

Aus der Augenklinik und Poliklinik,
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. Siegfried Priglinger

***Vergleich verschiedener Kalkulationsmethoden
torischer Intraokularlinsen bei Patienten mit
altersbedingter Katarakt***

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Linda El Kaissi

aus

Berlin

Jahr

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilian-Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Wolfgang J. Mayer
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Arthur Mueller Prof. Dr. Christos Haritoglou
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. Christoph Kern
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	21.10.2021

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	VII
Abbildungsverzeichnis.....	VIII
Tabellenverzeichnis	IX
Diagrammverzeichnis.....	XI
1. Einleitung	1
1.1. Anatomische Strukturen des Auges.....	1
1.2. Refraktionsanomalien	2
1.2.1. Myopie	2
1.2.2. Hypermetropie	3
1.2.3. Astigmatismus	3
1.3. Katarakt	4
1.4. Kataraktchirurgie	5
1.4.1. Operationsablauf.....	5
1.4.1.1. Inzision	5
1.4.1.2. Kapsulorhexis	6
1.4.1.3. Hydrodissektion.....	6
1.4.1.4. Phakoemulsifikation.....	6
1.4.1.5. Linsenimplantation.....	6
1.5. Torische Intraokularlinsen	7
1.6. Computergestützte operative Markierungstechnik: CALLISTO eye.....	8
1.7. Kalkulation torischer Intraokularlinsen	9
1.7.1. Korneale Topographie	9
1.7.1.1. Placido-Scheiben	9
1.7.1.2. IOL Master 700	9
1.7.1.3. Pentacam	10
1.7.2. Berechnungsformeln für Intraokularlinsen.....	11
1.7.3. Rolle des Rückflächenastigmatismus bei der Kalkulation torischer Intraokularlinsen	11
1.7.3.1. Baylor-Nomogramm	12
1.7.3.2. Barrett-Toric-Kalkulator	13
1.7.3.3. Gemessener Gesamtastigmatismus	13
2. Zielsetzung der Arbeit.....	15

3.	Material und Methoden	16
3.1.	Studiendesign.....	16
3.2.	Patientenkollektiv	16
3.3.	Prä- und postoperativ erhobene Daten.....	17
3.3.1.	IOL Master 700.....	17
3.3.2.	Pentacam.....	19
3.3.3.	Torische Intraokularlinsen	21
3.3.4.	Visusprüfung.....	22
3.3.5.	Refraktionsbestimmung	23
3.3.6.	Postoperative Linsenposition.....	23
3.3.6.1.	Nachrotation	23
3.4.	Online-Kalkulatoren	24
3.4.1.	Zeiss-Online-Kalkulator (ZCalc).....	24
3.4.2.	Nachkalkulation	25
3.4.2.1.	Zeiss-Online-Kalkulator (ZCalc) mit Total Corneal Refractive Power	25
3.4.2.2.	Barrett-Kalkulator	25
3.5.	Refraktiver Vorhersagefehler	26
3.5.1.	Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent (SE)	26
3.5.2.	Astigmatischer Vorhersagefehler	27
3.5.2.1.	Vektorenanalyse	27
3.6.	Statistik	30
4.	Ergebnisse	31
4.1.	Demografische Daten	31
4.1.1.	Präoperative Patientencharakteristika.....	31
4.1.2.	ZCalc-Kalkulator: Vorgeschlagene Intraokularlinse (IOL).....	32
4.1.3.	ZCalc-Kalkulator: Vorhergesagte Zielrefraktion.....	33
4.2.	Prospektive Evaluation: Zeiss-Kalkulator (ZCalc).....	33
4.2.1.	Unkorrigierte Sehschärfe	33
4.2.2.	Bestkorrigierte Sehschärfe nach subjektiver Refraktion	34
4.2.3.	Postoperativer Restzylinder	35
4.2.4.	Achsenshift	39
4.2.5.	Mittlerer absoluter Fehler (MAE).....	40
4.2.6.	Refraktiver Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent.....	41
4.2.7.	Refraktiver Vorhersagefehler im Astigmatismus	45

4.3.	Retrospektive Evaluation: Zeiss-Kalkulator (ZCalc) mit Total Corneal Refractive Power	46
4.3.1.	Stärke der Intraokularlinse	46
4.3.2.	Vorhergesagte Zielrefraktion	46
4.3.3.	Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent	46
4.3.4.	Vorhersagefehler im Astigmatismus (Vektorenanalyse)	49
4.4.	Retrospektive Analyse: Barrett-Kalkulator	50
4.4.1.	Stärke der Intraokularlinsen	50
4.4.2.	Vorhergesagte Zielrefraktion	50
4.4.3.	Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent	51
4.4.4.	Vorhersagefehler im Astigmatismus	54
4.5.	Vergleich der verschiedenen Kalkulationsmethoden	54
4.5.1.	Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent	54
4.5.2.	Vorhersagefehler im Astigmatismus	57
5.	Diskussion	59
5.1.	Prospektive Evaluation: ZCalc-Kalkulator	61
5.1.1.	Visus und subjektive Refraktion	62
5.1.2.	Refraktiver Vorhersagefehler	63
5.1.3.	Vektorenanalyse	63
5.1.4.	Callisto Eye: Fehlrotation	64
5.2.	Retrospektive Evaluation: Barrett-Kalkulator und Total Corneal Refractive Power (TCRP)	66
5.2.1.	Retrospektive Evaluation: Barrett-Kalkulator	66
5.2.1.1.	Refraktiver Vorhersagefehler	66
5.2.1.2.	Vektorenanalyse	67
5.2.2.	Retrospektive Evaluation: Total Corneal Refractive Power	68
5.2.2.1.	Refraktiver Vorhersagefehler	68
5.2.2.2.	Vektorenanalyse	68
5.3.	Vergleich der verschiedenen Kalkulationsmethoden	69
5.4.	Stärken und Limitationen der Studie	71
5.5.	Ausblick	73
6.	Zusammenfassung	74
	Literaturverzeichnis	IX
	Danksagung	XIV
	Publikationsliste	XV

Affidavit **XVI**

Abkürzungsverzeichnis

AL	Achslänge
ATR	Against the rule = Gegen die Regel
CRT	Zentrum für Refraktive Therapie
DAVD	Doppel-Winkel-Vektor-Diagramm
Dpt	Dioptrien
DV	Differenzvektor
ELP	Effektive Linsenposition
IOL	Intraokularlinse
K1	flacher Meridian
K2	steiler Meridian
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
MAE	Mittlerer absoluter Fehler
MICS	Micro incision cataract surgery
OCT	Optische Kohärenztomographie
PE	Prediction error = Vorhersagefehler
PEX	Pseudoexfoliationssyndrom
PRK	Photorefraktive Keratektomie
RK	Radiale Keratotomie
SD	Standardabweichung
SE	sphärisches Äquivalent
SIA	Surgical induced astigmatism = Chirurgisch induzierter Astigmatismus
TCA	Total corneal astigmatism
TCRP	Total corneal refractive power
tIOL	torische Intraokularlinse
TK	Total keratometry
TNP	True net power
VKT	Vorderkammertiefe
WTR	With the rule = Nach der Regel

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Waagrechter schematischer Schnitt durch den Augapfel.....	2
Abbildung 2: Astigmatisch brechendes System.....	3
Abbildung 3: WTR-Astigmatismus.....	4
Abbildung 4: Callisto Eye, Referenzbild	8
Abbildung 5: IOL-Master-700-Aufnahmen aus dem Studienkollektiv	19
Abbildung 6: Pentacam-Aufnahme aus dem Studienkollektiv: Übersichtsdarstellung.....	20
Abbildung 7: Pentacam-Aufnahme aus dem Studienkollektiv: TCRP-Darstellung	21
Abbildung 8: Grafische Vektorenanalyse	27
Abbildung 9: ASSORT Vector Calculator (Version 0.9.1).....	30
Abbildung10: Pentacam-Aufnahme aus dem Studienkollektiv: Übersichtsdarstellung.....	60

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Torische Online-IOL-Kalkulatoren.....	11
Tabelle 2:	Auszug aus dem Baylor-Toric-Nomogramm.....	12
Tabelle 3:	Gegenüberstellung der analysierten Kalkulationsverfahren	15
Tabelle 4:	AT Torbi 709M	22
Tabelle 5:	Studiendesign: Methoden im Vergleich.....	26
Tabelle 6:	Patientencharakteristika präoperativ	32
Tabelle 7:	IOL-Charakteristika	33
Tabelle 8:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Bestkorrigierte Sehschärfe im Dezimalvisus präoperativ und postoperativ	34
Tabelle 9:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): subjektive Refraktion im sphärischen Äquivalent (Dpt) präoperativ und postoperativ	35
Tabelle 10:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Präoperative Zylinderwerte und postoperativer Restzylinder	36
Tabelle 11:	Postoperativer Achsenshift (°) der Intraokularlinse (IOL).....	39
Tabelle 12:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (MAE) – Gesamtkollektiv	40
Tabelle 13:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (MAE) für WTR-, ATR- und schrägen Astigmatismus.....	41
Tabelle 14:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Refraktiver Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent	43
Tabelle 15:	Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Astigmatischer Vorhersagefehler	46
Tabelle 16:	Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Refraktiver Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent	47
Tabelle 17:	Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Astigmatischer Vorhersagefehler	50
Tabelle 18:	Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Refraktiver Vorhersagefehler (PE) im sphärischen Äquivalent für WTR-, ATR- und schrägen Astigmatismus.....	52
Tabelle 19:	Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Astigmatischer Vorhersagefehler	54
Tabelle 20:	Vergleiche des refraktiven Vorhersagefehlers der verschiedenen Kalkulatoren - Gesamtkollektiv (1 Woche und 3 Monate postoperativ).....	55
Tabelle 21:	Vergleich des refraktiven Vorhersagefehlers der verschiedenen Kalkulatoren für WTR, ATR und schrägem Astigmatismus (3 Monate postoperativ)	56

Tabelle 22: Vergleich des astigmatischen Vorhersagefehlers der verschiedenen Kalkulatoren (1 Woche und 3 Monate postoperativ).....	58
--	----

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Verlauf der unkorrigierten Sehschärfe (s.c. Visus) prä- und postoperativ	33
Diagramm 2: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Verlauf der bestkorrigierten Sehschärfe nach subjektiver Refraktion prä- und postoperativ	34
Diagramm 3: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Häufigkeitsverteilung des sphärischen Äquivalents (3 Monate postoperativ).....	35
Diagramm 4: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des präoperativen Zylinders	36
Diagramm 5: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des präoperativen Zylinders	37
Diagramm 6: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (1 Woche postoperativ).....	38
Diagramm 7: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (1 Woche postoperativ) ...	38
Diagramm 8: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (3 Monate postoperativ).....	38
Diagramm 9: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (3 Monate postoperativ) ..	39
Diagramm 10: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)	43
Diagramm 11: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)	44
Diagramm 12: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)	44
Diagramm 13: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)	45
Diagramm 14: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)	48
Diagramm 15: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)	48

Diagramm 16: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)	49
Diagramm 17: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)	49
Diagramm 18: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)	52
Diagramm 19: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)	53
Diagramm 20: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)	53
Diagramm 21: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)	53
Diagramm 22: Vergleich des refraktiven Vorhersagefehlers im sphärischen Äquivalent der verschiedenen Kalkulatoren (1 Woche postoperativ)	57
Diagramm 23: Vergleich des refraktiven Vorhersagefehlers im sphärischen Äquivalent der verschiedenen Kalkulatoren (3 Monate postoperativ)....	57

1. Einleitung

Die Geschichte der ersten Kataraktoperationen reicht vermutlich bis 600 v. Christus zurück (1, 2). Damals erfolgte die Behandlung dieser als „herabstürzender Wasserfall“ (3) bezeichneten Erkrankung der Augen mittels Starstich. Dabei wurde die eingetrübte Augenlinse lediglich mithilfe einer Starstichnadel in den Glaskörper des Patienten gedrückt und im Inneren des Augapfels belassen (4). Durch diesen Eingriff konnte zwar die Trübung der Linse behoben werden, scharfes Sehen war jedoch nicht möglich. Die Kataraktchirurgie hat seit jeher einige Paradigmenwechsel erlebt. So setzen wir heutzutage nicht nur Kunstlinsen als Ersatz der trüben Linse ein. Wir gleichen auch, durch speziell an den Patienten angepasste Intraokularlinsen, vorhandene Refraktionsfehler aus. Vor allem die intraoperative Korrektur einer Hornhautverkrümmung hat sich in den letzten Jahren stark weiterentwickelt und ist Thema aktueller Forschung und Innovation. Die optimale Kalkulation torischer Intraokularlinsen, zum Ausgleich einer Hornhautverkrümmung im Rahmen der Kataraktchirurgie, steht im Mittelpunkt dieser Dissertation. Einleitend sollen die Grundlagen zum Verständnis aufbereitet werden.

1.1. Anatomische Strukturen des Auges

Der Augapfel eines Erwachsenen ist nahezu kugelförmig und weist bei Normalsichtigkeit (Emmetropie) eine Achslänge von etwa 24 mm auf. In der Abbildung 1 ist ein schematischer Sagittalschnitt des Bulbus zu sehen. Zu den wesentlichen refraktiven Strukturen, aus denen der optische Apparat des Auges zusammengesetzt ist, gehören die Hornhaut, die mit 43 Dioptrien den größten Anteil der Gesamtbrechkraft (63 Dioptrien) des Auges ausmacht, und das vom Ziliarepithel durch Ultrafiltration produzierte Kammerwasser. Ebenfalls zählen die als Blende fungierende Regenbogenhaut (Iris) und die Linse dazu, die je nach Eigenelastizität ihre Brechkraft (ca. 20 Dioptrien) verändert und somit, entsprechend der Krümmungsstärke, Objekte unterschiedlicher Entfernung scharf auf der Netzhaut (Retina) abbildet (Akkommodation) (5).

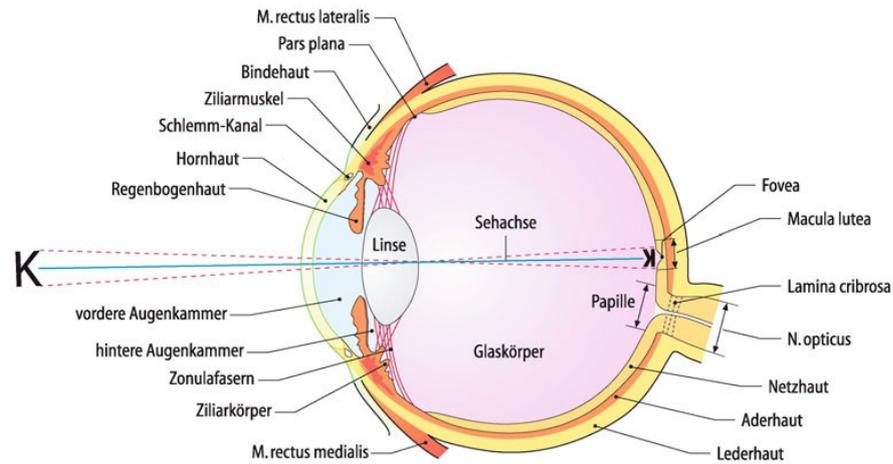


Abbildung 1: Waagrechter schematischer Schnitt durch den Augapfel (6).

1.2. Refraktionsanomalien

Die Refraktion (Brechkraft) gibt an, wie stark einfallende Lichtstrahlen im Auge gebrochen werden müssen, um auf der Netzhaut ein scharfes Abbild zu erzeugen. Sie wird von den brechenden Medien des Auges bestimmt und beträgt etwa 63 Dioptrien. Die stärkste Brechung erfolgt auf der Kornea (43 Dioptrien) und der Linse (20 Dioptrien). Zusätzliche Lichtbrechungen entstehen durch das Kammerwasser und den Glaskörper. Bei Emmetropie (Normalsichtigkeit) ist das Verhältnis von Brechkraft und Achslänge des Auges ausgeglichen, sodass einfallende, parallele Lichtstrahlen auf der Fovea centralis als Brennpunkt gebündelt werden. Dem gegenüber steht die Ametropie (Fehlsichtigkeit). Diese lässt sich in Myopie, Hypermetropie und Astigmatismus wie folgt einteilen:

1.2.1. Myopie

Bei myopen Patienten ist das Auge im Verhältnis zur Brechkraft zu lang. Ursächlich ist eine zu große Länge des Auges (Achsenmyopie) oder seltener eine zu hohe Brechkraft der Kornea oder der Augenlinse (Brechungsmyopie z.B. bei Keratokonus, Kugellinse). Parallel eintreffende Lichtstrahlen werden bereits vor der Netzhaut gebündelt, divergieren anschließend und bilden sich unscharf auf der Netzhaut ab (7). Ein Längenwachstum des Auges um 1 mm entspricht etwa einer Myopisierung um 3 Dioptrien (8). Die Kurzsichtigkeit wird über konkave, zerstreuernde Minusgläser korrigiert.

1.2.2. Hypermetropie

Bei hyperopen Patienten ist das Auge im Verhältnis zur Brechkraft zu kurz. Auch hier liegt ursächlich meist eine Achsenanomalie vor. Selten ist die Hypermetropie in einer zu niedrigen Brechkraft der Hornhaut oder der Linse begründet (Brechungsmyopie z.B. bei Cornea plana). Parallel einfallende Strahlen vereinigen sich erst hinter der Netzhaut als Brennpunkt (7, 8). Korrigiert wird dieser Sehfehler mit Plusgläsern, d.h. mit konvexen, sphärischen Brillengläsern, die die Strahlen unterstützend konvergieren (8).

1.2.3. Astigmatismus

Astigmatismus stammt vom griechischen Wort „stigma“ = Punkt ab und bedeutet übersetzt „Brennpunktlosigkeit“ (7). In den meisten Fällen liegt ein kornealer Astigmatismus vor. Selten kann ein Astigmatismus auch durch unregelmäßige Krümmungen der Linse verursacht werden. Beim regulären kornealen Astigmatismus ist die Hornhaut nicht rotationssymmetrisch (sphärisch) geformt, sondern in zwei, senkrecht zueinanderstehenden Hauptmeridianen (K1 = flacher Meridian und K2 = steiler Meridian) unterschiedlich stark gekrümmt. Dadurch werden Strahlenbündel auf der Netzhaut nicht mehr zu einem Brennpunkt vereinigt, sondern zu Brennlinien (8) (siehe Abbildung 2).

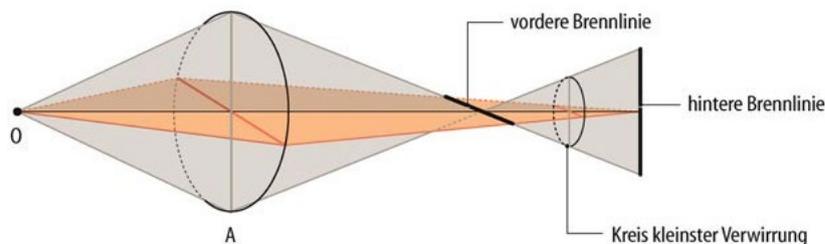


Abbildung 2: Astigmatisch brechendes System. Das Objekt (O) wird durch ein astigmatisch brechendes System (A) in zwei Brennlinien dargestellt. Zwischen ihnen befindet sich der Kreis kleinster Verwirrung. Im abgebildeten Beispiel liegt der steile Meridian (K2) mit maximaler Brechkraft vertikal bei 90° . Der flache Meridian (K1) liegt horizontal auf 180° (8).

Je nach Lage der Achsen wird ein regulärer von einem irregulären Astigmatismus unterschieden. Beim regulären Astigmatismus stehen die beiden unterschiedlich brechenden Meridiane senkrecht zueinander (siehe Abbildung 3). In den meisten Fällen befindet sich der steile Meridian (= Meridian mit maximaler Brechkraft) bei $90 \pm 30^\circ$. Dies wird als Astigmatismus nach der Regel („with the rule“ = WTR) oder Astigmatismus rectus bezeichnet und kommt gemäß Literatur bei ungefähr 61 % der Augen vor, die einen Astigmatismus aufweisen. In 20 % liegt der steile Meridian horizontal bei $0 \pm 30^\circ$ oder

$180 \pm 30^\circ$. In diesen Fällen handelt es sich um einen Astigmatismus gegen die Regel („against the rule“ = ATR). Selten treten schräge Astigmatismen (Astigmatismus obliquus) mit steilem Meridian bei $45 \pm 15^\circ$ oder $135 \pm 15^\circ$ auf (9). Am häufigsten ist ein Astigmatismus nach der Regel. Bis zu einem Brechkraftwert von 0,75 Dioptrien wird er als physiologisch betrachtet (10). Vom regulären Astigmatismus ist der irreguläre Astigmatismus abzugrenzen. Wölbungen und Brechkraftunterschiede sind hier völlig unregelmäßig auf der Hornhautoberfläche verteilt. Ursache sind meist Hornhautulzerationen, Narben oder ein Keratokonus.

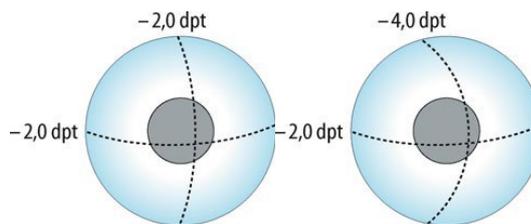


Abbildung 3: WTR-Astigmatismus. Links: sphärisch gekrümmte Hornhaut mit 2 Dioptrien (dpt) Myopie; rechts: astigmatisch gekrümmte Hornhaut. Der vertikale Meridian ist stärker gewölbt als der horizontale, somit liegt ein Astigmatismus nach der Regel (WTR) vor (8).

1.3. Katarakt

Die Katarakt wird synonym auch als „grauer Star“ bezeichnet. Sie beschreibt eine Eintrübung der physiologisch klaren Augenlinse, die häufig zu einer Beeinträchtigung des Sehens führt. Der Begriff „Katarakt“ bedeutet übersetzt „Wasserfall“, basierend auf der Vorstellung, die trübe Farbe der Linse entspräche einer Flüssigkeit, die sich hinter der Pupille, der Schwerkraft folgend, nach unten ergießt (5, 10, 11). Die alternative deutsche Bezeichnung „grauer Star“ wird auf den starren Blick der betroffenen Patienten zurückgeführt. Sie wird abhängig vom zeitlichen Auftreten, der Morphologie, dem Reifestadium und der Ursache klassifiziert. Dabei stellt, mit einem Anteil von 90 %, die altersbedingte Katarakt die häufigste Form der Linsentrübung dar (5, 10). Unbehandelt kann eine Katarakt schwerwiegende Komplikationen auslösen. Die Linsentrübung hat früh eine Beeinträchtigung der Sehkraft in Form von Visusverlust zur Folge, erhöhte Blendeempfindlichkeit, abgeschwächtes Farbaufklärungsvermögen und teilweise Doppel- oder Mehrfachsehen. Vor allem bei Patienten mit flacher Vorderkammer kann durch die Dickenzunahme der Linse ein visusbedrohender Anstieg des Augeninnendrucks ausgelöst werden. Im seltenen Fall einer fortgeschrittenen Cataracta hypermatura Morgagni kann eine zunehmende Linsenschwellung zur Ruptur der Linsenkapsel führen. Die dabei freigesetzten Linsenbestandteile können über eine phakolytische Entzündung

eine schwere Uveitis hervorrufen (10). Weltweit gehört der graue Star zu den häufigsten Erblindungsursachen. Von insgesamt 39 Mio. Menschen erblinden jährlich geschätzt 51 % an den Folgen einer Katarakt (12). Eine frühzeitige operative Entfernung der getrübten Linse ist daher sinnvoll.

1.4. Kataraktchirurgie

Die Kataraktoperation ist weltweit die häufigste chirurgische Intervention. Allein in Deutschland werden pro Jahr ungefähr 700.000 Operationen durchgeführt (13). Zum derzeitigen Standardverfahren gehört die extrakapsuläre Kataraktoperation unter Erhalt der Linsenkapsel, Zerkleinerung und Extraktion der getrübten Augenlinse mittels Phakoemulsifikation und Implantation einer Hinterkammerlinse in den verbleibenden Kapselsack. Die refraktive Kataraktchirurgie beschreibt ein optimiertes Verfahren, das zusätzlich zum Katarakt auch refraktive Fehler korrigiert (14, 15).

1.4.1. Operationsablauf

Die Operation wird in Mydriasis und im Regelfall unter örtlicher Betäubung durchgeführt. Häufig verwendete Lokalanästhetika sind Proxymetacain, Tetracain und Lidocain. Nach erfolgter Tropfanästhesie wird ein Antiseptikum, meist Povidon-Iod oder Chlorhexidin, in den Bindehautsack gegeben. Lider und Wimpern werden sorgfältig gereinigt, mit einem sterilen Tuch abgedeckt und anschließend wird ein Lidsperrer eingesetzt (16).

1.4.1.1. Inzision

Ausgehend von der limbalen Korneoskleralgrenze wird ein tunnelförmiger Schnitt in die Vorderkammer präpariert, der sich nach der Operation wie ein Ventil nahtlos selbst verschließt (17). Diese Hauptinzision kann von superior oder von temporal erfolgen. Je nach Lage zum Limbus werden drei Schnitttechniken voneinander abgegrenzt: die „Clear-cornea-Inzision“, bei der der Tunnel anterior des Limbus gesetzt wird, die limbokorneale Inzision mit Schnittführung durch die limbalen Gefäße und der sklerokorneale Tunnel mit Inzision posterior des Limbus corneae. Zur Reduktion eines chirurgisch induzierten Astigmatismus werden kleine Wundbreiten angestrebt. Je nach Phakotechnik liegen die derzeitigen minimalen Wundbreiten bei < 2,5 mm für die Hauptinzision und 1,8 – 1,6 mm für die Parazentesen (16, 18, 19). Um das Kollabieren

des Augapfels während der nachfolgenden Operationsschritte zu verhindern, wird ein Viskoelastikum in die Vorderkammer injiziert. Je nach Operationstechnik werden 1–3 Parazentesen benötigt. Sie ermöglichen das Einführen zusätzlicher Hilfsinstrumente und werden nach dem gleichen Verfahren mit geringer Wundbreite angelegt.

1.4.1.2. Kapsulorhexis

Die kontinuierliche kurvilineare Kapsulorhexis hat sich als Standardverfahren zur Eröffnung der vorderen Linsenkapsel etabliert (20). Mit einer Kanüle oder einer Mikropinzette wird ein kreisrundes Stück der vorderen Linsenkapsel entfernt (5). Um einen stabilen Sitz der Kunstlinse zu garantieren und die Nachstarbildung zu reduzieren, sollte der Durchmesser dieser Öffnung kleiner sein als die verwendete Linsenoptik (19).

1.4.1.3. Hydrodissektion

Über Hydrodissektion werden Linsenkern und Rinde von der Kapsel getrennt, sodass der Kern manipuliert werden kann. Hierfür wird unter den Rand der Rhexis eine stumpfe Flachkanüle inseriert und vorsichtig Flüssigkeit unter die Kapsel injiziert (16, 19).

1.4.1.4. Phakoemulsifikation

Der Linsenkern wird durch Ultraschallwellen zerkleinert, verflüssigt und abgesaugt. Die verbleibende Rindenschicht auf der Oberfläche des Kapselsacks wird anschließend mit einem Saug-Spül-Gerät unter Irrigation und Aspiration entfernt und die hintere Linsenkapsel poliert (5, 21).

1.4.1.5. Linsenimplantation

Um die Implantation der Intraokularlinse (IOL) zu erleichtern, wird der Kapselsack mit einem Viskoelastikum aufgefüllt. Über eine Injektorkartusche erfolgt die Injektion der IOL, die sich anschließend im Kapselsack entfaltet. Eine torische IOL sollte nun durch Rotieren entlang der astigmatischen Achse des Auges ausgerichtet werden (16). Anschließend wird das Viskoelastikum entfernt, die Kornea hydriert und das Auge mit einer topischen Antibiose versorgt.

1.5. Torische Intraokularlinsen

Eine künstliche IOL setzt sich aus dem zentralen, optischen Anteil (Optik) und dem Halteapparat der Optik (Haptik) zusammen. Die Haptik besteht meist aus zwei bis vier elastischen Bügeln, die die IOL sicher an der Implantationsstelle fixieren (21, 22). Torische Intraokularlinsen (tIOL) dienen dem operativen Ausgleich eines kornealen Astigmatismus und sind kapselfixiert zu implantieren. In der Regel werden sie ab einem Astigmatismus von 0,75–1,0 Dioptrien angeboten. Dabei ist zu beachten, dass nur die reguläre Komponente des Astigmatismus durch die IOL korrigiert werden kann. Irreguläre Astigmatismen lassen sich zwar um diese reguläre Komponente verringern, aber nicht vollkommen ausgleichen (11). Ein irregulärer Residualastigmatismus bleibt hier häufig postoperativ bestehen. Derzeit existieren viele verschiedene tIOL-Modelle. Ein großer Durchbruch der tIOL gelang nach Einführung erster faltbarer Modelle (18). Durch den Einsatz verformbarer Kunstlinsen war es möglich, die Inzisionsbreite zu senken, wodurch die Hornhauttopographie geschont und ein chirurgisch induzierter Astigmatismus minimiert werden konnte. Heutzutage werden meist einstückige IOL aus hydrophobem oder hydrophilem Acrylat verwendet. Diese können über Mikroinzisionen mit einer Schnittbreite von $< 2,5$ mm implantiert werden. Als besonders rotationsstabil haben sich C-Haptiken und Z-Haptiken bewährt (18, 23).

