlere hintere Hornhautradius für den IOLMaster wird daher entsprechend dem Augenmodell von Liou und Brennan aus dem vorderen durch Multiplikation mit 0,83 berechnet.

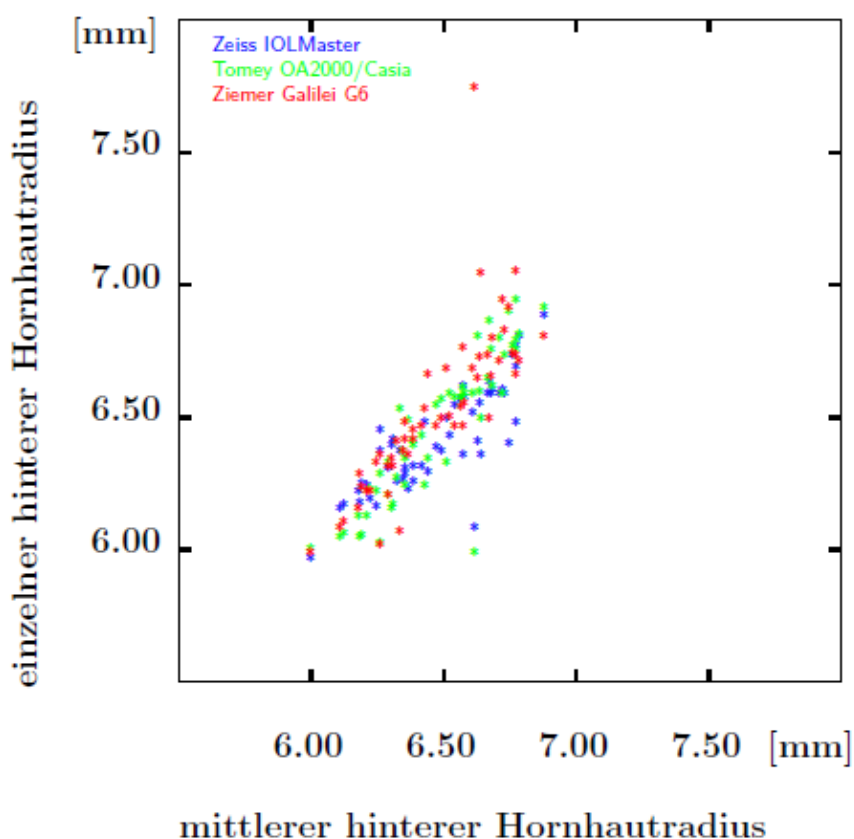


Abbildung 20: Vergleich der hinteren Hornhautradien

Insgesamt konnten mit allen Geräten bei 54 Augen die hinteren Hornhautradien ermittelt werden. Die meisten Messwerte liegen zwischen 6 und 6,9 mm, lediglich ein Galilei G6-Messwert liegt bei ca. 7,7 mm.

Die Messwerte der Rückradien mit den drei Geräten weichen stärker voneinander ab als die vorderen Radien. Folgende Mittelwerte der hinteren Hornhautradien und Standardabweichungen werden festgestellt:

IOLMaster	Mittelwert: 6,435 mm	SD: $\pm 0,1954$ mm
Tomey Casia	Mittelwert: 6,473 mm	SD: $\pm 0,2743$ mm
Galilei G6	Mittelwert: 6,545 mm	SD: $\pm 0,3095$ mm

Die Korrelation zwischen den mit den Geräten gemessenen hinteren Hornhautradien ist geringer als die Korrelation zwischen den vorderen Radien. Hierbei beträgt der Korrelationskoeffizient zwischen IOLMaster und Casia 0,804, zwischen Casia und Galilei G6 0,471 sowie zwischen Galilei G6 und IOLMaster 0,398.

4.4.2 Differenz zum mittleren hinteren Hornhautradius

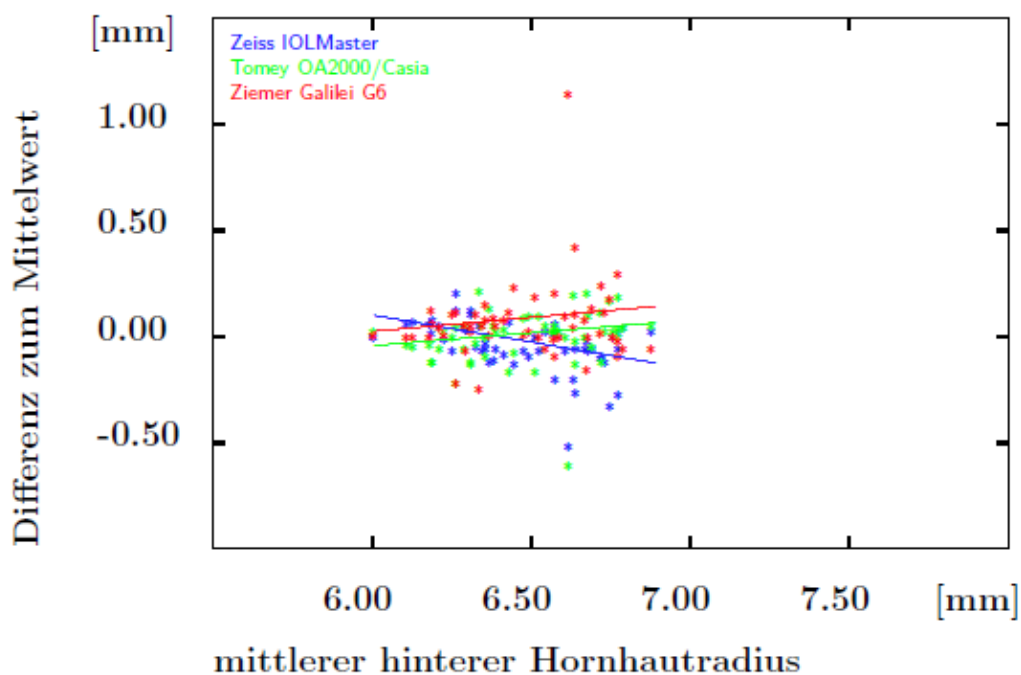


Abbildung 21: Differenz zum mittleren hinteren Hornhautradius

Dargestellt ist die auf die Ordinate aufgetragene Differenz für jeden Mittelwert zum mittleren hinteren Hornhautradius, welcher auf die Abszisse aufgetragen ist. Die Differenz der IOLMaster-Messwerte zum Mittelwert unterscheidet sich deutlich von

den Galilei G6- und Casia-Messwerten. Da die IOLMaster-Messwerte der Hornhautrückradien indirekt berechnet wurden, ist eine solche Abweichung eher zu erwarten.

Die meisten Differenzen der IOLMaster-Messwerte zum Mittelwert liegen zwischen +0,2 mm und -0,3 mm. Ein Wert zeigt eine große Abweichung von den anderen Werten des IOLMasters, und diese Differenz beträgt 0,52 mm. Die Differenzen der Casia-Messwerte zum Mittelwert liegen zwischen +0,204 mm und -0,174 mm mit einem Ausreißer, der 0,614 mm beträgt. Mit dem Galilei G6 liegen die meisten Differenzen zwischen +0,4 und -0,25 mm. Ein Ausreißer, der stark von den anderen IOLMaster- und Casia- Messwerten abweicht, beträgt +1,135 mm.

4.5 Hornhautastigmatismus

Unterschiede zwischen Hornhautradien sind nicht nur für das sphärische Äquivalent der Refraktion, sondern insbesondere auch für den Astigmatismus von Bedeutung. Die Berechnung des Hornhautastigmatismus spielt eine wesentliche Rolle bei einer Korrektur dieses Astigmatismus durch torische Linsen.

Bei der subjektiven Refraktionsbestimmung astigmatischer Augen wird der durch Edward Jackson eingeführte Kreuzzylinder verwendet. Ein Kreuzzylinder besteht aus der Kombination zweier Zylinderlinsen. Die Stärken der Linsen sind identisch, jedoch mit entgegengesetztem Vorzeichen, und die Achsen der Zylinderlinsen stehen senkrecht aufeinander. Die Achse des Minuszylinders wird als Achse des Kreuzzylinders bezeichnet. Die Überlagerung zweier Zylinder als Summe bzw. Differenz lässt sich in Anlehnung an (57) folgendermaßen beschreiben:

Für zwei Zylindergläser mit den Stärken Z_1 und Z_2 und den Achsen α_1 und α_2 ergibt sich die Stärke Z des resultierenden Zylinders aus

$$Z^2 = Z_1^2 + Z_2^2 + 2 \cdot Z_1 \cdot Z_2 \cdot \cos 2(\alpha_2 - \alpha_1)$$

Sein Winkel α kann aus

$$\tan(2(\alpha - 90)) = \frac{Z_1 \cdot \sin 2\alpha_1 + Z_2 \cdot \sin 2\alpha_2}{Z_1 \cdot \cos 2\alpha_1 + Z_2 \cdot \cos 2\alpha_2}$$

und die resultierende Sphäre S aus

$$S = \frac{Z_1 + Z_2 - Z}{2}$$

berechnet werden. Dabei ist zu beachten, dass die oben angegebenen Beziehungen nur gelten, wenn

$$-90 < \alpha_1 - \alpha_2 < 90$$

erfüllt ist.

