

# UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF

Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde

Kommissarische Direktorin: Professor Dr. Maren Klemm

## **Chirurgisch induzierter Astigmatismus bei Clear Lens Extraction und Implantation einer multifokalen Linse - eine Refraktions- und Vektoranalyse**

### **Dissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Eileen Elisabeth Bigdon aus Hamburg

Hamburg 2016

**Angenommen von der  
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 15.02.2017**

**Veröffentlicht mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.**

**Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. Gisbert Richard**

**Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in: PD Dr. Toam Katz**

# Inhaltsverzeichnis

	Seitenzahlen	
1.	Abkürzungsverzeichnis	5-6
2.	Arbeitshypothese und Fragestellung	7
3.	Einleitung	8-9
3.1	Einführung in die Thematik	8-9
3.2	Ametropie	10
3.2.1	Myopie und Hypermetropie	11
3.2.2	Presbyopie	12
3.2.3	Astigmatismus	13-15
3.3	Die Brechkraft des Auges	16-17
3.4	Geschichte der refraktiven Chirurgie	18-19
3.4.1	Geschichte der Intraokularlinse	20
3.4.2	Operationsverfahren	21
3.4.3	Laserverfahren	22
3.4.3.1	Laser-in-situ-keratomileusis (LASIK)	22
3.4.3.2	Photorefraktive Keratektomie (PRK)	23
3.4.5	Linsenverfahren	24
3.4.5.1	Phake Intraokularlinsen	24
3.4.5.2	Clear Lens Extraction	25
4.	Methodik	26
4.1	Einführung	26
4.2	Patientenselektion	27
4.3	Die multifokale diffraktive künstliche Linse	28-30
4.4	Präoperative Vorbereitung	31
4.5	Operationstechnik	32-33
4.6	Postoperatives Vorgehen	34
4.7	Korneale Topographie und Refraktion	35-36
4.8	Grundlagen der Vektoranalyse nach Alpins	37
4.8.1	Einführung Vektoren	37
4.8.2	Vektoren	38-40
4.8.3	Doppel-Winkel Vektor Diagramm (DWVD)	41-43
4.8.4	Das Golfputt-Analogon	44

4.8.5	Alpins Methode	45-48
4.8.6	Anwendung der Alpins Methode	49
4.8.7	Analyse zusammengefasster Daten	50
4.9	Statistische Verfahren	51
5.	Ergebnisse	52-59
6.	Diskussion	60
6.1	Allgemeines	60
6.2	Manifeste Refraktion	61-66
6.3	Keratometrie	67-68
6.4	Ocular residual astigmatism (ORA)	69-70
6.5	Topographischer und refraktiver chirurgisch induzierter Astigmatismus (SIA)	70-72
6.6	Bewertung der Ergebnisse	73-74
7	Zusammenfassung	75
8	Summary English	76
9	Literatur	77-86
10	Lebenslauf	87-88
11	Danksagung	89
12	Eidesstattliche Versicherung	90

## 1. Abkürzungsverzeichnis

AE	angle of error
ATR	against the rule
CA	coefficient of adjustment
CCW	counter clock wise
CI	correction index
CLE	clear lens extraction
CW	clock wise
D	Dioptrie
DAVD	double angle vector diagram Doppel-Winkel Vektor Diagramm (DWVD)
DCIVA	distance-corrected intermediate visual acuity
DCNVA	distance-corrected near visual acuity
DCVA	distance-corrected visual acuity
DOG	Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft
DV	difference vector
ECCE	extrakapsuläre Katarakt Extraktion
FI	flattening index
HOA	higher order aberration
KRC	Kommission Refraktive Chirurgie
IOL	Intraocularlinse
IOS	index of success
LASEK	Laser Epitheliale Keratomileusis
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
ME	magnitude of error
ORA	ocular residual astigmatism
siORA	chirurgisch induzierter ocular residual astigmatism
PMMA	polymethylmethacrylat
PRK	Photorefraktive Keratektomie
rSIA	chirurgisch induzierter Astigmatismus der manifesten Refraktion
SE	spherical equivalent

SIA	surgically induced astigmatism
TD	topographic disparity
TIA	target induced astigmatism
tSIA	chirurgisch induzierter Astigmatismus der Topographie
UDVA	uncorrected distance visual acuity
UIVA	uncorrected intermediate visual acuity
UNVA	uncorrected near visual acuity
WTR	with the rule

## 2. Arbeitshypothese und Fragestellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Optimierung des Operationsergebnisses bei einem refraktiven Linsenaustausch. In dieser Studie wird die AT Lisa 809 verwendet, eine diffraktive multifokale Linse. Ein möglichst genaues Operationsergebnis ist bei multifokalen Linsen von besonderer Bedeutung, denn die optimale Funktionsweise einer multifokalen Linse entfaltet sich erst bei Emmetropie. Außerdem wünschen sich die Patienten, die sich für diesen Linsentyp entscheiden, eine Brillenlosigkeit. Die erste multifokale Linse wurde 1986 eingesetzt. Multifokale Linsen basieren, im Gegensatz zu monofokalen Linsen, auf einem relativ neuem Linsendesign mit vergleichsweise geringerer Studienanzahl.

Diese Arbeit vergleicht die Astigmatismusänderung der manifesten Refraktion mit der Astigmatismusänderung der kornealen Topographie. Die Topographie wird vor allem durch die Hauptinzision im Rahmen der Operation beeinflusst. In dieser Studie wird die Inzision bevorzugt am steilen Meridian limbusparallel mit einer Größe von 2,4mm gesetzt. Setzt man den Hauptschnitt an der steilen Zylinder-Achse, so wird der Betrag des kornealen Astigmatismus und damit des refraktiven Zylinders in der Regel durch Abflachung der Keratometrie im Schnittmeridian reduziert. (Hill 2008). Der Betrag des chirurgisch induzierten Astigmatismus richtet sich dabei nach dem Ort und der Länge der Inzision. Je kleiner der Schnitt und je weiter peripher (skleral, limbal und clear corneal) desto geringer ist der SIA.

Der refraktive Zylinder wird dahingegen zusätzlich durch den ORA beeinflusst. Der ORA wird als Vektordifferenz zwischen dem refraktiven Zylinder und dem topographischen Astigmatismus berechnet. Der ORA ist der Anteil des refraktiven Zylinders, der nicht von der Hornhautvorderfläche stammt. Er wird also bei Pseudophaken hauptsächlich durch die Hornhaurückfläche, die Linse in ihrer Kippung, Positionierung und Rotation, sowie der Netzhaut gebildet (Tran 2012).

Diese Arbeit untersucht die Änderungen von ORA und tSIA nach CLE mit konsekutiver nicht-torischer MIOL Implantation.

### 3. Einleitung

#### 3.1. Einführung in die Thematik

Im Folgenden werden zunächst die Grundlagen der Optik und der refraktiven Chirurgie erläutert.

Für die Analyse der gesammelten Daten wird in dieser Arbeit die Alpíns Vektor Analyse verwendet, welche nachfolgend ebenfalls detailliert erklärt wird.

Bei einer multifokalen Linse ist eine postoperative Emmetropie von besonderer Bedeutung. Emmetropie wird in dieser Studie als  $\pm 0,5$  dpt spherical equivalent (SE) definiert. Bei diesem Linsentyp wünschen sich die Patienten eine postoperative Brillenlosigkeit. Die Funktion der Linse ist bei Emmetropie am besten. Die größte Patientenzufriedenheit wurde bei einem postoperativen nahezu planen SE und einem regulären Astigmatismus von 0,5D oder weniger erreicht (Braga-Mele et al. 2014).

Der Einfluss der Schnittführung auf den chirurgisch induzierten Astigmatismus in der Topographie wurde bereits belegt (Morcillo-LaizR et al. 2009, Cavallini et al. 1996 und Cavallini et al. 2007, Barosio et al. 2006). Ein Schnitt an der steilen Achse der Kornea führt zu einer Abflachung dieses Meridians, Versteilung des senkrechten Meridians und Reduzierung des refraktiven Zylinders. Je weiter peripher ein Schnitt gesetzt wird (clear corneal, limbal, skleral), desto weniger Astigmatismus induziert er. Die Länge der Inzision ist direkt proportional zum induzierten Astigmatismus und umgekehrt proportional zur Hornhautstabilität (Cavallini et al. 1996 und Cavallini et al. 2007).

ORA wird beeinflusst durch einzelne, potentiell Astigmatismus verursachende Quellen: Hornhauatrückfläche, die Linse in ihrer Kippung, Position und Rotation, und Netzhaut. ORA ist eine Größe, die sich bisher nur berechnen und nicht direkt messen lässt. Per Definition handelt es sich dabei um die Vektordifferenz zwischen refraktiven Zylinder und topographischen Astigmatismus (Alpíns 2004).

Ein hoher ORA korreliert negativ mit einer großen Pupille im mesopischen Bereich (Dämmerungssehen), männlichem Geschlecht und Dominanz des Auges (Frings et al.

2013). ORA nimmt des Weiteren mit steigendem Alter zu. Wahrscheinlich aufgrund einer zunehmenden Kristallisierung der Linse (Kugler et al. 2014).

In dieser Arbeit wird untersucht, ob die Änderung in der vorderen Topographie der Hornhaut durch die Hauptinzision, oder eine Änderung des ORA, mehr Einfluss auf ein den postoperativen refraktiven Zylinder hat. Es wird geprüft, ob man bereits präoperativ eine Prognose über den chirurgisch induzierten Astigmatismus des optischen Systems machen kann. Bei einem bereits präoperativ errechenbaren SIA unter Einbeziehung des ORA könnte beispielsweise eine torische Linse zum Ausgleich des SIA besser verwendet werden. Alternativ können Korrekturen einer weiterhin bestehenden Ametropie nur mit Hilfe von Laserverfahren sinnvoll durchgeführt werden.

Die Laserverfahren (LASIK/PRK) sind im Rahmen dieser Dissertation somit vor allem im Zusammenhang mit der postoperativen Korrektur einer noch vorhandenen Ametropie zu betrachten.

Alternativ kann regulärer Astigmatismus a priori auch mit einer torischen Linse korrigiert werden, weil eine torische Linse in zwei senkrecht zueinander stehenden Meridianen zwei unterschiedliche Zylinderwirkungen besitzt. Torische multifokale Linsen wurden in dieser Arbeit jedoch nicht untersucht.

### 3.2 Ametropie

Ametropie bedeutet aus dem altgriechischen übersetzt: Das Missverhältnis des Auges. Dabei werden Gegenstände, die im optisch Unendlichen liegen bei entspannter Akkommodation nicht scharf auf der Netzhaut abgebildet. Sie werden in der Einheit Dioptrien (dpt) gemessen und lassen sich in astigmatische und achsensymmetrische Formen unterteilen. Meistens liegt jedoch eine gemischte Form vor (Kohnen und Klaproth 2008).

Zu den achsensymmetrischen Formen zählt man die Myopie (Kurzsichtigkeit) und die Hyperopie (Weitsichtigkeit). Die astigmatischen Fehlsichtigkeiten werden durch atypische Verformung der Hornhaut verursacht (Kohnen und Klaproth 2008).

Demgegenüber steht die Normalsichtigkeit, die auch als Emmetropie bezeichnet wird. Sie bedeutet definitionsgemäß, dass sich der Brennpunkt des optischen Systems des Auges auf der Netzhaut befindet (Koch et al. 1998). Parallel einfallende Strahlen werden in der Fovea, dem Punkt des schärfsten Sehens, gebündelt.

### 3.2.1 Myopie und Hyperopie

Myopie (Kurzichtigkeit) wird verursacht, wenn das Auge in Relation zur Brechkraft zu lang ist (Grehn 2012, Kohen und Klaproth 2008) oder die Brechkraft des Brechapparates im Verhältnis mit der axialen Länge zu hoch ist. Die Brechkraft wird in Dioptrien gemessen und berechnet sich aus dem Kehrwert der Brennweite. Eine Verlängerung des Augapfels um 1mm entspricht bereits 3dpt Myopie (Grehn 2012). Der Brennpunkt befindet sich vor der Netzhaut im Glaskörper und das Bild wird unscharf.

Man geht davon aus, dass sich die Myopie durch genetische Prädisposition in Kombination mit umfangreicher Arbeit im Nahbereich des Auges über einen längeren Zeitraum entwickelt. Üblicherweise bildet sich die Kurzichtigkeit im Kindheits- oder Jugendalter aus und stabilisiert sich bis zum frühen Erwachsenenalter (Bashour et al 2013).

Hyperopie (Weitsichtigkeit) entsteht, wenn der Augapfel zu kurz (Achsenhypermetropie) oder seltenen, wenn die Hornhaut zu flach (Brechungshypermetropie) ist. Der Brennpunkt befindet sich nun hinter der Netzhaut (Abb. 1) (Grehn 2012, Kohen und Klaproth 2008).

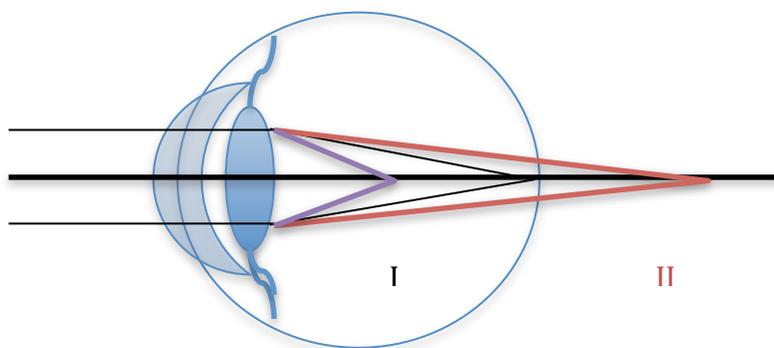


Abb.1. Schematische Abbildungsverhältnisse bei I. Myopie und II. bei Hyperopie.

### 3.2.2. Presbyopie

Die Presbyopie wird auch als Alterssichtigkeit bezeichnet. Sie entsteht durch eine Sklerosierung, wobei sich Bindegewebe in die Linse einlagert, so dass der Kern der Linse an Elastizität verliert. Daraus folgt eine Abnahme der Akkomodationsbreite. Die Linse fokussiert im Ruhezustand in die Ferne. Um einen Nahpunkt zu fokussieren, spannen die Ziliarmuskeln an und runden die Linse ab. Durch die Sklerosierung ist die Abrundung der Linse nicht mehr im vollen Maße gegeben, somit verschiebt sich der maximale Nahpunkt etwas in die Ferne. Der Sklerosierungsprozess beginnt bereits im Jugendalter. Während ein 10 Jahre altes Kind noch eine Akkomodationsbreite von etwa 13.5dpt hat, beträgt dieser Wert bei einem 20-jährigen nur noch 10dpt. Im Alter von 50 Jahren sinkt die Akkomodationsbreite dann auf etwa 2.5dpt ab. Bei einer Akkomodationsbreite von 13.5dpt hat das Kind seinen maximalen Nahpunkt bei 7.5cm. Der 20-jährige kann noch maximal bei einer Entfernung von 10cm scharf sehen und der 50-jährige hat seinen maximalen Nahpunkt bei 40cm (Kohen und Klaproth 2008,).

### 3.2.3. Astigmatismus

Astigmatismus entsteht durch eine asymmetrische Verkrümmung der Hornhaut. Die Hornhaut ist hierbei nicht mehr kugelförmig (sphärisch) gewölbt. Der horizontale Meridian hat eine andere Brechkraft als der senkrecht darauf stehende (Abb.3). Daher treten Lichtstrahlen nicht parallel, sondern schräg zur Linsenachse durch die Hornhaut, so dass kein Punkt (griechisch: Stigma), sondern eine Linie abgebildet wird (Brennpunktlosigkeit = A-Stigma-tismus) (Kaufmann 2003). Die normale Hornhaut sollte die stärkste Krümmung bei ca.  $90^\circ$  und die schwächste Krümmung bei ca.  $0^\circ$  haben (Abb.2). Ein Astigmatismus von bis zu 0,5 Dioptrien hat die höchste Prävalenz und geht mit einer besseren Abbildungsqualität einher (Grehn 2012).

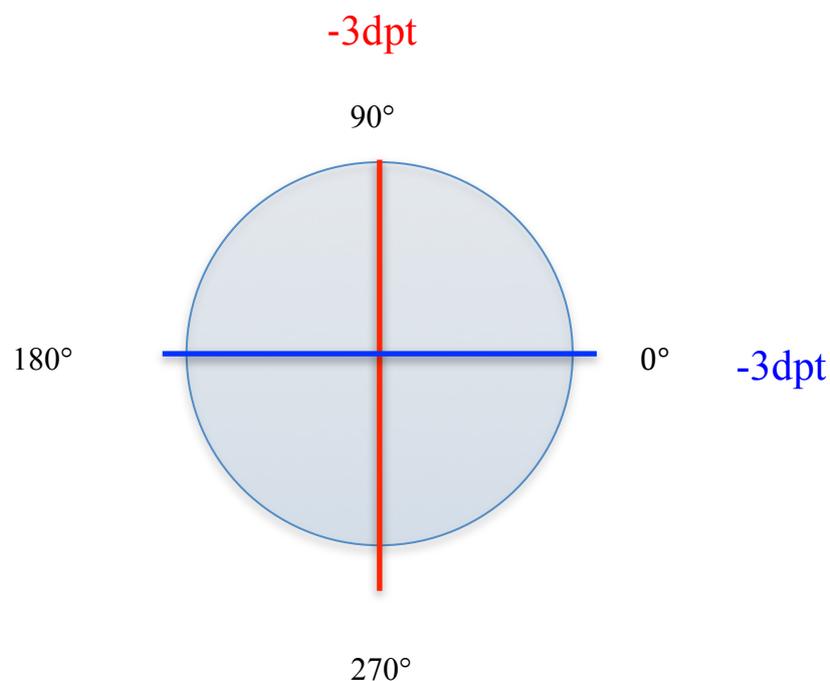


Abb. 2. Schematische Darstellung einer normalen Hornhautverkrümmung

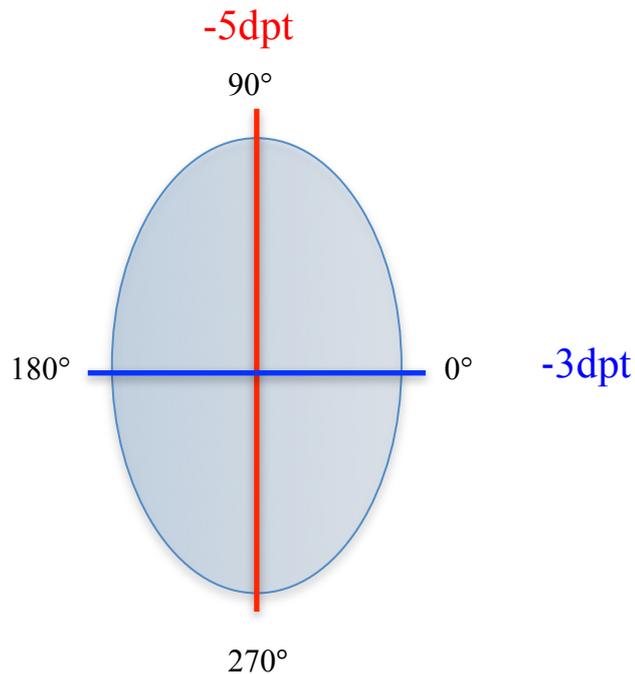


Abb. 3. Schematische Darstellung eines regulären Astigmatismus (hier: A. rectus)

Es wird zwischen regulären und irregulären Astigmatismus unterschieden. Bei regulärem Astigmatismus stehen die beiden Meridiane mit unterschiedlicher Brechkraft senkrecht aufeinander. Er wird in drei Unterformen unterteilt, dem Astigmatismus rectus, inversus und obliquus. Der Astigmatismus rectus (Astigmatismus nach der Regel) (Abb. 3), ist die häufigste Unterform bei Erwachsenen. Die stärkste Krümmung liegt hierbei bei  $90^\circ (\pm 15^\circ)$ . Beim Astigmatismus inversus (Astigmatismus gegen die Regel) liegt die stärkste Krümmung bei  $0^\circ (\pm 15^\circ)$  (Abb. 4). Der Astigmatismus obliquus bezeichnet alle übrigen Formen des Astigmatismus (Grehn 2012).

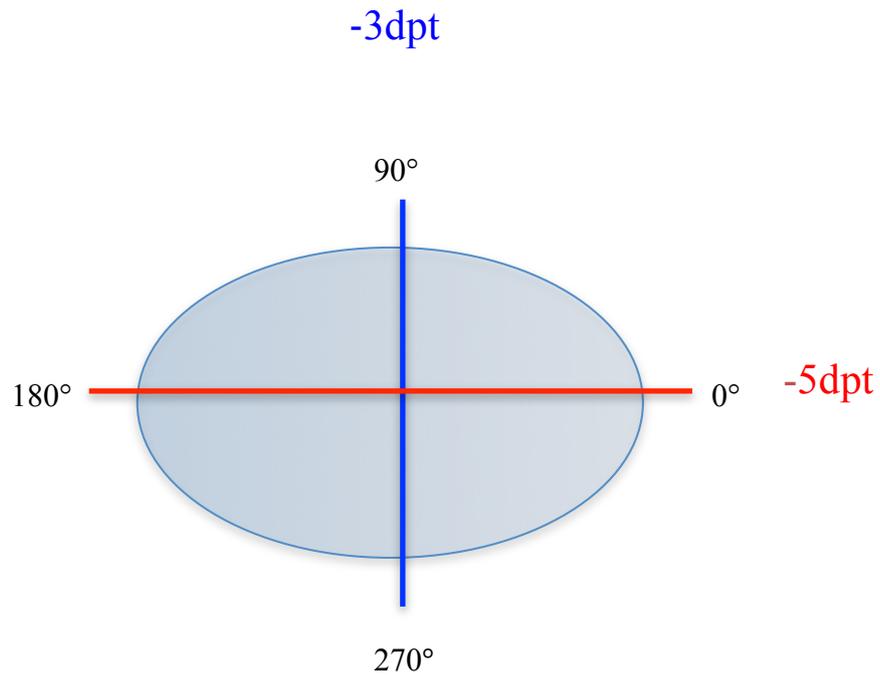


Abb.4. Schematische Darstellung eines Astigmatismus inversus

Der irreguläre Astigmatismus entsteht durch eine unregelmäßige Krümmung der Hornhaut. Dabei haben verschiedene Bereiche der Hornhaut sehr unterschiedliche Brechkraft. Dies kann beispielsweise durch einen Keratokonus, eine Hornhautnarbe und verschiedene Augenoperationen verursacht oder erblich bedingt sein (Kohnen und Klaproth 2008, Grehn 2012).

### 3.3 Die Brechkraft des Auges

Der Brechkraftapparat des Auges besteht vor allem aus Cornea, Kammerwasser, Linse und Glaskörper und schafft somit drei Brechungsebenen. Der Lichtstrahl wird bei Eintritt in ein neues Medium mit unterschiedlichen Brechungsindices ( $n$ ) gebrochen. Der Brechungsindex beschreibt eine optische Materialeigenschaft und ist eine dimensionslose physikalische Größe. Er setzt die Phasengeschwindigkeit und Wellenlänge der Vakuumgeschwindigkeit von Licht ( $c_0$ ) in Relation dieser Parameter zum Medium ( $c_M$ ).

$$n = c_0 / c_M$$

Beim optischen System des Auges entsteht die größte Brechung des Lichtes bei Eintritt aus der Luft in die sphärischen Cornea und das Kammerwasser. Dort ist der Unterschied der Brechungsindices am größten ( $n_{\text{Kammerwasser}} = 1,336$ ;  $n_{\text{Cornea}} = 1,376$ ;  $n_{\text{Luft}} = 1,0$ ). Bei der Cornea wird zwischen einem anterioren und ein posterioren Segment unterschieden. Sie macht insgesamt eine Brechkraft von ca. 43,05dpt aus. Der Anteil der Hornhautvorderfläche beträgt ca. 48D, während der Anteil der Hornhaurückfläche etwa -6D von der Brechkraft ausmacht.