Die Kalkulation der Linse stellt dabei eine große Herausforderung dar. Im Idealfall ersetzt sie die Brechkraft der entfernten Linse und gleicht zusätzlich vorhandene refraktive Irregularitäten sowie Refraktionsanomalien aus. Besonders schwierig gestaltet sich die ideale Linsenanpassung bei Vorliegen von individuellen, atypischen Hornhautirregularitäten sowie hohen sphärischen Aberrationen und Aberrationen höherer Ordnung. Dabei handelt es sich um unterschiedliche optische Abbildungsfehler, die durch eine unregelmäßige Lichtbrechung an Hornhaut, Linse oder Glaskörper zu einem unscharfen oder verzerrten Abbild und verminderter Kontrastwahrnehmung führen (24). Besonders das Vorliegen multipler Aberrationen im optischen System erschwert, aufgrund der gegenseitigen Wechselwirkung, die Kalkulation der optimalen IOL-Stärke.

1.6. Computergestützte operative Markierungstechnik: CALLISTO eye

Der postoperative Restzylinder ist stark von der Stärke und der Lage der tIOL abhängig. Schon eine Fehlrotation von 15° verursacht einen Verlust der Astigmatismuskorrektur von 50 % (25). Eine 1° -Abweichung von der Zielachse schwächt die Linsenwirkung somit um 3,3 % ab. Besonders bei hohen Zylinderwerten führen folglich bereits kleine Positionsabweichungen zu starken Korrekturverlusten. Neben rotationsstabilen Haptiken moderner Linsen ist die exakte operative Achsenmarkierung für die korrekte Lage entscheidend. Beim Lagewechsel des Patienten, von einer sitzenden in eine liegende Position, tritt eine physiologische Bulbusrotation (Zyklorotation) mit konsekutiver Drehung der Astigmatismusachse auf. Manuelle Markierungstechniken müssen daher präoperativ im Sitzen durchgeführt werden. Die moderne computerassistierte Kataraktchirurgie eröffnet neue Möglichkeiten zur intraoperativen IOL-Ausrichtung am liegenden Patienten. Die CALLISTO-eye®-Technologie von Zeiss ermöglicht ein präzises und markierungsloses Einsetzen von tIOL. Über die präoperative Biometrie mit dem IOL Master erfolgt die Aufnahme eines Referenzbildes der limbalen Blutgefäße. Während der Operation wird dieses Referenzbild digital mit dem Mikroskopbild des Operateurs überlagert. So wird eine Referenzachse als Navigationshilfe erstellt und über den Z ALIGN® Toric Assistent die Zielachse der tIOL im Okular eingeblendet (26) (siehe Abbildung 4). Auch das Einblenden der genauen Lage und Größe von Inzisionen sowie der Kapsulorhexis ist mit dem CALLISTO-eye-System möglich. Über eine Eye-Tracking-Funktion bleibt das überlagerte Bild auch bei Augenbewegungen des Patienten erhalten (27).

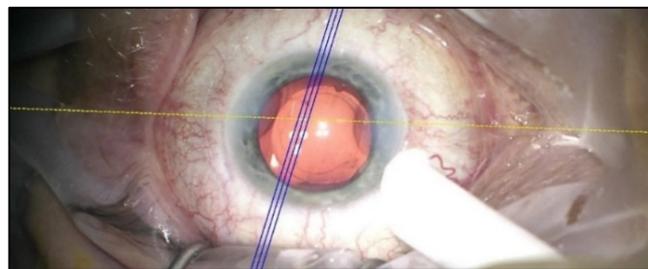


Abbildung 4: Callisto Eye, Referenzbild: Referenzachse (gelb) und Implantationsachse der torischen Intraokularlinse (blau). Mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. med. Wolfgang J. Mayer, FEBO, Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München.

1.7. Kalkulation torischer Intraokularlinsen

1.7.1. Korneale Topographie

Für die Berechnung der individuellen IOL-Stärke ist eine präzise, präoperative Vermessung des Auges mittels Biometrie und Topographie essenziell (28). Eine exakte Vermessung der Hornhaut und die Bestimmung ihrer Eigenschaften wie Brechkraft, Durchmesser und Krümmungsradien sind daher Grundvoraussetzung in der präoperativen Diagnostik und müssen mit großer Sorgfalt durchgeführt werden. Zur Oberflächenanalyse der Hornhaut (Topographie) stehen derzeit verschiedene Verfahren zur Auswahl:

1.7.1.1. Placido-Scheiben

Placido-Scheiben kommen bereits seit Ende des 19. Jahrhunderts zur Vermessung der Hornhautvorderfläche zum Einsatz und stellen somit eines der ersten Verfahren der Hornhauttopographie dar (24). Mittels Placido-Scheibe werden konzentrisch angeordnete, sich in regelmäßigen Abständen abwechselnde helle und dunkle Ringe auf das zu vermessende Auge projiziert. Das Abbild des dabei entstehenden Musters kann anschließend mittels moderner Keratographen rechnerisch ausgewertet und grafisch dargestellt werden. So entsteht eine dreidimensionale Rekonstruktion der Hornhautoberfläche (24, 29, 30). In der Kataraktchirurgie findet dieses Messverfahren zur präoperativen Diagnostik kaum mehr Anwendung.

1.7.1.2. IOL Master 700

Der IOL Master 700 (Zeiss) gehört zu den Standardverfahren der derzeitigen präoperativen Biometrie. Mit diesem Gerät lässt sich, unter Nutzung von klassischer optischer Biometrie und moderner Swept-Source-OCT-Technologie, ein dreidimensionales Tiefenschnittbild des Bulbus generieren (siehe Kapitel 3.3.1). Auf diese Weise ist es möglich, das Auge innerhalb weniger Sekunden von der Kornea bis zur Retina zu vermessen, grafisch darzustellen und einzelne biometrische Parameter, wie die Achslänge des Auges, die Kornea inklusive Hornhautradien, die Linsendicke sowie die Vorderkammertiefe zu berechnen (29, 31, 32) (siehe Kapitel 3.3.2).

Über die vermessenen Hornhautradien lässt sich die Gesamtbrechkraft der Kornea wie folgt berechnen:

$D = (n_c - 1) \div r \quad (33)$	<p>$D =$ Gesamtbrechkraft (Dpt)</p> <p>$n_c =$ Brechungsindex der Kornea</p> <p>$l = n_L =$ Brechungsindex der Luft</p> <p>$r =$ kornealer Krümmungsradius</p>
-----------------------------------	--

Die Variable n_c bezeichnet den Brechungsindex der Hornhaut. Sie repräsentiert eine theoretische Variable, die für die Schätzung des Gesamtastigmatismus notwendig ist und in Abhängigkeit des Geräteherstellers, der Messmethodik und des zugrunde liegenden Augenmodells variiert ($n_c = 1,332$ bis $1,338$) (34, 35). Mit herkömmlichen Topographiegeräten, die lediglich die korneale Vorderfläche vermessen, kann die Gesamtbrechkraft der Hornhaut lediglich über den fiktiven Brechungsindex abgeschätzt werden. Für den IOL Master von Zeiss findet in Anlehnung an das Modellauge von Gullstrand, in dem zwischen hinterem und vorderem Hornhautradius ein konstantes Verhältnis von zirka $0,883$ ($6,8/7,7$) angenommen wird, ein Brechungsindex von $n_c = 1,332$ Verwendung (36).

1.7.1.3. Pentacam

Die Pentacam ist ein weiteres gängiges Standardverfahren zur kontaktlosen Vermessung und Rekonstruktion des vorderen Augenabschnittes. Die Vermessung basiert auf dem Scheimpflug-Prinzip. Mithilfe einer automatisch rotierenden Scheimpflug-Kamera werden innerhalb von 2 Sekunden 50 Bildaufnahmen des Augenvorderabschnittes erfasst, von der Software analysiert, ausgewertet und abschließend grafisch dargestellt (33, 37) (siehe Kapitel 3.3.2). Bei der Pentacam beruht die Umrechnung der Krümmungsradien in Brechkraftwerte auf dem Prinzip der gaußschen Optik, unter Verwendung eines konventionellen refraktiven Brechungsindex von $n_c = 1,3375$. Das Brechungsverhältnis der Hornhautvorderseite zur Hornhautrückseite beträgt in diesem Modell $0,82$. Erfolgt eine Strahlendurchrechnung („Raytracing“), können mit der Pentacam auch die Krümmungsradien der Hornhautrückfläche in die Ermittlung der kornealen Gesamtbrechkraft einbezogen werden (29, 33, 38).

1.7.2. Berechnungsformeln für Intraokularlinsen

Anhand der über Biometrie und Topographie erhobenen Parameter wird anschließend mithilfe von IOL-Berechnungsformeln die passende Linsenstärke ermittelt. Die Berechnungsformeln sind teilweise in den präoperativ verwendeten Biometriegeäten implementiert. Einige IOL-Hersteller bieten darüber hinaus webbasierte Kalkulationsprogramme an, die den Operateuren frei zugänglich sind. Anhand eingegebener Variablen wird die passende tIOL mit zugehöriger Achsenimplantation vorgeschlagen und gleichzeitig der postoperative Restastigmatismus vorhergesagt. In der Tabelle 1 sind exemplarisch häufig verwendete Online-Kalkulatoren von tIOL aufgelistet.

Torischer IOL-Kalkulator	Website
Zeiss ZCalc	https://zcalc.meditec.zeiss.com/zcalc
Barrett Toric Calculator	www.ascrs.org/barrett-toric-calculator
Alcon Online Toric Calculator	www.myalcon-toriccalc.com
Oculentis Toric Lens Calculator	www.lentistoric.com
Physiol Toric Calculator	www.physioltoric.eu

Tabelle 1: Torische Online-IOL-Kalkulatoren (39-43), IOL = Intraokularlinsen

1.7.3. Rolle des Rückflächenastigmatismus bei der Kalkulation torischer Intraokularlinsen

Eine tIOL gleicht refraktive Fehler der Sphäre und des Zylinders aus. Die Berechnung der IOL-Zylinderstärke ist dabei grundsätzlich von folgenden Faktoren abhängig: dem Hornhautastigmatismus, dem chirurgisch induzierten Astigmatismus (SIA), der effektiven Linsenposition (ELP) und der IOL-Stärke im sphärischen Äquivalent (44, 45). Bisher stützte sich die Berechnung des Hornhautastigmatismus auf die Vermessung der Vorderflächenkeratometrie. Aufgrund ähnlicher Brechungsindizes von Hornhaut und Kammerwasser wurde die Brechkraft der Hornhaurückfläche vernachlässigt und lediglich über die Berechnung fiktiver Brechungsindizes in die Kalkulation integriert (46).

Seit Kurzem rückt der Hornhaurückflächenastigmatismus immer mehr in den Fokus. Im Jahr 2012 publizierte Dr. Douglas Koch im „Journal of Cataract and Refractive Surgery“ eine Studie (47), mit der er die bisherige Denkweise infrage stellte. Er untersuchte 715

Augen von 435 Patienten und fand heraus, dass die Rückfläche der Hornhaut mit einer Brechkraft von ungefähr $-0,3$ Dioptrien wie eine negativ brechende Linse wirkt. In 80 % der Fälle liegt ihr steiler Meridian vertikal, was einen ATR-Astigmatismus erzeugt. Bei Augen mit einem vorderen WTR-Astigmatismus schwächt die Hornhaurückfläche den Gesamtastigmatismus ab. Bei Augen mit einem ATR-Astigmatismus auf der Hornhautvorderfläche hebt sie ihn an. Daher führt eine Vernachlässigung der Hornhaurückfläche bei einem vorderen WTR-Astigmatismus zur Überkorrektur und bei einem vorderen ATR-Astigmatismus zur Unterkorrektur (47, 48).

1.7.3.1. Baylor-Nomogramm

Auf Grundlage der neuen Erkenntnisse wurden Nomogramme entwickelt, mit denen sich der Rückflächenastigmatismus abschätzen lässt. Eines der ersten veröffentlichten Nomogramme war das Baylor-Nomogramm (siehe Tabelle 2). Damit kann die IOL-Zylinderstärke anhand populationsbasierter Mittelwerte adjustiert werden. Bei vorliegendem WTR-Astigmatismus verringert sich nach dem Nomogramm die Zylinderstärke der gewählten IOL um ungefähr $0,7$ Dioptrien. Gegensätzlich verhält es sich bei einem ATR-Astigmatismus. In diesem Fall erhöht sich die IOL-Zylinderstärke um circa $0,7$ Dioptrien (49). Auf diese Weise ist das Nomogramm an die neuen Erkenntnisse über die Hornhaurückfläche angepasst.

IOL-Zylinderstärke (Dpt)	WTR (Dpt)	ATR (Dpt)
0	< 1,69	< 0,39
1,00	1,70 – 2,19	0,40 – 0,79
<u>1,50</u>	2,20 – 2,69	<u>0,80</u> – 1,29
2,00	2,70 – 3,19	1,30 – 1,79
...		

Tabelle 2: Auszug aus dem Baylor-Toric-Nomogramm – bei einem Against-the-rule(ATR)-Astigmatismus von $0,8$ Dioptrien (Dpt) ergibt sich nach dem Nomogramm eine torische Linse mit einer Zylinderstärke von $1,50$ Dioptrien (49, 50).

1.7.3.2. Barrett-Toric-Kalkulator

Im Jahr 2013 veröffentlichte Prof. Dr. Graham Barrett die Barrett-Universal-II-Kalkulationsformel. Sie dient als Basis für den Barrett-Toric-Kalkulator, der speziell auf die Kalkulation von tIOL abgestimmt ist und auf der APACRS-Website zur freien Nutzung zur Verfügung steht (40). Um die ELP im Kapselsack realitätsnah vorherzusagen, kommen in der Universal-II-Formel fünf Variablen zum Einsatz: Zusätzlich zur Achslänge, der Keratometrie und der Vorderkammertiefe sind dies die Dicke der Linse und der Weiß-zu-Weiß-Abstand (51). Um die Rolle des Hornhaurückflächenastigmatismus in der IOL-Kalkulation zu berücksichtigen, wird beim Barrett-Toric-Kalkulator die Barrett-Universal-II-Formel zusammen mit einem mathematischen Algorithmus zur präzisen Simulation der Hornhaurückfläche verwendet (28, 52). Dies soll eine verbesserte Kalkulation der tIOL und eine verlässliche Vorhersage des postoperativen Restastigmatismus ermöglichen.

Die Barrett-Berechnungsformeln werden dem aktuellen Forschungsstand stetig angepasst, sodass mittlerweile mehrere, individuell modifizierte Kalkulationsformeln zur Verfügung stehen. In dieser Studie wurde der Barrett-Toric-Kalkulator analysiert, der die Hornhaurückfläche über ein mathematisches Modell in die IOL-Kalkulation integriert. Mittlerweile existieren weitere torische Kalkulationsformeln, wie die speziell für Post-LASIK/PRK-Patienten generierte Barrett-True-K-Toric-Formel sowie die Barrett-TK-Toric-Formel, die sich bei der tIOL-Kalkulation nicht an der mathematisch simulierten Hornhaurückfläche, sondern am biometrisch vermessenen Gesamtastigmatismus orientieren (siehe Kapitel 1.7.3.3).

1.7.3.3. Gemessener Gesamtastigmatismus

Mithilfe moderner Topographen und Biometriegeräte ist es möglich, den Gesamtastigmatismus der Hornhaut biometrisch zu vermessen. Die direkte Vermessung des kornealen Rückflächenastigmatismus stellt in der tIOL-Kalkulation eine Alternative zu den bereits vorgestellten mathematisch-simulativen Verfahren dar.

Die Pentacam von Oculus gehört zu den derzeitigen Standardverfahren in der Vorderabschnittstomographie und bietet verschiedene Methoden zur Ermittlung der Gesamtbrechkraft (TCA) der Hornhaut: die True Net Power (TNP), die die Gesamtbrechkraft der Hornhaut mithilfe der gaußschen Optik errechnet und die Total Corneal Refractive Power (TCRP), die auf der Raytracing-Methode basiert (33, 53). Als

weiteres Standardverfahren in der präoperativen Biometrie ermöglicht auch der IOL Master von Zeiss die exakte Vermessung einzelner Augenabschnitte. Aufgrund mangelnder Daten der Hornhautrückfläche in älteren Versionen des IOL Master konnte die Gesamtbrechkraft der Kornea bisher nur annäherungsweise über den theoretischen Keratometrieindex ($n_c=1,332$) abgeschätzt werden. Im IOL Master 500 beruht die Berechnung der Hornhautbrechkraft lediglich auf der Vermessung der kornealen Vorderflächenkrümmung. Neue Versionen des IOL Master 700 nutzen die 3-Zonen-Keratometrie und die Swept-Source-OCT-Technologie, um zusätzlich die Hornhautrückfläche zu vermessen und in die Berechnung der Hornhautgesamtbrechkraft („TK“ = „Total Keratometry“) zu integrieren (32). Der gemessene TK-Wert kann anschließend entweder in klassischen IOL-Berechnungsformeln oder direkt in neu generierten Barrett-TK-Kalkulationsformeln (Barrett-TK-Universal-II- und Barrett-TK-Toric-Kalkulationsformel) verwendet werden (32). Durch diese innovative biometrische Vermessung der Hornhautgesamtbrechkraft soll die künftige Kalkulation von tIOL für den Patienten individuell optimiert und Vorhersagefehler im präoperativen Setting vermindert werden. Vor allem Patienten, deren Hornhautkrümmungen nicht der gängigen Norm entsprechen, könnten von diesem Verfahren profitieren.

2. Zielsetzung der Arbeit

Mit steigenden medizinischen Standards erhöhen sich die Anforderungen und Erwartungen vieler Patienten. In der Kataraktchirurgie bestimmt die postoperative Sehkraft maßgebend die Patientenzufriedenheit. Die postoperative Brillenfreiheit wird heutzutage von nahezu allen Patienten erwünscht. Etwa 30 % aller Kataraktpatienten haben einen kornealen Astigmatismus über 0,75 Dioptrien. Bei 22 % liegt die Hornhautverkrümmung bei über 1,5 Dioptrien, bei 8 % sogar über 2 Dioptrien (44, 50). Besonders bei präexistentem Astigmatismus zeigen sich klinisch immer wieder Diskrepanzen zwischen präoperativ vorhergesagter Restrefraktion und tatsächlichem postoperativen Ergebnis. Hochpräzise IOL-Berechnungsformeln zu generieren, um postoperative refraktive Ergebnisse verlässlicher voraussagen und so refraktive Überraschungen zu reduzieren, steht daher im Zentrum aktueller Forschung.

Ziel der Studie ist es, die Vorhersagekraft einzelner Kalkulationsmethoden im Hinblick auf den residuellen Zylinder und die postoperative Restrefraktion zu vergleichen. Hier soll vor allem die Rolle des Rückflächenastigmatismus der Hornhaut eruiert werden. Analysiert wird prospektiv der Zeiss-Kalkulator ZCalc (Version 1.5), dessen Berechnungen ausschließlich auf Vermessungen des Hornhautvorderflächenastigmatismus basieren. Retrospektiv erfolgt zudem die Nachkalkulation der implantierten Linse über den Barrett-Toric-Kalkulator und den ZCalc mit gemessenem Gesamtastigmatismus, wobei für die Vermessung des TCA die TCRP der Pentacam zum Einsatz kommt (siehe Tabelle 3). Abschließend wird evaluiert, mit welcher der drei Kalkulationsmethoden sich refraktive Vorhersagefehler am effektivsten reduzieren lassen.

ZCalc	ZCalc + TCA (TCRP)	Barrett-Toric-Kalkulator
Kalkulation basiert auf:		
Hornhautvorderflächenastigmatismus	Hornhautgesamtbrechkraft (biometrisch vermessen)	Hornhautgesamtbrechkraft (mathematisch simuliert)

Tabelle 3: Gegenüberstellung der analysierten Kalkulationsverfahren

3. Material und Methoden

3.1. Studiendesign

Die prospektive klinische Studie wurde im Zentrum für Refraktive Therapie (CRT) in der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität durchgeführt. Insgesamt wurden 56 Augen von 40 Patienten eingeschlossen, die im Zeitraum von November 2016 bis September 2018 eine extrakapsuläre Kataraktoperation erhielten. Für alle Patienten fand präoperativ sowohl eine ausführliche Anamnese als auch Aufklärung über den Untersuchungs- und Operationsablauf sowie mögliche Risiken statt. Nach der präoperativen Biometrie mit dem IOL Master 700 und der Pentacam erfolgte die Linsenkalkulation mit dem Online-Kalkulator ZCalc von Zeiss. Mithilfe des Z ALIGN Toric Assistant (Callisto Eye) wurde eine tIOL implantiert. Alle Operationen führte derselbe Chirurg durch. Die Patienten wurden anschließend 1 Woche und 3 Monate nach der Kataraktoperation zur Kontrolle einbestellt. Bei jedem Besuch erfolgte erneut eine Biometrie mit dem IOL Master 700 und der Pentacam sowie die Bestimmung der objektiven und subjektiven Refraktion. Außerdem wurde die Implantationsachse der IOL auf Rotationsinstabilität untersucht. Bei einer Fehlrotation $> 5^\circ$ fand eine minimalchirurgische Nachrotation mit erneuter Nachkontrolle nach 1 Woche und nach 3 Monaten statt.

3.2. Patientenkollektiv

Bei allen Patienten mussten eine altersbedingte Katarakt sowie ein regulärer Astigmatismus von $> 1,00$ Dioptrien vorliegen. Zudem wurden nur Patienten in die Studie einbezogen, deren Aberrationen höherer Ordnung $< 0,3$ waren. Patienten mit einem irregulären Astigmatismus, beispielsweise in Form eines Keratokonus, wurden nicht in die Auswertung integriert. Von der Studie ausgeschlossen waren zudem Patienten mit einem Glaukom, Hornhautdystrophien sowie Hornhautnarben, Z.n. Pseudoexfoliationssyndrom (PEX) oder vitreoretinalen Voroperationen.

3.3. Prä- und postoperativ erhobene Daten

Vor Studieneinschluss wurde bei allen Patienten eine ausführliche Anamnese erhoben sowie eine gründliche präoperative Untersuchung und ein Aufklärungsgespräch durchgeführt. Zur Ermittlung der Daten kamen im Rahmen der prä- und postoperativen Diagnostik folgende Untersuchungsverfahren zum Einsatz:

1. s.c. Fernvisus (unkorrigierter Fernvisus)
2. c.c. Fernvisus (korrigierter Fernvisus)
3. objektive Refraktion
4. subjektive Refraktion
5. optische Biometrie: IOL Master (IOL-Master700®, Firma Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) ohne integrierte TK-Vermessung
6. Hornhauttopographie: Pentacam (Pentacam®, Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Deutschland)
7. Spaltlampenuntersuchung mit Bestimmung der Linsenposition inklusive Achsenshift
8. Messung des intraokularen Augendrucks

3.3.1. IOL Master 700

Für die Berechnung der IOL-Stärke fand präoperativ eine Biometrie mit dem IOL Master 700 (Carl Zeiss Meditec GmbH), ohne integrierte TK-Funktion, statt. In diesem Gerät sind die klassische optische Biometrie und die moderne Swept-Source-OCT-Technologie miteinander kombiniert (32). Bei der OCT wird die zu untersuchende Probe mit einem Laserstrahl abgerastert. Das Gerät nimmt so pro Sekunde 2.000 OCT A-Scans auf und wandelt sie anschließend in ein hochauflösendes Tiefenschnittbild um (siehe Abbildung 5) (31, 32). So kann der IOL Master 700 innerhalb weniger Sekunden das Auge von der Kornea bis zur Retina vermessen, grafisch darstellen und einzelne biometrische Parameter, wie die Achslänge des Auges, die Kornea inklusive Hornhautradien, die Linsendicke sowie die Vorderkammertiefe berechnen. Ein Vorteil dieser grafischen Längsschnittdarstellung des Auges ist die einfache Visualisierung ungewöhnlicher Augengeometrien, wie eine verkippte oder dezentrierte Linse, die unentdeckt zu einer unbefriedigenden postoperativen Sehqualität führen können (32). Der IOL Master 700 verwendet zudem Wellenlängen von 1055 nm (31). Dies ermöglicht, im Gegensatz zum

IOL Master 500, auch bei subkapsulärer hinterer Rindentrübung und dichtem Kernstar, eine präzise Vermessung der Augenachslänge (31, 54).

Folgende Werte wurden mit dem IOL Master 700 vermessen und für die Linsenkalkulation herangezogen:

1. Die Krümmungsradien der senkrecht zueinander liegenden Hauptmeridiane der Hornhautvorderfläche (K1 und K2). Die Werte können entweder als Krümmungsradien (r) in mm oder als Brechkraftwerte in Dioptrien (Dpt) angegeben werden. Die Hornhauradien lassen sich über folgende Formel in Brechkraftwerte umrechnen und umgekehrt:

$D = (n_c - 1) \div r \quad (33)$	D = Gesamtbrechkraft (Dpt) n_c = Brechungsindex der Kornea $1 = n_L$ = Brechungsindex der Luft r = kornealer Krümmungsradius
-----------------------------------	---

Die Variable n_c entspricht dem fiktiven Brechungsindex der Hornhaut und beträgt beim IOL Master, in Anlehnung an das Gullstrand-Augenmodell, $n_c = 1,3315$.

2. Die Vorderkammertiefe (VKT) (mm), gemessen ab dem Hornhautepithel bis zur Linsenvorderfläche.
3. Die Achslänge (AL) des Auges (mm), definiert als der Abstand zwischen dem Hornhautepithel und dem retinalen Pigmentepithel.
4. Die Linsendicke (mm).
5. Der Weiß-zu-Weiß-Abstand, der dem horizontalen Hornhautdurchmesser entspricht.

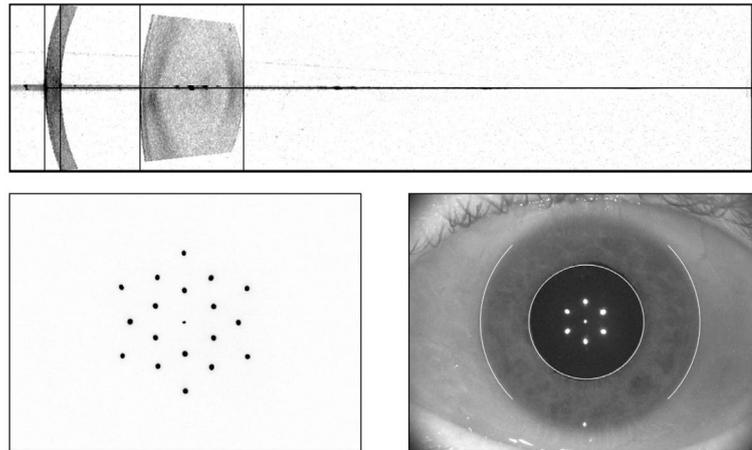


Abbildung 5: IOL-Master-700-Aufnahmen aus dem Studienkollektiv. Oben wird das Auge von der Kornea bis zur Retina im Querschnitt dargestellt. Auf den unteren Abbildungen ist die Keratometrie dargestellt.

3.3.2. Pentacam

Die Pentacam ist ein Diagnosegerät zur kontaktlosen Vermessung und Rekonstruktion des vorderen Augenabschnittes in verschiedenen Meridianen. Sie beinhaltet die Pachymetrie sowie Topographie der gesamten Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche (von Limbus zu Limbus). Zudem werden der Kammerwinkel, das Kammervolumen und die Vorderkammertiefe, hier definiert als Abstand zwischen Hornhautendothel und Linsenvorderfläche, ermittelt. Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche sowie Iris und Linse können abschließend grafisch dargestellt werden (33). Mithilfe einer automatisch rotierenden Scheimpflug-Kamera werden hierfür innerhalb von zwei Sekunden 50 Aufnahmen mit je 500 Höhendaten erfasst. Dabei werden bis zu 138.000 Höhenwerte aufgenommen und von der Software analysiert und ausgewertet (37, 55, 56). Dies bietet präzise Informationen über Irregularitäten der Hornhaut, was vor allem bei der Abschätzung eines präoperativen Astigmatismus von Bedeutung ist (18). Auch irreguläre Hornhautabnormalitäten, wie ein Keratokonus oder Hornhautnarben, können so präoperativ abgeklärt werden. Um den operativ induzierten Astigmatismus zu messen, erhielten alle Patienten des Studienkollektivs auch postoperativ eine Pentacam-Untersuchung.