Aufgrund der Bedeutung des Hornhautastigmatismus wird im Folgenden der Hornhautastigmatismus für die drei untersuchten Geräte dargestellt und miteinander verglichen. Da der Astigmatismus ein zweidimensionaler Wert ist (er besteht aus seinem Betrag und seiner Achse), werden in den folgenden Diagrammen sowohl der Betrag als auch die Achse des Astigmatismus in Vektordarstellung abgebildet. Je größer der Astigmatismus, umso weiter ist ein Datenpunkt vom Mittelpunkt der konzentrischen Kreise entfernt. Der mit dem roten Kreis veranschaulichte Wert repräsentiert das sogenannte Zentroid. Vereinfachend kann dieser Wert als Vektormittelwert bezeichnet werden.

4.5.1 Astigmatismus aus IOLMaster-Radien

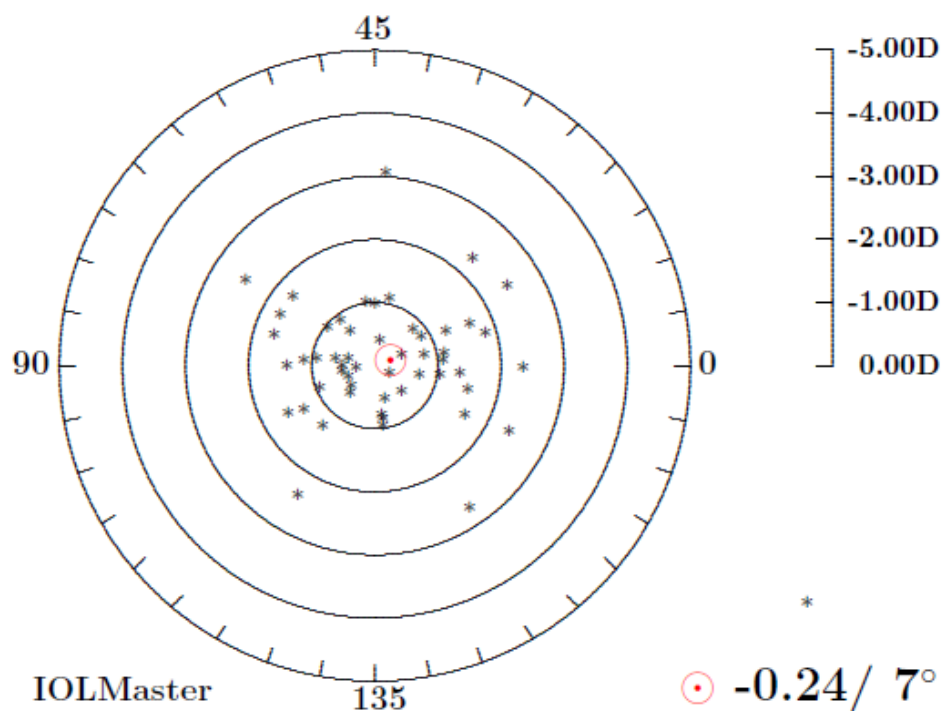


Abbildung 22: Astigmatismus aus IOLMaster-Radien

Der mittlere Astigmatismus liegt bei $-0,24 \text{ dpt} / 7^\circ$. Tendenziell befindet sich die Mehrzahl der Werte im Bereich bis $-1,00 \text{ dpt}$. Die größten Werte liegen meist bei $-3,00 \text{ dpt}$. Ein Wert beträgt mehr als $-5,00 \text{ dpt} / 161^\circ$.

4.5.2 Astigmatismus aus Tomey Casia-topographischen Radien

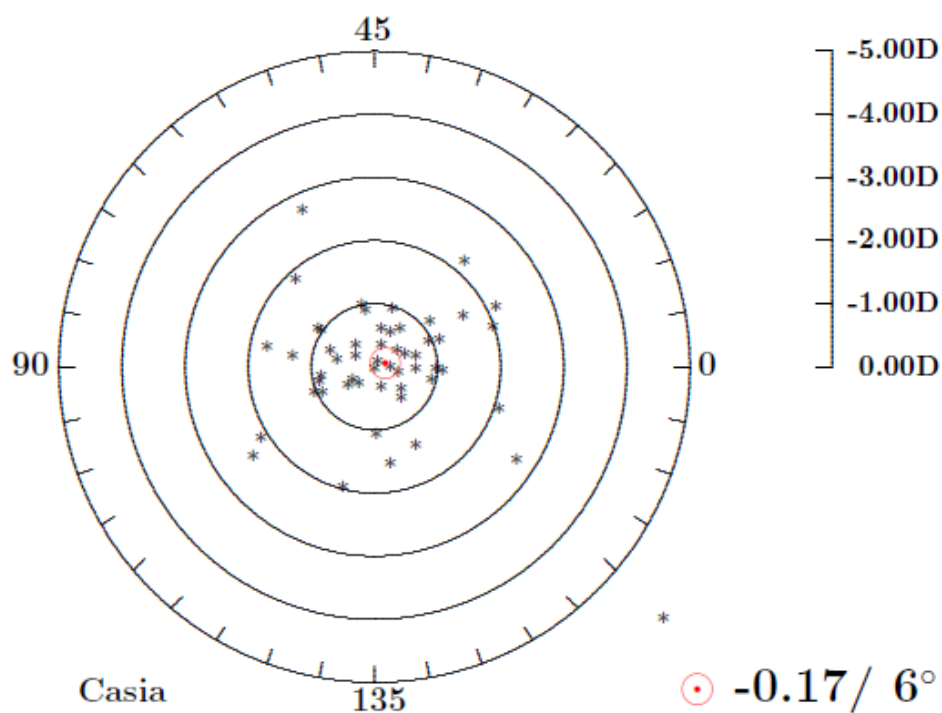


Abbildung 23: Astigmatismus aus Tomey Casia-topographischen Radien

Hier liegt der mittlere Astigmatismus bei $-0,17 \text{ dpt} / 6^\circ$. Die Mehrzahl der Werte befindet sich im Bereich bis $-1,00 \text{ dpt}$. Ein großer Wert liegt bei mehr als $-5,00 \text{ dpt} / 160^\circ$ und er ist identisch mit dem größten Wert bei der IOLMaster-Messung.

4.5.3 Astigmatismus aus Galilei G6-topographischen Radien

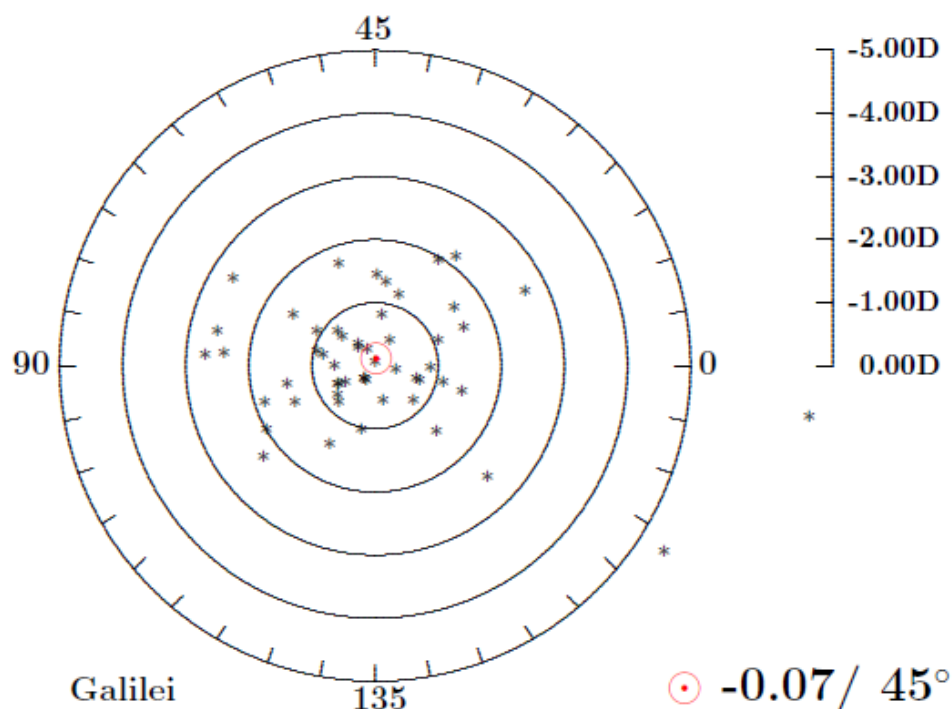


Abbildung 24: Astigmatismus aus Galilei G6-topographischen Radien

Der mittlere Astigmatismus liegt bei $-0,07 \text{ dpt} / 45^\circ$. Die Mehrzahl der Werte befindet sich im Bereich bis $-2,00 \text{ dpt}$. Die Messungen zeigen sehr große Werte im Vergleich zu IOLMaster- und Casia-Messwerten. Die großen Werte liegen bei $-3,00 \text{ dpt}$. Ein Wert liegt bei $-5,00 \text{ dpt}$, welcher identisch mit dem größten Wert der beiden anderen Geräte ist, und ein weiterer Wert beträgt mehr als $-5,00 \text{ dpt}$.