Beim Eintritt des Lichtstrahls in die Linse wird das Licht weniger gebrochen, da der Unterschied der Brechungsindices zwischen Kammerwasser, Linse und Glaskörper kleiner ist ( $n_{\text{Linse}} = 1,4$ ). Die Linse macht dennoch eine Brechkraft von 19,11dpt aus. Der Brechungsindex des Glaskörpers entspricht ungefähr dem der Linse und ist somit vernachlässigbar (Abb.4).

Man kann die Brechkraft von der Cornea und von der Linse jedoch nicht einfach addieren, da man den Abstand zwischen Cornea und Linse mit einberechnen muss. Die Gesamtbrechkraft des durchschnittlichen Auges beträgt somit 58,64dpt.

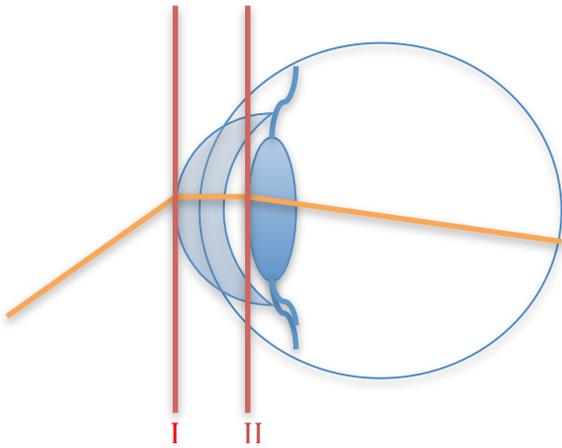


Abb. 4. Vereinfachtes Modell des Auges als optisches System. Der gelbe Strich symbolisiert einen Lichtstrahl; I entspricht der Brechung an der an der Cornea (43dpt); II entspricht die Brechung an der Linse (19dpt)

Dieses Modell veranschaulicht die Bedeutung der Cornea und ihrer Form für das optische System. Man sieht, dass bereits eine minimale Änderung der Hornhautverkrümmung zu einer merklich veränderten Brechkraft führen kann.

### 3.4. Refraktive Chirurgie

#### 3.4.1. Geschichte der Refraktiven Chirurgie

Die Auseinandersetzung mit der Refraktion begann bereits im frühen 16. Jahrhundert als Leonardo da Vinci Überlegungen anstellte, worin optische Störungen ihren Ursprung haben könnten. Im Jahre 1619 wurde dann erstmals die Hornhautoberfläche von Scheiner gemessen (Wang 2000).

Die ersten Aufzeichnungen von Ansatzmöglichkeiten refraktive Chirurgie zu betreiben, sind aus dem Jahr 1869. Der holländische Augenarzt Hermann Snellen schlug vor, kleine Schnitte im Bereich des steilen Meridians der Cornea zu machen, um die Hornhaut abzuflachen. Die Umsetzung dieser Idee sollte allerdings noch 21 Jahre dauern (Wang 2000).

Das erste theoretische Werk über die Potenziale der refraktiven Chirurgie entstand erst im Jahr 1896 von dem Holländer Lendeer Jans Lans, einem Lehrer der Augenheilkunde, der mit diesem Thema seinen Dokortitel erlangte (ISRS 2013). Er entwickelte eine Methode um Astigmatismus mittels unterschiedlicher Schnitte auf dem vorderen Anteil der Cornea auszugleichen. Er schuf eine Systematik, indem er die Anzahl, die Richtung und die Form der Schnitte variierte. Er versuchte den genauen Effekt der Inzisionen besser zu verstehen und somit steuern (Wang 2000).

Die Grundlagen der lamellaren Chirurgie wurden erstmalig im Jahr 1949 vom spanischen Ophthalmologen José Ignacio Barraquer beschrieben. Mit Hilfe eines Mikrokeratoms entfernte er den vorderen Anteil der Cornea und kühlte es anschließend mit einem Gerät namens Crolathe ab und schleifte es mit Hilfe von Maßstab getreuen Zeichnungen adäquat ab. Diese Technik wird Keratomileusis genannt. Mit diesem Verfahren ließ sich nun nicht mehr nur Myopie sondern auch Hyperopie behandeln.

Die refraktive Chirurgie machte durch die Entdeckung des Excimerlasers für die Augenheilkunde einen großen Fortschritt. Der Laser wurde ursprünglich in der Industrie verwendet. 1881 berichtete John Taboada, dass der Argon-fluoride Excimerlaser Augengewebe erkennen kann (Krueger et al. 2010). Die ersten Operationen am Auge mit dem Excimerlaser, die so genannten photorefraktiven Keratotomien (PRK), wurden 1985 von

Theo Seiler, damals Professor der Augenheilkunde an der Columbia University, an blinden Augen in Deutschland durchgeführt (Krueger et al 2010). Die PRK wurde zu Beginn der neunziger Jahre zur LASEK weiterentwickelt. Pallikaris et al. (Pallikaris et al. 1990) kombinierten 1989 erstmals die Keratomileusis mit dem Excimerlaser und nannten das Verfahren Laser-in-situ-Keratomileusis (LASIK).

### 3.4.2 Geschichte der Intraokularlinse

Die erste Intraokularlinse wurde 1950 von dem Engländer Sir Harold Ridley eingesetzt (Davison et al. 2013). Er führte eine zweistufige Operation durch. Zunächst machte er eine extrakapsuläre Kataraktextraktion (ECCE), anschließend wartete er etwa zwei Monate bis sich das Auge beruhigt hat, um die Intraokularlinse einzusetzen (Davison et al. 2013).

Inspiration für die Entwicklung der Intraokularlinse erhielt er von britischen Kampfpiloten des zweiten Weltkrieges. Ridley bemerkte, dass sie die kleinen Plastikfragmente von ihrer zersplitterten Cockpitabdeckung in ihren Augen tolerierten. Die Abdeckung war aus PMMA (Apple et al. 2013). Zusammen mit der Industrie schuf er ein reineres Material für den klinischen Gebrauch. Für die Form der künstlichen Linse orientierte er sich am Original. Die so genannte Ridley Linse ist eine Hinterkammerlinse. Die erste Vorderkammerlinse wurde 1952 von Baron of France eingesetzt (Davison et al. 2013).

Mit dem Fortschritt der Technologie konnten Silicon und Acryl als Material für die IOL verwendet werden. Beide Stoffe haben die Eigenschaft, dass sie sehr biegsam sind. Somit ist es möglich geworden, die Linse zu falten und durch eine minimale Inzision einzusetzen (Davison et al. 2013).

Die Intraokularlinsen unterscheiden sich außerdem in monofokale, asphärische, torische, bifokale, multifokale und akkommodative Linsen (Davison et al. 2013), sowie in ihrer Befestigung im Auge, welche kapselfixiert, winkelfixiert, Iris fixiert, oder auch sklerafixiert sein kann.

### 3.4.3. Operationsverfahren

Die operativen Methoden lassen sich grob in zwei Sparten aufteilen. Die Laserverfahren, welche die Brechkraft der Hornhaut ändern und die Linsenverfahren, die durch ersetzen oder hinzufügen einer Linse die Brechkraft des optischen Systems ändern.

Im Folgenden werden die Techniken und Voraussetzungen der einzelnen Methoden erläutert.

### 3.4.4. Laserverfahren

#### 3.4.4.1. LASIK (Laser-in-situ-Keratomileusis)

Die LASIK ist die häufigste Operationsmethode in der refraktären Chirurgie. Bei dieser Technik wird mit Hilfe eines Mikrokeratoms (Hornhauthobel) oder eines Femto-Lasers eine dünne Lamelle präpariert (Durchmesser ca. 8-9,5 mm; Dicke 100-160  $\mu\text{m}$ ). Dieser Flap, genannte Lamelle, wird nicht vollständig abpräpariert, sondern behält ein meist superior oder nasal gelegene Bindegewebsbrücke (Grehn 2012). Im Anschluss wird mit Hilfe eines Excimerlasers darunter liegende Hornhaut abgetragen, um eine Änderung der Hornhautverkrümmung zu bewirken. Der Flap wird nach dem Abtragen der Hornhaut wieder auf das Auge geklappt und verheilt ohne zusätzliche Naht (Grehn 2012).

Vorteil dieser Methode ist, dass der Patient nach der Operation schnell schmerzfrei ist, da das Oberflächenepithel der Hornhaut im Gegensatz zu den Oberflächenverfahren (PRK, LASEK) nicht verletzt wird (Kohnen und Klapproth 2008). Außerdem verbessert sich der Visus nach der Operation nahezu sofort (Kohnen und Klapproth 2008, Grehn 2012). Nachteil ist eine Destabilisierung der Hornhaut (Kohnen und Klapproth 2008). Des Weiteren ist die maximal mögliche Korrektur von der Hornhautdicke und der Pupillengröße abhängig. Die Hornhautdicke beträgt zentral ca. 550 $\mu\text{m}$  und in der Peripherie ca. 700 $\mu\text{m}$  (Grehn 2012).

LASIK wird von der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft (DOG) deshalb maximal für Myopien bis -8dpt, für Hyperopien bis +3dpt und für Astigmatismus bis 6 dpt empfohlen. Besteht eine Myopie mit Astigmatismus, so ist die Summe aus Myopie und Astigmatismus für die Bewertung zu bilden (KRC 2014).

#### 3.4.4.2. PRK (Photorefraktive Keratektomie)

Die PRK ist das älteste Verfahren zur Behandlung von Fehlsichtigkeiten. Hierbei wird mittels Laser die Hornhautoberfläche abgetragen. Ziel ist es auch hier die Hornhautverkrümmung zu beeinflussen (Kohnen und Klaproth 2008).

Die Hornhautdicke spielt auch für die PRK eine wichtige Rolle. Nach dem Eingriff muss eine Restdicke der Hornhaut von mindestens 270-300µm vorhanden sein. Dieses Verfahren ist von der Kommission Refraktive Chirurgie (KRC) für Myopien bis -8dpt, für Hyperopien bis +3dpt und für Astigmatismus bis 6dpt zugelassen (KRC 2014).

Vorteil der PRK im Vergleich zu LASIK ist eine stabilere Hornhaut. Allerdings benötigt der Visus länger um sich zu stabilisieren, zudem ist die Zeit nach der OP für den Patienten schmerzhafter, da sich das Hornhautepithel regenerieren muss (Kohnen und Klaproth 2008).

### 3.4.5. Linsenverfahren

#### 3.4.5.1. Phake Intraokularlinsen

Bei diesem Verfahren wird eine Linse zusätzlich zur eigenen implantiert. Diese Linse kann entweder in der Vorder- oder Hinterkammer des vorderen Augenabschnittes platziert werden und wird dementsprechend entweder als phake Vorderkammer- oder Hinterkammerlinse bezeichnet, die kunstlinse sitzt immer vor der körpereigenen Linse (Kohnen und Klaproth 2008, Grehn 2012).

### 3.4.5.2. Clear Lens Extraktion (CLE)

Die CLE ähnelt der Operation zur Entfernung einer Katarakt (grauer Star). Mit dem Unterschied, dass nicht die getrübe, sondern die noch klare Linse entfernt wird.

Man macht eine kleine Inzision am Rand der Hornhaut. Mittels Phakoemulsifikation, einem Ultraschallverfahren, weicht man die körpereigene Linse auf und saugt sie anschließend ab. Im Anschluss wird die Kunstlinse (Intraokularlinse (IOL)) in den noch vorhandenen Kapselsack eingesetzt. Die Inzisionsstelle heilt in der Regel alleine aus.

Die CLE verwendet man in der Regel bei Patienten mit hoher Myopie ab -6dpt, die nur unzureichend mit anderen refraktiven Methoden so wie LASIK oder PRK behandelt werden können. Bei Patienten mit Hyperopie ab 3dpt kann ebenfalls die CLE angewandt werden (KRC 2014). Die Methode ist für die Behandlung der Hyperopie besonders interessant, da sie schlechter mit den üblichen refraktiven Operationsmöglichkeiten zu behandeln ist.

Die CLE, so wie auch andere refraktive Eingriffe, darf erst bei Patienten ab dem 18 Lebensjahr erfolgen. Weitere Kontraindikationen für den Eingriff sind ein Glaukom mit ausgeprägten Gesichtsfeldschäden und vorbestehende Hornhautschäden mit reduzierter Endothelzellzahl und Endotheldicke, so wie eine zu flache Vorderkammertiefe (KRC 2014).

## 4. Methodik

### 4.1. Einleitung

Um möglichst valide Daten zu generieren, wurden alle Augen in die Studie eingeschlossen, die konsekutiv zwischen Januar 2009 und März 2012 eine AT LISA 809 bei Clear Lens Extraction erhalten haben. Die Patienten wurden von dem gleichen refraktiven Chirurgen mit einer standardisierten Technik operiert. Ziel unserer Studie war es, die Änderung des Astigmatismus in der Topographie mit der Änderung des Astigmatismus in der Refraktion und ihre Verhältnisse zueinander zu untersuchen. Der ORA ist die Vektordifferenz zwischen refraktiven und topographischen Astigmatismus. Der ORA ist eine Größe, welche momentan nur wenig Aufmerksamkeit im Planungsprozess eines refraktiven Eingriffes erhält. Mit Hilfe des ORBSCANS ist es möglich die Änderung der Topographie an jedem beliebigen Ort nachzuvollziehen. In dieser Studie wurde die Astigmatismusänderung an mindestens zwei kornealen Radien untersucht. Die Messung fand standartmäßig im 90 ° Winkel vom kornealen Zentrum statt. Die Messung fand im Radius von 0,5mm, 2-3mm und wenn möglich bei einer Entfernung von >3mm statt. Der zentrale Messpunkt gibt dabei vor allem Auskunft über die Astigmatismusänderung in der Sehachse, während die weiter peripher gelegenen Messpunkte mehr Informationen über den gesamten topographisch induzierten Astigmatismus geben, da sie durch die Inzision mehr beeinflusst werden.

## 4.2. Patientenselektion

Für die Studie wurden 106 Augen von 56 Patienten untersucht. Alle Patienten waren zur Zeit der Operation über 18 Jahre alt und hatten seit mindestens einem Jahr eine unveränderte Sehstärke. Das Alter der Patienten befand sich in dieser Studie zwischen 22 und 74 Jahren. Bei keinem der Patienten war aufgrund einer zu flachen Vorderkammertiefe oder einer zu dünnen Pachymetrie andere klassische refraktive Verfahren möglich. Alle Operationen wurden konsekutiv zwischen Januar 2009 und März 2012 von einem erfahrenen Operateur am Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf durchgeführt. Bei allen Behandlungen wurde die diffraktive multifokale Intraokularlinse AT LISA 809 (Carl Zeiss, Jena, Deutschland) eingesetzt. Die verwendeten Linsen befanden sich im Bereich zwischen +5 und +32.0dpt. Da es sich bei dieser Arbeit um die Untersuchung von refraktiven Eingriffen bei Clear Lens Extraction handelt, hatten die Patienten eine klare Linse.

### 4.3. Die multifokale diffraktive künstliche Linse

Die diffraktive multifokale Linse von der Firma Zeiss (AT LISA 809) gehört zu der Gruppe der ersten multifokalen, diffraktiven, asphärischen Intraokularlinsen, die auch für micro incision cataract surgery (MICS) verwendet werden können. Sie besteht aus 25% hydrophilen Acrylat mit hydrophober Oberfläche. Der Gesamtdurchmesser der Linse beträgt 11,0 mm, die Optik macht davon 6,0 mm aus. Die Haptik hat eine Anwinkelung von  $0^\circ$ . Die AT LISA 809 gibt es im Dioptrienbereich von 0,0 bis +32,0dpt. Sie ist in 0,5-dpt-Schritten erhältlich. Die einteilige Linse wird in den Kapselsack eingesetzt. Die diffraktive Multifokallinse hat sowohl einen Fern- als auch einen Nahfokus und ermöglicht somit eine Brillenlosigkeit (Alió et al. 2011, De Vries et al. 2013).

Die diffraktiven Linsen funktionieren nach dem Huygens-Fresnel-Prinzip. Dieses Prinzip postuliert, dass jeder Punkt einer Wellenfront als Ausgangspunkt einer neuen Kugelwelle, der so genannten Elementarwelle, betrachtet werden kann. Die Wellen können Interferenzen bilden. Sind die Wellen phasensynchron, so potenzieren sich die Wellen auf und die Amplitude steigt. Bei Wellen, die nicht phasensynchron sind, verringert sich die Amplitude der gemessenen Wellen dagegen (Frieling-Reuss 2013, Bahaa et al 2008). Teilt man nun angemessene Dimensionen für das diffraktive Muster der Linse zu, so kann das Licht passend für Nah- und Fernsicht gebrochen werden (Frieling-Reuss 2013). Man setzt die Theorie um, indem man allerfeinste kreisförmige Abstufungen vom Zentrum der Linse ausgehend einbaut. Die Ringbreite nimmt nach Peripher ab. (Abb. 5) Die Linse ist zentral am dicksten und nimmt in Stufen nach außen hin ab. Hierbei unterscheidet man zwischen apodisierenden und nicht apodisierenden Linsen. Bei den apodisierenden Linsen nimmt die Stufenhöhe nach Peripher hin graduierlich ab, wohingegen die Stufenhöhe bei den nicht apodisierenden Linsen konstant bleibt (Waring und Berry 2013). Bei der AT LISA 809 handelt es sich um eine nicht apodisierende Linse (Waring und Berry 2013). Die Vorderseite der rein diffraktiven Linsen sind meist sphärisch und monofokal refraktiv wirksam, während sich die konzentrischen diffraktiv wirkenden Ringe an der Rückseite der Linse befinden. Fällt das Licht nun auf die verschiedenen Ringe, so wird es dort gebeugt und es kommt zu einer Phasenverschiebung. Dadurch wird das Licht genau in einem Nah- und einem Fernpunkt gebündelt (Frieling-Reuss 2013, Bahner 2009) (Abb.5). Nachteil der diffraktiven Linsen kann allerdings eine Verminderung der Kontrastsensitivität, Blendung, Unschärfe und ein Streulichteffekt sein, welcher zu photometrischen Phänomenen führen kann (Frieling-Reuss 2013). Diese Effekte

können beispielsweise dadurch erklärt werden, dass typischerweise nur etwa 41% des Lichtes auf jeweils den Nah- und den Fernpunkt entfallen (Bahner 2009, Simpson 1989) und somit etwa 18% des Lichtes als Streulicht verloren gehen (Bahner 2009). Dies lässt sich durch die Verwendung von Diffraction minimieren (Frieling-Reuss 2013, Alió et al 2011, Alfonso et al 2007). Die AT LISA809 verwendet dieses Prinzip. Sie kombinieren eine diffraktive Vorderseite mit einer asphärischen Oberfläche und stellen somit eine diffraktive asphärische multifokale Optik dar (Frieling-Reuss 2013). Dies führt zu gesteigerten Kontrastsehen und erhöhter Schärfe des Bildes. Durch die besondere Konstruktion dieser Linse entfallen 65% des einfallenden Lichtes auf den Fernpunkt und nur 35% auf den Nahfokus (Alió et al. 2008), dadurch werden Blendung und die photometrischen Phänomene reduziert (Alió et al. 2008, El-Maghraby et al. 1992). Mit diesem Model wurden sehr gute klinische Ergebnisse erzielt (Alió et al. 2011, Alfonso et al. 2007). Weiterer Vorteil der AT LISA 809 ist die Unabhängigkeit zur Pupillengröße. Viele andere multifokale IOLs sind pupillenabhängig, dadurch kann es zu hochgradigen Bildfehlern wie grellen Lichtflecken, verschwommen Sehen und Halos kommen kann. Dieses Phänomen verstärkt sich, wenn innerhalb des Bereiches der dilatierten Pupille operiert wird (Bahner 2009) Patienten mit einer großen Pupille haben ein höheres Risiko postoperativ vermehrt blendempfindlich zu sein und eine Schwäche der Zonulafasern zu entwickeln (Braga-Mele et al. 2014). Besonders ausgeprägt zeigen sich diese Einschränkungen im Dämmerlicht (Bahner 2009, O'Bart et al. 1994).

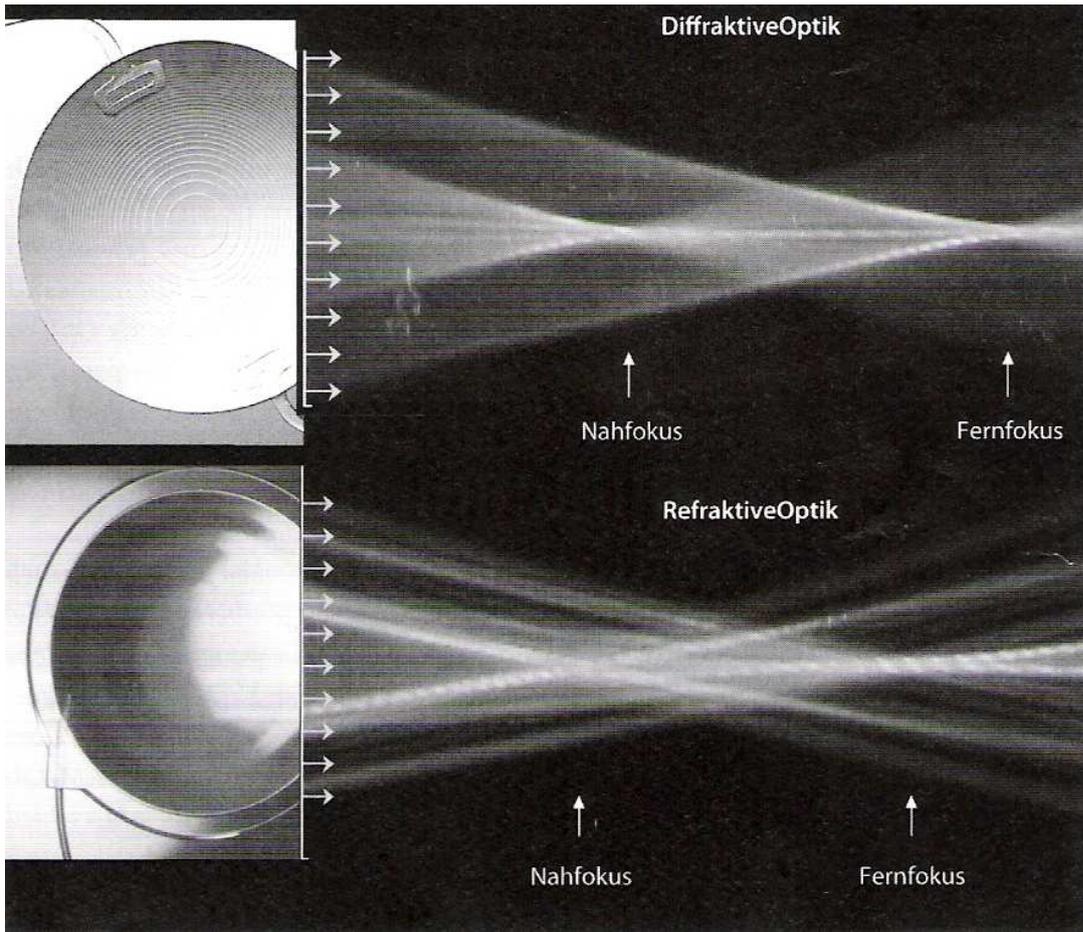


Abb.5: Brechungsverhalten einer refraktiven im Vergleich zu einer diffraktiven Linse (Abbildung von Dr. rer. Nat. Thom Terwee, Groningen, Niederlande) (Bahner 2009)

#### 4.4. Präoperative Vorbereitung

Die Patienten wurden zunächst über die Operation informiert, wobei eine Aufklärung über das OP-Prozedere und potentielle Risiken erfolgte. Anschließend unterzeichneten sie eine Einverständniserklärung. Sie gaben außerdem eine Zustimmung (informed consent) zur Verwendung ihrer Daten zu Forschungszwecken ab.