Mit herkömmlichen Topographiesystemen, wie der in dieser Studie verwendete IOL Master, lässt sich aufgrund mangelnder Daten der Hornhautrückfläche die Gesamtbrechkraft der Kornea nur annäherungsweise über den theoretischen Keratometrieindex ($n_c=1,332$) abschätzen. Diese Berechnung erfolgt unter der Annahme, dass zwischen den Radien der Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche ein konstantes Verhältnis (88,3 %) besteht (33, 36). Die Pentacam ermöglicht, in der TCRP-Darstellung,

die Vermessung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut (TCA) mithilfe der Raytracing-Methode. Dabei werden parallele Lichtstrahlen durch die Kornea gesendet. Unter Berücksichtigung der Hornhautsteigung und der unterschiedlichen refraktiven Indizes von Luft ($n_1=1$), Kornea ($n_2=1,376$) und Kammerwasser ($n_3=1,336$) wird für jeden Lichtstrahl die Brennweite simuliert und hieraus die refraktive Brechkraft ermittelt (33, 56). In Abbildung 6 sind beispielhaft Pentacam-Aufnahmen eines Patienten mit einem WTR-Astigmatismus dargestellt. Der Astigmatismus auf der Hornhautvorderfläche beträgt in diesem Beispiel 4,2 Dioptrien. Der Rückflächenastigmatismus liegt bei 0,9 Dioptrien. In Abbildung 7 ist die Gesamtbrechkraft der Hornhaut (TCRP) desselben Patienten zu sehen. Sie liegt in diesem Beispiel bei 4,4 Dioptrien und folglich 0,2 Dioptrien über dem reinen Vorderflächenastigmatismus.

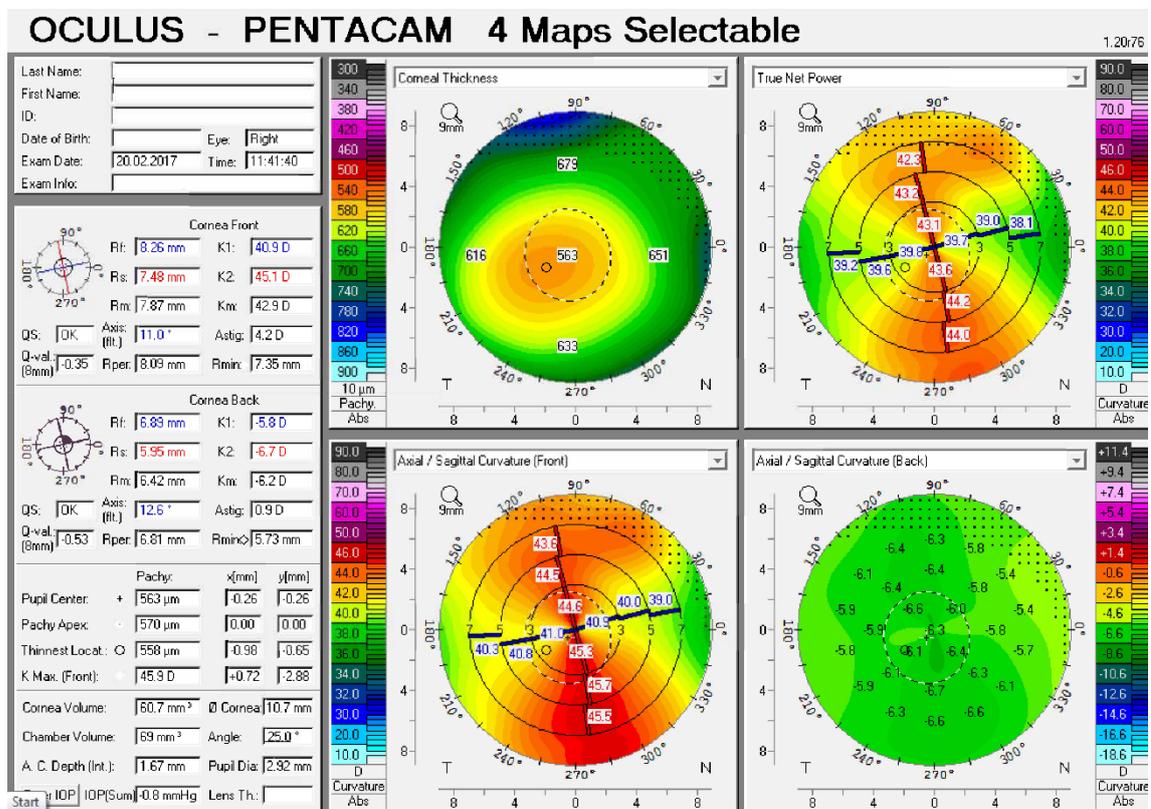


Abbildung 6: Pentacam-Aufnahme aus dem Studienkollektiv: Übersichtsdarstellung

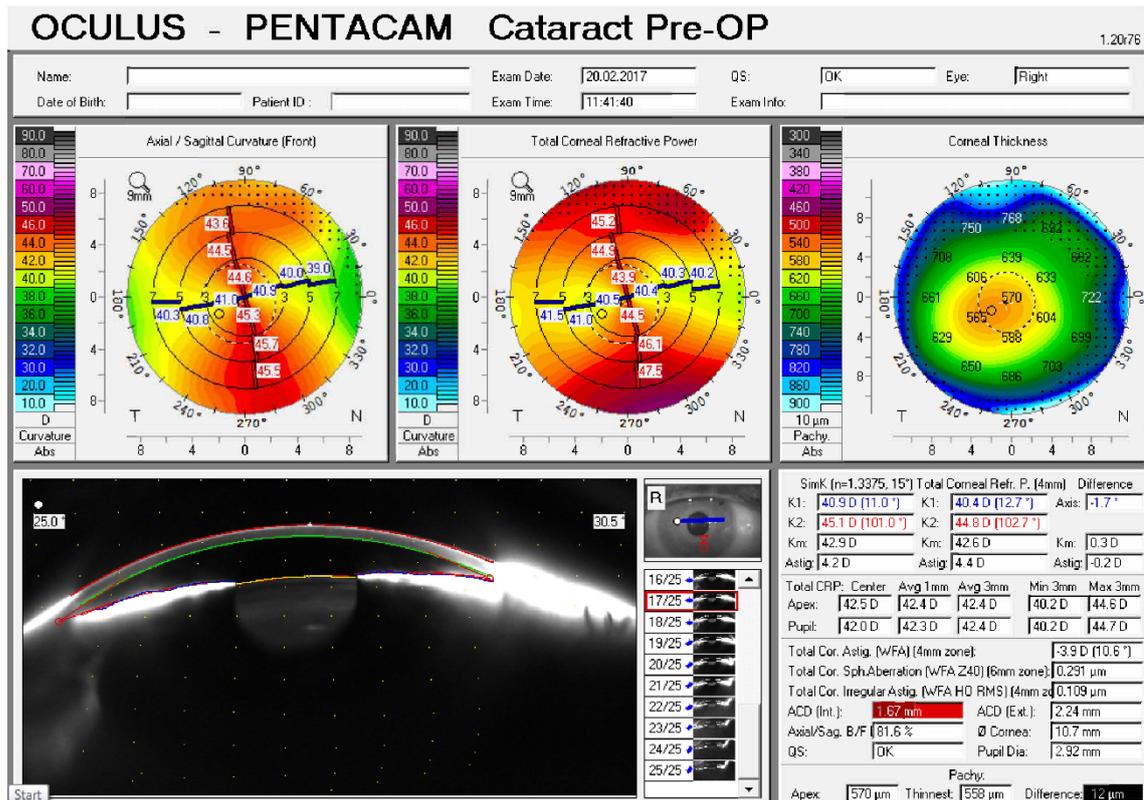


Abbildung 7: Pentacam-Aufnahme aus dem Studienkollektiv: TCRP-Darstellung

3.3.3. Torische Intraokularlinsen

In allen operierten Fällen wurden torische Kunstlinsen der Firma Carl Zeiss, Modell: AT 709M (siehe Tabelle 4), verwendet. Dabei handelt es sich um die erste vorgeladene, bitorische true-MICS IOL von Zeiss, die neben ihrer Rotationsstabilität eine gute Flexibilität sowie ein bitorisches Design bietet. Sie ermöglicht in 0,5 Dioptrie-Schritten Zylinderkorrekturen bis zu +12,0 Dioptrien (57).

AT TORBI 709M	
Design der Optik	monofokal, bitorisch, asphärisch (aberrationsneutral)
Material	hydrophiles Acrylat (25 %) mit hydrophober Oberfläche
Durchmesser der Optik	6,0 mm
Gesamtdurchmesser	11,0 mm
Anwinkelung der Haptik	0°
Linsendesign	einteilig, bitorisch, MICS
Inzisionsgröße	1,8 mm

A-Konstante	118,3
Dioptrienbereich	Sphäre: -10,0 bis +32,0 Dpt, 0,5-Dpt-Schritte Zylinder: +1,0 bis +12,0 Dpt, 0,5-Dpt-Schritte
Vorderkammertiefe	5,14
Implantation in	Kapselsack

Tabelle 4: AT Torbi 709M (57).

Die von Linsenherstellern angegebenen A-Konstanten basieren auf empirischen Daten. Um eine qualitativ hochwertige Datenauswertung zu gewährleisten, wird empfohlen, die A-Konstante der verwendeten tIOL, vor der Datenanalyse, auf die spezifisch vorhandenen Operationsbedingungen anzupassen und so den Einfluss der individuellen Operationstechnik sowie der physiologischen Unterschiede im operierten Augenkollektiv auf das Operationsergebnis zu minimieren (58). Hierfür wird für jedes operierte Auge die Differenz aus der präoperativ kalkulierten und der postoperativ gemessenen Refraktion gebildet. Die gesuchte Linsenkonstante wird im Anschluss repetitiv so adjustiert, dass die Refraktionsdifferenz 0 ergibt. Abschließend wird aus allen optimierten Linsenkonstanten der Mittelwert gebildet. Die in der Studie optimierte A-Konstante entsprach der vom Hersteller angegebenen A-Konstante (118,3).

3.3.4. Visusprüfung

Die Überprüfung der Sehschärfe erfolgte monokular mit Optotypen, basierend auf dem Snellen-Prinzip, in einem Abstand von 5 Metern. Die Optotypen wurden mit einem Sehzeichenprojektor von Rodenstock (Rodavist 300) dargeboten. Für die Untersuchung wurde das nicht untersuchte Auge abgedeckt und der Raum gemäß den DIN-Vorschriften abgedunkelt. Geprüft wurden folgende Sehschärfen, jeweils getrennt an beiden Augen:

1. s.c. Visus (sine correctione) ohne korrigierende Gläser
2. c.c. Visus (cum correctione) mit korrigierenden Gläsern
 - mit Werten aus der objektiven Refraktion
 - mit Werten aus der subjektiven Refraktion

Alle Visusangaben wurden im Dezimalvisus dokumentiert.

3.3.5. Refraktionsbestimmung

Für die Bestimmung der objektiven Refraktion kam der Autorefraktor von Nidek (Modell: AR-1s) zum Einsatz. Er misst kontaktlos und automatisch die objektive Brechkraft des Auges nach dem Prinzip der Fundusreflex-Methode. Ausgehend von den objektiven Refraktionswerten erfolgte eine ausführliche Ermittlung der subjektiven Refraktion mit einem automatischen Phoropter von Nidek (Modell: RT-1200S). Visus und Refraktion wurden präoperativ, 1 Woche und 3 Monate nach der Kataraktoperation erhoben.

3.3.6. Postoperative Linsenposition

In der postoperativen Nachkontrolle erfolgte eine spaltlampenmikroskopische Untersuchung des Auges. Neben der Kontrolle postoperativer Komplikationen, Entzündungen und primärem Nachstar wurde die Position der tIOL verifiziert. Nach 2- bis 3-maliger Applikation von Mydriaticum Stulln Augentropfen zur Pupillenerweiterung wurde die IOL-Position am Spaltlampenmikroskop unter Zuhilfenahme des Messokulars 10xSL 8/21 169/64 der Firma Carl Zeiss abgelesen und dokumentiert. Bei einer Fehlrotation der IOL $> 5^\circ$ fand eine minimalchirurgische Nachrotation statt. Patienten mit einer postoperativen Fehlrotation $> 10^\circ$ wurden von der Studie ausgeschlossen.

3.3.6.1. Nachrotation

Bei postoperativem Vorliegen einer IOL-Fehlrotation von $> 5^\circ$ wurde eine minimalchirurgische Nachrotation durchgeführt. Vor diesem zweiten chirurgischen Eingriff erfolgte eine Nachkalkulation der optimalen IOL-Position über den „Astigmatism fix Calculator“ von Berdahl und Hardten (<https://www.astigmatismfix.com/>) (59). Anhand der berechneten Empfehlung verlief die minimalchirurgische Nachrotation wie folgt:

Nach ausgiebiger Tropfanästhesie und Desinfektion der Bindehaut und Lider wurde das Auge steril abgedeckt und ein Lidsperrer eingesetzt. Mithilfe des Callisto-Eye-Tracking-Systems wurde ein Referenzbild auf das mikroskopische OP-Feld des Operateurs überlagert. Eine Clear-Cornea-Inzision wurde angelegt und Parazentesen mit einem Spatel nach Binkhorst wiedereröffnet. Darauf folgte die Injektion von Lidocain, Supra und Viskoelastikum (Healon) in die Vorderkammer. Mit einem Rotationshäkchen wurde die Linse zunächst mobilisiert und anschließend korrigierend auf die gewünschte Zielachse einrotiert. Nach Absaugen des Viskoelastikums erfolgten die Überprüfung der

Linsenposition zentral im Kapselsack, ein abschließendes Hydrieren der Parazentesen und der Hauptinzision, die Gabe einer Dexagenta-Augensalbe und die Anlage eines schützenden Monoculus. Die Patienten wurden erneut 1 Woche und 3 Monate postoperativ zur Kontrolle einbestellt.

3.4. Online-Kalkulatoren

Die Kalkulation der implantierten tIOL fand präoperativ über den Online-Kalkulator ZCalc von Zeiss statt. Postoperativ erfolgte die Nachkalkulation der Linsen mit zugehöriger Restrefraktion über den Barrett-Online-Kalkulator und den ZCalc, mit eingesetzter TCRP. Die berechneten IOL und die zugehörigen vorhergesagten Zielrefraktionen der verschiedenen Kalkulationsmethoden wurden anschließend in Excel dokumentiert und für die statistische Analyse in SPSS exportiert.

3.4.1. Zeiss-Online-Kalkulator (ZCalc)

Der Online-Kalkulator ZCalc ist über die Website der Firma Zeiss für Nutzer kostenlos verfügbar (<https://zcalc.meditec.zeiss.com/zcalc/>) (43). Für die automatische IOL-Kalkulation müssen zunächst die für die Berechnung notwendigen Parameter online angegeben werden. Hierzu gehören neben der Achslänge, der Keratometrie und der Vorderkammertiefe auch die angestrebte Zielrefraktion, die operative Inzisionsausrichtung (90°), der abgeschätzte chirurgisch induzierte Astigmatismus ($-0,50$ Dioptrien) und das gewählte Linsenmodell (AT Torbi 709M) inklusive der A-Konstante (118,3). Beim IOL Master erfolgt die VKT-Messung ab dem Hornhautepithel und die Keratometrieberechnung über einem Brechungsindex von $n_c = 1,332$. Nach Angabe des verwendeten Linsenmodells schlägt der Kalkulator drei verschiedene IOL-Stärken für die Operation vor. Für jede der berechneten IOL-Stärken gibt der Kalkulator die vorhergesagte postoperative Restrefraktion an. Unter Berücksichtigung der vom Patienten gewünschten Zielrefraktion wurde für jedes Auge die Kunstlinse mit dem niedrigsten postoperativen Restastigmatismus ausgewählt. Sowohl die Stärke dieser Linse als auch die dazugehörige, vom Kalkulator prognostizierte Restrefraktion wurden für die weiteren Analysen in Excel dokumentiert.

3.4.2. Nachkalkulation

3.4.2.1. Zeiss-Online-Kalkulator (ZCalc) mit Total Corneal Refractive Power

Die IOL-Kalkulation erfolgte postoperativ für jedes Auge des Studienkollektivs erneut mit dem ZCalc. Bei dieser retrospektiven Nachkalkulation wurde jedoch nicht die Vorderflächenkeratometrie des IOL Master 700 verwendet, sondern der TCRP-Wert aus der präoperativen Pentacam-Vermessung. Als Brechungsindex diente in diesem Setting der für die Pentacam adjustierte Parameter $n_c = 1,3375$. Über den im Kalkulator angebotenen Advanced-Modus wurde anschließend die errechnete IOL-Stärke so angepasst, dass sie näherungsweise der tatsächlich operierten IOL entsprach. Abschließend wurde die vom Kalkulator vorhergesagte Restrefraktion für die weitere Analyse in Excel dokumentiert.

3.4.2.2. Barrett-Kalkulator

Der Barrett-Toric-Kalkulator, mit integrierter Universal-II Formel, ist auf der Website der ASCRS (<http://ascrs.org/barrett-toric-calculator>) (40) veröffentlicht. Er beinhaltet einen Algorithmus, der den Hornhautrückflächenastigmatismus simuliert und in die Kalkulation integriert. Auch hier müssen die für die Kalkulation notwendigen Parameter online in die Kalkulationssoftware eingetragen werden. Für diese retrospektive Nachkalkulation wurde erneut die Hornhautvorderflächenkeratometrie aus dem IOL Master 700, mit einem Brechungsindex $n_c = 1,332$, herangezogen. Der Barrett-Kalkulator integriert anschließend automatisiert einen simulierten Hornhautrückflächenastigmatismus in die Berechnungen ein. Auch hier erfolgte nach der Linsenberechnung eine näherungsweise Adjustierung der IOL-Stärke, entsprechend der implantierten IOL, sowie die Dokumentation der vom Barrett-Online-Kalkulator vorhergesagten Restrefraktion in Excel.

In der Tabelle 5 werden die untersuchten Kalkulationsmethoden vergleichend gegenübergestellt:

ZCalc <i>www.zcalc.meditec.zeiss.com</i>	ZCalc + TCRP <i>www.zcalc.meditec.zeiss.com</i>	Barrett-Kalkulator <i>www.ascrs.org/barrett-toric-calculator</i>
K1/K2: IOL Master 700	K1/K2: Pentacam (TCRP)	K1/K2: IOL Master 700
$n_c = 1,332$	$n_c = 1,3375$	$n_c = 1,332$

Kalkulation basiert auf:		
Hornhautvorderflächen- astigmatismus	Hornhautgesamtbrechkraft (biometrisch vermessen)	Hornhautgesamtbrechkraft (mathematisch simuliert)

Tabelle 5: Studiendesign: Methoden im Vergleich

3.5. Refraktiver Vorhersagefehler

3.5.1. Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent (SE)

Die postoperative subjektive Refraktion und die vorhergesagte Restrefraktion der verschiedenen Kalkulationsmethoden wurden mithilfe folgender Formel ins sphärische Äquivalent (SE) umgewandelt:

$$\text{sphärisches Äquivalent} = \text{Sphäre} + \frac{1}{2} \times \text{Zylinder} \quad (60)$$

Der refraktive Vorhersagefehler, im Englischen als „prediction error“ (PE) bezeichnet, ist die Differenz aus postoperativ erhobener Refraktion und der präoperativ vorhergesagten Zielrefraktion (61). Der PE spiegelt folglich refraktive Vorhersagefehler des verwendeten Kalkulators wider. Für jede Kalkulationsmethode wurde der PE im SE wie folgt berechnet:

$$\text{PE} = \text{postoperative Refraktion} - \text{vorhergesagte Zielrefraktion} \quad (61)$$

Positive refraktive Vorhersagefehler lassen auf eine Unterkorrektur und negative Ergebnisse auf eine Überkorrektur schließen.

Für die prospektive Evaluation des ZCalc wurde zusätzlich der mittlere absolute Fehler (MAE) wie folgt berechnet:

$$\text{MAE} = \text{postoperative Refraktion} - \text{Zielrefraktion aus der Patientenakte}$$

Auch hier entstehen positive Ergebnisse durch eine Unterkorrektur und negative Werte durch eine Überkorrektur.

3.5.2. Astigmatischer Vorhersagefehler

Ein Astigmatismus setzt sich aus zwei Anteilen zusammen: der Brechkraft der Hornhautverkrümmung (Zylinderstärke) und deren Orientierung (Achse) auf der Hornhautoberfläche. Um astigmatische Vorhersagefehler korrekt zu berechnen, ist eine einfache mathematische Subtraktion, wie sie bei der Berechnung des PE im SE zum Tragen kommt, aufgrund der Mehrdimensionalität nicht möglich. Stattdessen wird eine Vektorenanalyse herangezogen. Sie kann grafisch oder trigonometrisch erfolgen (62, 63). In der vorliegenden Studie wurde der astigmatische Vorhersagefehler über den ASSORT Vector Calculator von Alpins berechnet (64). Die vom australischen Augenarzt Noel Alpins veröffentlichte Methode hat sich als anerkanntes Standardverfahren zur Astigmatismusanalyse etabliert. Der ASSORT Vector Calculator berechnet online die Differenz (oder Summe) zweier Astigmatismen und stellt sie zeitgleich grafisch im polaren und im Doppel-Winkel-Diagramm dar.

3.5.2.1. Vektorenanalyse

Ein Vektor ist eine mathematische Größe, die sich geometrisch als Pfeil mit bestimmter Richtung und Länge abbilden lässt. Als Elemente eines Vektorraumes können Vektoren addiert, subtrahiert und miteinander multipliziert oder dividiert werden. Als Ergebnis entsteht ein neuer Vektor, der sich im selben Vektorraum befindet (siehe Abbildung 8).

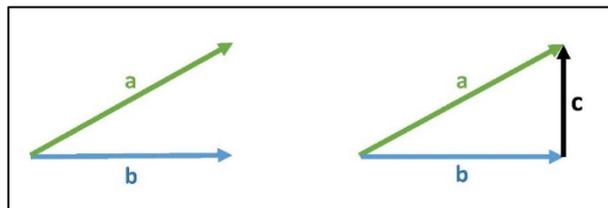


Abbildung 8: Grafische Vektorenanalyse. Der Vektor c entspricht dem Differenzvektor der beiden Vektoren a und b (63).

Der Astigmatismus wird per Konvention als eine Hornhautverkrümmung auf einer Achse zwischen 0° und 180° angegeben. Hierbei ist 180° gleichbedeutend mit 0° und in waagrecht Position zu finden, während 90° in senkrechter Position steht. Die Definition astigmatischer Achslagen auf einer Skala von 0° – 180° führt zu folgender Problematik:

Beispiel 1: Ändert sich die Achse eines Astigmatismus nach einer Operation von 5° auf 175° , scheint bei rein mathematischer Betrachtung ein Achsenshift von 170° vorzuliegen. Tatsächlich ändert sich die Achse jedoch nur um 10° (62).

Beispiel 2: Ändert sich der Astigmatismus nach der Operation von präoperativ $-1,00$ Dioptrien bei 0° auf postoperativ $-1,00$ Dioptrien bei 90° , scheint bei bloßer Betrachtung der Zylinderwerte keine induzierte Veränderung zu bestehen. Unter Berücksichtigung einer Achsenverschiebung von 0° auf 90° ergibt jedoch die Berechnung über eine Vektorenanalyse mit dem ASSORT Vector Calculator (<https://assort.com/assort-vector-calculator-1>) eine Induktion von 2 Dioptrien bei 180° (62, 64).

Die dargestellten Problematiken sind durch Umrechnung in ein Doppel-Winkel-Vektoren-Diagramm (DAVD) zu beheben. Dabei werden die Achsen des Astigmatismus verdoppelt, während die Zylinderstärken unverändert bleiben. In dieser 360° -Darstellung können Vektoren in Form von Pfeilen grafisch visualisiert und Differenzvektoren trigonometrisch errechnet werden (63). Das folgende Zahlenbeispiel dient zur Erläuterung der einzelnen Rechenschritte des ASSORT Vector Calculator. Berechnet wird die Differenz der Zielrefraktion (Astigmatismus A) und der postoperativen Restrefraktion (Astigmatismus B). In Abbildung 9 sind die Berechnungen des Patientenbeispiels grafisch im polaren und im Doppel-Winkel-Diagramm veranschaulicht.

Astigmatismus A: $0,75$ Dpt bei 70°

Astigmatismus B: $1,25$ Dpt bei 125°

Da Vektoren nur im Doppel-Winkel-Diagramm voneinander subtrahiert werden können, müssen die Winkel verdoppelt werden:

Astigmatismus A: $0,75$ Dpt bei $70^\circ \rightarrow 0,75$ Dpt bei 140°

Astigmatismus B: $1,25$ Dpt bei $125^\circ \rightarrow 1,25$ Dpt bei 250°

Noel Alpins nutzt für seine Astigmatismusanalyse trigonometrische Grundfunktionen. Hierfür konvertiert er Größe (K) und Achslage (α) des Astigmatismus in rechtwinklige x- und y-Koordinaten. Inklusiv der bereits beschriebenen Winkelverdopplung ergeben sich so folgende Formeln (62):

$$x_A = K_A \times \cos(2 \times \alpha_A)$$

$$y_A = K_A \times \sin(2 \times \alpha_A)$$

$$x_B = K_B \times \cos(2 \times \alpha_B)$$

$$y_B = K_B \times \sin(2 \times \alpha_B)$$

Angewandt auf das Patientenbeispiel resultieren folgende x- und y-Koordinaten:

$$x_A = 0,75 \times \cos (140^\circ) = -0,58$$

$$y_A = 0,75 \times \sin (140^\circ) = 0,48$$

$$x_B = 1,25 \times \cos (250^\circ) = -0,43$$

$$y_B = 1,25 \times \sin (250^\circ) = -1,18$$

Über die Differenz der x- bzw. y-Koordinaten kann anhand der folgenden Tangensfunktion der Winkel des gesuchten Differenzvektors (DV) berechnet werden. Trägt das Ergebnis, wie in unserem Beispiel, ein negatives Vorzeichen ($-84,84^\circ$) muss der Winkel abschließend um $+180^\circ$ erweitert werden (siehe unten).

$$2 \times \alpha_{DV} = \tan^{-1} ((y_A - y_B) \div (x_A - x_B))$$

$$2 \times \alpha_{DV} = \tan^{-1} ((0,48 - (-1,18)) \div ((-0,58) - (-0,43)))$$

$$\rightarrow 2 \times \alpha_{DV} = \tan^{-1} (1,66 \div (-0,15))$$

$$\rightarrow 2 \times \alpha_{DV} = \tan^{-1} (-11,067)$$

$$\rightarrow 2 \times \alpha_{DV} = -84,84^\circ$$

Die Brechkraft des Differenzastigmatismus ist in der Länge des Differenzvektors kodiert und errechnet sich wie folgt:

$$K_{DV} = |(y_A - y_B) \div (\sin (2 \times \alpha_{DV}))|$$

$$\rightarrow K_{DV} = |(0,48 - (-1,18)) \div (\sin (2 \times (-84,84^\circ)))|$$

$$\rightarrow K_{DV} = 1,66 \text{ Dpt}$$

Negative Winkelergebnisse müssen, wie oben erwähnt, um $+180^\circ$ korrigiert und anschließend durch Halbieren wieder in die astigmatismuskonforme 180° -Skala umgewandelt werden (62).

$$\rightarrow 2 \times \alpha_{DV} + 180^\circ = -84,84^\circ + 180^\circ = 95,07^\circ$$

$$\rightarrow \alpha_{DV} = 95,07^\circ \div 2 = 47,5^\circ$$

In diesem Beispiel beträgt der Differenzvektor folglich: 1,66 Dpt bei $47,5^\circ$. Er entspricht in unserer Studie dem refraktiven astigmatischen Vorhersagefehler. Die Abbildung 9 entspricht der grafischen Darstellung dieser beispielhaften Berechnung im Online ASSORT Vector Calculator (Version 0.9.1).

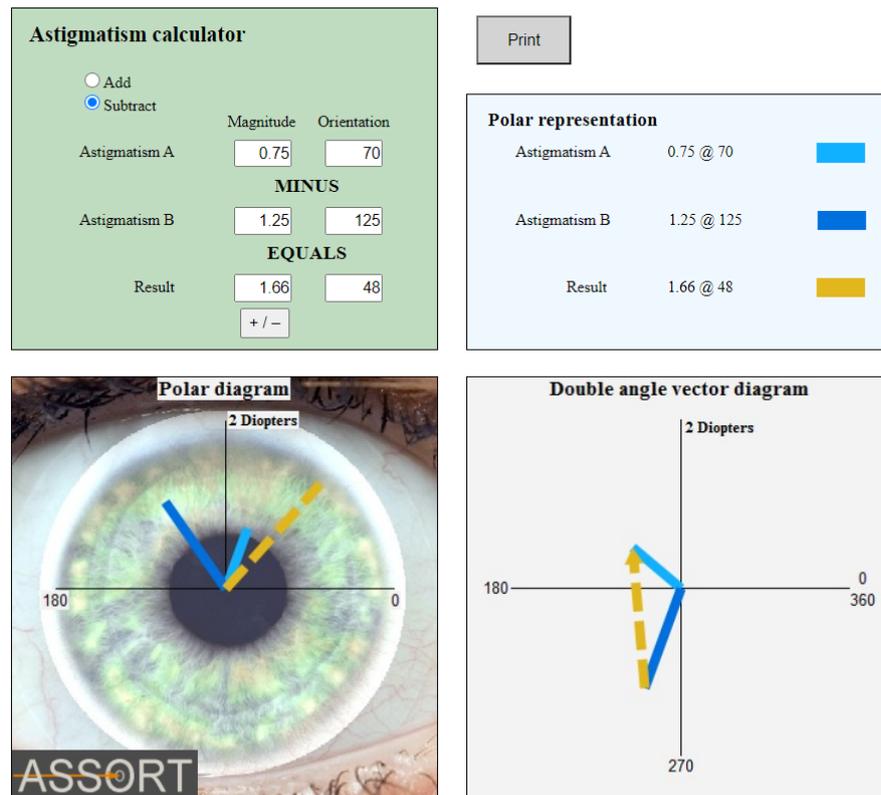


Abbildung 9: ASSORT Vector Calculator (Version 0.9.1). Der Kalkulator berechnet automatisch den Differenzvektor zweier angegebener Astigmatismen (Astigmatismus A und B). Die trigonometrischen Berechnungen werden zusätzlich im polaren Diagramm (links unten) und im Doppel-Winkel-Diagramm (rechts unten) veranschaulicht. In diesem Beispiel beträgt der Differenzvektor 1,66 Dpt bei 48° (64).