4.6 Vergleich des Astigmatismus zwischen den Geräten

Der Unterschied zwischen je zwei Geräten lässt sich durch Berechnung der jeweiligen Differenzvektoren quantifizieren, die in den folgenden Abbildungen dargestellt sind.

4.6.1 Vergleich des Astigmatismus zwischen IOLMaster- und Casia-Messungen

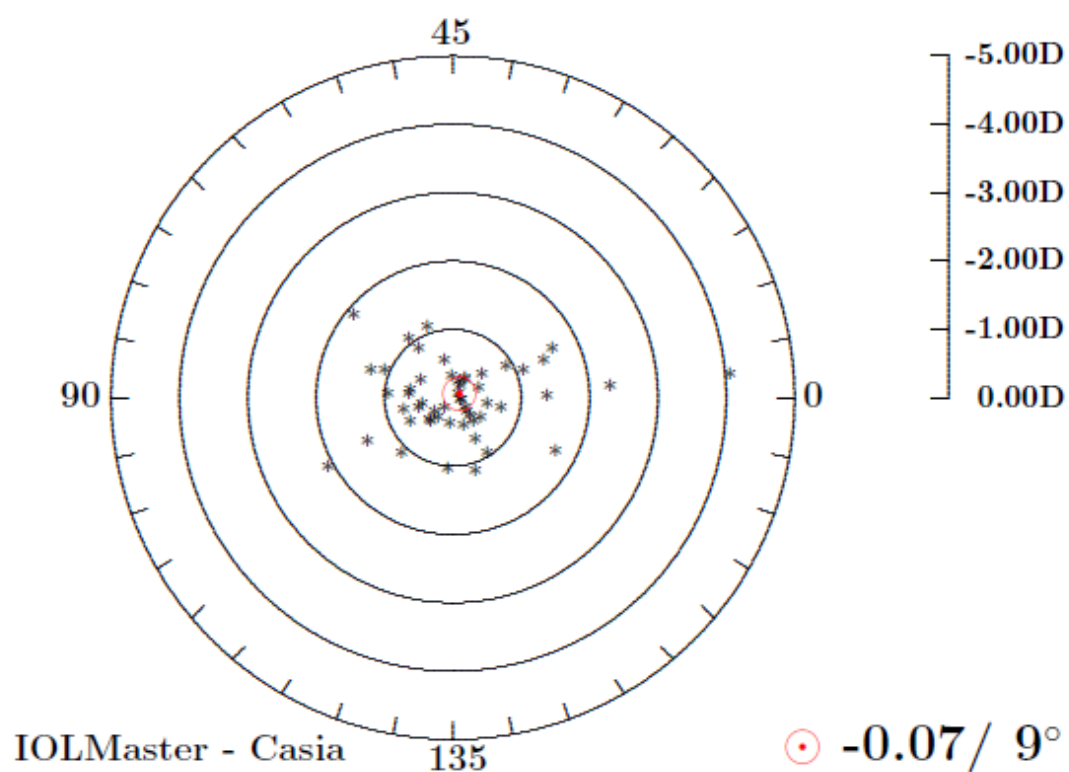


Abbildung 25: Vergleich des Astigmatismus zwischen IOLMaster- und Casia-Messungen

Beim Vergleich des Astigmatismus zwischen dem IOLMaster und dem Tomey Casia stellt sich heraus, dass die Mehrzahl der Differenzvektoren unter 1,0 dpt liegt. Das Zentroid des Differenzvektors beträgt -0,07 dpt/ 9°.

4.6.2 Vergleich des Astigmatismus zwischen Tomey Casia- und Galilei G6-Messungen

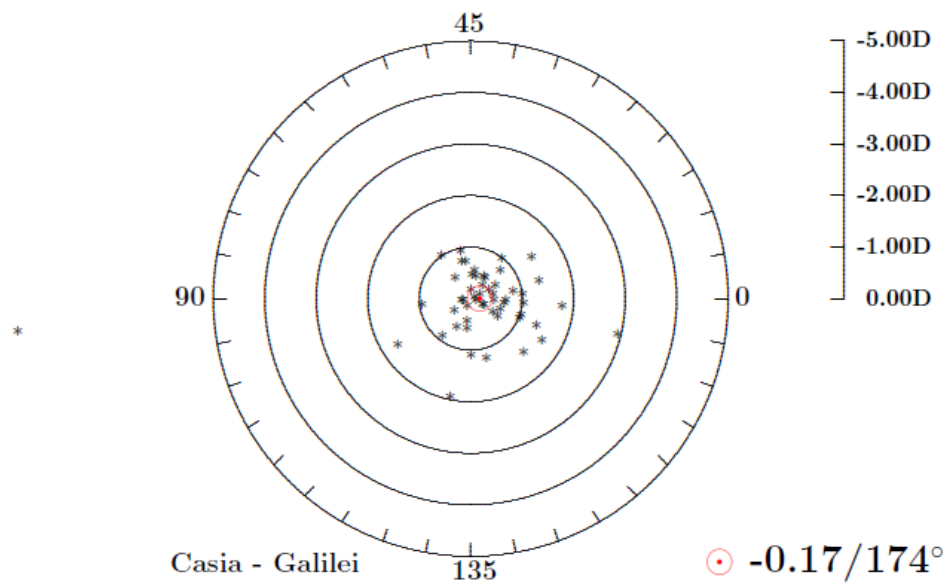


Abbildung 26: Vergleich des Astigmatismus zwischen Tomey Casia- und Galilei G6-Messungen

Der Zentroid des Differenzvektors der Tomey Casia- und Galilei G6-Messwerte beträgt $-0,17 \text{ dpt} / 174^\circ$. Die meisten Werte liegen auch hier unterhalb -1 dpt . Zwei Werte sind größer als 2 dpt und ein Wert ist größer als $-5,00 \text{ dpt}$.

4.6.3 Vergleich des Astigmatismus zwischen Galilei- und IOLMaster-Messungen

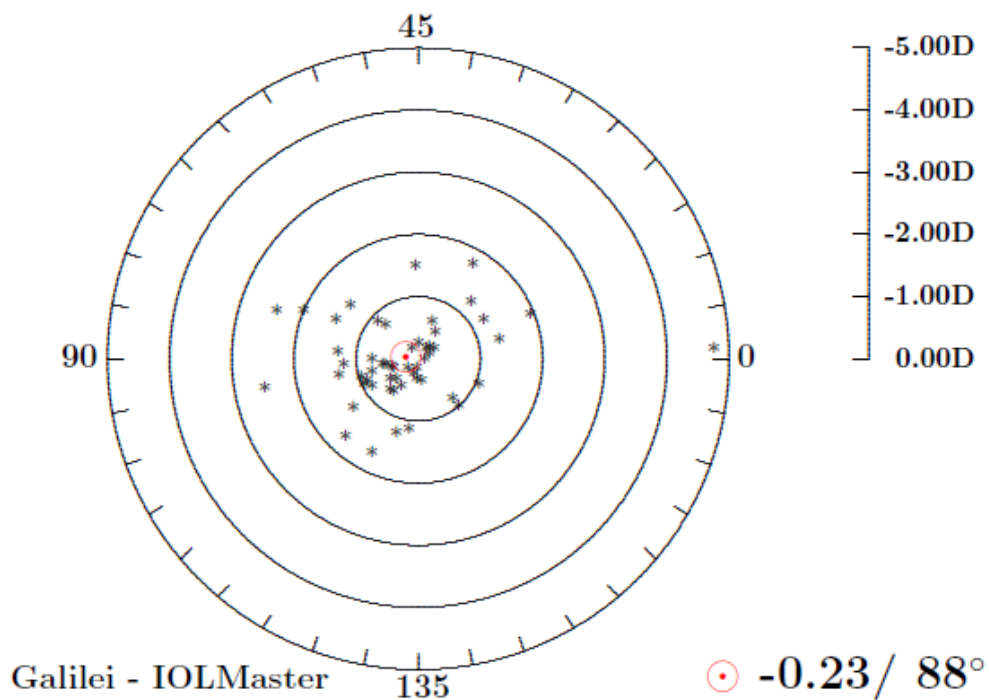


Abbildung 27: Vergleich des Astigmatismus zwischen Galilei G6- und IOLMaster-Messungen

Das Zentroid des Differenzvektors zwischen Galilei G6 und IOLMaster beträgt -0,23 dpt bei der Achse 88°. Die meisten Werte liegen auch hier unter 2 dpt. Ein Differenzvektor zeigt einen großen Wert und beträgt ca. -5,00 dpt.