Präoperativ wurden alle Augen gründlich untersucht. Dazu gehört eine Untersuchung an der Spaltlampe, die Bestimmung der Refraktion, die Pupillometrie zur Messung der Pupillenweite, ein Endothelfoto zur Endothelzellzählung, die Feststellung der unkorrigierten und korrigierten Sehschärfe im Nah- Intermediär und Fernbereich, und die Erstellung einer Hornhauttopographie, sowie eine Pachymetrie mit dem ORBSCAN II® der Firma Bausch & Lomb Inc.. Der Astigmatismus lässt sich mit Hilfe des ORBSCANs für jeden Punkt, sowohl der Hornhautvorder- als auch der Hornhaurückfläche, bestimmen. Das Gerät basiert auf einer Scanning-Slit-Methode und gleicht im Prinzip einer Scheinpflug-Messung. Bei dem ORBSCAN II® ist diese Technik erstmals mit einem Placidokonus kombiniert. Dadurch wird es möglich gleichzeitig eine Hornhautdickenmessung (Pachymetrie) durchzuführen (Bach und Kampik 2003).

Die Stärke der zu implantierenden Linse wurde mittels Laser-Interferenz-Biometrie (IOL Master (Carl Zeiss, Jena, Deutschland)) nach der Haigis-Formel berechnet.

Die Augen eines Patienten wurden an 1-3 aufeinander folgenden Tagen operiert. Das rechte Auge wurde vor dem linken behandelt.

#### 4.5. Operationstechnik

Alle Augen wurden von einem erfahrenen refraktiven Chirurgen (TK) untersucht und operiert.

Die Eingriffe wurden unter Tropfanästhesie mit dem Arzneistoff Oxybuprocain-HCL 1% Augentropfen durchgeführt. Oxybuprocainhydrochlorid USP (U.S. Pharmacopeia) beinhaltet Benzalkoniumchlorid als Konservierungsmittel. Des Weiteren wurden 1-2ml der Injektionslösung (Lidocain-HCL B. Braun 2%) zur Lokalanästhesie verwendet. Anschließend wurde die Haut mit Betaisodona Lösung mit dem aktiven Wirkstoff Povidon-Iod von der Firma Mundipharma desinfiziert. 100ml dieser Lösung beinhalten 10g Povidon-Iod. Zur Desinfizierung des Auges und der konjunktivalen Umschlagfalte wurden 2ml des Povidon-Iod-Augenbades 1.25% verwendet. Danach wurde das Auge steril abgeklebt und eine Lidsperrle der Firma Geuder eingesetzt. Daraufhin führte der Operateur am Limbus eine jeweils 0,9mm in der Breite und 1-1.5mm in der Tiefe bemessende Parazentese bei 3 und 9 Uhr durch. Die Parazentese wurde mit dem 0.9er Diamantenmesser der Firma Geuder mit der Modelnummer 38475 durchgeführt. Nach Gabe von Viskoelastikum (Visgel) zur Stabilisierung der Vorderkammer und zum Schutz des umliegenden Gewebes während der Phakoemulsifikation, wurde am steilen Meridian eine limbusparallele, 2.4mm bemessende, Inzision mittels Stahlphakolanze des Modells M102240 durchgeführt. Es handelt sich dabei um ein mikrochirurgisches Messer der Firma 1st Q welches angewinkelt und beidseitig geschliffen ist. Mit der Phakolanze wurde ein 2.5cm tiefer Tunnel bis zur Perforation in die Vorderkammer präpariert. Die anschließende im Durchmesser 5 bis 6 mm bemessende zentrale Kapsulorhexis wurde mit der Utrata Pinzette durchgeführt. Unter der Kapsulorhexis versteht man die Eröffnung der Linsenkapsel. Der Operateur ging mit einer Kanüle in die nun eröffnete Linsenkapsel zwischen Linse und Kapselsack. Durch das Einspritzen von Balanced Salt Solution (BSS), einer sterilen Augenspüllösung, und 1ml Adrenalin (Suprarenin) mit einer Konzentration von 1mg/ml von der Firma SANOFI, löste er den Kortex von dem Kern und von dem Kapselsack. Dieser Vorgang wird als Hydrodissektion bezeichnet. Durch Phakoemulsifikation wurde nun der Linsenkern zerkleinert. Die Phakoemulsifikation wurde mit dem Phakogerät Accurus 800CS von Alcon bei 0% bis 35% power bis zu 10 Sekunden lang durchgeführt. Die weichen klaren Linsen konnten oft ohne Phakoenergie abgesaugt werden. Das Phakogerät wurde im Burst-Modus verwendet, um die benötigte Energie zu verringern. Die Power, welche für die Ultraschallintensität steht, wurde auf maximal 35%,

das Vakuum auf 300mmHg und die maximale Stoßlänge auf 35ms eingestellt. Im Anschluss wurden die Linsenreste mit dem bimanuellen Irrigation-Aspiration-Handstück (I/A) abgesaugt und die hintere Kapsel poliert. Die Irrigation ist für die Steuerung des Zuflusses von Salzlösung (NaCl) in die Vorderkammer verantwortlich und dient der Herstellung einer ausreichenden Kammerstabilität. Die Aspiration ist für den Abtransport von Flüssigkeit und Linsengewebe zuständig. Zum Polieren wurde die Aspirations-Kanüle auf ein Vakuum von 400mmHg und die Irrigations-Kanüle auf 75mmH<sub>2</sub>O eingestellt. Die Kapselblätter wurden mit Viskoelastikum gespreizt, um das anschließende Einsetzen der Linse zu erleichtern. Mit Hilfe des Injektors AT-Shooters A1-2000 der Firma Geuder und einer 2.4mm breiten Kartusche VISOJECT™-BIO ENGINEERED BIOFILM™ der Firma MediceL wurde die Linse AT LISA 809 vertikal in den Kapselsack eingesetzt und zentriert. Danach konnte das Viskoelastikum mit der I/A abgesaugt werden. Der Tunnel verschließt sich nach Entfernen der Instrumente selber und ist somit dicht. Die Parazentesen wurden mit BSS hydriert. Anschließend erfolgte die Gabe einer Injektion von 1mg Cefuroxim. Das Präparat der Berg Apotheke hatte eine Konzentration von 5mg/ml. Abschließend erfolgte die Gabe der Augensalbe Dexa-Gentamicin der Firma URSAPHARM mit einer Konzentration von Dexamethason von 0.3mg/g und Gentamicinsulfat von 5.0mg/g. Die Antibiotika Cefuroxim, Dexamethason und Gentamicin wurden zur Prävention einer bakteriellen Infektion verabreicht. Das Auge wurde abschließend mit einem Polster und einer Hartkapsel abgedeckt (Video: <https://www.youtube.com/watch?v=Lg-NIRPo--s>).

Alle Komplikationen, die während einer Operation aufgetreten sind, wurden dokumentiert. Es ist insbesondere kein Fall von corneal burn aufgetreten.

#### 4.6. Postoperatives Vorgehen

Am ersten postoperativen Tag, sowie ein und drei Monate nach Operation, wurde eine Spaltlampenuntersuchung durchgeführt. Dabei wurde ein physiologischer intraokularer Druck, die Zentrierung der Linse, ein nachstarfreier Kapselsack, so wie eine gesunde Makula sichergestellt. Bei den Nachuntersuchungen ein und drei Monate postoperativ wurde außerdem die korrigierte und unkorrigierten Sehleistung in der Nähe bei etwa 35cm (DCNVA,UNVA), dem Intermediärbereich bei ca. 70cm (DCIVA,UIVA) und in 6m Ferne (DCVA,UDVA) erhoben. Die Hornhauttopografie wurde erneut mit dem ORBSCAN II angefertigt.

## 4.7 Korneale Topographie und Refraktion

Die korneale Topographie und die Refraktion wurden mit dem ORBSCAN II untersucht. Der ORBSCAN ermöglicht eine kontaktfreie Analyse der vorderen und hinteren Hornhautfläche. Des Weiteren ermittelt er die Hornhautdicke sowie die Vorderkammertiefe. In Abbildung 6 ist eine beispielhafte Aufnahme des ORBSCANS dargestellt. Das Bild oben links in der Ecke zeigt die Oberfläche der Hornhautvorderseite. Das Bild oben rechts zeigt dahingegen die Hornhaurückfläche. Die Farben sind jeweils in der Legende unmittelbar neben dem Bild erklärt. Unten rechts in der Ecke ist die Hornhautdicke in Bezug zur Topographie dargestellt. In der linken unteren Ecke ist die Keratometrie abgebildet. Die dunkelblauen Striche zeigen dabei den Meridian mit der geringeren Brechkraft. In diesem Beispiel liegt diese bei 40.1D bei einer Achse von 23°. Die roten Striche stehen für den Meridian mit der stärkeren Brechkraft. In diesem Fall liegt er bei 42.6D bei einer Achse von 113°.

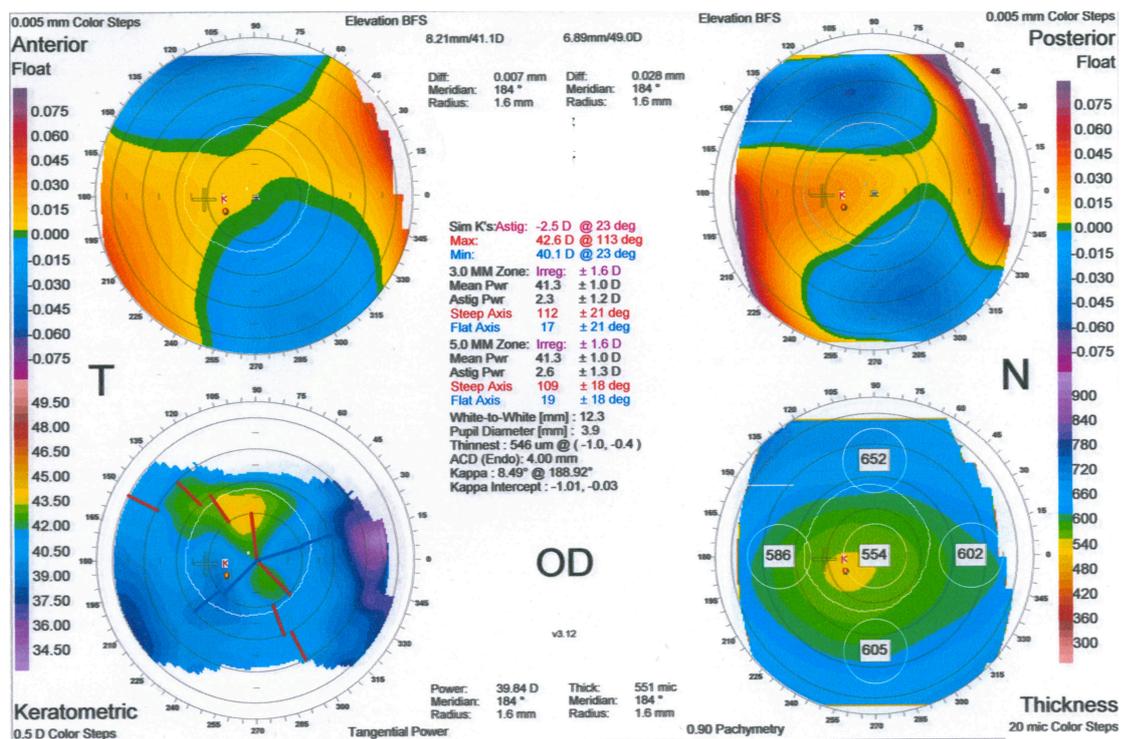


Abbildung 6.: Messung der Hornhautdicke, der Hornhautvorder und -hinterfläche, so wie der anterioren Keratometrie

In Abbildung 7 ist die keratometrische Unterschiedskarte des ORBSCANSs abgebildet. Auf der rechten Seite sieht man unten die präoperative und oben die postoperative Keratometrie. Das große Bild auf der linken Seite ist die Differenzkarte zwischen den Beiden. Das präoperative Ergebnis wird von dem postoperativen abgezogen. In diesem Fall haben wir den keratometrischen Unterschied bei einem Radius von 0.5mm bei einer Achse von 90° bestimmt. Dabei werden die präoperativen Werte von genau diesem Punkt von den postoperativen Werten abgezogen. In unserem Beispiel bekommen wir dadurch einen Unterschied von 0.17D bei 90° und 0.5mm Entfernung vom Zentrum. Die Farben sind in der Legende am linken Rand beschrieben. Anhand von diesen Messungen wird der topographisch chirurgisch induzierten Astigmatismus analysiert.

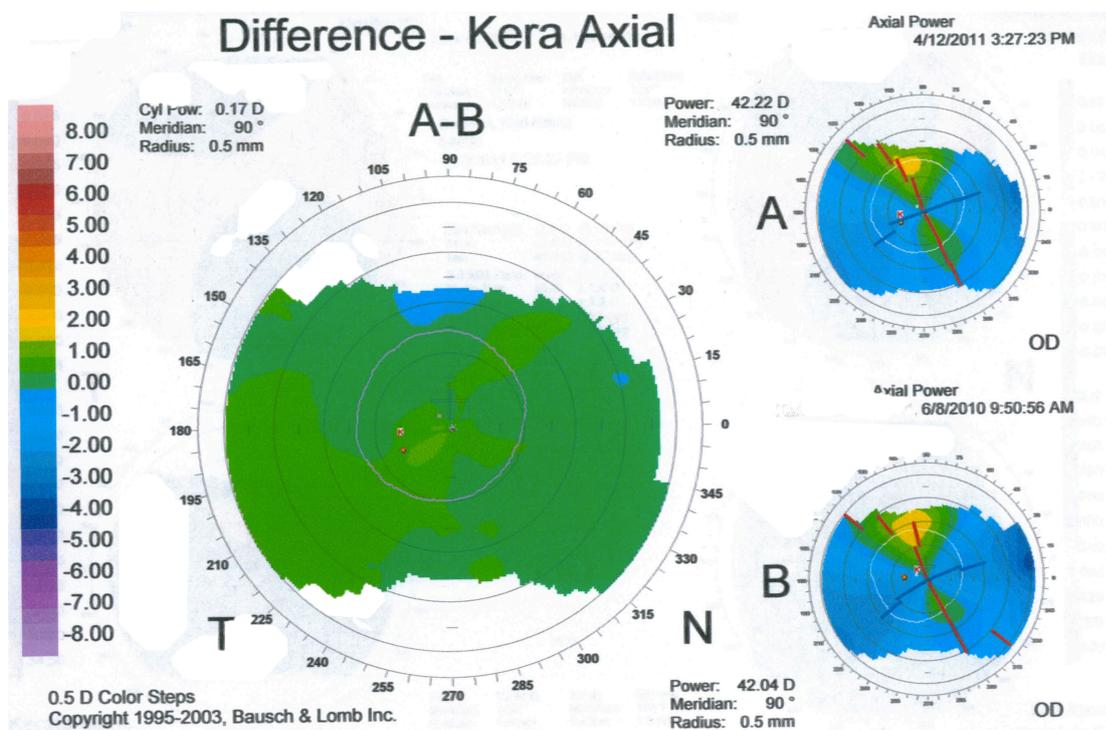


Abbildung 7: Topographische Unterschiedskarte zwischen post- und präoperativ

## 4.8. Grundlagen der Vektoranalyse nach Alpíns

### 4.8.1. Einführung

1993 veröffentlichte der australische Augenarzt Noel Alpíns erstmals seine neue Methode der Astigmatismusanalyse. Im Vergleich zu der Vektoranalyse von Holladay (Holladay et al. 1992) und von Jaffes (Jaffes und Clayman 1975) Doppel-Winkel Vektor Berechnungen kann man mit Alpíns Methode den exakten Betrag und den Winkel des Fehlers des Astigmatismus, so wie den Gesamterfolg der Operation bestimmen.

Im Laufe der Jahre hat Noel Alpíns sein Model der Vektoranalyse weiterentwickelt. Mittlerweile ist die Methode zu einem weltweit anerkannten Standard in Studien, die Refraktion und Astigmatismus behandeln, geworden (Alpíns 1993, Koch et al. 1998, Eydelman et al. 2006, Sakimoto et al. 2006). Alpíns Vektoranalyse wurde bereits in zahlreichen Studien angewandt, unter anderem bei Kataraktoperationen (Alió 2011, Morcillo-Laiz 2009), refraktive Excimerlaser Operationen (Koch 1997, Gan et al. 2009, Alpíns und Stamatelatos 2008), Entspannungsinzisionen (Wang et al. 2003), Vitrektomie (Galway et al. 2010), Orthokeratologie (Mountford und Pesudovs 2002) und Keratoplastik (Lim et al. 2004).

#### 4.8.2. Vektoren

Ein Vektor ist eine mathematische Größe. Vektoren verstehen sich als Elemente des Vektorraumes und können addiert, subtrahiert oder mit Skalen multipliziert werden. Das Ergebnis dieser Berechnungen ist wieder ein Vektor des gleichen Vektorraumes.

Für diese Arbeit betrachten wir den in der Physik gebräuchlichen Vektor. Er stellt eine physikalische Größe dar, die durch eine Länge und eine Richtung gekennzeichnet ist. Deshalb übertragen wir diesen Vektor auf den Astigmatismus. Da er ebenfalls eine Größe darstellt, die in Betrag und Richtung messbar ist. Der Betrag ist dabei der Betrag des Astigmatismus in Dioptrien und die Richtung stellt die Achse des Astigmatismus da.

Vektoren können graphisch oder trigonometrisch dargestellt werden.

Bei der graphischen Darstellung zeichnet man die Vektoren in Form von Pfeilen in einer bestimmten Länge. Im Fall von Astigmatismus handelt es sich um die Brechkraft in Dioptrien. Wie in Abb.8 dargestellt, können Vektoren addiert werden. Vektor b wird zu dem Kopf von Vektor a addiert. Der resultierende Vektor c steht somit für Summe aus Länge und Richtung.

Vektoren können auch als Vektorkomponenten dargestellt werden. Darunter versteht man das Herunterbrechen eines Vektors in seine Komponenten (Abb.9.). Man erhält damit das gleiche Ergebnis.

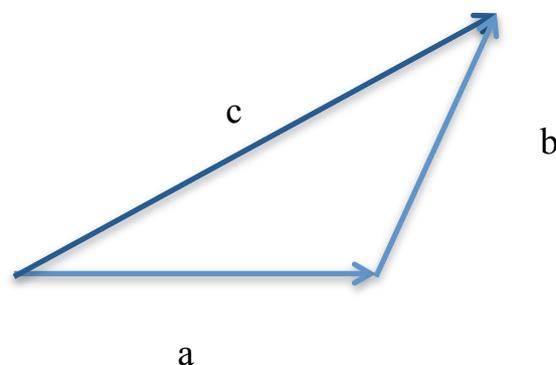


Abb.8.: Graphische Analyse : zwei Vektoren  $a + b$  und ihr resultierender Vektor  $c$

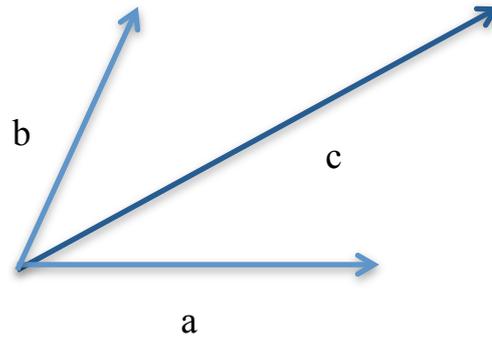


Abb.9.: Graphische Analyse: Vektor  $c$  wird in seinen orthogonalen Komponenten  $a+b$  abgebildet.

Da ein Vektor nur aus den Informationen aus Richtung und Länge besteht. Kann er prinzipiell überall im Raum positioniert werden. Alle in Abb. 10 dargestellten Vektoren stellen somit den selben Vektor dar.

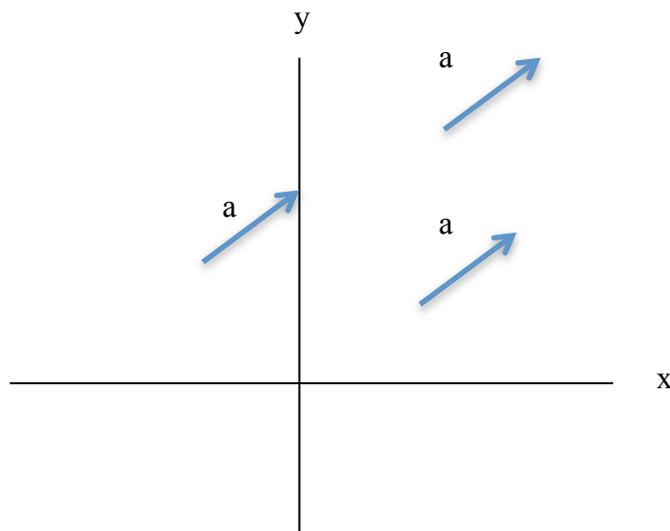


Abb.10: Vektorverschiebung mit dem Erhalt der Vektoridentität

Bei sich schräg überkreuzenden Zylindern benötigt man die Grundlagen der Vektorsubtraktion. Wenn Vektor  $a$  und  $b$  sich schräg überkreuzen, muss man Vektor  $b$  minus Vektor  $a$  rechnen, um Vektor  $c$  zu erhalten (Abb. 11).

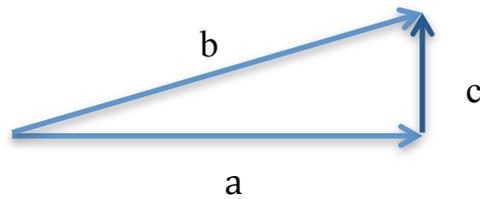


Abb.11.: Zwei sich schräg überkreuzende Vektoren. Um Vektor c zu berechnen muss man Vektor b minus Vektor a rechnen.

Die beschriebenen Methoden (Alpins 2003, Alpins, 2004a, Alpins, 2004b,) können für die Analyse zusammengefasster Astigmatismusdaten verwendet werden. Die Forscher Naylor (Naylor 1968) und Gartner (Gartner 1965) benutzten die Methode der graphischen Analyse bereits um Betrag und Achse des Astigmatismus zu berechnen.

Die zweite Möglichkeit um Vektoren darzustellen, ist die trigonometrische Analyse dieser. Man nutzt dabei die Eigenschaften eines rechtwinkligen Dreiecks.

Die Hypotenuse ist die dem rechten Winkel entgegengesetzte Seite. Die beiden verbleibenden kürzeren Seiten werden Katheten genannt. Die dem Winkel  $\alpha$  zugewandte Seite wird als Ankathete und die gegenüberliegende Seite wird Gegenkathete genannt (Abb.12).