3.6. Statistik

Alle klinischen Daten der Studie, inklusive der Biometrie und der Refraktion, wurden in der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität erhoben, zunächst in einer Excel-Datei gesammelt und anschließend für die statistische Analyse in das Statistikprogramm IBM SPSS für Windows, Version 25.0 (IBM Corp. Armonk, USA) exportiert. Die Überprüfung der Ergebnisse der refraktiven Vorhersagefehler auf statistische Signifikanz erfolgte mithilfe des Wilcoxon-Tests. Für den Vergleich der verschiedenen Kalkulatoren untereinander fand der Friedmann-Test für die Signifikanzprüfung Anwendung. Dabei wurde ein p-Wert unter 0,05 präklinisch als statistisch signifikant definiert.

4. Ergebnisse

4.1. Demografische Daten

4.1.1. Präoperative Patientencharakteristika

Insgesamt wurden nach Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien 56 Augen von 40 Patienten mit altersbedingter Katarakt in die Studie einbezogen. Es wurden 32 Frauen (57,1 %) und 24 Männer (42,9 %) operiert. Zum Zeitpunkt des Behandlungsbeginns betrug das mittlere Alter der Patienten 64 Jahre, mit einer Spannweite von 41 bis 86 Jahren. Bei ungefähr der Hälfte des Patientenkollektivs (53,6 %) fand die Operation am rechten Auge statt. Präoperativ lag die bestkorrigierte Sehschärfe im Mittel bei $0,6 \pm 0,2$ im Dezimalvisus. Die präoperative Achslänge betrug im Mittel 25,02 mm, die Vorderkammertiefe $3,30 \pm 0,45$ mm und der präoperativ gemessene korneale Astigmatismus wies im Durchschnitt einen Wert von 2,33 Dioptrien mit einer Spannweite von 1,54 – 4,76 Dioptrien auf. Patienten mit einem präoperativen Astigmatismus unter 1,00 Dioptrien wurden von der Studie ausgeschlossen. Von den an der Studie teilnehmenden Kataraktpatienten hatten 76,8 % einen kornealen Astigmatismus nach der Regel, 19,6 % einen kornealen Astigmatismus gegen die Regel und bei 3,6 % der Patienten lag der präoperative korneale Astigmatismus schräg (siehe Tabelle 6).

Charakteristik	Wert
Anzahl Patienten (n)	40
Anzahl Augen (n)	56
Alter (Jahre) bei Behandlungsbeginn	
Mittelwert \pm SD	$64,2 \pm 10,7$
Spannweite	41 – 86
Geschlecht (w), n (%)	32 (57,1 %)
Geschlecht (m), n (%)	24 (42,9 %)
Anzahl rechtes Auge, n (%)	30 (53,6 %)
Anzahl linkes Auge, n (%)	26 (46,4 %)
Bestkorrigierte Sehschärfe im Dezimalvisus \pm SD	$0,6 \pm 0,2$
Achslänge des Auges (mm)	

Mittelwert \pm SD	25,02 \pm 2,54
Spannweite	20,13 – 30,87
Vorderkammertiefe (mm)	
Mittelwert \pm SD	3,30 \pm 0,45
Spannweite	2,19 – 4,24
Linsendicke (mm)	
Mittelwert \pm SD	4,45 \pm 0,37
Spannweite	3,34 – 5,09
Kornealer Astigmatismus (Dpt)	
Mittelwert \pm SD	2,33 \pm 0,78
Spannweite	1,54 – 4,76
Astigmatismus nach der Regel, n (%)	43 (76,8 %)
Astigmatismus gegen die Regel, n (%)	11 (19,6 %)
Schräger Astigmatismus, n (%)	2 (3,6 %)

Tabelle 6: Patientencharakteristika präoperativ

4.1.2. ZCalc-Kalkulator: Vorgeschlagene Intraokularlinse (IOL)

Die implantierte IOL-Stärke lag im SE durchschnittlich bei $16,43 \pm 6,61$ Dioptrien und wies Zylinderstärken von $2,48 \pm 1,03$ Dioptrien auf (siehe Tabelle 7). Es operierte stets derselbe Operateur. Die Inzision erfolgte bei 90° mit einem geschätzten chirurgisch induzierten Astigmatismus (SIA) von $-0,50$ Dioptrien. Die Lokalisation der Inzision und der geschätzte SIA wurden in die Berechnung der Linsenstärke und in die rechnerische Ermittlung der postoperativen Restrefraktion einbezogen.

IOL-Stärke im sphärischen Äquivalent (Dpt)	
Mittelwert \pm SD	16,43 \pm 6,61
Spannweite	0,75 – 31,50

IOL-Zylinderstärke (Dpt)	
Mittelwert \pm SD	2,48 \pm 1,03
Spannweite	1,00 – 6,00

Tabelle 7: IOL-Charakteristika

4.1.3. ZCalc-Kalkulator: Vorhergesagte Zielrefraktion

Bei der präoperativen Kalkulation mit dem ZCalc lag die vom Kalkulator vorhergesagte Zielrefraktion im SE bei $-0,30 \pm 0,62$ Dioptrien. Der ebenfalls vom ZCalc-Kalkulator prognostizierte Restzylinder wies durchschnittlich $-0,20 \pm 0,13$ Dioptrien auf.

4.2. Prospektive Evaluation: Zeiss-Kalkulator (ZCalc)

4.2.1. Unkorrigierte Sehschärfe

Die Bestimmung der unkorrigierten Sehschärfe (s.c. Visus) erfolgte präoperativ bei 22 Augen und ergab im Mittel 0,33 im Dezimalvisus mit einer Standardabweichung (SD) von $\pm 0,25$. In der postoperativen Nachkontrolle wurde die unkorrigierte Sehschärfe bei 54 Augen (1 Woche postoperativ) bzw. bei 41 Augen (3 Monate postoperativ) ermittelt. Sie konnte 1 Woche nach der Operation im Durchschnitt auf $0,71 \pm 0,25$ im Dezimalvisus angehoben werden. Nach 3 Monaten stabilisierte sich der s.c. Visus auf durchschnittlich $0,68 \pm 0,30$ im Dezimalvisus (siehe Diagramm 1).

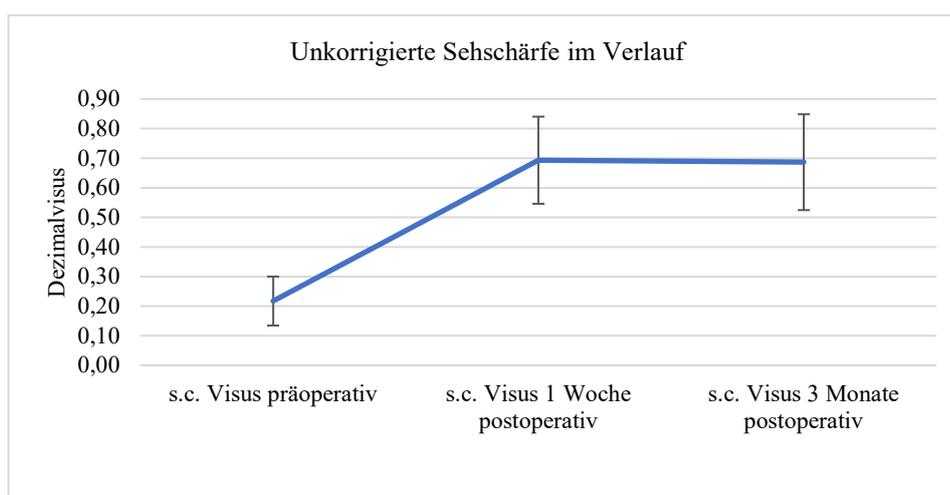


Diagramm 1: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Verlauf der unkorrigierten Sehschärfe (s.c. Visus) prä- und postoperativ

4.2.2. Bestkorrigierte Sehschärfe nach subjektiver Refraktion

Die Refraktionsdaten wurden sowohl über einen automatischen Refraktometer (Nidek; Modell: AR-1s) als auch manuell mithilfe eines Phoropters (Nidek; Modell: RT-1200S) bestimmt. Auch hier fanden die Messungen präoperativ und postoperativ nach 1 Woche und nach 3 Monaten statt. Die Nachkontrollen führte stets derselbe Untersucher unter jeweils gleichen Messbedingungen und Lichtverhältnissen durch. Im Liniendiagramm 2 ist eine deutliche postoperative Visusverbesserung zu erkennen. Präoperativ lag der korrigierte c.c. Visus im Mittel bei $0,58 \pm 0,23$ im Dezimalvisus. Postoperativ verbesserte sich die korrigierte Sehschärfe auf $0,92 \pm 0,22$ im Dezimalvisus (1 Woche postoperativ) bzw. auf $0,93 \pm 0,25$ im Dezimalvisus (3 Monate postoperativ) (siehe Tabelle 8).

Bestkorrigierte Sehschärfe im Dezimalvisus			
	Präoperativ	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$0,58 \pm 0,23$	$0,92 \pm 0,22$	$0,93 \pm 0,25$
Spannweite	0,05 – 1,00	0,50 – 1,40	0,50 – 1,40

Tabelle 8: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Bestkorrigierte Sehschärfe im Dezimalvisus präoperativ und postoperativ

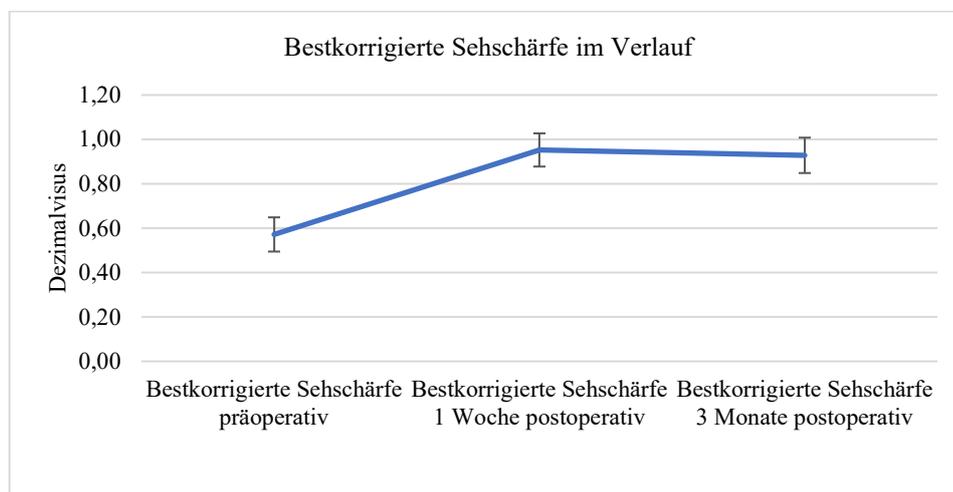


Diagramm 2: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Verlauf der bestkorrigierten Sehschärfe nach subjektiver Refraktion prä- und postoperativ

Bei 48 der untersuchten 56 Augen war das postoperative Ziel die Emmetropie. Bei 3 Augen wurde ein myopes refraktives Ergebnis von $-2,50$ Dioptrien und bei 4 Augen ein myopes refraktives Ergebnis von $-1,50$ Dioptrien angestrebt. In der subjektiven Refraktion zeigten sich im SE präoperativ Werte von $-5,16 \pm 6,46$ Dioptrien mit einer

großen Spannweite von $-21,50$ bis $6,50$ Dioptrien. Diese konnten 1 Woche postoperativ auf $-0,19 \pm 0,71$ Dioptrien und 3 Monate postoperativ auf $0,16 \pm 0,79$ Dioptrien gesenkt werden (siehe Tabelle 9). Nach 3 Monaten lag die Restrefraktion bei $41,5\%$ der Augen in einem Bereich zwischen $\pm 0,25$ Dioptrien und bei $61,0\%$ der Augen unter $\pm 0,50$ Dioptrien. Lediglich in $12,2\%$ der Fälle erreichte das postoperative SE Werte über $\pm 1,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 3). Die breite präoperative Streuung konnte postoperativ auf eine Spannweite von $-2,38$ bis $0,88$ Dioptrien minimiert werden (siehe Tabelle 9).

Subjektive Refraktion im sphärischen Äquivalent (Dpt)			
	präoperativ	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$-5,16 \pm 6,46$	$-0,19 \pm 0,71$	$0,16 \pm 0,79$
Spannweite	$-21,50 - 6,50$	$-2,38 - 0,88$	$-2,38 - 0,88$

Tabelle 9: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): subjektive Refraktion im sphärischen Äquivalent (Dpt) präoperativ und postoperativ

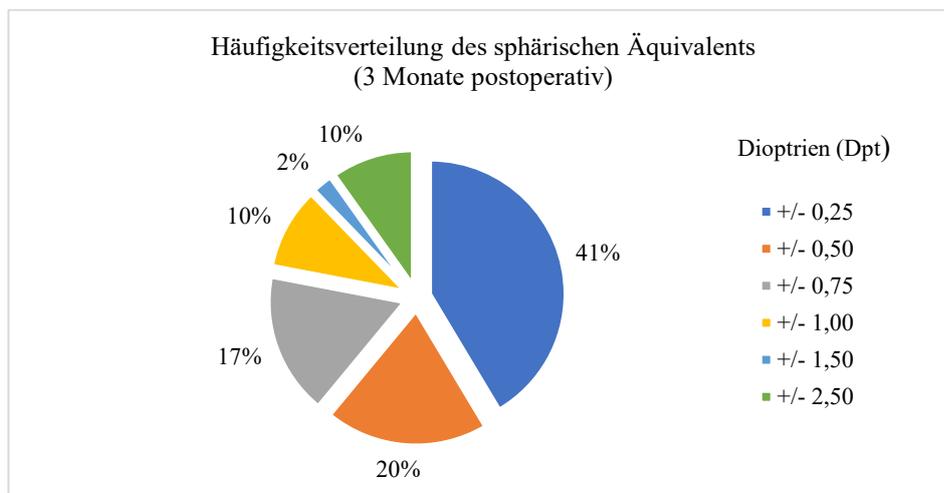


Diagramm 3: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Häufigkeitsverteilung des sphärischen Äquivalents (3 Monate postoperativ)

4.2.3. Postoperativer Restzylinder

Die refraktiven Zylinderwerte konnten von $-2,80 \pm 1,14$ Dioptrien (präoperativ) auf $-0,54 \pm 0,27$ Dioptrien (3 Monate postoperativ) gesenkt werden (siehe Tabelle 10). Dabei wurden in den postoperativen Nachkontrollen maximal $-1,50$ Dioptrien im Zylinder beobachtet.

Subjektive Refraktion: Zylinderwerte (Dpt)			
	präoperativ	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	-2,80 ± 1,14	-0,56 ± 0,33	-0,54 ± 0,27
Spannweite	-6,00 – 1,00	-1,50 – 0,00	-1,50 – 0,00

Tabelle 10: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Präoperative Zylinderwerte und postoperativer Restzylinder

Im Diagramm 4 ist die kumulative Häufigkeitsverteilung der präoperativen Zylinderwerte veranschaulicht und im Diagramm 5 die prozentuale Verteilung der präoperativen Zylinderwerte innerhalb definierter Dioptrienbereiche wiedergegeben. Hier zeigt sich, dass im präoperativen Setting lediglich 7,14 % der Augen in der subjektiven Refraktion Zylinderwerte unter $\pm 1,00$ Dioptrien aufwiesen. Bei 33,93 % betrug der präoperative Zylinder weniger als $\pm 2,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 4). Hiervon lagen 26,79 % zwischen $\pm 1,00$ und $\pm 2,00$ Dioptrien. Es ist deutlich zu erkennen, dass ein Großteil der untersuchten Augen (66,1 %) präoperativ Zylinderwerte über $\pm 2,00$ Dioptrien zeigt (siehe Diagramm 5). Der höchste präoperative Zylinderwert wurde bei $-6,00$ Dioptrien beobachtet.

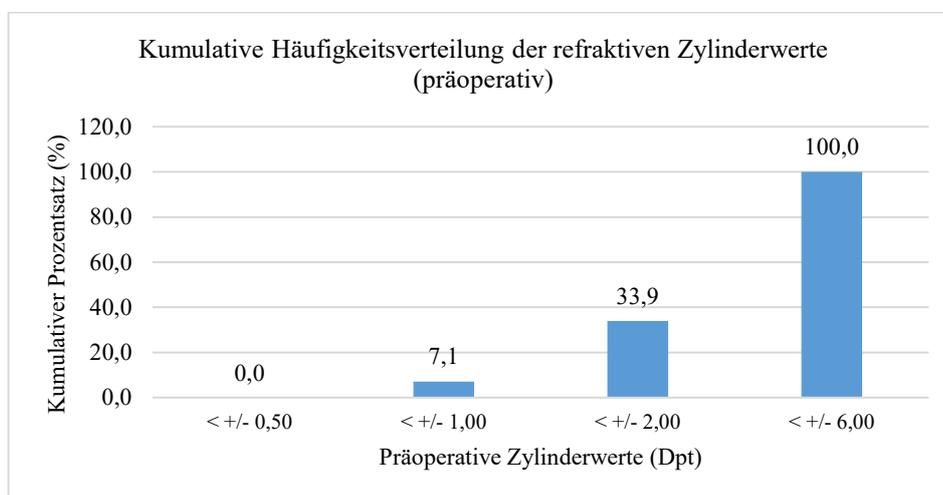


Diagramm 4: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des präoperativen Zylinders

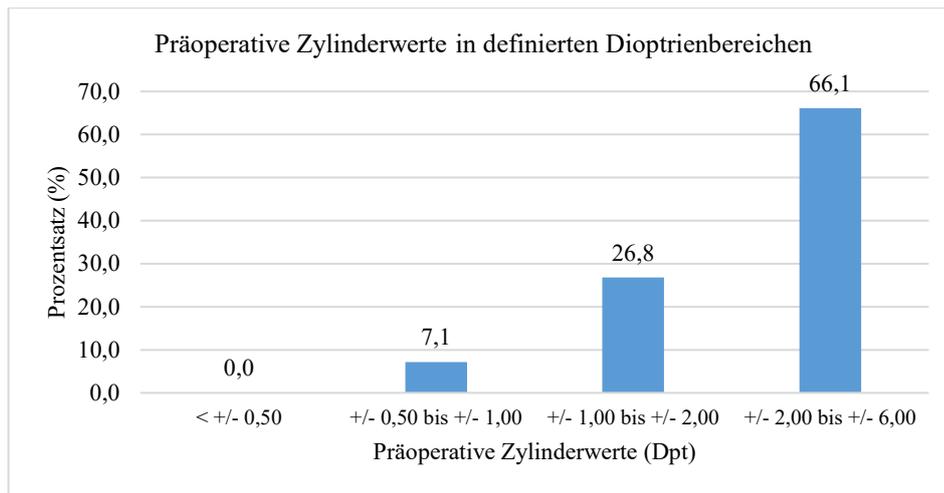


Diagramm 5: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des präoperativen Zylinders

In den Diagrammen 6 – 9 ist die prozentuale Verteilung des Restzylinders nach der Kataraktoperation dargestellt. Im postoperativen Setting wiesen über die Hälfte der Augen Zylinderwerte unter $\pm 0,50$ Dioptrien auf. Bereits 1 Woche nach der Kataraktoperation lag der Restzylinder bei 62,50 % der operierten Augen unter $\pm 0,50$ Dioptrien. Zu diesem Zeitpunkt wurden für 92,86 % Zylinderwerte unter $\pm 1,00$ Dioptrien festgestellt (siehe Diagramm 6). Bei 30,36 % lag der Restzylinder zwischen $\pm 0,50$ und $\pm 1,00$ Dioptrien und bei lediglich 7,14 % über $\pm 1,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 7). Drei Monate postoperativ stellten sich nahezu konstante refraktive Ergebnisse dar. In der Nachkontrolluntersuchung wurden zu diesem Zeitpunkt bei 78,05 % der operierten Augen postoperative Restzylinder unter $\pm 0,50$ Dioptrien beobachtet. Bei 97,56 % lag der postoperative Restzylinder unter $\pm 1,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 8). Für lediglich 2,4 % der Augen wurde ein postoperativer Restzylinder über $\pm 1,00$ Dioptrien ermittelt (siehe Diagramm 9). Durch den Einsatz einer tIOL und die präoperative Kalkulation der Linsenstärke mit dem ZCalc konnte somit für den Großteil des Patientenkollektivs eine erhebliche Reduktion des refraktiven Astigmatismus erreicht werden.

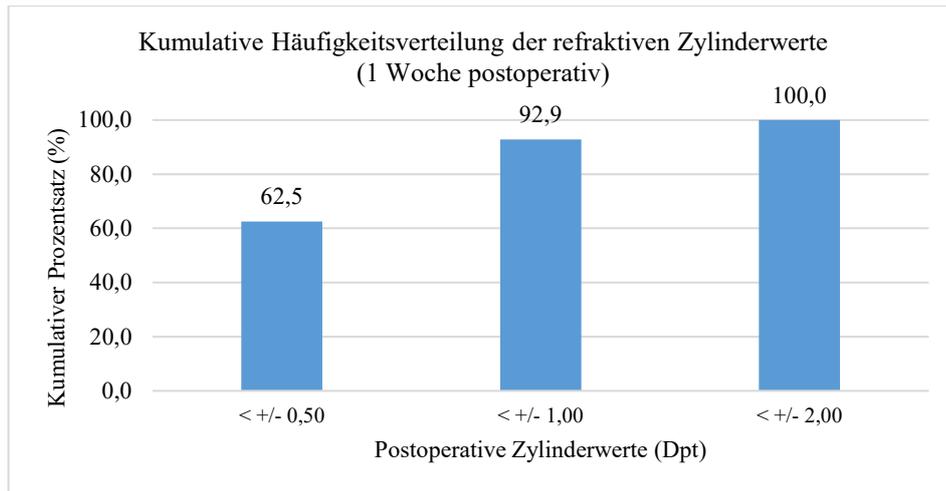


Diagramm 6: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (1 Woche postoperativ)

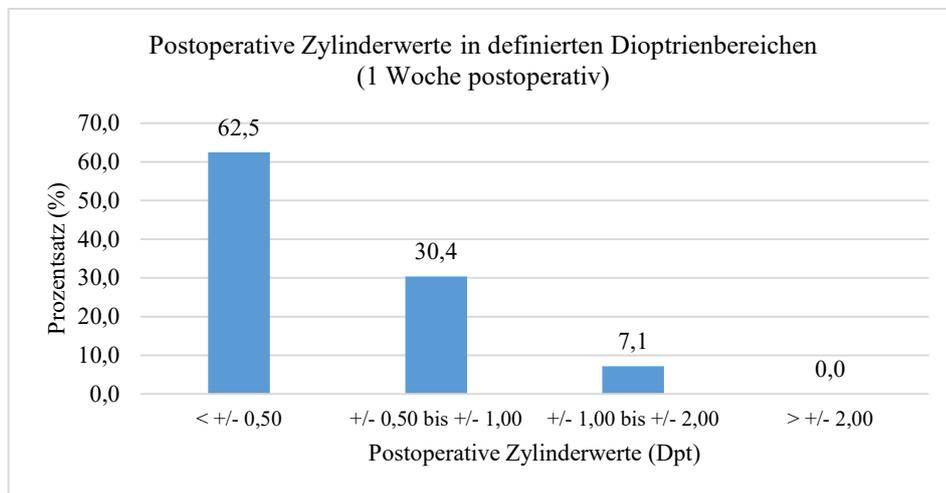


Diagramm 7: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (1 Woche postoperativ)

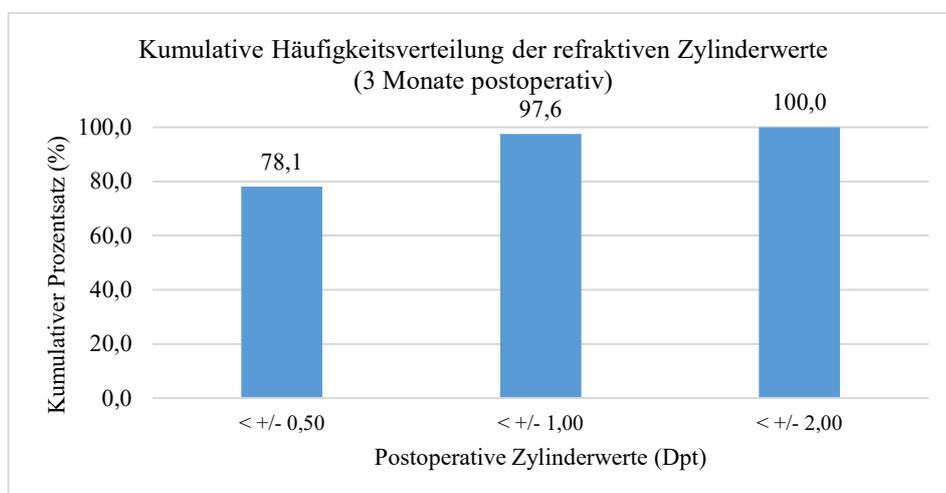


Diagramm 8: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (3 Monate postoperativ)

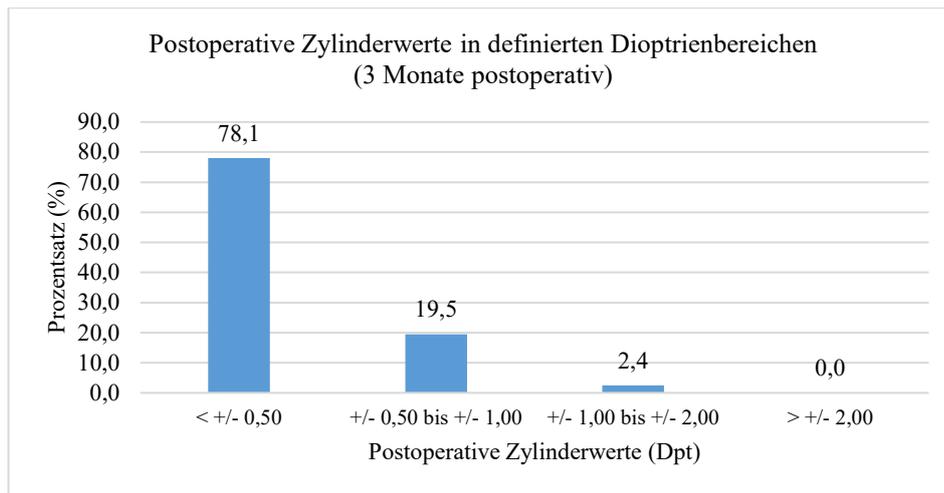


Diagramm 9: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des postoperativen Restzylinders (3 Monate postoperativ)

4.2.4. Achsenshift

Die intraoperative Linsenpositionierung erfolgte mithilfe des Z Align Toric Assistent „Callisto Eye“ von der Firma Zeiss. Da eine postoperative Achsenverschiebung potenziell zu postoperativen refraktiven Veränderungen und Zylinderwerterhöhungen führen kann, muss diese soweit möglich vermieden und in der statistischen Auswertung mitberücksichtigt werden. Für das Patientenkollektiv war im Mittel eine postoperative IOL-Achsenverschiebung von $2,9^\circ$ festzustellen. Bei einem postoperativen Achsenshift von mehr als 5° fand eine operative Nachrotation der implantierten tIOL statt. Dies war in der durchgeführten Studie bei 1,8 % der operierten Augen der Fall (siehe Tabelle 11). Eine Nachkontrolle, inklusive Refraktionsbestimmung, erfolgte jeweils 1 Woche und 3 Monate nach der Nachrotation. Für die weitere Datenauswertung wurden die Messergebnisse dieser Nachkontrollen herangezogen.

IOL-Achsenshift ($^\circ$)	
Mittelwert \pm SD	$2,9 \pm 3,3$
Spannweite	0,0 – 10,0
Nachrotation, n (%)	1 (1,8 %)

Tabelle 11: Postoperativer Achsenshift ($^\circ$) der Intraokularlinse (IOL)

4.2.5. Mittlerer absoluter Fehler (MAE)

Mathematische Formel zur Bestimmung des MAE:

$$\text{MAE} = \text{postoperative Refraktion} - \text{Zielrefraktion aus der Patientenakte}$$

Der mittlere absolute Vorhersagefehler entspricht der Differenz zwischen der postoperativen subjektiven Refraktion und der gewünschten Zielrefraktion. Im vorliegenden Studienkollektiv wurde nach 1 Woche ein MAE von 0,065 Dioptrien und nach 3 Monaten ein MAE von 0,16 Dioptrien erreicht ($p = 0,109$) (siehe Tabelle 12). Ein negativer MAE deutet auf eine refraktive Überkorrektur hin. Positive MAE-Werte lassen auf eine refraktive Unterkorrektur schließen. Demnach zeigten sich im Zuge beider Nachkontrollen, sowohl nach 1 Woche als auch nach 3 Monaten, minimale Tendenzen zur refraktiven Unterkorrektur, wobei die mittleren absoluten Vorhersagefehler in der 3-monatigen Nachkontrolluntersuchung tendenziell höher ausfielen ($p = 0,109$).

Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (Dpt) – gesamtes Patientenkollektiv		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	0,07 \pm 0,39	0,16 \pm 0,43
Spannweite	-0,75 – 0,88	-0,75 – 0,88
Z = - 1,601; p = 0,109 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Tabelle 12: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (MAE) – Gesamtkollektiv

Eine Unterteilung des MAE entsprechend der Lage des präoperativen Astigmatismus, nach WTR-, ATR- und schrägem Astigmatismus, wurde ebenfalls durchgeführt und zeigte ähnliche Ergebnisse wie bei der Betrachtung des Gesamtkollektivs. Bei allen drei Astigmatismus-Subtypen lagen die MAE-Werte jeweils nahe 0 (siehe Tabelle 13), mit leichter Tendenz zur Unterkorrektur. Aufgrund der geringen Studiengröße sind lediglich die Ergebnisse der Subgruppe mit einem WTR-Astigmatismus statistisch aussagekräftig. Der errechnete MAE betrug in dieser Subgruppe 0,06 \pm 0,40 Dioptrien (1 Woche postoperativ) bzw. 0,17 \pm 0,44 Dioptrien (3 Monate postoperativ) ($p = 0,085$). Zur Vollständigkeit sind die Daten der anderen beiden Subgruppen ebenfalls aufgelistet (siehe Tabelle 13).

Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (Dpt) – WTR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	0,06 ± 0,40	0,17 ± 0,44
Spannweite	–0,75 – 0,88	–0,75 – 0,88
Z = –1,724; p = 0,085 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (Dpt) – ATR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	0,06 ± 0,39	0,10 ± 0,48
Spannweite	–0,50 – 0,63	–0,50 – 0,75
Z = –1,00; p = 0,317 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (Dpt) – schräger Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	0,25 ± 0,35	0,19 ± 0,44
Spannweite	0,00 – 0,50	–0,13 – 0,50
Z = 0,00; p = 1,00 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Tabelle 13: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Mittlerer absoluter Vorhersagefehler (MAE) für WTR-, ATR- und schrägen Astigmatismus

4.2.6. Refraktiver Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent

Mathematische Formel zur Bestimmung des PE:

$$\text{PE} = \text{postoperative Refraktion} - \text{vorhergesagte Zielrefraktion}$$

Der refraktive Vorhersagefehler (PE) entspricht der Differenz der postoperativen subjektiven Refraktion und der vorhergesagten Restrefraktion des jeweiligen Kalkulators. Im prospektiven Setting wurde, für die Kalkulation der zu implantierenden IOL, der ZCalc verwendet. Eine Woche postoperativ ließen sich refraktive Vorhersagefehler von $0,10 \pm 0,40$ Dioptrien erkennen. Nach 3 Monaten wurden etwas höher PE-Werte, von $0,19 \pm 0,44$ Dioptrien beobachtet (siehe Tabelle 14). Auch in dieser Analyse wurde eine leichte Tendenz zur Unterkorrektur deutlich, die aber keine statistische Signifikanz

erreichte ($p = 0,109$). Nach Unterteilung des Patientenkollektivs in Subgruppen, entsprechend der Astigmatismulage, ergab sich für die Augen mit einem WTR-Astigmatismus ein PE von $0,07 \pm 0,39$ Dioptrien (1 Woche postoperativ) bzw. $0,18 \pm 0,41$ Dioptrien (3 Monate postoperativ). Auch hier lagen Tendenzen zur refraktiven Unterkorrektur vor ($p = 0,085$). Bei Augen mit einem ATR-Astigmatismus wurden höhere PE-Werte von durchschnittlich $0,20 \pm 0,42$ Dioptrien (1 Woche postoperativ) bzw. $0,21 \pm 0,60$ Dioptrien (3 Monate postoperativ) ermittelt (siehe Tabelle 14). Da lediglich 11 Augen einen ATR-Astigmatismus aufwiesen, sind die Ergebnisse dieser Subgruppe nicht statistisch aussagekräftig. Auf eine Evaluation der Subgruppe, mit einem schrägen Astigmatismus, wurde aufgrund der niedrigen Augenanzahl ($n = 2$) verzichtet.

Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – gesamtes Patientenkollektiv		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$0,10 \pm 0,40$	$0,19 \pm 0,44$
Spannweite	$-0,82 - 0,94$	$-0,82 - 0,97$
$Z = -1,601$; $p = 0,109$ (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – WTR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$0,07 \pm 0,39$	$0,18 \pm 0,41$
Spannweite	$-0,82 - 0,94$	$-0,82 - 0,85$
$Z = -1,724$; $p = 0,085$ (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – ATR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$0,20 \pm 0,42$	$0,21 \pm 0,60$
Spannweite	$-0,51 - 0,84$	$-0,63 - 0,94$
$Z = -1,00$; $p = 0,317$ (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – schräger Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	0,33 ± 0,44	0,27 ± 0,53
Spannweite	0,02 – 0,64	–0,11 – 0,64
Z = 0,00; p = 1,00 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Tabelle 14: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Refraktiver Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent

Den folgenden Balkendiagrammen (siehe Diagramme 10 – 13) ist die prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers zum Zeitpunkt der beiden Nachkontrolltermine zu entnehmen. Die beobachteten PE-Werte lagen 1 Woche nach der Kataraktoperation in 44,64 % der Fälle unter $\pm 0,25$ Dioptrien (siehe Diagramm 10), 30,36 % der Werte lagen zwischen $\pm 0,25$ und $\pm 0,50$ Dioptrien und die verbleibenden 25,00 % zwischen $\pm 0,50$ und $\pm 1,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 11). Größere refraktive Vorhersagefehler waren nicht zu erkennen.

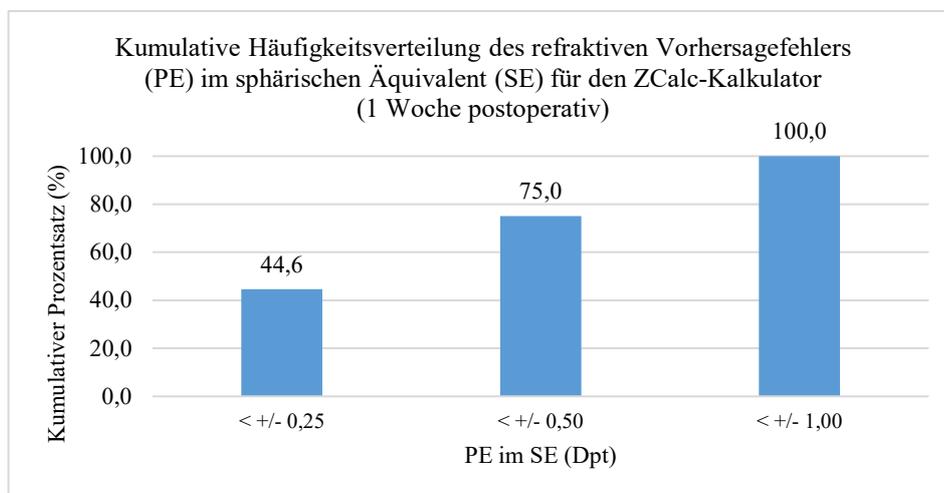


Diagramm 10: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)

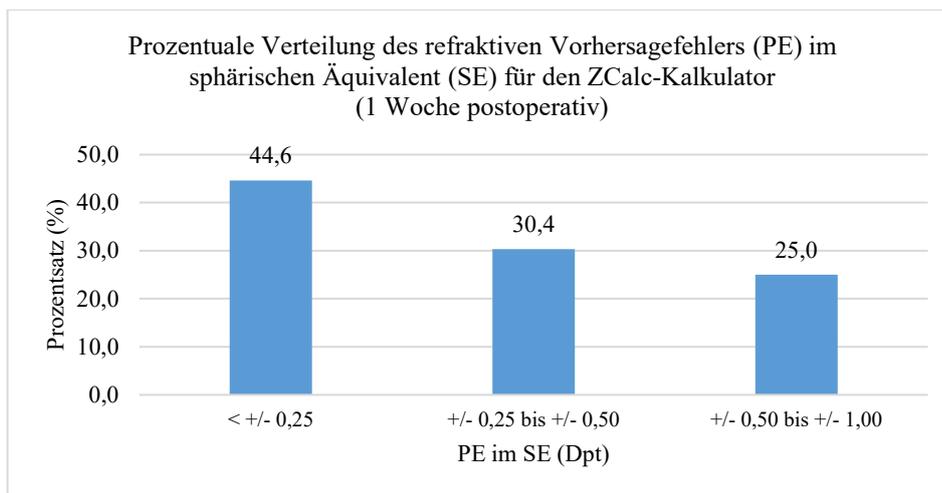


Diagramm 11: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)

Drei Monate nach dem Eingriff waren stabile refraktive PE-Werte mit einem breiteren Verteilungsmuster festzustellen. Hier lag der PE in 29,27 % der Fälle unter $\pm 0,25$ Dioptrien und in 70,73% der Fälle unter $\pm 0,50$ Dioptrien (siehe Diagramm 12), 41,46 % der PE-Werte bewegten sich zwischen $\pm 0,25$ und $\pm 0,50$ Dioptrien und 29,27 % zwischen $\pm 0,50$ und $\pm 1,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 13). Auch hier wurden keine höheren refraktiven Vorhersagefehler nachgewiesen.

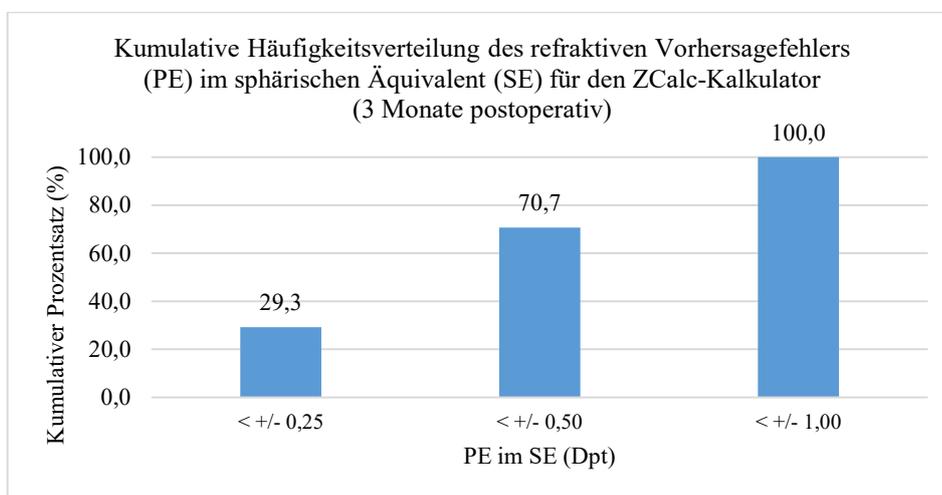


Diagramm 12: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)

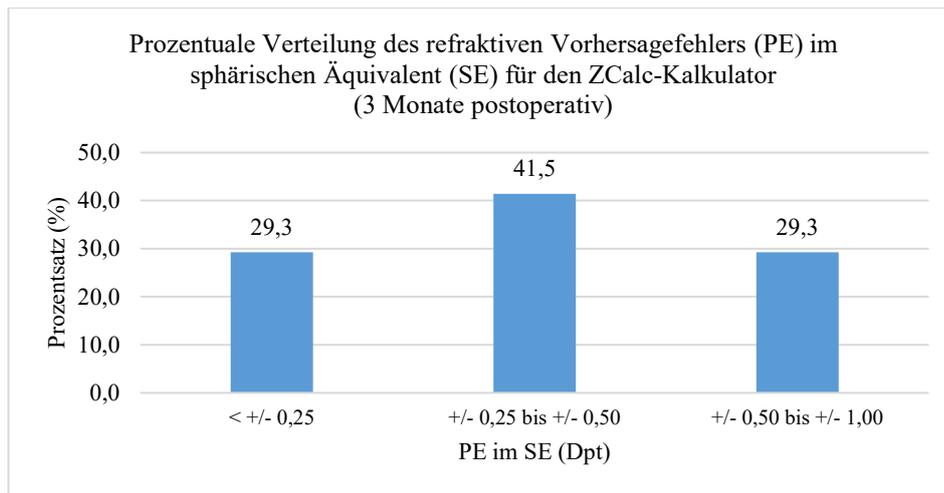


Diagramm 13: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)

4.2.7. Refraktiver Vorhersagefehler im Astigmatismus

Mithilfe des Online ASSORT Vector Calculator wurde der astigmatische Vorhersagefehler ermittelt. Dieser betrug 1 Woche postoperativ im Mittel 0,16 Dioptrien bei 22° und 3 Monate postoperativ 0,19 Dioptrien bei 27° (siehe Tabelle 15). Eine Unterteilung, entsprechend der Astigmatismuslage, lieferte auch hier ähnliche Ergebnisse, mit einem PE von 0,15 Dioptrien (1 Woche postoperativ) bzw. 0,20 Dioptrien (3 Monate postoperativ) für Augen mit einem WTR-Astigmatismus und 0,13 Dioptrien (1 Woche postoperativ) bzw. 0,12 Dioptrien (3 Monate postoperativ) für Augen mit einem ATR-Astigmatismus. Erneut ließ sich bei allen untersuchten Subgruppen eine leichte Tendenz zur Unterkorrektur erkennen.

Refraktiver Vorhersagefehler im Astigmatismus (Dpt @ °)		
ZCalc-Kalkulator		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
PE (gesamt)		
Mittelwert ± SD	0,16 ± 0,37 @ 22	0,19 ± 0,34 @ 27
PE (WTR)		
Mittelwert ± SD	0,15 ± 0,37 @ 28	0,20 ± 0,35 @ 28

PE (ATR)		
Mittelwert \pm SD	0,13 \pm 0,37 @ 11	0,12 \pm 0,30 @ 25

Tabelle 15: Prospektive Evaluation Zeiss-Kalkulator (ZCalc): Astigmatischer Vorhersagefehler

4.3. Retrospektive Evaluation: Zeiss-Kalkulator (ZCalc) mit Total Corneal Refractive Power

Retrospektiv wurde die IOL-Kalkulation für das gesamte Studienkollektiv mit dem ZCalc-Kalkulator von Zeiss wiederholt, wobei jedoch in diesem Untersuchungssetting, anstelle der Vorderflächenkeratometrie aus dem IOL Master 700, der anhand der Pentacam gemessene Gesamtastigmatismus (TCRP) für die Berechnung Verwendung fand.

4.3.1. Stärke der Intraokularlinse

Die für diese Nachkalkulation ausgewählte tIOL wies im SE im Mittel $16,44 \pm 6,62$ Dioptrien mit einer Spannweite von $0,75 - 31,50$ Dioptrien auf. Die IOL-Zylinderstärken lagen bei durchschnittlich $2,48 \pm 1,03$ Dioptrien mit einer Spannweite von $1,00 - 6,00$ Dioptrien.

4.3.2. Vorhergesagte Zielrefraktion

Die mithilfe dieser Kalkulationsmethode vorhergesagte Zielrefraktion betrug im Mittel $-0,11 \pm 0,75$ Dioptrien im SE. Für den vorhergesagten Restzylinder ergaben sich Werte von durchschnittlich $-0,34 \pm 0,28$ Dioptrien.

4.3.3. Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent

Unter Verwendung der TCRP-Werte aus der Pentacam, wurden für den ZCalc an beiden postoperativen Kontrolluntersuchungen niedrige refraktive Vorhersagefehler von $-0,08 \pm 0,51$ Dioptrien (1 Woche postoperativ) und $0,05 \pm 0,48$ Dioptrien (3 Monate postoperativ) beobachtet ($p = 0,109$). Bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus lag der errechnete PE bei $-0,16 \pm 0,48$ Dioptrien (1 Woche postoperativ) bzw. bei $0,01 \pm 0,44$ Dioptrien (3 Monate postoperativ). Ein stabiler Trend in Richtung Über- oder Unterkorrektur konnte im SE nicht nachgewiesen werden. Bei Augen mit einem ATR-Astigmatismus und einem schrägen Astigmatismus fielen die PE-Werte höher aus (siehe

Tabelle 16). Sie sind aufgrund der geringen Studiengröße aber nicht statistisch aussagekräftig.

Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – gesamtes Patientenkollektiv		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	-0,08 ± 0,51	0,05 ± 0,48
Spannweite	-1,35 – 1,05	-1,35 – 1,03
Z = -1,601; p = 0,109 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – WTR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	-0,16 ± 0,48	0,01 ± 0,44
Spannweite	-1,35 – 1,05	-1,35 – 0,92
Z = -1,724; p = 0,085 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – ATR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	0,15 ± 0,58	0,22 ± 0,68
Spannweite	-0,68 – 0,92	-0,63 – 1,03
Z = -1,00; p = 0,317 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – schräger Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	0,38 ± 0,31	0,32 ± 0,40
Spannweite	0,16 – 0,60	0,04 – 0,60
Z = 0,00; p = 1,00 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Tabelle 16: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Refraktiver Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent

Die prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers im SE ist in den folgenden Diagrammen 14 – 17 abgebildet. In dieser Analyse befanden sich, 1 Woche nach der Kataraktoperation, 38,46 % der Vorhersagefehler unter ± 0,25 Dioptrien (siehe Diagramme 14 und 15). Nach 3 Monaten stieg dieser Prozentsatz auf 44,74 % an. So

lagen 86,84% der Vorhersagefehler zu diesem Zeitpunkt unter $\pm 0,50$ Dioptrien (siehe Diagramm 16), 42,11% zwischen $\pm 0,25$ und $\pm 0,50$ Dioptrien und lediglich 13,16 % der untersuchten Augen wiesen 3 Monate nach dem operativen Eingriff PE-Werte über $\pm 0,50$ Dioptrien auf (siehe Diagramm 17). Auch hier ergaben sich keine refraktiven Vorhersagefehler über 1,00 Dioptrien.

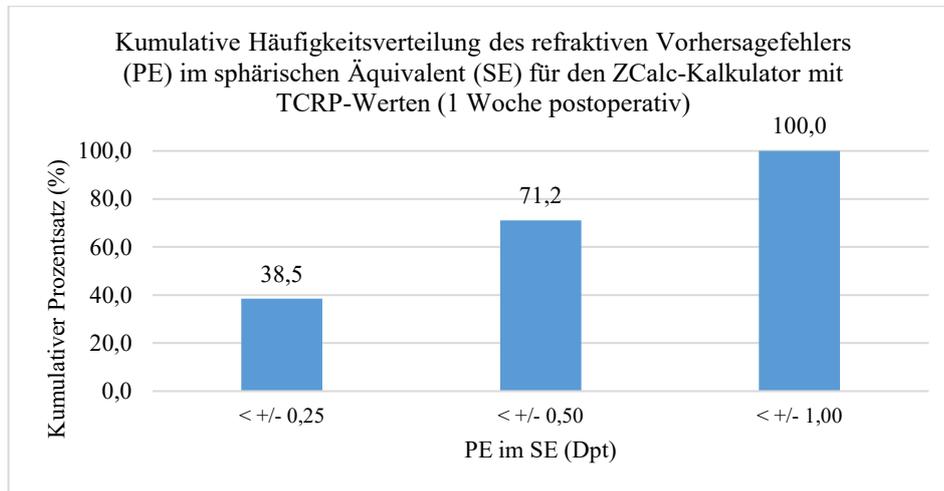


Diagramm 14: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)

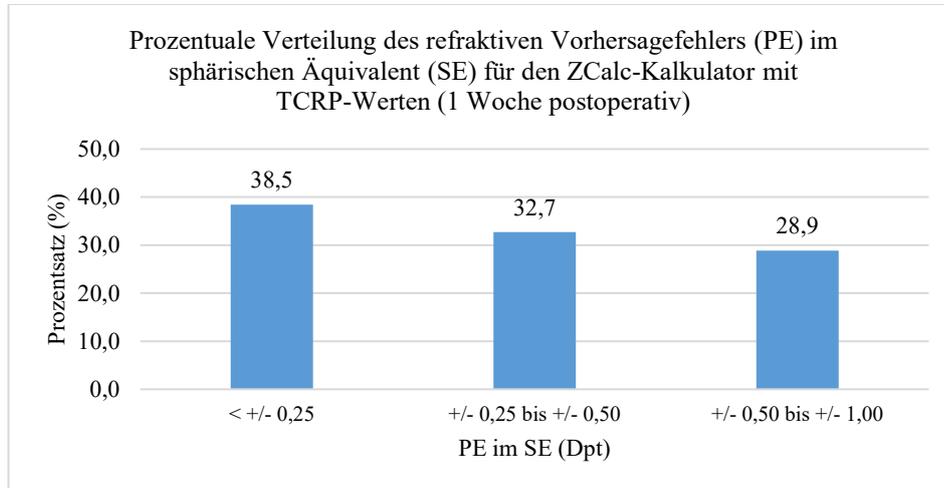


Diagramm 15: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)

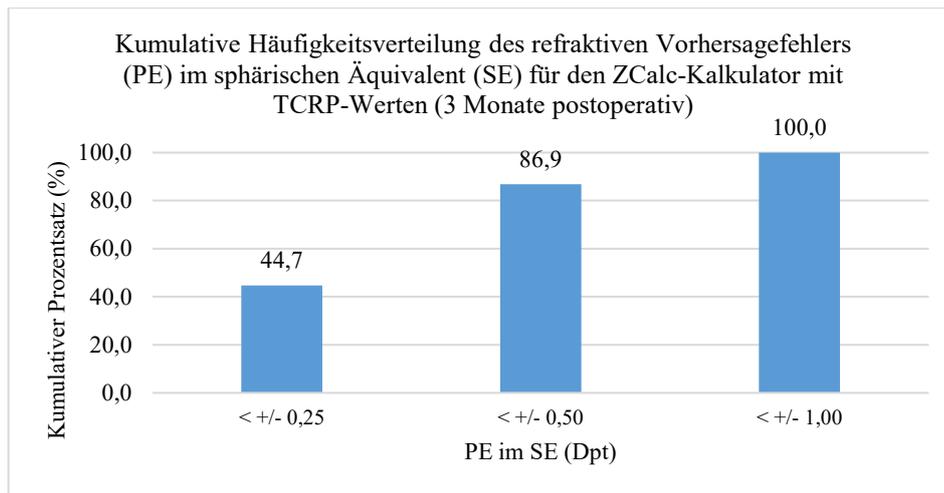


Diagramm 16: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)

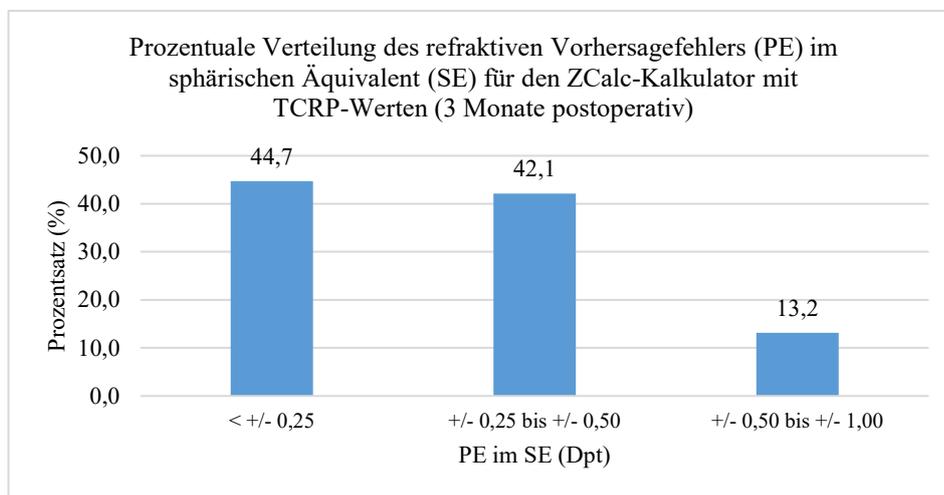


Diagramm 17: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)

4.3.4. Vorhersagefehler im Astigmatismus (Vektorenanalyse)

Die Vektorenanalyse ergab für den ZCalc-Kalkulator, unter Verwendung von TCRP-Werten, astigmatische Vorhersagefehler von $0,11 \pm 0,40$ Dioptrien bei 43° (1 Woche postoperativ) und $0,18 \pm 0,39$ Dioptrien bei 53° (3 Monate postoperativ). Im Astigmatismus wurden folglich, trotz präziser Kalkulation im SE (siehe Kapitel 4.3.3.), erneut Tendenzen zur refraktiven Unterkorrektur verzeichnet (siehe Tabelle 17).

Refraktiver Vorhersagefehler im Astigmatismus (Dpt @ °)		
ZCalc-Kalkulator mit TCRP Werten aus der Pentacam		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
PE (gesamt)		
Mittelwert ± SD	0,11 ± 0,40 @ 43	0,18 ± 0,39 @ 53
PE (WTR)		
Mittelwert ± SD	0,13 ± 0,30 @ 29	0,19 ± 0,37 @ 43
PE (ATR)		
Mittelwert ± SD	0,28 ± 0,39 @ 83	0,28 ± 0,38 @ 77

Tabelle 17: Retrospektive Evaluation ZCalc mit TCRP-Werten: Astigmatischer Vorhersagefehler

4.4. Retrospektive Analyse: Barrett-Kalkulator

Die IOL-Kalkulation wurde retrospektiv mit dem Barrett-Online-Kalkulator von Professor Dr. Graham Barrett wiederholt. Anschließend wurden die vorgeschlagenen IOL-Stärken sowie die zugehörigen Zielrefraktionen notiert und der refraktive Vorhersagefehler berechnet.

4.4.1. Stärke der Intraokularlinsen

Die für die Nachkalkulation ausgewählte IOL betrug im SE im Mittel $16,55 \pm 6,70$ Dioptrien mit einer Spannweite von 0,50 – 31,50 Dioptrien. Die IOL-Zylinderstärke lag dabei durchschnittlich bei $2,40 \pm 0,92$ Dioptrien und erstreckte sich von einer Mindeststärke von 1,00 Dioptrien bis zum Maximalwert von 6,00 Dioptrien.

4.4.2. Vorhergesagte Zielrefraktion

Mit dem Barrett-Online-Kalkulator wird rechnerisch der Hornhaurückflächenastigmatismus simuliert und diese Daten anschließend in die Kalkulation integriert. Die vorhergesagte Zielrefraktion betrug bei dieser Kalkulationsmethode im SE durchschnittlich $-0,05 \pm 0,61$ Dioptrien mit Zylinderwerten von $-0,33 \pm 0,25$ Dioptrien.

4.4.3. Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent

Bei der Berechnung des refraktiven Vorhersagefehlers ergab sich für den Barrett-Online-Kalkulator ein PE von $-1,25 \pm 0,43$ Dioptrien (1 Woche postoperativ). In der zweiten postoperativen Nachkontrolle reduzierte sich dieser Vorhersagefehler auf $-0,06 \pm 0,44$ Dioptrien ($p = 0,065$). Die Subgruppenanalyse ergab, dass sich der PE bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus nach 3 Monaten statistisch signifikant auf $-0,08 \pm 0,44$ ($p = 0,046$) verringern ließ (siehe Tabelle 18). In den anderen beiden Subgruppen fielen die PE-Werte tendenziell höher aus, sind jedoch aufgrund der geringen Augenanzahl statistisch nicht aussagekräftig.

Folglich konnte auch mit dem Barrett-Kalkulator eine präzise Prognose über das postoperative refraktive Ergebnis getroffen werden. Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Kalkulationsmethoden war im SE eine leichte Tendenz zur Überkorrektur zu beobachten.

Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – gesamtes Patientenkollektiv		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$-1,25 \pm 0,43$	$-0,06 \pm 0,44$
Spannweite	$-1,18 - 1,23$	$-1,43 - 0,61$
$Z = -1,845$; $p = 0,065$ (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – WTR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$-0,17 \pm 0,43$	$-0,08 \pm 0,44$
Spannweite	$-1,18 - 1,23$	$-1,43 - 0,61$
$Z = -1,992$; $p = 0,046$ (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		
Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – ATR-Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert \pm SD	$0,20 \pm 0,21$	$0,16 \pm 0,36$
Spannweite	$-0,05 - 0,43$	$-0,18 - 0,53$
$Z = -1,00$; $p = 0,317$ (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Refraktiver Vorhersagefehler im SE (Dpt) – schräger Astigmatismus		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
Mittelwert ± SD	-0,10 ± 0,56	-0,16 ± 0,65
Spannweite	-0,49 – 0,30	-0,62 – 0,30
Z = 0,00; p = 1,00 (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben)		

Tabelle 18: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Refraktiver Vorhersagefehler (PE) im sphärischen Äquivalent für WTR-, ATR- und schrägen Astigmatismus

In den Diagrammen 18 – 21 ist die prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers für den Barrett-Online-Kalkulator dargestellt. Der refraktive Vorhersagefehler lag in dieser Analyse, 1 Woche nach der Operation, bei 42,55 % der Augen unter $\pm 0,25$ Dioptrien und bei 80,85 % unter $\pm 0,50$ Dioptrien (siehe Diagramm 18). Lediglich in 19,15 % der Fälle fiel der PE-Wert größer als $\pm 0,50$ Dioptrien aus (siehe Diagramm 19). Drei Monate nach dem operativen Eingriff wiesen 75% der untersuchten Augen einen PE unter $\pm 0,50$ Dioptrien auf. Bei 50,00% lag der ermittelte PE unter $\pm 0,25$ Dioptrien (siehe Diagramm 20). Zu diesem Zeitpunkt befanden sich 25,00 % der PE-Werte zwischen $\pm 0,25$ und $\pm 0,50$ Dioptrien. Für die verbleibenden 25 % ergaben sich Werte zwischen $\pm 0,50$ und $\pm 1,00$ Dioptrien (siehe Diagramm 21). Es wurden keine refraktiven Vorhersagefehler über $\pm 1,00$ Dioptrien festgestellt.