5 Diskussion

5.1 Interpretation und Vergleich der Ergebnisse

Die Unterschiede zwischen den Messgeräten sind wichtig, wenn sie einen Unterschied in der Intraokularlinse zur Folge haben, den der Patient wahrnimmt. Es stellt sich immer die Frage nach der tatsächlichen Genauigkeit einer IOL-Berechnung und wie genau sie sein sollte. Je genauer die Messmethoden und die Berechnungsmethoden sind, desto genauer sind die IOL-Brechkräfte und desto besser ist die Abbildungsqualität nach einer Kataraktchirurgie.

Für die Bestimmung der Austauschbarkeit der Biometrie-Messgeräte werden im Folgenden die Ergebnisse der Messgeräte verglichen und interpretiert. Alle Parameter werden mit dem Programmpaket OKULIX berechnet. Die Werte der Achsenlängen, der Hornhautradien, der Vorderkammertiefen und des Astigmatismus werden individuell verglichen, um eine Aussage über die Vergleichbarkeit der Messwerte der drei Geräte treffen zu können. Es ist bekannt, dass bei den Messungen der Achsenlängen die Unterschiede direkt in das sphärische Äquivalent eingehen. Die Vorderkammertiefen bestimmen die IOL-Position mit und beeinflussen deshalb auch das sphärische Äquivalent. Die Hornhautradien gehen ebenfalls in das sphärische Äquivalent der Refraktion ein. Die Differenz und die Achsenlage der Hornhautradien bestimmen den Astigmatismus, dies gilt für Hornhautvorder- und rückfläche. Die Bestimmung der Krümmung der Hornhaurückseite ist inzwischen von größerer Bedeutung als früher, da die hinteren Hornhautradien eine wesentliche Rolle bei der IOL-Berechnung besonders nach refraktiver Chirurgie und bei der Korrektur des Astigmatismus durch torische Intraokularlinsen spielen.

5.1.1 Vergleich der Achsenlängen

Eine genaue AL-Messung leistet den größten Beitrag zu einer Verbesserung der postoperativen Refraktion nach einer Kataraktchirurgie.

Die Messung wird immer durch die Unkenntnis der Schallgeschwindigkeit bzw. des Brechungsindex der Linse verschlechtert. Weder Schallgeschwindigkeit noch Brechungsindex der kristallinen Linse lassen sich im Auge unabhängig messen. In einem normalen Auge führt ein Fehler bei der Messung der AL von 0,1 mm zu einem

Refraktionsfehler von 0,28 dpt (10). Die Auswirkungen der AL-Messfehler in kurzen oder hypermetropen Augen sind größer (7).

Beim Vergleich der drei Messwerte der Achsenlängen für ein einzelnes Auge zum Mittelwert zeigt sich (s. Abbildung 15), dass die meisten Differenzen zum Mittelwert zwischen +0,1 mm und -0,1 mm liegen. Dieser Unterschied im Mittelwert der Achsenlänge kann als vernachlässigbar angenommen werden. Somit sind die untersuchten Geräte nach dieser Arbeit austauschbar. Zu beachten ist aber, dass mit dem Galilei G6 und dem IOLMaster einige Messwerte größere Abweichungen zum Mittelwert zeigen. Der daraus berechnete Refraktionsfehler dieser Ausreißer beträgt fast eine Dioptrie.

5.1.2 Vergleich der Vorderkammertiefen

Die optische Wirkung einer IOL hängt stark von ihrer Position auf der optischen Achse ab. Die postoperative Vorderkammertiefe kann grundsätzlich nicht exakt aus präoperativen Daten berechnet werden, da sie immer von den postoperativen Veränderungen des individuellen Auges, speziell der Schrumpfung des Kapselsackes, abhängt.

Die Korrelation zwischen der Achsenlänge und der Position der IOL ist annähernd linear. Für das Durchschnittsauge ergibt sich eine Refraktionsänderung von 1,36 dpt pro Millimeter Änderung der Vorderkammertiefe (15). Das Programm OKULIX bestimmt die wahrscheinlichste individuelle Vorderkammertiefe aus der AL, der mittleren VKT und den Herstellerdaten der IOL. Sind auch Position und Dicke der kristallinen Linse bekannt, werden diese ebenfalls für die Positionsvorhersage der Kunstlinse mitverwendet (24).

Die Korrelation der Vorderkammertiefen zwischen den drei Messgeräten ist nicht so hoch wie bei der Messung der Achsenlängen. Die Galilei G6-Messwerte zeigen größere Abweichungen und ihre Differenzen zur mittleren Vorderkammertiefe sind größer im Vergleich zum IOLMaster und zum OA 2000 (Abbildung 17). Anders als beim OA 2000 und Galilei G6 sind die Messungen der Vorderkammertiefe mittels IOLMaster ungenauer, denn der IOLMaster misst die VKT fotografisch, während die anderen Messgeräte auf der partiellen Kohärenz-Interferometrie zur Bestimmung der VKT beruhen.

Aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse zwischen den Messgeräten, insbesondere dadurch, dass die Differenzen zur mittleren Vorderkammertiefe sowie die Streuung der Messwerte bei großen Werten der Vorderkammertiefe zunehmen, kann eine Austauschbarkeit der Messgeräte nicht angenommen werden.

5.1.3 Vergleich der Hornhautradien

5.1.3.1 Vergleich der vorderen Hornhautradien

Wie im Kapitel 2.1.2.1 bereits erwähnt wurde, misst das Keratometer die Hornhautradien im mittleren Bereich von 2,6 mm. Da die Hornhaut peripher flacher als im Zentrum ist, besteht ein Unterschied zwischen den topographischen und keratometrischen Messungen der vorderen Hornhautradien, wobei der zentrale Hornhautradius bei einer physiologisch prolaten Hornhaut keratometrisch überschätzt wird.

Beim Vergleich der Messergebnisse der vorderen Hornhautradien zeigt sich allerdings ein geringer Unterschied zwischen den Messgeräten unter der Berücksichtigung, dass der IOLMaster die Hornhautkrümmung nach Littmann misst, während Galilei G6 und Casia die Krümmungsradien topographisch messen. Die Ausreißer bei den Galilei- und Casia-Messwerten können auf die lange Messzeit dieser beiden Geräte zurückgeführt werden, denn die Variation des Tränenfilms ist eine wesentliche Fehlerquelle bei der vorderen Radienmessung (15).

Eine Radiendifferenz von ca. 0,1 mm würde sich im Durchschnittsauge mit ca. 0,5 dpt auf das refraktive Ergebnis auswirken. Die Differenzen der Messwerte zu den mittleren vorderen Hornhautradien liegen unterhalb 0,1 mm, sodass die Unterschiede zwischen keratometrischen und topographischen Messmethode in dieser Arbeit klinisch nicht relevant sind. In Einzelfällen ist jedoch die Radiendifferenz größer als 0,1 mm.

Die Unterschiede zwischen keratometrischen und topographischen Messmethoden sind meistens nicht signifikant (14). Dies gilt aber nicht nach refraktiver Chirurgie, wobei der Unterschied zwischen diesen beiden Messmethoden groß und signifikant nach einer refraktiven Chirurgie ist. Der Grund dafür ist die nicht adäquat berücksichtigte Asphärität der Hornhaut (vgl. Kap. 2.1.2.4).

Da es sich in dieser Arbeit um Augen ohne vorherige refraktive Chirurgie handelt, ist der Unterschied zwischen den Messmethoden gering und meist nicht relevant.

Infolgedessen sind die Geräte bei der Messung der vorderen Hornhautradien austauschbar.

5.1.3.2 Vergleich der hinteren Hornhautradien

Die ausschließlich die vorderen Hornhautkrümmungsradien messenden Geräte, wie der Keratometer, errechnen die gesamte Hornhautbrechkraft durch eine Annahme für die hinteren Krümmungsradien (58). Diese Annahme ist in dem fiktiven Brechungsindex der Hornhaut verborgen, wobei die Hornhaut fälschlicherweise als dünne Linse vereinfacht wird. Dieser fiktive Brechungsindex unterscheidet sich von dem tatsächlichen Materialindex der Hornhaut von 1,376. Somit führt diese Annahme zu einem systematischen Fehler (59). Je nach Hersteller gibt es für die verschiedenen Keratometer unterschiedliche Brechungsindizes (60), d.h., jeder Keratometer verwendet ein Augenmodell bezüglich des Verhältnisses des hinteren zum vorderen Radius. Der Keratometer nach Littmann im IOLMaster arbeitet nach dem Gullstrandmodell mit einem fiktiven Brechungsindex von 1,3375, um die Gesamtleistung der Hornhaut zu errechnen. Die hinteren Radien wurden jedoch in dieser Arbeit für den IOLMaster nach dem Augenmodell von Liou und Brennan berechnet, welches realistischer als das Gullstrandmodell ist. Galilei G6 und Casia messen die Hornhaurückseite direkt.

Die Abweichungen der mittels dreier Geräte gemessenen hinteren Hornhautradien sind stärker als der vorderen Hornhautradien. Abbildung 20 zeigt eine relativ gute Übereinstimmung der direkt gemessenen hinteren Hornhautradien aus den Galilei- und Casia-Messgeräten im Vergleich zu den berechneten Radien für den IOLMaster. In dieser Arbeit betragen die Radiendifferenzen zu den mittleren hinteren Hornhautradien im Allgemeinen weniger als 0,5 mm.