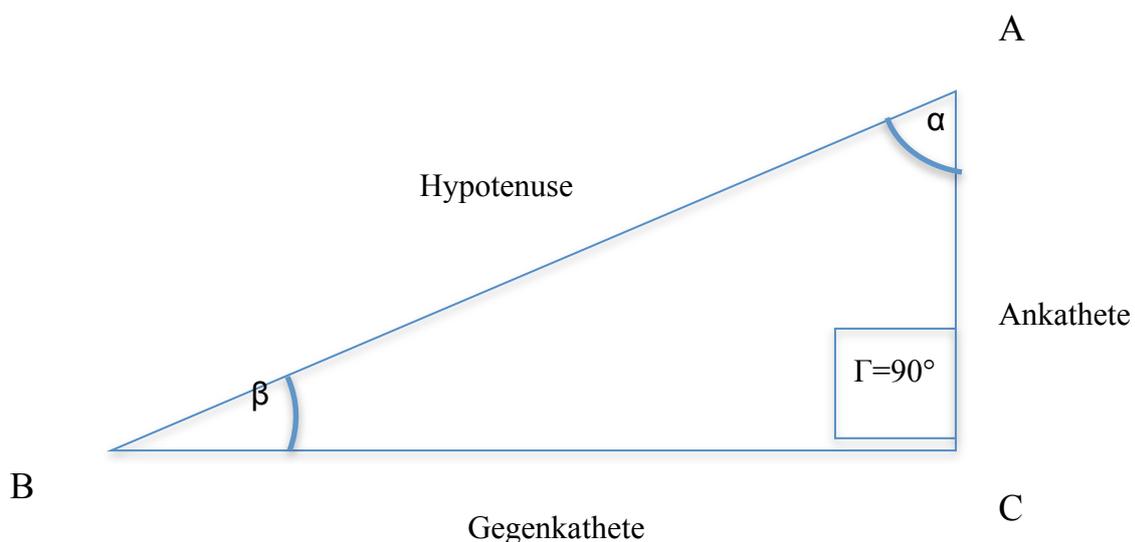


Abb.12.: Rechtwinkliges Dreieck mit Beschreibung aller Winkel und Seiten

Mit Hilfe der trigonometrischen Funktionen Sinus (sin), Cosinus (cos) und Tangens (tan) lassen sich alle Seitenlängen und Winkel berechnen, solange ein Winkel und eine Seitenlänge bekannt ist. Auf dieser Regel basiert die Astigmatismusanalyse dieser Arbeit.

Man definiert nun:

$$\sin \alpha = \text{Gegenkathete} / \text{Hypotenuse}$$

$$\cos \alpha = \text{Ankathete} / \text{Hypotenuse}$$

$$\tan \alpha = \text{Gegenkathete} / \text{Ankathete}$$

Für die Astigmatismusanalyse muss man jedoch beachten, dass, obwohl der Astigmatismus und die Vektoren beide in den Einheiten Dioptrien und Grad gemessen werden, eine einfache arithmetische Berechnungen zwischen den beiden Größen nicht zulässig ist. Astigmatismus stellt eine statische Einheit dar, die gemessen werden kann, während ein Vektor eine dynamische Größe ist und nur berechnet werden kann.

Mathematisch ist es außerdem möglich ein negatives Ergebnis bei einem Vektor zu bekommen, der für die Kraft steht, welche die Hornhaut steiler macht. Diese Kraft kann in der Realität allerdings nicht negativ sein. Deshalb muss man in dem Falle eines negativen Ergebnisses, die Richtung des Vektors umdrehen. Bei einem Doppel-Winkel Vektor Diagramm (DAVD) entspricht dies einer Umkehr von 180°. Handelt es sich um ein polares Diagramm, wendet man den Vektor lediglich um 90° um ein positives Ergebnis zu erhalten.

Jaffe und Clayman haben den trigonometrischen Ansatz gewählt, um den Betrag des chirurgisch indizierten Astigmatismus (SIA) und dessen Achse zu berechnen. Sie verwendeten die Daten für den prä- und postoperativen kornealen Astigmatismus für ihre Berechnungen (Jaffe und Clayman 1975).

#### 4.8.3. Doppel-Winkel Vektor Diagramm (DAVD)

Astigmatismus durchläuft in 180° eine volle Umrundung (Holladay et al. 2001). Dies gilt jedoch nur für regulären Astigmatismus. Will man sich irregulären Astigmatismus anschauen, so muss man beide Hornhauthälften separat berechnen (Alpins et al. 2004, Alpins et al. 2001). Bei regulärem Astigmatismus müssen nun alle Winkel verdoppelt werden, um damit in 360°-sinne rechnen zu können. Somit können die Daten im kartesischen Koordinatensystem abgebildet werden. Alle Achsen sind zu doppeln noch bevor man mit dem DAVD rechnet. Nach den Berechnungen werden die Ergebnisse wieder halbiert, um die klinisch relevanten üblichen polaren Achsen zu erhalten. Bildet man Vektoren im DAVD ab, so beugt man Irrtümern bezüglich überschätzter Werte für die Änderung des Astigmatismus vor (Alpins 2003). Auf einer polaren Abbildung kann die Änderung groß erscheinen, doch schaut man den Wert auf dem DAVD an, so erkennt man, dass sich der Astigmatismus nur wenig geändert hat. Bei der polaren Analyse schaut man sich den Abflachungseffekt oder den Versteilungseffekt des SIA am 90° Referenzmeridian an. Ein positives Ergebnis steht für eine Änderung with-the-rule (WTR=dt. mit der Regel) während ein negatives Ergebnis für eine Änderung against-the-rule (ATR=dt. gegen die Regel) spricht (Alpins et al. 2001). Verbleibender Astigmatismus sollte für eine bessere Sicht in der Ferne WTR sein (Alpins et al. 2003, Alpins 1997, Javal 1890).

Die Berechnungen für den chirurgisch induzierten Astigmatismus (SIA) können mit der Formel von Jaffe (Jaffe und Clayman 1975) berechnet werden.

$$K_{13}=(K_1^2+K_3^2-2K_1K_3\cos 2(\theta_1-\theta_3))^{\frac{1}{2}}$$

Dabei bedeuten:

$K_{13}$ = Länge des Vektors des chirurgisch induzierten Astigmatismus

$K_1$ = präoperativer Astigmatismuswert

$K_3$ = postoperativer Astigmatismuswert

$\Theta_1$ = steilster Meridian präoperativ

$\Theta_3$ = steilster Meridian postoperativ

Mit dieser Formel kann man theoretisch sehr gut den Betrag und die Richtung des induzierten Astigmatismus berechnen. Voraussetzung ist selbstverständlich die Kenntnis über den

präoperativen Betrag des Astigmatismus. Als Korrekturfaktor fehlen allerdings Aussagen über den Erfolg der Operation und genaue Angaben zu den unterlaufenen Fehlern und Verbesserungsmöglichkeiten für zukünftige Operationen, die den Gegenstand dieser Arbeit darstellt. Desweiteren ist es durch den Gebrauch von Cosinus nur schwer nachzuvollziehen in welchen Quadranten die Achse des chirurgisch induzierten Astigmatismus gehört (Alpins et al. 1993, Kaye et al. 1992, Waring 1992).

#### 4.8.4. Das Golfputt-Analogon

Noel Alpins vergleicht das Rechnen mit Vektoren anschaulich mit einem Putt beim Golfen (Alpins 2003). Kern-Parameter seiner Methode sind der chirurgisch induzierte Astigmatismus (SIA= surgically induced astigmatism), die geplante Astigmatismuskorrektur (TIA= target induced astigmatism) und der Unterschiedsvektor (DV= difference vector).

Ein Golfputt kann als Vektor mit Länge und Achse bezeichnet werden. Der Golfer versucht den Ball direkt ins Loch zu Putten. Wenn er beim ersten Schlag allerdings nicht erfolgreich ist, so war der Putt entweder zu kurz oder zu lang, oder die Richtung (Achse) war mit oder gegen den Uhrzeigersinn verschoben.

Der anvisierte Putt ins Loch steht für den TIA also den Grad an Astigmatismusänderung, der präoperativ geplant wurde. In diesem Fall hätten wir einen SIA von 0. Der Schlag des Golfers, der nicht direkt ins Loch (target) geht, steht nun für die tatsächliche Astigmatismusänderung in Länge und Achse und somit für den SIA. Die Entfernung, die der Ball nun noch zum Loch hat, steht für den DV. Dieser steht für den Betrag und die Achse, mit welcher der Chirurg die komplette Korrektur in einer zweiten Operation erreichen würde. Plant mal allerdings tatsächlich eine Folgeoperation, so sollte man nicht nur den DV verwenden, sondern eine vollkommen neue chirurgische Planung mit allen existierenden Hornhaut- und refraktiven Parametern durchführen.

#### 4.8.5. Alpíns Methode

Alle Werte für den refraktiven Astigmatismus müssen auf die Frontalebene umgerechnet werden, um eine gültige Analyse durchführen zu können (Alpins et al. 2003, Alpins et al. 1997, Alpins et al. 1998, Alpins 1997, Goggin und Pesudovs 1998, Holladay et al. 1998, Weiss 2002, Alpins et al. 2001).

Im Folgenden werden alle wichtigen Begrifflichkeiten und Berechnungen der Alpíns Vektoranalyse vorgestellt.

TIA= target induced astigmatism (dt.: Geplanter induzierter Astigmatismus)

Der TIA steht für die geplante Astigmatismusänderung durch den Eingriff. Wir planen mit einer Minimierung des Astigmatismus. Laut Literatur kann man mit einer Verringerung um 0.50dpt rechnen. Der TIA beträgt demnach etwa 0.50dpt.

SIA= surgically induced astigmatism (dt.: chirurgisch induzierter Astigmatismus)

Der SIA steht für die tatsächliche Änderung des Astigmatismus durch die Operation. Auch dieser Parameter sollte im Optimalfall 0 betragen. Allerdings gibt es zahlreiche Faktoren, die dazu führen, dass das Optimum meist nicht erreicht wird. Welche Einflüsse dies sind, wird im Abschnitt Diskussion erörtert.

DV= difference vector (dt.: Unterschiedsvektor)

Der DV steht für die Änderung in Betrag und Achse, die zu dem geplanten Ergebnis führen würde. Der DV beträgt bestenfalls 0. Dies würde aussagen, dass es keinen Unterschied zwischen dem TIA und dem SIA gibt. Es ist also eine absolute Angabe über den Erfolg der Operation. Der DV entspricht also bestenfalls dem TIA.

CI = Correction index (dt.: Korrektionsindex)

Der CI zeigt, ob durch die Operation eine Über- oder eine Unterkorrektur entstanden ist. Der CI wird berechnet, indem man den SIA durch den TIA teilt. Haben der SIA und der TIA den

gleichen Betrag, so erhält man beim Dividieren der beiden Größen eine 1. Daraus folgt, dass ein CI von 1 den bestmöglichen Fall darstellt. Bekommt man ein Ergebnis kleiner als 1, so hat man eine Unterkorrektur. Erhält man dahingegen ein Produkt, welches größer als 1 ist, hat man eine Überkorrektur. Multipliziert man den Betrag des CI mit 100, so erhält man den prozentualen CI. Die Formel lautet dann:

$$\text{Prozentsatz der Astigmatismuskorrektur} = CI \times 100$$

Errors of treatment (dt.: Behandlungsfehler)

Unter die „errors of treatment“ fallen zwei Formeln, die den arithmetischen Unterschied zwischen dem Betrag und der Achse des SIA und des TIA bestimmen.

ME = magnitude of error (dt.: Betrag des Fehlers)

Der ME wird berechnet indem man den arithmetischen Unterschied zwischen dem Betrag des SIA und des TIA in Dioptrien berechnet. Ist der Betrag positiv so herrscht eine Überkorrektur, ist er negativ hat man eine Unterkorrektur.

AE = angle of error (dt.: Fehler der Achse)

Der AE wird bestimmt indem man den arithmetischen Unterschied zwischen der Achse des SIA und des TIA berechnet. Der AE ist positiv wenn die Achse gegen den Uhrzeigersinn (CCW= counterclockwise) verschoben ist. Er ist negativ sobald die Achse mit dem Uhrzeigersinn (CW=clockwise) verschoben ist.

IOS = index of success (dt.: Erfolgsindex)

Der IOS sagt etwas über den relativen Erfolg der Operation aus. Man erhält den IOS indem man den DV durch den TIA teilt. Sind TIA und SIA gleich, so gibt es weder einen Unterschied im Betrag noch in der Achse des Astigmatismus. Daraus folgt ein DV von 0. Teilt man nun den DV von 0 durch den TIA, so erhält man erneut die Null. Somit ist der ideale Wert für den IOS 0. Will man den prozentualen Erfolg der Astigmatismusoperation ermitteln, muss man den IOS von 1 subtrahieren und anschließend mit 100 multiplizieren. Die Formel sieht wie folgt aus:

$$\text{Prozentualer Erfolg der Operation} = (1 - IOS) \times 100$$

FE = flattening effect (dt.: Abflachungseffekt)

Der FE beschreibt die erzielte Höhe der Astigmatismuskorrektur des SIA auf dem geplanten Meridian. Die Formel für den FE lautet (Alpins 2004, Alpins 2001):

$$FE = SIA \times \cos^2 AE$$

FI = flattening index (dt.: Abflachungsindex)

Der FI wird berechnet indem man den FE durch den TIA teilt. Ein Ergebnis von 1 ist optimal (Alpins 1997). Multipliziert man den FI mit 100, erhält man die prozentuale Korrektur der Astigmatismuskorrektur am vorgesehenen Meridian (Alpins 2004, Alpins 2001). Die Formel lautet also:

$$\text{Prozentuale Astigmatismuskorrektur am vorgesehenen Meridian} = FI \times 100$$

Torque (dt.: Drehmoment)

Torque beschreibt die Höhe des SIA, die aufgrund einer Abweichung vom Initialen Meridian bei der Operation entsteht. Dies führt dazu, dass weniger Astigmatismus am gewünschten Meridian reduziert wird. Somit verschiebt sich die Achse des Astigmatismus und es entsteht eine minimale Erhöhung des Astigmatismus.

Nomogram Calculator for Astigmatism (dt.: Nomogrammberechner für Astigmatismus)

Mit Hilfe dieser zusätzlichen Methode ist es möglich den Betrag des Astigmatismus in zukünftigen Operationen durch die Erfahrung vergangener Eingriffe zu perfektionieren. Zu dieser Methode zählt folgender Parameter:

CA = Coefficient of adjustment (Anpassungskoeffizient)

Den CA berechnet man indem man den TIA durch den SIA teilt. Bei einer optimalen Operation ist der CA 1. Er ist dem CI genau entgegengesetzt.

Vector analysis of Ocular Status (dt.: Vektoranalyse des Augenstatus)

Diese Analyse betrachtet zwei Komponenten.

1. ORA = Ocular residual astigmatism (dt.: Restastigmatismus des Auges)

Der ORA ist der nicht korneale Anteil des absoluten Astigmatismus. Er kann berechnet werden, indem man den kornealen Astigmatismus vom refraktiven Astigmatismus subtrahiert (Alpins 2004, Alpins 1997, Alpins 2001), man kann ihn nicht messen. Der ORA setzt sich aus der Hornhaurückfläche, der Vorderkammertiefe, dem Kammerwasser, der Linse in Achse, Kippung und Position, so wie der Netzhaut zusammen.

2. TD = topographic disparity (dt.: topographische Streuung)

Die TD eine Vektorbestimmung des irregulären Astigmatismus auf der oberen und der unteren Augenhälfte in Dioptrien. Es wird 720 Grad bemessendes DAVD verwendet (Alpins 1998).

Möchte man den prozentualen Betrag der Korrektur der Sphäre erhalten so multipliziert man S.CI mit 100. Die sich daraus ergebende Formel lautet (Alpins 2004, Alpins 2001):

$$\text{Prozentuale Korrektur der Sphäre} = S.CI \times 100$$

#### 4.8.6. Anwendung der Alpins Methode

Für unsere Studie sind die Parameter , SIA und TIA von zentraler Bedeutung. Der TIA beträgt in unserer Studie etwa 0.50dpt, da wir den Astigmatismus reduzieren wollen. Der SIA wird sowohl für die Topographie, die Refraktion und den ORA berechnet.

#### 4.8.7. Die Analyse zusammengefasster Daten

Unterzieht man die gesammelten Daten von Vektoren, wie dem SIA, dem TIA und dem DV mit einem Betrag und einer Achse einer genauen Betrachtung, so gelten zwei Arten der Analyse als relevant (Alpins 2003, Alpins 2004, Alpins 2001). Erstens kann man den arithmetischen Durchschnitt der Beträge der Vektoren ohne Berücksichtigung ihrer Achsen betrachten. Tut man dies beispielsweise mit dem DV, so erhält man eine gute Auskunft über den Gesamterfolg aller Operationen. Allerdings kann man durch eine solche Berechnung keine Aussagen über die Varianz machen (Alpins 2004, Alpins 2002). Zweitens kann man die Vektoren unter Berücksichtigung ihrer Orientierung summieren. Anschließend dividiert man die erhaltende Größe durch die Anzahl summierter Vektoren. Anschaulich betrachtet, zeichnet man einem nach den Anderen Vektor auf den jeweiligen Kopf des vorherigen. Der daraus entstandene in der Abbildung 13 rot dargestellt Vektor, kann nun dividiert werden. In unserem Beispiel wird der rote Vektor durch drei geteilt (Alpins 2003, Alpins 2004, Alpins 2001).

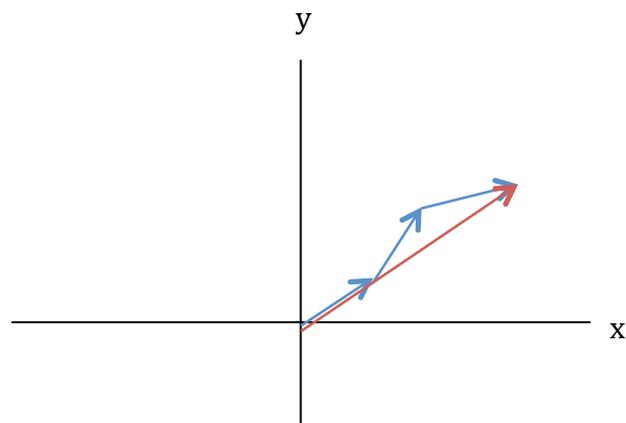


Abb. 13: Veranschaulichung der Berechnung des Betrags der Vektoren unter Berücksichtigung ihrer Orientierung

Der summierte Vektordurchschnitt ist immer geringer als der durchschnittliche Betrag der Vektoren. Je kleiner der Unterschied zwischen den beiden Größen ist, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit, dass es ein systemischer Fehler gibt. Der Unterschied erklärt sich dann eher durch zufällige Ereignisse.

#### 4.9. Statistisches Vorgehen

Für alle Daten wurde ein Mittelwert und sein 95% Konfidenzintervall berechnet. Das 95% Konfidenzintervall bedeutet, dass sich der zu erwartende Wert mit 95% Wahrscheinlichkeit im angegebenen Bereich befindet. Die statistische Signifikanz ist mit dem t-Test bestimmt worden. Das Signifikanzniveau wurde wie üblich bei 5% angelegt. Eine Normalverteilung der Daten ist zu Grunde gelegt worden.

## 5 Ergebnisse

Insgesamt wurden 106 Augen von 56 Patienten operiert. 50 Patienten erhielten dabei beidseits die AT LISA 809 und 6 Patienten erhielten sie nur auf einem Auge, beispielsweise weil auf dem zweiten Auge eine sulkusnahtfixierte Linse bei Kapselruptur nötig war. Das durchschnittliche Alter aller Patienten betrug  $52 \pm 10$  Jahre, davon sind 38 Frauen (66,66%) und 18 Männer (33,33%). Die Patienten waren zum Zeitpunkt der Operation zwischen 22 und 74 Jahre alt. Die Vermessung der Refraktion und die Bestimmung der Topographie der Hornhaut wurden wenige Tage präoperativ und mindestens einen Monat postoperativ vorgenommen.

In Tabelle 1 ist eine Auflistung aller erhobenen und berechneten Daten abgebildet. Für jeden Wert wurde das Minimum, das Maximum, sowie der Mittelwert mit Standardabweichung berechnet. Die Tabelle behandelt prä- und postoperative Werte für Sphäre, Zylinder, Achse, rORA, tORA und ORASIA. Des Weiteren zeigt sie die keratometrischen Daten und den topographisch induzierten Astigmatismus im Abstand von 0,5mm, 2mm-3mm und 3mm-5mm Abstand im  $90^\circ$  Winkel vom Zentrum. Für die Auswertung der Daten im Abstand von 3mm-4mm lagen allerdings nur Werte von 34 Augen vor. Nur bei diesen Augen war die Lidöffnung in diesem Bereich möglich.

Tabelle 1.: Tabellarische Darstellung aller gemessenen und berechneten Daten im prä- und postoperativen Vergleich; K= keratometrischen Daten, ORA= Ocular Residual Astigmatism, rSIA=refraktiver Surgical Induced Astigmatism, tSIA= topographischer Surgically Induced Astigmatism, Me= magnitude of error, AE=angle of error

Variable	Minimum	Maximum	Durchschnitt	Standart- abweichung
Alter in Jahren	22	74	52	10
<b>PRÄOPERATIV</b>				
Sphäre (dpt)	-14,50	9,75	0,27	5,49
Zylinder	-5,25	0,00	-1,31	1,12
Achse (Grad)	0,00	180,00	96	61
K Zylinder	-5,10	0,00	-1,24	1,01
K Achse (Grad)	1,00	179	81	66
ORA Betrag	0,14	1,84	0,76	0,43
ORA Achse (Grad)	1	175	88	41
<b>POSTOPERATIV</b>				
Sphäre (dpt)	-1,25	3,50	0,84	0,73
Zylinder	-4,00	0,00	-1,17	0,83
Achse (Grad)	0,00	179,00	96	61
rSIA Betrag	0,00	4,20	0,76	0,56
rSiA Achse (Grad)	0,00	180,00	70	60
K Zylinder	-4,10	-0,10	-1,21	0,85
K Achse /Grad)	1,00	180,00	89	67
ORA Betrag	0,11	3,76	0,71	0,54
ORA Achse (Grad)	7	178	95	31
tSIA Betrag	0,00	2,36	0,50	0,43
tSIA Achse (Grad)	0,00	180	82	62
SIA ORA Betrag	0,04	4,23	0,87	0,58
SIA ORA Achse (Grad)	1	180	94	50
Me ORA SIA	-3,29	1,39	0,05	0,64
Ae ORA SIA	-164	87	-7	53
delta K bei 0,5cm	-2,38	1,35	-0,13	0,65
delta K bei 2-3cm	-2,73	0,93	-0,13	0,52
Delta K bei 3-5cm	-2,73	1,03	-0,11	0,53

Die Sphäre betrug präoperativ im Mittel  $0.27D \pm 5.49D$  mit einer Spannbreite zwischen -14.50D und 9.75D. Postoperativ lag die Sphäre bei  $0.84D \pm 0.73D$  mit einer Range von -1.25D und 3.50D (Tabelle 1.).

Der präoperative refraktive Zylinder hatte eine Höhe von  $-1.31D \pm 1.12D$  und befand sich zwischen -5.25D und 0.00D. Postoperativ betrug der Zylinder  $-1.17D \pm 0.83D$  und hatte eine Spannbreite von -4.00D bis 0.00D.

In Abbildung 14.1 ist der präoperative refraktive Zylinder dem postoperativen Zylinder entgegengestellt. 70.4% der Augen haben lediglich eine Astigmatismusänderung von  $\pm 0,5D$  im Betrag des Zylinders. Man sieht, dass der Astigmatismus der Refraktion deutlich abnimmt und der WTR Astigmatismus minimiert wird.

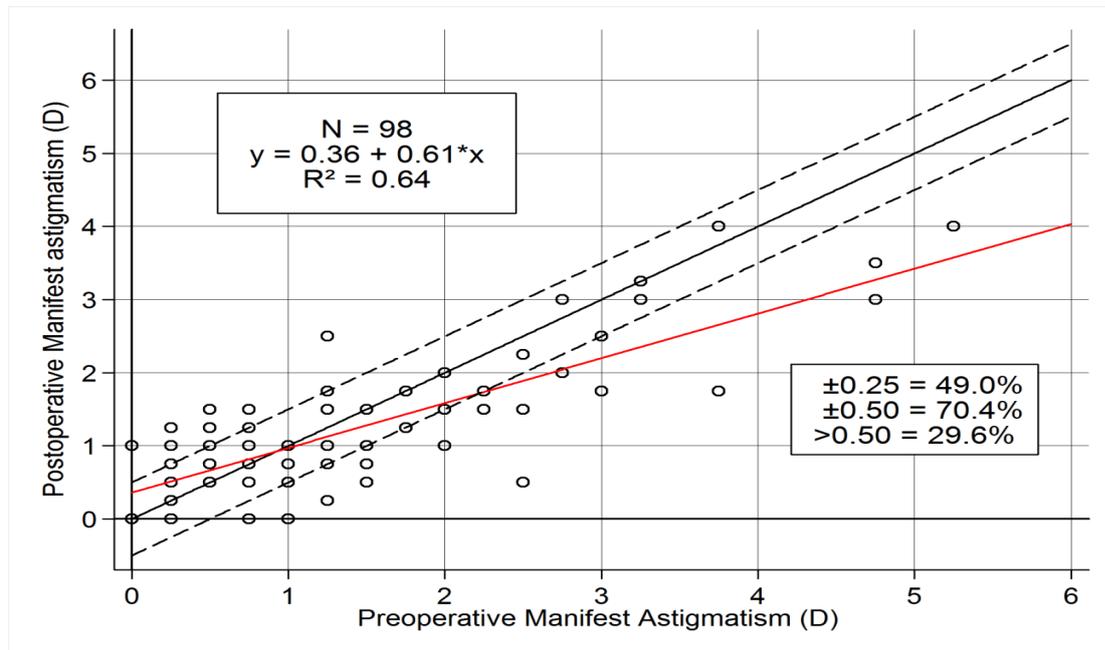


Abb.14.1.: Gegenüberstellung des prä- und postoperativen Astigmatismus. Die rote Linie entspricht der Regressionsgeraden.

Der mittels ORBSCAN bestimmte topographische präoperative Astigmatismus beträgt im Mittel  $1.24D \pm 1.01$  mit einer Spanne zwischen  $-5.25D$  und  $0.00D$ . Postoperativ wurde ein topographischer Astigmatismus von  $-1.21D \pm 0.85D$  mit Schwankungen zwischen  $-4.10D$  und  $-0.10D$  berechnet.

In Abbildung 14.2 ist der präoperative topographische Astigmatismus dem postoperativen Astigmatismus entgegengestellt. 81.6% der Augen haben eine Astigmatismusänderung von  $\pm 0,5D$ . Der Astigmatismus der Topographie nimmt ab. Dennoch nimmt der Astigmatismus der Refraktion mehr ab als der Astigmatismus der Topographie.

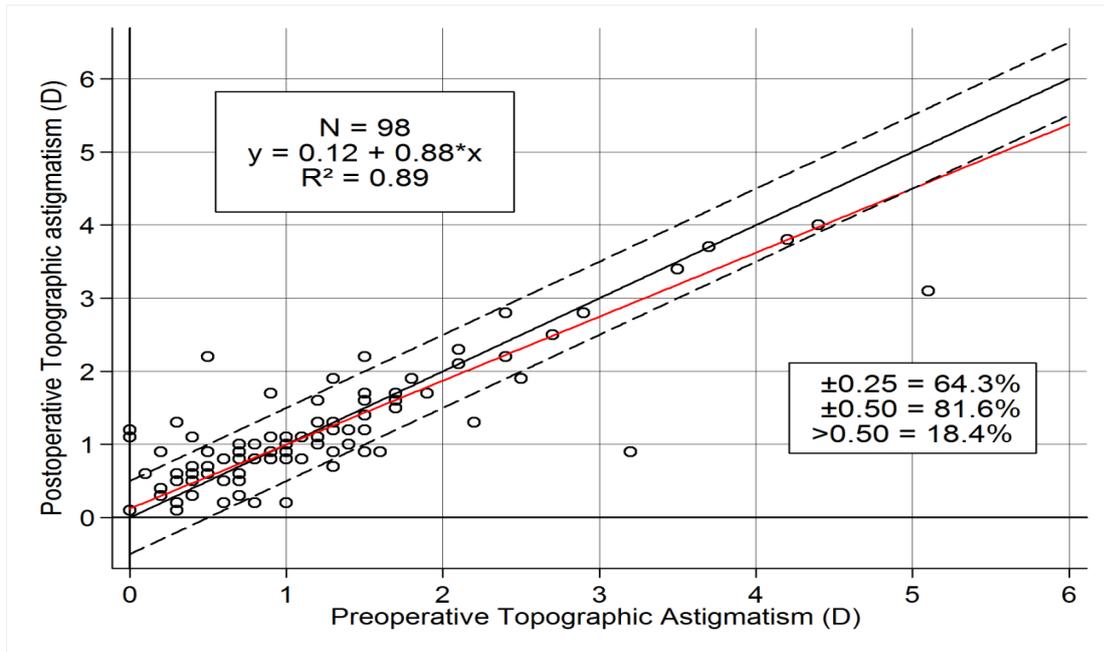
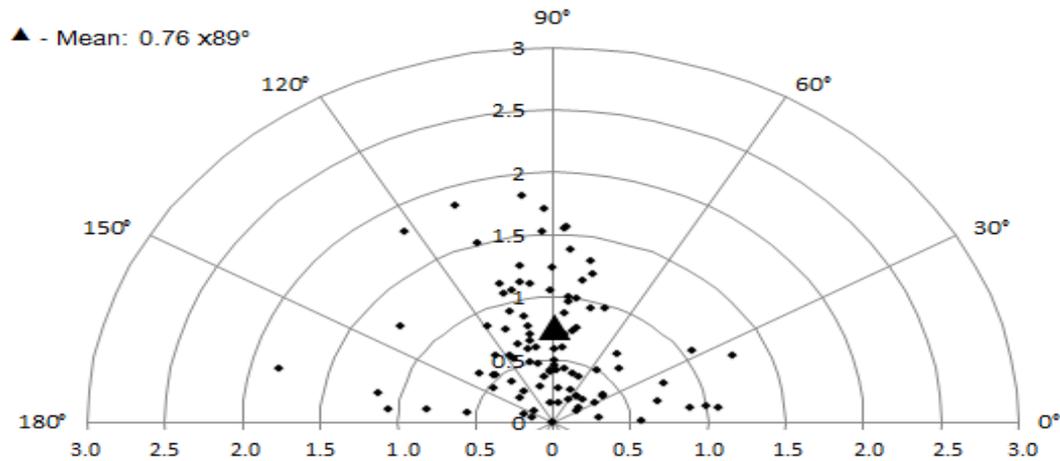


Abb.14.2.: Gegenüberstellung des prä- und postoperativen Astigmatismus. Die rote Linie entspricht der Regressionsgeraden.

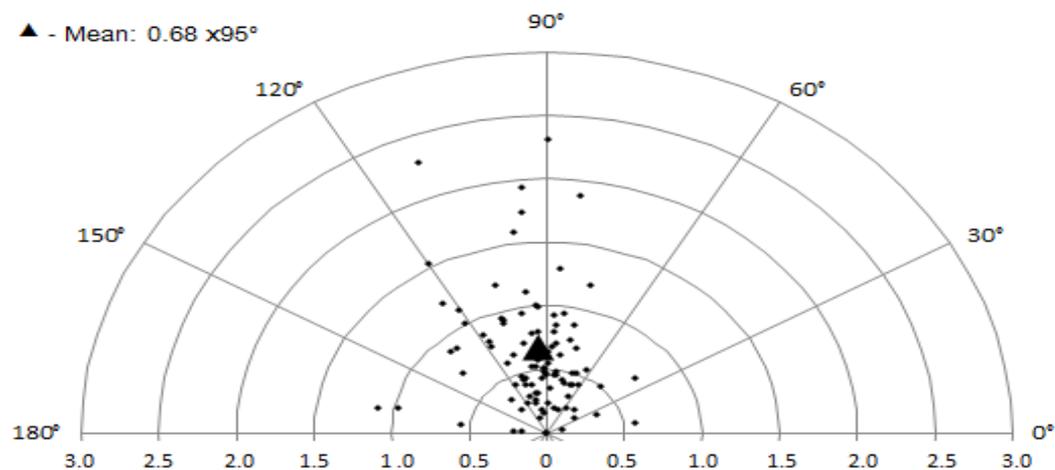
Der Betrag des ORA betrug präoperativ im Mittel  $0.76D \pm 0.43D$  mit einem minimalen ORA bei  $0.14D$  und einem maximalen ORA von  $1.84D$ . Postoperativ lag der Betrag des ORA bei  $0.87D \pm 0.58D$  mit einer Spannbreite zwischen  $0.04D$  und  $4.23D$ . Für die Achse des ORA wurde präoperativ ein Wert von  $88.32^\circ \pm 40.52^\circ$  mit Schwankungen zwischen minimal  $1.38^\circ$  und maximal  $174.86^\circ$  bestimmt. Postoperativ lag die Achse des ORA durchschnittlich bei  $93.96^\circ \pm 50.40^\circ$  mit einer Spannbreite zwischen  $0.89^\circ$  und  $179.68^\circ$ . Der jeweils präoperativ bestimmte ORA ist in Abbildung 15 in Vektorform veranschaulicht. Die Werte für den postoperativen ORA sind in Abbildung 16 dargestellt. Auf der waagerechten Linie kann man die Werte für den Betrag des Astigmatismus in Dioptrien ablesen. Auf den Halbkreisen befinden sich die Werte für die jeweilige Achse. Jeder Punkt stellt ein Auge dar.



### ORA präoperativ

Abb.15: Vektordarstellung des präoperativen ORA

Der Betrag des SIA des ORA lag bei  $0.87D \pm 0.58D$  mit einem Minimum von  $0.04D$  und einem Maximum von  $4.23D$ . Die Achse des SIA des ORA betrug  $93.96^\circ \pm 50.40^\circ$  mit einer Schwankungsbreite zwischen  $0.89^\circ$  und  $179.68^\circ$ . Der chirurgisch induzierte Astigmatismus des ORA ist im Einzelnen in Abbildung 17 in Vektorform dargestellt.



### ORA postoperativ

Abb.16: Vektordarstellung des postoperativen ORA

Der chirurgisch induzierte Astigmatismus des ORA ist im Einzelnen in Abbildung 17 in Vektorform dargestellt. Die einzelnen Ergebnisse für den Betrag des SIA in der Refraktion (rSIA) sind in Abbildung 18 in Vektorform verbildlicht. In Abbildung 19 sind die jeweiligen

Werte für den chirurgisch induzierten Astigmatismus in Bezug auf die Topographie (tSIA) der Hornhaut in Vektorform abgebildet.

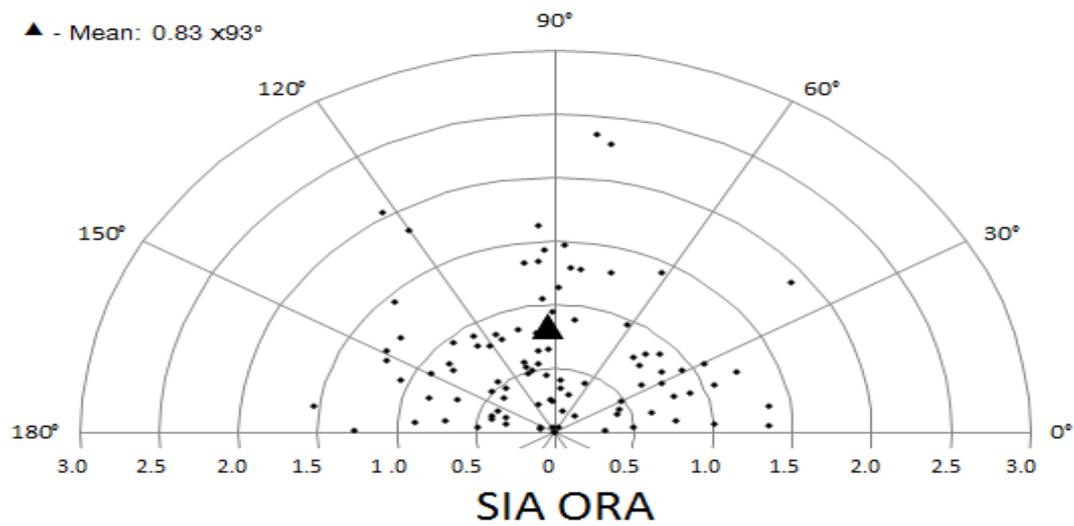


Abb.17: Vektordarstellung des chirurgisch induzierten ORA

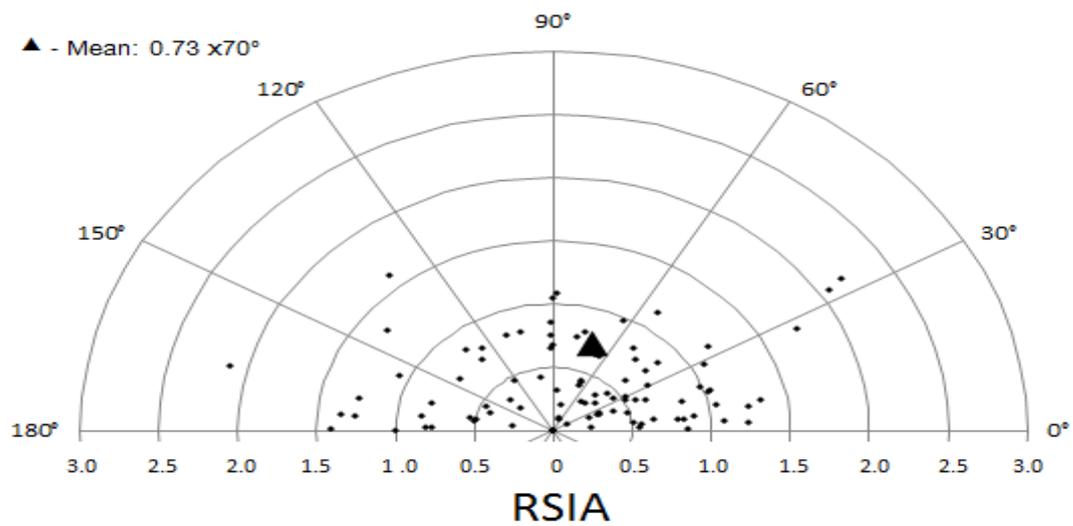


Abb.18: Vektordarstellung des chirurgisch induzierten Astigmatismus in der Refraktion

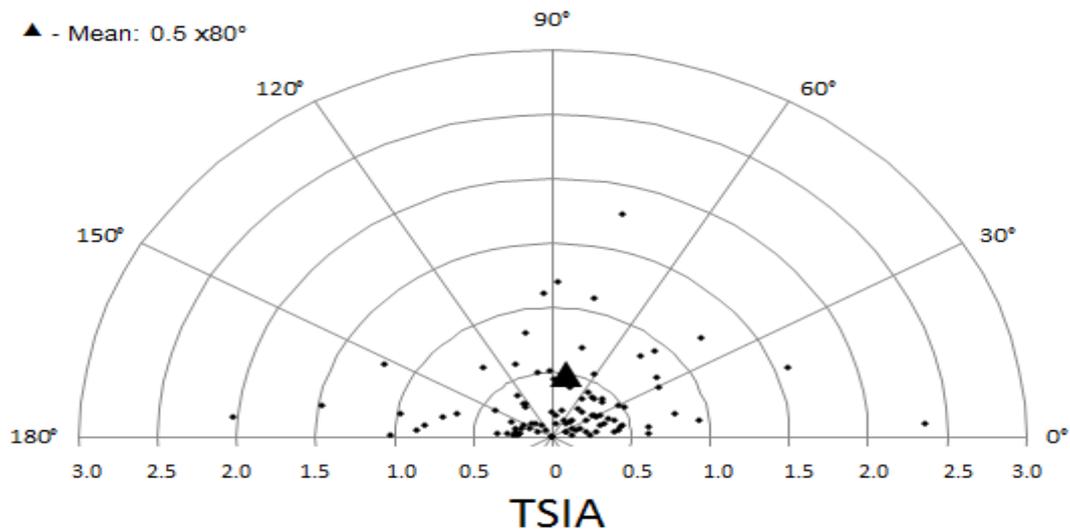


Abb.19: Vektordarstellung des topographisch, chirurgisch induzierten Astigmatismus

In Abbildung 20 sind die Parameter in einer Kastengraphik (Box-Whisker-Plot) dargestellt, welche die verschiedenen Ausprägungen des chirurgisch induzierten Astigmatismus veranschaulichen. Die Box steht für den Bereich, in welchen sich die mittleren 50% der Daten befinden. Der horizontale Strich in der Box steht für den Meridian. Der obere Abschnitt der Box entspricht dem Bereich, in dem sich die Hälfte der Augen befindet, die zu den mittleren 50% aller Daten gehören. Es wird auch als oberes Quartil bezeichnet. Dementsprechend wird der untere Abschnitt der Box als unteres Quartil bezeichnet. Die Länge der Antennen, auch Whisker genannt, ist maximal das 1,5-Fache des Interquartilabstandes. Die Antenne endet bei dem Wert, der gerade noch in dieser Spanne liegt. Die außerhalb der Antennen liegenden Punkte stehen für einzelne Messungen. Die Raute in der Mitte der Box steht für den Mittelwert. Wir vergleichen also den tSIA mit dem rSIA und dem ORA SIA. Wir sehen, dass rSIA einen größeren Einfluss auf ORA SIA hat als tSIA.

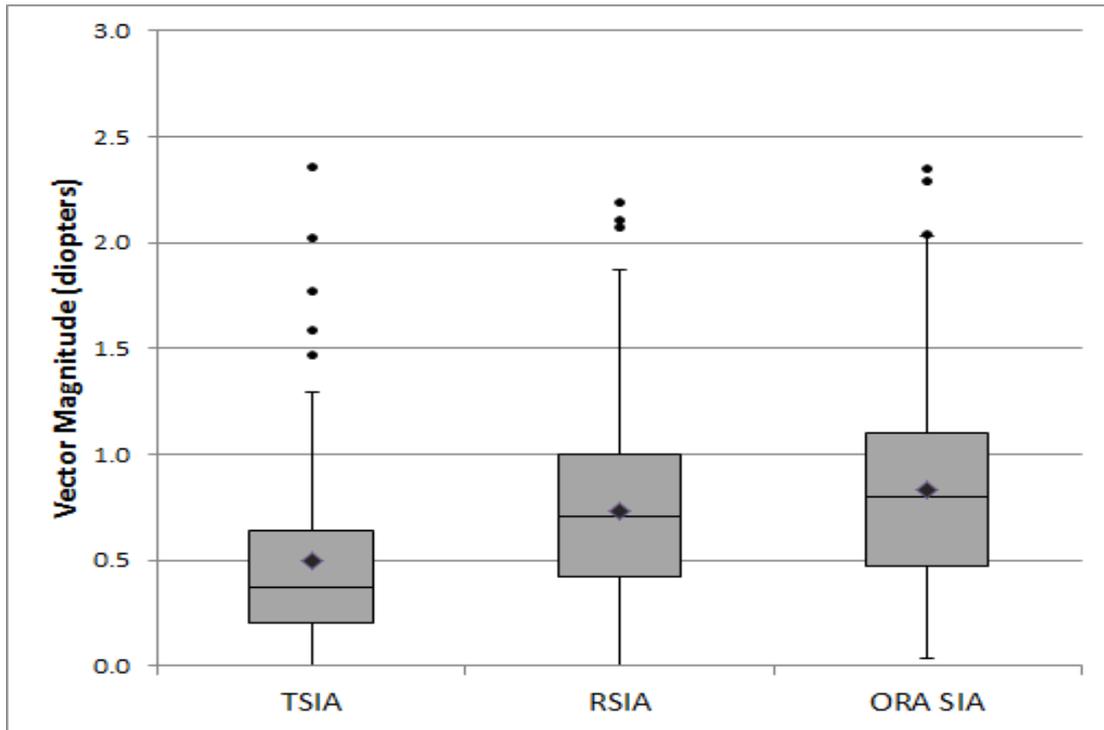


Abb.20: Balkendiagramm mit den Ausprägungen von tSIA, rSIA und ORA SIA.

## 6. Diskussion

### 6.1. Allgemeines

Die refraktive Chirurgie hat sich in den letzten Jahrzehnten rasant weiter entwickelt. Angefangen mit der zweischrittigen Implantation der ersten Intraokularlinse von Ridley 1950 ist es, Dank des technischen Fortschrittes und der Verbesserung der Materialien, heutzutage möglich, sichere, schnelle und gute Ergebnisse zu erzielen. Durch die Entwicklung der diffraktiven Multifokallinse ist es für die meisten Patienten nun möglich nach der Operation keine Sehhilfe mehr tragen zu müssen. Da in der refraktiven Chirurgie gesunde Augen behandelt werden, ist es umso wichtiger so präzise wie möglich zu operieren, um Folgeeingriffe zu vermeiden. Die erste multifokale Linse wurde erst 1986 von Dr. John Pierce implantiert (Hoffer und Savini 2014).

Für den Patienten ist die postoperative Refraktion von entscheidender Bedeutung. Um das Ergebnis zu optimieren, ist es wichtig alle Parameter mit einzubeziehen und mit Werten aus anderen Studien zu vergleichen. Durch die Verwendung der Alpins Methode kann man den chirurgisch induzierten Astigmatismus aus allen Richtungen beleuchten. Man unterscheidet zwischen dem topographischen und dem refraktiven chirurgisch induzierten Astigmatismus. Diese Arbeit untersucht, ob das refraktive Operationsergebnis, unter Verwendung des SE, eher durch eine Änderung der tSIA oder des rSIA beeinflusst wird. Die Vektordifferenz zwischen dem topographisch und dem refraktiven Astigmatismus stellt den ORA dar. Die natürliche Linse macht dabei einen Großteil des ORAs aus. Der postoperative ORA stellt somit die Summe aus präoperativem ORA minus dem Anteil der natürlichen Linse dar. Die implantierte nicht torische MIOL sollte keinen Beitrag zum ORA leisten. Weitere Bestandteile des ORAs sind die Hornhaurückfläche, und die Netzhaut.

Durch die OP wird der topographische Astigmatismus verändert, wodurch es zu einer Änderung des refraktiven Zylinders kommt. Dieses Prinzip wird bei torischen Linsen genutzt und erzielt klinisch gute Ergebnisse. Sollte der ORA bereits präoperative bestimmbar sein, so könnte man den induzierten Astigmatismus mit einer torischen Linse ausgleichen.

## 6.2. Die Fern-Refraktion

Das Operationsergebnis wird vom Patienten letztendlich an der erzielten Refraktion gemessen, da es Ziel des Eingriffes ist, dass der Patient keine Sehhilfe mehr benötigt.

Die präoperativen Werte für die Sphäre lagen wie aus Tabelle 1. zu entnehmen bei  $0.24D \pm 5.49D$  mit einer Schwankungsbreite von  $-14.50D$  bis  $9.75D$ . Die postoperative Zielrefraktion war Emmetropie. Postoperativ lagen die Werte bei  $0.84D \pm 0.73D$  mit einem Minimum von  $-1.25D$  und einem Maximum bei  $3.50D$ .

Der Durchschnitt für die Sphäre war präoperativ mit  $0.24D$  näher Null als der postoperative Wert mit  $0.84D$ . Der Median liegt bei  $0.75D$ . Insgesamt sind  $20.4\%$  postoperativ im Bereich von  $\pm 0.25D$  Sphäre und  $36.7\%$  der Augen im Bereich von  $\pm 0.50D$ . Daraus folgt, dass trotzdem  $63.3\%$  der Augen postoperativ eine Sphäre von über  $\pm 0.50D$  haben (Abbildung 21.1). Eine Aufteilung zwischen hyperopen und myopen Augen macht im Gesamtergebnis dabei keinen großen Unterschied.  $17.6\%$  der präoperativ myopen Augen sind postoperativ bei  $\pm 0.25D$  und  $32.4\%$  bei  $\pm 0.50D$  (Abbildung 21.2). Bei präoperativer Hyperopie erreichten  $26.7\% \pm 0.25D$  und  $46.7\% \pm 0.50D$  (Abbildung 21.3). Bei Hyperopie wurde in dieser Studie also ein akkurateres Ergebnis in Hinblick auf die Sphäre erreicht.

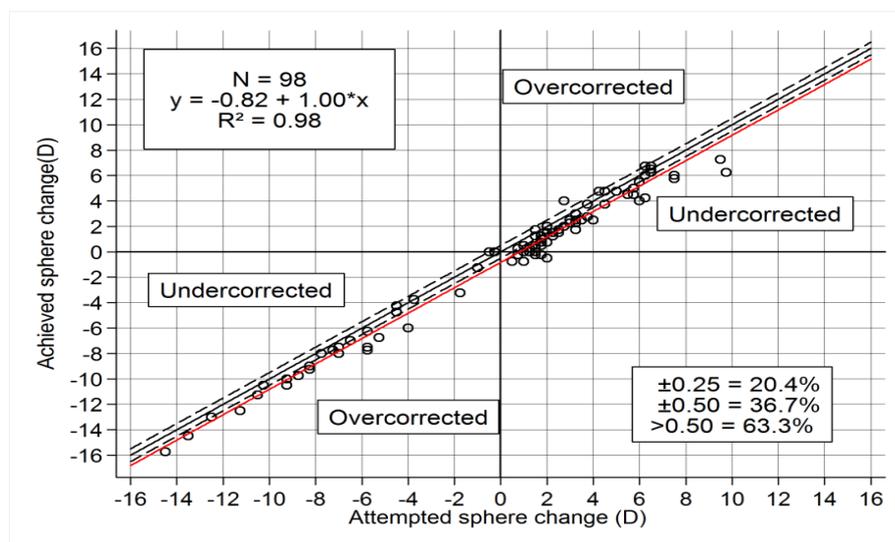


Abbildung 21.1. Gegenüberstellung der geplanten gegenüber der erreichten Sphäre

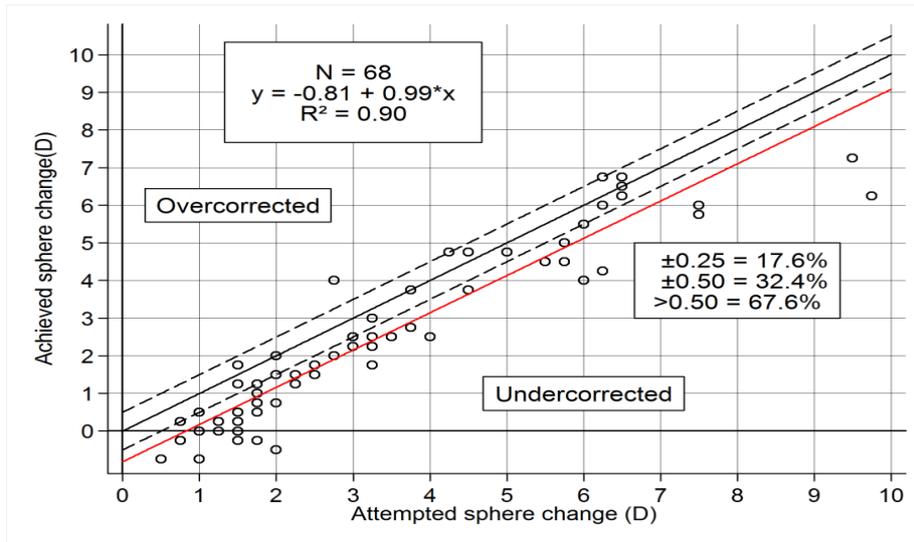


Abbildung 21.2 Vergleich des angestrebten gegenüber der erreichten Sphäre bei Myopie

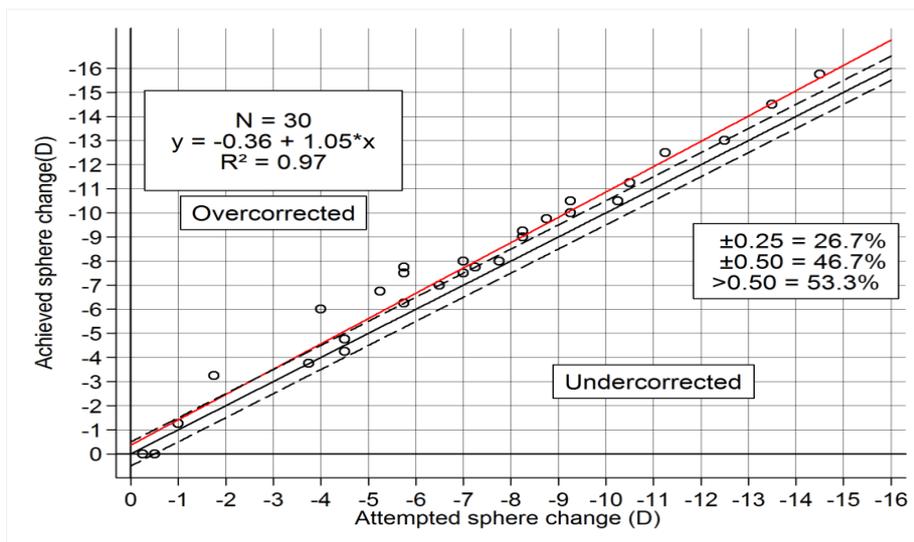


Abbildung 21.3 Vergleich des angestrebten gegenüber der erreichten Sphäre bei Hyperopie

In dieser Studie bestehen auch postoperativ noch relativ hohe Werte für die Sphäre. Für das refraktive Operationsergebnis ist es deshalb sinnvoll, das spherical equivalent (SE) zu betrachten. Das SE berechnet sich aus der Sphäre und dem Zylinder nach folgender Formel:

$$\text{Sphärisches Äquivalent (SE)} = \text{Sphäre} + \frac{1}{2} \times \text{Zylinder}$$

Die Abbildung 22.1. stellt das erreichte SE mit dem angestrebten SE in Relation und zeigt, wie viele Augen in welchen Maße über- oder unterkorrigiert wurden. 35.7% aller Augen liegen im Bereich  $\pm 0.25$  D und 65.3% liegen bei  $\pm 0.50$  D. Bei der Korrektur der Myopie

sind 32.3% der Augen bei  $\pm 0.25$  D (Abb. 21.2), während bei der Korrektur der Hyperopie 43.8% (Abb. 22.3) der Augen in diesem Bereich sind. Im Bereich  $\pm 0.50$  D hebt sich dieser Unterschied wieder auf und es befinden sich 67.3% (Abb.2.2) der ursprünglich myopen Augen und 62.5% (Ab. 22.3) der vorher hyperopen Augen dort. Der Unterschied zwischen der Korrektur von Hyperopie und Myopie ist wahrscheinlich auf die einzeln betrachtet niedrige Fallzahl zurück zu führen. Es wurden 65 kurzsichtige Augen und 32 weitsichtige Augen operiert. Insgesamt ist zu sehen, dass die Operation eine hohe Prädiktabilität aufweisen. Dennoch sind immer noch ein Drittel der Augen postoperativ ametrop, was aufgrund der refraktiven Zylinderdaten zu erwarten war.

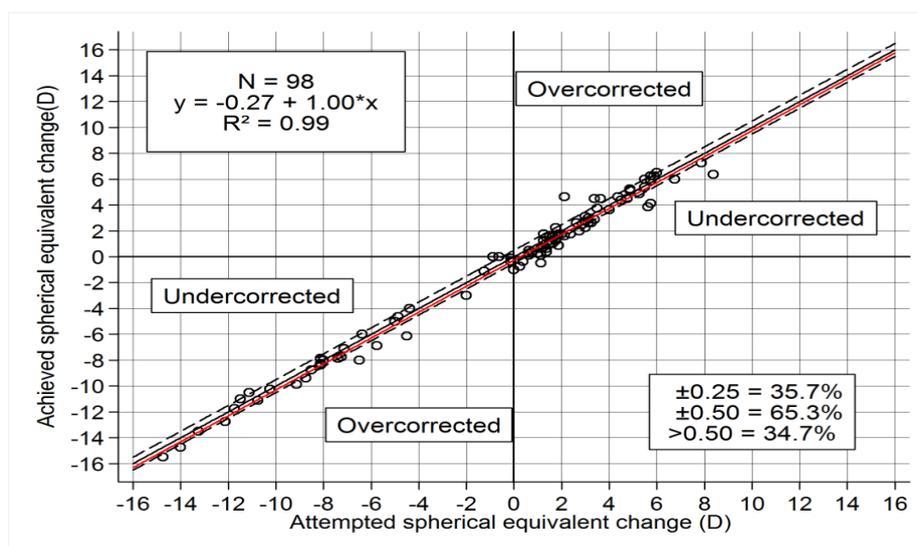


Abbildung 22.1: Vergleich des angestrebten zum erreichten SE

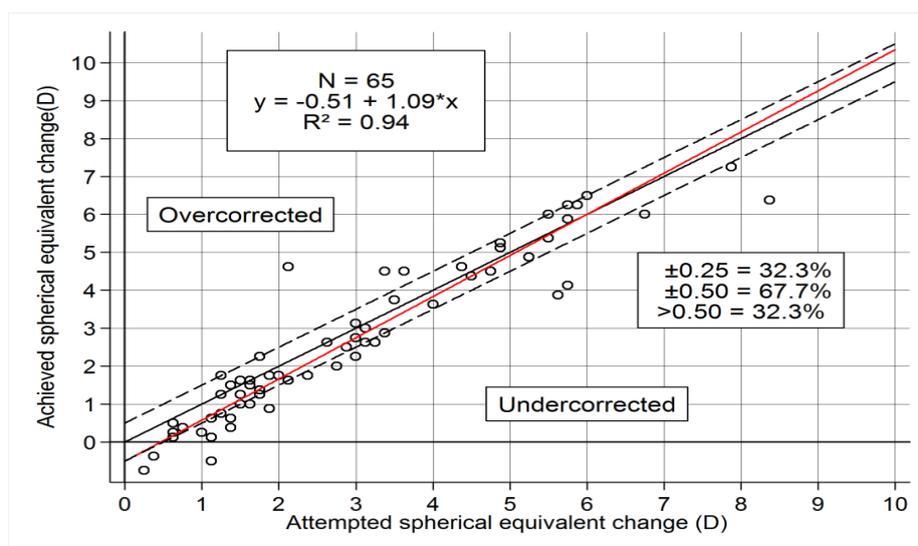


Abbildung 22.2.: Vergleich des angestrebten zum erreichten SE bei Myopie

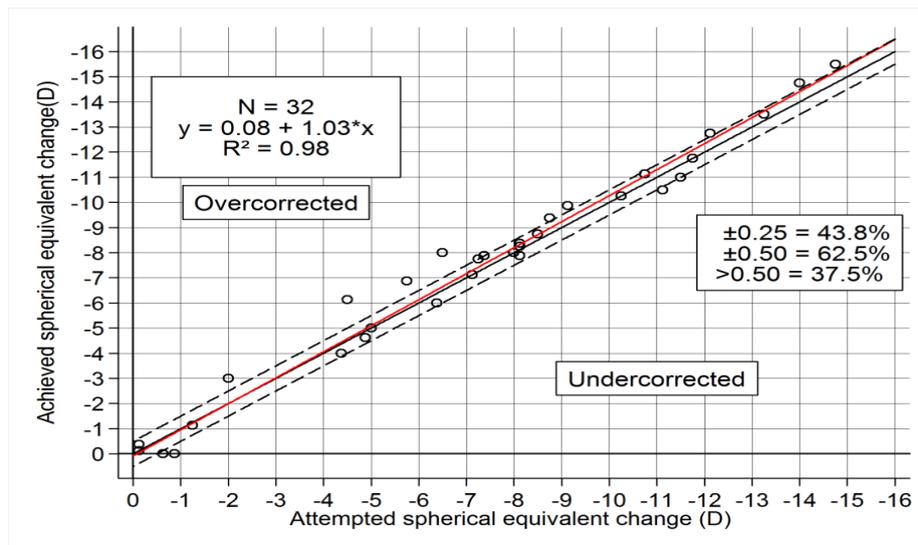


Abbildung 22.3.: Vergleich des angestrebten zum erreichten SE bei Hyperopie

Alió et al. (Alió et al. 2011) haben im Vergleich postoperativ eine Sphäre von  $0.13\text{D} \pm 0.48\text{D}$  mit einem Zylinder von  $-0.55\text{D} \pm 0.41\text{D}$  gemessen. Bei dieser Studie wurde die gleiche Linse eingesetzt, es gab allerdings drei Operateure und die Patienten wurden auf Grund ihres Kataraktes oder ihrer Presbyopie behandelt. Außerdem untersucht diese Studie nur eine relativ kleine Stichprobe von 40 Augen.

Bei der Studie von Alfonso et al. (Alfonso et al. 2007) wurde ebenfalls die AT LISA 809 verwendet. Sie haben postoperativ eine Sphäre von  $-0.04\text{D} \pm 0.41\text{D}$  gemessen. Die Operationen wurden auch bei dieser Studie von mehreren Ärzten durchgeführt. Die Studie von Alfonso et al. (Alfonso et al. 2009) hat zwei Linsentypen untersucht. Eine dieser Linsen war ebenfalls die AT LISA 809. In dieser Studie wurde eine Sphäre für diese Linse von  $-0.09\text{D} \pm 0.32\text{D}$  gemessen. Präoperativ haben sie eine Sphäre von  $1.44\text{D} \pm 6.11\text{D}$  erhalten. Alió et al. (Alió et al. 2008) hat in seiner Studie mit 69 Augen postoperativ eine Sphäre von  $0.39 \pm 0.51\text{D}$  mit einer präoperativen Sphäre von  $1.22\text{D} \pm 3.62\text{D}$  ermittelt.

Die gemittelte postoperative Sphäre ist in unserer Studie etwas höher ausgefallen. Da es sich jedoch nur um gemittelte Werte handelt, kann dies durch die Verteilung begründet sein. Für das refraktive Ergebnis ist das erreichte SE in unserem Fall bei einem hohen postoperativen Zylinder besser geeignet. Die Abweichung von Sphäre 0 kann zahlreiche Gründe haben. Unter anderem kann die Verwendung einer ungenauen Formel zur Berechnung der IOL, Linsenherstellung in 0,5 D Schritten, Abweichung der Linsestärke in der Produktion, eine Veränderung in der Topographie, sowie eine unerwünschte Rotation, Kippung oder Position

der Linse die Abweichung begründen. Zur optimalen Berechnung der richtigen Linsenstärke wird die axiale Länge des Bulbus, die Vorderkammertiefe und die Keratometrie bestimmt, um die Effective Lens Position zu bestimmen. Die Berechnungen sind jedoch ungenau und berücksichtigen beispielsweise nicht die interindividuelle Wundheilung, welche die Effective lens position ändern kann. Eine weitere Fehlerquelle ist eine inkorrekt gemessene axiale Bulbuslänge (Boyle 2015). Des Weiteren sollte man bedenken, dass die Linsen nur in 0.5D Schritten produziert werden, was einer genaueren Anpassung entgegensteht.

Die präoperativen refraktiven Werte für den Zylinder lagen bei unseren Messungen bei  $-1.31D \pm 1.12D$  mit einer Schwankungsbreite zwischen  $-5.25D$  und  $0.00D$ . Postoperativ haben wir Werte von  $-1.17D \pm 0.83D$  mit Schwankungen zwischen  $-4.00D$  und  $0.00D$  gemessen (Tabelle 1.).

In einer Studie von Alió et al. (Alió et al 2008) wurde präoperativ ein Zylinder von  $-1.17D \pm 0.99D$  mit einer Schwankungsbreite zwischen  $-4.50D$  und  $0.00D$ . Postoperativ wurden Werte von  $-0.46D \pm 0.46D$  mit Schwankungen zwischen  $-1.50D$  und  $1.50D$ . In dieser Studie wurde die bifokale Linse Acri.LISA 366D verwendet, welche heute AT Lisa 809 genannt wird und ebenfalls in unserer Studie verwendet worden ist. Der niedrige postoperative Astigmatismus in der Studie von Alió et al liegt vermutlich daran, dass der Haupttunnel ebenfalls am steilen Meridian der präoperativen Topographie gesetzt wurden ist. Eine valide Beurteilung des refraktiven Zylinders sollte auch im Rahmen des spärlichen Äquivalents betrachtet werden.

Für die refraktive Achse haben wir präoperativ Werte von  $96^\circ \pm 61^\circ$  (Tabelle 1.) mit einer Spanne zwischen  $0.00^\circ$  und  $180.00^\circ$  bestimmt. Postoperativ haben wir eine Achse von  $96^\circ \pm 60^\circ$  mit Schwankungen zwischen  $0.00^\circ$  und  $179.00^\circ$ . Die Achse hat sich also nur geringfügig geändert. Folglich ist der refraktive Astigmatismus WTR geblieben. Der Unterschied in der Achse ist statistisch nicht relevant ( $P > .05$ ). Da es sich bei diesem Wert um einen Mittelwert handelt, sagt er allerdings nicht viel über den Einzelfall aus. Die unterschiedlichen Achsenverschiebungen können sich gegenseitig aufheben. Man kann damit also nicht bestimmen in wie weit das gesetzte chirurgische Ziel erreicht worden ist (Alpins et al. 1993). Die Änderung der Achse muss für jeden Patienten individuell angeschaut werden. Schon eine geringe Änderung in der Achse kann das Ergebnis stark beeinflussen. Achtzehn Augen hatten eine Änderung der refraktiven Achse von mehr als  $30^\circ$ , während sich die topographische Achse lediglich bei dreizehn Augen um über  $30^\circ$  geändert hat. Nur 7 Augen

weisen sowohl eine Änderung der topographischen als auch der refraktiven Achse auf. Die Diskrepanz ist am ehesten darauf zurückzuführen, dass die postoperative Änderung der topographischen Werte vorhersagbarer ist, als die der refraktiven Werte.

### 6.3. Korneale Topographie und Refraktion

Die korneal topographischen Daten wurden mit dem ORBSCAN II ermittelt. Um in der refraktiven Chirurgie ein möglichst optimales Ergebnis zu bekommen, müssen die topographisch kornealen Daten mit den refraktiven Daten verglichen werden. Die Werte für die Parameter für Sphäre, Zylinder und Achse sind in der Regel nicht identisch.

Die korneal topographischen Werte werden von prä- zu postoperativ durch die Inzision beeinflusst. Obwohl der Einschnitt lediglich 2.4mm bemisst, verändert sich die Topographie der Hornhaut minimal. Des Weiteren müssen auch die zwei Parazentesen mit jeweils 0.9mm berücksichtigt werden. Jede Inzision geht mit einer potenziellen Astigmatismusänderung einher. Durch die Phakoemulsifikation könnte es außerdem zu leichten Verbrennungen des Tunnels und somit ebenfalls zu einer Änderung des Astigmatismus kommen. Dieser Faktor ist in unserer Studie allerdings vernachlässigbar, da wir durch die Verwendung des Burst-Modus und Einschluss von lediglich klaren Linsen nur wenig Phakoenergie verwendet und somit keine Verbrennungen der Kornea verursacht haben. Ein weiterer Einflussfaktor ist die Lokalisation des Einschnittes und der Parazentesen. Die Schnitte können skleral, limbal und clear corneal gesetzt werden. In dieser Studie wurden alle Schnitte limbal gesetzt. Je weiter Peripher die Inzision gesetzt wird, desto weniger Astigmatismus wird induziert. Eine Änderungen des Astigmatismus sollte in den Planungsprozess mit einberechnet werden, da schon eine geringe Veränderung der Hornhautkrümmung zu einer veränderten Brechkraft und somit zu einer veränderten Refraktion führen kann. Durch die Berücksichtigung dieser Änderung könnte es zu einer Verbesserung des refraktiven Ergebnisses, und somit zu einer erhöhten Patientenzufriedenheit kommen.

Die keratometrische Differenz bei 0.5mm im 90° Winkel vom Zentrum der Cornea, zwischen dem mit Doppel-Winkel berechnetem postoperativen und dem präoperativen Betrag (magnitude) des Astigmatismus, beträgt  $-0.13 \pm 0.65D$  mit einer Schwankungsbreite zwischen  $-2.38D$  und  $1.35D$ . Bei einem Abstand von 2-3mm vom Zentrum der Hornhaut liegen die Werte bei  $-0.13D \pm 0.52D$  mit einer Spanne zwischen  $-2.73D$  und  $0.93D$ . Bei einem Radius von 3-4mm liegt der Betrag des Astigmatismus bei  $-0.11D \pm 0.53D$  mit einem Minimum bei  $-2.73D$  und einem Maximum bei  $1.03D$  (Tabelle 1.). Der peripher gelegene Messpunkt wird dabei mehr durch die Inzision beeinflusst, während der zentrale Messpunkt den Einfluss der Schnitte an der refraktiven Achse darstellt. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen

Messpunkten sind nicht statistisch signifikant ( $P > .05$ ). Die Hornhaut hat sich postoperativ leicht im Schnittmeridian abgeflacht. Der Astigmatismus der Hornhaut wurde dadurch leicht reduziert. Diese Ergebnisse sind zu erwarten, da wir die Hauptinzision am steilen Meridian gesetzt haben (Tabelle 1.).

Der mittels ORBSCAN bestimmte topographische präoperative Zylinder beträgt im Mittel  $1.23D \pm 1.00$  mit einer Spanne zwischen  $0.00D$  und  $5.10D$ . Postoperativ wurde ein topographischer Astigmatismus von  $1.21D \pm 0.85D$  mit Schwankungen zwischen  $0.10D$  und  $4.10D$  berechnet. Die Differenz zwischen dem präoperativen und dem postoperativen Zylinder ist statistisch nicht signifikant ( $P > .05$ ). Die Schwankungsbreite hat leicht abgenommen. Das Ergebnis entspricht unseren Erwartungen, da wir keine torische Linse verwendet haben und ferner auch insgesamt nur eine geringe Änderung der Keratometrie haben.

Die Änderung der Achse ist statistisch nicht signifikant ( $P > .05$ ). Trotzdem erscheint eine mittlere Änderung der Achse um über  $8^\circ$  nicht wenig zu sein. Die Achse nähert sich postoperativ den Wert der refraktiven Achse von  $96.84^\circ \pm 60.64^\circ$  an. Sowohl die topographische als auch die refraktive Achse haben sich gegen den Uhrzeigersinn (CCW) verschoben und sind somit CCW geblieben. In Tabelle 2 ist die Auflistung der Veränderung der Hauptschnittachse präoperativ zu postoperativ. Präoperativ waren 40 Augen WTR, postoperativ 43. Einen obliquen Zylinder hatten vor der OP 37 Augen, danach nur noch 27. Postoperativ haben demnach 44% der Augen einen Astigmatismus WTR.

	POSTOP			
PREOP	WTR	Obliqu	ATR	Total
WTR	32	7	1	40
%	80.00	17.50	2.50	100.00
Obliqu	10	16	11	37
%	27.03	43.24	29.73	100.00
ATR	1	4	16	21
%	4.76	19.05	76.19	100.00
Total	43	27	28	98
%	43.88	27.55	28.57	100.00

Tabelle 2: Veränderung der Hauptschnittachse kumulativ, WTR (with the rule), Oblique und ATR (against the rule) im Vergleich Prä-OP zu Post-OP

#### 6.4. Der ORA

Der refraktive Zylinder unterscheidet sich meist in Betrag und Achse vom topographischen Astigmatismus. Der refraktive Zylinder wird allein durch die Funktion bestimmt, während der topographische Astigmatismus durch objektivere Messmethoden wie zum Beispiel dem ORBSCAN ermittelt wird (Alpins et al 1997). Die Vektordifferenz zwischen refraktiven Zylinder und topographischen Astigmatismus wird als ORA bezeichnet.

Bei Oberflächenverfahren wie LASIK ist schon lange bekannt, dass der Betrag des ORA eine wichtige Rolle für das Ergebnis spielt. Ein hoher ORA korreliert negativ mit dem Ergebnis der Operation (Qian et al. 2011). Daraus folgt, dass bei Operationen an Augen mit niedrigerem ORA, welche den Astigmatismus vor allem auf der Hornhautvorderseite haben, durch LASIK ein besseres Ergebnis erzielt werden kann (Kugler et al. 2010). Eine große Pupille im mesopischen Bereich (Dämmerungssehen), männliches Geschlecht und Dominanz des Auges sind negativ korreliert mit einem hohen ORA (Frings et al. 2013). Des Weiteren nimmt der ORA auch mit steigendem Alter zu. Dies ist wahrscheinlich auf eine zunehmende Kristallinisierung der Linse zurückzuführen (Kugler et al. 2014).

In dieser Studie soll der existierende Astigmatismus reduziert werden. Deshalb wird der Hauptschnitt am steilen Meridian der Cornea platziert, so dass der WTR Astigmatismus reduziert wird. Unser Zielastigmatismus (TIA) sollte demnach etwa 0.50dpt betragen. Der Betrag des Fehlers (ME) entspricht im Idealfall 0.

Der Betrag des ORA betrug präoperativ  $0.76D \pm 0.43D$  mit einem Minimum von 0.14D und einem Maximum bei 1.84D. Der ORA ist der Teil des Astigmatismus, der nicht von der Hornhautoberfläche stammt (Alpins und Stamatelatos 2007, Lyle 1971). Der ORA wird durch die Hornhaurückfläche, die Vorderkammertiefe, das Kammerwasser, die Linse in ihrer Kippung, Achse und Position (Tran 2012), so wie die Makula bestimmt. Postoperativ kann es zu einem subklinischen Makulaödem kommen, welches den ORA verändert. In einer Studie von Frings et al. (Frings et al. 2013) wurde ein präoperativen ORA von  $0.75D \pm 0.39D$  mit einer Spanne von 0.00D bis 2.00D bestimmt. In der Studie von Piñero (Piñero et al. 2013) wurde ein ORA von  $0.79D \pm 0.43D$  mit einer Verteilung zwischen 0.00D und 1.63D berechnet. Der von uns ermittelte ORA entspricht also dem im Vergleich zur Literatur zu erwarteten Wert ( $P > .05$ ).

Für den Betrag des chirurgisch induzierten ORA (ORSIA mag) wurden Werte von  $0.87D \pm 0.58D$  mit einer Range zwischen  $0.04D$  und  $4.23D$  berechnet. Für die Achse des chirurgisch induzierten ORA (ORSIA axis) ergaben sich Werte von  $93.96^\circ \pm 50.40^\circ$  mit einer Spannbreite von  $0.89^\circ$  bis  $179.68^\circ$ . Die Änderung des ORSIA mag ist statistisch signifikant ( $P < .05$ ), während die Änderung des ORSIA axis nicht statistisch relevant ist ( $P > .05$ ). Der ORSIA mag steht für den Betrag des ORA und der ORSIA axis für die Achse des ORA der postoperativ berechnet. Der ORA ist durch die Operation größer geworden und die Achse hat sich etwas mit dem Uhrzeigersinn (CW) verschoben. Im Vergleich dazu hat sich die Achse der Refraktion und der Topographie leicht gegen den Uhrzeigersinn (CCW) verschoben. Sie heben sich also gegenseitig in etwa auf.

Der ORA wird durch Parameter bestimmt, die nicht von der Hornhautoberfläche abhängen. Einen Hauptteil des ORA macht die Linse aus. Durch das Einsetzen der Kunstlinse verändern wir den präoperativ vorhandenen ORA. Es bestehen mindestens zwei Gründe für eine Fehlausrichtung der IOL. Es könnte eine fehlerhafte präoperative Berechnung der idealen Orientierung der IOL vorliegen, oder eine inadäquate intraoperative Positionierung der Linse. Dabei kann es sowohl zu einer Kippung der Linse, als auch zu einer Verschiebung der Linse in der Ebene und zu einer Rotation der IOL kommen (Hoffer 2011). Eine Fehlpositionierung kann beispielsweise aufgrund einer asymmetrischen Öffnung des Kapselsacks oder einer Schwäche der Zonulafasern erfolgen (Braga-Mele et al. 2014). Ist die Linse in der Ebene verschoben, so führt dies zu einer veränderten Laufzeit des Lichtes und in folge dessen zu einer geänderten Refraktion. Bei einer Fehlausrichtung der Achse kann es bei der Verwendung von torischen Linsen zu einer verminderten Korrektur des Zylinders am gewünschten Meridian kommen. Anstatt dessen kommt es zu einer Vergrößerung des Zylinders an einem neuen Meridian. Die Größe des Fehlers hängt dabei von dem Betrag der Fehlrotation und von der Stärke des Zylinders der Linse ab (Ventura et al. 2014). Eine torische Linse wurde in unserer Studie allerdings nicht verwendet.

## 6.5. Topographischer und refraktiver SIA

Wie bereits im Abschnitt ORA erläutert unterscheidet sich der topographische Astigmatismus meist vom refraktiven Astigmatismus. Bei der Planung eines refraktiven Eingriffes kann man dabei unterschiedliche Schwerpunkte setzen. Bei Oberflächeneingriffen entscheiden sich die Chirurgen meist dafür, ausschließlich die präoperative subjektive Refraktion für die Planung der Operation zu berücksichtigen (Alpins et al. 1997). Wohingegen der Fokus bei der Implantationen einer intraokularen Linse in der Regel auf die Topographie der Kornea gelegt wird, wenn postoperativer Zylinder durch den Einsatz von torischen Linsen korrigiert werden soll (Alpins et al. 1997).

Der Betrag des SIA in der Refraktion (rSIA) beträgt  $0.76D \pm 0.56D$  mit einer Spannbreite zwischen  $0.00D$  und  $4.20D$ . Die Achse des rSIA liegt bei  $69.61^\circ \pm 59.64^\circ$  mit Schwankungen zwischen  $0.00^\circ$  und  $180.00^\circ$  (Abbildung 15). Der rSIA entspricht der Differenz zwischen der präoperativen und der postoperativen Refraktion.

Der Betrag des topographischen SIA (tSIA) liegt bei  $0.50D \pm 0.43D$  mit einem Minimum bei  $0.00D$  und einem Maximum von  $2.36D$ . Die Achse des tSIA liegt bei  $81.67D \pm 61.65D$  mit einer Spannbreite zwischen  $0.00D$  und  $179.67D$  (Abbildung 16).

Der tSIA ist der durch die Manipulation entstandene Astigmatismus. Er wird also vor allem durch den Einschnitt induziert. Der Einfluss des tSIA ist statistisch relevant geringer als der des rSIA ( $p = 0.0003$ ). Daraus lässt sich schließen, dass der Einschnitt im Vergleich nur einen geringeren Einfluss auf das Operationsergebnis hat.

Idealerweise sollte der tSIA bei 0 liegen, da wir versuchen den topographisch kornealen Astigmatismus nicht zu verändern. Es gibt jedoch zwei Faktoren, die dazu führen, dass wir das Optimum nicht erreichen. Obwohl nur eine minimalinvasive Einschnitt von 2.4mm verwendet wurde und der Schnitt nahtlos heilt, reagiert die Hornhaut auf die Manipulation. Es ist bekannt, dass die Länge der Inzision direkt proportional zum induzierten Astigmatismus und umgekehrt proportional zur Hornhautstabilität ist (Cavallini et al. 1996 und Cavallini et al. 2007). Die Hornhaut wurde in unseren Fall tendenziell im Schnittmeridian leicht abgeflacht und senkrecht leicht versteilt. Eine zweite Fehlerquelle könnte in einem natürlichen Messfehler bzw. in einer natürlichen Veränderung der Hornhaut liegen. Morcillio-Laiz et al. haben bei einer Kontrollgruppe von 55 Patienten, die keine Operation bekommen haben die topographische Änderungen des Astigmatismus untersucht.

Sie haben selbst bei diesen Patienten einen Unterschied von  $0.31D \pm 0.27D$  festgestellt (Morcillio-Laiz et al. 2009). Auch Van den Dooren und Hennekes haben bei einer Kontrollgruppe einen Unterschied von  $0.35D$  ohne Intervention festgestellt (Van den Dooren und Hennekes 1996).

## 6.6. Bewertung der Ergebnisse

Die Stärken dieser Studie liegen vor allem darin, dass alle Augen von nur einem Chirurgen (TK) mit der gleichen Operationstechnik unter identischen Bedingungen operiert worden sind. Außerdem wurden nur multifokale Linsen des Typs AT LISA 809 in die Studie eingeschlossen, was Fehlern bezüglich unterschiedlicher Linsentypen vorbeugt. Ein weiterer Vorteil dieser Studie ist die Messung des tSIAs an mindestens zwei unterschiedlichen Stellen der Hornhaut. Dabei hat der Messpunkt bei 0,5mm einen größere Aussagekraft über die refraktive Achse, während der weiter Peripher gelegene Messpunkt mehr durch die Inzision beeinflusst werden sollte. Mit Hilfe des ORBSCANS ist es des Weiteren Möglich den Astigmatismus an jeder Stelle der Hornhaut zu messen.

Solange sich der korneal topographische Astigmatismus vom refraktiven Zylinder unterscheidet, besteht immer ein ORA im optischen System. Der ORA bestimmt die maximale Korrigierbarkeit des Astigmatismus und sollte deshalb einen höheren Stellenwert in der Operationsplanung bekommen. Durch die alleinige Fokussierung entweder auf die Refraktion oder auf die Topographie kann es außerdem zu Fehlern höherer Ordnung (HOA, higher order aberrations) kommen. Die HOAs beeinflussen das postoperative Sehvermögen des Menschen negativ. Es kann vor allem zu sphärischen Aberrationen kommen (Alpins et al. 1997). Dabei kommt es zu einer schlechten Vereinigung des Lichtes, welches durch das Zentrum der Linse einfällt, mit dem Licht welches in der Peripherie der Linse einfällt. Optisch wirkt sich dieses Phänomen als eine Art Schleier aus. Ein Stern wird beispielsweise mit einem Halo (dt. Heiligenschein) wahrgenommen. Um das chirurgische Ergebnis nun zu optimieren, könnte man die Wellenfrontanalyse in die Operationsvorbereitung mit einbeziehen. Die Wellenfrontanalyse misst und analysiert den Wellenfrontfehler des optischen Systems. Die Wellenfrontanalyse kann präoperativ zum Ausgleich von HOAs eingesetzt werden. Intraoperativ könnte man anhand dieser Technik die optimale Lage der Linse bestimmen und somit den SIORA verringern.

Neben der Verwendung von Wellenfronttechnologie ist es von entscheidender Bedeutung einen geeigneten TIA zu wählen. Wie die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, ist es fast unmöglich durch eine Operation keinen Astigmatismus zu induzieren. In unserer Studie war eine Verringerung des Astigmatismus vorgesehen. Wir haben einen tSIA von  $0.50D \pm 0.43D$  errechnet. Ein SIA von 0.50D ist typisch bei einer Inzisionslänge von etwa 2.4mm (Hill et al.

2008). Analog dazu ist der SIA bei größeren Inzisionen höher und bei kleineren Inzisionen niedriger, auch wenn er bei kleineren Einschnitten nicht mehr proportional abnimmt (Hill et al. 2008). Wählt man ein TIA aus, so sollte man darauf achten, dass der postoperative Astigmatismus mit-der-Regel (WTR) ist. Das schärfste Bild wird auf dem vertikalen Meridian abgebildet. Beim WTR Astigmatismus ist der vertikale Meridian der steilere Meridian (Alpins et al. 1993). Mit Hilfe eines mathematischen Modells wurde festgestellt, dass bei einem vorherrschenden WTR Astigmatismus weniger Verschwommensehen auftritt, als beim Astigmatismus gegen-die-Regel (ATR) (Sawusch und Guyton 1991, Alpins 1993).

Ein weiterer Ansatzpunkt zur Verbesserung des Ergebnisses könnte die präzisere Einbeziehung des Astigmatismus der Hornhaurückfläche im Bezug zum Gesamtastigmatismus der Kornea sein. Konventionelle Keratometer berechnen den Betrag und den Zylinder der Kornea ausschließlich unter Verwendung der Messwerte der Hornhautvorderseite. Dabei wird ein konstantes Verhältnis zwischen Hornhautvorder- und Rückseite angenommen und ein Index von 1,3375 verwendet (Olsen 1986). Koch et al. haben berichtet, dass eine Vernachlässigung des Astigmatismus der Hornhaurückfläche zu einer Fehlberechnung des Gesamtastigmatismus der Kornea führen kann. In 5% der Fälle entspricht das einem geschätzten Fehler von über 0.50D (Koch et al.). Eom et al. haben festgestellt, dass vor allem Augen mit einem WTR Astigmatismus über 2.0D und ATR Astigmatismus über 1.8D besondere Beachtung in Bezug auf den Astigmatismus der Hornhaurückfläche benötigen. Sie schlagen bei einem WTR Astigmatismus über 2.0D eine 12% Reduktion des Zylinders und bei einem ATR Astigmatismus über 1.8D eine Addition des Zylinders um 20% vor (Eom et al. 2014).

Man könnte außerdem überlegen den SIAORA gezielt durch die Schnittlänge und Position der Inzision oder eine torische Linse auszugleichen. Wie in Abbildung 16. jedoch gut veranschaulicht wird, ist der SIAORA in Achse und Betrag unberechenbar und unvorhersehbar. Folglich macht eine Anpassung der Schnittführung durch den Chirurgen oder die Wahl einer torischen Linse bei einem topographischen Astigmatismus von unter 1D aufgrund fehlender Bestimmbarkeit keinen Sinn.

## 7. Zusammenfassung

Eine sehr gute Sehschärfe ist bei der Implantation einer multifokalen Intraokularlinse Voraussetzung, um die Multifokalität zu erreichen. Die CLE mit Implantation der AT LISA 809 zeigte sich insgesamt als eine sichere Operation mit hoher Prediktabilität. 35.7% aller Augen liegen im Bereich 0.25 D und 65.3% liegen bei 0.50 D. Trotzdem sind ein Drittel der Augen immer noch ametrop.

Der TSIA führte zu einer Abflachung der Hornhaut im Schnittmeridian und zu einer leichten Versteilung in der Senkrechten. Der Astigmatismus der Hornhaut wurde dadurch leicht reduziert. Die topographische Änderung hielt sich in den aus der Literatur bekannten Grenzen. Der RSIA betrug in unserer Studie  $0.76D \pm 0.56D$  mit einer Spannbreite zwischen 0.00D und 4.20D, während der Betrag des TSIA lediglich bei  $0.50D \pm 0.43D$  mit einem Minimum bei 0.00D und einem Maximum von 2.36D lag. Ein unberechenbarer postoperativer Astigmatismus (RSIA), wird folglich eher durch SIAORA als durch TSIA induziert. Somit ist also anzunehmen, dass eine unberechenbare Positionierung der Linse, eine Änderung des Astigmatismus der Hornhautrückfläche oder eine Änderung der Makulabeschaffenheit, wie ein subklinisches postoperatives Makulaödem den ORA unvorhersehbar ändert. Daher sollte man den schlecht vorhersagbaren SIA bei einem Astigmatismus unter 2dpt nicht durch eine torische MIOL korrigieren, sondern Optimierungen besser durch postoperative Excimerlaser OP durchführen. In zukünftigen Studien könnte man den ORA gegebenenfalls genauer in seinen Einzelheiten untersuchen. Mit Hilfe des ORBSCANS ist die Hornhautrückfläche bestimmbar und mit der Wellenfrontanalyse kann bereits intraoperativ die optimale Positionierung der Linse überprüft werden. Eine postoperative OCT-Bildgebung könnte Aufschluss über postoperative Veränderung der Makula und ihren Einfluss auf den ORA geben. Noch ist es nicht möglich den ORA direkt zu messen. Er lässt sich lediglich berechnen. Zurzeit ist keine präoperative Vorhersage über die ORA-Änderung möglich. Somit kann man bei der CLE und Implantation einer MIOL vorerst noch keine präoperative Korrektur, zum Beispiel in Form einer anderen Linsenform, Linsenstärke oder einer angepassten Schnittführung vornehmen. Korrekturen bei weiterhin bestehender Ametropie nach Operation, sollten weiterhin mit dem Excimer Laser korrigiert werden.

## 8. Summary English

Good vision is necessary for the implantation of a multifocal intraocular lens (mIOL) to achieve multifocality. The clear lens extraction (CLE) with the implantation of the AT LISA 809 showed a high predictability. 35.7% of all operated eyes lay in the range of 0.25D and 65.3% in the range of 0.50D. However, one third of all operated eyes are still ametrop.

The surgically induced astigmatism in topography (tSIA) showed a flattening of the cornea in the meridian of the incision and a slight steepening of the cornea in the vertical meridian. The astigmatism of the cornea was therefore decreased by the incision. The changes of the corneal topography are within the expected range compared to literature. The change of the surgically induced astigmatism in refraction (rSIA) in this study is  $0.76D \pm 0.56D$  with a span between 0.00D and 4.20D, whereas the tSIA is only  $0.50D \pm 0.43D$  with a span from 0.00D to 2.36D. An unpredictable postoperative rSIA is therefore rather caused by the surgically induced astigmatism of the ocular residual astigmatism (SIAORA) than by the tSIA. In consequence it is assumable that an incalculable positioning of the lens, a change in the posterior astigmatism of the cornea or a change in the anatomy of the macula, for example a subclinical macular edema, causes unpredictable changes of the ORA. In conclusion it is not advised to use a toric lens to compensate the incalculable SIA, if the astigmatism is under 2dpt. Adjustments should be made with a postoperative Excimer laser instead.

The ORA should be subject to further studies to enable optimized refractive surgical outcomes. With the use of the ORBSCAN it is already possible to evaluate the posterior astigmatism of the cornea. The positioning of the lens can be monitored intraoperatively with the wave front analysis. A postoperative OCT scan could show possible macular changes. So far it is not possible to measure the ORA directly. It is only calculable.

The SIAORA is unpredictable. Therefore it is not possible to make preoperative adjustments as using a different type of lens, a different power of lens or an adjusted incision technique. Corrections after mIOL implantations with remaining ametropia should be accomplished by using the Excimer laser.

## 9. Literaturverzeichnis

1. Agarwal A, Agarwal A, Agarwal S, Narang P, Narang S. Phakonit (2001) Phacoemulsification through 0.9mm corneal incision. *J Cataract Refract Surgery* 27(10): 1548-1552.
2. Alfonso JF, Puchades C, Fernández-Vega L, Baamonde MB, Montés-Micó R (2007) Prospective visual evaluation of apodized diffractive intraocular lenses. *J Cataract Refr Surg* 33(7): 1235-1243.
3. Alfonso JF, Puchades C, Fernández-Vega L, Senaris A, Montés-Micó R (2007) Prospective study of the Acri.LISA bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 33(11): 1930-1935.
4. Alfonso JF, Puchades C, Fernández-Vega L, Montés-Micó R, Valcárcel B, Ferrer-Blasco T (2009) Visual acuity comparison of 2 models of bifocal aspheric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 35(4):672-676.
5. Alió JL, Elkady B, Ortiz D, Bemabeu G (2008) Clinical outcomes and intraocular optical quality of a diffractive multifocal intraocular lens with asymmetrical light distribution. *J Cataract Refract Surg* 34(6): 942-948.
6. Alió JL, Pinero DP, Plaza Puche AB, Amparo F, Jiménez R, Rodríguez-Prats JL, Javaloy J, Pongo V (2011) Optical analysis, reading performance, and quality-of-life evaluation after implantation of a diffractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 37(1):27-37.
7. Alió J, Rodríguez-Prats JL, Galal A, Ramzy M (2005) Outcomes of microincision cataract surgery versus coaxial phacoemulsification. *Ophthalmology* 112(11): 1999-2003.
8. Alió JL, Pinero DP, Plaza Puche AB, Amparo F, Jiménez R, Rodríguez-Prats JL, Javaloy J (2011) Visual and optical performance with two different diffractive multifocal intraocular lenses compared to monofocal lens. *J Refract Surg* 27:570-581.
9. Alpíns NA (1993) A new method of analyzing vectors for changes in astigmatism. *J Cataract Refract Surgery* 19(4):524-533.
10. Alpíns NA (1997) A New method of targeting vectors to treat astigmatism. *J Cataract Refract Surgery* 23(1): 65-75.
11. Alpíns NA, (1997) Vector analysis of astigmatism changes by flattening, steepening and torque. *J Cataract Refract Surgery* 23(10) 1503-1514.

12. Alpins NA, Taylor HR, Kent DG, Lu Y, Liew M, Couper T, McGough V (1997) Three multizone photorefractive keratectomy algorithms for myopia; the Melbourn Excimer Laser Group. *J Cataract Refract Surgery* 13(6):535-544.
13. Alpins NA (1998) The treatment of irregular astigmatism. *J Cataract Refract Surgery* 24(5):634-646.
14. Alpins NA, Tabin GC, Adams L (1998) Refractive versus corneal changes after photorefractive keratectomy for astigmatism. *J Cataract Refractive Surg* 14(4):386-396.
15. Alpins NA (2001) Astigmatism analysis by the Alpins method. *J Cataract Refractive Surgery* 27:31-49.
16. Alpins NA (2002) A re-analysis of astigmatism correction. *Br J. Ophthalmol* 86:832.
17. Alpins NA (2003) Vector Analysis Applications to Photorefractive Surgery. *Int Ophthalmol Clin* 43:1-27.
18. Alpins NA (2004) Refractions and Reflections – Practical Astigmatism Analysis for Refractive Outcomes in Cataract and Refractive Surgery. *Survey of Ophthalmology* 49: 109-122.
19. Alpins N, Stamatelatos G (2007) Customized photoastigmatic refractive keratectomy using combined topographic and refractive data for myopia and astigmatism in eyes with forme fruste and mild keratokonus. *J Cataract Refract Surg* 33(4): 591-602.
20. Alpins NA, Goggin M (2004) Practical astigmatism analysis for refractive outcomes in cataract and refractive surgery. *Survey of Ophthalmology* 49:109-122.
21. Alpins NA, Stamatelatos G (2008) Clinical outcomes of laser in situ keratomileusis using combined topography and refractive wavefront treatments for myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surgery* 34:1250-1259
22. Altmann GE(2004) Wavefront-customized intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol* 15(4): 358-364.
23. American Optometric Association (2006) *Optometric Practice Guideline: Care of patients with myopia. Reference Guide for Clinicians. St Louis, 3 Auflage*
24. Apple DJ (2000) Sir Harold Ridley receives England's highest honor. *Surv Ophthalmol* 44(6):542.
25. Apple DJ (2003) A pioneer in the quest to eradicate world blindness. *Bull World Health Organ* 81:756-757.
26. Apple, DJ, Auffarth GU, Casper M (2008) Historical Development of Modern Intraocular Lens Surgery in: Albert & Jakobiec's Principles and Practice of

- Ophthalmology. Albert DM, Miller JW, Azar DT, Blodi BA, Cohan JE, Perkins T. (Hrg.), 3. Auflage, Elsevier, München, 1405-1413.
27. Apple DJ, Harold Ridley H (1999) A golden anniversary celebration and a golden age. Arch Ophthalmol 117(6):827-828.
  28. Apple DJ, Schmidbauer JM (2001) Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley: Pioneer of intraocular lens. Klin Monbl Augenheilkd 218(9):583-585.
  29. Apple DJ, Trivedi RH (2002) Sir Nicholas Harold Ridley, Kt, MD, FRCS, FRS: Contributions in addition to the intraocular lens. Arch Ophthalmol 120(9):1198-1202.
  30. Bach M, Kampik A (2003) Titel der Arbeit, Stuttgart .Thieme Verlag 14  
Bach M, Kampik A (2003) Augenärztliche Diagnostik. 1 Auflage.
  31. Bahner KM (2009) Kombination von diffraktiver und refraktiver multifokaler Intraokularlinse nach Kataraktoperation zur optimalen Korrektur der Refraktion. Med. Dissertation. Universität Giessen.
  32. Barosio E, Jodhbir S, Mehta JS, Maurino V (2006) Surgically induced astigmatism after phacoemulsification in eyes with mild to moderate corneal astigmatism – Temporal versus on-axis clear corneal incision. J Cataract Refract Surgery 32(4):565-572.
  33. Barosio E, Jodhbir S, Mehta, Maurino V (2006) Torque and flattening effects of clear corneal temporal and on-axis incisions for phacoemulsification. J Cataract Refract Surg. 32(12):2030-2038.
  34. Bashour M, Durrie DS, Law SM, Probst LE, Brown LL, Roy Sr H (2013) Clear Lens Extraction Myopia  
[Online im Internet.] URL: [emedicine.medscape.com/article/1221340-overview#a0103](http://emedicine.medscape.com/article/1221340-overview#a0103)  
[Stand: 25.05.2015 um 14.20Uhr].
  35. Beltrame G, Salvat ML, Chizzolini M, Driussi G (2001) Corneal topographic changes induced by different oblique cataract incisions. J Cataract Refract Surgery 27(5):720-727.
  36. Erin L. Boyle (2015) Effective lens position prediction still sought. ASCRS, EyeWorld – the news Magazine of American society of cataract &Refractive Surgery. September 2015  
[Online im Internet.] URL: [www.eyeworld.org/article-effective-lens-position-prediction-still-sought](http://www.eyeworld.org/article-effective-lens-position-prediction-still-sought) [Stand: 19.05.2016 um 15:40Uhr].
  37. Braga-Mele, Chang, Dewey, Foster, Henderson, Hill, Hoffmann, Little, Mamalis, Oetting, Serafino, Talley-Rostov, Vasavada, Yo o (2014) Multifocal intraocular lenses:

- Relative indications and contraindications for implantation. *J Cataract Refract Surg.* 40:313-322.
38. Bruna V, Ventura, Li Wang<sup>1</sup>, Mitchell P, Weikert<sup>1</sup>, Shaun B. Robinson<sup>1</sup>, Douglas D. Koch (2014) Surgical management of astigmatism with toric intraocular lenses. *Arq. Bras. Oftalmol* 77(2):125-131.
  39. Carl Zeiss Meditec AG (2012) AT LISA 809M/MP preloaded multifocal MICS IOL [Online im Internet.] URL [http://www.zeiss.com/meditec/en\\_de/legal-information/company-information.html](http://www.zeiss.com/meditec/en_de/legal-information/company-information.html) [Stand: 25.05.2015 um 19:58Uhr].
  40. Cavallini GM, Lugli N, Campi L, Lazzarini A, Longanesi L (1996) Surgically induced astigmatism after manual extracapsular cataract extraction or after phacoemulsification procedure. *Eur J Ophthalmol* 6(3):257-263.
  41. Cavallini GM, Campi L, Masini C, Pelloni S, Pupino A (2007) Bimanual microphacoemulsification versus coaxial microphacoemulsification: Prospective study. *J Cataract Refractive Surgery* 33:387-392.
  42. Davison JA, Kleinmann G, Apple DJ (2006) Intraocular Lenses, Chapter 11. [Online im Internet.] URL: <http://www.oculist.net/downatn502/prof/ebook/duanes/pages/v6/v6c011.html> [Stand: 30.05.2015, 18:30].
  43. De Vries NE; Nuijts RM (2013) Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: Literature review of benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg.* 39(2):268-278.
  44. El-Maghraby A, Marzouky A, van der Karr M, DeLuca M (1992) Multifocal versus monofocal intraocular lenses; visual and refractive comparisons. *J Cataract Refract Surg* 18(2): 147-152.
  45. Eom Y, Kang SY, Kim H, Song JS (2014) The effect of posterior corneal flat meridian and astigmatism amount on the total corneal astigmatism estimated from anterior corneal measurements. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 252(11):1769-1777.
  46. Ermis SS, Inan ÜÜ, Öztürk F (2004) Surgically induced astigmatism after superotemporal and superonasal clear corneal incision in phacoemulsification; *J Cataract Refract Surg.* 30:1316-1319.
  47. Escobar-Gomez M, Apple DJ, Vargas LG (2001) Tribute to Sir Nicholas Harold Ridley: Inventor of intraocular lenses. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología* 76:687-688.

48. Eydelman, MB, Drum B, Holladay J, Hilmantel G, Keziran, G, Durrie D, Stulting RD, Sanders D (2006) Standardized analyses of correction of astigmatism by laser systems that reshape the cornea. *J Cataract Refract Surgery* 22:81-95.
49. Febbaro JL, Aron-Rosa D, Gross M, Aron B, Brémond-Gignac D (1999) One year clinical results of photoastigmatic refractive keratectomy for compound myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surgery* 25(7):911-920.
50. Fischer M (2013) *Physikalische Grundlagen: Strahlengang durch optische Systeme* [Online im Internet.] URL: [http://www.mh-hannover.de/fileadmin/institute/zentrum\\_physiologie/Humanmedizin/vorlesung1213/VL\\_2013-04-23\\_Gullstrandauge\\_HM\\_ZM\\_Fischer.pdf](http://www.mh-hannover.de/fileadmin/institute/zentrum_physiologie/Humanmedizin/vorlesung1213/VL_2013-04-23_Gullstrandauge_HM_ZM_Fischer.pdf) [Stand: 25.05.2015 um 17:00Uhr].
51. Frieling-Reuss EH (2013) Comparative analysis of the visual and refractive outcomes of an aspheric diffractive intraocular lens with and without toricity. *J Cataract Refract Surg* 39:1485-1493
52. Frings A, Katz T, Steinberg J, Durckiv V, Richard G, Linke S (2013) Effect of general and ocular parameters on ocular residual astigmatism. *European Society of Cataract & Refractive Surgeons, University Medical Center Hamburg-Eppendorf.* [Online im Internet.] URL: [escrs.org/amsterdam2013/programme/free-papers-details.asp?id=16012&day=0](http://escrs.org/amsterdam2013/programme/free-papers-details.asp?id=16012&day=0) [Stand: 25.05.2015 um 21:44Uhr].
- Galway G, Drury B, Cronin BG, Bourke RD (2010) A comparison of induced astigmatism in 20- vs. 25-gauge vitrectomy procedures. *Eye* 24:315-317.
53. Gan D, Zou X, Dai J, Qu X, Yu Z, Zhou H, Wang X, Chu R (2009) Outcomes of epi-LASIK for the correction of high myopia and myopic astigmatism after more than 1 year. *Ophthalmologica* 223(2):102-110.
54. Gartner WF (1965) Astigmatism and optometric vectors. *A J Optom Arch Am Acad Optom* 42:459-63.
55. Goggin M, Kenna P, Lavery F (1997) Photoastigmatic refractive keratectomy for compound myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surgery* 13(2):162-166.
56. Goggin M, Pesudovs K (1998) Assessment of surgically induced astigmatism: toward an international standard I. *J Cataract Refract Surgery* 24: 1548.
57. Grehn F (2012) *Augenheilkunde*, 31. Auflage. Berlin, Heidelberg. Springer-Verlag.
58. Hoffart L, Proust H, Matoni F, Conrath J, Ridings B (2009) Correction of postkeratoplasty astigmatism by femtosecond laser compared with mechanized astigmatic keratotomy. *A J Ophthalmol* 147(5):779-787.

59. Heffer und Salvini (2014) Multifocal Intraocular Lenses: Historical Perspective. In: Multifocal Intraocular Lenses: The Art and the Practice, Auflage 1. Kapitel 2. (Hrg.) Springer Verlag, Hamburg. New York, Seiten 5-28.
60. Holladay JT, Cravy TV, Koch DD (1992) Calculating the surgically induced refractive change following ocular surgery. J Cataract Refract Surgery 18:429-443.
61. Holladay JT, Dudeja DR, Koch DD (1998) Evaluating and reporting astigmatism for individual and aggregate data. J Cataract Refract Surgery 24(1): 57-65.
62. Holladay JT, Moran JR, Kezirian GM (2001) Analysis of aggregate surgically induced refractive change, prediction error, and intraocular astigmatism. J Cataract Refract Surgery 27(1):61-79.
63. Ihringer J (2006) Das Huygens-Fesnelsche Prinzip  
[Online im Internet.] URL: [www.uni-tuebingen.de/uni/pki/skripten/elektrizitaet/V8\\_Huygens.pdf](http://www.uni-tuebingen.de/uni/pki/skripten/elektrizitaet/V8_Huygens.pdf)  
[Stand: 30.05.2015, 20:29].
64. ISRS (2013) Dr. Leendert J. Lans  
[Online im Internet.] URL: <http://archive-org.com/page/3098230/2013-10-28/http://www.aaopt.org/isrs/about/award-lans-background.cfm> [Stand: 30.05.2015, 18:21].
65. Jaffe NS, Clayman HM (1975) The pathophysiology of corneal astigmatism after cataract extraction: Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 79:615-630.
66. Kaye SB, Campbell SH, Davey K (1992) A method of assessing the accuracy of surgical technique in correction of astigmatism. Br J Ophthalmol 76:738-740.
67. Kocabora MS, Gocmez E, Taskapili M, Kocabora A, Cekic O (2010) Surgical outcome of coaxial phacoemulsification with torsional ultrasound after a 2.4mm versus 3.2mm clear corneal temporal incision. Bull Soc Belge Ophthalmol. 315:25-30.
68. Koch DD (1997) Excimer Laser Technology: New options coming to fruition. J Cataract Refract Surgery 23(10):1429-30
69. Koch DD (1998) Reporting astigmatic data. J Cataract Refract Surgery 24:1545
70. Koch DD (2001) How should we analyse astigmatic data? J Cataract Refract Surgery 27(1):1-3.
71. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L (2012) Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. J Cataract Refractive Surg 38(12):2080-2087.

72. Koch DD, Kohnen T, Obstbaum SA; Rosen, ES (1998) Format for reporting refractive surgical data. *J Cataract Refract Surgery* 24(3):285-287.
73. Kohnen T, Strenger A, Klaproth OK (2008) Basiswissen refraktive Chirurgie – Korrektur von Refraktionsfehlern mit modernen chirurgischen Verfahren. *Deutsches Ärzteblatt* 109(9):163-172.
74. Kommission Refraktive Chirurgie (2014) Bewertung und Qualitätssicherung refraktiv-chirurgischer Eingriffe durch die DOG und den BVA  
[Online im Internet.] URL: <http://aad.to/krc/qualit.pdf> [Stand:03.05.2015 um 13:41Uhr].
75. Krueger RR, Rabinowitz YS, Binder PS (2010) The 25th Anniversary of Excimer Laser in Refractive Surgery: Historical Review. *J Refractive Surg.* 26(10):749-760.
76. Kugler L, Cohen L, Haddad W, Wang MX (2010) Efficacy of laser in situ keratomileusis in correcting anterior and non-anterior corneal astigmatism: comparative study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 36(10): 1745-1752.
77. Kugler L, Crews J, Morgan L (2014) Ocular Residual Astigmatism. *Cataract and Refractive Surgery Today* 14(8): 16-18.
78. Lee GA, Pérez-Santonja JJ, Dart JKG (2003) Effects of lamellar keratotomy on postkeratoplasty astigmatism. *Br J Ophthalmol* 87:432-435.
79. Lim L, Pesudovs K, Coster DJ (2004) Late onset post-keratoplasty astigmatism in patients with keratoconus. *Br J Ophthalmol* 88(3):371-376.
80. Lyle WM (1971) Changes in corneal astigmatism with age. *American Academy of Optometry* 48(6): 467-478.
81. MacRae S und Williams D (2001) Wavefront guided ablation. *Am J Ophthalmol* 132(6): 915-919.
82. Hoffer KJ (2011) IOL POWER In: Special circumstances: Effect of IOL Tilt on Astigmatism. Marcos S, Rosales P, Castro A, Jiménez-Alfaro I (Hrg.) Slack incorporated, Thorofare, New Jersey, 223-229.
83. Morcillo-Laiz R, Zato MA, Munoz-Negrete FJ, Arnalich F (2009) Surgically induced astigmatism after biaxial phacoemulsification compared to coaxial phacoemulsification. *Eye* 23:835-839.
84. Moon SC, Mohamed T, Fine H (2007) Comparison of Surgically Induced Astigmatism after Clear Corneal Incisions of Different Sizes. *Corean Journal of Ophthalmology* 21(1): 1-5.
85. Morlet N, Minassian D, Dart J (2001) Astigmatism and the analysis of its surgical correction. *Br J Ophthalmol* 85:1127-1138.

86. Mountford J, Pesudovs K (2002) An analysis of astigmatic changes induced by accelerated Orthokeratology. *Clin Exp Optom* 85:284-293.
87. Musanovic Z, Jusufovic V, Halibasic M, Zvornicanin J (2012) Corneal Astigmatism After Micro-incision Cataract Operation. *MED ARH* 66(2):125-128.
88. Naylor EJ (1968) Astigmatic difference in refractive errors. *Br J Ophthalmol* 52:433-425.
89. O'Brart DP, Lohmann CP, Fitzke FW, Smith SE, Kerr-Muir MG, Marshall J (1994) Night vision after excimer laser photorefractive keratectomy: haze and halos. *Eur J Ophthalmol* 4(1):43-51.
90. Olsen T, Dam-Johansen M, Bek T, Hjortdal JO (1997) Corneal versus scleral tunnel. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 23(3):337-341.
91. Olsen T: (1986) On the calculation of power from curvature of the cornea. *British Journal of Ophthalmology* 70(2):152-154.
92. Ostheimer A (2013) 90. Augenlasern mit Lasik-Methode: Teil 1 der Artikelserie "Augenlasermethoden im Detail"  
[Online im Internet.] URL: <http://www.augenlaserinfo.com/augenlasern-lasik-artikelserie-augenlasermethoden-teil-1-3710/>. [Stand: 30.05.2015, 19:53].
93. Packer M, Fine I, Hoffmann R (2004) Wavefronttechnology in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 15(1): 56-60.
94. Pallikaris IG, Papatzanaki ME, Stathi EZ, Frenschok O, Georgiadis A (1990) Laser in situ Keratomileusis. *Lasers in Surgery in Medicine*. 10(5): 463-468.
95. Pallikaris IG (1998) Quality of vision in refractive surgery. Barraquer Lecture. *J Refract Surg* 14(5): 549-558.
96. Piñero DP, Ruiz-Fortes P, Pérez-Cambrodi RJ, Mateo V, Artola A (2014) Ocular residual astigmatism and topographic disparity vector indexes in normal healthy eyes. *Cont Lens Anterior Eye* 37(1): 49-54.
97. Qian YS, Huang J, Liu R, Chu RY, Xu Y, Zhou XT, Hoffmann MR (2011) Influence of internal optical astigmatism on the correction of myopic astigmatism by LASIK. *Journal of Refractive Surgery* 27(12): 863-868.
98. Sakimoto T, Rosenblatt MI, Azar DT (2006) Laser eye surgery for refractive errors. *Lancet* 367(9520):1432-1447.
99. Sawusch MR, Guyton DL (1991) Optimal astigmatism to enhance depth of focus after cataract surgery. *Ophthalmology* 98(7): 1025-1029.
100. Simpson MJ (1989) The diffractive multifocal intraocular lens. *Eur J Implant Refract Surg* 1(2): 115-121.

101. Suter P (1970) Einführung in die geometrische Optik: Technische Rundschau. Die blaue TR-Reihe. Bd. 35, 2. Auflage. Hallwag, Bern u. a.
102. Taylor HR, Guest CS, Kelly P, Alpins NA (1993) Excimer Laser and Research Group. Comparison of excimer laser treatment of astigmatism and myopia. Arch Ophthalmol. 111(12):1621-1626.
103. Tran DB (2012) Optimizing Surgical Outcomes with intraoperative Aberrometry. Cataract & Refractive Surgery Today. 6:26-28.
104. Trivedi RH, Apple DJ, Pandey SK, Werner L, Izak AM, Vasavada AR, Ram J (2003) Sir Nicholas Harold Ridley. He changed the world, so that we might better see it. Indian J Ophthalmol 51(3):211-216.
105. Tsuneoka H, Shiba T, Takahashi Y. (2002) Ultrasonic phacoemulsification using a 1.4 mm incision: clinical results. J Cataract Refract Surgery 28:81-86.
106. Van den Dooren K, Hennekes R (1996) Vectoranalysis of surgically induced astigmatism in small corneal and scleral cataract incisions. Bull Soc Belge Ophthalmol 262: 167-171
107. Wang CM (2000) History of refractive surgery. In: LASIK Vision Correction. Provo, 1. Auflage, UT: Med World Publishing  
[Online im Internet.] URL: <http://www.drmingwang.com/book/chap-03.html>. [Stand: 30.05.2015, 19:02].
108. Wang L, Misra M, Koch DD (2003) Peripheral corneal relaxing incisions combined with cataract surgery. J Cataract Refract Surgery 29(4):712-722.
109. Waring GO (1992) Refractive Keratectomy for Myopia and Astigmatism. St. Louis, Mosby Year Book 1078.
110. Waring IV GO, Berry DE (2013) Advances in the Surgical Correction of Presbyopia. Int Ophthalmol Clin 53(1): 129-152.
111. Warren Hill (2008) Expected effects of surgically induced astigmatism on AcrySof toric intraocular lens results. J Cataract Refractive Surgery 34(3):364-367.
112. Webber SK, Lawless MA, Sutton GL, Rogers CM (1999) LASIK for post penetrating keratoplasty astigmatism and myopia. Br J Ophthalmol 83(9):1013-1018.
113. Weiss RA (2002) Clinical importance of accurate refractive vertex distance measurements prior to refractive surgery. J Refract Surgery 18(4):444-448.
114. Winther-Nielsen A, Gyldenkerne G, Corydon L (1995) Contrast sensitivity, glare, and visual function: Diffractive multifocal versus bilateral monofocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 21(2):202-207.

115. Wissenschaftlicher Rat der Dudenredaktion (Hrsg.), Duden, Das große Fremdwörterbuch, Herkunft und Bedeutung der Fremdwörter. 4 Auflage. Dudenverlag, Mannheim/Leipzig/Wien/Zürich 2007, Stichwort: "Emmetropie", Seite 391.
116. Ye PP, Li X, Yao K (2013) Visual outcome and optical quality after bilateral implantation of aspheric diffractive multifocal, aspheric monofocal and spherical monofocal intraocular lenses: a prospective comparison. *Int J Ophthalmol* 6(3):300-306.

## 10. Lebenslauf

Eileen Elisabeth Bigdon

Ärztin

### Profil

Geburtsdatum: 08.02.1990

Geburtsort: Hamburg

Stipendiatin der Konrad-Adenauer Stiftung (2010-2016)

### Berufserfahrung

<b>02/2016 bis heute</b>	Assistenzärztin in der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde am Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf (UKE).
<b>06/2015 bis 10/2015</b>	PJ Wahlfach in der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde am UKE.
<b>11/2014 bis 05/2015</b>	PJ Innere und Chirurgie in der Asklepios Klinik Hamburg Altona.
<b>2012 bis 2015</b>	Studentische Hilfskraft in der Klinik für Augenheilkunde im UKE zur Erstellung einer Bild- Datenbank mit Augenerkrankungen, zur technischen Unterstützung und zur Korrespondenz für den World Retina Kongress 2016.
<b>04/2014 bis 05/2014</b>	Famulatur in der Klinik für Augenheilkunde in der Asklepios Klinik Altona.
<b>01/2014 bis 04/2014</b>	Wahltertial in der Klinik für Augenheilkunde in der Asklepios Klinik Altona.
<b>08/2013 bis 08/2013</b>	Famulatur in der Neurologischen Praxis Dr. med. Sven Schröder Jarrestraße
<b>04/2013 bis 06/2013</b>	Famulatur in der Neurologie mit Forschungsabteilung im First Teaching Hospital der Tianjin University in China
<b>09/2012 bis 06/2013</b>	Studentische Mitarbeiterin in der Klinik für Psychosomatik
<b>08/2012 bis 09/2012</b>	Famulatur in der Radiologischen Allianz Holstenstraße
<b>07/2012 bis 08/2012</b>	Famulatur in der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde am UKE.
<b>08/2011 bis 03/2012</b>	Studentische Hilfskraft in der Physiologie am UKE
<b>03/2011 bis 09/2013</b>	Krankenpflegepraktikum in der Unfallchirurgie im Unfallkrankenhaus Hamburg-Boberg.

## **Bildung**

<b>12/2016</b>	Approbation
<b>12/2016</b>	Staatsexamen
<b>seit 2011</b>	Doktorarbeit im Bereich der Augenheilkunde
<b>08/2011</b>	Physikum
<b>2011</b>	Zusatzseminar über Angeborene Herzfehler (UKE)
<b>2010</b>	Seminar über traditionelle chinesische Medizin (TCM) von der Deutschen Gesellschaft für TCM.
<b>2010</b>	Zusatzqualifikation „Psychosoziale Medizin“
<b>2009 bis 2015</b>	Studium der Humanmedizin am UKE
<b>2006 bis 2007</b>	Sir Robert Borden High School in Kanada
<b>2000 bis 2009</b>	Gymnasium Glinde mit den Schwerpunkten Biologie und Kunst

## **Sprachkenntnisse**

<b>Deutsch</b>	Muttersprache
<b>Englisch</b>	Fließend
<b>Französisch</b>	Fließend →Diplôme d'Etudes en langue française B1

## **Persönliche Interessen**

<b>2014 bis 2016</b>	Sprecherin der Stipendiaten der Konrad-Adenauer Stiftung (Hamburg)
<b>seit 2011</b>	Mitglied des Leo Clubs Askanier Hamburg
<b>seit 2011</b>	Engagement beim Projekt „Arbeiterkind“ und „Senkrechtstarter“
<b>2011 bis 2013</b>	Mitglied des Fachschaftsrates Medizin der Universität Hamburg
<b>2010 bis 2012</b>	Vorsitzende des Jugendbeirates der Gemeinde Oststeinbek
<b>2008 bis 2009</b>	Mitglied des „Enrichment Programmes" für exzellente Studierende des Landes Schleswig-Holstein. (Projekt über die Entwicklung der Chinesischen Kultur und Handelsbeziehungen in der Metropolregion Hamburg.)

## 11. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich für die fantastische Unterstützung von PD Dr. Toam Katz, Prof. Gisbert Richard und Vasyl Durchkiv bedanken. Sie haben mich jederzeit mit großem Engagement und Fachkenntnis unterstützt. Mein herzlichster Dank gilt ebenfalls meiner Familie und meinen Freunde, die mir mit viel Geduld und Ideen beistanden.

## 12. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Unterschrift: .....