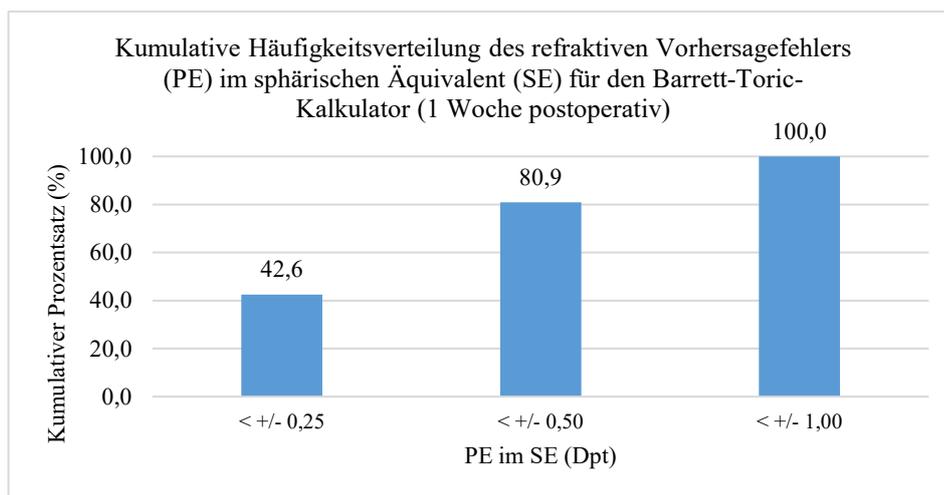


Diagramm 18: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)

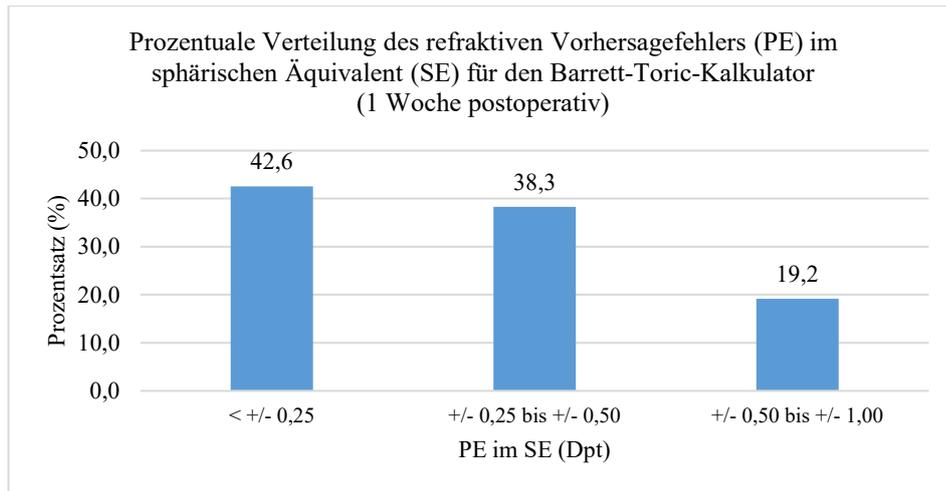


Diagramm 19: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (1 Woche postoperativ)

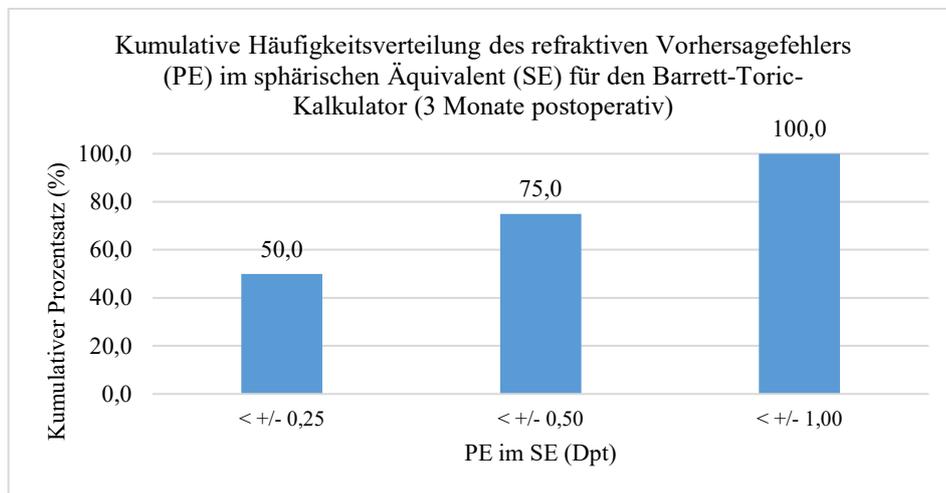


Diagramm 20: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Kumulative prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)

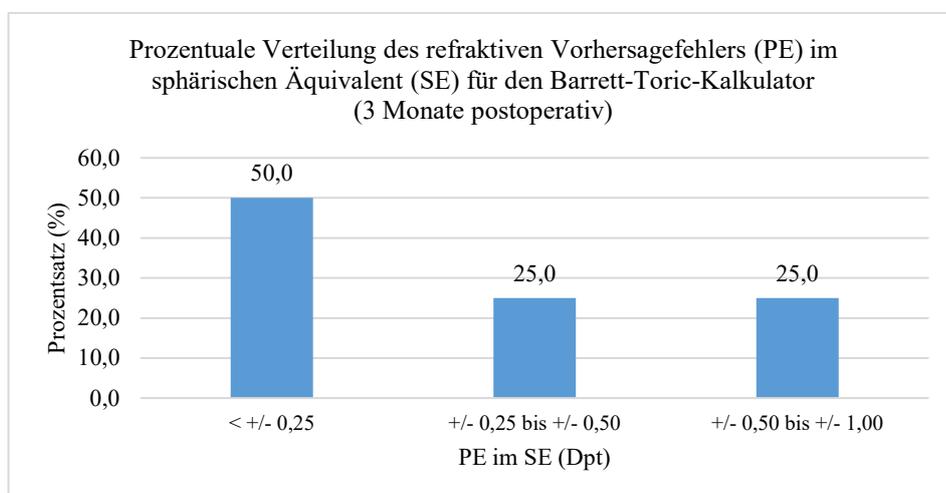


Diagramm 21: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Prozentuale Verteilung des refraktiven Vorhersagefehlers (PE) im sphärischen Äquivalent (3 Monate postoperativ)

4.4.4. Vorhersagefehler im Astigmatismus

Bei der retrospektiven Nachkalkulation mit dem Barrett-Online-Kalkulator betrug der astigmatische Vorhersagefehler 1 Woche nach der Kataraktoperation $0,20 \pm 0,36$ Dioptrien bei 74° und drei Monate später $0,26 \pm 0,38$ Dioptrien bei 65° (siehe Tabelle 19). Auch hier waren bei der Analyse des Gesamtkollektivs und der Subgruppen tendenziell refraktive Unterkorrekturen zu verzeichnen.

Refraktiver Vorhersagefehler im Astigmatismus (Dpt @ °)		
Barrett-Online-Kalkulator		
	1 Woche postoperativ	3 Monate postoperativ
PE (gesamt)		
Mittelwert \pm SD	$0,20 \pm 0,36 @ 74$	$0,26 \pm 0,38 @ 65$
PE (WTR)		
Mittelwert \pm SD	$0,20 \pm 0,36 @ 75$	$0,27 \pm 0,41 @ 65$
PE (ATR)		
Mittelwert \pm SD	$0,36 \pm 0,29 @ 78$	$0,14 \pm 0,16 @ 62$

Tabelle 19: Retrospektive Evaluation Barrett-Toric-Kalkulator: Astigmatischer Vorhersagefehler

4.5. Vergleich der verschiedenen Kalkulationsmethoden

4.5.1. Vorhersagefehler im sphärischen Äquivalent

Ein Vergleich der verschiedenen Kalkulationsmethoden ergab, dass alle drei Verfahren niedrige refraktive Vorhersagefehler lieferten und somit präzise Aussagen über das postoperative refraktive Outcome erlauben. Die ermittelten PE-Werte lagen bei allen drei Kalkulatoren nahe 0. In Bezug auf den PE im SE zeigte sich jedoch, dass die Integration der Hornhaurückfläche in die präoperative IOL-Kalkulation der reinen Vorderflächenkeratometrie überlegen war. So ergab sich bei bloßer Berücksichtigung der Vorderflächenkeratometrie, nach 3 Monaten, ein refraktiver PE-Wert von 0,19 Dioptrien. Signifikant niedriger lagen die PE-Werte unter Einbezug der TCRP (PE = 0,05 Dioptrien, $p < 0,01$) und unter Verwendung der simulierten Hornhaurückfläche mittels Barrett-Online-Kalkulator (PE = $-0,06$ Dioptrien, $p < 0,01$) (siehe Tabelle 20). Ein Vergleich des Barrett-Online-Kalkulators mit der Kalkulation über den vermessenen

Gesamtastigmatismus (TCRP), zeigte bei der Analyse des refraktiven Vorhersagefehlers im SE, keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,62$). Auch in der Subgruppenanalyse erwies sich die Integration der Hornhautrückfläche in der IOL-Kalkulation, vor allem bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus als signifikant vorteilhaft. Die Subgruppenanalysen der Augen mit einem ATR- und einem schrägen Astigmatismus führten aufgrund der geringen Augenanzahl nicht zu statistisch aussagekräftigen Ergebnissen (siehe Tabelle 21).

Vergleich: Vorhersagefehler im SE (Dpt) – gesamtes Patientenkollektiv			
	ZCalc-Kalkulator	ZCalc-Kalkulator + TCRP	Barrett-Online- Kalkulator
1 Woche postoperativ			
Mittelwert \pm SD	0,10 \pm 0,40	- 0,08 \pm 0,51	- 1,25 \pm 0,43
p – Wert (Friedmann Test):			
ZCalc-Kalkulator vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p < 0,01$			
ZCalc-Kalkulator vs. ZCalc-Kalkulator + TCRP: $p = 0,06$			
ZCalc-Kalkulator + TCRP vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 0,67$			
3 Monate postoperativ			
Mittelwert \pm SD	0,19 \pm 0,44	0,05 \pm 0,48	- 0,06 \pm 0,44
p – Wert (Friedmann Test):			
ZCalc-Kalkulator vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p < 0,01$			
ZCalc-Kalkulator vs. ZCalc-Kalkulator + TCRP: $p < 0,01$			
ZCalc-Kalkulator + TCRP vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 0,62$			

Tabelle 20: Vergleiche des refraktiven Vorhersagefehlers der verschiedenen Kalkulatoren - Gesamtkollektiv (1 Woche und 3 Monate postoperativ)

Vergleich: Vorhersagefehler im SE (Dpt) – WTR-Astigmatismus			
	ZCalc-Kalkulator	ZCalc-Kalkulator + TCRP	Barrett-Online- Kalkulator
Mittelwert \pm SD	0,18 \pm 0,41	0,01 \pm 0,44	- 0,08 \pm 0,44

p – Wert (Friedmann Test):

ZCalc-Kalkulator vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p < 0,01$

ZCalc-Kalkulator vs. ZCalc-Kalkulator + TCRP: $p = 0,02$

ZCalc-Kalkulator + TCRP vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 1,00$

Vergleich: Vorhersagefehler im SE (Dpt) – ATR-Astigmatismus

	ZCalc-Kalkulator	ZCalc-Kalkulator + TCRP	Barrett-Online- Kalkulator
Mittelwert \pm SD	0,21 \pm 0,60	0,22 \pm 0,68	0,16 \pm 0,36

p – Wert (Friedmann Test):

ZCalc-Kalkulator vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 0,08$

ZCalc-Kalkulator vs. ZCalc-Kalkulator + TCRP: $p = 0,66$

ZCalc-Kalkulator + TCRP vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 0,56$

Vergleich: Vorhersagefehler im SE (Dpt) – Schräger Astigmatismus

	ZCalc-Kalkulator	ZCalc-Kalkulator + TCRP	Barrett-Online- Kalkulator
Mittelwert \pm SD	0,27 \pm 0,53	0,32 \pm 0,40	-0,16 \pm 0,65

p – Wert (Friedmann Test):

ZCalc-Kalkulator vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 0,16$

ZCalc-Kalkulator vs. ZCalc-Kalkulator + TCRP: $p = 1,00$

ZCalc-Kalkulator + TCRP vs. Barrett-Online-Kalkulator: $p = 0,16$

Tabelle 21: Vergleich des refraktiven Vorhersagefehlers der verschiedenen Kalkulatoren für WTR, ATR und schrägem Astigmatismus (3 Monate postoperativ)

In den Diagrammen 22 und 23 sind die refraktiven Korrekturtendenzen der untersuchten Kalkulationsmethoden gegenübergestellt. Die grafische Darstellung visualisiert, dass über die Kalkulation mit dem ZCalc-Kalkulator leichte Tendenzen zur refraktiven Unterkorrektur erzielt wurden, während die Kalkulation mit dem Barrett-Kalkulator eher Tendenzen zur refraktiven Überkorrektur aufzeigte. Unter Verwendung der TCRP konnte im SE kein stabiler Trend in Richtung Über- oder Unterkorrektur nachgewiesen werden. Die refraktiven Vorhersagefehler konnten bei dieser Kalkulationsmethode zwar, 1 Woche nach der Kataraktoperation, nahezu vollständig auskorrigiert werden (siehe Diagramm

22), in der Langzeitanalyse stellte sich jedoch auch hier eine subtile Unterkorrektur ein (siehe Diagramm 23).

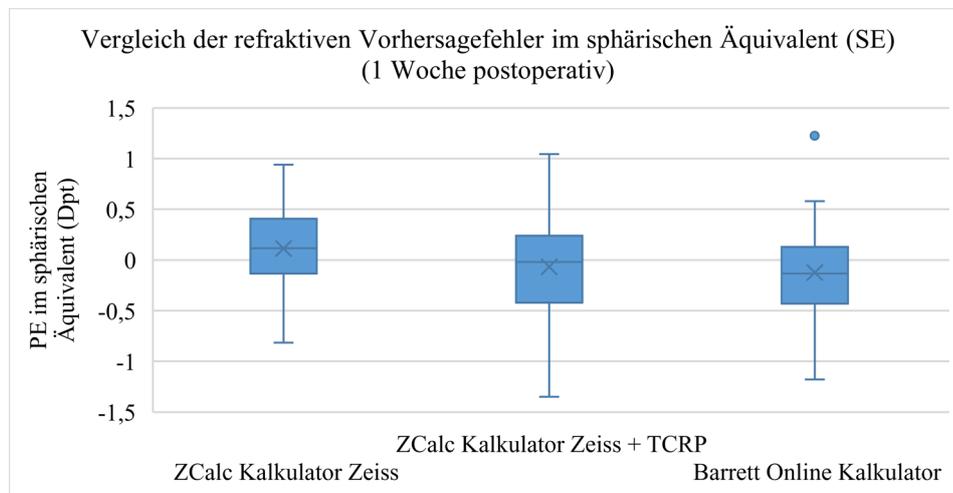


Diagramm 22: Vergleich des refraktiven Vorhersagefehlers im sphärischen Äquivalent der verschiedenen Kalkulatoren (1 Woche postoperativ)

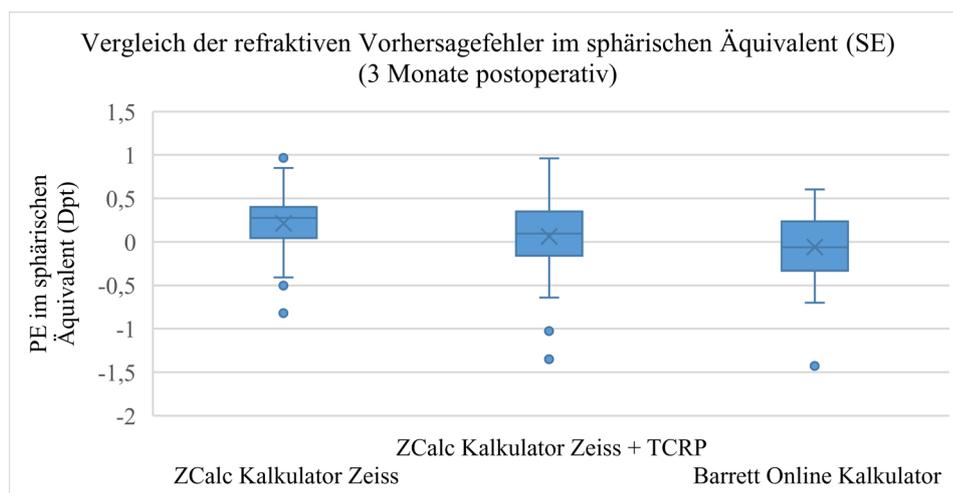


Diagramm 23: Vergleich des refraktiven Vorhersagefehlers im sphärischen Äquivalent der verschiedenen Kalkulatoren (3 Monate postoperativ)

4.5.2. Vorhersagefehler im Astigmatismus

Bei der Analyse des astigmatischen Vorhersagefehlers schnitt in dieser Studie die Kalkulation mit dem gemessenen Gesamtastigmatismus (ZCalc Kalkulation mit TCRP-Werten) am besten ab. Hier lagen die ermittelten PE-Werte mit $0,11 \pm 0,40$ Dioptrien bei 43° (1 Woche postoperativ) und $0,18 \pm 0,39$ Dioptrien bei 53° (3 Monate postoperativ) am niedrigsten. Bei der bloßen Vermessung der Vorderflächenkeratometrie und der anschließenden Kalkulation mit dem ZCalc-Kalkulator wurden etwas höhere PE-Werte ermittelt ($0,16 \pm 0,37$ Dioptrien bei 22° bzw. $0,19 \pm 0,34$ Dioptrien bei 27°). Der Barrett-

Online-Kalkulator lieferte für den refraktiven Vorhersagefehler im Astigmatismus im Mittel die höchsten PE-Werte mit durchschnittlich $0,20 \pm 0,36$ Dioptrien bei 74° (1 Woche postoperativ) und $0,26 \pm 0,38$ Dioptrien bei 65° (3 Monate postoperativ). Im Gegensatz zu den Analysen im SE wurden, nach Durchführung einer Vektorenanalyse, im Astigmatismus bei allen drei verglichenen Kalkulationsverfahren refraktive Unterkorrekturen erzielt (siehe Tabelle 22).

Vergleich: astigmatischer Vorhersagefehler (Dpt @ °)			
	ZCalc-Kalkulator	ZCalc-Kalkulator + TCRP	Barrett-Online- Kalkulator
1 Woche postoperativ	$0,16 \pm 0,37 @ 22$	$0,11 \pm 0,40 @ 43$	$0,20 \pm 0,36 @ 74$
3 Monate postoperativ	$0,19 \pm 0,34 @ 27$	$0,18 \pm 0,39 @ 53$	$0,26 \pm 0,38 @ 65$

Tabelle 22: Vergleich des astigmatischen Vorhersagefehlers der verschiedenen Kalkulatoren (1 Woche und 3 Monate postoperativ)

5. Diskussion

In den letzten Jahrzehnten verzeichnete die Kataraktchirurgie rasante und beeindruckende Fortschritte. Es entwickelte sich die „refraktive Kataraktchirurgie“, die neben der Linsentrübung auch refraktive Abbildungsfehler des Patientenauges auskorrigiert (65). Mit der stetigen Verbesserung der operativen Standards steigt auch die Erwartungshaltung des Patienten. Postoperative Brillenfreiheit wird heutzutage von nahezu allen Patienten erwünscht. Eine wesentliche Voraussetzung hierfür ist die exakte präoperative Vermessung des Refraktionsfehlers sowie die präzise Kalkulation der zur Korrektur benötigten IOL-Stärke. Hochpräzise IOL-Berechnungsformeln zu generieren, um postoperative refraktive Ergebnisse verlässlich vorauszusagen und so refraktive Überraschungen zu reduzieren, steht daher im Zentrum aktueller Forschung. Besonders bei präexistentem Astigmatismus zeigen sich klinisch immer wieder Diskrepanzen zwischen präoperativ vorhergesagter Restrefraktion und dem tatsächlichen postoperativen Ergebnis. Bisher stützte sich die Berechnung des Hornhautastigmatismus bei der Kalkulation von tIOL vorwiegend auf die Vermessung der Vorderflächenkeratometrie (46). Nach der aktuellen Datenlage liegt es jedoch nahe, dass die Vorhersagekraft steigt, wenn neben dem Astigmatismus der Hornhautvorderfläche auch der Hornhaurückflächenastigmatismus in die Kalkulation miteinbezogen wird (47, 48, 52, 66, 67).

Der Einfluss der Hornhaurückfläche auf den Gesamtastigmatismus der Kornea

Die Rückfläche der Hornhaut wirkt mit einer Brechkraft von durchschnittlich $-0,3$ Dioptrien wie eine negativ brechende Linse. In 80 % der Fälle liegt ihr steiler Meridian vertikal und erzeugt so einen ATR-Astigmatismus. Dadurch wird der Gesamtastigmatismus bei Augen mit einem Hornhautvorderflächen-WTR-Astigmatismus abgeschwächt und bei Augen mit einem vorderen ATR-Astigmatismus angehoben (47, 48, 52). Laut Koch et al. führt die Vernachlässigung des Hornhaurückflächenastigmatismus zu einer deutlichen Fehleinschätzung des Gesamtastigmatismus (48), die in 5 % der Fälle sogar über 0,50 Dioptrien betragen kann (68).

Das folgende Beispiel aus unserem Studienkollektiv dient zur Visualisierung der klinischen Relevanz der unterschiedlichen Topographien von Hornhautvorder- und Hornhaurückfläche (siehe Abbildung 10). Für den flachen Meridian ergibt sich hier für die Vorderfläche ein Astigmatismus von 4,20 Dioptrien bei 11° . Davon abweichend zeigt

sich der Hornhautrückflächenastigmatismus mit einer Dioptrienstärke von 0,9 Dioptrien bei $12,6^\circ$. Dies verdeutlicht, dass für die Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche jeweils unterschiedliche Messdaten für die Größe des Astigmatismus und für die Winkelposition vorliegen. Da in diesem Fall sowohl die Hornhautvorder- als auch die Hornhautrückfläche einen WTR-Astigmatismus aufweisen, wird die Gesamtbrechkraft der Kornea durch den Rückflächenastigmatismus angehoben und eine Vernachlässigung der Rückflächenkrümmung würde postoperativ zu einer Unterkorrektur führen.

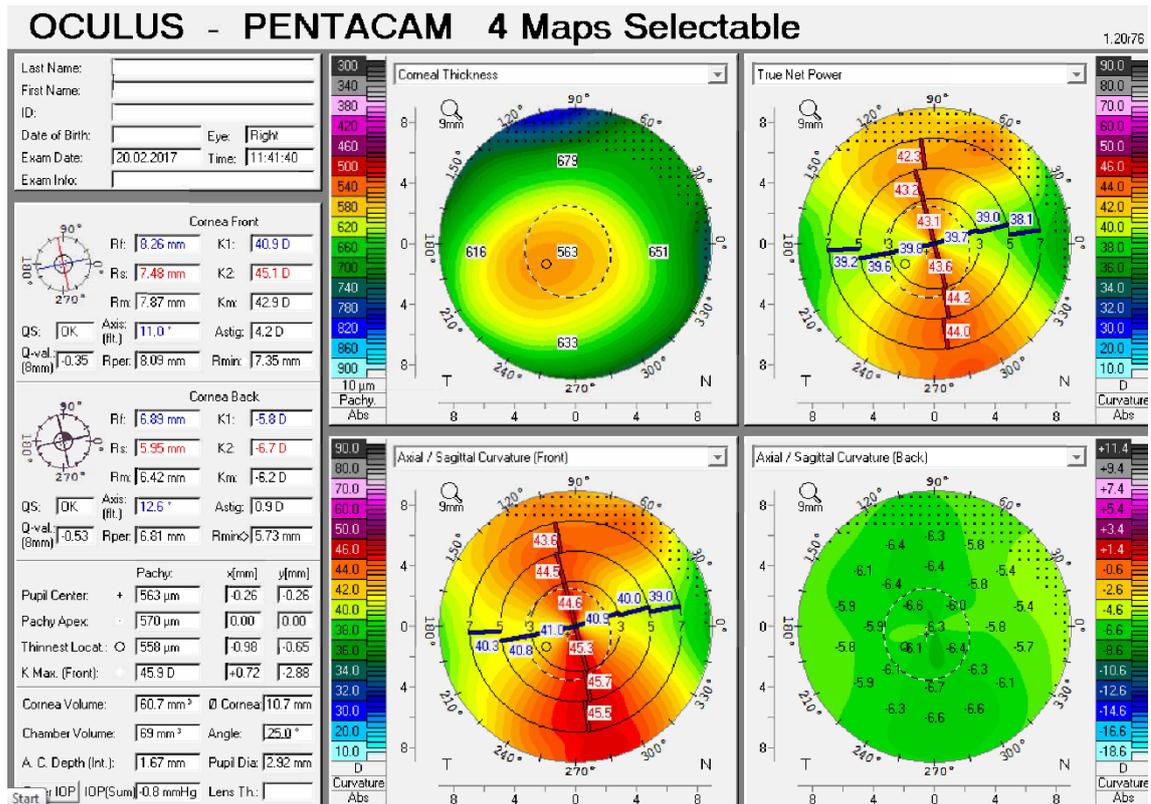


Abbildung 10: Pentacam-Aufnahme aus dem Studienkollektiv: Übersichtsdarstellung

Eine gute postoperative Sehleistung wird maßgeblich von der präzisen präoperativen IOL-Kalkulation bestimmt. Eine Berücksichtigung aller vorhandenen Einflussfaktoren ist daher unerlässlich. In den letzten Jahren wurden deshalb verschiedene innovative Verfahren zur Abschätzung der Hornhautrückflächenkrümmung und der kornealen Gesamtbrechkraft entwickelt. Hierzu gehören unter anderem das Baylor-Nomogramm, mit dem die Zylinderstärke der tIOL anhand populationsbasierter Mittelwerte adjustiert wird (48, 49, 52), sowie die Abulafia-Koch-Formel, die den Effekt der Hornhautrückfläche über ein Regressionsmodell in die Kalkulation integriert (69). Der auf der Website der APACRS verfügbare Barrett-Toric-Kalkulator basiert auf der Barrett-Universal-II Kalkulationsformel (40). Für eine präzise IOL-Kalkulation werden hier

neben herkömmlichen Keratometriedaten, wie Achslänge und Vorderkammertiefe, auch die Dicke der Linse und der Weiß-zu-Weiß-Abstand herangezogen, um die postoperative effektive Linsenposition präzise abzuschätzen. Für eine verlässliche Aussage über die Gesamtbrechkraft der Kornea wird die Hornhaurückfläche zudem über einen mathematischen Algorithmus simulativ abgeschätzt und in die IOL-Kalkulation einbezogen (40, 51). Alternativ zu diesen rechnerisch-simulativen Kalkulationsverfahren lässt sich die Gesamtbrechkraft der Kornea auch über verschiedene Biometriegeräte optisch vermessen. Zu den gängigen Standardverfahren zählen hier die Vermessung der Hornhaut mittels Scheimpflug-Kamera und Raytracing (33, 53) sowie die Erfassung über eine 3-Zonen-Keratometrie und Swept-Source-OCT-Technologie (32).

Mit welcher Kalkulationsmethode die postoperative Restrefraktion am genauesten vorhergesagt werden kann, ist in der derzeitigen Literatur noch umstritten. Die vorliegende Studie soll daher die Rolle des Rückflächenastigmatismus bei der Kalkulation tIOL genauer untersuchen. Ziel war es, die Vorhersagekraft einzelner Kalkulationsmethoden im Hinblick auf die postoperative Restrefraktion und den verbleibenden Restastigmatismus zu vergleichen und zu evaluieren, inwieweit die Berücksichtigung der Hornhaurückfläche das postoperative refraktive Ergebnis beeinflusst. Evaluiert wurde zum einen prospektiv der ZCalc-Kalkulator (Version 1.5), dessen Berechnungen auf der Vermessung der Vorderflächenkeratometrie basieren. Anschließend erfolgte retrospektiv eine Analyse der Vorhersagekraft zweier Kalkulationsmethoden, mit denen sich die Gesamtbrechkraft unter Berücksichtigung der Hornhaurückfläche simulativ abschätzen (Barrett-Kalkulator) bzw. biometrisch vermessen (TCRP) lässt.

5.1. Prospektive Evaluation: ZCalc-Kalkulator

Prospektiv analysiert wurde der Standard-Industriekalkulator ZCalc (Version 1.5) der Firma Zeiss, dessen tIOL-Kalkulation ausschließlich auf der Vermessung der Vorderflächenkeratometrie (IOL Master 700) basiert.