Nach refraktiver Chirurgie ist der Einfluss des hinteren Radius wichtig und kann nicht vernachlässigt werden. Die Größenordnung des Fehlers liegt bei 0,1 dpt pro 1 dpt korrigierter Myopie (24). Die in dieser Arbeit gemessenen Augen sind ohne vorherige refraktive Chirurgie. Die hinteren Hornhautradien tragen zur Bestimmung des gesamten Astigmatismus bei und werden bei der Berechnung der torischen Intraokularlinse berücksichtigt.

Da in einem normalen Auge ein Fehler im hinteren Hornhautradius von 0,1 mm einen Fehler von 0,1 dpt verursacht (24), sind die Unterschiede zwischen den Messgeräten

für die hier untersuchten Augen ohne vorherige refraktive Chirurgie gering und vernachlässigbar.

5.1.4 Vergleich des Hornhautastigmatismus

Um eine gute Bildqualität nach der Kataraktchirurgie zu erreichen, ist die Bestimmung des Hornhautastigmatismus insbesondere bei der Implantation einer torischen Linse von Bedeutung. In Kapitel 2.1.2.3 wurde beschrieben, dass die Dicke der Hornhaut nicht rotationssymmetrisch ist. Deshalb sollten die hinteren Hornhautkrümmungsradien bei torischen Korrekturen möglichst bekannt sein.

In dieser Arbeit wurden die hinteren Hornhautradien beim IOLMaster nach dem Augenmodell von Liou und Brennan berechnet. Der mittels der Galilei G6-Messwerte berechnete Astigmatismus zeigte den kleinsten mittleren Astigmatismus im Vergleich zu den anderen Messgeräten, jedoch auch eine größere Streuung. Beim Vergleich des Astigmatismus zwischen den Messgeräten ergibt sich das kleinste Zentroid des Differenzvektors zwischen IOLMaster und Casia mit $-0,07 \text{ dpt} / 90^\circ$ und das größte Zentroid zwischen IOLMaster und Galilei G6 mit $-0,23 \text{ dpt} / 88^\circ$.

Im Allgemeinen ergeben die drei Geräte bei der Messung des Gesamtastigmatismus im Durchschnitt nur geringe Unterschiede. Es zeigte sich aber auch, dass sich die Messmethoden voneinander in einzelnen Fällen deutlich unterscheiden und diese Differenzen erheblich und klinisch relevant sein können. Somit kann für die Messung des Astigmatismus eine Austauschbarkeit der Geräte nicht angenommen werden. Da es keinen Goldstandard für die Hornhautradien gibt, mit dem die Messwerte verglichen werden könnten (15), konnte mit dieser Arbeit nicht beurteilt werden, welches Messgerät die besten Messwerte liefert. Da sowohl Galilei G6 als auch Casia direkt die Rückfläche der Hornhaut messen können, sollten die aus den gemessenen hinteren Hornhautradien berechneten Astigmatismen präziser sein als die mittels Keratometer berechneten Astigmatismen.

5.2 Statistische Signifikanz versus klinische Relevanz

Die Angabe des p-Werts gibt die Signifikanz (Wahrscheinlichkeit) im hier verwendeten Wilcoxon-Test für paarige Daten an, dass die Mittelwerte gleich sind.

Gegen die Nullhypothese spricht diese Wahrscheinlichkeit, wenn die kleiner als das Signifikanzniveau ist. Gleichzeitig wird mit diesem Ergebnis die Richtigkeit der den Unterschied bestätigenden Alternativhypothese suggeriert (61), (62).

Die Bezeichnung eines statistischen Ergebnisses als signifikant bedeutet, dass die Irrtumswahrscheinlichkeit (p-Wert) ein festgelegtes Niveau nicht überschreitet und die aufgestellte Hypothese mit dieser Irrtumswahrscheinlichkeit auch auf die Grundgesamtheit übertragbar ist. Die Obergrenze für diesen p-Wert wird mit dem Signifikanzniveau α angegeben. Häufig gewählte Niveaus sind $\alpha=0,05$ und $\alpha=0,01$. Ist der gemessene p-Wert größer als das tolerable Signifikanzniveau, so kann die Übertragbarkeit des Studienergebnisses auf die Gesamtheit nicht statistisch gesichert werden, und umgekehrt.

Zu beachten ist, dass ein statistisch signifikantes Ergebnis nicht unbedingt eine Aussage über die klinische Relevanz impliziert, da beispielsweise eine Studie zwar ein statistisch signifikantes Ergebnis erzielen kann, die sich daraus ergebenden Folgerungen jedoch keine praktischen Auswirkungen haben. Bei einer großen Stichprobe zum Beispiel kann sich ein sehr kleiner p-Wert ergeben und damit statistische Signifikanz, obwohl der Unterschied gering und möglicherweise sogar unbedeutend ist. Im Gegensatz dazu ist ein statistisch nicht-signifikantes Ergebnis nicht unbedingt ein Nachweis über einen nicht existierenden Unterschied (61), (63).

5.2.1 Bestimmung der Achsenlänge

Beim Vergleich der AL zwischen den drei Geräten wurde zunächst der Unterschied zwischen IOLMaster und Tomey OA 2000 bestimmt, dann folgten der Unterschied zwischen OA 2000 und Galilei G6 und zum Schluss der Unterschied zwischen Galilei G6 und IOLMaster.

Der Vergleich der Mittelwerte der AL zwischen dem IOLMaster und dem OA 2000 ergab:

Der ermittelte Mittelwert mit dem IOLMaster beträgt $24,11 \pm 1,628$ mm, während der ermittelte Mittelwert mit dem OA 2000 $24,17 \pm 1,608$ mm beträgt. Dieser Unterschied ist statistisch hoch signifikant, weil der p-Wert hier 0,000052 beträgt. Der Unterschied der Mittelwerte beider Messmethoden beträgt jedoch nur 60 μm , was praktisch irrelevant ist.

Der Vergleich der Mittelwerte der AL zwischen dem OA 2000 und dem Galilei G6 ergab:

Der mit dem OA 2000 ermittelte Mittelwert beträgt $24,17 \pm 1,608$ mm und der mit dem Galilei G6 ermittelte Mittelwert beträgt $24,18 \pm 1,608$ mm. Statistisch betrachtet ist der Unterschied zwischen den Mittelwerten nur gering, wobei der p-Wert 0,27 beträgt. Klinisch ist diese Differenz der Mittelwerte erst recht irrelevant und beträgt $10 \mu\text{m}$.

Der Vergleich der Mittelwerte der AL zwischen dem IOLMaster und dem Galilei G6 ergab:

Der Unterschied ist statistisch signifikant, der p-Wert beträgt 0,00024. Aus klinischer Sicht ist der Unterschied von $70 \mu\text{m}$ jedoch irrelevant.

Insgesamt gibt es keinen relevanten klinischen Unterschied zwischen den Messwerten der drei Geräte trotz des statistischen Unterschiedes des Mittelwertes der Achsenlängen zwischen IOLMaster und OA 2000 und zwischen IOLMaster und Galilei G6. Allerdings gibt es einige wenige Ausreißer. Im Gegensatz dazu wurde in der Literatur weder eine klinische noch statistische Differenz zwischen IOLMaster und Galilei G6 festgestellt (64). Der OA 2000 ist der Literatur zufolge eine gute Wahl beim Vorliegen dichter Katarakte (65), (66), die mit den anderen Biometern nicht mehr messbar sind.

5.2.2 Bestimmung der Vorderkammertiefen

In dieser Arbeit wurde die Vorderkammertiefe als Abstand zwischen Rückfläche der Hornhaut und Vorderfläche der Linse definiert.

Der Vergleich der Mittelwerte der VKT zwischen dem IOLMaster und dem OA 2000 ergab:

Mit dem IOLMaster beträgt der Mittelwert $2,673 \pm 0,6205$ mm und mit dem OA 2000 beträgt der Mittelwert $2,780 \pm 0,5553$ mm. Der Vergleich der Mittelwerte beider Messmethoden ergibt klinisch keinen relevanten Unterschied. Der Unterschied ist jedoch statistisch signifikant mit einem p-Wert von 0,0051. Ähnliche Ergebnisse wurden in der Literatur erwähnt, wobei sich auch ein statistischer Unterschied zwischen diesen beiden Messgeräten ergab (67).

Der Vergleich der Mittelwerte der VKT zwischen OA 2000 und dem Galilei G6 ergab:

Mit dem OA 2000 beträgt der Mittelwert $2,780 \pm 0,5553$ mm, während er mit dem Galilei G6 $2,891 \pm 0,8265$ mm beträgt. Beim Vergleich zeigt sich eine kleine Differenz, die weder klinisch relevant noch statistisch signifikant ist, wobei der p-Wert 0,077 beträgt.

Der Vergleich der Mittelwerte der VKT zwischen dem IOLMaster und dem Galilei G6 ergab:

Hier ergibt sich klinisch kein relevanter Unterschied. Statistisch existiert aber eine signifikante Differenz, wobei der p-Wert 0,00033 beträgt. In diesem Zusammenhang wurde in einer anderen Studie ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen IOLMaster und Galilei G6 festgestellt (64).

5.2.3 Bestimmung der Hornhautradien

5.2.3.1 Vordere Hornhautradien

Die Messung der vorderen Hornhautradien mit dem Keratometer nach Littmann ergibt systematisch zu große Werte (vgl. Kap. 3.4.1.2), die im Endergebnis bei normalen Augen die Brechkraft der Intraokularlinse bis zu einer Dioptrie zu groß werden lassen können (14). Mit der topographischen Messung können genauere Hornhautradien als mit der keratometrischen Messung bestimmt werden. Auch für Hornhautradien gibt es keinen Goldstandard, mit dem die Messwerte verglichen werden könnten (15). Im sphärischen Äquivalent hat ein Fehler der vorderen Hornhautradien-Messung von 0,1 mm einen Unterschied von 0,5 dpt im Durchschnittsauge zur Folge (24).

Der Vergleich der Mittelwerte der vorderen Hornhautradien zwischen dem IOLMaster und dem Casia ergab:

Der mit dem IOLMaster ermittelte Mittelwert beträgt $7,753 \pm 0,2354$ mm, während der mit dem Casia ermittelte Mittelwert $7,721 \pm 0,2479$ mm beträgt. Der Unterschied zwischen den beiden Messmethoden von 30 μ m ist gering und klinisch irrelevant, jedoch ist er statistisch signifikant und der p-Wert beträgt hier 0,00045.

Der Vergleich der Mittelwerte der vorderen Hornhautradien zwischen dem Casia und dem Galilei G6 ergab:

Der mit dem Casia ermittelte Mittelwert beträgt $7,721 \pm 0,2479$ mm und der mit dem Galilei G6 ermittelte Mittelwert beträgt $7,751 \pm 0,2477$ mm. Hier beträgt der Unterschied

zwischen den Messmethoden ebenfalls 30 μm , was klinisch irrelevant ist, obwohl – statistisch betrachtet - der Unterschied mit dem p-Wert von 0,0012 signifikant ist.

Der Vergleich der Mittelwerte der vorderen Hornhautradien zwischen dem IOLMaster und dem Galilei G6 ergab:

Weder klinisch noch statistisch ergibt sich ein Unterschied. Der p-Wert liegt hier bei 0,26.

Da die Unterschiede zwischen den Messgeräten bei der Messung der vorderen Hornhautradien gering sind, also weniger als 0,1 mm betragen, sind die Geräte diesbezüglich austauschbar.

In der Literatur zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen topographischen und keratometrischen Messmethoden in normalen Augen (68), (69), was mit den Ergebnissen dieser Arbeit - klinisch betrachtet - übereinstimmt. Dies gilt jedoch nicht nach refraktiver Chirurgie, wenn die Hornhautform von prolat zu oblat geändert würde. In dieser Arbeit sind die untersuchten Augen ohne vorherige refraktive Chirurgie, folglich ist der Unterschied zwischen den Messgeräten im Durchschnitt vernachlässigbar.

5.2.3.2 Hintere Hornhautradien

Sowohl die Scheimpflug-Technologie als auch die optische Kohärenz-Tomographie messen die hinteren Hornhautradien direkt, während diese Radien mittels Keratometer nicht gemessen werden können. Die hinteren Hornhautradien bei der Messung mittels IOLMaster sind in dieser Arbeit entsprechend dem Augenmodell von Liuo & Brennan durch die Multiplikation der vorderen Hornhautradien mit 0,83 berechnet worden. Ein Fehler in hinteren Hornhautradien von 0,1 mm bewirkt in einem Durchschnittsauge bei der IOL-Anpassung einen Refraktionsfehler von ca. 0,1 dpt (24).

Der Vergleich der Mittelwerte der hinteren Hornhautradien zwischen dem IOLMaster und dem Casia ergab:

Der mit dem IOLMaster ermittelte Mittelwert beträgt $6,435 \pm 0,1954$ mm und der mit dem Casia ermittelte Mittelwert beträgt $6,473 \pm 0,2743$ mm. Beim Vergleich der Mittelwerte beider Messmethoden zeigt sich ein geringer und klinisch irrelevanter

Unterschied. Statistisch betrachtet ist dieser Unterschied signifikant und der p-Wert beträgt 0,031.

Der Vergleich der Mittelwerte der hinteren Hornhautradien zwischen dem Casia und dem Galilei G6 ergab:

Der mit dem Casia ermittelte Mittelwert liegt bei $6,473 \pm 0,2743$ mm, während der mit dem Galilei G6 ermittelte Mittelwert bei $6,545 \pm 0,3095$ mm liegt. Der Vergleich ergibt klinisch keinen relevanten Unterschied. Statistisch zeigt sich jedoch ein signifikanter Unterschied mit dem p-Wert von 0,038.

Der Vergleich der Mittelwerte der hinteren Hornhautradien zwischen dem IOLMaster und dem Galilei G6 ergab:

Der Unterschied ist statistisch signifikant, wobei der p-Wert 0,00087 beträgt, jedoch ist dieser Unterschied klinisch irrelevant.

Im Allgemeinen sind die Unterschiede zwischen den Messgeräten in der vorliegenden Arbeit gering, unter der Voraussetzung, dass die Augen ohne vorherige refraktive Chirurgie sind. Laut Literatur ist die Abweichung der gemessenen hinteren Radien von den modellhaft angenommenen Radien (wie beispielsweise beim IOLMaster) in normalen Augen nach Katarakt-OP völlig vernachlässigbar. Nach refraktiver Chirurgie ist diese Abweichung von Bedeutung. Die Größenordnung des Fehlers liegt bei ca. 0,1 dpt pro 1 dpt korrigierter Myopie, was nicht generell vernachlässigbar ist (15). Dieser Fehler kann vermieden werden, wenn die hinteren Hornhautradien mittels Scheimpflug-Technologie bzw. optischer Kohärenz-Tomographie gemessen und in ein Raytracing eingegeben werden.

5.3 Bestimmung der Untersuchungszeit

Im Rahmen des Vergleiches der drei Geräte wurde auch die Untersuchungszeit erfasst. Die Zeit vom Beginn der Untersuchung bei jedem Gerät bis zum Ende des Datendrucks wurde aufgenommen (vgl. Kap. 3.2).

Bei der Eingabe der Daten gab es nur kleine Unterschiede. Ein prinzipieller Unterschied besteht jedoch zwischen dem IOLMaster und den beiden anderen Geräten, dem Tomey OA 2000/ Casia und dem Galilei G6, da am Ende der Untersuchung die Daten beim IOLMaster in die Software OKULIX eingegeben werden

mussten, während diese Software beim OA 2000/ Casia und Galilei G6 im Gerät integriert ist.

Im Durchschnitt dauert die Messung mit dem IOLMaster 6,93 min. Der Vergleich dieser durchschnittlichen Messzeit mit der durchschnittlichen Messzeit mit dem Tomey OA 2000/ Casia ergibt einen geringen Unterschied, wobei die Messung mit dem OA 2000/ Casia im Durchschnitt 6,89 min dauert. Am längsten dauern die Messungen mit dem Galilei G6. Die Messzeit beträgt im Durchschnitt 10,64 min. Auch in der Literatur wurde festgestellt, dass Tomey OA 2000 zu den schnellen Geräten gehört und die Untersuchung mit dem Galilei G6 am längsten dauert (66).

6 Zusammenfassung

Um eine hohe optische Abbildungsqualität nach einer Kataraktchirurgie zu erreichen, besteht die Notwendigkeit einer genauen Berechnung der IOL-Brechkraft. Da die Bestimmung der Biometrieparameter vor der Kataraktoperation wesentlich zur Genauigkeit der IOL-Anpassung beiträgt, wurde in der vorliegenden Arbeit die Austauschbarkeit unterschiedlicher Biometrie-Messgeräte geprüft. Folgende Parameter wurden in dieser Untersuchung berücksichtigt:

- Achsenlänge
- Vorderkammertiefe
- Vordere Hornhautradien
- Hintere Hornhautradien
- Hornhautastigmatismus

Der Hornhautastigmatismus wird allerdings auch noch beispielsweise von der Operationstechnik beeinflusst, was in dieser Arbeit nicht untersucht wurde.

Die Messungen erfolgten mithilfe von drei Geräten: dem IOLMaster der Firma Carl Zeiss, dem Tomey OA2000/ Casia der Tomey-Workstation und dem Galilei G6 der Firma Ziemer. Ein Vergleich zwischen den drei Geräten wurde für alle einzelnen Parameter im Programmpaket OKULIX durchgeführt.

In dieser Arbeit ergab sich eine Austauschbarkeit der Geräte bei der Messung der Achsenlänge. Die Differenzen zum Mittelwert lagen zwischen +0,1 mm und -0,1 mm. Klinisch zeigte sich kein relevanter Unterschied, auch wenn es statistisch einen signifikanten Unterschied zwischen IOLMaster und den beiden anderen Geräten gab.

Die Ergebnisse der VKT-Messung ergaben eine Einschränkung bei Austauschbarkeit der Geräte. Die Streuung der Messwerte war nicht vernachlässigbar und bei großen Werten der Vorderkammertiefe konnte sogar eine Zunahme der Messwertstreuung festgestellt werden. Der Unterschied zwischen den Geräten ist klinisch betrachtet nicht relevant, obwohl statistisch signifikante Werte ermittelt wurden. Allerdings ist die Messung der VKT mit der Technik der partiellen-Kohärenz-Interferometrie, wie mit dem OA 2000 und dem Galilei G6, genauer als die mit dem IOLMaster erfolgte fotografische Messung.

Für die vorderen Hornhautradien kann die Austauschbarkeit der Geräte aufgrund der hohen Übereinstimmung der Werte angenommen werden. Auf der anderen Seite ist die Übereinstimmung der Messwerte der hinteren Hornhautradien geringer als die der Vorderseitenradien. Diesbezüglich sind die Geräte nicht austauschbar. Die Scheimpflug-Technologie, wie sie im Galilei G6 Anwendung findet, sowie die optische-Kohärenz-Tomographie, wie die der Casia, stellen eine genauere Messung im Vergleich zur Berechnung der hinteren Radien aus den vorderen Radien wie beim IOLMaster dar. Die klinischen Differenzen zwischen den Geräten sowohl bei Messung der vorderen Radien als auch bei Messung der hinteren Radien sind irrelevant. Dies gilt jedoch nicht bei Augen nach refraktiver Chirurgie, bei denen die direkte Messung der hinteren Hornhautradien von größerer Bedeutung ist.

Die Austauschbarkeit der Geräte bei der Astigmatismusmessung kann nicht angenommen werden, auch wenn sich im Durchschnitt ein geringer Unterschied zeigte, denn es gab einige klinisch sehr relevante erhebliche Ausreißer. Leider konnte in dieser Untersuchung nicht beurteilt werden, welches Messgerät die genaueren Werte angibt.

Die Zeit der Messung vom Beginn der Untersuchung bis zum Datendrucken war am kürzesten mit dem Tomey OA 2000/ Casia und am längsten mit dem Galilei G6. Der Unterschied der Messzeit zwischen dem Tomey OA 2000/ Casia und dem IOLMaster, bei dem außerdem die Daten noch manuell einzugeben waren, ist vernachlässigbar.

7 Literaturverzeichnis

1. Zuppardo M. Dual Scheimpflug Imaging Yields Accuracy for Refractive Planning; 2008 [Stand: 02.2019]. Verfügbar unter: https://crstodayeurope.com/articles/2008-mar/0308_14-php/.
2. Kanski JJ, Burk A, Burk R. Klinische Ophthalmologie: Lehrbuch und Atlas; [mit dem Plus im Web; Zugangscode im Buch. 6., aktualisierte und erw. Aufl., [Nachdr.]. München: Elsevier Urban & Fischer; 2009. Verfügbar unter: http://deposit.d-nb.de/cgi-bin/dokserv?id=3146623&prov=M&dok_var=1&dok_ext=htm.
3. Grehn F. Augenheilkunde: Mit 20 Tabellen. 29., überarb. und aktualisierte Aufl. Berlin: Springer; 2006. (Springer E-book Collection).
4. Lang GK. Augenheilkunde: Verstehen - lernen - anwenden ; 50 Tabellen. 3., vollst. überbearb. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme; 2004.
5. Kohnen T, Baumeister M, Kook D, Klaproth OK, Ohrloff C. Kataraktchirurgie mit Implantation einer Kunstlinse. Dtsch Arztebl Int 2009; 106(43):695–702.
6. Kohnen T, Baumeister M, Kook D, Klaproth OK, Ohrloff C. Cataract surgery with implantation of an artificial lens. Dtsch Arztebl Int 2009; 106(43):695–702. doi: 10.3238/arztebl.2009.0695.
7. Haigis W. IOL-Kalkulation bei hohen Ametropien. Ophthalmologe 2008; 105(11):999–1004. doi: 10.1007/s00347-008-1828-6.
8. Preußner, PR, Wahl, J. Konsistente numerische Berechnung der Optik des pseudophaken Auges. Der Ophthalmologe 2000; 97(2):126–41. doi: 10.1007/s003470050023.
9. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. Acta Ophthalmol Scand 2007; 85(5):472–85. doi: 10.1111/j.1600-0420.2007.00879.x.
10. Findl O. Optische Biometrie in der Augenheilkunde. Spektrum Augeheilkd 2005; 19(4):203–9. doi: 10.1007/BF03163399.
11. Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. Am J Ophthalmol 1998; 126(4):524–34. doi: 10.1016/S0002-9394(98)00113-5.

12. Jachnow W. Zum Problem der ophthalmometrischen Bestimmung der Hornhautbrechkraft. *Albrecht von Graefes Arch. Klin. Ophthalmol.* 1966; 171(3):210–6. doi: 10.1007/BF00417102.
13. Preussner PR, Wahl J, Lahdo H, Findl O. Konsistente IOL-Berechnung. *Ophthalmologe* 2001; 98(3):300–4.
14. Preussner PR, Wahl J, Weitzel D. Topography-based intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31(3):525–33. doi: 10.1016/j.jcrs.2004.09.016.
15. Preußner PR. Genauigkeitsgrenzen bei der IOL-Berechnung: Aktueller Stand. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2007; 224(12):893–9. doi: 10.1055/s-2007-963734.
16. Schulze KC, Hoffmann P, Abraham M, Preußner PR, Hrsg. Bedeutung der Hornhautrückfläche für Refraktion und IOL-Berechnung [German Medical Science GMS Publishing House]; 2014.
17. Hoffmann P, Preußner PR, Hrsg. Bedeutung der Hornhautrückfläche für die Berechnung torischer Linsen [German Medical Science GMS Publishing House]; 2013.
18. Haigis W, Strugalla G. Bestimmung des hinteren Hornhautradius mittels optischer Pachymetrie. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2010; 227(S 01):V19.
19. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(12):2080–7. doi: 10.1016/j.jcrs.2012.08.036.
20. Mrochen M, Büeler M. Asphärische optiken: physikalische grundlagen. *Der Ophthalmologe* 2008; 105(3):224–33. doi: 10.1007/s00347-008-1717-z.
21. Hoffmann P. Diagnostik vor Kataraktoperation bei Implantation torischer Linsen: Teil 3: Fehlerquellen, erreichbare Genauigkeit 2013.
22. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(3):368–76. doi: 10.1016/j.jcrs.2007.10.031.

23. Preussner PR, Olsen T, Hoffmann P, Findl O. Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(5):802–8. doi: 10.1016/j.jcrs.2008.01.015.
24. Preußner PR. OKULIX Ray-Tracing-Rechnung für das pseudophake Auge; 2019.
25. Koop N, Langholz M, Birngruber R, Geerling G, Bastian GO. Vergleichende Untersuchungen verschiedener kornealer Topographiemeßgeräte. *Der Ophthalmologe* 1997; 94(2):120–6. doi: 10.1007/s003470050092.
26. Spektrum.de. Keratoskop; 2017 [Stand: 10.06.2019]. Verfügbar unter: <https://www.spektrum.de/lexikon/optik/keratoskop/1563>.
27. Placido disk - Antique Collectible Vintage Optical Ophthalmic Items [Stand: 02.06.2019]. Verfügbar unter: <https://eyeantiques.com/shop/museum/eye-exam-equipment-museum/placido-disk/>.
28. Hoffmann P. Diagnostik vor Kataraktoperation bei Implantation torischer Linsen Teil 1: Technik der Biometrie. *OPHTHALMO CHIRURGIE* 2013:169–75.
29. Wegener A. Scheimpflug-Verfahren. *Ophthalmologe* 2014; 111(10):912–3. doi: 10.1007/s00347-013-2959-y.
30. Scheimpflug - Scheimpflug principle - Wikipedia; 2019 [Stand: 02.06.2019]. Verfügbar unter: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?oldid=881804490>.
31. Bühren J. Hornhauttopografie und Keratokonusdiagnostik mittels Scheimpflug-Fotografie. *Ophthalmologe* 2014; 111(10):920–6. doi: 10.1007/s00347-013-2962-3.
32. Mauger T, Mahmoud AM, Roberts CJ, Chheda LV, Kuennen RA, Hendershot AJ et al. Comparison of Placido, Scheimpflug and Combined Dual Scheimpflug-Placido Technologies in Evaluating Anterior and Posterior CLMI, SimK's, as well as Kmax, in Keratoconic and Postrefractive Surgery Ectasia. *IJKECD* 2012; 1:44–52. doi: 10.5005/jp-journals-10025-1008.
33. Drexler W, Hitzemberger CK, Baumgartner A, Findl O, Sattmann H, Fercher AF. Investigation of dispersion effects in ocular media by multiple wavelength partial

- coherence interferometry. *Exp Eye Res* 1998; 66(1):25–33. doi: 10.1006/exer.1997.0401.
34. Asiyovogel MN, Koop N, Brinkmann R, Engelhardt R, Eggers R, Birngruber R et al. Darstellung von LTK-Läsionen durch optische Kurzkohärenztomographie (OCT) und Polarisationsmikroskopie nach Sirius-Rot-Färbung. *Der Ophthalmologe* 1997; 94(7):487–91. doi: 10.1007/s003470050144.
35. Kapitel 3. Optik II - Interferometrie. Versuchsziele/Versuchsaufgaben: Kalibrierung einer Mikrometerschraube. Wellenlängenbestimmung von Laserlicht - PDF [Stand: 08.06.2019]. Verfügbar unter: <https://docplayer.org/13210348-Kapitel-3-optik-ii-interferometrie-versuchsziele-versuchsaufgaben-kalibrierung-einer-mikrometerschraube-wellenlaengenbestimmung-von-laserlicht.html>.
36. Hacker M, Kempe M. Tief in die Augen geschaut. *Physik Journal* 2009; (8):31–6. Verfügbar unter: https://www.pro-physik.de/sites/default/files/pdf/articles/2018-11/prophy31629article_ISSART31629DE.pdf.
37. Diniz B, Regatieri C, Andrade R, Maia A. Evaluation of spectral domain and time domain optical coherence tomography findings in toxoplasmic retinochoroiditis. *Clin Ophthalmol* 2011; 5:645–50. doi: 10.2147/OPHTH.S20033.
38. Haigis W. Strahldurchrechnung in Gaußscher Optik zur Beschreibung des Linsensystems Brille-Kontaktlinse-Hornhaut-Augenlinse (IOL). In: Schott K, Jacobi KW, Freyler H, Hrsg. 4. Kongreß der Deutschen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantation. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1991. S. 233–46.
39. Preussner PR, Hoffmann P, Petermeier K. Vergleich zwischen Raytracing und IOL-Formeln der 3. Generation. *Klin Monbl Augenheilkd* 2009; 226(2):83–9. doi: 10.1055/s-2008-1027966.
40. Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975; 14(8):625–8.
41. Preussner PR, Wahl J, Weitzel D, Berthold S, Kriechbaum K, Findl O. Predicting postoperative intraocular lens position and refraction. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30(10):2077–83. doi: 10.1016/j.jcrs.2004.07.004.

42. Preussner PR, Wahl J, Lahdo H, Dick B, Findl O. Ray tracing for intraocular lens calculation. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2002; 28(8):1412–9. doi: 10.1016/S0886-3350(01)01346-3.
43. IOLMaster 500 - Optische Biometrie - Katarakt - Medizintechnik | ZEISS Deutschland [Stand: 10.02.2019]. Verfügbar unter: <https://www.zeiss.de/meditec/produkte/ophthalmologie/katarakt/diagnose/optische-biometrie/iolmaster-500.html#technische-daten>.
44. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238(9):765–73.
45. Michelson-Morley - Michelson-Interferometer; 2019 [Stand: 08.06.2019]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=187711970>.
46. Preussner PR, Wahl J, Kramann C. Corneal model. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2003; 29(3):471–7. doi: 10.1016/S0886-3350(02)01512-2.
47. Zeiss. IOL Master mit Advanced Technology Software Version 5. xx. Gebrauchsanweisung; 2007 [Stand: 2019]. Verfügbar unter: https://www.doctor-hill.com/physicians/docs/iolmaster_5.pdf.
48. Messung der Vorderkammertiefe Mit dem IOLMaster; 2014 [Stand: 10.02.2019]. Verfügbar unter: <http://ocusoft.de/ulib/czm/texte/czjacd-d.htm>.
49. Schaudig U. Optische Kohärenztomographie. *Der Ophthalmologe* 2001; 98(1):26–34. doi: 10.1007/s003470170196.
50. Schuman JS. Spectral domain optical coherence tomography for glaucoma (an AOS thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc* 2008; 106:426–58.
51. Hüttmann G, Lankenau E, Schulz-Wackerbarth C, Müller M, Steven P, Birngruber R. Übersicht der apparativen Entwicklungen in der optischen Kohärenztomografie: von der Darstellung der Retina zur Unterstützung therapeutischer Eingriffe. *Klin Monbl Augenheilkd* 2009; 226(12):958–64. doi: 10.1055/s-0028-1109939.

52. Aumann S, Donner S, Fischer J, Müller F. High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology: New Frontiers in Biomedical Optics: Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization. Cham (CH); 2019.
53. Horstmann J, Siebelmann S, Schulz-Hildebrandt H, Glasunow I, Schadschneider A, Hüttmann G. OCT verstehen – Teil 1: Physikalische Grundlagen. *Augenheilkunde up2date* 2016; 6(04):289–300. doi: 10.1055/s-0042-113337.
54. GALILEI / Ziemer Ophthalmic Systems [Stand: 30.01.2019]. Verfügbar unter: <https://www.ziemergroup.com/en/products/galilei/>.
55. Roberts CJ, Züger BJ. for Analyzing the Anterior Segment of the Human Eye; 2018 [Stand: 08.06.2019]. Verfügbar unter: https://www.researchgate.net/publication/242484920_for_Analyzing_the_Anterior_Segment_of_the_Human_Eye.
56. The Galilei G6 Lens Professional; 2012 [Stand: 02.2019]. Verfügbar unter: http://www.medicalsintl.com/Content/uploads/Division/140613031003635~LOWRES_GALILEI_G6_Brochure_210x279mm_sec.pdf.
57. Mütze K, Nehrling B, Reuter J. Brillenglasbestimmung. Berlin: Verl. Technik; 1976.
58. Tonn B, Klaproth OK, Kohnen T. Anterior surface-based keratometry compared with Scheimpflug tomography-based total corneal astigmatism. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014; 56(1):291–8. doi: 10.1167/iov.14-15659.
59. Preußner PR. Biometry Primer: Current Limitations of IOL Power Calculations; 2011 [Stand: 02.02.2019]. Verfügbar unter: <https://crstodayeurope.com/articles/2011-oct/biometry-primer-current-limitations-of-iol-power-calculations/>.
60. Buschmann W, Trier HG, Bertényi A, St. Chang M, Coleman DJ, Fledelius H et al., Hrsg. Ophthalmologische Ultraschalldiagnostik: Mit Atlas, Standardisierung und Einordnung in den augenärztlichen Untersuchungsgang. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1989.
61. Krummenauer F, Al-Nawas B, Baulig C. p-Werte – statistische Signifikanz ist keine klinische Relevanz 2008.

62. Bender R, Lange S. Was ist der p-Wert? Dtsch Med Wochenschr 2007; 132 Suppl 1:e15-6. doi: 10.1055/s-2007-959030.
63. Kleist P. Wann ist ein Studienergebnis klinisch relevant? Was Masszahlen zur Beurteilung von Therapieeffekten aussagen: Was Masszahlen zur Beurteilung von Therapieeffekten aussagen. Schweiz Med Forum 2010.
64. Lee JW, Park SH, Seong MC, Cho HY, Kang MH. Comparison of Ocular Biometry and Postoperative Refraction in Cataract Patients between Galilei-G6® and IOL Master®. J Korean Ophthalmol Soc 2015; 56(4):515. doi: 10.3341/jkos.2015.56.4.515.
65. McAlinden C, Wang Q, Gao R, Zhao W, Yu A, Li Y et al. Axial Length Measurement Failure Rates With Biometers Using Swept-Source Optical Coherence Tomography Compared to Partial-Coherence Interferometry and Optical Low-Coherence Interferometry. Am J Ophthalmol 2017; 173:64–9. doi: 10.1016/j.ajo.2016.09.019.
66. Hirnschall N, Varsits R, Findl O. Optische Biometrie – Der Geräte-Test. Medical Network 2015:44–6. Verfügbar unter: http://www.augen.co.at/special_2015/pdf/MNS15_44_Biometrieprints.pdf.
67. Kongsap P. Comparison of a new optical biometer and a standard biometer in cataract patients. Eye Vis (Lond) 2016; 3:27. doi: 10.1186/s40662-016-0059-1.
68. Shirayama M, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Comparison of accuracy of intraocular lens calculations using automated keratometry, a Placido-based corneal topographer, and a combined Placido-based and dual Scheimpflug corneal topographer. Cornea 2010; 29(10):1136–8. doi: 10.1097/ICO.0b013e3181d3d689.
69. Shirayama M, Wang L, Weikert MP, Koch DD. Comparison of Corneal Powers Obtained from 4 Different Devices. Am J Ophthalmol 2009; 148(4):528-535.e1. Verfügbar unter: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002939409003213>.

8 Danksagung

Mein Dank gilt meinem Doktorvater für die Möglichkeit, meine Promotionsarbeit unter seiner Anleitung anfertigen zu dürfen und für die Unterstützung während der gesamten Bearbeitungsphase meiner Dissertation und die Beratung bei allen Fragen.

Dem Gutachter danke ich für die Übernahme des Zweitgutachtens.

Vor allem möchte ich mich bei meinem Ehemann bedanken, der mir durch seine Ruhe und Tatkraft dieses Promotionsvorhaben erst ermöglichte.