Die anhand der Software (ZCalc 1.5) vorgeschlagene und auch intraoperativ implantierte IOL wies im SE $16,43 \pm 6,61$ Dioptrien auf. Die IOL-Zylinderwerte betragen im Mittel $2,48 \pm 1,03$ Dioptrien und reichten von einer Mindeststärke von 1,00 Dioptrien bis zum Maximalwert von 6,00 Dioptrien. Die vorhergesagte Restrefraktion lag bei $-0,30 \pm 0,62$

Dioptrien im SE und somit nahe der Emmetropie, der vorhergesagte Restzylinder bei $-0,20 \pm 0,13$ Dioptrien.

5.1.1. Visus und subjektive Refraktion

Unter Verwendung des ZCalc-Kalkulators wurde prospektiv bei allen untersuchten Augen eine Reduktion der postoperativen Restrefraktion sowie eine deutliche Visusverbesserung erreicht. Die unkorrigierte Sehschärfe betrug präoperativ im Mittel 0,31 und konnte postoperativ auf 0,68 im Dezimalvisus angehoben werden. Auch der durch subjektive Refraktion ermittelte korrigierte Visus verbesserte sich deutlich, von 0,58 auf postoperativ 0,93 im Dezimalvisus. Bei 48 der untersuchten 56 Augen wurde auf Emmetropie der Sphäre gezielt. In jedem Fall wurde eine vollständige Korrektur des Astigmatismus angestrebt. Bei 3 Augen wurde auf ein myopes refraktives Ergebnis von $-2,50$ Dioptrien und bei 4 Augen auf ein myopes refraktives Ergebnis von $-1,50$ Dioptrien gezielt. Die nach 1 Woche und nach 3 Monaten bestimmte postoperative subjektive Refraktion ergab im Mittel eine Restrefraktion von 0,19 bzw. 0,16 Dioptrien im SE. Bei insgesamt 41,5% der untersuchten Augen lag die postoperative Refraktion im SE unter $\pm 0,25$ Dioptrien. Bei mehr als der Hälfte des Patientenkollektivs (61 %) betrug sie weniger als $\pm 0,50$ Dioptrien. Lediglich bei 12,2 % der Augen wurde postoperativ eine Restrefraktion größer als $\pm 1,00$ Dioptrien ermittelt. Um Abweichungen zwischen angestrebter und tatsächlich erreichter postoperativer Refraktion zu erfassen, wurde der MAE berechnet. Dieser betrug in der vorliegenden Studie $0,16 \pm 0,43$ Dioptrien. Die durchgeführte Subgruppenanalyse zeigte ähnliche Ergebnisse für Augen mit einem WTR-Astigmatismus (43 Augen), ATR-Astigmatismus (11 Augen) und einem schrägen Astigmatismus (2 Augen). Hierbei wiesen Augen mit einem WTR-Astigmatismus größere Tendenzen zur Unterkorrektur (0,17 Dioptrien) auf als Augen mit einem ATR-Astigmatismus (0,10 Dioptrien). Die Ergebnisse der dritten Subgruppe (schräger Astigmatismus) wurden aufgrund der niedrigen Augenanzahl nicht weiter evaluiert.

Der präoperativ vorhandene Astigmatismus konnte durch den Einsatz der tIOL und der präoperativen IOL-Kalkulation mit dem ZCalc 1.5 deutlich reduziert werden. Der postoperative refraktive Zylinderwert betrug im Mittel $-0,54 \pm 0,27$ Dioptrien (Spannbreite $-1,50$ bis $0,00$ Dioptrien). Dabei wurden bei der Mehrheit der Augen (78 %) postoperative Restzylinder unter $\pm 0,50$ Dioptrien erreicht. Laut Preußner et al. ist eine Abweichung von der Zielrefraktion von 0,5 bis 1,0 Dioptrien trotz präziser präoperativer IOL-Berechnung häufig (70). Neben der korrekten und genauen Durchführung der

präoperativen Biometrie und der Wahl der geeigneten IOL-Kalkulationsmethode kommen hierfür verschiedene Einflussfaktoren sowie individuelle, patientenbezogene Gegebenheiten und die angewandten Operationstechniken in Betracht. Zudem werden die meisten IOL, wie auch die hier zum Einsatz gekommene tIOL (AT Torbi 709M), lediglich in 0,5-Dioptrie-Schritten hergestellt. Eine minimale Abweichung in Richtung Über- oder Unterkorrektur ist daher meist unvermeidbar. Ein Blick auf die Datenlage anderer Studien bestätigt diese Annahme. So wurden in einer vergleichbaren Studie unter Kalkulation mit dem online AcrySof-Toric-Kalkulator (acrysoftoriccalculator.com) und Implantation einer AcrySof IOL beispielsweise postoperative Restzylinder von $0,73 \pm 0,37$ Dioptrien erreicht (71). In einem anderen retrospektiven Setting mit dem PhysIOL-Kalkulator, dessen Berechnung ebenfalls auf der reinen Vorderflächenkeratometrie basiert, ergaben sich Restzylinder von $0,77 \pm 0,40$ Dioptrien (72).

5.1.2. Refraktiver Vorhersagefehler

Um eine Aussage über die Präzision des ZCalc-Kalkulators treffen zu können, wurde der refraktive PE berechnet. In der vorliegenden Studie betrug der refraktive PE im SE, 1 Woche nach der Kataraktoperation, $0,10 \pm 0,40$ Dioptrien. Nach 3 Monaten erhöhte sich der PE auf $0,19 \pm 0,44$ Dioptrien ($p = 0,109$), mit konstanter Tendenz zur refraktiven Unterkorrektur. Dabei lag der, zum Zeitpunkt der zweiten Nachkontrolluntersuchung, prospektiv ermittelte PE bei der Mehrheit der untersuchten Augen (0,73%) unter $\pm 0,50$ Dioptrien und in 29,27% der Fälle unter $\pm 0,25$ Dioptrien. Andere Standardkalkulatoren, deren IOL-Kalkulation, vergleichbar zur Software des ZCalc 1.5, auf reiner Vorderflächenkeratometrie beruht, ergeben ähnliche Outcomes. In einer Studie zum Alcon-Toric- und zum Holladay-Toric-Kalkulator betrug der refraktive Vorhersagefehler für den Alcon-Toric-Kalkulator $0,67 \pm 0,28$ Dioptrien und für den Holladay-Toric-Kalkulator $0,66 \pm 0,27$ Dioptrien. Wobei nur in 30,8 % der Fälle Zylinderwerte postoperativ unter 0,50 Dioptrien lagen (61). Mit niedrigen refraktiven Vorhersagefehlern von durchschnittlich 0,19 Dioptrien erreichte der ZCalc-Kalkulator 1.5 in unserer Studie somit zufriedenstellende postoperative Ergebnisse.

5.1.3. Vektorenanalyse

Zur Evaluation des postoperativen Restastigmatismus führten wir, wie von Alpíns et al. beschrieben, eine Vektorenanalyse durch. Hierüber ermittelten wir für den ZCalc einen refraktiven astigmatischen Vorhersagefehler von $0,19 \pm 0,34$ Dioptrien bei 27° . Mit

vergleichbaren Standardkalkulatoren, wie dem PhysIOL-Kalkulator, zeigten sich in früheren Studien höhere astigmatische Vorhersagefehler ($0,39 \pm 0,41$ Dioptrien bei 166°) (72). Für den Alcon-Toric-Kalkulator werden in der Literatur sogar teilweise Fehler von $0,55 \pm 0,33$ Dioptrien bei 180° (61) und $0,43$ Dioptrien bei 170° angegeben (67). Auch für den Holladay-Toric-Kalkulator wurden oftmals höhere astigmatische Vorhersagefehler von $0,54 \pm 0,33$ Dioptrien bei 1° (61) und $0,40$ Dioptrien bei 168° erhoben (67). Die Anwendung des Baylor-Nomogramms ($0,35$ Dioptrien bei 170°) und der Abulafia-Koch-Formel ($0,34$ Dioptrien bei 170°) erwies sich in diesen Studien von deutlichem Vorteil (67). Nach aktueller Studienlage besteht derzeit ein Konsens darüber, dass die Vernachlässigung des Hornhautrückflächenastigmatismus bei der Berechnung von tIOL bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus zu einer Überkorrektur und bei Augen mit einem ATR-Astigmatismus zu einer Unterkorrektur führt (47, 73). Diese Korrelation konnte in der vorliegenden Studie nicht validiert werden, da sich im refraktiven Outcome bei den untersuchten Augen, unter Verwendung des ZCalc, individuell ähnliche Unterkorrekturen von $0,20 \pm 0,35$ Dioptrien bei 28° (WTR) und $0,12 \pm 0,30$ Dioptrien bei 25° (ATR) einstellten.

5.1.4. Callisto Eye: Fehlrotation

Um eine optimale Astigmatismuskorrektur zu gewährleisten, muss die Achse der implantierten IOL exakt auf der präoperativ ermittelten Zylinderachse zu liegen kommen. Dafür haben sich unterschiedliche Methoden etabliert. Digitale Ausrichtungssysteme, wie das hier zum Einsatz gekommene Callisto Eye, sind den manuellen Markierungstechniken überlegen. Da beim Lagewechsel des Patienten von einer sitzenden in eine liegende Position eine physiologische Bulbusrotation (Zyklorotation) mit konsekutiver Drehung der Astigmatismusachse auftritt, muss bei manuellen Techniken die korneale Markierung bereits präoperativ im Sitzen durchgeführt werden. Zudem können durch das verwendete Markierungstool Verletzungen auf der Kornea entstehen. Eine manuelle Markierung durch unerfahrene Operateure kann darüber hinaus unpräzise Ergebnisse zur Folge haben (74). Da bereits eine 1° -Abweichung von der Zielachse die Linsenwirkung um $3,3\%$ abschwächt, führt dies nachfolgend zu erheblichen Visuseinbußen (25). Die moderne computerassistierte Kataraktchirurgie eröffnet hier neue Möglichkeiten zur intraoperativen IOL-Ausrichtung am liegenden Patienten, ohne direkte Manipulation der Kornea. Durch das digitale Einblenden einer Referenzachse in das Operationsfeld wird eine präzise Positionierung der tIOL

ermöglicht und das Risiko einer postoperativen IOL-Fehllage minimiert. Elhofi und Helaly fanden klinisch und statistisch signifikante Unterschiede zwischen derzeitigen digitalen und manuellen Markierungsverfahren. In einer Studie mit 60 Probanden wurde der digitale Verion Marker (Alcon Laboratories, Inc.) mit einer manuellen spallampenunterstützten Pendelmarkierung verglichen. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass digitale Markierungssysteme zu einer geringeren postoperativen IOL-Fehlausrichtung und somit zu präziseren Refraktionsergebnissen führen (74, 75). Auch in einer Studie, in der eine manuelle Markierungstechnik mittels punktuellen Stiftmarker (Nuijts-Lane Marker) einem OCT-gesteuerten digitalen Markierungssystem gegenübergestellt wurde, zeigten sich unter dem computergestützten Markierungssystem signifikant niedrigere postoperative Restzylinder (74). Darüber hinaus sind digitale Markierungssysteme signifikant zeitsparender und können sich folglich positiv auf den Workflow und die Operationsplanung auswirken (74). Für das in dieser Studie verwendete digitale Markierungssystem „Callisto Eye“ wird in der derzeitigen Literatur eine tIOL-Fehlausrichtung zwischen $2,0^\circ$ und $4,7^\circ$ angegeben (76, 77). In einer prospektiven Studie, deren Autoren im Jahr 2018 das Callisto Eye System evaluierten und mit manuellen Markierungsmethoden verglichen, bestätigte sich, dass unter Anwendung des Callisto Eye signifikant niedrigere postoperative Abweichungen von der IOL-Zielachse auftreten ($3,6^\circ \pm 2,6^\circ$; $p = 0,005$) und postoperative Restzylinder geringer ausfallen ($-0,89 \pm 0,35$ Dioptrien versus $-0,64 \pm 0,36$ Dioptrien; $p = 0,003$) (77). In unserer Studie betrug die tIOL-Fehlausrichtung weniger als 3° ($2,9^\circ \pm 3,3^\circ$). Dieses Ergebnis stimmt mit der aktuellen Datenlage bezüglich der Präzision des Callisto Eye überein und könnte in der vorliegenden Studie die postoperativen refraktiven Ergebnisse zusätzlich verbessert haben.

5.2. Retrospektive Evaluation: Barrett-Kalkulator und Total Corneal Refractive Power (TCRP)

Dr. Douglas Koch zeigte in einer 2012 im „Journal of Cataract and Refractive Surgery“ publizierten Studie, dass neben der herkömmlichen Vorderflächenkeratometrie auch der Rückflächenastigmatismus bei der Kalkulation von tIOL eine tragende Rolle einnimmt (47). Die Autoren unterstreichen dabei die Rolle des Rückflächenastigmatismus in der Kalkulation von tIOL. Demnach würde der präoperativ gemessene Astigmatismus, aufgrund mangelnder Berücksichtigung der Hornhautrückfläche, bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus bis zu 0,6 Dioptrien überschätzt und bei Augen mit einem ATR-Astigmatismus bis zu 0,3 Dioptrien unterschätzt werden (47, 48). Nomogramme, wie das Baylor-Nomogramm, und neu etablierte Kalkulatoren, wie der Barrett-Toric-Kalkulator, sollen dazu beitragen, die Gesamtbrechkraft durch Integration mathematischer Modelle der posterioren Hornhautkrümmung künftig besser abschätzen und auskorrigieren zu können. Durch die Anwendung der neuen Algorithmen soll die Präzision der derzeitigen Industrie-Standardkalkulatoren bei der Berechnung von tIOL verbessert werden (67). Alternative, auch im Fokus aktueller Forschung stehende Methoden beruhen auf der direkten biometrischen Vermessung des kornealen Rückflächen- bzw. Gesamtastigmatismus. Zur Hornhautanalyse können hierfür unterschiedliche Biometrie- und Topographiegeräte (IOL Master, Pentacam) zum Einsatz kommen. In der vorliegenden Studie wurden der Barrett-Toric-Kalkulator und die Raytracing gesteuerte Vermessung der Gesamtbrechkraft mittels Scheimpflug-Kamera (Pentacam) untersucht.

5.2.1. Retrospektive Evaluation: Barrett-Kalkulator

Die mit dem Barrett-Toric-Kalkulator retrospektiv nachkalkulierte IOL-Linsenstärke betrug im SE $16,55 \pm 6,70$ Dioptrien. Die IOL-Zylinderstärke lag bei durchschnittlich $2,40 \pm 0,92$ Dioptrien mit einer Spannweite von 1,00 bis 6,00 Dioptrien. Die zugehörigen Zielrefraktionen wiesen im Mittel $-0,05 \pm 0,61$ Dioptrien im SE auf, mit Zylinderwerten von $-0,33 \pm 0,25$ Dioptrien.

5.2.1.1. Refraktiver Vorhersagefehler

In älteren Studien ist ein Vorteil des Barrett-Kalkulators gegenüber herkömmlichen Standardkalkulatoren zu erkennen. In einer prospektiven Studie, in der die Biometriedaten des Lenstar LS900 (Haag-Streit AG) verwendet und in die Kalkulation mit dem Barrett-Toric-Kalkulator integriert wurden, zeigte sich im Vergleich zu

Standardkalkulatoren eine Reduktion des postoperativen Restastigmatismus um 0,2 Dioptrien. Bei 77 % der operierten Augen konnte der postoperative Restastigmatismus so auf unter 0,50 Dioptrien und bei 89 % auf unter 0,75 Dioptrien gesenkt werden (78). In einer anderen Studie wird von astigmatischen Vorhersagefehlern zwischen 0,01 und 0,16 Dioptrien berichtet (52). Auch in der vorliegenden Studie konnte die postoperative Restrefraktion im SE über den Barrett-Toric-Kalkulator präziser vorhergesagt werden ($-0,06$ Dioptrien) als über den ZCalc-Kalkulator (0,19 Dioptrien) ($p < 0,01$). Dabei lag der retrospektiv ermittelte PE in 75% der Fälle unter $\pm 0,50$ Dioptrien. Bei der Hälfte der untersuchten Augen (50,00%) lag der PE Wert sogar unter $\pm 0,25$ Dioptrien. Der Barrett-Toric-Kalkulator lieferte dabei retrospektiv errechnete refraktive Vorhersagefehler von $-0,06 \pm 0,44$ Dioptrien und wies somit im SE eine minimale Tendenz zur Überkorrektur auf. In einer älteren Studie zum Baylor-Nomogramm kamen die Autoren diesbezüglich zu ähnlichen Ergebnissen, mit der Vermutung, dass die mathematisch-simulative Adjustierung der Hornhaurückfläche, den vermuteten Fehler bei der Schätzung des kornealen Gesamtastigmatismus, möglicherweise überkompensiert (79, 80).

5.2.1.2. Vektorenanalyse

Nach Durchführung der Vektorenanalyse errechneten wir für den Barrett-Kalkulator einen refraktiven astigmatischen Vorhersagefehler von $0,26 \pm 0,38$ Dioptrien bei 65° . In der Subgruppenanalyse (WTR, ATR und schräger Astigmatismus) war im Restastigmatismus erneut ein Trend zur Unterkorrektur zu erkennen, wobei Augen mit einem WTR-Astigmatismus vergleichsweise höhere Unterkorrekturen ($0,27 \pm 0,41$ Dioptrien bei 65°) aufwiesen als Augen mit einem ATR-Astigmatismus ($0,14 \pm 0,16$ Dioptrien bei 62°). Beim Barrett-Toric-Kalkulator ergaben sich in der Vektorenanalyse, im Vergleich zu den anderen untersuchten Kalkulationsmethoden, die höchsten Vorhersagefehler. Dies widerspricht den Angaben in anderen Studien, wonach bei der Evaluation des Barrett-Toric-Kalkulators, auch nach Durchführung einer Vektorenanalyse, niedrigere astigmatische Vorhersagefehler ermittelt wurden. In einer Studie, in der 51 Augen von 43 Patienten untersucht wurden, ergaben sich für den Barrett-Kalkulator Vorhersagefehler von lediglich $0,07 \pm 0,28$ Dioptrien bei 160° (72). In anderen Studien wurden Vorhersagefehler von 0,17 Dioptrien bei 165° bestimmt (67). Möglicherweise hat das retrospektive Studiensetting die Datenauswertung des Barrett-Toric-Kalkulators in unserer Studie limitiert.

5.2.2. Retrospektive Evaluation: Total Corneal Refractive Power

In der retrospektiven Nachkalkulation mit der TCRP wurden im SE IOL-Stärken von durchschnittlich $16,44 \pm 6,62$ Dioptrien ausgewählt. Die Zylinderstärke der IOL lag dabei bei $2,48 \pm 1,03$ Dioptrien, mit einer Spannweite von 1,00 bis 6,00 Dioptrien. Für die errechnete IOL wurde vom Kalkulator eine Zielrefraktion von $-0,11 \pm 0,75$ Dioptrien im SE, mit Restzylindern von durchschnittlich $-0,34 \pm 0,28$ Dioptrien, vorhergesagt.

5.2.2.1. Refraktiver Vorhersagefehler

Die Kalkulation unter Verwendung der TCRP erzielte in der vorliegenden Studie die besten Ergebnisse. Bei insgesamt 86,84% der Augen lag der berechnete PE unter $\pm 0,50$ Dioptrien. In 44,74% konnten PE-Werte unter $\pm 0,25$ Dioptrien erreicht werden. Konform zu unseren Resultaten, wurde bereits mehrfach auf die Vorteile einer biometrischen Vermessung der kornealen Gesamtbrechkraft bei der tIOL-Kalkulation hingewiesen. So publizierten Savini und Naeser bereits eine Reduktion des postoperativen refraktiven Astigmatismus (auf 0,25 Dioptrien beim ATR- und auf 0,46 Dioptrien beim WTR-Astigmatismus), wenn statt der Vorderflächenkeratometrie die TCA zum Einsatz kam (81). Ein anderer retrospektiver Vergleich verwies auf eine Reduktion des Restastigmatismus um 0,19 Dioptrien bzw. 0,11 Dioptrien, wenn anstelle der Vorderflächenkeratometrie (Lenstar LS900) die True Net Power (Pentacam) bzw. die TCRP (Pentacam) verwendet wurde (80). Auch unter Implantation anderer tIOL (z.B. AcrySof Toric IOL) bewährte sich die Anwendung der TCRP, im Vergleich zu herkömmlichen Standardkalkulatoren, als signifikant vorteilhaft (71). Auch wir konnten in der IOL-Berechnung mittels TCRP-Werten eine Reduzierung des PE erreichen. Er betrug hier lediglich $0,05 \pm 0,48$ Dioptrien im SE und lag somit signifikant unter dem Vorhersagefehler der herkömmlichen Standardkalkulation mit dem ZCalc 1.5 (0,19 Dioptrien, $p < 0,01$). Im Vergleich zum Barrett-Toric-Kalkulator ($-0,06$ Dioptrien) zeigte sich im SE jedoch keine statistisch signifikante PE Reduktion ($p = 0,62$).

5.2.2.2. Vektorenanalyse

Der in unserer Studie ermittelte astigmatische Vorhersagefehler lag bei $0,18 \pm 0,39$ Dioptrien bei 53° und somit unter dem Vorhersagefehler des ZCalc ($0,19 \pm 0,34$ Dioptrien bei 27°) und des Barrett-Kalkulators ($0,26 \pm 0,38$ Dioptrien bei 65°). In der Literatur ist derzeit noch ungeklärt, ob eine direkte Vermessung des Hornhautastigmatismus dem Barrett-Toric-Kalkulator überlegen ist. Laut einer älteren Studie waren nach

Durchführung einer Vektorenanalyse unter Einsatz des Holladay-Toric-Kalkulators höhere astigmatische Vorhersagefehler festzustellen, wenn die TCA einer Scheimpflug-Kamera verwendet wurde ($0,23 \pm 0,56$ Dioptrien bei 158°). Hier erwiesen sich die Abulafia-Koch-Regressionsformel ($0,05 \pm 0,34$ Dioptrien bei 160°) und der Barrett-Toric-Kalkulator ($0,07 \pm 0,28$ Dioptrien bei 160°) als vorteilhafter (72). In einer 2017 publizierten Studie wurden hingegen unter Einsatz der TCA (True Net Power und TCRP) niedrigere astigmatische Vorhersagefehler erreicht als unter Verwendung des Barrett-Toric-Kalkulators (79). Augen mit einem WTR- bzw. einem ATR-Astigmatismus zeigten in der zitierten Studie gleichermaßen Tendenzen zur postoperativen refraktiven Unterkorrektur. Auch unsere Subgruppenanalyse konnte diesbezüglich keinen Vorteil gegenüber dem ZCalc und dem Barrett-Kalkulator nachweisen. Unter Verwendung der TCRP-Werte wurden sowohl Augen mit einem ATR-Astigmatismus als auch Augen mit einem WTR-Astigmatismus refraktiv unterkorrigiert, wobei bei vorliegendem ATR-Astigmatismus vergleichsweise stärkere Unterkorrekturen ($0,28 \pm 0,38$ Dioptrien bei 77°) verzeichnet wurden als bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus ($0,19 \pm 0,37$ Dioptrien bei 43°). Möglicherweise haben das retrospektive Studiendesign und die geringe Augenanzahl der jeweiligen Subgruppen die Analysen beeinflusst. Daher empfehlen wir hierzu die Durchführung weiterer, prospektiver Studien mit längerem Studienzeitraum und höherer Augenanzahl.

5.3. Vergleich der verschiedenen Kalkulationsmethoden

Ob die mathematischen Modelle den direkten Hornhautvermessungen bei der Vorhersage des Hornhautgesamtastigmatismus überlegen sind, wird derzeit noch diskutiert. Während sich in einigen Studien unter Verwendung der TCRP eine statistisch signifikante Reduktion des postoperativen Restzylinders zeigte (71, 79), ergaben sich in anderen Studien über den Barrett-Toric-Kalkulator bessere refraktive Ergebnisse mit niedrigeren PE (67, 72, 82, 83). Beim Vergleich der verschiedenen Kalkulationsmethoden zeigte sich in dieser Studie, dass alle drei Verfahren niedrige, refraktive Vorhersagefehler lieferten und somit präzise Aussagen über das postoperative, refraktive Outcome gaben.

Als bewährte Standardmethode erreichte der ZCalc-Kalkulator, bei bloßer Berücksichtigung der Vorderflächenkeratometrie, einen refraktiven PE-Wert von 0,19 Dioptrien. Als vorteilhaft erwies sich die Integration der Hornhautrückfläche in die präoperative IOL-Kalkulation. Vor allem im SE konnten, sowohl bei der Kalkulation über

den Barrett-Toric-Kalkulator als auch unter Verwendung der TCRP, im Vergleich signifikant niedrigere refraktive Vorhersagefehler erzielt werden ($p < 0,01$). So verbesserte sich der refraktive Vorhersagefehler von 0,19 auf 0,05 Dioptrien, wenn mittels ZCalc-Kalkulator anstelle der Vorderflächenkeratometrie (IOLMaster 700) die TCRP (Pentacam) verwendet wurde, und von 0,19 auf $-0,06$ Dioptrien, wenn der Barrett-Kalkulator zum Einsatz kam. Zwischen dem Barrett-Kalkulator und der Kalkulation unter Verwendung des gemessenen Gesamtastigmatismus (TCRP) konnte im SE jedoch kein statistisch signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ($p = 0,62$). Während sich bei den Kalkulationen mittels ZCalc-Kalkulator leichte Tendenzen zur refraktiven Unterkorrektur zeigten, führte die Kalkulation über den Barrett-Kalkulator tendenziell zur refraktiven Überkorrektur. Möglicherweise wurde der theoretisch ermittelte Gesamtastigmatismus bei diesem Kalkulationsverfahren mathematisch überschätzt.

Auch die nach Alpini et al. durchgeführte Vektorenanalyse ergab unter Verwendung der TCRP die niedrigsten refraktiven Vorhersagefehler. Im Gesamtkollektiv verringerte sich dieser von 0,19 Dioptrien bei 27° auf 0,18 Dioptrien bei 53° . Bei Augen mit einem WTR-Astigmatismus von 0,20 Dioptrien bei 28° auf 0,19 Dioptrien bei 43° . Lediglich bei Augen, die einen ATR-Astigmatismus aufwiesen, war die Kalkulation mit reiner Vorderflächenkeratometrie der TCRP-Berechnung überlegen. Der Barrett-Toric-Kalkulator lieferte, trotz des niedrigen PE im SE, in der Vektorenanalyse relativ hohe Vorhersagefehler (0,26 Dioptrien bei 65°).

Zusammenfassend wird in dieser Studie deutlich, dass über die tIOL-Kalkulation mit dem ZCalc, sowohl unter Verwendung der Vorderflächenkeratometrie als auch der TCRP, insgesamt gute postoperative Refraktionsergebnisse mit niedrigen Vorhersagefehlern erzielt werden konnten. Vor allem unter Einbezug der TCRP wurden signifikant niedrigere refraktive Vorhersagefehler beobachtet ($p < 0,01$). Da auch der Barrett-Kalkulator im SE signifikant niedrigere refraktive Vorhersagefehler erzielte ($p < 0,01$), bleibt die Frage nach der optimalen Kalkulationsmethode zur Berechnung von tIOL unserer Meinung nach offen.

5.4. Stärken und Limitationen der Studie

Zur Einschätzung der Aussagekraft werden im Folgenden die Stärken und Schwächen der durchgeführten Studie dargestellt.

Zu den stärkenden Faktoren zählt das prospektive Studiensetting bei der Evaluation des ZCalc-Kalkulators (Version 1.5). Präklinisch wurde das Signifikanzniveau auf $< 0,05$ festgesetzt. Um mögliche Störfaktoren zu limitieren, wurden zudem bereits vor Beginn der Datenerhebung konkrete Ein- und Ausschlusskriterien, wie das Vorliegen visusbeeinflussender, ophthalmologischer Nebendiagnosen, definiert. Konstante prä-, intra- und postoperative Bedingungen erhöhten die Vergleichbarkeit innerhalb des Studienkollektivs. Die Kataraktoperation führte stets derselbe erfahrene Operateur, unter gleichbleibender OP-Technik und OP-Bedingungen, durch. Nachkontrolluntersuchungen erfolgten sowohl innerhalb präklinisch definierter Zeiträume (1 Woche und 3 Monate postoperativ) als auch stets durch den gleichen Untersucher. Eine präoperative Abschätzung und Integration des chirurgisch induzierten Astigmatismus ($-0,50$ Dioptrien) bei der Kalkulation der tIOL sowie die Durchführung einer A-Konstanten-Optimierung vor Beginn der Datenanalyse verringerten die refraktive Verzerrung des Studienergebnisses und erhöhten die interne Validität. Die rechnerische Auswertung der refraktiven Ergebnisse sowie die Vektorenanalyse orientieren sich dabei an etablierten Standardverfahren (84). Um den Einfluss einer postoperativen Fehlrotation und die damit verbundene Anzahl notwendiger, postoperativer Nachrotationen zu reduzieren, fand die IOL-Ausrichtung intraoperativ mithilfe des Callisto-Eye-Systems statt. Dadurch konnte der Grad der Fehlrotation unter 3° gehalten werden.

Zu den möglichen Schwachstellen dieser Studie gehört die retrospektive Analyse des Hornhaurückflächenastigmatismus, da sich in diesem Setting postoperative, refraktive Outcomes nur theoretisch abschätzen lassen. Zudem wurden die Daten innerhalb eines relativ kurzen Studienzeitraumes (2 Jahre) erhoben. Die geringe Anzahl von Studienaugen und die Einbeziehung beider Augen bei 16 Patienten des Studienkollektivs limitierten die Interpretation zusätzlich. Die Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München rekrutiert und versorgt Patienten deutschlandweit. Daher konnten nicht alle untersuchten Patienten zur Nachkontrolle einbestellt werden. Von den 56 in die Studie einbezogenen Patienten erschienen alle 56 Patienten zur wöchentlichen Nachkontrolle und 41 Patienten zur 3-monatigen postoperativen Nachkontrolle. Eine Nachbeobachtungszeit von drei Monaten limitiert zwar eine sichere Aussage bezüglich

langfristiger refraktiver Verläufe, kann aber definitiv eine primäre Tendenz der Ergebnisse aufzeigen.

In den prä- und postoperativen Kontrolluntersuchungen wurde für jeden Patienten sowohl die objektive als auch die subjektive Refraktion ermittelt. Bei der Bestimmung der objektiven Refraktion können bereits minimale Kopfverkippen zu einer Fehlmessung führen und eine Vergleichbarkeit von prä- und postoperativer Refraktion verfälschen (9). Daher zogen wir für die Analysen ausschließlich die aus der subjektiven Refraktion erhobenen refraktiven Daten heran. Dennoch kann bei der subjektiven Refraktion nicht differenziert werden, welcher Anteil des refraktiven Restastigmatismus durch den chirurgisch induzierten Astigmatismus oder durch eine postoperative Linsenrotation bedingt ist. Zudem wird die Messgenauigkeit der subjektiven Refraktion maßgeblich von der Untersuchungstechnik, der Erfahrung des Untersuchers und die Patientcompliance beeinflusst. Für die Durchführung wiederholter subjektiver Refraktionen am selben Patienten sind in der Literatur Messabweichungen von $\pm 0,2$ bis $\pm 0,65$ Dioptrien, im SE und im Zylinder, beschrieben (85). Aufgrund der limitierten Reproduzierbarkeit ist eine gewisse Ungenauigkeit der refraktiven Ergebnisse daher unvermeidbar. Zudem kann eine inakurate Biometrie, beispielsweise bei Vorliegen von trockenen Augen, die Reliabilität der Keratometriemessverfahren signifikant beeinträchtigen und so zu prä- und postoperativen Fehlmessungen führen (78, 86). Wie in der Methodik dieser Dissertation beschrieben, wurden Patienten mit einer Fehlrotation der IOL $> 10^\circ$ von der Studie ausgeschlossen. Es erfolgte lediglich eine Nachrotation bei einem operierten Auge. Der chirurgisch induzierte Astigmatismus wurde mit einem Wert von $-0,50$ Dioptrien auf 90° abgeschätzt und in allen drei verglichenen Kalkulatoren gleichermaßen in die Analyse einbezogen. Die Biometrieuntersuchungen erfolgten prä- und postoperativ durch geschultes Personal. Dadurch gewährleisteten wir trotz der beschriebenen Differenzen eine relativ gute Vergleichbarkeit. Nichtsdestotrotz können individuelle Effekte durch die operativen Inzisionen nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden.

5.5. Ausblick

Mit dem Ziel, optimale postoperative Ergebnisse in der refraktiven Kataraktchirurgie zu erreichen, wird derzeit intensiv im Bereich der IOL-Kalkulationsmethodik geforscht. Dass die Standardkalkulation mit reiner Vorderflächenkeratometrie für die derzeitigen Operationsstandards nicht ausreichend ist, wurde bereits mehrfach publiziert. Die Überlegenheit der Simulation der Hornhaurückfläche gegenüber der biometrischen Vermessung ist in der Literatur jedoch noch umstritten. In der vorliegenden Studie erreichten alle drei verglichenen Kalkulationsmethoden gute postoperative Ergebnisse mit niedrigen refraktiven Vorhersagefehlern. Vor allem unter Verwendung der TCPR konnte bei Patienten mit einem WTR-Astigmatismus eine deutliche Reduktion des refraktiven Vorhersagefehlers erzielt werden. Auch die Kalkulation mit dem Barrett-Toric-Kalkulator führte zu zufriedenstellenden Ergebnissen. Aufgrund des retrospektiven Studiendesigns empfehlen wir weitere prospektive Studien, die die Unterschiede aller etablierten Kalkulatoren im prospektiven Setting miteinander vergleichen. Bei der Vermessung des Gesamtastigmatismus der Hornhaut sollten dabei nicht nur Scheimpflug-Geräte wie die Pentacam, sondern auch neue OCT-basierte Geräte mit integrierter SWEPT-Source-Technologie (z. B. der IOL Master 700 mit integrierter TK-Funktion) Berücksichtigung finden. Interessant wäre auch, inwieweit die Vermessung des Gesamtastigmatismus und die Verwendung des Barrett-Toric-Kalkulators refraktive Ergebnisse krankhafter Augen, beispielsweise bei Vorliegen eines Keratokonus, bei starker Myopie oder Hypermetropie sowie bei Patienten nach LASIK-, PRK- oder RK-Behandlungen, beeinflusst. Erste positive Ergebnisse wurden bereits unter Verwendung der Barrett-Toric-True-K-Formel publiziert (87). Auch hier könnte die Integration der TK oder der TCRP die Präzision der IOL-Kalkulation zusätzlich verbessern. Um eine studienübergreifende Vergleichbarkeit zu gewährleisten, ist eine einheitliche Auswertung der postoperativen Ergebnisse unerlässlich. Für eine aussagekräftige Analyse der Restrefraktion und des verbliebenen Restastigmatismus empfehlen wir daher, neben einer mathematischen Standardauswertung, stets die Durchführung einer fundierten Vektorenanalyse.

6. Zusammenfassung

Die Kataraktchirurgie verzeichnete in den vergangenen Jahren rasante Entwicklungsfortschritte. Die Einführung der tIOL, die Verbesserung des Linsenmaterials sowie der Haptik haben die Rate an postoperativen Komplikationen stark verringert und die refraktiven Ergebnisse bei Patienten mit bestehendem Astigmatismus verbessert. Obwohl die Implantation einer tIOL bei vielen Patienten eine deutliche Reduktion des kornealen Astigmatismus ermöglicht, wird bei über einem Drittel die gewünschte Zielrefraktion nicht präzise erreicht (25). Trotz problemloser Operation bleibt teilweise postoperativ eine unerwartete Restrefraktion, mit bleibendem Restastigmatismus, bestehen. Da in über 20 % der operativen Kataraktinterventionen präoperativ ein Astigmatismus von über 1,5 Dioptrien festgestellt wird, führt diese Problematik häufig zu Unzufriedenheit (9). Als mögliche Ursache für dieses unerfreuliche Auftreten wird unter anderem eine ungenaue präoperative Schätzung und Vermessung des Gesamtastigmatismus der Kornea verantwortlich gemacht (28, 47, 48, 61). In den vergangenen Jahren stützte sich die Keratometrie bei der Kalkulation von tIOL vorwiegend auf die Vermessung der kornealen Vorderfläche. Erst nach Erkenntnis der tragenden Rolle der kornealen Rückflächenkrümmung steht auch die Vermessung des kornealen Rückflächenastigmatismus bei der Kalkulation von tIOL zunehmend im Fokus. Derzeit wird über verschiedene Verfahren eine Integration des Rückflächenastigmatismus in etablierte oder neu generierte Kalkulationsformeln angestrebt. Die ideale Methode zur präzisen Bestimmung des präoperativen Gesamtastigmatismus der Hornhaut wurde bisher jedoch noch nicht gefunden. Kontrovers debattiert wird aktuell, ob zur Abschätzung des Gesamtastigmatismus eher mathematisch-simulative Modelle, wie beispielweise der Barrett-Toric-Kalkulator, oder direkte biometrische Vermessungen der Hornhaut durch Scheimpflug-Kamera (Pentacam, Oculus) oder OCT gesteuerte Technologien (IOL Master 700, Zeiss) zu bevorzugen sind. In der derzeitigen Literatur sind hier noch uneinheitliche Ergebnisse zu finden (67, 71, 72, 79, 82).

Ziel der vorliegenden Studie war es, einzelne Kalkulationsmethoden im Hinblick auf die postoperative Restrefraktion zu vergleichen und zu evaluieren, mit welcher der analysierten Methoden sich refraktive Vorhersagefehler am effektivsten reduzieren lassen. Analysiert wurde prospektiv der Zeiss-Kalkulator ZCalc (Version 1.5), dessen Berechnungen ausschließlich auf Vermessungen des Hornhautvorderflächen-

astigmatismus basieren. Retrospektiv erfolgte eine Evaluation des Barrett-Toric-Kalkulators und einer TCRP-basierten Kalkulation mittels Pentacam und ZCalc.

In unserer Studie zeigte sich, dass alle drei Verfahren niedrige, refraktive Vorhersagefehler liefern und somit präzise Aussagen über das postoperative, refraktive Outcome ermöglichen. Die ermittelten PE-Werte lagen im SE bei allen drei Kalkulatoren nahe 0. Unserer Erkenntnis nach liefert der ZCalc-Kalkulator präzise Kalkulationsergebnisse bei der Planung von tIOL-Implantationen und stellt somit, trotz Vernachlässigung der kornealen Rückfläche, eine zuverlässige Methode zur tIOL-Berechnung dar, mit der präzise postoperative Refraktionsergebnisse möglich sind. Die Anwendung von digitalen, computergestützten Markierungssystemen, wie dem Callisto-Eye-Tracking-System, können IOL-Fehlausrichtungen effektiv minimieren und so das refraktive Outcome zusätzlich verbessern. Bei der retrospektiven Evaluation erwies sich die Integration der Hornhaurückfläche in die präoperative IOL-Kalkulation als vorteilhaft. Vor allem im SE konnten, sowohl bei der Kalkulation über den Barrett-Toric-Kalkulator als auch unter Verwendung der TCRP, signifikant niedrigere refraktive Vorhersagefehler erreicht werden. Auch für die nach Alpíns et al. durchgeführte Vektorenanalyse ergaben sich unter Verwendung der TCRP die niedrigsten refraktiven Vorhersagefehler. Der Barrett-Toric-Kalkulator erbrachte in der Vektorenanalyse, trotz des niedrigen PE im SE, relativ hohe Vorhersagefehler. Während sich bei den Kalkulationen mittels ZCalc-Kalkulator leichte Tendenzen zur refraktiven Unterkorrektur zeigten, waren für die Kalkulation über den Barrett-Kalkulator leichte Tendenzen zur refraktiven Überkorrektur zu beobachten.

Resümierend bleibt festzuhalten, dass über die tIOL-Kalkulation mit dem ZCalc, sowohl unter Verwendung der Vorderflächenkeratometrie als auch der TCRP, insgesamt gute postoperative Refraktionsergebnisse mit niedrigen Vorhersagefehlern erzielt werden konnten. Dabei ergaben sich mit der TCRP, im SE und in der Vektorenanalyse, die niedrigsten refraktiven Vorhersagefehler. Auch für die Kalkulation mit dem Barrett-Kalkulator zeigten sich, im Vergleich und in Übereinstimmung mit den anderen bisher veröffentlichten Studiendaten, zufriedenstellende Ergebnisse.

Literaturverzeichnis

1. Davis G. The evolution of cataract surgery. *Missouri medicine*. 2016;113(1):58.
2. Grzybowski A, Ascaso FJ. Sushruta in 600 BC introduced extraocular expulsion of lens material. *Acta ophthalmologica*. 2014;92(2):194-7.
3. Hashemi K, Catanese M, Gutierrez-Bonet R, Konstantidinis L, editors. *Katarakt– Was gibt es Neues? Swiss Medical Forum*; 2017: EMH Media.
4. Gerste RD. *Kleine Geschichte der Kataraktoperation. Der Graue Star*: Springer; 2016. p. 37-42.
5. Grehn F. *Linse. Augenheilkunde*: Springer; 2019. p. 197-227.
6. Grehn F. *Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie des Auges. Augenheilkunde*: Springer; 2019. p. 5-21.
7. Spraul CW, Lang GK. *Optik und Refraktionsfehler*. In: Lang GK, Esser J, Gareis O, Lang GE, Lang SJ, Spraul CW, et al., editors. *Augenheilkunde. 5., überarbeitete Auflage* ed: Georg Thieme Verlag; 2014.
8. Grehn F. *Refraktionsfehler: Brillen, Kontaktlinsen und refraktive Chirurgie. Augenheilkunde*: Springer; 2019. p. 471-95.
9. Kern C, Kortüm K, Müller M, Kampik A, Priglinger S, Mayer W. Comparison of two toric IOL calculation methods. *Journal of ophthalmology*. 2018;2018.
10. Sachsenweger M. *Lens cristallina*. In „*Duale Reihe Augenheilkunde*“, Sachsenweger M.; Bob A., Bob K. Georg Thieme Verlag, Stuttgart. 2003;2:146-71.
11. Kohnen T, Klapproth OK. *Intraokularlinsen - eine Standortbestimmung*: Uni-Med Verlag AG; 2016.
12. Pascolini D, Mariotti SP. Global estimates of visual impairment: 2010. *British Journal of Ophthalmology*. 2012;96(5):614-8.
13. Gerste R. *Komplikationen der Kataraktoperation. Konstanter Rückgang der Netzhautablösung*. *Dtsch Arztebl*. 2012;109:A-2468.
14. Kohnen T, Strenger A, Klapproth OK. *Zertifizierte Fortbildung (cme) Basiswissen refraktive Chirurgie-Korrektur von Refraktionsfehlern mit modernen chirurgischen Verfahren. Deutsches Arzteblatt-Arztliche Mitteilungen-Ausgabe B*. 2008;105(9):163.
15. Kohnert T, Baumeister M, Kook D, Klapproth OK, Ohrloff C. *Kataraktchirurgie mit Implantation einer Kunstlinse*. 2009.
16. Bowling B. *Kanski's Klinische Ophthalmologie: Eins systematischer Ansatz*: Elsevier Health Sciences; 2017.
17. Hahn G-A. *Kataraktchirurgie*. In: Hahn G-A, editor. *Kurzlehrbuch Augenheilkunde. 1. Auflage* ed: Georg Thieme Verlag; 2012.
18. Hoffmann P. *Diagnostik vor Kataraktoperation bei Implantation torischer Linsen. Teil 1: Technik der Biometrie*2013. 169 p.
19. Zuberbühler B, Haefliger E, Menapace R, Neuhann T. *Operation. Kataraktchirurgie*. 2008:51-105.
20. Becker M, Michels S, Lortz S, Kaminski S. *Präzisionspuls-kapsulotomie. Der Ophthalmologe*. 2019;116(3):288-90.
21. Lang GK. *Therapie der Katarakt*. In: Lang GK, Esser J, Gareis O, Lang GE, Lang SJ, Spraul CW, et al., editors. *Augenheilkunde. 6., überarbeitete Auflage* ed: Georg Thieme Verlag; 2019.
22. Collins JF, Augustin AJ. *Nahtmaterial, Intraokularlinsen, Operationszubehör. Augenheilkunde*: Springer; 1997. p. 671-89.

23. Viestenz A, Walter S, Viestenz A, Behrens-Baumann W, Langenbucher A. Torische Intraokularlinsen und Astigmatismuskorrektur. *Der Ophthalmologe*. 2007;104(7):620-7.
24. Dietze H. *Die optometrische Untersuchung*; Georg Thieme Verlag; 2015.
25. Gerten G. Torische Intraokularlinsen–Patientenauswahl, Ergebnisse, Komplikationsmanagement. *Ophthalmo–Chirurgie*. 2005;17:191-8.
26. Zeiss C. Medizintechnik von ZEISS:Produkte und Lösungen für die Ophthalmologie. *Ophthalmo-Index*. 2017:87 - 95.
27. Zeiss C. Markerlose Ausrichtung von IOL ZEISS CALLISTO eye 2013 [cited 2020 20.10.2020]. Available from: <https://www.zeiss.de/meditec/produkte/ophthalmologie/retina/therapie/computerassistierte-kataraktchirurgie/callisto-eye.html>.
28. Ferreira TB, Ribeiro F. How Can We Improve Toric Intraocular Lens Calculation Methods? Current Insights. *Clinical Ophthalmology (Auckland, NZ)*. 2020;14:1899.
29. Augustin AJ. *Diagnostische Verfahren bei Hornhauterkrankungen*. Augenheilkunde: Springer; 2001. p. 1039-45.
30. Sickenberger W, Kaden R, Jena H. *Hornhauttopographie nach dem Placidoprinzip–ein Überblick*.
31. Hirschschall N, Varsits R, Doeller B, Findl O. Enhanced penetration for axial length measurement of eyes with dense cataracts using swept source optical coherence tomography: a consecutive observational study. *Ophthalmology and therapy*. 2018;7(1):119-24.
32. Zeiss C. Brochure: ZEISS IOLMaster 700 Getting fewer refractive surprises. Jena2018. p. 3 - 11.
33. OCULUS. *Interpretations-Leitfaden Pentacam*. OCULUS; 2016.
34. Burk A, Burk R. *Checkliste Augenheilkunde*: Georg Thieme Verlag; 2014.
35. Hua Y, Stojanovic A, Utheim TP, Chen X, Ræder S, Huang J, et al. Keratometric index obtained by Fourier-domain optical coherence tomography. *PLoS One*. 2015;10(4):e0122441.
36. Haigis W. Zur Herkunft der Hornhautdaten des Gullstrand-Auges. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*. 2010;227(S 01):V20.
37. Barkana Y, Gerber Y, Elbaz U, Schwartz S, Ken-Dror G, Avni I, et al. Central corneal thickness measurement with the Pentacam Scheimpflug system, optical low-coherence reflectometry pachymeter, and ultrasound pachymetry. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2005;31(9):1729-35.
38. Sasaki K, Sakamoto Y, Shibata T, Emori Y. The multi-purpose camera: a new anterior eye segment analysis system. *Ophthalmic research*. 1990;22(Suppl. 1):3-8.
39. Alcon. Alcon Online-Rechner für torische IOL 2019 [Available from: www.myalcon-toriccalc.com].
40. Barrett G. Barrett Universal II Formula [Available from: https://calc.apacrs.org/barrett_universal2105/].
41. Oculentis. Toric Lens Calculator 2015 [Available from: www.lentistoric.com].
42. PhysIOL. PhysIOL Toric Calculator 2019 [Available from: www.physioltoric.eu].
43. Zeiss C. Z CALC Online IOL Calculator [Available from: <https://zcalc.meditec.zeiss.com/zcalc/>].
44. Febraro J-L, Khan HN, Koch DD. *Surgical Correction of Astigmatism*: Springer; 2018.
45. Kaur M, Shaikh F, Falera R, Titiyal JS. Optimizing outcomes with toric intraocular lenses. *Indian Journal of Ophthalmology*. 2017;65(12):1301.
46. Koch DD. The posterior cornea: hiding in plain sight. *Ophthalmology*. 2015;122(6):1070-1.

47. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2012;38(12):2080-7.
48. Koch DD, Jenkins RB, Weikert MP, Yeu E, Wang L. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: effect of posterior corneal astigmatism. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2013;39(12):1803-9.
49. Roach L. Toric IOL Calculations: Consider the Posterior Cornea. *Eyenet*. 2014;43-5.
50. Ventura BV, Wang L, Weikert MP, Robinson SB, Koch DD. Surgical management of astigmatism with toric intraocular lenses. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*. 2014;77(2):125-31.
51. Systems TM, editor *The Barrett IOL Calculation Suite and the Aladdin Biometer* 2017.
52. Abulafia A, Barrett GD, Kleinmann G, Ofir S, Levy A, Marcovich AL, et al. Prediction of refractive outcomes with toric intraocular lens implantation. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2015;41(5):936-44.
53. Qian Y, Liu Y, Zhou X, Naidu RK. Comparison of corneal power and astigmatism between simulated keratometry, true net power, and total corneal refractive power before and after SMILE surgery. *Journal of Ophthalmology*. 2017;2017.
54. Akman A, Asena L, Güngör SG. Evaluation and comparison of the new swept source OCT-based IOLMaster 700 with the IOLMaster 500. *British Journal of Ophthalmology*. 2016;100(9):1201-5.
55. Auffarth G, Borkensein A, Ehmer A, Mannsfeld A, Rabsilber T, Holzer M. Scheimpflug- und Topographiesysteme in der ophthalmologischen Diagnostik. *Der Ophthalmologe*. 2008;105(9):810-7.
56. Jain R, Grewal S. Pentacam: principle and clinical applications. *Journal of Current Glaucoma Practice*. 2009;3(2):20-32.
57. Zeiss C. AT TORBI 709M / MP Die erste vorgeladene, bitorische true-MICS-IOL: Für bessere Ergebnisse. Jena 2012. p. 1 - 12.
58. Haigis W, Duzanec Z, Kammann J, Fischer A, editors. *Klinische Individualisierung von IOL-Konstanten*. 10 Kongreß der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie; 1997: Springer.
59. Berdahl J. Toric Results Analyzer: Berdahl & Hardten Toric IOL Calculator [Available from: <https://www.astigmatismfix.com/>].
60. Augustin AJ. *Augenheilkunde*: Springer-Verlag; 2013.
61. Abulafia A, Koch DD, Wang L, Hill WE, Assia EI, Franchina M, et al. New regression formula for toric intraocular lens calculations. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2016;42(5):663-71.
62. Alpíns NA. A new method of analyzing vectors for changes in astigmatism. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 1993;19(4):524-33.
63. Alpíns NA, Goggin M. Practical astigmatism analysis for refractive outcomes in cataract and refractive surgery. *Survey of Ophthalmology*. 2004;49(1):109-22.
64. ASSORT. ASSORT Vector Calculator 2012-2020 [Available from: <https://assort.com/assort-vector-calculator-1>].
65. Kampik A. *Augenärztliche Rehabilitation*: Georg Thieme Verlag; 2005.
66. DUNNE MC, ROYSTON JM, BARNES DA. Posterior corneal surface toricity and total corneal astigmatism. *Optometry and vision science*. 1991;68(9):708-10.
67. Ferreira TB, Ribeiro P, Ribeiro FJ, O'Neill JG. Comparison of astigmatic prediction errors associated with new calculation methods for toric intraocular lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2017;43(3):340-7.

68. Narang P, Trattler WB. 5 Posterior Corneal Astigmatism: Basics and Clinical Implications. 2019. In: *Optimizing Suboptimal Results Following Cataract Surgery* [Internet]. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 2019. [27 - 9]. Available from: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/lookinside/10.1055/b-0038-166349>.
69. ABULAFIA A. The Abulafia-Koch Formula. *Cataract and Refractive Surgery Today Europe*. 2018;22 -3.
70. Preussner P-R, Wahl J, Weitzel D, Berthold S, Kriechbaum K, Findl O. Predicting postoperative intraocular lens position and refraction. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2004;30(10):2077-83.
71. Zhang B, Ma J-X, Liu D-Y, Guo C-R, Du Y-H, Guo X-J, et al. Effects of posterior corneal astigmatism on the accuracy of AcrySof toric intraocular lens astigmatism correction. *International journal of ophthalmology*. 2016;9(9):1276.
72. Ribeiro FJ, Ferreira TB, Relha C, Esteves C, Gaspar S. Predictability of different calculators in the minimization of postoperative astigmatism after implantation of a toric intraocular lens. *Clinical Ophthalmology (Auckland, NZ)*. 2019;13:1649.
73. LaHood BR, Goggin M, Esterman A. Assessing the likely effect of posterior corneal curvature on toric IOL calculation for IOLs of 2.50 D or greater cylinder power. *Journal of Refractive Surgery*. 2017;33(11):730-4.
74. Mayer WJ, Kreutzer T, Dirisamer M, Kern C, Kortuem K, Vounotrypidis E, et al. Comparison of visual outcomes, alignment accuracy, and surgical time between 2 methods of corneal marking for toric intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg*. 2017;43(10):1281-6.
75. Elhofi AH, Helaly HA. Comparison Between Digital and Manual Marking for Toric Intraocular Lenses: A Randomized Trial. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94(38):e1618.
76. Raucau M, El Chehab H, Agard E, Lagenaitte C, Dot C. Toric lens implantation in cataract surgery: Automated versus manual horizontal axis marking, analysis of 50 cases. *J Fr Ophtalmol*. 2018;41(1):e1-e9.
77. Titiyal JS, Kaur M, Jose CP, Falera R, Kinkar A, Bageshwar LM. Comparative evaluation of toric intraocular lens alignment and visual quality with image-guided surgery and conventional three-step manual marking. *Clin Ophthalmol*. 2018;12:747-53.
78. Gundersen K, Potvin R. Clinical outcomes with toric intraocular lenses planned using an optical low coherence reflectometry ocular biometer with a new toric calculator. *Clin Ophthalmol*. 2016;10:2141-7.
79. Park D-Y, Lim DH, Hwang S, Hyun J, Chung T-Y. Comparison of astigmatism prediction error taken with the Pentacam measurements, Baylor nomogram, and Barrett formula for toric intraocular lens implantation. *BMC Ophthalmol*. 2017;17(1):156.
80. Reitblat O, Levy A, Kleinmann G, Abulafia A, Assia EI. Effect of posterior corneal astigmatism on power calculation and alignment of toric intraocular lenses: Comparison of methodologies. *J Cataract Refract Surg*. 2016;42(2):217-25.
81. Savini G, Næser K. An analysis of the factors influencing the residual refractive astigmatism after cataract surgery with toric intraocular lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2015;56(2):827-35.
82. Ferreira TB, Ribeiro P, Ribeiro FJ, O'Neill JG. Comparison of Methodologies Using Estimated or Measured Values of Total Corneal Astigmatism for Toric Intraocular Lens Power Calculation. *J Refract Surg*. 2017;33(12):794-800.
83. Bicknell K, Helpert C, Dwyer K, McKnight B, Singh S, Fulcher S, et al. Accuracy of two devices and three different calculation methods for predicting residual

- astigmatism after intraocular lens implantation. Proc (Bayl Univ Med Cent). 2020;33(2):205-8.
84. Wang L, Koch DD, Hill W, Abulafia A. Pursuing perfection in intraocular lens calculations: III. Criteria for analyzing outcomes. J Cataract Refract Surg. 2017;43(8):999-1002.
 85. Grein HJ, Schmidt O, Ritsche A. Reproducibility of subjective refraction measurement. Ophthalmologe. 2014;111(11):1057-64.
 86. Epitropoulos AT, Matossian C, Berdy GJ, Malhotra RP, Potvin R. Effect of tear osmolarity on repeatability of keratometry for cataract surgery planning. J Cataract Refract Surg. 2015;41(8):1672-7.
 87. Abulafia A, Hill WE, Koch DD, Wang L, Barrett GD. Accuracy of the Barrett True-K formula for intraocular lens power prediction after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy for myopia. J Cataract Refract Surg. 2016;42(3):363-9.

Danksagung

Mit den folgenden Worten möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die durch ihre Mithilfe zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang J. Mayer, für die stets wohlwollende Förderung und die Möglichkeit, diese Dissertation unter seiner Leitung durchzuführen. Vielen Dank für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas, der Bereitstellung des Arbeitsplatzes, sowie der intensiven Betreuung. Sie haben mich auf allen Ebenen, von Beginn der Studienplanung bis hin zur Veröffentlichung der Ergebnisse, umfassend angeleitet, beraten und unterstützt.

Ein großer Dank gilt auch Dr. med. Christoph Kern, der mir als Betreuer meiner Dissertation kontinuierlich und zuverlässig zur Seite stand. Ohne seine schnellen und ausführlichen Antworten, auf jegliche von mir gestellten Fragen, und seine fachliche Kompetenz wäre die Realisierung dieser Dissertation für mich undenkbar gewesen. Ich danke Dir für deine unermüdliche Geduld und deinen unerschöpflichen Einsatz!

Des Weiteren möchte ich mich bei Dr. med. Mehdi Shajari für die Hilfestellung bei der statistischen Auswertung und bei der gesamten Arbeitsgruppe des CRT und des Augen Diagnostik Zentrums bedanken. Ich danke Frau Sabine Süß und Frau Margarete Heilmeyer für ihre ständige Hilfsbereitschaft bei der Patientenbetreuung und der Datenrekrutierung.

Ein großes Dankeschön möchte ich auch meiner Familie und meinen Freunden aussprechen. Ich danke meiner Mutter Leila El Kaissi und meinem Freund Marcel Lang, für die unendliche Unterstützung und den Rückhalt in allen Lebenslagen!

Publikationsliste

Kern, C., **El Kaissi, L.**, Kortuem, K., Shajari, M., Vounotrypidis, E., Langenbacher, A., ... & Mayer, W. J. (2020). Comparing refractive outcomes of a standard industry toric IOL calculator using anterior corneal astigmatism and total corneal refractive power. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 258(2), 345-350.

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

El Kaissi, Linda

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Vergleich verschiedener Kalkulationsmethoden torischer Intraokularlinsen bei Patienten mit altersbedingter Katarakt „

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Singen, 30.10.2021

Linda El Kaissi

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand