

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

Vorstand der Augenklinik: Prof. Dr. med. A. Kampik

**Änderung der optischen Aberrationen
des menschlichen Auges durch
*laser in situ keratomileusis***

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

vorgelegt von
Georg Maximilian Spitzlberger
aus Landshut
2004

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. K. Ludwig

Mitberichterstatter: PD Dr. med. A. Leunig

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Prof. Dr. med. M. Grüterich

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 15.01.2004

Inhaltsverzeichnis

1. Problemstellung und Zielsetzung

1.1. Beeinflussung der optischen Aberrationen des Auges durch die LASIK-Prozedur	5
1.2. Abhängigkeit der höheren Aberrationen des Auges vom verwendeten Mydriatikum	7

2. Grundlagen

2.1. LASIK	9
2.1.1. Entwicklung	9
2.1.2. Prinzip	10
2.1.3. LASIK-Komplikationen	12
2.1.3.1. Intraoperative Komplikationen	13
2.1.3.2. Fruehe postoperative Komplikationen	14
2.1.3.3. Späte postoperative Komplikationen	17
2.2. Optische Aberrationen	19
2.2.1. Einführung	19
2.2.2. Die Wellenfront	20
2.2.2.1. Definition nach der klassischen Optik	20
2.2.2.2. Definition nach dem Wellenoptik-Prinzip	22
2.2.2.3. Mathematische Herleitung und Definition der Wellenfront	25
2.2.2.4. Darstellungsweise einfacher Basis-Zernike-Funktionen	27
2.2.2.5. Kombination zu komplexen Wellenfronten	28
2.2.2.6. Mathematische Darstellung der komplexen Wellenfront	29
2.2.2.7. Berechnung von Sphäre, Zylinder und Achslage aus den Zernike-Koeffizienten der zweiten Ordnung	30
2.2.2.8. Notationsweise, Bezeichnung und Anordnung der Koeffizienten	30
2.2.2.9. Berechnung des RMS-Wertes	32
2.3. Aberrometrische Messverfahren	33
2.3.1. Die Aberrometrie nach dem Tscherning-Prinzip	33
2.3.2. Die Aberrometrie nach dem Hartmann-Shack-Prinzip	34
2.3.3. Laser-Ray-Tracing	37
2.3.4. Objektive Refraktometrie	38
2.4. Klinische Relevanz der Messverfahren	39

3. Material und Methoden

3.1. Das WaveLight-Aberrometer	40
3.1.1. Funktionsweise und Aufbau	40
3.1.2. Messung	41
3.1.3. Messwerte und Darstellung der Wellenfront	42
3.2. Das Autorefraktometer R-F10	45
3.3. Patientenkollektiv und klinische Daten	46
3.3.1. LASIK-Patientenkollektiv (Kollektiv I)	46
3.3.2. Durchgeführte Behandlung	46
3.3.2.1. Der Excimer-Laser	46
3.3.2.2. Die LASIK-Prozedur	47
3.3.3. Begleitende Untersuchungen und Messparameter vor und nach LASIK	48
3.4. Probandenkollektiv und klinische Daten	49
3.4.1. Probanden (Kollektiv II)	49
3.4.2. Untersuchung der Abhängigkeit der Aberrationen vom verwendeten Mydriatikum	50
3.5. Statistische Auswertungsmethoden	50
3.5.1. Auswertung der Daten des LASIK-Patientenkollektivs	50
3.5.2. Auswertung der Daten des Probandenkollektivs	51
3.5.3. Statistik-Programm	51
3.5.4. Verwendete statistische Tests für die Ergebnisse 4.1. – 4.9.	51

4. Ergebnisse

4.1. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der LASIK- Prozedur, gemessen bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm	54
4.2. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der Pupillenweite, gemessen jeweils vor und nach LASIK	65
4.3. Verbleibender sphäro-zylindrischer Fehler nach LASIK und Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK	75
4.4. Korrelation der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen untereinander	76
4.5. Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK zur Differenz [nach - vor LASIK] der Aberrationen höherer Ordnung	80

4.6. Wellenfrontmessung als Methode zur Bestimmung der objektiven Refraktion	81
4.7. Vergleich der Visuswerte.....	83
4.7.1. Vergleich des unkorrigierten Visus vor vs. nach LASIK	83
4.7.2. Bestkorrigierter Visus vor vs. unkorrigierter Visus nach LASIK	84
4.7.3. Korrelation zwischen Visus und höheren Aberrationen nach LASIK..	85
4.8. Verteilung der Zernike-Koeffizienten im Patientenkollektiv vor und nach LASIK bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm	86
4.8.1. Niedere Ordnungen ($C_1 - C_5$)	86
4.8.2. Höhere Ordnungen ($C_6 - C_{14}$ und $C_6 - C_{27}$)	88
4.9. Probandenkollektiv (Kollektiv II): Abhängigkeit der optischen Aberrationen vom verwendeten Mydriatikum ..	93
5. Diskussion	
5.1. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der LASIK-Prozedur, gemessen bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm	99
5.2. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der Pupillenweite, gemessen jeweils vor und nach LASIK	101
5.3. Verbleibender sphäro-zylindrischer Fehler nach LASIK und Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK	102
5.4. Korrelation der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen untereinander	103
5.5. Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK zur Differenz [nach – vor LASIK] der Aberrationen höherer Ordnung	104
5.6. Wellenfrontmessung als Methode zur Bestimmung der objektiven Refraktion	106
5.7. Korrelation des Visus zu den optischen Aberrationen	107
5.8. Verteilung der Zernike-Koeffizienten im Patientenkollektiv vor und nach LASIK bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm	108
5.9. Einfluss der verwendeten Mydriatika auf die aberrometrischen Ergebnisse ..	109
6. Zusammenfassung	112
7. Verzeichnis der Abbildungen	114
8. Verzeichnis der Grafiken	115

9. Verzeichnis der Tabellen	116
10. Literaturverzeichnis	117
11. Danksagung	124
12. Tabellarischer Lebenslauf	125

1. Problemstellung und Zielsetzung

1.1. Beeinflussung der optischen Aberrationen des Auges durch die LASIK-Prozedur

Die refraktive Chirurgie mit dem Excimer-Laser hat eine 15-jährige erfolgreiche Entwicklungsgeschichte zurückgelegt. Andererseits klagen nicht wenige Patienten, an deren Augen ein refraktiv-chirurgischer Eingriff vorgenommen wurde, nach sonst erfolgreicher Operation über Beeinträchtigung des Sehens. Besonders nachts sei die Sehschärfe geringer als mit Sehhilfe vor der Operation. Auch sei die Fähigkeit der Kontrastwahrnehmung herabgesetzt. Manche Patienten fühlen sich aber auch durch Blenderscheinungen und durch Wahrnehmung von Halos, zum Beispiel um helle Lichtquellen, in ihrer gewohnten Lebensqualität gestört.⁵⁵ Das beeinträchtigte Dämmerungssehen sowie die Verschlechterung der bestkorrigierten Sehschärfe können als Hinweise darauf gedeutet werden, dass die optischen Eigenschaften der Hornhaut durch die LASIK-Behandlung in ihrer Qualität reduziert werden. Ein zwangsläufiger Effekt der LASIK ist zum Beispiel bei Korrektur von Kurzsichtigkeit die Umkehr der normalen „prolaten“ in eine „oblate“ Krümmung an der Oberfläche.³⁰ Die Hornhaut nach LASIK ist in der Mitte, also nahe der optischen Achse, nicht mehr so stark gekrümmt wie vorher.

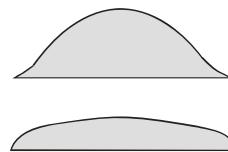


Abbildung 1:

oben : prolate Hornhautoberfläche, unten: oblate Hornhautoberfläche

Holladay et al. haben auch darauf hingewiesen, dass die wirksame, effektive optische Zone kleiner ist als die in die Hornhaut „geschliffene“ optische Zone. Mit zunehmender Myopie wird sie noch kleiner.³⁰

Fan-Paul et al. behaupten, dass die meisten Patienten nach refraktiver Chirurgie unmittelbar nach Behandlung unter Blendempfindlichkeit leiden. Bei den meisten dieser Patienten sei dies aber nur eine vorübergehende Erscheinung. Nach 6 bis 12 Monaten Heilungszeit nehmen die Beschwerden ab.¹⁶

In einer Studie mit 683 Augen von Lui et al. traten bei 3 Patienten (0,43%) auf lange Sicht Blendungsercheinungen auf.⁴⁴

Als Ursache für diese visuellen Missemmpfindungen nach refraktiver Chirurgie wird unter anderem das Verhältnis der Pupillenweite zur Größe der optischen Abtragungszone gesehen. Je größer die Pupillenweite unter der jeweiligen Umgebungsbeleuchtung, desto größer sind die vom Patienten angegebenen Sehstörungen. Daher sind die Beeinträchtigungen unter skotopischen Bedingungen (bei Dämmerung) schwerwiegender als unter photopischen Bedingungen (bei Helligkeit). Unter photopischen Bedingungen ist die Pupille klein, sie wirkt wie eine Blende in einem Fotoapparat und nur die zentralen, weniger verzerrten Lichtstrahlen treffen auf die Hornhaut.

Fan-Paul et al sehen auch in einer dezentrierten Ablationszone eine wichtige Ursache von Sehstörungen.¹⁶

Nach Lee et al. korreliert auch eine präoperative mittlere Myopie und ein hoher Astigmatismus positiv mit subjektiver Sehbeeinträchtigung nach LASIK.³⁹

Viele Autoren sind der Meinung, dass es aus den oben dargestellten Gründen zu einer Zunahme der sogenannten höheren Aberrationen nach LASIK komme, die für eine Verzerrung des betrachteten Bildes verantwortlich sei.^{27;28;55;57;58;100} Die Natur dieser höheren Aberrationen wird im Kapitel 2.2. näher erläutert.

In dieser Arbeit werden deshalb an einer Patientengruppe des *centrum für refraktive chirurgie (crt)* der Ludwig-Maximilians-Universität München die Zusammenhänge zwischen Aberrationen und Visus nach LASIK, die Veränderungen in den einzelnen Ordnungen der Aberrationen, die Unterschiede in den Aberrationen im Zusammenhang mit der Pupillenweite und andere Zusammenhänge mit den höheren Aberrationen analysiert und mit der aktuellen Literatur verglichen.

1.2. Abhängigkeit der höheren Aberrationen des Auges vom verwendeten Mydriatikum

Die Messung der Aberrationen eines menschlichen Auges wird gewöhnlich unter dem Einsatz von pupillenerweiternden Augentropfen (*Mydriatika*) durchgeführt. Jedoch gibt es noch keine Standards, welche Tropfen benutzt werden sollten. Es gibt drei verschiedene Wirkstoffgruppen, die zum Einsatz kommen:

1. *Sympathomimetika* – in dieser Arbeit wurde *Neosynephrin-POS[®]* 5% verwendet.
Bei diesen Augentropfen wird der Ziliarmuskel, der für die Naheinstellung der Linse im Auge verantwortlich ist, nicht beeinflusst.
2. *Parasympatholytika* – in dieser Arbeit wurde *Mydriaticum-Stulln[®]* verwendet.
Diese Augentropfen lähmen in höherer Konzentration den Ziliarmuskel. Die Naheinstellung ist nicht mehr möglich.
3. *Cycloplegika* – in dieser Arbeit wurde *Zyklotolat-EDO[®]* (10 mg Cyclopentolathydrochlorid pro ml) verwendet. Diese Augentropfen lähmen auch in geringerer Dosierung den Ziliarmuskel. Die Naheinstellung ist nicht mehr möglich.

Nach Carkeet et al. ist derzeit noch nicht endgültig geklrt, ob klinisch relevante Unterschiede in den Aberrationen auftreten, wenn man die Pupille mit oder ohne Cycloplegie erweitert.¹² Carkeets Auswertungen zeigten einen signifikanten Unterschied in den höheren Aberrationen. Der RMS-Wert der höheren Ordnungen mit Phenylephrin ohne Cycloplegie war mit 0,3852 µm signifikant kleiner als unter Pupillenerweiterung mit Cyclopentolat-Augentropfen (0,4259 µm). Im Falle einer aberrometriegesteuerten LASIK könnte dies zu unterschiedlichen postoperativen Ergebnissen führen.¹²

Giessler et al. werteten die Ergebnisse der Aberrometrie unter vier unterschiedlichen Bedingungen aus: Aberrometrie ohne Mydriatikum unter mesopischen Bedingungen, tropicamid-induzierte Mydriasis, phenylephrin-induzierte Mydriasis und cyclopentolat-induzierte Mydriasis. Dabei wichen die vom Aberrometer ermittelte objektive Refraktion am geringsten von der subjektiven Refraktion ab. Unter Einsatz von Phenylephrin

verschob sich die Refraktion durchschnittlich um 0,19 D in Richtung Hyperopie. Tropicamid induzierte 0,35 D weniger Myopie und Cyclopentolat führte zu 0,42 D weniger Myopie. Giessler et al. halten daher die Messung unter mesopischen Bedingungen bei einer Mindestpupillenweite von 6 mm für am besten geeignet.²⁵

Parallel zum Hauptthema dieser Arbeit, der Auswirkung der LASIK-Behandlung auf die optischen Aberrationen des Auges, wurde an einem begrenzten Probandenkollektiv zusätzlich geprüft, in wieweit unterschiedliche Mydriatika Einfluss auf die aberrometrischen Eigenschaften des Auges haben.

In Kapitel 4.9. werden die Ergebnisse bei der Probandengruppe bei Einsatz von drei verschiedenen Mydriatika dargelegt.

2. Grundlagen

2.1. LASIK

2.1.1. Entwicklung

Die Einführung neuer Technologien und die laufende Verbesserung der bestehenden Systeme wie Excimer-Laser oder Mikrokeratome führt dazu, dass sich immer mehr Menschen einer refraktiven Behandlung unterziehen. Im Jahre 2001 wurden weltweit über eine Million Patienten mit LASIK – *laser in situ keratomileusis* – behandelt.⁶³ Auch die Einführung von *Eye-Trackern* zur LASIK-OP erbrachte deutlich exaktere Ergebnisse mit Visusverbesserung und somit subjektiv zufriedenere Patienten.^{13;51;85;92} Die LASIK wurde erstmals 1989 von Pallikaris durchgeführt.⁶¹ Seit etwa 1993 hat sich dieses Verfahren weltweit etabliert. Sie stellt eine weiterentwickelte Form der PRK – *der photorefraktiven Keratektomie* – dar. Im Gegensatz zu dieser PRK wird nicht an der Hornhautoberfläche – dem Epithel –, sondern unter einem präparierten Hornhaut-„deckelchen“ – dem *Flap* – innerhalb des Hornhautstromas Gewebe abgetragen. Das hat den Vorteil, dass die Wundheilung in der Tiefe des Stromas deutlich besser zu kontrollieren ist, als die Heilung an der Hornhautoberfläche, wo es zu unkontrollierten Epithelwucherungen kommen kann.⁹⁶ Auch werden dadurch die postoperativen Schmerzen nach dem Eingriff deutlich reduziert. Außerdem ist die Zeit der visuellen Rehabilitation nach der Operation deutlich kürzer – die vollständige Heilung des Epithels nach PRK dauert bis zu 6 Monate.⁴⁸ Der Patient bemerkt meist schon am Tag der LASIK eine Verbesserung des Sehens ohne Sehhilfe. Ein sehr großer Vorteil der LASIK ist die vergrößerte optische Zone, die anfangs bei der PRK bei 4 mm lag und bei der LASIK je nach Pupillenweite bei Dämmerung auf 6 mm oder größer erhöht wurde. Modernste Laser tragen das Stromagewebe mit einer zusätzlichen Übergangszone ab, um den steilen Übergang zum normalen, unbehandelten Gewebe zu glätten.⁴⁸

2.1.2. Prinzip

Das LASIK-Verfahren an sich besteht aus drei Teilbereichen:

1. Präparation des Hornhaut-Flaps mit dem Mikrokeratom. Mit diesem Gerät lässt sich die Flap-Dicke, die Flap-Größe und der Stoppunkt des Schnitt in weiten Bereichen einstellen. Es ist mit zwei unabhängig funktionierenden Vakuumpumpen ausgestattet, was bedeutend zur Sicherheit beträgt.



Abbildung 2:

links: Mikrokeratom „LSK-1“ mit Saugring als Führungsschiene
rechts: Basiseinheit mit Vakuumpumpe

2. Laserbehandlung mit dem Excimer-Laser im Stroma der Hornhaut bei zurückgeklapptem Hornhaut-Flap. Bei myopen Patienten werden zentrale Hornhautbereiche abgetragen, um damit eine Abflachung der Hornhaut zu erreichen. Der Fokus des Bildes wird infolge der Abnahme der Brechkraft nach hinten verlagert.

Bei hyperopen Augen trägt man peripheres Hornhautstroma ab. Es entsteht hierbei eine Aufsteilung der zentralen Hornhaut, die den Fokus infolge Zunahme der Brechkraft nach vorne verlagert.

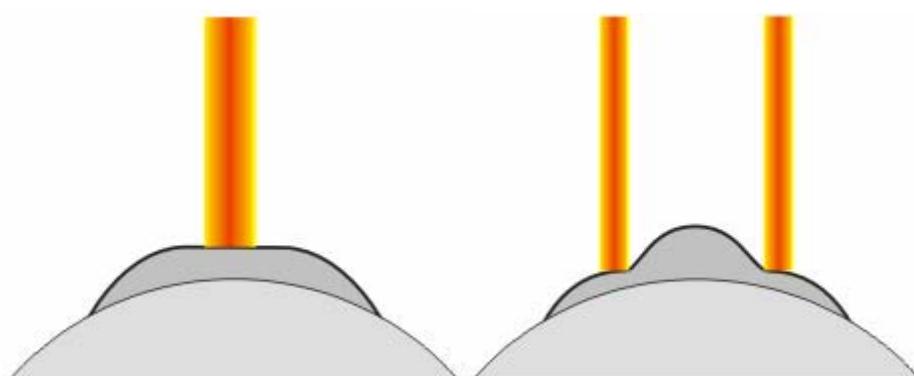


Abbildung 3:

links: Hornhautabtrag mit dem Excimer-Laser bei Myopie
rechts: Hornhautabtrag mit dem Excimer-Laser bei Hyperopie

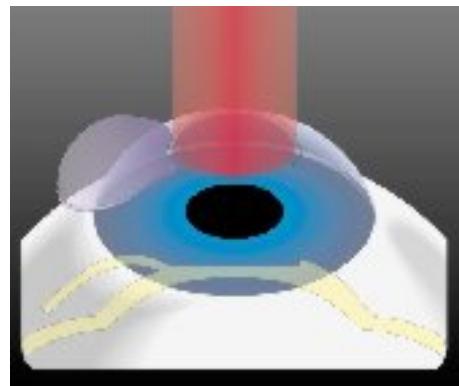


Abbildung 4:
Hornhautabtrag mit dem Excimer-Laser bei weggeklapptem Flap

3. Zurückklappen des Flaps, der sich nach wenigen Minuten festsaugt, so dass in den wenigsten Fällen eine Naht erforderlich ist. An der Oberfläche bleibt nur eine dünne ringförmige Wunde, die meist schon nach wenigen Stunden geschlossen ist.

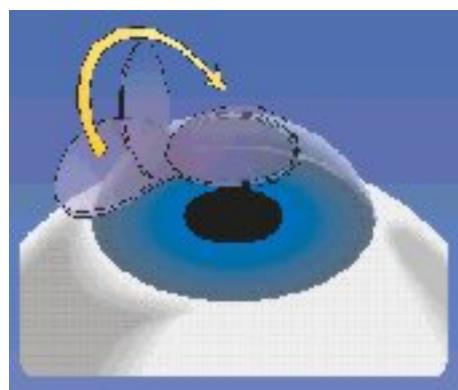


Abbildung 5:
Zurückklappen des Flaps nach Laserbehandlung

Der Indikationsbereich für LASIK erstreckt sich bei Kurzsichtigen (Myopen) bis maximal –10 Dioptrien [D], bei Weitsichtigen (Hyperopen) bis zu +3 D und bei Stabsichtigen (Astigmatismus) bis zu etwa 4 D. Die Brechkraft der Augen sollte sich in den letzten 12 Monaten nicht verändert haben, was bei den meisten Patienten zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr der Fall ist. Chronisch rezidivierende Hornhauterkrankungen stellen eine Kontraindikation für LASIK dar. Außerdem ist eine hinreichend dicke Hornhaut für eine erfolgreiche LASIK-Behandlung notwendig. Um die Hornhautstabilität nach LASIK nicht zu gefährden, muss unter dem Flap mindestens 250µm unbehandeltes Hornhautgewebe verbleiben. Der Flap selbst hat ungefähr eine

Dicke von 180 μ m. Nach Munnerlyn et al. sind für die Korrektur von 10 D bei einer optischen Zone von 6mm 131 μ m Hornhautabtrag notwendig.⁵⁶ Als Faustregel gelten 15 μ m Abtrag pro zu korrigierender Dioptrie.

Da LASIK seit 1989 durchgeführt wird, hat man zwar einen im Vergleich zur PRK mit 15 Jahren etwas geringeren Erfahrungsbereich, dennoch lassen sich sichere Aussagen über den Verlaufszeitraum machen.

Wie jeder andere chirurgische Eingriff ist aber auch LASIK nicht frei von Operationsrisiken.

2.1.3. LASIK-Komplikationen

Duncker teilt die bei LASIK möglichen Komplikationen in die intraoperativen, die frühen postoperativen und die späten postoperativen Komplikationen ein.¹⁵

Die intraoperativen sind häufig mikrokeratomassoziiert oder beruhen auf einer gestörten Epithelhaftung (Basalmembran-Dystrophie). Auch die Abweichung des Excimer-Lasers von der genauen Zentrierung, die entsprechend der optischen Achse des Auges erfolgen soll, kann zu Komplikationen führen.

Eine frühe postoperative Komplikation ist die diffuse lamelläre Keratitis (*Sands of Sahara syndrome*). Selten tritt auch eine Faltenbildung nach Wiederanlegen des Flaps auf. Extrem selten wurden auch Infektionen beobachtet, die durch Infiltrate im stromalen Bett gekennzeichnet sind.

Späte postoperative Komplikationen sind Epitheleinwachslungen unter den Flap oder die Keratektasie. Es werden aber auch Beeinträchtigungen der Sehschärfe wie Halos oder Doppelbilder bei zu kleiner optischer Zone oder bei Myopiebehandlungen von mehr als -10 Dioptrien beschrieben. Auch traumatische Ablösungen des Flaps, z.B. bei Sportunfällen, kommen vor.

Die genannten Komplikationen werden nachfolgend näher beschrieben.

2.1.3.1. Intraoperative Komplikationen

Die intraoperativen Komplikationen unterteilen sich hauptsächlich in die mikrokeratom- oder flap-assoziierten und die laserbedingten Komplikationen.

Tabbara et al. geben an, dass es bei 44% aller intra- und postoperativen Komplikationen zu flap-assoziierten Problemen kam.⁸⁴ Leung et al. sprechen von 5% bis 8,7% der Fälle.⁴¹

Das sogenannte *buttonhole* oder zu deutsch „Knopfloch“, eine ernst zu nehmende Komplikation der Flap-Ergzeugung mit möglicher Visusbeeinträchtigung, tritt in 0,7% bis 3,1% aller behandelten Patienten auf.^{17;26;83;99}

Das *buttonhole* im Flap entsteht, wenn das Keratom zu oberflächlich angesetzt wird und den zentralen Epithel-Bowman-Komplex in Mitleidenschaft zieht. Das *buttonhole* wird in das *partial-thickness* und in das *full-thickness buttonhole* eingeteilt.

Wenn das Keratom am Hornhautscheitel anterior oder direkt durch die Bowman'sche Membran schneidet, entsteht ein sog. *thin flap* mit einer Dicke unter 60 µm.⁷ Die daraus resultierende zentrale Hornhauttrübung mindert die Sehfähigkeit drastisch. Als mögliche Ursache wird von Gimbel et al. eine steile Hornhaut mit Keratometerwerten von 46,70 Dioptrien angegeben.²⁶ Einer Studie von Leung et al. zufolge besteht schon ab Werten von 44,20 Dioptrien ein erhöhtes Risiko.⁴⁰ Eine andere Hypothese ist die erhöhte Rigidität und damit verminderte Schneidbarkeit einer Hornhaut mit hohen Keratometerwerten. Außerdem könnte eine schnellere Austrocknung einer steilen Hornhaut die Entstehung von *buttonholes* begünstigen. Andere Gründe wie Handhabungsfehler oder Geräteschäden werden ebenfalls diskutiert.

Andere Flap-Komplikationen wie *thin flap*, *small flap* und *free cap* (Komplettes Abtrennen des Flaps) werden von Lui et al. mit 0,73%, 0,43% und 0,58% angegeben.⁴⁴

Ein *thin flap* kann zu einer Faltenbildung der Hornhaut nach LASIK führen. Eine Versorgung mit einer therapeutischen Kontaktlinse und eine engmaschige Kontrolle kann dies verhindern.

Ein *small flap* kann zu einer Minderung des Sehvermögens bei dunkler Umgebung und damit großer Pupille führen.

Ein vollständiges Abtrennen der Hornhaut, der *free flap*, ist auch eine seltene Komplikation. Dann sollte der abgetrennte Flap, der „Lentikel“ wieder aufgelegt werden und mit mehreren Nähten fixiert werden. Ein therapeutische Kontaktlinse

begünstigt das komplikationslose Wiedereinheilen. Nach etwa 4 Monaten kann wieder ein neuer Schnitt präpariert werden und die LASIK durchgeführt werden.

Der komplette Verlust des vollständig abgetrennten Flaps ist möglich, die Häufigkeit eines derartigen Vorfalls wird aber in der Literatur nicht erwähnt.

Nicht-Mikrokeratom-assoziierte Flap-Komplikationen wie mangelhafte Positionierung oder Instabilität des Saugrings geben Gimbel et al. mit 1,3% an.²⁶

Insgesamt berichten Gimbel et al. von 3,2% intraoperativen Komplikationen.²⁶ Jacobs et al. sprechen von nur 0,302%.³⁴

Die genaue Zentrierung des Excimer-Lasers ist für einen Erfolg hinsichtlich der postoperativen Sehschärfe und Sehqualität ein entscheidender Faktor. Moderne Lasersysteme mit Eye-Trackern gleichen kleine unwillkürliche Augenbewegungen des Patienten selbständig aus und sorgen somit für eine genaue Zentrierung während der LASIK-OP. Der Einsatz eines aktiven Eye-Trackers ist allein aber keine Garantie für eine erfolgreiche LASIK. Wenn der Patient nicht in der Lage ist, das Auge still zu halten und auf einen Lichtpunkt zu fixieren, kann auch ein Eye-Tracker die Abweichungen nicht korrigieren. Eine grobe Justierung des Lasers nur durch den Chirurgen ist in den meisten Fällen nicht genau genug.¹¹ Im Falle einer starken Dezentrierung der Ablationszone kann es beim Patienten subjektiv zur Wahrnehmung von monokularen Doppelbildern und Halos kommen. Eine – eventuell wellenfrontgesteuerte – Re-LASIK kann hier Abhilfe schaffen.⁵⁵

2.1.3.2. Frühe postoperative Komplikationen

Die am häufigsten nach LASIK beschriebene frühe postoperative Komplikation ist das trockene Auge mit damit verbundenen Schmerzen. Lui et al. geben 6,15% an.⁴⁴ Albietz et al. untersuchten die Fälle von 88 Augen nach LASIK bei Hyperopie. 32% der Augen entwickelten ein passager trockenes Auge. Die Ergebnisse waren signifikant mit weiblichem Geschlecht, präoperativ trockenem Auge, postoperativ eingeschränkter Stabilität des Tränenfilms und prä- und postoperativ verminderter Tränenvolumen assoziiert.¹ Toda et al. wiesen nach, dass ein bereits präoperativ trockenes Auge ein Risikofaktor für postoperatives schweres Siccasyndrom ist.⁹¹ Breil et al. sehen als Ursache hierfür eine postoperativ herabgesetzte Hornhautsensibilität infolge Durchtrennung der sensorischen Nervenbahnen beim Mikrokeratomschnitt.¹⁰ Laut Ang

et al. dauern die Symptome des trockenen Auges bis zu einem Jahr. Eine Dauerbehandlung mit Tränenersatzmitteln sei in dieser Zeit essentiell.⁴

Dies ist in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Lee et al., die als Dauer der Reinnervation der Hornhaut bis zu ein Jahr angeben.³⁸

Ein weiteres Problem, das nach LASIK auftreten kann, ist die Bildung von Fältchen im wiederangelegten Flap (*striae*). In der Studie von Lui et al. wird von 4,39% *microwrinkled flaps* und 2,04% *dislocated flaps* und *flap striae* berichtet.⁴⁴ Wie bei anderen LASIK-induzierten Komplikationen ist auch hier die sofortige Therapie ausschlaggebend für den Erfolg hinsichtlich der bleibenden Sehschärfe. Treten die *striae* innerhalb des ersten postoperativen Tags auf, so sollte der Flap angehoben werden und unter Spülen mit Flüssigkeit und Ausstreichen wieder angelegt werden.^{64;86}

Werden die *striae* später entdeckt oder bringt wiederholtes manuelles Glätten des Flaps keinen Erfolg, so ist der Versuch mit einer therapeutischen Kontaktlinse möglich. Lin et al. verwendeten erfolgreich eine RK4-Kontaktlinse.⁴³

In manchen Fällen kann der Flap mit Nähten wieder geglättet werden.³³

In manchen Behandlungszentren tritt in bis zu 10% aller Behandelten Patienten nach LASIK eine diffuse lamelläre Keratitis (*Sands of Sahara syndrome*, DLK) auf, typischerweise ein bis sieben Tage nach der LASIK-Prozedur.⁸ Klinisch erkennt man eine Trübung zwischen wiederangelegtem Flap und Stromabett (*interface opacities*), was eine Herabsetzung der Sehschärfe zur Folge hat. Francesconi et al. untersuchten 69 Augen von 47 Patienten mit durch Radiäre Keratotomie (RK) induzierter Hyperopie nach hyperopiekorrigierender LASIK (H-LASIK). Nur 2 Augen (3%) entwickelten eine DLK, wovon aber 1 Auge Epitheleinwachsung und eine Flap-Nekrose erlitt.¹⁹

Eine ähnliche Anzahl von Fällen einer postoperativen DLK ermittelten Asano-Kato et al. in ihrer Studie, die 1928 Augen umfasste. 68 Augen (3,5%) zeigten hier eine DLK.⁵

Shah et al. berichten in einer retrospektiven Studie von 735 mit LASIK behandelten Augen, wovon 680 Augen eine primäre und 55 Augen eine Zweit-LASIK waren. Shah erkannte eine signifikante Häufung von Fällen einer DLK bei Augen, die postoperativ einen Epitheldefekt aufwiesen: 9 von 16 Augen mit postoperativen Epitheldefekten entwickelten eine DLK, wobei von den restlichen Augen nur 17 eine DLK bekamen. Das Risiko, eine DLK nach LASIK zu entwickeln ist somit bei Auftreten von postoperativen Epitheldefekten 24-fach erhöht.⁷⁹

Die diffuse lamelläre Keratitis ist eine nicht-infektiöse Entzündung nach lamellärer Hornhautchirurgie, die wahrscheinlich allergischer oder toxischer Genese ist.² MacRae

et al. berichten von zwei Fällen, bei denen während der LASIK rote Blutzellen auf das *interface* gelangten und sofort abgespült wurden. Trotzdem entwickelte sich bei beiden Augen am 1. postoperativen Tag eine DLK.⁴⁵

Als eine andere Ursache betrachten Kaufman et al. mikroskopisch kleine Teile der Mikro-Keratomklingen (*debris*), die im *interface* zwischen Flap und Stroma liegen bleiben.³⁷

Auch eine Atopie wird als Risikofaktor diskutiert.⁹

Unter intensiver Behandlung mit hochdosierten lokalen Steroiden wird in den meisten Fällen eine komplette Rückbildung der Entzündung, und damit ein Aufklaren der Hornhaut und ein Visusanstieg erreicht, ohne dass der Hornhaut-Flap nochmals abgehoben werden musste.²⁹

Bei Auftreten einer postoperativen Keratitis ist es überaus wichtig, eine nicht-infektiöse von einer infektiösen Erkrankung zu unterscheiden. Die Behandlung einer bakteriellen und pilzbedingten Keratitis mit topischen Steroiden hätte fatale Folgen.

Karp et al. beobachteten eine infektiöse Keratitis am 1. postoperativen Tag bis zu 450 Tagen nach LASIK. Sie legten Kulturen an und behandelten sofort nach einem festgelegten lokalen Antibiotika-Therapieschema. In einigen Fällen musste der Flap abgehoben werden und das *interface* gesäubert und mit Antibiotika behandelt werden. Es waren auch komplett Amputationen des Flaps und weitere chirurgische Maßnahmen nötig.³⁶

In der Literatur werden als Erreger häufig nicht-tuberkulöse Mycobakterien erwähnt.^{3;20;22-24;31;60;77}

Aber auch andere Erreger können für das Entstehen einer infektiösen Keratitis verantwortlich sein. Ramirez et al. beschreiben einen Fall von *Streptococcus pneumoniae*-induzierter Keratitis. Behandelt wurde mit Vancomycin.⁶⁵

Von einem sehr seltenen Fall von Mischinfektion mit einem koagulase-negativem *Staphylococcus* und *Aspergillus fumigatus* berichten Ritterband et al.⁶⁶

Infektionen mit methicillin-resistenten Staphylokokken können auch Ursache einer Keratitis werden.^{67;68}

Das Erregerspektrum umfasst im Grunde genommen alle Bakterien und Pilze, die eine Infektion verursachen können.

Die mikrobielle Keratitis stellt eine ernste postoperative Komplikation dar. Nur eine sofortige und geeignete Therapie kann bleibende Schäden mit Visusbeeinträchtigung

vermeiden. Da die Keratitis im Stroma lokalisiert ist, ist eine erfolgreiche Behandlung mit antibiotischen Augentropfen oftmals schwierig, da oft nicht genügend Wirkstoff ins das *interface* diffundiert. In jedem Fall sollte versucht werden, infektiöses Material zu gewinnen und eine mikrobiologische Untersuchung mit Antibiogramm zu veranlassen.

Die epitheliale Basalmembran-Dystrophie stellt einen Risikofaktor für postoperative Epithelheilung dar. Dastgheib et al. berichten, dass sich bei 13 von 16 Augen mit epithelialer Basalmembran-Dystrophie während der LASIK eine Ablösung des Epithels ereignete. Bei 8 dieser 13 Augen kam es postoperativ zu einem Einwachsen von Epithel unter den Flap. Der Flap musste angehoben und das Epithel mittels *scraping* entfernt werden. In 4 Augen kam es sogar zu einem Einschmelzen des Flaps oder zu einer Keratolyse. Es wird daher empfohlen bei Patienten mit epithelialer Basalmembran-Dystrophie keine LASIK durchzuführen.¹⁴

Auch das Einwachsen von Epithel unter den Flap wird beschrieben. Nach Wang et al. entsteht dies nicht durch Verschleppen von Epithelzellen während des Mikrokeratomschnitts, sondern durch aktives Einwachsen von Epithelzellen.⁹⁷ Eine chirurgische Entfernung dieser Epithelzellen ist unbedingt notwendig, um eine Eintrübung der Hornhaut und eine Verminderung der Sehschärfe zu verhindern.

2.1.3.3. Späte postoperative Komplikationen

Die Wundheilung im stromalen Bett nach LASIK ist eher gering und schreitet langsam fort. Die Bildung von Narbengewebe findet hauptsächlich am Rande des Flaps statt. Zentral und mittelperipher werden nur wenige neue Kollagenfasern gebildet. Aufgrund der fehlenden festen Anhaftung des Flaps auf der Resthornhaut kann die Entstehung einer Keratektasie – einer instabilen Hornhaut – begünstigt werden.⁶² Seiler et al. sprechen von einer verminderten biomechanischen Festigkeit der Hornhaut nach LASIK. Die Dicke der verbleibenden Hornhaut sollte mindestens noch 250 µm betragen. Sonst sei die Gefahr einer mechanischen Instabilität der Kornea zu groß. Trotzdem schließt eine Minimaldicke von 250 µm die Entstehung einer Keratektasie nicht aus.⁵⁹

Seiler berichtet über 3 myope Augen (-10 bis -13,5 Dioptrien), die im Zeitraum von 1 bis 8 Monaten nach LASIK eine zentrale Zunahme der Steilheit der Hornhaut

entwickelten. Diese zeigten eine rapide Progression und wurden als Keratektasie interpretiert.⁷⁴

Spadea et al. berichten über den Fall eines 49-jährigen Mannes mit einer Myopie von –23,50 Dioptrien, bei dem eine LASIK durchgeführt wurde. Die Dicke des Flaps betrug 262 µm und die Dicke des verbleibenden Stromas lag bei 72 µm. Auch dieser Patient entwickelte eine massiv progrediente Keratektasie und musste sich letztendlich einer perforierenden Keratoplastik unterziehen.⁸¹

Ähnlichkeiten zum Keratokonus sehen Ozadama et al. Der beim Keratokonus zu beobachtende Fleischer-Ring – eine zirkuläre Eisenablagerung in der Kornea – trat auch bei einer mit LASIK behandelten 23-jährigen Frau mit fortgeschrittener Keratektasie auf. Ebenso stellt ein präoperativ vorhandener Keratokonus ein erhebliches Risiko für die Entstehung einer Keratektasie und deshalb eine Kontraindikation für LASIK dar.⁸²

Andere Komplikationen nach LASIK sind die Über- und Unterkorrektur. Nach Febbraro et al. lassen sich diese refraktiven Fehler allerdings sehr erfolgreich mit einer wiederholten LASIK ungefähr 6 Wochen nach der ersten LASIK korrigieren.¹⁸

Spätkomplikationen wie die Wahrnehmung von Halos oder eingeschränktes Sehen bei Dämmerung oder Nacht werden auch beschrieben. Sie treten hauptsächlich auf, wenn die Pupillenweite unter skotopischen Bedingungen den Durchmesser der Ablationszone überschreitet. Aber auch eine Zunahme der höheren Aberrationen nach LASIK wird als Ursache für Sehverschlechterung betrachtet. Die Häufigkeit des Auftretens von reduzierter Sehqualität kann mit der Höhe der ursprünglichen Fehlsichtigkeit zusammenhängen. Mittels wellenfront-gesteuerter LASIK können solche Komplikationen eingeschränkt werden. Die Methodik wird weiter unten in dieser Arbeit beschrieben.

2.2. Optische Aberrationen

2.2.1. Einführung

Wenn von einem Ausgleich eines refraktiven Fehlers am Auge die Rede ist, denkt man im Allgemeinen zuerst an die Anpassung einer Brille oder Kontaktlinse. Mit diesen Hilfsmitteln lässt sich die Brechkraft des Auges meist hinreichend genau korrigieren. Gewöhnlich werden dabei die Werte der Sphäre und des Zylinders berücksichtigt. Damit können die refraktiven Fehler Myopie, Hyperopie und Astigmatismus ausgeglichen werden. Nach Anpassung einer bestmöglichen Korrektur geht die Mehrzahl der Patienten sicherlich davon aus, mittels dieser Sehhilfe das Maximum an Sehschärfe erreicht zu haben. Das trifft jedoch nicht immer zu. Wie schon erwähnt, werden bei einer Brille bzw. Kontaktlinse nur die Werte der Sphäre, des Zylinders und seiner Achslage berücksichtigt. Es gibt aber noch zusätzliche refraktive Fehler jenseits der gewohnten Werte, die als Fehler oder Aberrationen höherer Ordnung bezeichnet werden. Normalerweise werden sie vom Fehlsichtigen wie auch vom Normalsichtigen nicht bewusst wahrgenommen. Die herkömmliche Sehschärfe wird durch sie nur gering beeinträchtigt. Bis vor kurzem konnten sie gar nicht objektiv klinisch gemessen werden und an eine Korrektur war nicht zu denken. Folglich waren die Auswirkungen solcher Aberrationen auf die Sehfunktion weitgehend unbekannt und man glaubte nicht, durch eine Korrektur eine Steigerung der Sehqualität erreichen zu können. Die höheren Aberrationen waren bis jetzt irrelevant.

Im Zeitalter der refraktiven Chirurgie änderte sich dies aber. Es gibt immer wieder Patienten, die sich einer Laserkorrektur unterworfen haben, die trotz bester Korrektur von Sphäre und Zylinder über eine schlechtere Sehschärfe als vorher mit Brillenkorrektur klagen. Dies sei besonders beim Sehen bei Dunkelheit, also mit weiter Pupille unter skotopischen Bedingungen, auffällig. Bei diesen Patienten könnte der Grund des schlechten Sehens bei großen Fehlern höherer Ordnung liegen. Die refraktive Chirurgie hat nicht nur das Potential ungewollte Brechungsfehler zu eliminieren. Durch diese Technik können Fehler höherer Ordnung am Auge zusätzlich induziert werden. Man musste daher Wege suchen, um diese höheren Aberrationen zu erforschen und Mittel finden, um sie zu vermeiden.

Seit einiger Zeit stehen uns technische Hilfsmittel zur Verfügung, mit denen man diese Fehler höherer Ordnung objektiv messen und beurteilen kann. Diese Geräte – Aberrometer genannt – arbeiten mit verschiedenen Verfahren, die weiter unten genau

beschrieben werden. Allen diesen Geräten gemeinsam ist die Auswertung der sogenannten Wellenfront, die aus dem Auge emittiert wird. Bei einem idealen Auge würde diese Wellenfront eine plane Fläche darstellen. Nicht-ideale Augen produzieren eine Art topografische Karte der gesamten Brechkraft des Auges.

Auch auf der therapeutischen Seite stehen heute neueste refraktive Laser zur Verfügung, die anhand der Werte des Aberrometers ein ideales Hornhautprofil abtragen können und somit die Fehler höherer Ordnung möglichst klein halten oder sogar beseitigen können.

2.2.2. Die Wellenfront

2.2.2.1. Definition nach der klassischen Optik

Der einfachste Weg, die Natur einer Wellenfront zu verstehen, ist das von einem Punkt P' auf der Netzhaut aus dem Auge reflektierte Licht zu untersuchen. Dieser Punkt P' kann beispielsweise durch einen Laserstrahl auf die Netzhaut fokussiert sein. Das reflektierte Licht tritt in Strahlen aus dem Auge aus. Bei einem emmetropen Auge ohne Brechungsfehler verlaufen diese Lichtstrahlen in der Pupillenebene parallel, wenn das Auge auf die Ferne eingestellt ist (d.h. keine Akkommodation). Der Fernpunkt liegt im Unendlichen, die resultierende Wellenfront ist plan. Von Vorne betrachtet wäre sie eine flache Scheibe mit dem selben Durchmesser wie die Pupille. (s. Abb. 6)

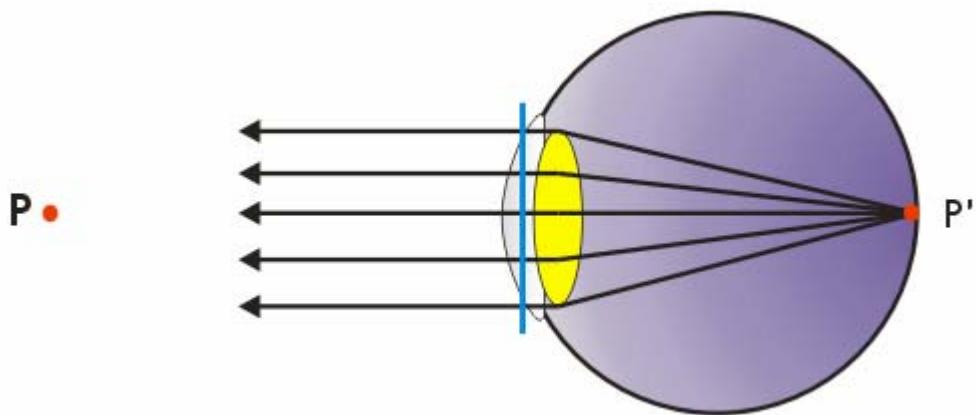


Abbildung 6:

Die Wellenfront bei einem optisch perfekten (emmetropen) Auge ist plan (blaue Linie). Der Fernpunkt P liegt im Unendlichen.

Bei einem optisch nicht perfekten Auge vergleicht man die tatsächliche, unebene Wellenfront mit der theoretischen, ebenen Wellenfront. Quantitativ wird der Fehler als Distanz zwischen den beiden Wellenfronten angegeben.

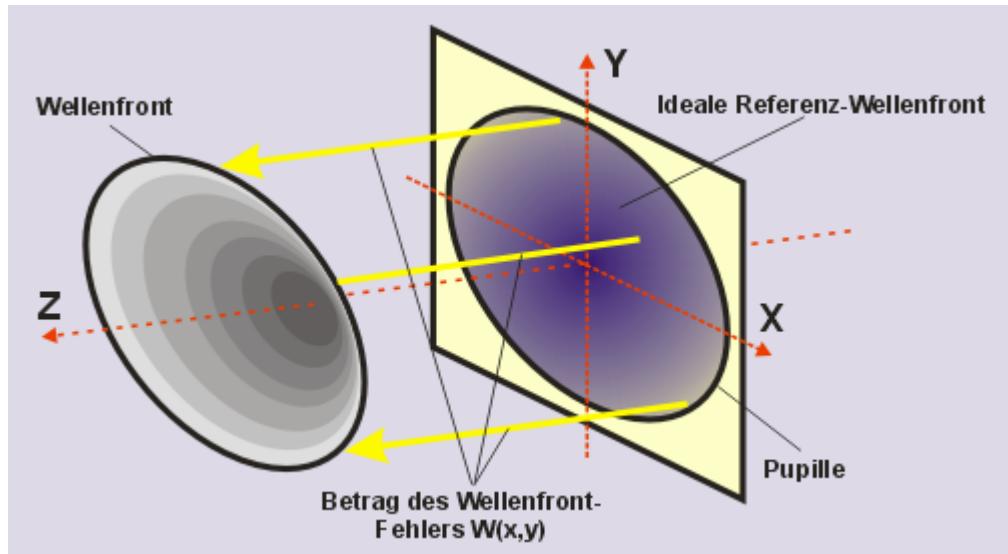


Abbildung 7:

Die Wellenfront-Aberration ist definiert als Differenz zwischen tatsächlicher und idealer Wellenfront. Für jeden Ort (x,y) in Pupillenebene kann ein eindeutiger Wert angegeben werden.

Es ergibt sich eine landkartenähnliche Scheibe, die in ihrem Durchmesser dem Pupillendurchmesser entspricht. Die Höhen und Tiefen sind mit verschiedenen Farben und Helligkeitsunterschieden kodiert. (s. Abb. 7)

Demonstration am myopen Auge

Ein myopes Auge ist im Vergleich zu einem emmetropen Auge relativ zu lang gebaut. Wenn ein Objekt in der Ferne fixiert wird, liegt der Brennpunkt vor der Netzhaut. Das Bild wird unscharf. Bei Betrachtung eines Gegenstands in der Nähe verschiebt sich der Brennpunkt nach hinten in Richtung Netzhaut. Scharfes Sehen ohne zusätzliche Akkommodation ist jetzt möglich. Physikalisch-optisch betrachtet wandert mit zunehmender Myopie der Fernpunkt P in Richtung Auge.

Die Lichtstrahlen, die aus dem Auge reflektiert werden verlaufen nicht mehr parallel, sondern treffen sich im nähergerückten Fernpunkt P . Die resultierende Wellenfront besitzt somit – von vorne betrachtet – eine konische Oberfläche. (s. Abb. 8)

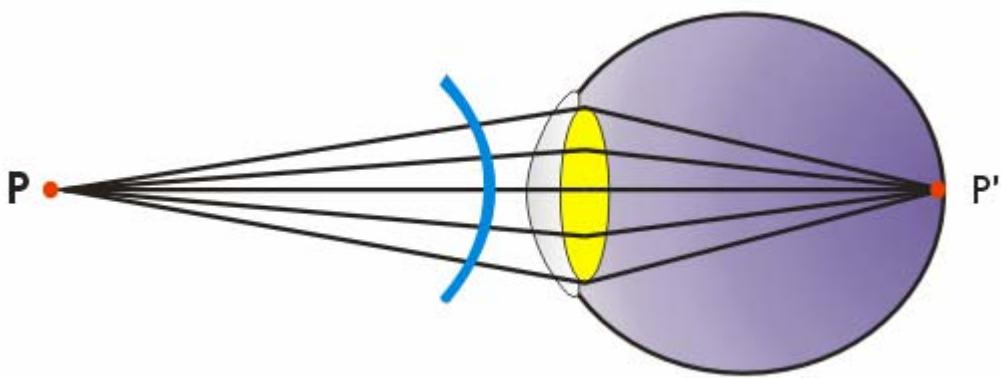


Abbildung 8:

Ein Auge, das nur den Refraktionsfehler Myopie aufweist, besitzt eine von vorne betrachtet konische Wellenfront (blaue Linie).

Augen mit Aberrationen ergeben eine unregelmäßig geformte Wellenfront. (s. Abb. 9)

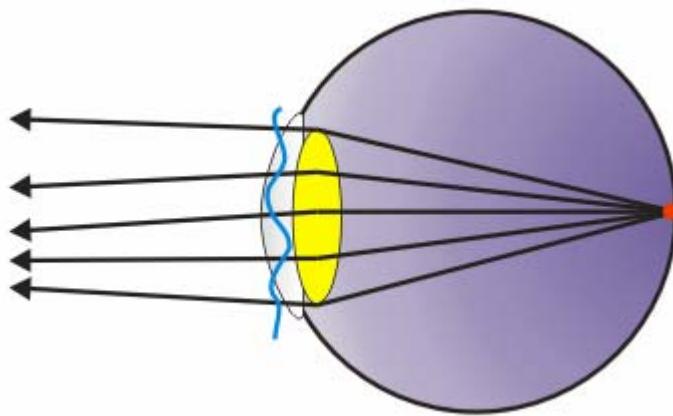


Abbildung 9:

Aufgrund von Refraktionsfehlern höherer Ordnung ergibt sich eine Wellenfront, die durch eine unregelmäßige Oberfläche gekennzeichnet ist (blaue Linie).

2.2.2.2. *Definition nach dem Wellenoptik-Prinzip*

Ein Grundbegriff bei der Beschreibung einer Wellenfront ist die *optische Weglänge* oder *optical pathlength OPL*. Sie ist definiert als die Anzahl der Schwingungen eines Lichtstrahls, die stattfinden, wenn sich der Lichtstrahl von einem Ort zum anderen ausbreitet. Da die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Licht in wässrigen Medien kleiner als in Luft ist, ist die Anzahl der Schwingungen im Auge größer als vor dem Auge, vorausgesetzt, man geht von der selben zurückgelegten Distanz aus. Die OPL ist somit ein Maß für die Anzahl der Schwingungen eines sich ausbreitenden Lichtstrahls. Folglich besitzen zwei Lichtstrahlen, die sich von einem Punkt ausbreiten, die selbe

Anzahl Schwingungen, falls sie dieselbe OPL haben und falls sie dasselbe Medium durchlaufen. Auch treffen dabei die Strahlen mit der selben Phase ein. Jeder Punkt mit gleicher Phasenlage und OPL repräsentiert einen Punkt in der Wellenfront. Damit ist eine sich von einem Punkt ausbreitende Wellenfront definiert als Orte von Punkten im Raum mit identischer OPL und Phasenlage.

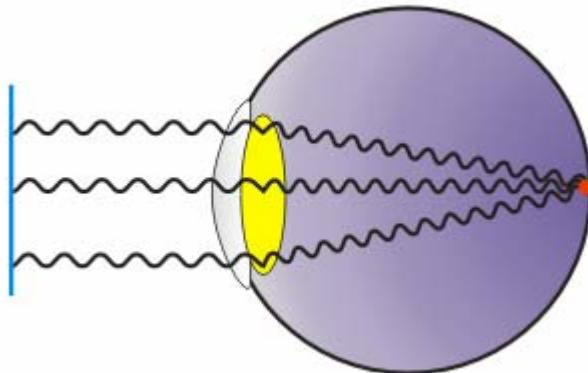


Abbildung 10:

Ideales emmetropes Auge: Alle 3 Lichtstrahlen besitzen die selbe OPL und Phasenlage. Da sie alle identische Strecken in den verschiedenen Medien (Glaskörper, Linse, Vorderkammer, Hornhaut und Luft) zurücklegen, treffen sie alle in einer planen und damit idealen Wellenfront ohne Brechungsfehler ein (blaue Linie).

Um die Aberrationen eines Auges zu beschreiben, vergleicht man die OPL der austretenden Lichtstrahlen in der Pupillenebene (Koordinaten x,y) mit dem Hauptstrahl, der durch das Pupillenzentrum geht (Koordinaten 0,0). Man nimmt an, dass dieser Hauptstrahl nicht durch Brechung im Auge verändert wird, also frei von optischen Aberrationen ist. Der Vergleich der verschiedenen OPLs ergibt unterschiedliche Differenzwerte. Trägt man diese Differenzwerte in einem zweidimensionalen Koordinatengitter auf, so ergibt sich eine Karte der aus dem Auge austretenden Wellenfront. Kodiert man diese Werte mit verschiedenen Farben, so entsteht eine Höhendarstellung, ähnlich einer Landkarte mit Darstellung von Gebirgen und Tälern. Wenn diese Wellenfront nicht plan ist, also wenn die Differenzwerte nicht alle gleich 0 sind, dann zeigt die Karte die durch die Aberrationen bedingten Abbildungsfehler eines Auges. Das bedeutet, dass bei einem idealen Auge ohne Brechungsfehler Lichtstrahlen, ausgehend von einem punktförmigen Objekt auf der Netzhaut (z.B. ein durch einen Laser erzeugter Lichtpunkt) und verschiedene Orte in der Pupille passierend, nach

gleich vielen Schwingungen an der Netzhaut eintreffen. Sie treten parallel aus dem Auge aus und besitzen auch alle dieselbe Phase. Das punktförmige Objekt wird scharf, also ohne Brechungsfehler, ideal abgebildet. Wenn dagegen die Lichtstrahlen alle mit einer unterschiedlichen Phase ankommen und verschiedene optische Pfadlängen besitzen, dann sinkt die optische Güte der Abbildung. Das optische System Auge besitzt Aberrationen.

Am Beispiel eines myopen (kurzsichtigen) Auges ohne zusätzliche Aberrationen lässt sich dies demonstrieren: (s. Abb. 11)

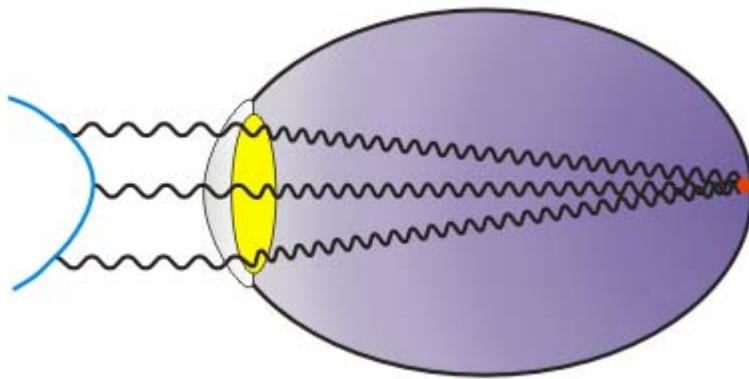


Abbildung 11:

Myopes Auge: (Zu Demonstrationszwecken ist der Bulbus übertrieben lang dargestellt).

Alle drei Strahlen besitzen dieselbe OPL und Phasenlage. Durch die verschiedenen langen Strecken in den verschiedenen Medien (Glaskörper, Linse, Vorderkammer, Hornhaut und Luft) und der damit verbundenen Unterschiede in der Ausbreitungsgeschwindigkeit, befinden sich die Lichtstrahlen mit selber OPL und Phasenlage an unterschiedlichen Orten vor oder hinter der idealen und planen Wellenfront (blaue Linie).

Strahlen, die am Pupillenrand ins Auge eintreten (und wieder reflektiert werden) weisen eine kürzere OPL auf als der Zentralstrahl, da die zurückgelegte Strecke im Auge kürzer ist als die Strecke, die der Zentralstrahl zurücklegt.. Die parallelen Strahlen eines beobachteten, entfernten, punktförmigen Gegenstands treffen mit unterschiedlicher OPL und Phase auf der Netzhaut auf (und werden ebenso wieder reflektiert). Das wahrgenommene Bild ist unscharf. Um diese Unschärfe zu kompensieren, bringt man den beobachteten, punktförmigen Gegenstand an den Nahpunkt des Auges. Jetzt tritt die Wellenfront nicht mehr plan durch die Pupille ins Auge ein, sondern als konkav. Das hat zur Folge, dass der Zentralstrahl zeitlich vor den Randstrahlen durch die Pupille tritt. Der Zentralstrahl hat sozusagen einen Vorsprung vor den anderen

Strahlen. Dementsprechend treffen alle Strahlen wieder mit der selben OPL und Phase auf die Netzhaut. Die Abbildung wird subjektiv als scharf wahrgenommen.

Um also eine optimale Abbildung auf der Retina zu erhalten, muss die optische Strecke (OPL und Phaselage) zwischen jedem Objektpunkt und seiner Abbildung auf jedem Pfad durch die Pupille gleich sein. Die Wellenfront-Darstellung als Karte zeigt das Ausmaß einer Abweichung von der Idealform an.

2.2.3. ***Mathematische Herleitung und Definition der Wellenfront***

Mathematisch wird die Wellenfront als Reihenentwicklung in der Funktion $W(x,y)$ beschrieben. Sie stellt die gewichtete Summe der sogenannten Zernike-Koeffizienten dar. Definitionsgemäß ist die Aberration in der Pupillenmitte gleich null ($W(0,0)=0$). Der Wellenfrontfehler eines Auges, das nur den Refraktionsfehler *defocus* - oder auch *sphere* genannt - besitzt, hat die Formel $W(x,y) = 2(x^2 + y^2) - 1$. Grafisch aufgetragen entspricht dies einer dreidimensionalen Parabelform. (s. Abb. 13). Neben dieser Darstellungsweise durch die Punkte x und y in einem rechtwinkligen, kartesischen Koordinatensystem gibt es auch die Möglichkeit, die Funktion mit den polaren Koordinaten ρ und θ zu beschreiben. ρ ist die radiale Koordinate in Relation zum Pupillenradius mit einem Wertebereich zwischen 0 und 1, wobei 1 gleich dem Pupillenradius ist. **Die daraus abgeleiteten Zernike-Koeffizienten sind somit abhängig vom Pupillenradius!** θ stellt die Azimuth-Koordinate – auch *Meridian* genannt – dar, die zwischen 0 und 2π liegt. ($\pi = \text{Kreiszahl Pi} = 3,1415\dots$)

Mit den Formeln

$$\rho = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (1)$$

$$\theta = \tan^{-1}(y/x) \quad (2)$$

$$x = \rho \sin(\theta) \quad (3)$$

$$y = \rho \cos(\theta) \quad (4) \quad \text{lassen sich beide Systeme ineinander umrechnen.}$$

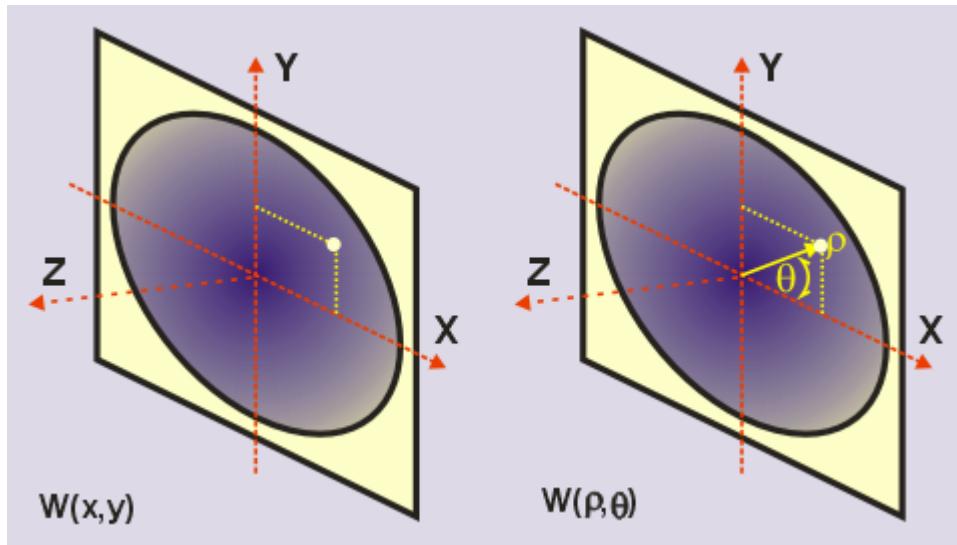


Abbildung 12:

Die zwei gebräuchlichen Koordinatensysteme zur Darstellung der Wellenfront.

links: Kartesisches Koordinatensystem

rechts: Polares Koordinatensystem

In der polaren Darstellungsmethode wird der Astigmatismus (Koeffizient C_5 , *astigmatism*) als einfache Formel $W(\rho, \theta) = \rho^2 \cos(2\theta)$ angegeben. Dreidimensional aufgetragen entsteht eine sattelähnliche Form. (s. Abb. 13).

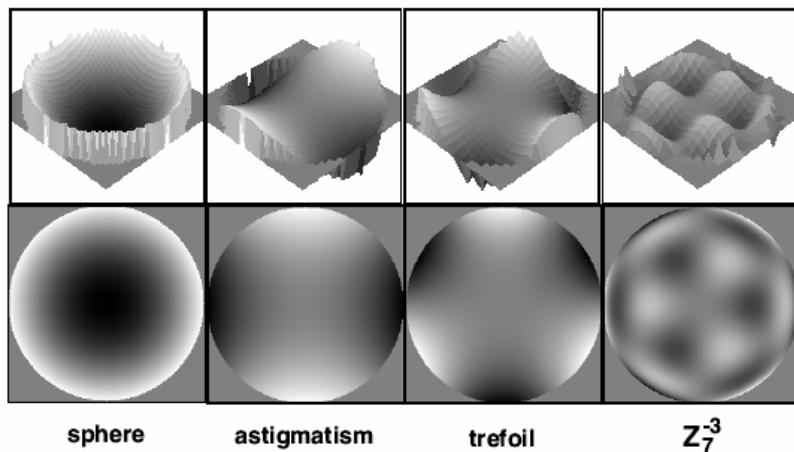
Mode	Order	Frequency	Normalisation	Zernike-Polynomial – polare Darstellung $W(\rho, \theta) =$
0	0	0	1	1
1	1	-1	2	$\rho \sin(\theta)$
2	1	1	2	$\rho \cos(\theta)$
3	2	-2	$\sqrt{6}$	$\rho^2 \sin(2\theta)$
4	2	0	$\sqrt{3}$	$2\rho^2 - 1$
5	2	2	$\sqrt{6}$	$\rho^2 \cos(2\theta)$
6	3	-3	$\sqrt{8}$	$\rho^3 \sin(3\theta)$
7	3	-1	$\sqrt{8}$	$(3\rho^3 - 2\rho) \sin(\theta)$
8	3	1	$\sqrt{8}$	$(3\rho^3 - 2\rho) \cos(\theta)$
9	3	3	$\sqrt{8}$	$\rho^3 \cos(3\theta)$
10	4	-4	$\sqrt{10}$	$\rho^4 \sin(4\theta)$
11	4	-2	$\sqrt{10}$	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin(2\theta)$
12	4	0	$\sqrt{5}$	$6\rho^4 - 6\rho^2 + 1$
13	4	2	$\sqrt{10}$	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos(2\theta)$
14	4	4	$\sqrt{10}$	$\rho^4 \cos(4\theta)$
15	5	-5	$\sqrt{12}$	$\rho^5 \sin(5\theta)$
16	5	-3	$\sqrt{12}$	$(5\rho^5 - 4\rho^3) \sin(3\theta)$

17	5	-1	$\sqrt{12}$	$(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \sin(\theta)$
18	5	1	$\sqrt{12}$	$(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \cos(\theta)$
19	5	3	$\sqrt{12}$	$(5\rho^5 - 4\rho^3) \cos(3\theta)$
20	5	5	$\sqrt{12}$	$\rho^5 \cos(5\theta)$
21	6	-6	$\sqrt{14}$	$\rho^6 \sin(6\theta)$
22	6	-4	$\sqrt{14}$	$(6\rho^6 - 5\rho^4) \sin(4\theta)$
23	6	-2	$\sqrt{14}$	$(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin(2\theta)$
24	6	0	$\sqrt{7}$	$20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1$
25	6	2	$\sqrt{14}$	$(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos(2\theta)$
26	6	4	$\sqrt{14}$	$(6\rho^6 - 5\rho^4) \cos(4\theta)$
27	6	6	$\sqrt{14}$	$\rho^6 \cos(6\theta)$

Tabelle 1:

Zernike-Basisfunktionen bis zur 6. Ordnung, mit polaren Gleichungen

2.2.4. Darstellungsweise einfacher Basis-Zernike-Funktionen

**Abbildung 13:**

Dreidimensionale Auftragungsweise einiger einfacher Basis-Zernike-Funktionen

Werden diese Basis-Zernike-Funktionen mit einem Computer als zwei- oder dreidimensionale „Landkarte“ dargestellt, ergeben sich in sich symmetrische Grafiken. C_4 hat Parabelform, während die Astigmatismus-Koeffizienten C_3 und C_5 eine sattelähnliche Form besitzen.

2.2.5. Kombination zu komplexen Wellenfronten

Um nun komplexere Wellenfronten real existierender Augen mathematisch abbilden zu können, kombiniert man einfache Wellenfronten.

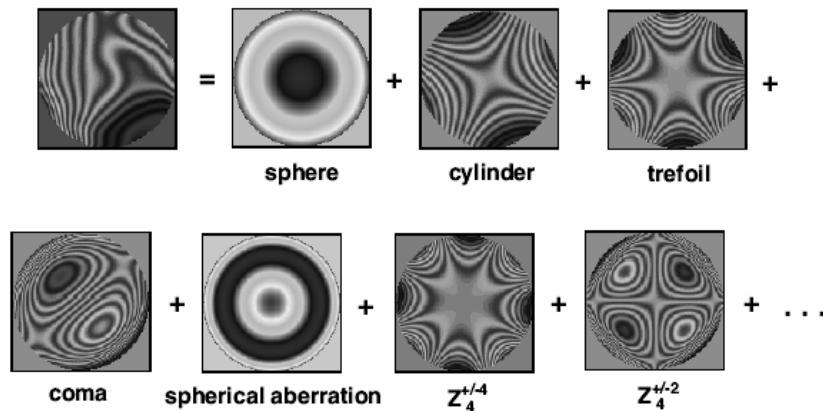


Abbildung 14:

Kombination einfacher Basis-Zernike-Funktionen zu komplexen Wellenfronten

Dazu benötigt man einen Vorrat verschiedener Basisformen, wie schon einige in vorhergehenden Absatz erwähnt wurden.

Die am häufigsten benutzte Sammlung derartiger Basis-Wellenfronten wurde von *Zernike* eingeführt. Die einzelnen Basisformen werden hier auch *Zernike-Terms* Z genannt.



Abbildung 15:

Darstellung der Basis-Zernike-Funktionen oder *Zernike-Terms* als Pyramide. Die *meridional oder angular frequency* wird hier mit f bezeichnet.

Die Nummer, die Ordnung, die Meridionalfrequenz, ein Normalisationsfaktor und die polare Formel eines jeden Zernike-Terms Z (oder C) bis einschließlich 6. Ordnung sind in Tabelle 1 angegeben.

Der Mittelwert eines jeden *Zernike-Terms* über die gesamte Pupillenfläche ist null, mit Ausnahme von C_0 (*Pistonterm*), der je nach Zweck manipuliert werden darf. Meist dient dieser *term* dazu, die Aberration in Wellenfrontmitte auf Null zu setzen.

Die Zernike-Terms sind untereinander unabhängig und stehen rechtwinklig zueinander. Dies bedeutet, dass bei Multiplikation zweier verschiedener Terms über alle Punkte in der Pupillenfläche und Summierung der Ergebnisse das Endergebnis gleich null ist.

Dies wird durch das Integral $\int_{\theta=0}^{\theta=2\pi} \int_{\rho=0}^{\rho=1} Z_i Z_j \rho \, d\rho \, d\theta = 0$ ausgedrückt.

Um verschiedene Zernike-Terms untereinander vergleichen zu können, müssen sie vorher noch mit einem Normalisierungsfaktor multipliziert werden.

2.2.6. Mathematische Darstellung der komplexen Wellenfront

Die mathematische Formel der kombinierten Zernike-Basisfunktionen lautet:

$$W(\rho, \theta) = \sum \sum C_n^f Z_n^f$$

Sie wird auch als *Zernike-Expansion* der Wellenfront-Aberration bezeichnet. Den Gewichtungsfaktor C_n^f nennt man *Aberrations-Koeffizient* oder *Zernike-Koeffizient*.

Die Zernike-Koeffizienten besitzen die Einheit Mikrometer [μm]. Ein positiver Wert bedeutet, dass die aus dem Auge reflektierte Wellenfront zeitlich vor dem zentralen Wellenfrontanteil in Pupillenmitte eintrifft. Die OPL ist bei positiven Werten also kleiner als am Referenzstrahl. Das oben erwähnte Beispiel des rein myopen Auges wieder aufgreifend, bedeutet dies, dass die Aberration am Pupillenrand einen positiven Wert besitzt.

2.2.7. Berechnung von Sphäre, Zylinder und Achslage aus den Zernike-Koeffizienten der zweiten Ordnung

Wie weiter unten im Ergebnisteil nochmals erwähnt wird, können aus den 3 Koeffizienten C_3 , C_4 und C_5 der 2. Ordnung die Sphäre, der Zylinder und die Achslage des Astigmatismus berechnet werden. Verwendet werden hierfür folgende Formeln:

$$1) \quad \text{Sphäre} = - \frac{4\sqrt{3} C_4 - 2\sqrt{6} \sqrt{(C_3)^2 + (C_5)^2}}{R^2};$$

$$2) \quad \text{Zylinder} = - \frac{4\sqrt{6} \sqrt{(C_3)^2 + (C_5)^2}}{R^2};$$

$$3) \quad \text{Achslage} = \frac{\tan^{-1} (C_5 / C_3)}{2}; \quad R = \text{Pupillenradius}$$

2.2.8. Notationsweise, Bezeichnung und Anordnung der Koeffizienten

Nach dem OSA/VSIA-Standard (Optical Society of America) werden die Zernike-Koeffizienten mit dem *Double-Index Schema* dargestellt^{87;88}:

$$C_n^f \text{ oder auch } C_n^m$$

Nach dieser Konvention wird jeder Koeffizient durch eine *radial order n* (rechts und tiefgestellt) und durch eine *meridional frequency m* oder auch *f* (rechts und hochgestellt) eindeutig identifiziert. **n** ist gleichbedeutend mit dem Grad der Ordnung, während **m** oder **f** gleich der Summe der Sinusschwingungen eines Meridians über 360° (2π) ist.

Eine andere Notationsweise, wie sie auch im Wavelight-Aberrometer verwendet wird, nummeriert die einzelnen Zernike-Koeffizienten beginnend mit C_1 bis C_{27} durch. Die Bezeichnung der Zernike-Koeffizienten mit dem Buchstaben Z_x ist gleichbedeutend und wird ebenso verwendet. Nach Thibos sollte nur noch das *double-index Schema* verwendet werden. Dennoch wird in dieser Arbeit noch die *single-index* Bezeichnung C_x oder Z_x benutzt, da beim Wavelight-Aberrometer diese Bezeichnungsvariante zur Anwendung kommt.

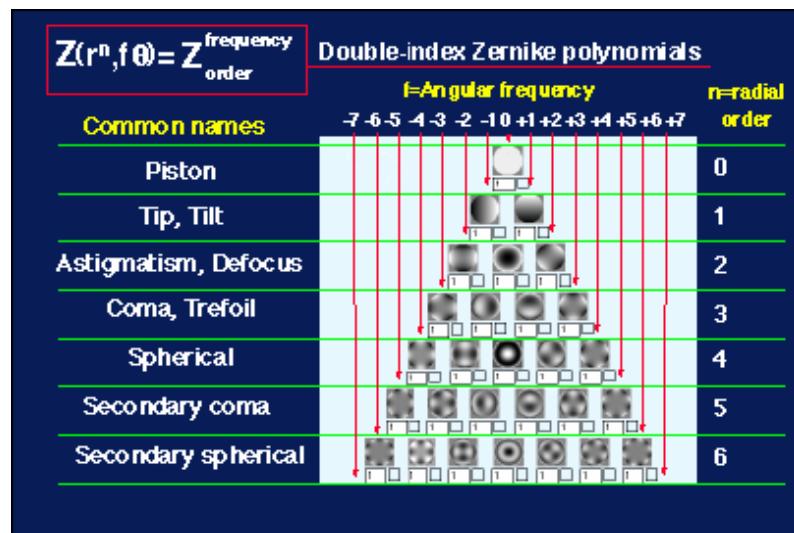
In Tabelle 2 wird die pyramidenförmige Anordnung und das Verfahren der Umwandlung beider Bezeichnungsvarianten dargestellt.

		Zernike Coefficient Conversion (Single Index to Double Index)												
C_n^m	m	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6
n														
0								C_0						
1							C_1		C_2					
2					C_3		C_4		C_5					
3				C_6		C_7		C_8		C_9				
4			C_{10}		C_{11}		C_{12}		C_{13}		C_{14}			
5		C_{15}		C_{16}		C_{17}		C_{18}		C_{19}		C_{20}		
6		C_{21}		C_{22}		C_{23}		C_{24}		C_{25}		C_{26}		C_{27}

Tabelle 2:Umwandlungstabelle *single index* zu *double index*

Negative Werte von m bzw. f bedeuten, dass die Schwingung relativ zur Horizontalen sinusförmig ist, während positive Werte relativ zur Horizontalen einen cosinusförmigen Zusammenhang implizieren.

Da jede Zernike-Ordnung n $n+1$ Koeffizienten beinhaltet, können diese Koeffizienten analog der Darstellung der Zernike-Basisfunktionen pyramidenartig dargestellt werden (Tabelle 2 und Abbildung 15 und 16).

**Abbildung 16:**

pyramidenartige Darstellung der Basis-Zernike-Funktionen

In Abbildung 16 sind noch die Bezeichnungen der einzelnen Zernike-Koeffizienten aufgeführt. Die Zernike-Koeffizienten „tip“ und „tilt“ der 1. Ordnung bedeuten einen Versatz in der optischen Achse des Auges. „Astigmatism 1“ und „2“ und „defocus“ werden die Koeffizienten der 2. Ordnung genannt. Die Koeffizienten der höheren Ordnungen beginnen mit C_6 „trefoil 1“, C_7 „coma 1“ und gehen weiter mit „secondary coma“, „quadrafoil“ usw..

Wie schon erwähnt beinhalten die Zernike-Koeffizienten der 2. Ordnung die herkömmlichen Refraktionswerte der Sphäre und des Zylinders.

Im Ergebnisteil werden die Koeffizienten C_{12} und C_{24} „*spherical*“ und „*secondary spherical* oder *spherical-like*“ noch genauer betrachtet.

2.2.9. Berechnung des RMS-Wertes

Eine geeignete Methode, um nicht nur einzelne Zernike-Koeffizienten, sondern ganze Zernike-Ordnungen miteinander zu vergleichen, ist die Berechnung des RMS-Wertes (*root-mean-square*). Mit folgender Formel wird dieser Wert berechnet:

$$RMS_n = \sqrt{\sum \frac{(C_n^f)^2}{F_n}} ;$$

F_n = Normalisationsfaktor (siehe Tabelle 1 Spalte 4)

Der RMS-Wert ist vom Betrag immer positiv.

2.3. Aberrometrische Messverfahren

2.3.1. Die Aberrometrie nach dem Tscherning-Prinzip

Im Jahre 1894 publizierte M. Tscherning in *Psychologie und Physiologie der Sinne* seine Forschungsergebnisse unter dem Titel „*Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges*“⁹³. Er vermutete, dass diese Aberrationen die individuelle Sehqualität herabsetzen. Zu seiner Zeit gab es aber noch keine Mittel und Wege, die Aberrationen zu korrigieren.

Um die Aberrationen zu bestimmen, verwandte er eine Linse von +4 Dioptrien Stärke, die auf der Oberfläche Gitterlinien mit gleichem Abstand hatte. Während der Untersuchung eines Patienten musste dieser auf einen Stern blicken, von dem man aufgrund der sehr großen Entfernung annehmen konnte, dass er parallele Strahlenbündel aussandte. Der Untersuchte musste daraufhin seine eigenen, subjektiv wahrgenommenen Aberrationen skizzieren. Das Prinzip der parallelen Strahlen zur Untersuchung der Aberrationen wurde beibehalten. Heutzutage stehen uns aber mit Lasern, CCD-Kameras und leistungsfähigen Computern Mittel zur Verfügung, um die anfangs subjektive Methode zu objektivieren.

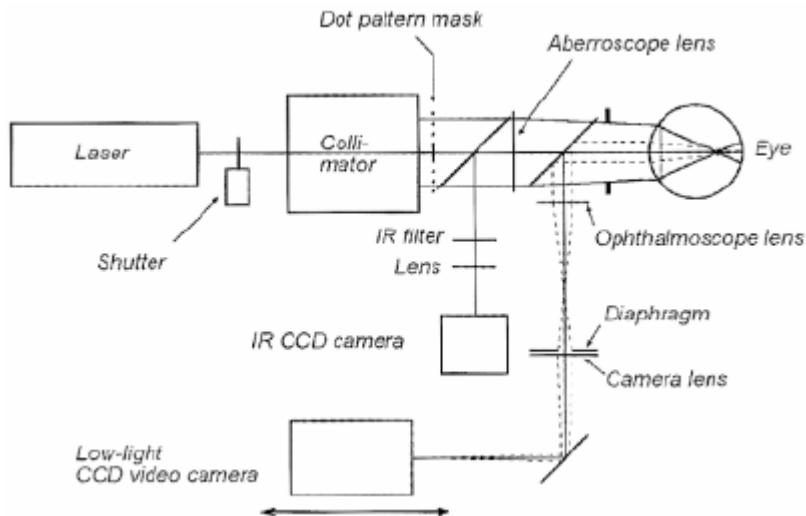


Abbildung 17:

Funktionsplan eines Aberrometers nach dem Tscherning-Prinzip

Das in dieser Arbeit verwendete Aberrometer „*Allegretto Wave Analyzer*“ der *WaveLight Laser Technologie AG* basiert auf den Prinzipien nach Tscherning. Damit können die refraktiven Fehler eines Auges automatisch mit Hilfe der Wellenfront-Technologie gemessen werden. Das Prinzip der Messung beruht auf einem Muster von

Lichtpunkten, die auf die Netzhaut projiziert werden. Dieses Muster entsteht durch parallele Strahlen, die von einem Diodenlaser ($\lambda=660$ nm, $P_0=0,2$ mW) erzeugt werden. Es wird von einer hochempfindlichen CCD-Kamera (*charge-coupled-device*) aufgenommen. Die Strahlen durchqueren auf ihrem Weg zur Netzhaut verschiedene optische Medien mit jeweils verschiedener Brechkraft. Bei einem optisch nicht perfekten Auge mit Aberrationen kommt es zu einer Ablenkung der Lichtstrahlen, was sich in einer Verzerrung und Abweichung vom idealen Punktmuster äußert. Die Abweichung der einzelnen Punkte ist Ausdruck der Aberrationen eines Auges und wird durch die Systemsoftware analysiert. Das Ergebnis ist eine genaue Beschreibung des refraktiven Fehlers eines Auges.

2.3.2. Die Aberrometrie nach dem Hartmann-Shack-Prinzip

Die Messung der Aberrationen beruht hier auf einem alten Prinzip:

In Jahre 1619 veröffentlichte der Jesuitenpater und Astronom Christoph Scheiner, Professor an der Universität Ingolstadt – der jetzigen Ludwig-Maximilians-Universität München - , seine Abhandlung „*Oculus hoc est: fundamentum opticum*“.



Abbildung 18:
Christoph Scheiner, 1573-1650

Darin beschreibt Scheiner ein einfaches Hilfsmittel, um die optische Abbildungsqualität eines Auges zu untersuchen: Eine undurchsichtige Scheibe mit zwei kleinen Löchern – eines zentral, das andere peripher gelegen. („Scheinersche Scheibe“). Scheiner entdeckte, dass ein durch diese Scheibe beobachteter, weit entfernter Lichtpunkt, wie etwa ein Stern, auf der Netzhaut zwei Punkte abbildet, wenn das Auge optisch nicht perfekt ist. Der Untersuchte nimmt subjektiv auch zwei Lichtpunkte wahr. Bei myopen

oder hyperopen Augen können diese zwei Lichtpunkte leicht übereinander gebracht werden, wenn man Linsen geeigneter Brechkraft vor das Auge bringt.⁷²

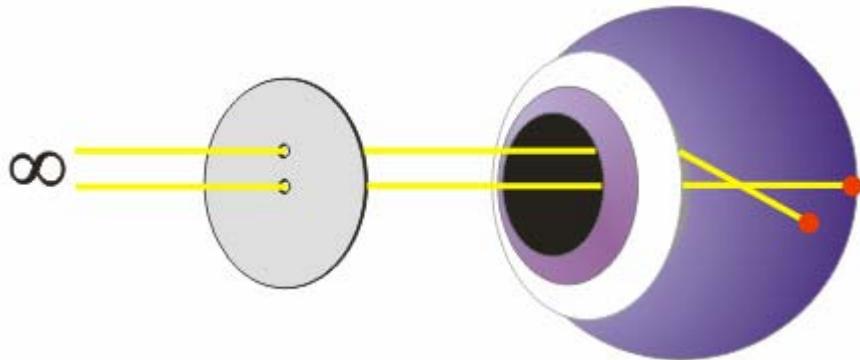


Abbildung 19:

Scheinersche Scheibe: Ametropes Auge mit 2 Abbildungen auf der Netzhaut

Im Jahre 1961 modifizierte Smirnov Scheiners Methode, indem er eine feste Lichtquelle für den zentralen Referenzstrahl und eine bewegliche Lichtquelle für das äußere Loch einsetzte. Die bewegliche Lichtquelle wurde solange in horizontaler und vertikaler Richtung bewegt, bis der Untersuchte nur mehr einen Lichtpunkt wahrnahm. Damit hatte man erstmals die Möglichkeit, die Aberration eines Auges an einer bestimmten Stelle in der Pupillenebene mit Δx und Δy zu quantifizieren.⁸⁰

Smirnov glaubte aber nicht, dass ein derartiges Aberrometer jemals Einzug in die klinische Routine halten könnte, da die Berechnung der Daten viel zu lange dauere:

„...The method applied in the present work of determining the wave aberration is quite laborious; although the measurements can be taken in 1-2 hours, the calculations take 10-12 hours. [...] Therefore, it is unlikely that such detailed measurements will ever be adopted by practitioner-ophthalmologists.“⁸⁰

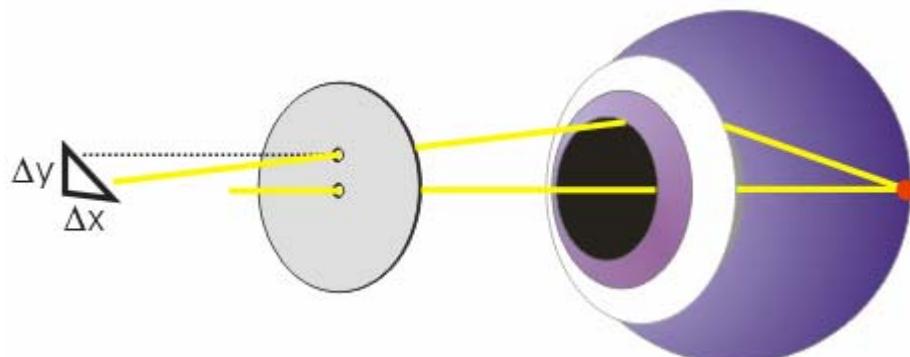


Abbildung 20:

Von Smirnov modifizierte Scheinersche Scheibe

Bohrt man nun mehrere Löcher in die Scheibe, und betrachtet man die von einem Lichtpunkt auf der Netzhaut abgegebenen Lichtstrahlen, dann isoliert jedes Loch in der Scheibe einen dünnen Lichtstrahl. An einem Leuchtschirm entsteht somit ein Punktmuster. Zur Objektivierung der Aberrationen misst man die Abweichung eines jeden Lichtstrahls von seiner idealen, aberrationsfreien Position. Anhand dieser Messwerte kann die Wellenfrontfunktion berechnet werden. Dieses Aberrometer wird als *Hartmann-Screen* bezeichnet.

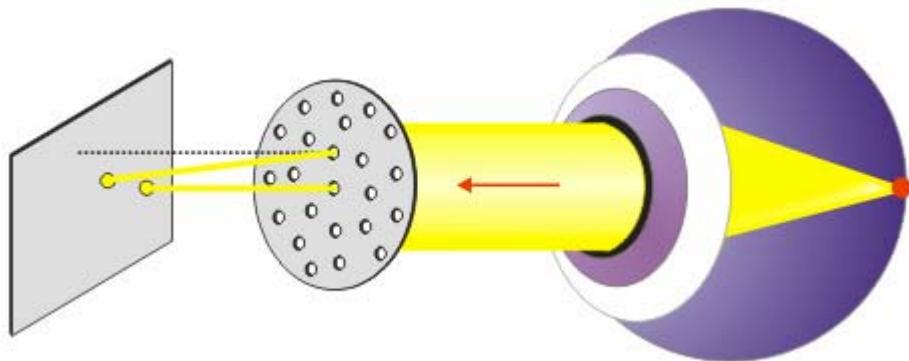


Abbildung 21:
Hartmann-Screen

Das Hartmann-Shack-Aberrometer besitzt anstelle der modifizierten Scheinerschen Scheibe eine Anordnung von kleinsten Linsen.⁷⁸ Mittels dieser Linsen wird das aus dem Auge reflektierte Licht in viele kleine Einzelstrahlen zerlegt, die alle denselben Lichtpunkt auf der Netzhaut auf einen CCD-Sensor projizieren. Ein optisch nicht perfektes Auge verursacht ein unregelmäßiges Punktemuster auf dem CCD-Sensor. Aus diesem Punktemuster kann – analog dem Tscherning-Aberrometer – mit Hilfe von komplizierten Gleichungen die Wellenfront berechnet werden.

Unter Einsatz handelsüblicher, „normaler“ Personalcomputer werden die notwendigen Berechnungen innerhalb von wenigen Sekunden bewältigt. Smirnov hatte bei seinen Überlegungen sicherlich die rasante Entwicklung der Computer und Software unterschätzt.

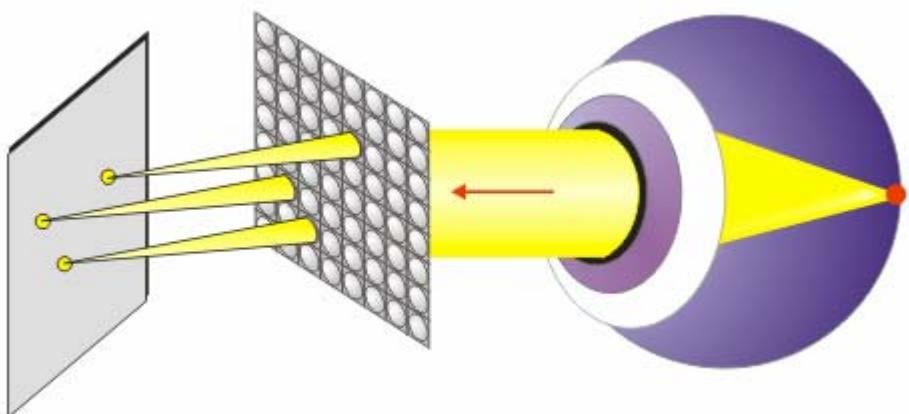


Abbildung 22:
Hartmann-Shack-Aberrometer

2.3.3. *Laser-Ray-Tracing*

Die Aberrometrie nach dem Laser-Ray-Tracing-Prinzip funktioniert ähnlich dem Tscherning- oder Hartmann-Shack-Prinzip. Beim Tscherning- und Hartmann-Shack-Aberrometer werden alle Lichtpunkte simultan auf die Netzhaut projiziert, während beim Laser-Ray-Tracing die Lichtpunkte sequentiell, d.h. nacheinander gesetzt und auch nacheinander ausgewertet werden. Es ist möglich, durch alle Punkte in Pupillarebene Laserstrahlen zu schicken und auszuwerten. Die sequentielle Darbietung der Lichtpunkte hat den großen Vorteil, dass auch Punktmuster von Augen mit sehr großen Aberrationen noch richtig ausgewertet werden können. Da die Daten nacheinander ankommen, ist die Zuordnung von Laserimpuls zu empfangenem Lichtpunkt durch die CCD-Kamera eindeutig. Bei den vorher beschriebenen zwei Verfahren ist dies nicht immer möglich. Wenn ein Auge mit großen Aberrationen vermessen wird, kann es zu so großen Verzerrungen des Punktmusters kommen, dass die Zuordnung von „Originalpunkt“ zu verzerrtem Punkt nicht immer eindeutig ist. Das Ergebnis und damit die Zernike-Koeffizienten der einzelnen Ordnungen wären verfälscht.

Augrund der längeren Messdauer ist aber die gute Mitarbeit des Patienten bei der Zentrierung äußerst wichtig. Moreno et al. geben die durchschnittliche Messdauer mit 4 Sekunden an.⁴⁸

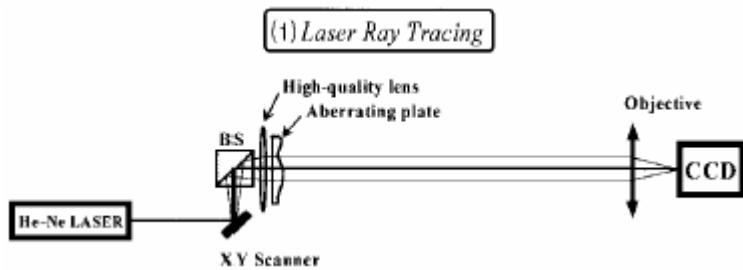


Abbildung 23:

Aberrometer nach dem Laser-Ray-Tracing-Prinzip

2.3.4. Objektive Refraktometrie

Die objektive Refraktometrie ist im engeren Sinne keine Methode zur Bestimmung der Aberrationen. Dennoch wird dieses Messprinzip beschrieben, da damit die Refraktionswerte Sphäre, Zylinder und Zylinderlage bestimmt werden können, die auch mittels Aberrometer ermittelt werden können.

Man unterscheidet manuelle und automatische Refraktometer. In dieser Arbeit wurde ein Autorefraktometer eingesetzt.

Beide Verfahren beruhen auf demselben Prinzip: Es wird eine Prüffigur auf der Netzhaut abgebildet und ein Computer versucht durch Vorschalten von geeigneten Gläsern in den Strahlengang das von der Netzhaut reflektierte Bild scharf und möglichst unverzerrt abzubilden. Der Patient muss hierbei keine Angaben machen, er muss nur geradeaus in das Gerät blicken. Am genauesten werden die Refraktionswerte unter dem Einfluss von Cyclopentolat, da dadurch die Akkommodation gelähmt wird und somit die Gesamtaffektion des Auges nicht verändert werden kann.

Am Autorefraktometer werden die Werte der Sphäre, des Zylinders und der Zylinderlage ausgegeben.

2.4. Klinische Relevanz der Messverfahren

Sowohl das Tscherning-Verfahren als auch das Hartmann-Shack-Prinzip wird von verschiedenen Herstellern von Aberrometern eingesetzt. Dabei wird das Hartmann-Shack-Verfahren häufiger als das Tscherning-Verfahren verwendet. Das Laser-Ray-Tracing ist eine eher selten verwendete Methode zur Bestimmung der Aberrationen. Alle Verfahren haben Vorteile und Nachteile. Mit allen Geräten ist die Bestimmung der Aberrationen zuverlässig und reproduzierbar möglich.

Es kann daher in dieser Arbeit keinem dieser Verfahren ein Vorzug erteilt werden.

Insgesamt hat die Aberrometrie noch nicht in die tagtägliche klinische Arbeit Einzug gehalten. Bisher wird sie nur in der refraktiven Chirurgie angewendet.

Die Bestimmung der objektiven Refraktion mit einem Autorefraktometer ist mittlerweile ein Standardverfahren und aus der klinischen Routine nicht mehr wegzudenken.

3. Material und Methoden

3.1. Das WaveLight-Aberrometer

3.1.1. Funktionsweise und Aufbau



Abbildung 24:

Das WaveLight-Aberrometer „Wave-Analyzer“

Mit Hilfe des Aberrometers „*Wave-Analyzer*“ der *Fa. WaveLight* kann die gesamte Brechkraft des menschlichen Auges vermessen werden. Alle brechenden Strukturen von Hornhautvorderfläche bis zur Netzhaut haben darauf Einfluss. Das Gerät ermöglicht eine Messung der niederen und höheren Aberrationen bis zur sechsten Ordnung. Die Ausgabe der Daten erfolgt sowohl grafisch mit einigen Auswahlmöglichkeiten, als auch als Zahlenwerte. Dabei werden die Zernike-Koeffizienten bis maximal C_{27} und die RMS (*root mean square*)-Werte angegeben. Das Aberrometer arbeitet nach dem Tscherning-Prinzip.

Beim diesem Tscherning-Aberrometer werden zwei verschiedene Strahlengänge untersucht. Zum einen die ins Auge eintretenden Strahlen, zum anderen die aus dem Auge reflektierten Lichtstrahlen.

Das optische System der eingehenden Strahlen besteht im Prinzip aus einem Diode-Laser mit der Wellenlänge 660 nm, einer Blendenmaske mit 168 punktförmigen Löchern und einer Aberroskoplinse. Ein Kollimator verbreitert den Laserstrahl. (s. Abb. 17). Die Blendenmaske erzeugt 168 einzelne Lichtstrahlen, die ein Punktmuster erzeugen. Um Reflektionen zu vermeiden, wird ein punktfreies Zentrum verwendet. Der Durchmesser des Punktmusters ist an der Hornhautoberfläche 10 mm und der Durchmesser des auf die Netzhaut projizierten Abbilds liegt konstant bei 1 mm. Diese

Konstanz des Durchmessers wird je nach Auge und Refraktion durch verschiedene Aberroskopplinsen erreicht. Die Anzahl der auf die Netzhaut projizierten Punkte ist von der Pupillenweite des Untersuchten abhängig. Die Dauer der Belichtung der Netzhaut liegt bei etwa 40 ms, wobei die Laserleistung mit 0,2 mW die gesetzlich vorgeschriebenen Höchstgrenzen weit unterschreitet.

3.1.2. *Messung*

Die von der Netzhaut reflektierten Lichtstrahlen werden mit Hilfe des Prinzips der indirekten Ophthalmoskopie ausgelesen. Das Punktmuster wird mit einer hochempfindlichen CCD-Kamera fotografiert. Das digitale Bild wird dann in einen Personal-Computer übertragen. Durch Computeranalyse des reflektierten Punktmusters mit der Software der Fa. WaveLight werden die Aberrationen des Auges berechnet. Der Computer vergleicht hierbei die Position eines jeden Punktes des untersuchten Auges mit der errechneten Idealposition, bei der keine Aberrationen auftreten. Aus den resultierenden Abweichungen wird die Wellenfront mit Hilfe komplizierter Polynom-Gleichungen berechnet.

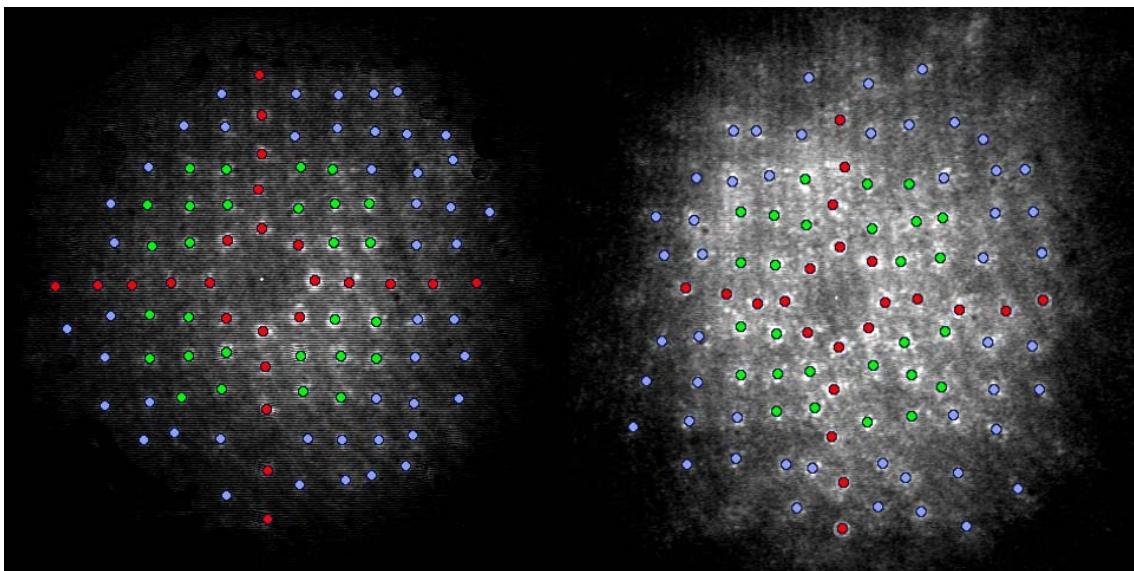


Abbildung 25:

links: Auge mit geringen Aberrationen: Das Punktmuster ist annähernd unverzerrt

rechts: Auge mit großen Aberrationen: Das Punktmuster weist große Verzerrungen auf

Ein entscheidender Punkt der Wellenfrontmessung ist die Zentrierung des Auges. Der Patient blickt dazu auf ein Fixations-Target. Die Messung erfüllt die notwendigen Kriterien, wenn das kleine Kreuz genau im kleinen Kreis liegt und die Z-Achse ideal

eingestellt ist. Dies ist erreicht, wenn das Fadenkreuz, dessen Achsen bei 45 und 135 Grad liegen auf dem Bildschirm erscheint. Am Aberrometer-Bildschirm kann die genaue Zentrierung „online“ beobachtet werden. (s. Abb. 26). Weichen die Werte für *X-Offset*, *Y-Offset* und *Z-Offset* um mehr als 0,10 mm ab (mündliche Mitteilung Fa. WaveLight bei der Einführung in das System), ist das Ergebnis zu ungenau und damit nicht zu verwerten. In dieser Arbeit wurden nur Abweichungen unter 0,1 mm toleriert. Zusätzlich ist am Bildschirm die Pupillenweite angegeben.

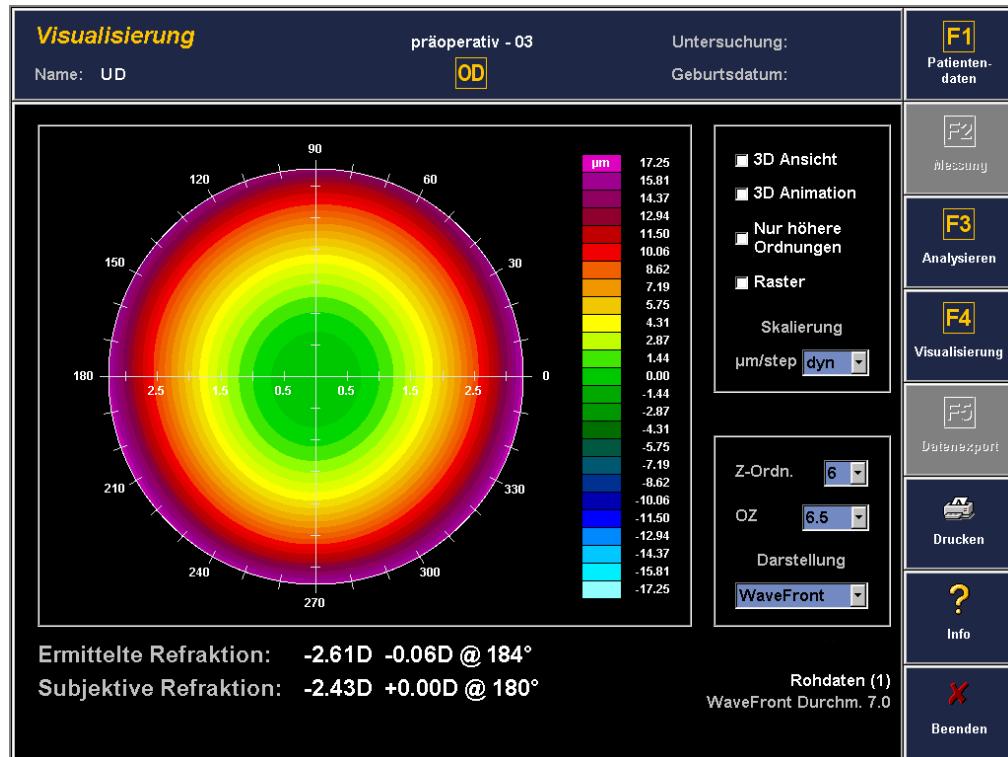


Abbildung 26:
Zentrierungshilfe am WaveLight-Aberrometer

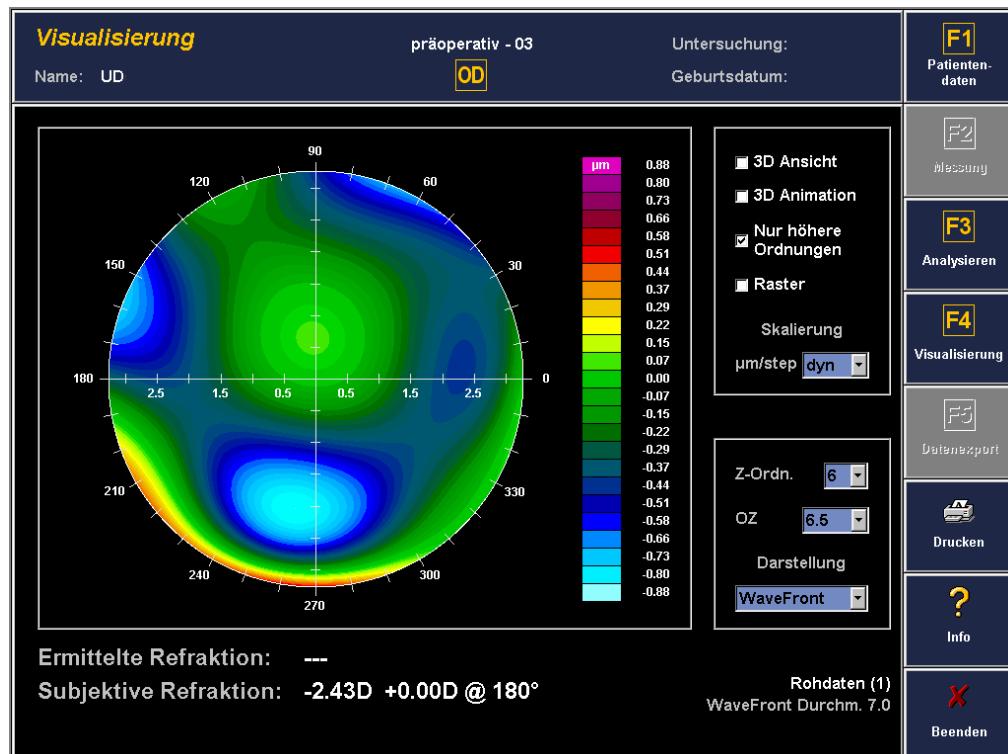
3.1.3. *Messwerte und Darstellung der Wellenfront*

Nach Berechnung der Daten zeigt das Aberrometer die Wellenfront als topografische, farblich kodierte Karte an. Es können sowohl die gesamten Ordnungen als auch nur die höheren Ordnungen (gesamte Ordnungen ohne 1. und 2. Ordnung) dargestellt werden. Auch eine dreidimensionale animierte Darstellung ist möglich.

Ebenso kann auch das ideale, vom Aberrometer individuell errechnete, Abtragungsprofil betrachtet werden, was bei den in dieser Arbeit untersuchten Patienten aber nicht verwendet wurde. Alle Patienten unterzogen sich einer konventionellen, nicht-wellenfrontgesteuerten LASIK.

**Abbildung 27:**

Grafische Darstellung der gesamten Aberrationen am WaveLight-Aberrometer

**Abbildung 28:**

Grafische Darstellung nur der höheren Aberrationen am WaveLight-Aberrometer

Das WaveLight-Aberrometer präsentiert sowohl die Zernike-Koeffizienten, notiert nach nach *single-index Schema* von C_1 bis maximal C_{27} , als auch die RMS-Werte der Ordnungen 1 bis 6, sowie die RMS-Werte aller Ordnungen und nur der höheren Ordnungen (RMS_1 bis RMS_6 , RMS_g und RMS_h).

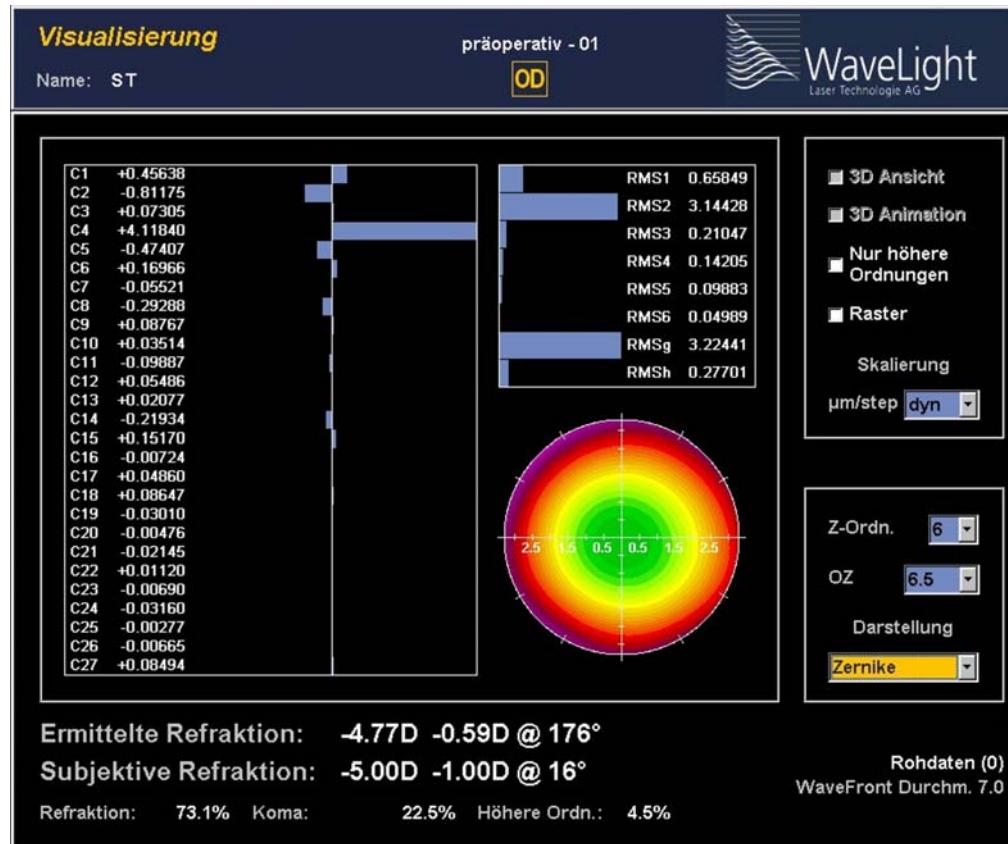


Abbildung 29:

Präsentation der Zernike-Koeffizienten C_1 bis C_{27} , der RMS-Werte, der ermittelten Refraktion, der subjektiven Refraktion und anderer Werte

In der Zernike-Darstellung wird auch ein Balkendiagramm mit allen Koeffizienten angezeigt, wobei negative Werte nach links und positive Werte nach rechts aufgetragen werden. Außerdem wird die vom Aberrometer ermittelte Refraktion, die vom Untersucher eingegebene subjektive Refraktion, die prozentuale Verteilung von Refraktion, Koma und höheren Ordnungen, und eine farblich kodierte Karte (in Abbildung 29 mit allen Ordnungen) dargestellt. Die Maximalwerte auf Abszisse und Ordinate entsprechen der Pupillengröße (auf Ebene der *exit-pupil*) bei Messung. Der Menüpunkt „Z-Ordn.“ gestattet es, die maximale darzustellende Zernike-Ordnung auszuwählen. Außerdem ist es möglich, bei „OZ“ nachträglich die Größe der optischen Zone und damit der Pupille festzulegen. Bei Auswahl einer optischen Zone von 4 [mm] werden nur die Zernike-Koeffizienten einschließlich der 4. Ordnung, also bis C_{14} angezeigt.

3.2. Das Autorefraktometer R-F10

Zur präoperativen Untersuchung der Patienten wurde das Autorefraktometer *R-F10* der Firma Canon verwendet. Es dient zur objektiven Messung der Brechkraft – also der Sphäre, des Zylinders und der Achse des Zylinders – des menschlichen Auges. In Gegensatz zur subjektiven Messung ist bei einer objektiven Messung keine aktive Mitarbeit des Patienten notwendig.

Das *R-F10* löst auf Tastendruck automatisch sämtliche Messungen für beide Augen aus. Sofort nach der Messung, die im Schnitt 20 Sekunden dauert, erfolgt ein Ausdruck der ermittelten Refraktionswerte.

Das *R-F10* deckt einen großen Messbereich von sphärisch -30,00 bis +22,00 Dioptrien [D] ab. Die angegebene Genauigkeit kann wahlweise auf 0,12 oder 0,25 D eingestellt werden.

Die Zylinderstärke kann von 0,00 bis $\pm 10,00$ D vermessen werden. Die Genauigkeit ist hier ebenfalls 0,12 oder 0,25 D.

Die Achse des Zylinders wird zwischen 1° und 180° angegeben. Die Genauigkeit ist 1° .

Der Pupillenabstand darf maximal 85 mm betragen. Er wird mit einer Genauigkeit von 1 mm angegeben.

Die mindestens erforderliche Pupillenweite für eine erfolgreiche Messung liegt bei 2,5 mm.

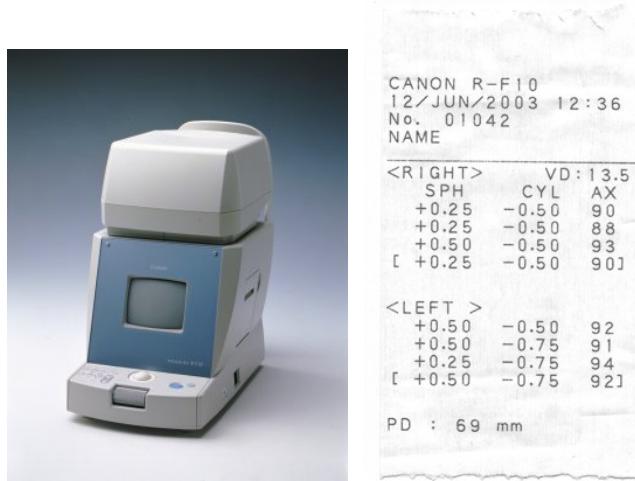


Abbildung 30:

links: Autorefraktor RF-10

rechts: Ausdruck einer Messung mit dem RF-10 mit Ausgabe der gemittelten Werte für Sphäre, Zylinder und Achslage. Die Pupillendistanz (PD) wird ebenfalls ausgedruckt.

3.3. Patientenkollektiv und klinische Daten

3.3.1. LASIK-Patientenkollektiv (Kollektiv I)

Bei der Untersuchung wurden 60 Augen von 30 Patienten jeweils vor und nach LASIK (*Laser in situ keratomileusis*) einer Messung mit dem Aberrometer unterzogen. Die Follow-Up-Zeit betrug im Mittel 3 Monate (± 1 Monat Standardabweichung [SD]). Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 37 Jahre ($\pm 3,7$ Jahre SD). Die älteste Patientin war zum LASIK-Zeitpunkt 48, die jüngste war 23 Jahre alt. Es waren 23% der Patienten männlich und 77% weiblich. Alle Patienten waren myop. Die präoperative Refraktion schwankte von -9,5 bis -1,5 Dioptrien [D] (Mittelwert -4,25 D \pm SD 0,25 D) in der Sphäre und von -3,5 bis 0 D (Mittelwert -0,75 D \pm SD 0,10 D) im Zylinder. Der präoperative Visus ohne Korrektur lag im Mittel bei 0,1 ($\pm 0,1$ SD). Der mittlere Visus unter bester Korrektur war 0,9 ($\pm 0,2$ SD).

3.3.2. Durchgeführte Behandlung

3.3.2.1. Der Excimer-Laser

Der beim Patientenkollektiv im *centrum für refraktive therapie (crt)* der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München eingesetzte Laser ist ein „Allegretto“-Excimer-Lasersystem der Fa. WaveLight. Es ist ein Flying- bzw. Scanning-Spot Laser mit einem Spottdurchmesser von 1 mm und einer Pulsfrequenz von 220 Hz. Mit diesem Laser lassen sich konventionelle und aberrometriegesteuerte LASIK-Behandlungen durchführen. In dieser Arbeit wurden nur Daten von Patienten ausgewertet, die sich einer konventionellen LASIK unterzogen. Das Lasersystem besitzt einen sogenannten aktiven Eye-Tracker, der auch versehentliche Blickbewegungen während der Behandlung erfasst und extrem schnell nachkorrigiert. Der Eye-Tracker ist darauf programmiert, immer dem Pupillenzentrum als Bezugspunkt zu folgen.



Abbildung 31:
Der LASIK-Raum mit Excimer-Laser am crt

3.3.2.2. Die LASIK-Prozedur

Das LASIK-Verfahren besitzt gegenüber anderen Hornhautlaser-Verfahren einen großen Vorteil: Es entsteht keine oberflächliche Wunde der Hornhaut, da nur in den mittleren Schichten der Hornhaut, dem Stroma, mit dem Excimer-Laser Gewebe abgetragen wird.

Präoperativ wird der Patient mit 3,75 oder 7,5 mg Dormicum® leicht sediert. Vor der eigentlichen Behandlung wird das Auge dann mit anaesthesia-konservierungsmittelfreien 1,0%igen Tetracain-Augentropfen örtlich betäubt. Hierauf wird der Bindehautsack mit 2%iger Jod-PVP-Lösung gespült. Die Lider und die umgebende Haut der Augen werden mit 10%iger Jod-PVP-Lösung sterilisiert. Anschließend werden die Lider einschließlich Lidkanten und Wimpern durch eine spezielle Folie abgeklebt. Der restliche Bereich wird mit einem sterilen OP-Tuch bedeckt. Hierauf wird ein Lidsperrer zwischen die Augenlider eingesetzt, um unwillkürliches Zwinkern des Patienten zu verhindern und das Auge während der Behandlung offen zu halten. Mittels zweier Ringmarker von 4,0 mm Durchmesser werden die temporale und nasale Hornhaut markiert

Anschließend wird ein Saugring auf das Auge aufgesetzt, um das Auge passiv bewegen zu können. Er dient auch als Führungsschiene für das Mikrokeratom „LSK-1“ der Firma *Moria*. Dieses Mikrokeratom präpariert einen kleinen Hornhaut-Flap, der an einer Stelle, meist nasal, mit der Resthornhaut verbunden bleibt. Nach Entfernung des Mikrokeratoms wird eine ringförmige Chayet-Drainage um den Limbus gelegt. Dann

muss der Patient während der Operation kontinuierlich auf ein blinkendes Fixierlicht blicken. Der Eye-Tracker gleicht kleine Augenbewegungen automatisch aus.

Nach Beendigung der Laserbehandlung wird der Flap mit einer Kanüle vorsichtig auf das Strombett zurückgelegt. Unter Spülen mit steriler Flüssigkeit wird der Flap mit einer Kanüle und einem kleinen nassen Schwämmchen von nasal nach temporal massiert. Dabei wird sichergestellt, dass keine Falten, sogenannte *striae*, entstehen. Nach einigen Minuten Lufttrocknung wird die Hornhaut nochmals auf eventuell entstandene *striae* untersucht und gegebenenfalls nachgeglättet.

Danach wird das Auge mit einer luftdurchlässigen Augenklappe abgedeckt.

Der Durchmesser der optischen Zone für den Hornhautabtrag lag im Mittel 6,0 mm. Außerdem grenzte an die optische Zone eine Übergangszone („*smoothing-out-zone*“) von durchschnittlich 1,5 mm an, um die Blend- und Halo-Erscheinungen nach LASIK, insbesondere bei ungünstigen Lichtverhältnissen und bei Dämmerung und Nacht, zu minimieren.

3.3.3. Begleitende Untersuchungen und Messparameter vor und nach LASIK

Bei der Voruntersuchung wurde zusätzlich zur subjektiven Refraktion bei voller Akkomodationsfähigkeit noch die subjektive Refraktion in Cycloplegie (durch Zyklolat-EDO® Augentropfen), die objektive Refraktion unter voller Akkomodationsfähigkeit und die objektive Refraktion in Cycloplegie erhoben. Die post-operative Nachkontrolle mit Messung der Aberration, Visus-Erhebung, Refraktionsbestimmung und Spaltlampen-Kontrolle fand im Mittel nach 3 Monaten (± 1 Monat SD) statt. An Tag 1 und Woche 6 wurde eine klinische Nachuntersuchung ohne Aberrometrie mit Visus-Erhebung und Spaltlampen-Kontrolle durchgeführt.

Die Pupillenweite bei Durchführung der Aberrometrie lag unter Cycloplegie bei allen Augen mindestens bei 6,5 mm.

Nach Messung wurden die Zernike-Koeffizienten auf einen kleineren Pupillendurchmesser (4 mm) zurückgerechnet. Dies stellt einen legitimen Schritt dar, da bei der Neuberechnung der Werte durch die Aberrometer-Software die äußeren Punkte vernachlässigt werden, also nur der zentrale Bereich des von der Netzhaut reflektierten Punktmusters in die Berechnung mit eingeht und keine zusätzlichen Punkte interpoliert werden müssen.

Postoperativ wurden Floxal-EDO[®] Augentropfen viermal täglich (Antibiotikum) und Inflanefran forte[®]-Augentropfen ebenfalls viermal täglich (Steroid) für mindestens eine Woche verordnet. Nach Absetzen dieser Medikation wurden Tränenersatzmittel wie Liposic[®] je nach Bedarf appliziert.

3.4. Probandenkollektiv und klinische Daten

3.4.1. Probanden (Kollektiv II)

Zusätzlich zu den 60 Patientenaugen wurden auch 6 Augen von 6 augengesunden Probanden untersucht. Das Durchschnittsalter der Probanden lag bei 24 Jahren ($\pm 4,3$ Jahre SD). Der älteste Proband war 30 Jahre, der jüngste Proband war zur Untersuchung 21 Jahre alt. Es waren 4 Probanden männlichen und 2 Probanden weiblichen Geschlechts. 3 Probanden waren myop, die 3 anderen emmetrop. Die subjektive Refraktion lag im Mittel bei $-1,5$ D ($\pm 1,5$ D SD) in der Sphäre mit einem Minimum von $-4,5$ D und einem Maximum von 0,00 D. Nur ein Proband hatte einen Zylinder von $-0,25$ D bei einer Achse von 180° . Der bestkorrigierte Visus lag bei allen Patienten mindestens bei 1,0.

Die aberrometrische Messung wurde ohne Mydriatikum, mit einem Sympathomimetikum (Neosynephrin-POS[®]), mit einem Parasympatholytikum (Mydriatikum-Stulln[®]) und mit einem Mittel zur Cycloplegie (Zyklolat-EDO[®]) durchgeführt.

Die Pupillenweite vor Anwendung eines Mydriatkums lag während der Aberrometrie mindestens bei 4 mm. Nach Gabe des ersten Mydriatkums (Neosynephrin-POS[®]) war die Pupillenweite mindestens 4,5 mm, nach Mydriatikum-Stulln[®] und Zyklolat-EDO[®] bei 6 mm oder größer. Die maximale Pupillenweite wurde bei allen Augen schon unter Mydriatikum-Stulln[®] erreicht. Zyklolat-EDO[®] führte bei keinem Auge zu einer weiteren Pupillenerweiterung.

3.4.2. Untersuchung der Abhängigkeit der Aberrationen vom verwendeten Mydriatikum

Bei allen 6 Augen wurden 4 Messungen mit dem Aberrometer durchgeführt:

- Die erste Messung wurde ohne Anwendung von pupillenerweiternden Augentropfen gemacht.
- Die zweite Messung fand 20 Minuten nach Applikation von zweimal Neosynephrin-POS® Augentropfen im Abstand von 10 Minuten statt.
- Die dritte Messung wurde 20 Minuten nach dreimaliger Anwendung von Mydriatikum-Stulln® Augentropfen im Abstand von 10 Minuten durchgeführt.
- Die vierte Messung erfolgte 20 Minuten nach einmaliger Anwendung von Zyklolat-EDO® Augentropfen.

Alle Messungen wurden am selben Tag durchgeführt.

3.5. Statistische Auswertungsmethoden

3.5.1. Auswertung der Daten des LASIK-Patientenkollektivs

Für die statistische Auswertung wurden die Zernike-Koeffizienten für die Pupillenweiten 4 mm (C_1 bis C_{14}) und 6,5 mm (C_1 bis C_{27}) vor und nach LASIK verwendet. Die daraus errechneten RMS-Werte wurden ebenfalls statistisch ausgewertet.

Außerdem dienten der präoperative Visus ohne Korrektur und mit bester Brillenkorrektur und auch der postoperative Visus ohne Korrektur als Datenbasis.

Die Refraktionswerte Sphäre, Zylinder und Achslage wurden ebenso statistisch ausgewertet.

Die Augen eines einzelnen Patienten wurden als voneinander unabhängig betrachtet. So ergibt sich die Fallzahl von 60 Augen bei 30 Patienten. Dies ist im Einklang mit der aktuellen Literatur.^{32;35;49}

3.5.2. Auswertung der Daten des Probandenkollektivs

Bei den 6 Probanden-Augen wurden die Zernike-Koeffizienten C_1 bis C_{14} oder, bei weiter Pupille bis C_{27} und die daraus errechneten RMS-Werte verwendet.

3.5.3. Statistik-Programm

Sämtliche statistische Auswertungen wurden mit dem Programm *SPSS Version 11.5 für Windows®* (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. In allen Tests wurde $p < 0,05$ als signifikant betrachtet.

Anmerkung: In einigen Tabellen dieser Arbeit ist die Signifikanz „ $p = 0,000$ “ angegeben. Dies ist eigentlich nicht sinnvoll und programmbedingt.

Eine Signifikanz „ $p = 0,000$ “ bedeutet „ $p < 0,001$ “!

3.5.4. Verwendete statistische Tests für die Ergebnisse 4.1. - 4.9.

zu 4.1.: Um die Zahlenwerte vor LASIK mit den jeweiligen Werten nach LASIK zu vergleichen, wurde der „T-Test bei gepaarten Stichproben“ benutzt. Die Signifikanz p , der Mittelwert und die Standardabweichung werden dabei ausgegeben.

Zur grafischen Darstellung wurden mit SPSS® Streudiagramme der RMS-Werte und einiger Zernike-Koeffizienten erstellt. Auf der Ordinate sind die Werte vor LASIK, auf der Abszisse die Werte nach LASIK angegeben. Die Werte vor LASIK sind hellgrau, die Werte nach LASIK sind dunkelgrau hinterlegt. Die Gerade stellt die Winkelhalbierende im Koordinatensystem dar. Des weiteren veranschaulicht eine Fehlerbalkengrafik mit Mittelwert und Standardabweichung vor und nach LASIK die Änderung der jeweiligen RMS-Ordnung oder des Zernike-Koeffizienten.

zu 4.2.: Wie in 4.2. wurde auch hier ein „T-Test bei gepaarten Stichproben“ eingesetzt und es wurden auch die Signifikanz p , der Mittelwert und die Standardabweichung ausgegeben. Zur grafischen Darstellung wurde ein Fehlerbalken-Diagramm der Mittelwerte bei 4 mm Pupille vor und nach LASIK im Vergleich mit den Mittelwerten bei 6,5 mm Pupille vor und nach LASIK erstellt. Wie bei 4.1. verdeutlicht eine Fehlerbalkengrafik die pupillenweiten-abhängige Änderung des jeweiligen Wertes.

zu 4.3.: Mit der sphärischen Aberration nach LASIK als Datenbasis wurde eine „explorative Datenanalyse“ mit Ausgabe des Mittelwerts durchgeführt.

Grafisch wurde dies mittels eines Histogramms zur Häufigkeitsverteilung der sphärischen Refraktion nach LASIK verdeutlicht. Außerdem ist noch ein Histogramm des Visus nach LASIK ohne Korrektur dargestellt.

zu 4.4.: Um die Korrelation der einzelnen Zernike-Koeffizienten untereinander zu berechnen wurde der Test „Bivariate Korrelationen nach Pearson“ benutzt. Ausgegeben wurden zwei Korrelationsmatrizen – vor und nach LASIK bei einer Pupillenweite von 4 mm. Darin werden der Korrelationskoeffizient, die Signifikanz p und die Anzahl der getesteten Augen aufgeführt.

zu 4.5.: Auch hier kam der Test „Bivariate Korrelationen nach Pearson“ zum Einsatz. Dargestellt sind hier wieder der Korrelationskoeffizient und die Signifikanz p .

zu 4.6.: Wie bei 4.5. wurde hier zum Vergleich der einzelnen Refraktionswerte der Test „Bivariate Korrelationen nach Pearson“ benutzt. Dargestellt ist die Korrelationsmatrix mit Angabe von Signifikanz p , Mittelwert und Standardabweichung.

zu 4.7.: Es wurde eine „explorative Datenanalyse“ mit Ausgabe von Mittelwert und Standardabweichung vorgenommen. Die Korrelation des Visus nach LASIK zu den höheren Aberrationen nach LASIK wurde mit dem Test „Bivariate Korrelationen nach Pearson“ berechnet. Dargestellt ist die Korrelationsmatrix mit Angabe von Signifikanz p , Mittelwert und Standardabweichung.

Zur grafischen Darstellung wurden mit SPSS® Streudiagramme analog Punkt 4.2. erstellt.

zu 4.8.: Hier sind die Häufigkeitsverteilungen der einzelnen Zernike-Koeffizienten bei 4 mm und 6,5 mm Pupillenweite vor und nach LASIK angegeben. Die Anordnung entspricht der von der OSA empfohlenen Pyramidendarstellung. Es wurde von Autor bewusst auf eine Beschriftung mit Zahlenwerten verzichtet. Die eingebladete Normalverteilungskurve soll die annähernde Normalverteilung der Zernike-Koeffizienten verdeutlichen.

Zur rechnerischen Überprüfung der Normalverteilung der Zernike-Koeffizienten wurde der nicht-parametrische *Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest auf Normalverteilung* durchgeführt.

Zusätzlich sind noch vier Fehlerbalkendiagramme der höheren Ordnungen für die Pupillenweiten 4 mm und 6,5 mm jeweils vor und nach LASIK vorhanden. Auf der Ordinate ist der Mittelwert ± 1 Standardabweichung aufgetragen, auf der Abszisse die Zernike-Koeffizienten der höheren Ordnungen.

zu 4.9: Mittels „explorativer Datenanalyse“ wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet. Mit Hilfe des Tests „Bivariate Korrelationen nach Pearson“ wurden die Korrelation und die Signifikanz p berechnet. Ausgegeben werden 6 Korrelationstabellen und eine Mittelwerttabelle.

Vorher wurde der T-Test nach Student ausgeführt.

4. Ergebnisse

4.1. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der LASIK-Prozedur, gemessen bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm

Die Tabelle 3 zeigt die Mittelwerte der RMS-Werte vor und nach LASIK mit Standardabweichungen in Klammer für die Ordnungen 1 bis 4, sowie für alle Ordnungen gesamt, für die höheren Ordnungen und für die Zernike-Koeffizienten C_4 und C_{12} , die den *spherical error* representieren. Außerdem ist in Spalte 4 das Verhältnis nach zu vor LASIK berechnet. Zahlenwerte größer als 1 deuten auf eine Zunahme der Aberrationen hin. In der 5. Spalte ist das Signifikanzniveau der Änderungen vor zu nach LASIK dargestellt. Alle Daten beziehen sich auf eine Pupillenweite von 4 mm.

Tabelle 4 zeigt die quivalenten Werte für eine 6,5 mm weite Pupille.

Zusätzlich sind hier noch der Zernike-Koeffizient C_{24} , der ebenfalls zum *spherical error* beiträgt und die 5. und 6. Ordnung dargestellt.

Zernike-Ordnung	vor LASIK	nach LASIK	Verhältnis nach/vor	p
1. Ordnung	0,105 ($\pm 0,06$)	0,141 ($\pm 0,10$)	1,34	0,015
2. Ordnung	1,697 ($\pm 0,76$)	0,373 ($\pm 0,37$)	0,22	<0,001
3. Ordnung	0,095 ($\pm 0,05$)	0,124 ($\pm 0,07$)	1,31	0,005
4. Ordnung	0,045 ($\pm 0,02$)	0,069 ($\pm 0,04$)	1,53	<0,001
Gesamte Ordn.	1,706 ($\pm 0,76$)	0,438 ($\pm 0,37$)	0,26	<0,001
Höhere Ordn.	0,108 ($\pm 0,05$)	0,144 ($\pm 0,08$)	1,33	0,001
C_4	2,191 ($\pm 1,01$)	0,207 ($\pm 0,51$)	0,09	<0,001
C_{12}	0,014 ($\pm 0,03$)	0,017 ($\pm 0,05$)	1,21	0,592

Tabelle 3: 4mm-Pupille, Einheit der Mittelwerte: μm

Zernike-Ordnung	vor LASIK	nach LASIK	Verhältnis nach/vor	p
1. Ordnung	0,241 ($\pm 0,15$)	0,339 ($\pm 0,19$)	1,41	0,001
2. Ordnung	2,826 ($\pm 1,29$)	0,574 ($\pm 0,55$)	0,20	<0,001
3. Ordnung	0,167 ($\pm 0,08$)	0,233 ($\pm 0,11$)	1,40	<0,001
4. Ordnung	0,099 ($\pm 0,05$)	0,145 ($\pm 0,07$)	1,46	<0,001
5. Ordnung	0,061 ($\pm 0,04$)	0,091 ($\pm 0,06$)	1,49	<0,001
6. Ordnung	0,045 ($\pm 0,03$)	0,069 ($\pm 0,04$)	1,53	<0,001
Gesamte Ordn.	2,852 ($\pm 1,29$)	0,770 ($\pm 0,55$)	0,27	<0,001
Höhere Ordn.	0,216 ($\pm 0,09$)	0,306 ($\pm 0,13$)	1,42	<0,001
C₄	3,633 ($\pm 1,67$)	0,482 ($\pm 0,78$)	0,13	<0,001
C₁₂	0,036 ($\pm 0,08$)	0,093 ($\pm 0,13$)	2,58	<0,001
C₂₄	0,010 ($\pm 0,03$)	0,005 ($\pm 0,05$)	0,5	0,012
C_{12&C₂₄}	0,050 ($\pm 0,04$)	0,094 ($\pm 0,06$)	1,88	<0,001

Tabelle 4: 6,5mm-Pupille, Einheit der Mittelwerte: μm

Die höheren Aberrationen (Aberrationen ab der 3. Ordnung) nehmen bei einer 6,5 mm-Pupille um den Faktor 1,42 zu, während die Zunahme bei kleinerer Pupille 1,33 ist ($p < 0,001$ und $p = 0,001$). Die größte Zunahme der Aberrationen findet sich in der 4. Ordnung bei einer 4 mm-Pupille (Faktor 1,53; $p < 0,001$) und in der 6. Ordnung bei großer Pupille (Faktor 1,53; $p < 0,001$). Den größten Einfluss hat der Koeffizient C_{12} , der den *spherical error* repräsentiert (2,58-fache Zunahme bei großer Pupille). Die zweite Komponente des *spherical errors*, der Koeffizient C_{24} aus der 6. Ordnung nimmt bei einer großen Pupille um den Faktor 0,5 ab. Trotzdem nehmen die Aberrationen der 6. Ordnung bei großer Pupille insgesamt zu. Die gewichtete Summe aus C_{12} und C_{24} nimmt um den Faktor 1,88 zu ($p < 0,001$). Diese gewichtete Summe kann mit der RMS-Formel, erwähnt in Kapitel 2.2.9., berechnet werden. Systembedingt kann C_{24} bei einer kleinen Pupille nicht ausgewertet werden, da das WaveLight-Aberrometer bei einer 4 mm weiten Pupille die Aberrationen nur bis einschließlich 4. Ordnung berechnet.

Der Beitrag der 3. Ordnung liegt bei 1,31-fach bei kleiner ($p = 0,005$) und 1,40 ($p < 0,001$) bei großer Pupille.

Die höchst signifikante Abnahme des Koeffizienten C_4 , sowohl bei enger als auch bei weiter Pupille, mit einem Verhältnis von 0,09 und 0,13 ($p < 0,001$) nach zu vor LASIK war zu erwarten, da C_4 die Aberration des *defocus* darstellt, und damit ein Hauptziel der LASIK ist. *Defocus* bedeutet „nicht im Brennpunkt“, d.h. die Refraktionsfehler Myopie und Hyperopie sind die Hauptursachen.

Alle Ergebnisse sind statistisch signifikant bis höchst signifikant, mit Ausnahme C_{12} bei kleiner Pupille ($p = 0,592$).

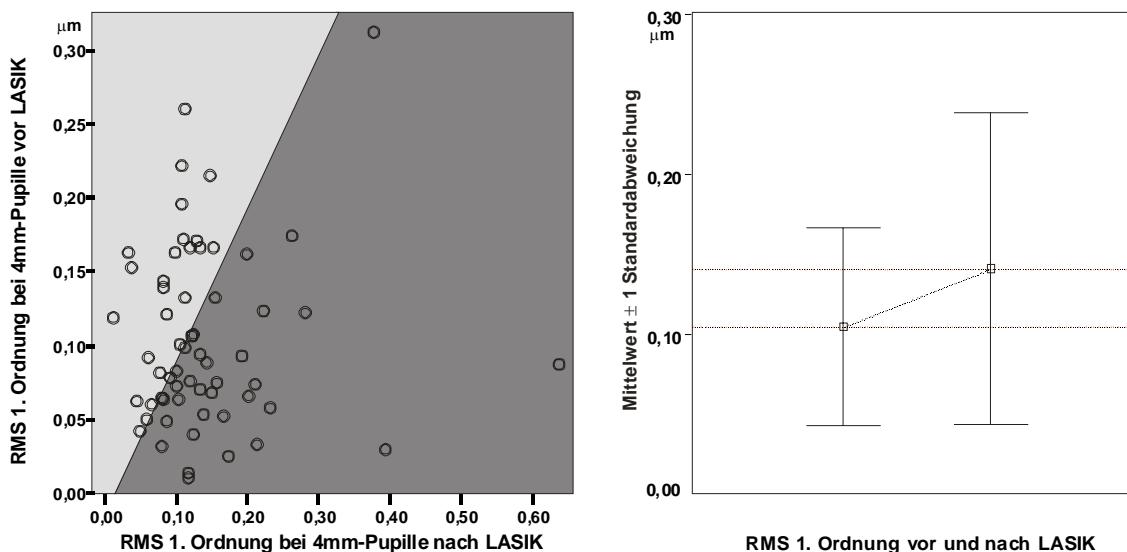
Streudiagramme und Fehlerbalkendiagramme mit Mittelwert und Standardabweichung der RMS-Werte der 1. bis 4. Ordnung, des Zernike-Koeffizienten C_{12} , der RMS-Werte aller Ordnungen zusammen und der RMS-Werte der höheren Ordnungen zusammen. Pupillenweite 4 mm.

Streudiagramm links:

Auf der Ordinate sind die RMS-Werte vor LASIK, auf der Abszisse die RMS-Werte nach LASIK aufgetragen. Die Zahlenwerte tragen die Einheit Mikrometer [μm]. Die Gerade entspricht der Winkelhalbierenden im Koordinatensystem. Alle Werte, die auf der Geraden liegen, haben sich im Vergleich vor zu nach LASIK nicht geändert. Je weiter sie von der Geraden entfernt sind, desto größer ist der Betrag der Änderung. Werte links der Geraden (im hellgrauen Teil) haben nach LASIK abgenommen. Werte rechts der Geraden (im dunkelgrauen Teil) haben nach LASIK zugenommen.

Fehlerbalkendiagramm rechts:

Der linke Fehlerbalken repräsentiert den Mittelwert über alle Patientenaugen des jeweiligen RMS-Wertes mit Standardabweichung vor LASIK. Der rechte Fehlerbalken stellt die Werte nach LASIK dar. Außerdem ist als mittelwert-verbindende Linie noch die Änderung des Mittelwerts präsentiert. Je größer die positive Steigung der Geraden, desto größer ist die Zunahme des Wertes.

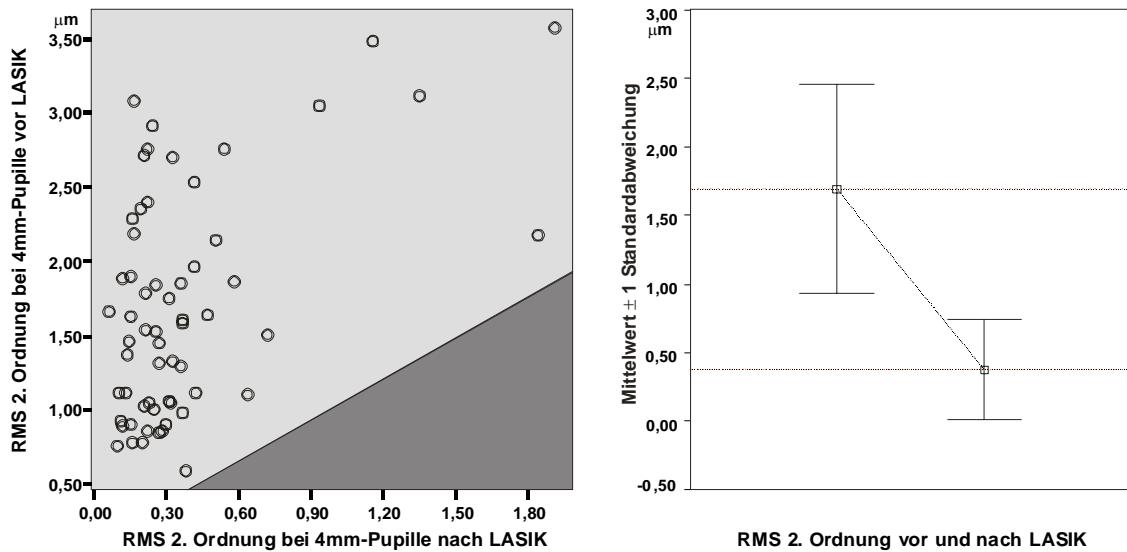


Grafik 1 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 1. Ordnung

RMS-Werte der 1. Ordnung (*tip & tilt*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm-Pupille.

2/3 der behandelten Augen weisen eine Zunahme der Aberrationen nach LASIK auf.

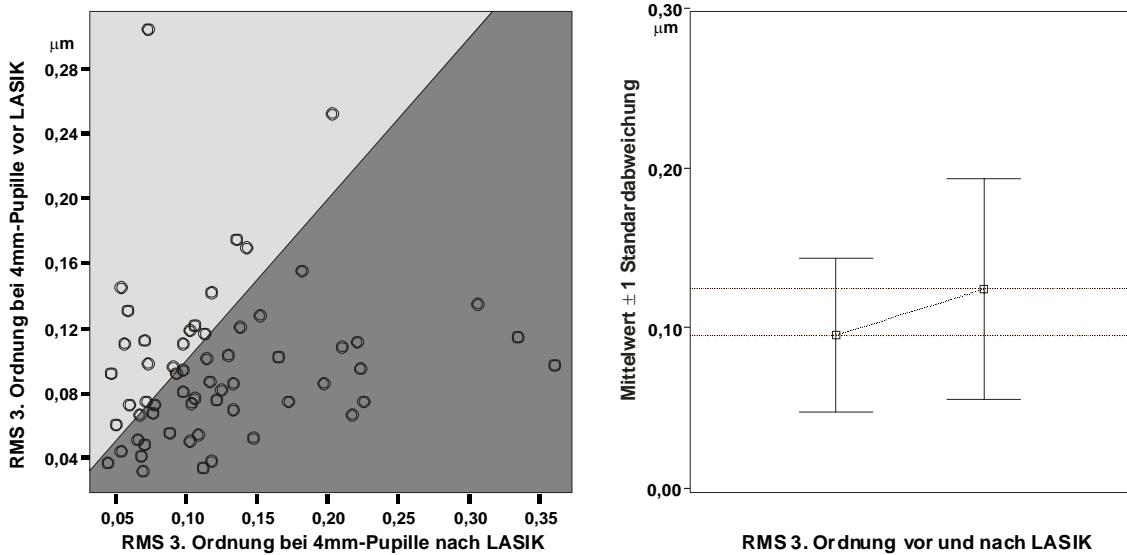


Grafik 2 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 2. Ordnung

RMS-Werte der 2. Ordnung (*astigmatism & defocus*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm-Pupille.

Bei allen Augen nehmen die Aberrationen deutlich ab. Dies ist zu erwarten, da in der 2. Ordnung die durch LASIK zu korrigierenden Brechungsfehler (Myopie oder Hyperopie und Astigmatismus) enthalten sind. (C_4).

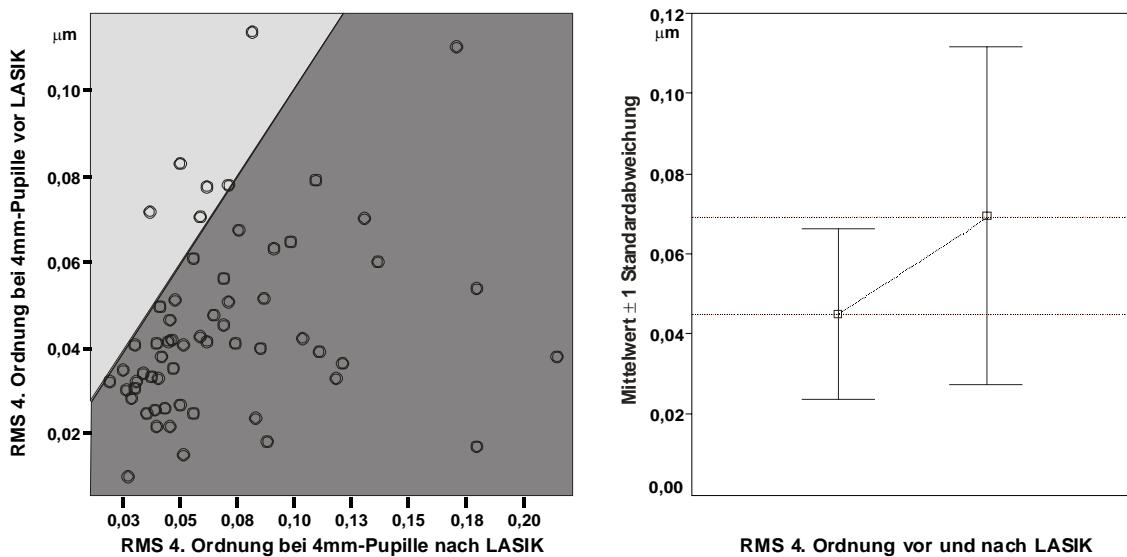


Grafik 3 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 3. Ordnung

RMS-Werte der 3. Ordnung (*coma & trefoil*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm-Pupille.

39 von 60 Augen weisen nach LASIK größere Aberrationen auf.

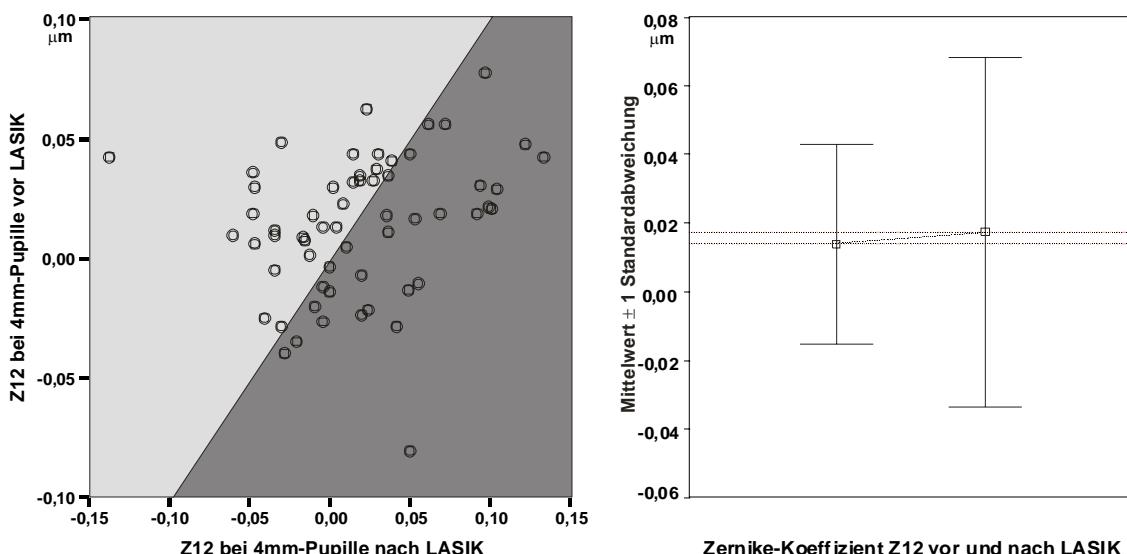


Grafik 4 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 4. Ordnung

RMS-Werte der 4. Ordnung (*tetrafoil, astigmatism & spherical error*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm-Pupille.

54 von 60 Augen besitzen nach LASIK eine größere Aberration.

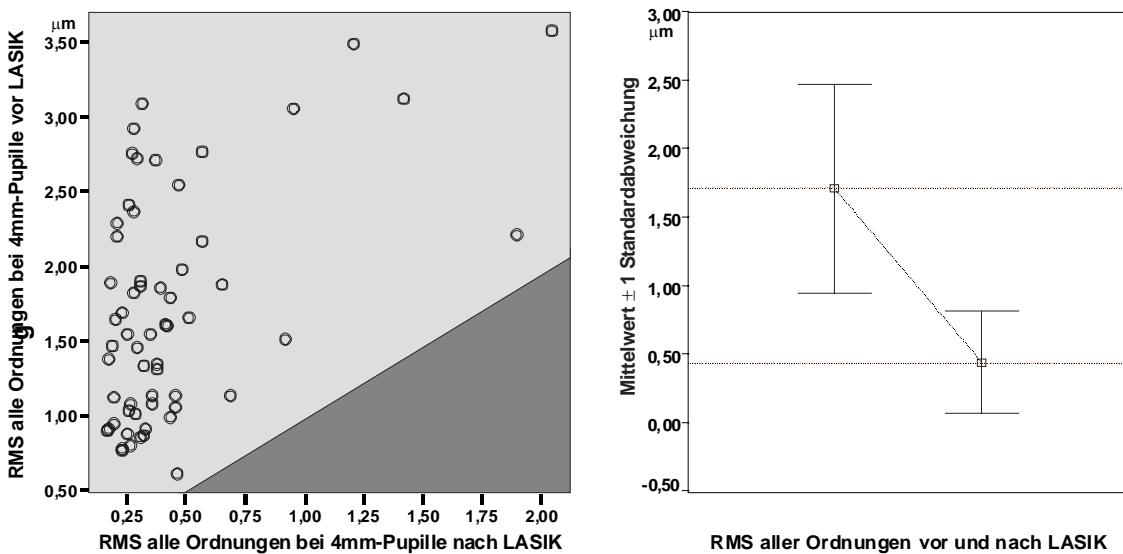


Grafik 5 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm von C_{12}

Zernike-Koeffizient C_{12} (oder Z_{12}) (*spherical error-like*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm Pupille.

Die Werte sind relativ gleichmäßig um die Gerade verteilt und zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,592$).

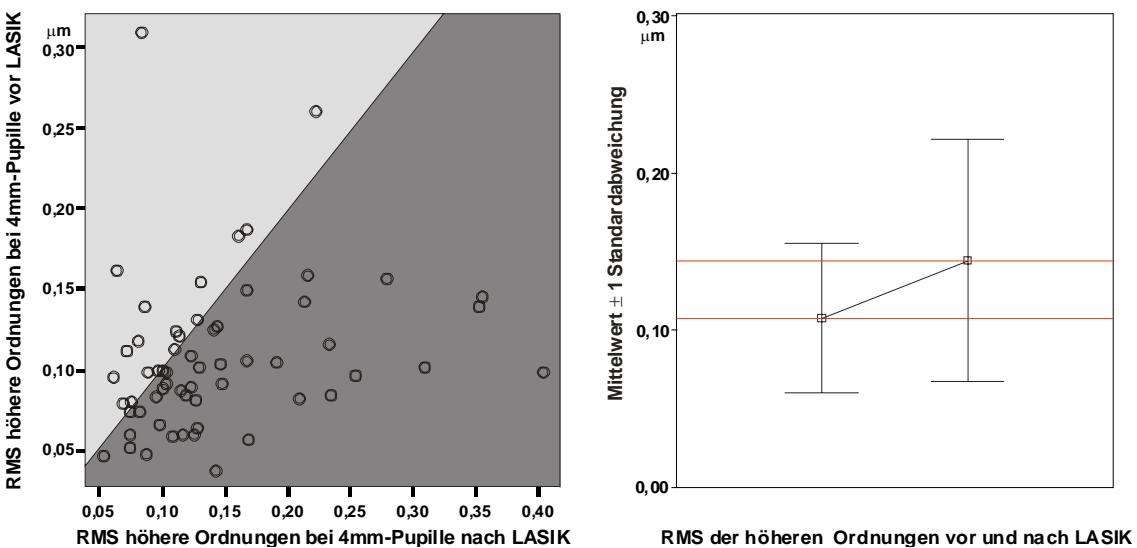


Grafik 6 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm aller Ordnungen

RMS-Werte aller Ordnungen (1. – 4. Ordnung)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm-Pupille.

Die Verteilung entspricht fast exakt der Verteilung der Werte der 2. Ordnung, da die 2. Ordnung ca. um den Faktor 10 größer ist und damit die 1. und die höheren Ordnungen wenig Gewicht haben.



Grafik 7 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der höheren Ordnungen

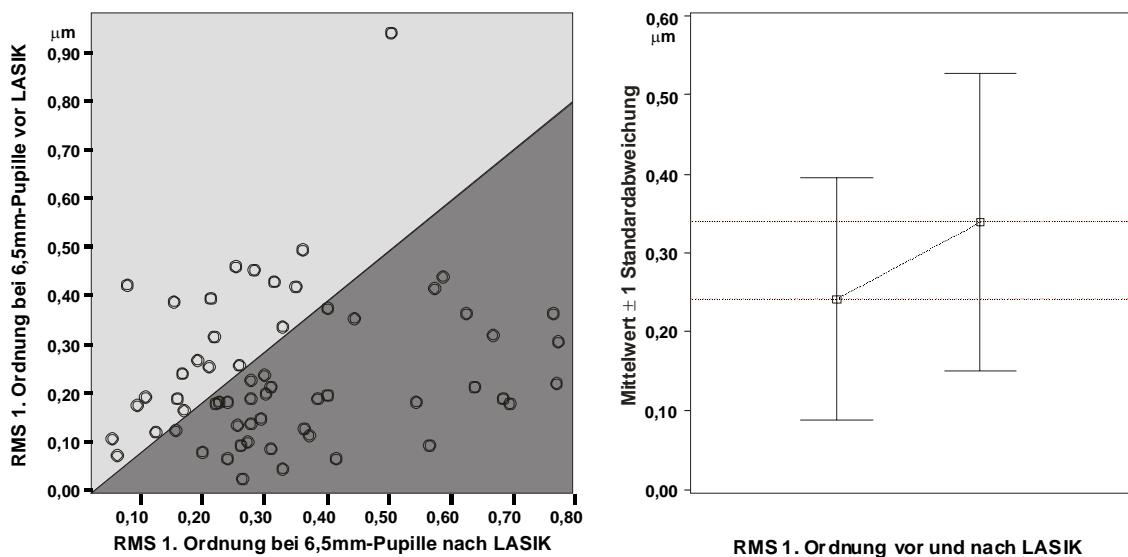
RMS-Werte der höheren Ordnungen (3. und 4. Ordnung zusammen)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 4 mm-Pupille.

Bei 40 von 60 Augen nehmen die höheren Aberrationen deutlich zu.

Streudiagramme und Fehlerbalkendiagramme mit Mittelwert und Standardabweichung der RMS-Werte der 1. bis 6. Ordnung, der gewichteten Summe der Zernike-Koeffizienten C_{12} und C_{24} , der RMS-Werte aller Ordnungen zusammen und der RMS-Werte der höheren Ordnungen zusammen.

Pupillenweite 6,5 mm.

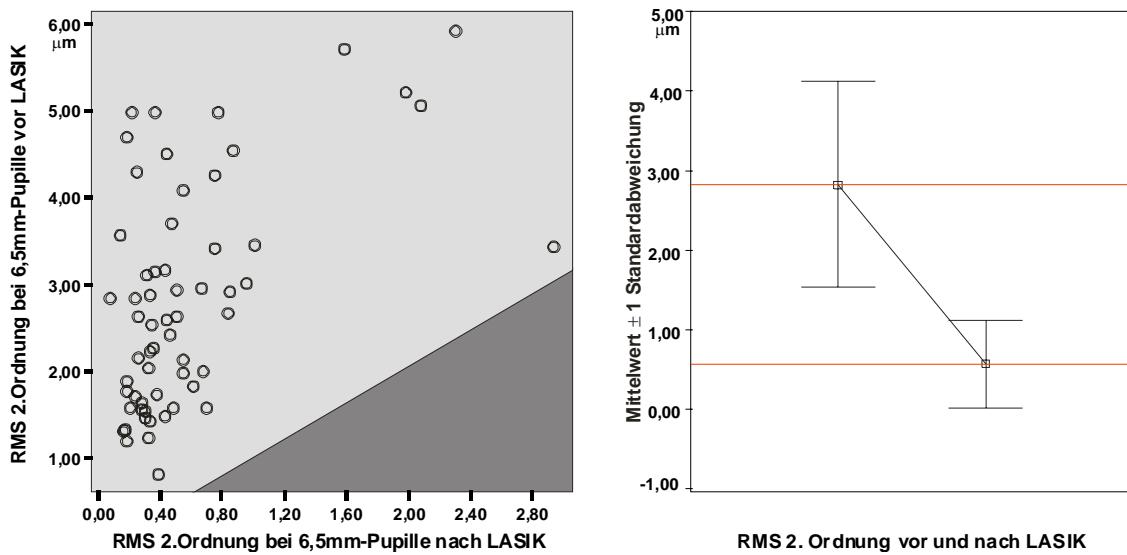


Grafik 8 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 1. Ordnung

RMS-Werte der 1. Ordnung (*tip & tilt*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

38 der 60 behandelten Augen weisen eine Zunahme der Aberrationen nach LASIK auf.

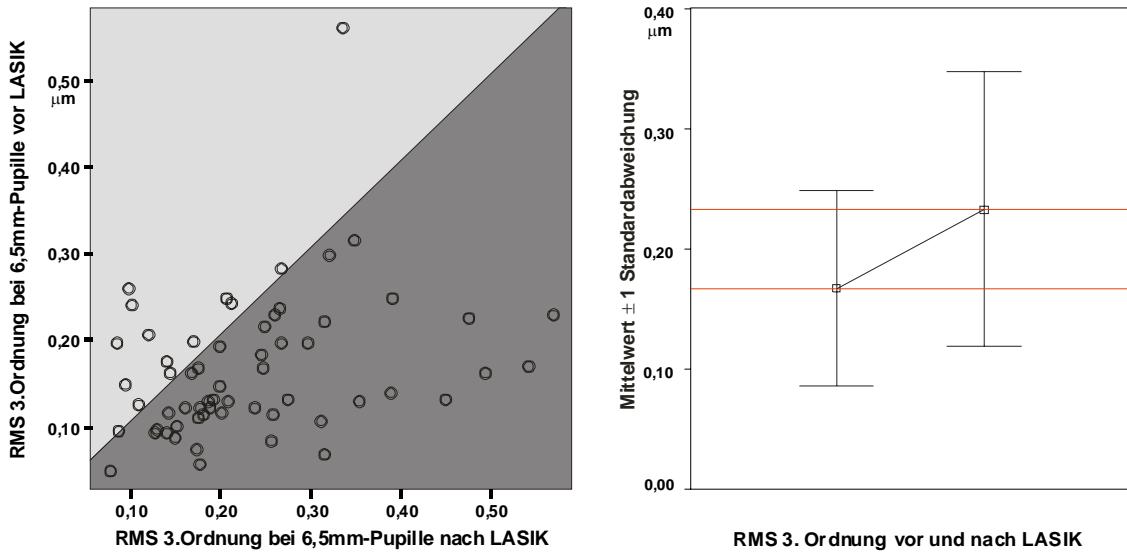


Grafik 9 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 2. Ordnung

RMS-Werte der 2. Ordnung (*astigmatism & defocus*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

Bei allen Augen nehmen die Aberrationen deutlich ab. Dies ist auch bei weiterer Pupille zu erwarten, da in der 2. Ordnung die durch LASIK zu korrigierenden Brechungsfehler (Myopie oder Hyperopie und Astigmatismus) enthalten sind.

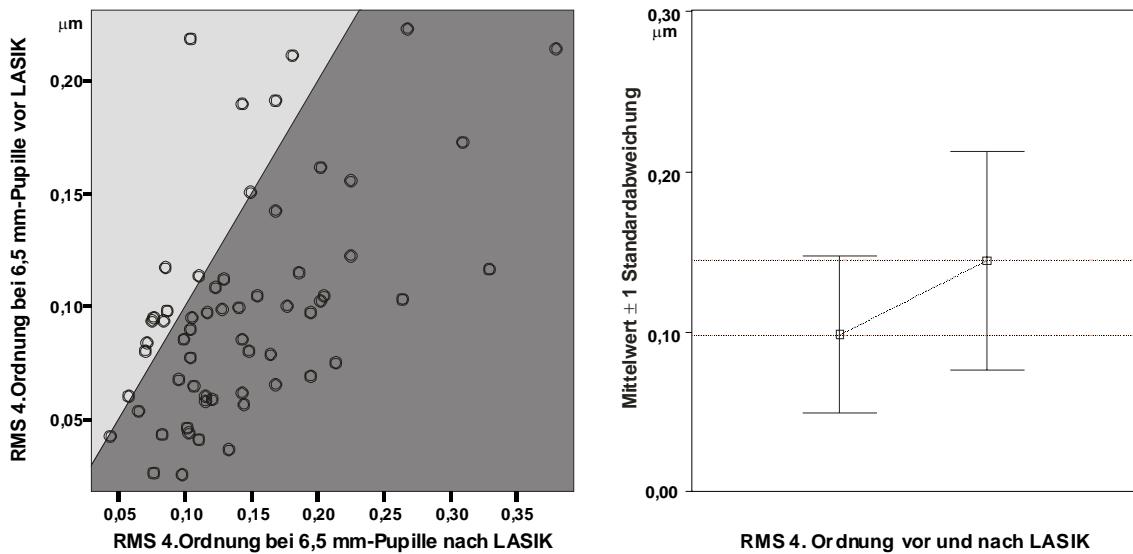


Grafik 10 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 3. Ordnung

RMS-Werte der 3. Ordnung (*coma & trefoil*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

43 von 60 Augen weisen nach LASIK größere Aberrationen auf.

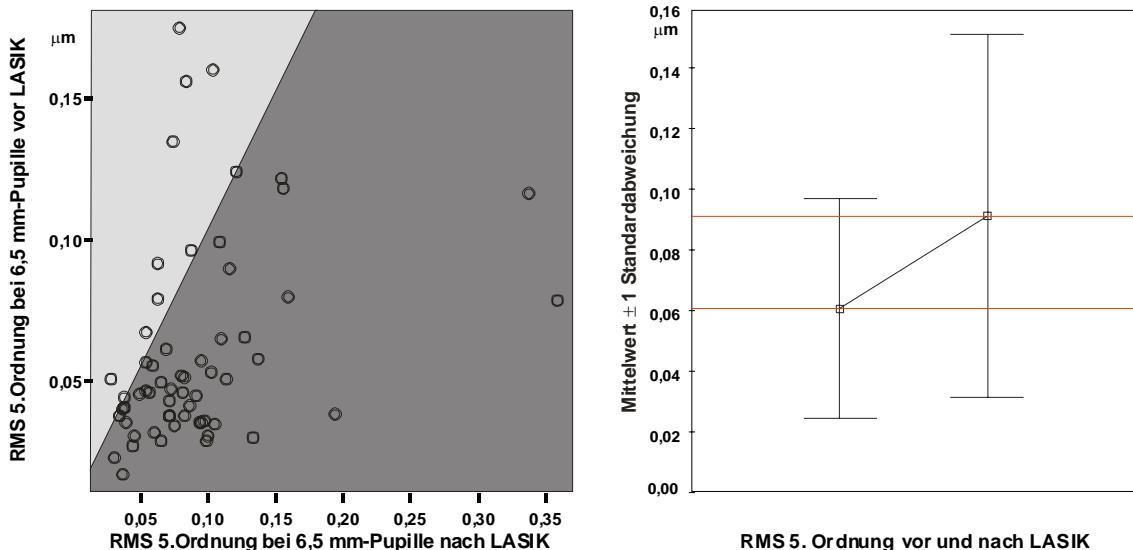


Grafik 11 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 4. Ordnung

RMS-Werte der 4. Ordnung (*tetrafoil, astigmatism & spherical error*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

45 von 60 Augen besitzen nach LASIK eine größere Aberration.

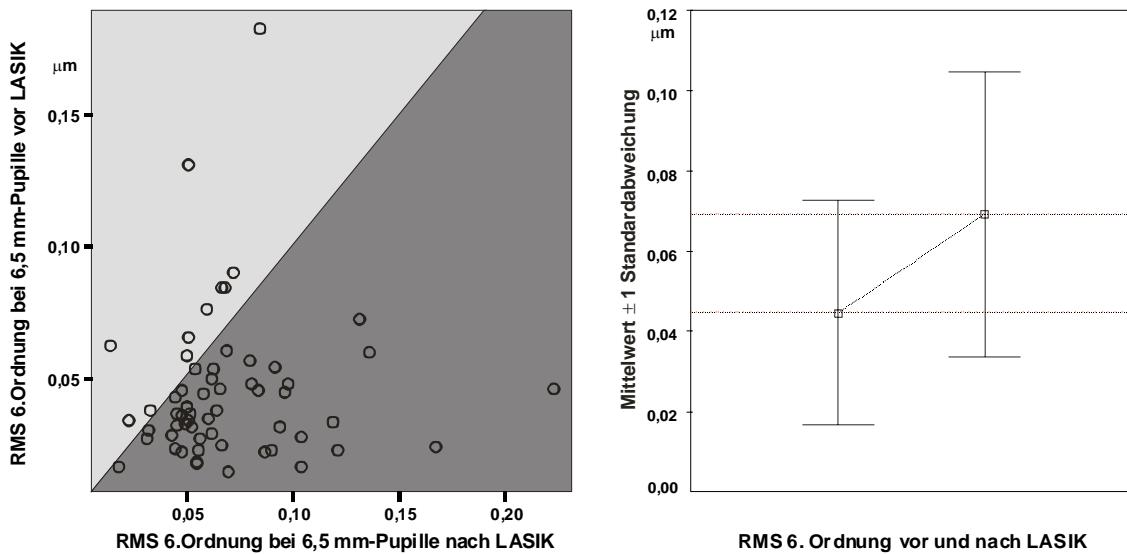


Grafik 12 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 5. Ordnung

RMS-Werte der 5. Ordnung (*secondary coma*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

46 von 60 Augen besitzen nach LASIK eine größere Aberration.

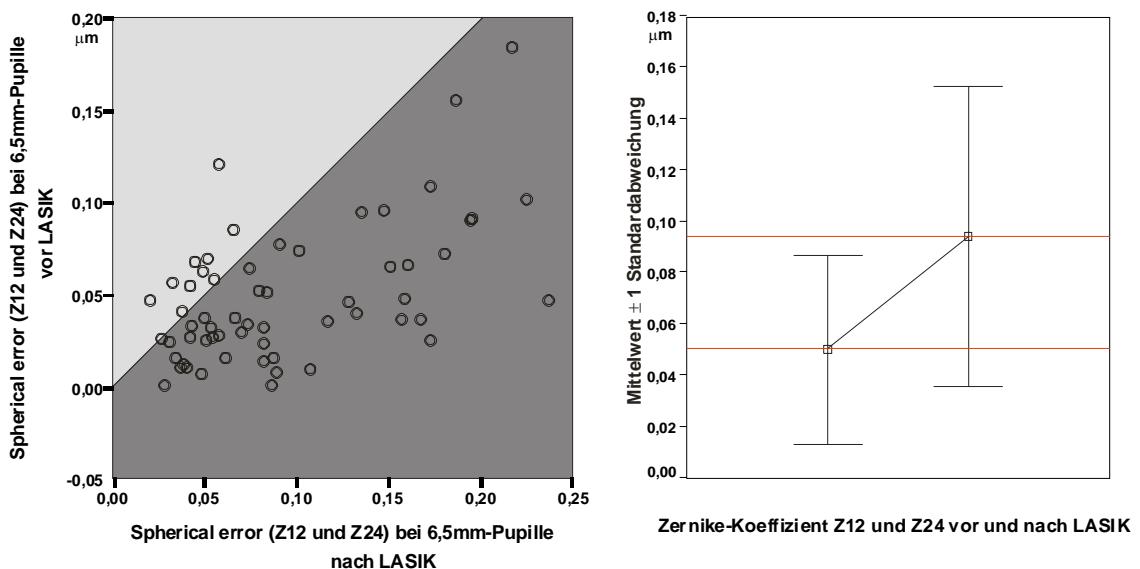


Grafik 13 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 6. Ordnung

RMS-Werte der 6. Ordnung (*secondary spherical-like*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

45 von 60 Augen besitzen nach LASIK eine größere Aberration. Bei 4 Augen bleiben die Werte annähernd unverändert

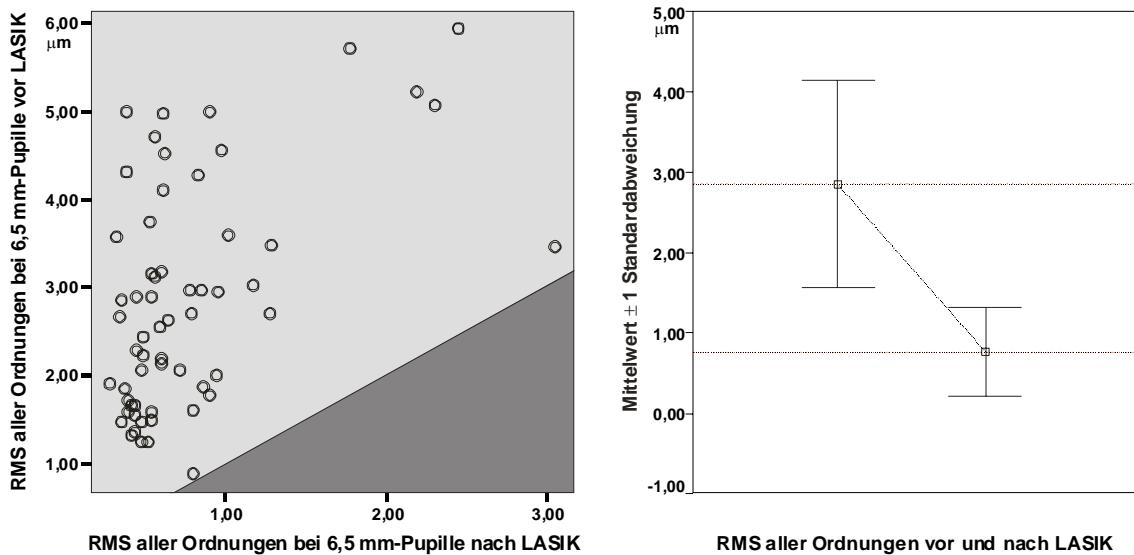


Grafik 14 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm C₁₂ und C₂₄ zusammen

Gewichtete Summe der Zernike-Koeffizienten C₁₂ und C₂₄ (*spherical error-like*)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm Pupille.

Bei 49 von 60 Augen nahmen die Aberrationen nach LASIK zu.

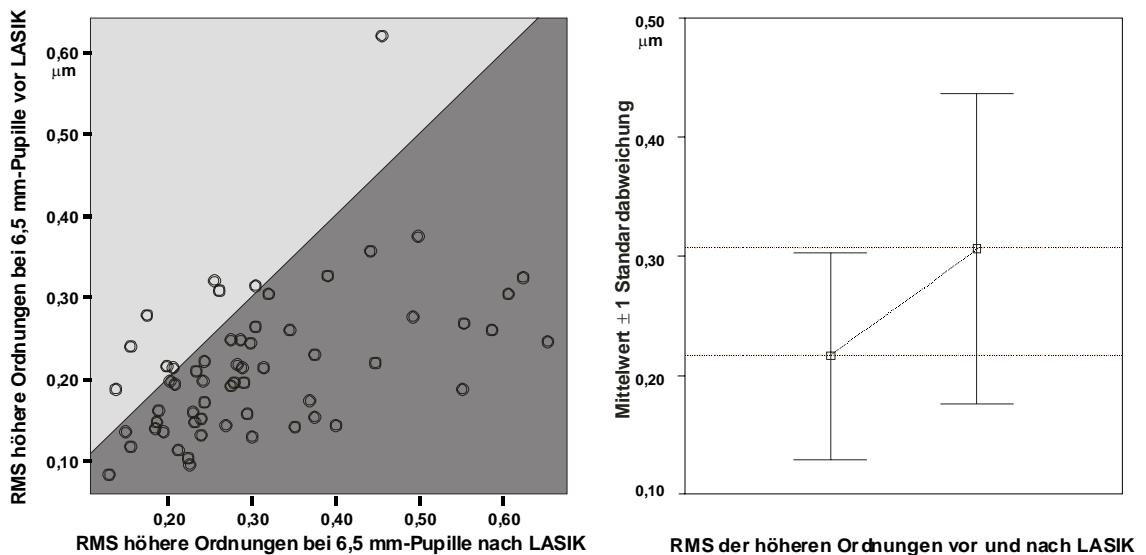


Grafik 15 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm aller Ordnungen

RMS-Werte aller Ordnungen

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

Die Verteilung entspricht auch bei weiter Pupille fast exakt der Verteilung der Werte der 2. Ordnung.



Grafik 16 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der höheren Ordnungen

RMS-Werte der höheren Ordnungen (3. und 4. Ordnung zusammen)

vor (hellgrau) und nach (dunkelgrau) LASIK bei einer 6,5 mm-Pupille.

Bei 50 von 60 Augen nehmen die höheren Aberrationen deutlich zu.

4.2. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der Pupillenweite, gemessen jeweils vor und nach LASIK

Tabelle 5 stellt in Spalte 2 und 3 die Mittelwerte der RMS-Werte der in Spalte 1 angegebenen Ordnungen sowohl für 4 mm als auch für 6,5 mm Pupillenweite vor LASIK dar. In Klammer ist die jeweilige Standardabweichung angefügt. In Spalte 4 ist der Quotient aus Mittelwert bei 6,5 mm und Mittelwert bei 4 mm aufgelistet (*ratio-prä*). Spalte 5 stellt das Signifikanzniveau *p* der Änderung dar.

Tabelle 6 gibt die entsprechenden Daten nach LASIK wieder.

Die pupillenweiten-abhängige Änderung in der 5. und 6. Ordnung konnte nicht berechnet werden, da das WaveLight Aberrometer bei kleiner Pupille die Daten nur bis einschließlich der 4. Ordnung ausgibt.

Zernike-Ordnung	4 mm	6,5 mm	Verhältnis 6,5/4 mm (ratio-prä)	<i>p</i>
1. Ordnung	0,105 ($\pm 0,06$)	0,241 ($\pm 0,15$)	2,30	<0,001
2. Ordnung	1,697 ($\pm 0,76$)	2,826 ($\pm 1,29$)	1,67	<0,001
3. Ordnung	0,095 ($\pm 0,05$)	0,167 ($\pm 0,08$)	1,76	<0,001
4. Ordnung	0,045 ($\pm 0,02$)	0,099 ($\pm 0,05$)	2,20	<0,001
Gesamte Ordn.	1,706 ($\pm 0,76$)	2,852 ($\pm 1,29$)	1,67	<0,001
Höhere Ordn.	0,108 ($\pm 0,05$)	0,216 ($\pm 0,09$)	2,00	<0,001
C₄	2,191 ($\pm 1,01$)	3,633 ($\pm 1,67$)	1,66	<0,001
C₁₂	0,014 ($\pm 0,03$)	0,036 ($\pm 0,08$)	2,57	0,023

Tabelle 5: vor LASIK, Einheit der Mittelwerte: μm

Zernike-Ordnung	4 mm	6,5 mm	Verhältnis 6,5/4 mm (ratio-post)	<i>p</i>
1. Ordnung	0,141 ($\pm 0,10$)	0,339 ($\pm 0,19$)	2,40	<0,001
2. Ordnung	0,373 ($\pm 0,37$)	0,574 ($\pm 0,55$)	1,54	<0,001
3. Ordnung	0,124 ($\pm 0,07$)	0,233 ($\pm 0,11$)	1,88	<0,001
4. Ordnung	0,069 ($\pm 0,04$)	0,145 ($\pm 0,07$)	2,10	<0,001
Gesamte Ordn.	0,438 ($\pm 0,37$)	0,770 ($\pm 0,55$)	1,76	<0,001
Höhere Ordn.	0,144 ($\pm 0,08$)	0,306 ($\pm 0,13$)	2,13	<0,001
C₄	0,207 ($\pm 0,51$)	0,482 ($\pm 0,78$)	2,33	<0,001
C₁₂	0,017 ($\pm 0,05$)	0,093 ($\pm 0,13$)	5,47	<0,001

Tabelle 6: nach LASIK, Einheit der Mittelwerte: μm

Die größte Zunahme in Abhängigkeit von der Pupillenweiten-Änderung von 4 mm auf 6,5 mm erkennt man beim Zernike-Koeffizienten C_{12} aus der 4. Ordnung. Vor LASIK beträgt der Faktor 2,57 ($p = 0,023$), nach LASIK sogar 5,47 ($p < 0,001$). Auffällig ist, dass für die 4. Ordnung insgesamt – also für C_{10} bis C_{14} – die ratio-post kleiner ist als die ratio-prä (ratio-post = 2,10 ($p < 0,001$) und ratio-prä = 2,20 ($p < 0,001$)).

Eine kleinere ratio-post liefert auch die gesamte 2. Ordnung mit ratio-post = 1,54 ($p < 0,001$) und ratio-prä = 1,67 ($p < 0,001$). Die ratio-post des Zernike-Koeffizienten C_4 aus der 2. Ordnung ist aber mit 2,33 ($p < 0,001$) größer als die ratio-prä mit 1,66 ($p < 0,001$).

Demnach verhalten sich die *spherical-like* Aberrationen analog.

Die ratio-prä der 3. Ordnung ist mit 1,76 ($p < 0,001$) etwas kleiner als die ratio-post mit 1,88 ($p < 0,001$). Ähnlich verhält es sich mit der 1. Ordnung: ratio-prä = 2,3 ($p < 0,001$) und ratio-post = 2,4 ($p < 0,001$).

Das Verhältnis der Zunahme aller Ordnungen zusammen ist nach LASIK etwas größer als vor LASIK (ratio-prä = 1,67 ($p < 0,001$) und ratio-post = 1,76 ($p < 0,001$)).

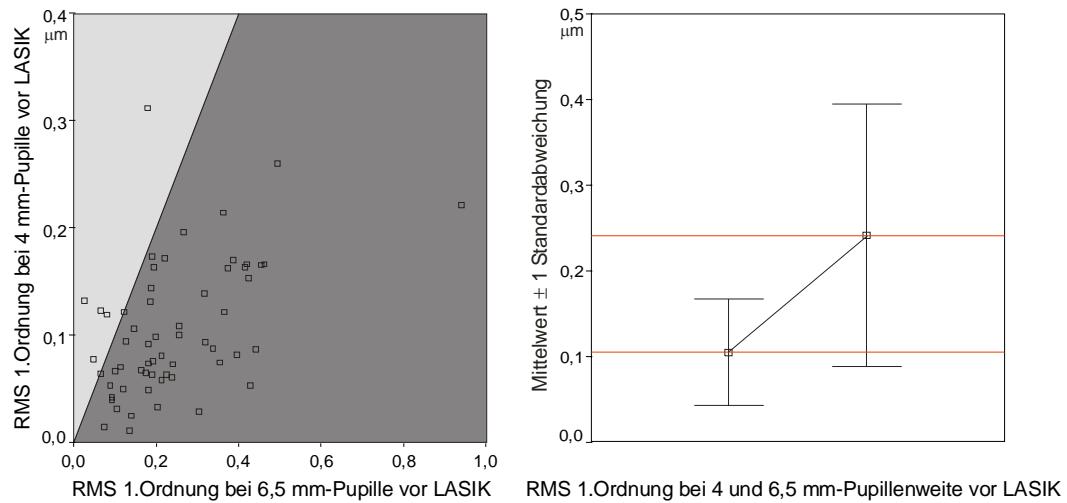
Die ratio-prä der höheren Ordnungen zusammen beträgt 2,00 ($p < 0,001$). Sie ist geringer als die ratio-post mit 2,13 ($p < 0,001$).

Im Folgenden sind die Streudiagramme der Ordnungen 1 bis 4, aller Ordnungen und der höheren Ordnungen jeweils vor und nach LASIK dargestellt.

Auf der Ordinate sind die RMS-Werte bei kleiner Pupille vor LASIK, auf der Abszisse die RMS-Werte bei großer Pupille vor LASIK aufgetragen. RMS-Werte, die sich im dunkleren Teil der Grafik befinden, haben daher bei Vergrößerung der Pupille zugenommen. Die Achsen sind in der Einheit μm beschriftet.

Das Fehlerbalkendiagramm auf der rechten Seite stellt die Mittelwerte \pm Standardabweichung bei den Pupillenweiten 4 mm und 6,5 mm dar. Je größer die positive Steigung der Geraden, desto größer ist die Zunahme des Wertes.

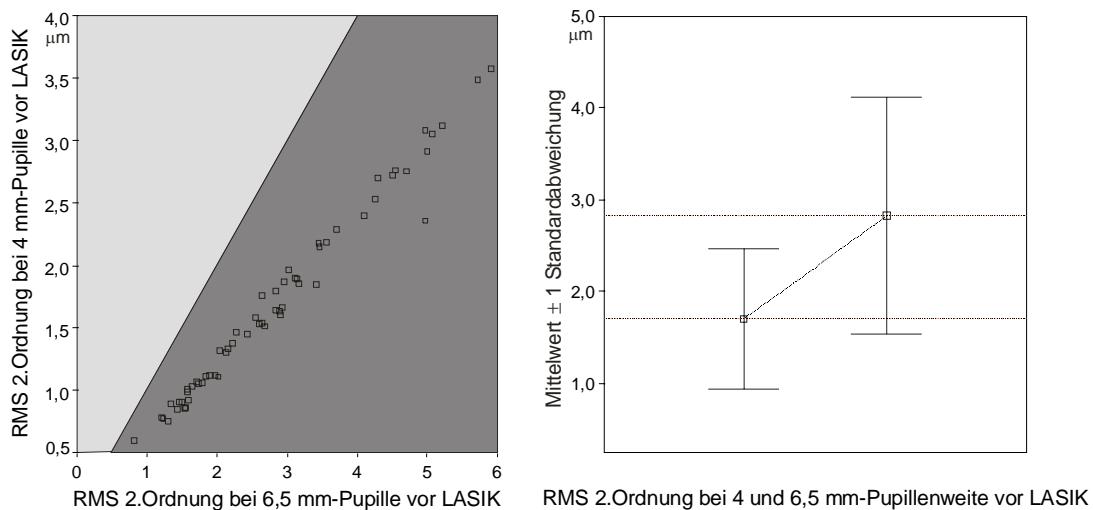
Streudiagramme vor LASIK



Grafik 17 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 1. Ordnung

RMS-Werte der 1. Ordnung vor LASIK:

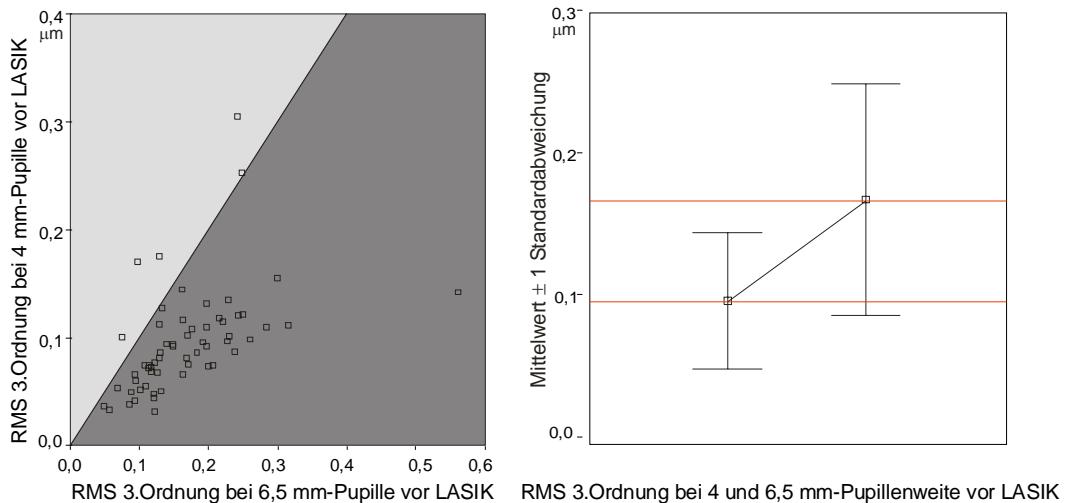
Bei 53 von 60 Augen nimmt der Betrag des RMS-Wertes bei Pupillenvergrößerung zu.



Grafik 18 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 2. Ordnung

RMS-Werte der 2. Ordnung vor LASIK:

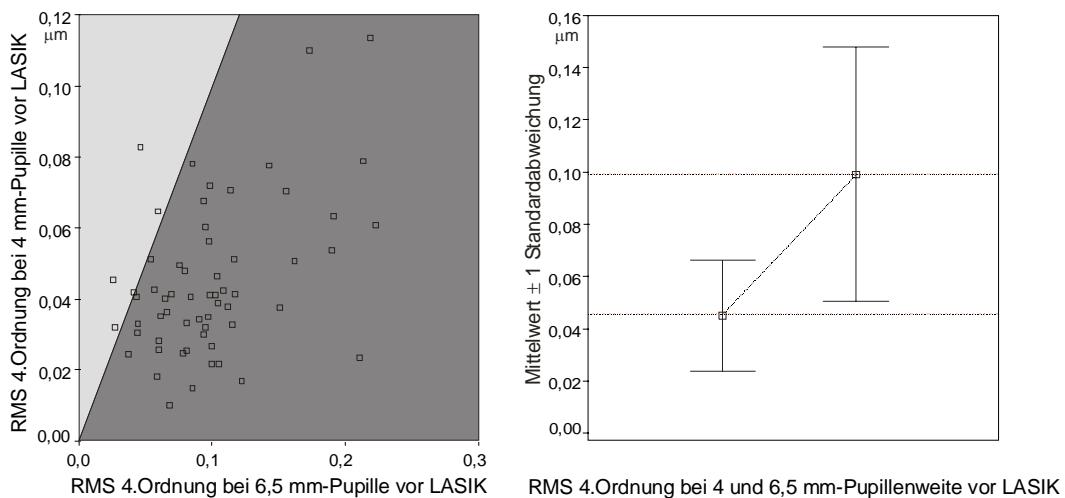
Bei allen 60 Augen sind die RMS-Werte bei 6,5 mm-Pupille angestiegen.



Grafik 19 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 3. Ordnung

RMS-Werte der 3. Ordnung vor LASIK:

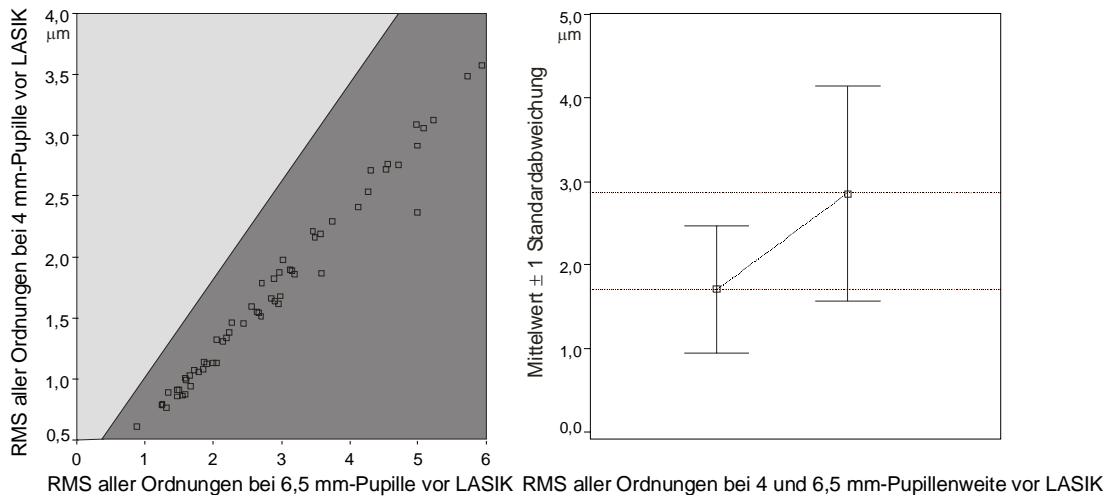
55 von 60 Augen besitzen nach Änderung der Pupillengröße von 4 mm auf 6,5 mm höhere RMS-Werte



Grafik 20 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 4. Ordnung

RMS-Werte der 4. Ordnung vor LASIK:

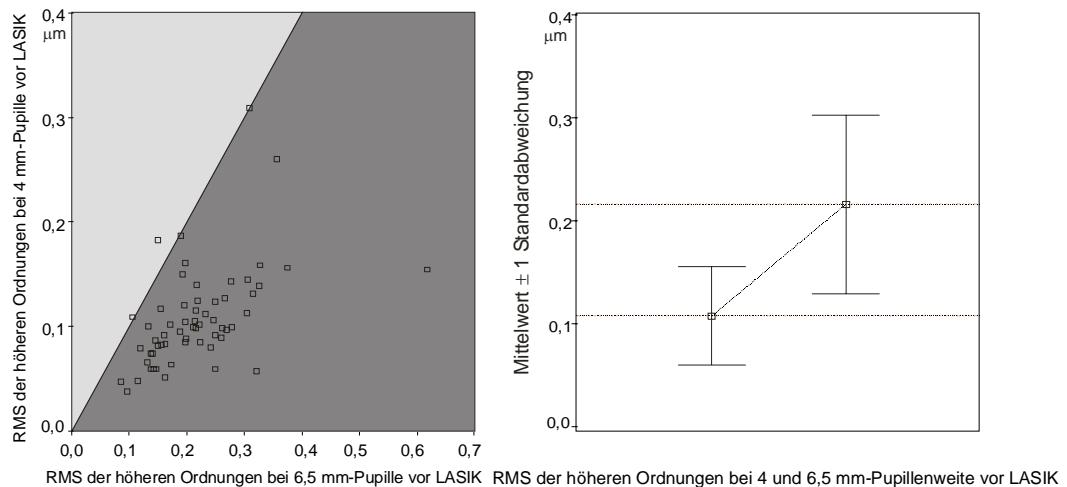
45 von 60 Augen erfahren eine Zunahme der RMS-Werte



Grafik 21 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm aller Ordnungen

RMS-Werte aller Ordnungen zusammen vor LASIK:

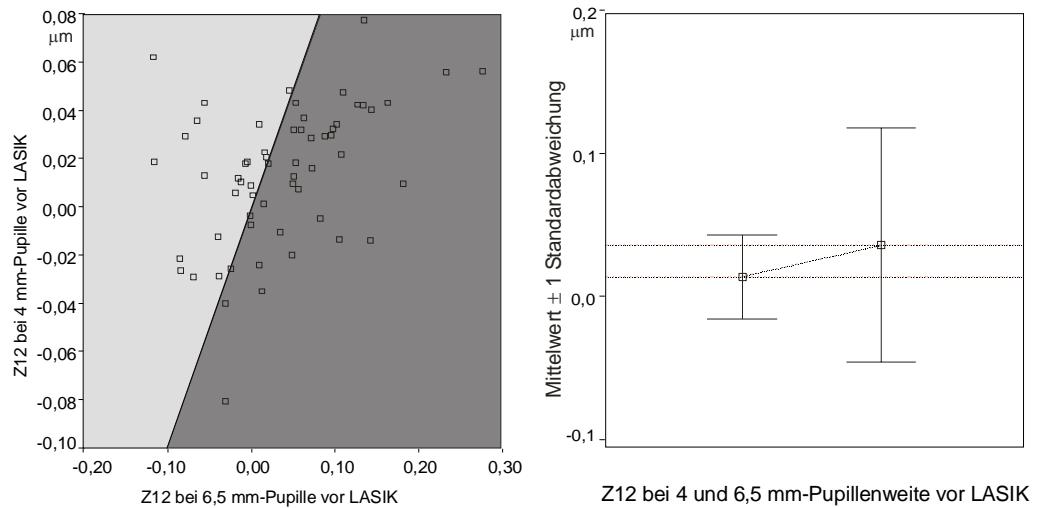
Aufgrund der Dominanz von C_4 , der in der 2. Ordnung enthalten ist, nehmen die RMS-Werte aller Augen zu.



Grafik 22 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der höheren Ordnungen

RMS-Werte der höheren Ordnungen zusammen vor LASIK:

Bei 56 von 60 Augen erkennt man eine Zunahme der RMS-Werte bei Pupillenerweiterung.

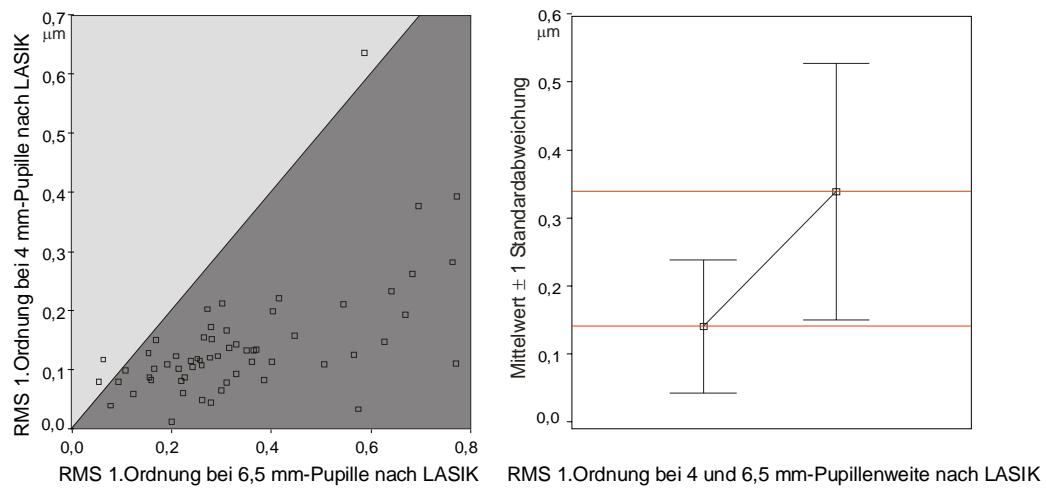


Grafik 23 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm von Z_{12} (oder C_{12})

Zernike-Koeffizient C_{12} vor LASIK:

Bei 37 von 60 Augen erkennt man eine Zunahme bei Pupillenerweiterung.

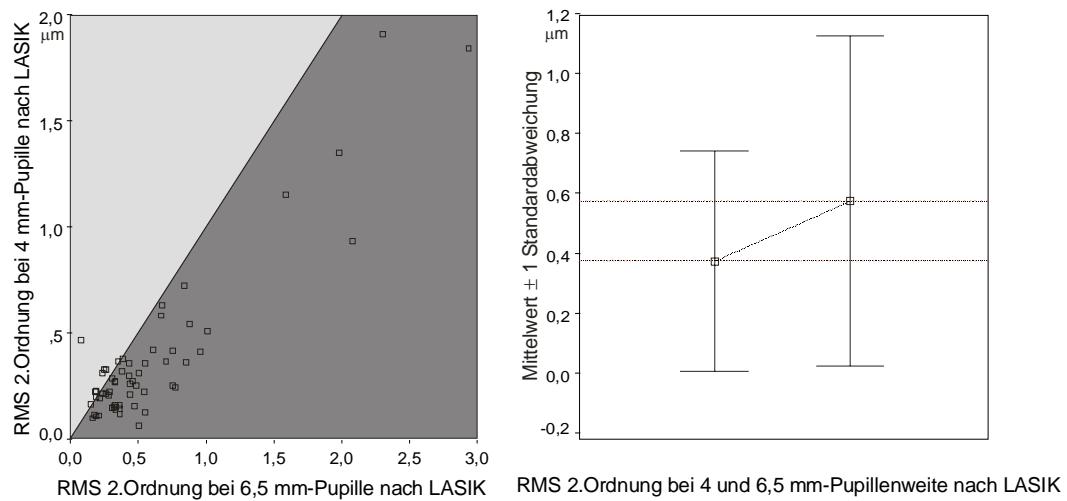
Streudiagramme nach LASIK



Grafik 24 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 1. Ordnung

RMS-Werte der 1. Ordnung nach LASIK:

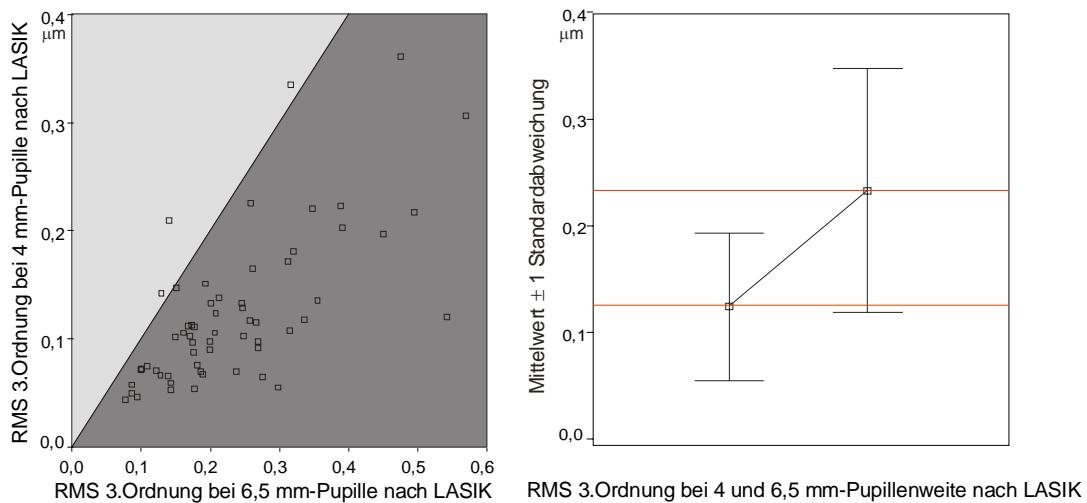
57 von 60 Augen besitzen nach Pupillenerweiterung größere RMS-Werte.



Grafik 25 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 2. Ordnung

RMS-Werte der 2. Ordnung nach LASIK:

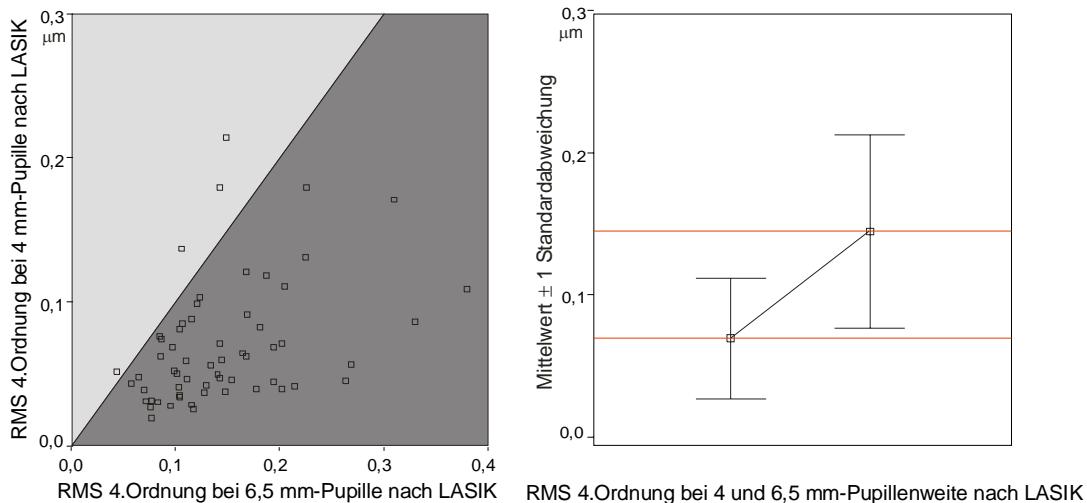
Bei 52 von 60 Augen nehmen die RMS-Werte zu.



Grafik 26 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 3. Ordnung

RMS-Werte der 3. Ordnung nach LASIK:

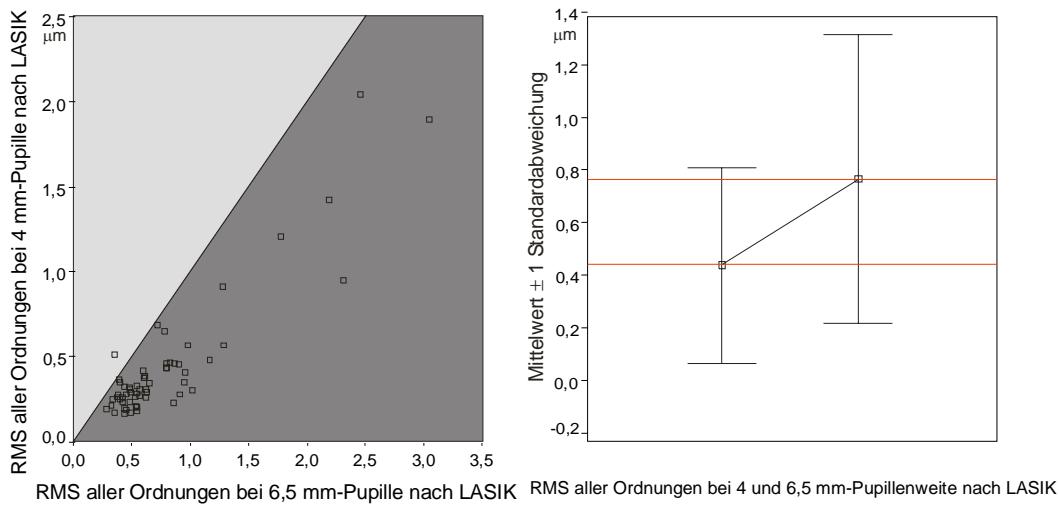
57 von 60 Augen besitzen nach Pupillenerweiterung größere RMS-Werte.



Grafik 27 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der 4. Ordnung

RMS-Werte der 4. Ordnung nach LASIK:

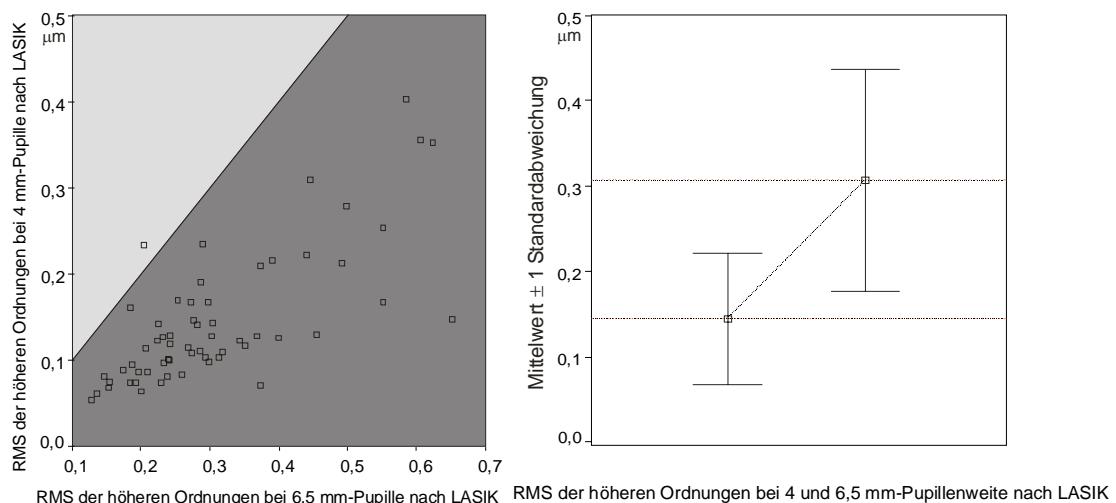
Bei 56 von 60 Augen nimmt der Betrag der RMS-Werte zu.



Grafik 28 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm aller Ordnungen nach LASIK

RMS-Werte aller Ordnungen zusammen nach LASIK:

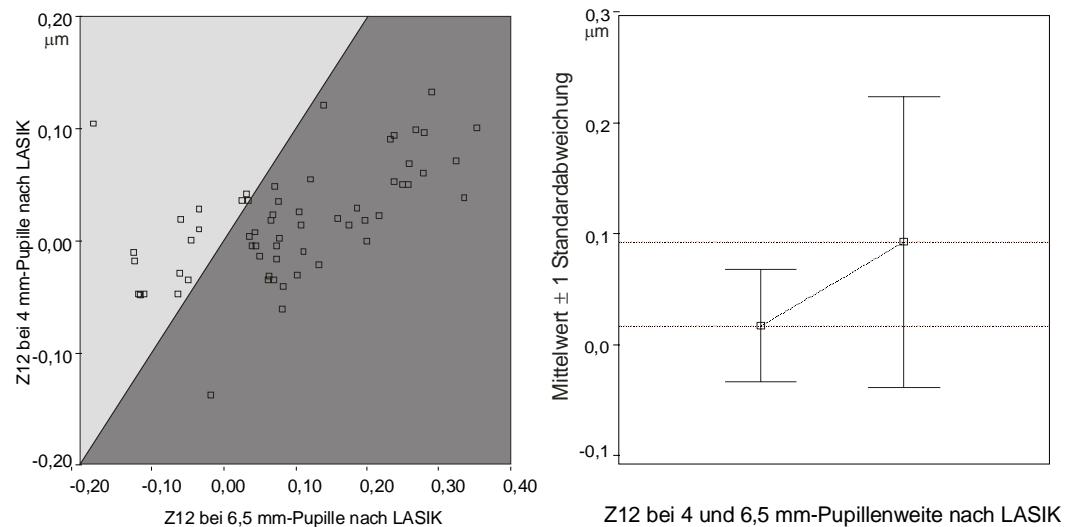
59 von 60 Augen erfahren eine Zunahme der RMS-Werte nach Pupillenerweiterung.



Grafik 29 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm der höheren Ordnungen nach LASIK

RMS-Werte der höheren Ordnungen zusammen nach LASIK:

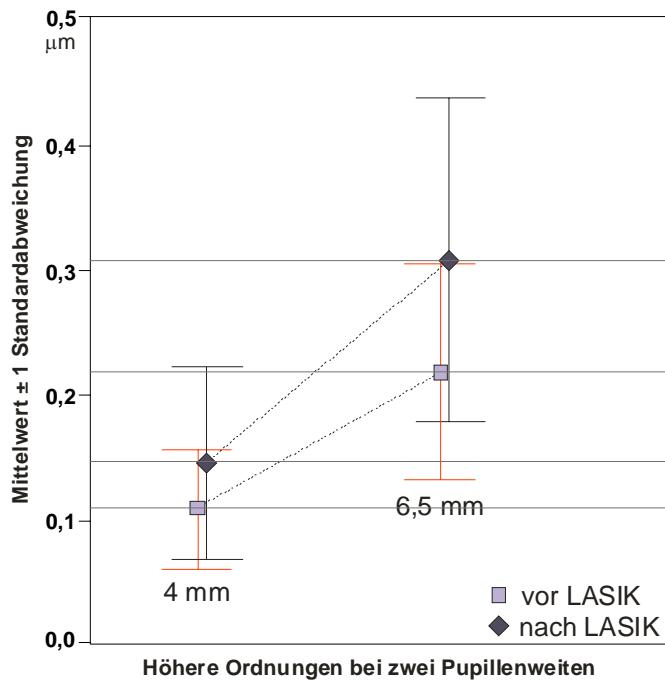
Die RMS-Werte von 59 der 60 Augen nehmen zu.



Grafik 30 a, b: links: Streudiagramm, rechts: Fehlerbalkendiagramm von C_{12}

Zernike-Koeffizient C_{12} nach LASIK:

Bei 4 von 60 Augen erkennt man eine Zunahme bei Pupillenerweiterung.



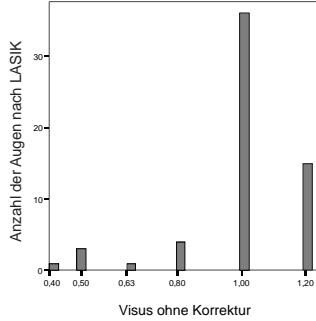
Grafik 31:

Veränderung der Aberrationen höherer Ordnung als Funktion der Pupillenweite jeweils vor und nach LASIK

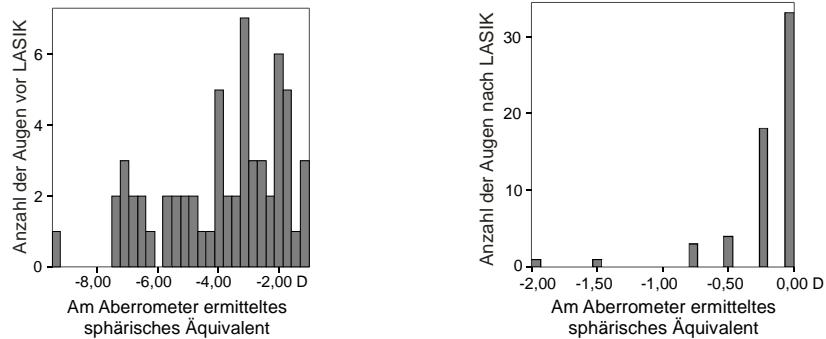
4.3. Verbleibender sphäro-zylindrischer Fehler nach LASIK und Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK mit dem unkorrigiertem Visus nach LASIK

Das Hauptziel des konventionellen LASIK-Verfahrens ist die Reduktion des sphäro-zylindrischen Fehlers (entspricht den Aberrationen der 2. Ordnung) auf Werte um null Dioptrien [D]. Trotz genauer Berechnung des Hornhautabtragungsprofils lag das verbleibende, vom Aberrometer ermittelte sphärische Äquivalent bei einem Mittelwert von $-0,20$ D bei einer Standardabweichung von 0,3 D. Die Werte erstreckten sich von $-2,0$ D bis $+0,25$ D. Ausgewertet wurden die Ergebnisse von 55 Augen von 27 Patienten, die nach LASIK mindestens eine unkorrigierte Sehschärfe von 0,8 erreichten und subjektiv damit zufrieden waren. Die zwei Grafiken unten zeigen die Häufigkeitsverteilung des am Aberrometer ermittelten sphärischen Äquivalents vor LASIK sowie die Häufigkeitsverteilung des Visus nach LASIK bei $n = 55$ Augen.

Die negative Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK zeigte mit $r = -0,325$ ($p = 0,011$) ein signifikantes Ergebnis.



Grafik 32: Häufigkeitsverteilung des Visus nach LASIK ohne Korrektur



Grafik 33 und 34:

Häufigkeitsverteilung des sphärischen Äquivalents vor und nach LASIK

4.4. Korrelation der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen untereinander

Korrelationen vor LASIK

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14
C1	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)													
N														
C2	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	-,141												
N		,283												
C3	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	-,145	,173											
N		,269	,186											
C4	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,021	-,079	-,001										
N		,876	,548	,994										
C5	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,133	,042	-,102	-,190									
N		,312	,750	,439	,168									
C6	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,220	-,177	,330*	-,088	-,103								
N		,091	,177	,010	,502	,434								
C7	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,423**	,145	-,338*	-,011	,150	,581**							
N		,001	,268	,010	,936	,253	,000							
C8	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,048	,566**	-,026	-,272	,223	-,340	,229						
N		,714	,000	,843	,135	,087	,208	,079						
C9	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,238	-,054	-,103	-,074	,114	-,010	-,285	,056					
N		,067	,682	,434	,573	,385	,938	,127	,672					
C10	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,315*	-,185	-,117	-,017	,179	,040	,072	,040	,169				
N		,014	,157	,372	,900	,171	,708	,584	,781	,196				
C11	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,109	,155	-,136	,160	-,062	-,216	,150	,056	,017	,037			
N		,408	,237	,301	,222	,637	,097	,251	,672	,895	,776			
C12	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,212	-,113	,079	,287*	-,071	,013	-,296*	,230	,206	,278	,119		
N		,104	,392	,546	,026	,592	,922	,022	,078	,115	,131	,365		
C13	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,144	,052	-,166	-,205	-,067	,124	,056	,090	,056	,235	,013	,303	
N		,274	,695	,134	,116	,613	,348	,673	,495	,672	,071	,920	,076	
C14	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig)	,233	-,150	,215	-,185	-,252	,226	-,150	,207	,147	,251	,250	,049	,213
N		,073	,252	,099	,156	,052	,083	,252	,113	,262	,053	,054	,711	,102

Tabelle 7:

Korrelationsmatrix der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen bei einer 4 mm-Pupille vor LASIK; $p = 0,000$ bedeutet $p < 0,001$

Positive Korrelationen:

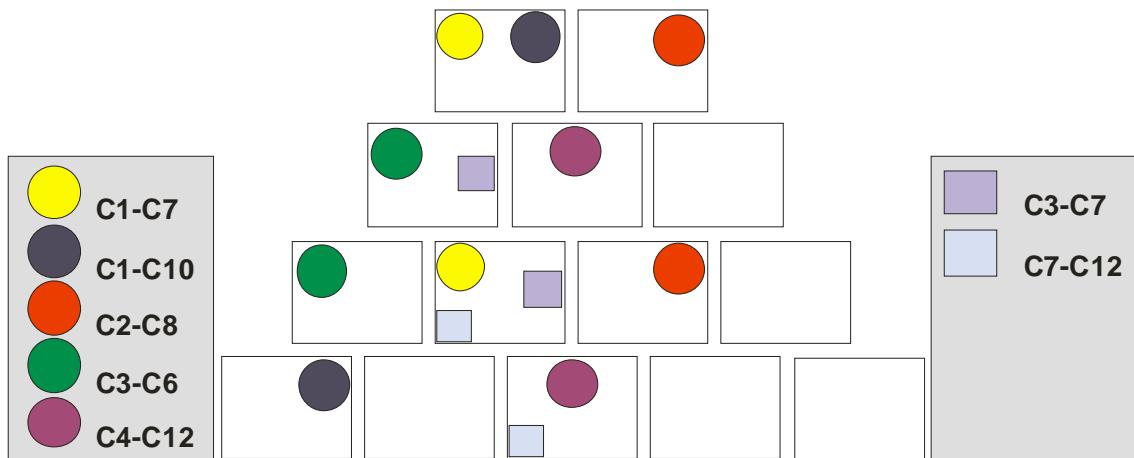
Die höchste Korrelation mit $r = 0,566$ ($p < 0,001$) tritt zwischen den Zernike-Koeffizienten C_2 und C_8 auf.

Die nächsthöhere Korrelation tritt zwischen C_1 und C_7 mit $r = 0,423$ bei $p = 0,001$ auf.

C_3 und C_6 korrelieren mit $r = 0,330$ bei $p = 0,010$. C_1 und C_{10} korrelieren mit $r = 0,315$ bei $p = 0,014$. Die Korrelation zwischen C_4 und C_{12} beträgt 0,287 bei $p = 0,026$.

Negative Korrelationen:

Den höchsten Betrag der Korrelation mit $r = -0,581$ bei $p < 0,001$ besitzen die Zernike-Koeffizienten C_6 und C_7 . Eine Korrelation von $-0,328$ bei $p = 0,010$ tritt zwischen C_3 und C_7 auf. C_7 und C_{12} korrelieren mit $r = -0,296$ bei $p = 0,022$.



Grafik 35:

Grafische Darstellung der Korrelationen der Zernike-Koeffizienten aller
Ordnungen untereinander bei einer Pupillenweite von 4 mm vor LASIK;
Kreise sind gleichbedeutend mit positiver Korrelation, Quadrate mit
negativer Korrelation.

Korrelationen nach LASIK

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14
C1	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N													
C2	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	,069 .800 60												
C3	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	,096 .465 60	-.138 .203 60											
C4	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	,495** .000 60	.244 .060 60	,217 .096 60										
C5	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	-.258* .046 60	-.001 .005 60	-.020 .878 60	-.248 .056 60									
C6	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	-.197 .131 60	-.066 .819 60	.223 .087 60	.005 .972 60	-.075 .568 60								
C7	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	,695** .000 60	-.052 .002 60	.341** .082 60	,573 .008 60	-.244 .121 60	-.014 .016 60							
C8	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	-.188 .151 60	.306** .002 60	.226 .082 60	-.036 .790 60	.337 .307 60	.014 .016 60	-.051 .899 60						
C9	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	-.166 .206 60	.154 .239 60	.212 .104 60	-.028 .831 60	-.161 .249 60	.208 .110 60	-.116 .377 60	.159 .225 60					
C10	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	-.010 .040 60	-.097 .461 60	-.168 .227 60	-.372 .102 60	-.028 .831 60	-.502 .115 60	-.042 .751 60	-.070 .597 60	-.221 .090 60				
C11	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	.281 .070 60	.148 .268 60	-.253 .051 60	.316 .064 60	-.434** .001 60	-.050 .702 60	.219 .093 60	-.328 .061 60	.075 .571 60	-.180 .169 60			
C12	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	.225 .084 60	-.058 .859 60	.237 .069 60	-.037 .776 60	-.045 .731 60	-.071 .589 60	.107 .415 60	.079 .548 60	.043 .743 60	.069 .602 60	-.088 .503 60		
C13	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	.013 .023 60	.143 .275 60	-.438** .000 60	-.150 .226 60	-.039 .765 60	-.129 .328 60	-.256 .058 60	-.188 .150 60	-.067 .611 60	.034 .798 60	.062 .639 60	-.444 .235 60	
C14	Korrelation nach Pearson Signifikanz (2-seitig) N	.245 .059 60	.032 .808 60	.063 .834 60	.129 .327 60	-.182 .163 60	-.073 .580 60	.253 .051 60	-.309 .066 60	.008 .953 60	.169 .196 60	.254 .059 60	.048 .715 60	.011 .938 60

Tabelle 8:

Korrelationsmatrix der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen bei einer 4 mm-Pupille nach LASIK; $p = 0,000$ bedeutet $p < 0,001$

Positive Korrelationen:

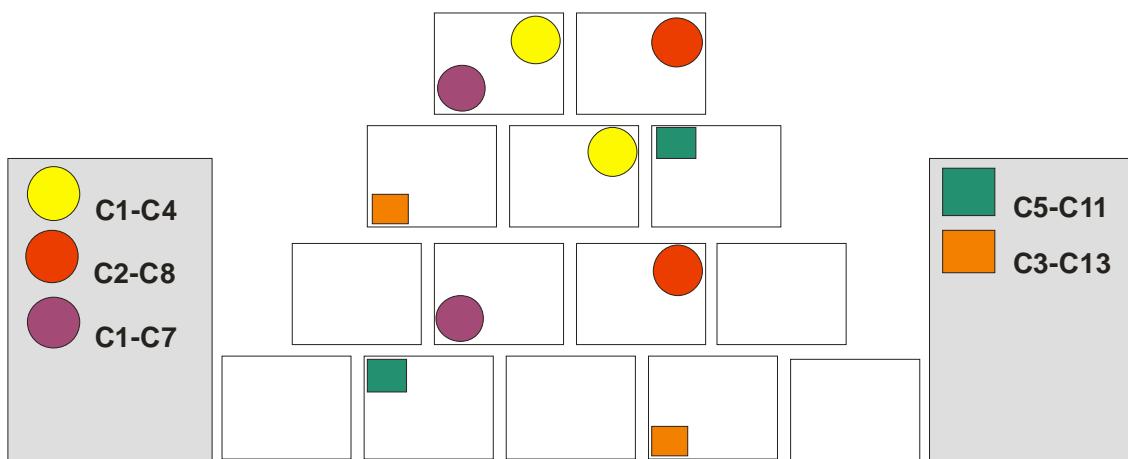
Die höchste Korrelation mit $r = 0,695$ ($p < 0,001$) tritt zwischen den Zernike-Koeffizienten C_1 und C_7 auf.

Die nächsthöhere Korrelation tritt zwischen C_1 und C_4 mit $r = 0,495$ bei $p < 0,001$ auf.

C_2 und C_8 korrelieren mit $0,396$ bei $p = 0,002$.

Negative Korrelationen:

Den höchsten Betrag der Korrelation mit $r = -0,436$ bei $p < 0,001$ besitzen die Zernike-Koeffizienten C_3 und C_{13} . C_5 und C_{11} korrelieren ähnlich hoch mit $r = -0,434$ bei $p = 0,001$.



Grafik 36:

Grafische Darstellung der Korrelationen der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen untereinander bei einer Pupillenweite von 4 mm nach LASIK;
Kreise sind gleichbedeutend mit positiver Korrelation, Quadrate mit negativer Korrelation.

4.5. Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK zur Differenz [nach – vor LASIK] der Aberrationen höherer Ordnung

Bei dieser Untersuchung wurde das sphärische Äquivalent der subjektiven Refraktion vor LASIK mit der Differenz der höheren Aberrationen korreliert.

Das sphärische Äquivalent errechnet sich mit der Formel: $Sphäre + \left| \frac{Zylinder}{2} \right|$;

Die Differenz wird aus *RMS-Wert nach LASIK* minus *RMS-Wert vor LASIK* gebildet.

Differenz der RMS-Werte (nach – vor LASIK)		höhere Aberr. (4mm Pupille)	höhere Aberr. (6,5mm Pupille)	3. Ordnung (4mm Pupille)	4. Ordnung (4mm Pupille)	3. Ordnung (6,5mm Pupille)	4. Ordnung (6,5mm Pupille)	5. Ordnung (6,5mm Pupille)	6. Ordnung (6,5mm Pupille)
sphärisches Äquivalent vor LASIK	Korrelation	-0,207	-0,210	-0,188	-0,174	-0,172	-0,143	-0,125	-0,071
	p	0,113	0,107	0,151	0,183	0,189	0,276	0,340	0,589

Tabelle 9:

Korrelationen des sphärischen Äquivalents zu den RMS-Differenzen

Tabelle 9 zeigt in der zweiten Zeile die Korrelationen des sphärischen Äquivalents mit den jeweiligen RMS-Differenzen an.

In der dritten Zeile ist das Signifikanzniveau *p* angegeben.

Es zeigen sich keine signifikanten Korrelationen.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
sphärisches Äquivalent	60	-9,50	-1,0	-3,75	2,0
höhere Aberr. (4mm)	60	-0,225054	0,305096	0,0365	0,080
höhere Aberr. (6,5mm)	60	-0,163823	0,404824	0,0900	0,114
3. Ordnung (4mm)	60	-0,231998	0,264196	0,0286	0,076
4. Ordnung (4mm)	60	-0,034919	0,176955	0,0245	0,041
3. Ordnung (6,5mm)	60	-0,226390	0,371010	0,0661	0,118
4. Ordnung (6,5mm)	60	-0,114640	0,213240	0,0456	0,058
5. Ordnung (6,5mm)	60	-0,096816	0,280230	0,0305	0,059
6. Ordnung (6,5mm)	60	-0,098160	0,176790	0,0246	0,044

Tabelle 10:

Deskriptive Statistik des sphärischen Äquivalents und der RMS-Differenzen

(Einheit des sphärischen Äquivalents: Dioptrien; Einheit der Aberrationen: μm)

4.6. Wellenfrontmessung als Methode zur Bestimmung der objektiven Refraktion

Das WaveLight-Aberrometer präsentiert nach erfolgter Messung die Zernike-Koeffizienten C_1 bis C_{27} , also bis zur 6. Ordnung. Die Koeffizienten C_3 , C_4 und C_5 , die die 2. Ordnung darstellen, repräsentieren die sphärozyklindrischen Brechungsfehler. C_4 ist der Brechungsfehler *defocus*, d.h. der Brennpunkt, das scharfe Bild, liegt vor (Myopie) oder hinter (Hyperopie) der Netzhaut. Die Koeffizienten C_3 und C_5 werden als *horizontales und vertikales Coma* bezeichnet. Diese lassen sich in Zylinder und Zylinderlage (Achse des Astigmatismus) umrechnen. Mit Hilfe der folgenden Formeln werden die Werte der Sphäre, des Zylinders und der Achslage berechnet:

$$\text{Sphäre} = - \frac{4\sqrt{3} C_4 - 2\sqrt{6} \sqrt{(C_3)^2 + (C_5)^2}}{R^2};$$

$$\text{Zylinder} = - \frac{4\sqrt{6} \sqrt{(C_3)^2 + (C_5)^2}}{R^2};$$

$$\text{Achslage} = \frac{\tan^{-1} (C_5 / C_3)}{2};$$

R ist hierbei gleichbedeutend mit dem jeweiligen Pupillenradius. Bei Angabe der Zernike-Koeffizienten und des Pupillenradius in Millimetern besitzt das Ergebnis die Einheit Dioptrien. Man beachte, dass das Ergebnis das umgekehrte Vorzeichen des vorhandenen Brechungsfehlers besitzt. Es werden also die korrigierenden Werte wie bei einer Brille angegeben. Mittels dieser Gleichungen ist man also in der Lage, aus den Koeffizienten der 2. Ordnung eine objektive Refraktion zu berechnen. Dieser Schritt wird beim WaveLight-Aberrometer automatisch durchgeführt.

Im Folgenden wird untersucht, wie sich die Ergebnisse dreier verschiedener Methoden zur Refraktionsbestimmung unterscheiden, und ob es möglich wäre, dieses Aberrometer auch zur Bestimmung der objektiven Refraktion zu verwenden.

Sämtliche Messungen wurden bei weitgestellter Pupille und unter Akkomodationslähmung mit Cyclopentolat durchgeführt.

Die Korrelation der sphärischen Brechungsfehler zwischen subjektiver Refraktion und dem Canon-Autorefraktometer *RF-10* betrug 0,988 ($p < 0,001$). Die Korrelation zwischen subjektiver Refraktion und Aberrometer lag bei 0,940 ($p < 0,001$). Zwischen den beiden Methoden zur objektiven Refraktionsbestimmung Aberrometer und Autorefraktor errechnete sich eine Korrelation von $r = 0,951$ ($p < 0,001$).

Die Korrelation des Zylinders unabhängig von der Achslage war zwischen subjektiver Refraktion und Autorefraktometer 0,848 ($p < 0,001$). Zwischen subjektiver Refraktion und Aberrometer lag die Korrelation bei $r = 0,806$ ($p < 0,001$). Die zwei objektiven Refraktionen korrelierten mit $r = 0,885$ ($p < 0,001$)

		Autorefraktor Sphäre	Autorefraktor Zylinder	Subjektive Refraktion Sphäre	Subjektive Refraktion Zylinder	Aberrometer Sphäre	Aberrometer Zylinder
Autorefraktor Sphäre	Korrelation (Pearson) Signifikanz N	1 .60					
Autorefraktor Zylinder	Korrelation (Pearson) Signifikanz N		1 .60				
Subjektive Refraktion Sphäre	Korrelation (Pearson) Signifikanz N	,988 .000 60		1 .60			
Subjektive Refraktion Zylinder	Korrelation (Pearson) Signifikanz N		,848 .000 60		1 .60		
Aberrometer Sphäre	Korrelation (Pearson) Signifikanz N	,951 .000 60		,940 .000 60		1 .60	
Aberrometer Zylinder	Korrelation (Pearson) Signifikanz N		,885 .000 60		,806 .000 60		1 .60

Tabelle 11:

Korrelationsmatrix der verschiedenen Refraktionswerte; $p = 0,000$ bedeutet $p < 0,001$

4.7. Vergleich der Visuswerte

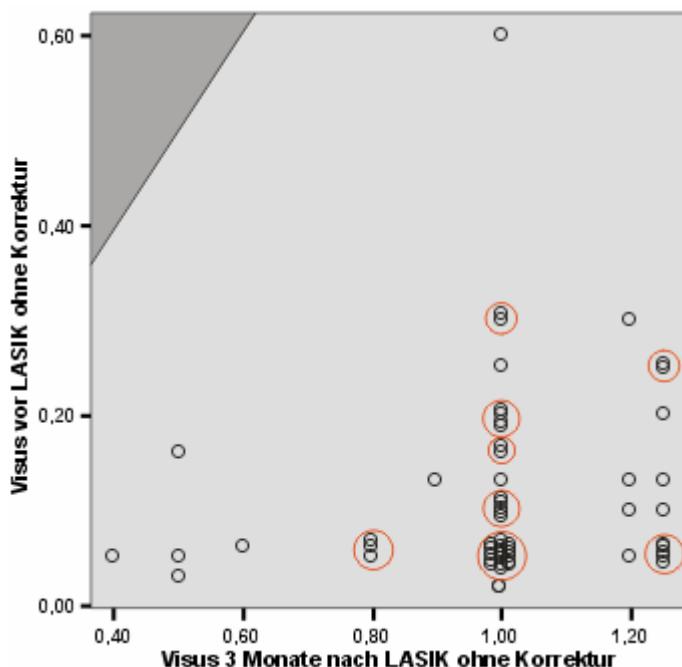
	Mittelwert (n=60)	Standardabweichung
Visus vor LASIK mit bester Korrektur	0,9	0,2
Visus vor LASIK ohne Korrektur	0,1	0,1
Visus nach LASIK ohne Korrektur	1,0	0,2

Tabelle 12:

Mittelwert und Standardabweichung der verschiedenen Visuswerte

Tabelle 12 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei erhobenen Visuswerte

4.7.1. Vergleich des unkorrigierten Visus vor vs. nach LASIK



Grafik 37:

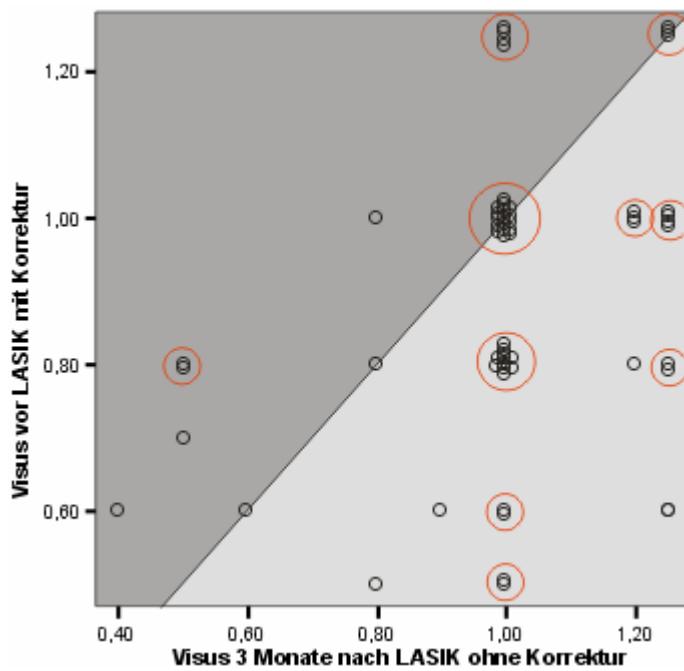
Streudiagramm der Visuswerte vor und nach LASIK jeweils ohne

Korrektur:

durch rote Kreise markierte Ringe entsprechen identischen Werten

Alle 30 Patienten erfuhr eine Besserung der unkorrigierten Sehschärfe. 51 von 60 Augen erreichten einen unkorrigierten Visus von mindestens 1,0, wovon bei 15 Augen der Visus über 1,0 lag.

4.7.2. Bestkorrigierter Visus vor vs. unkorrigierter Visus nach LASIK



Grafik 38:

Streudiagramm der Visuswerte vor LASIK mit Korrektur und der Visuswerte nach LASIK ohne Korrektur;
durch rote Kreise markierte Ringe entsprechen identischen Werten

9 von 60 erreichten nach LASIK ohne Korrektur nicht den bestkorrigierten Visus vor LASIK. Jedoch konnte bei diesen 9 Augen mit einer Brillenkorrektur eine Sehschärfe von mindestens 0,8 erreicht werden. Bei 28 Augen lag der unkorrigierte Visus nach LASIK über dem bestkorrigierten Visus vor LASIK. Die bestkorrigierte Sehschärfe der restlichen 23 Augen vor LASIK entsprach der unkorrigierten Sehschärfe nach LASIK.

Alle Patienten waren mit dem Ergebnis der LASIK zufrieden.

4.7.3. Korrelation zwischen Visus und höheren Aberrationen nach LASIK

	RMS _{gesamt} vor	RMS ₃ nach	RMS _{gesamt} nach
Visus vor mit Korrektur	-0,375		
p	0,003		
Visus vor ohne Korrektur	-0,548		
p	<0,001		
Visus nach ohne Korrektur		-0,267	-0,327
p		0,039	0,011

Tabelle 13: Signifikante Korrelationen bei einer 4 mm weiten Pupille

	RMS _{gesamt} vor	RMS ₄ nach	RMS ₅ nach	RMS _{gesamt} nach
Visus vor mit Korrektur	-0,386			
p	0,002			
Visus vor ohne Korrektur	-0,553			
p	<0,001			
Visus nach ohne Korrektur		-0,279	-0,265	-0,376
p		0,031	0,041	0,003

Tabelle 14: Signifikante Korrelationen bei einer 6,5 mm weiten Pupille;

Einheit der RMS-Werte: μm

Vor LASIK korrelieren nur die gesamten Aberrationen signifikant. Die Korrelation *Visus vor LASIK ohne Korrektur zu RMS_{gesamt}* ist mit $-0,548$ ($p < 0,001$) höher als *Visus vor LASIK mit bester Korrektur zu RMS_{gesamt}* ($R=-0,375$; $p = 0,003$) bei einer 4 mm weiten Pupille. Bei einer 6,5 mm weiten Pupille sind die Korrelationen ähnlich.

Unter den RMS-Werten der höheren Ordnung korreliert *RMS₃ nach LASIK* bei einer 4 mm weiten Pupille signifikant mit dem *Visus nach LASIK ohne Korrektur*.

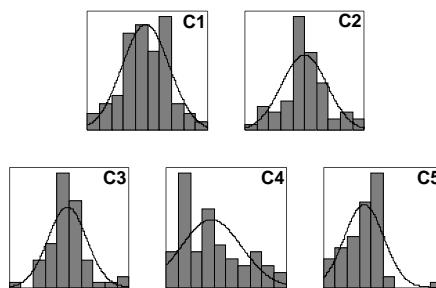
Bei einer 6,5 mm weiten Pupille korrelieren *RMS₄* und *RMS₅ nach LASIK* signifikant mit dem *Visus nach LASIK ohne Korrektur*.

Sämtliche Korrelationen besitzen ein negatives Vorzeichen, was bedeutet, dass hohe Aberrationen einen geringeren Visus hervorrufen.

4.8. Verteilung der Zernike-Koeffizienten im Patientenkollektiv vor und nach LASIK bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm

4.8.1. Niedere Ordnungen ($C_1 - C_5$)

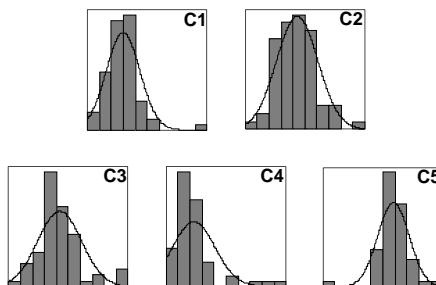
4 mm-Pupille:



Grafik 39: Häufigkeitsverteilungen bei $n = 60$ Augen vor LASIK (4 mm-Pupille)

	C_1	C_2	C_3	C_4	C_5
Signifikanz p	0,978	0,579	0,324	0,421	0,275

Tabelle 15: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung

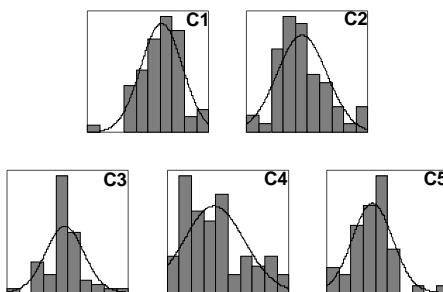


Grafik 40: Häufigkeitsverteilungen bei $n = 60$ Augen nach LASIK (4 mm-Pupille)

	C_1	C_2	C_3	C_4	C_5
Signifikanz p	0,231	0,964	0,315	0,014	0,302

Tabelle 16: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung

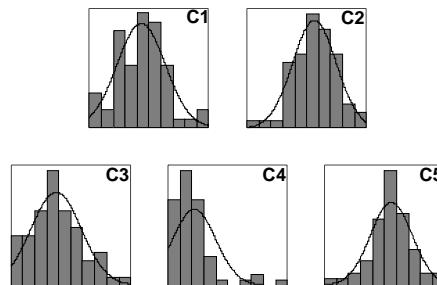
6,5 mm-Pupille:



Grafik 41: Häufigkeitsverteilungen bei $n = 60$ Augen vor LASIK (6,5 mm-Pupille)

	C₁	C₂	C₃	C₄	C₅
Signifikanz p	0,967	0,748	0,236	0,465	0,540

Tabelle 17: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung



Grafik 42: Häufigkeitsverteilungen bei $n = 60$ Augen nach LASIK (6,5 mm-Pupille)

	C₁	C₂	C₃	C₄	C₅
Signifikanz p	0,854	0,983	0,883	0,009	0,649

Tabelle 18: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung

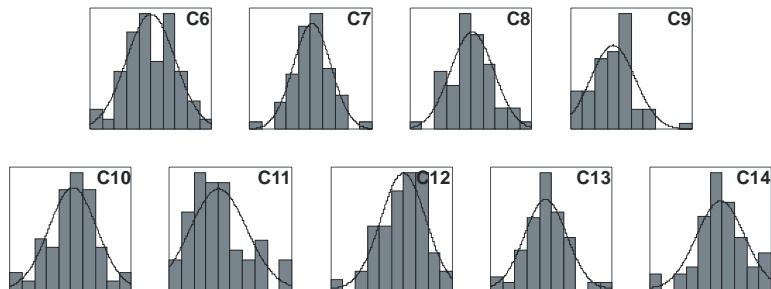
Die vier Histogramme stellen die Verteilung der Zernike-Koeffizienten niederer Ordnung dar. Aufgrund der Unübersichtlichkeit wurde bewusst auf eine Achsenbeschriftung mit Zahlenangaben verzichtet. Es soll hierbei die – annähernde – Normalverteilung sämtlicher Zernike-Koeffizienten aufgezeigt werden. Die durchgezogene glockenförmige Kurve in jedem Histogramm stellt die ideale Gaußsche Normalverteilung dar.

Mit Hilfe des nicht-parametrischen Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests auf Normalverteilung wurde die Normalverteilung aller Zernike-Koeffizienten niederer

Ordnung überprüft. Eine Signifikanz p größer als 0,05 deutet auf Normalverteilung der Daten hin. Bis auf den Zernike-Koeffizienten C_4 (*defocus*) bei beiden Pupillenweiten nach LASIK sind alle anderen Zernike-Koeffizienten demnach normalverteilt.

4.8.2. Höhere Ordnungen ($C_6 - C_{14}$ und $C_6 - C_{27}$)

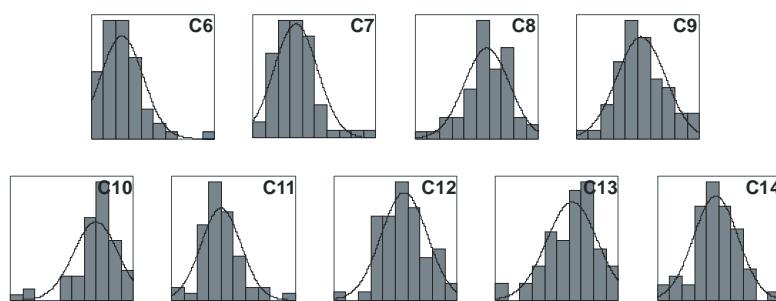
4 mm-Pupille:



Grafik 43: Häufigkeitsverteilungen bei $n = 60$ Augen vor LASIK (4 mm-Pupille)

	C_6	C_7	C_8	C_9	C_{10}	C_{11}	C_{12}	C_{13}	C_{14}
Signifikanz p	0,905	0,852	0,957	0,715	0,714	0,216	0,813	0,515	0,736

Tabelle 19: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung

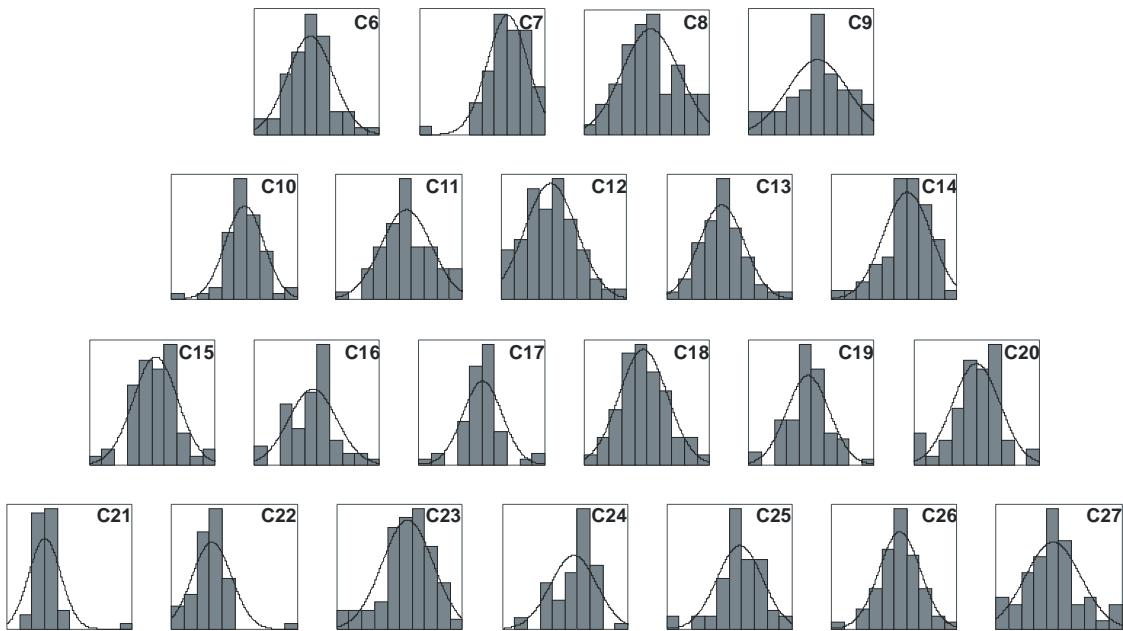


Grafik 44: Häufigkeitsverteilungen bei $n = 60$ Augen nach LASIK (4 mm-Pupille)

	C_6	C_7	C_8	C_9	C_{10}	C_{11}	C_{12}	C_{13}	C_{14}
Signifikanz p	0,444	0,538	0,556	0,939	0,554	0,482	0,951	0,403	0,835

Tabelle 20: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung

6,5 mm-Pupille:

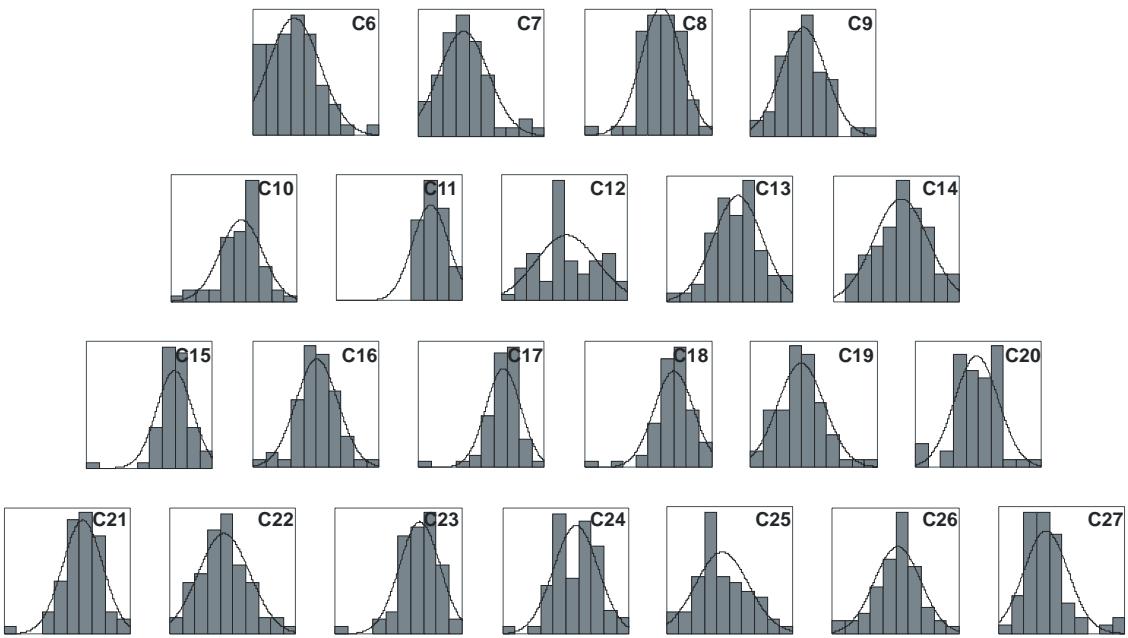


Grafik 45: Häufigkeitsverteilungen bei n = 60 Augen vor LASIK (6,5 mm-Pupille)

	C₆	C₇	C₈	C₉	C₁₀	C₁₁	C₁₂	C₁₃	C₁₄	C₁₅	C₁₆
Signifikanz p	0,902	0,817	0,967	0,379	0,772	0,818	0,882	0,954	0,182	0,877	0,619
	C₁₇	C₁₈	C₁₉	C₂₀	C₂₁	C₂₂	C₂₃	C₂₄	C₂₅	C₂₆	C₂₇
Signifikanz p	0,388	0,978	0,757	0,886	0,368	0,453	0,779	0,113	0,509	0,791	0,881

Tabelle 21: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov

p > 0,05 bedeutet Normalverteilung



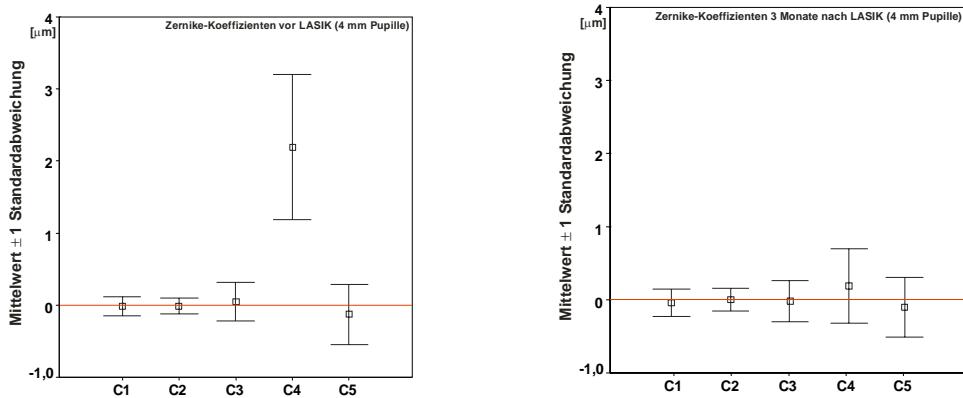
Grafik 46: Häufigkeitsverteilungen bei n=60 Augen nach LASIK (6,5mm-Pupille)

	C₆	C₇	C₈	C₉	C₁₀	C₁₁	C₁₂	C₁₃	C₁₄	C₁₅	C₁₆
Signifikanz p	0,801	0,857	0,616	0,981	0,456	0,219	0,627	0,971	0,673	0,341	0,822
	C₁₇	C₁₈	C₁₉	C₂₀	C₂₁	C₂₂	C₂₃	C₂₄	C₂₅	C₂₆	C₂₇
Signifikanz p	0,168	0,202	0,767	0,634	0,812	0,989	0,666	0,893	0,621	0,625	0,213

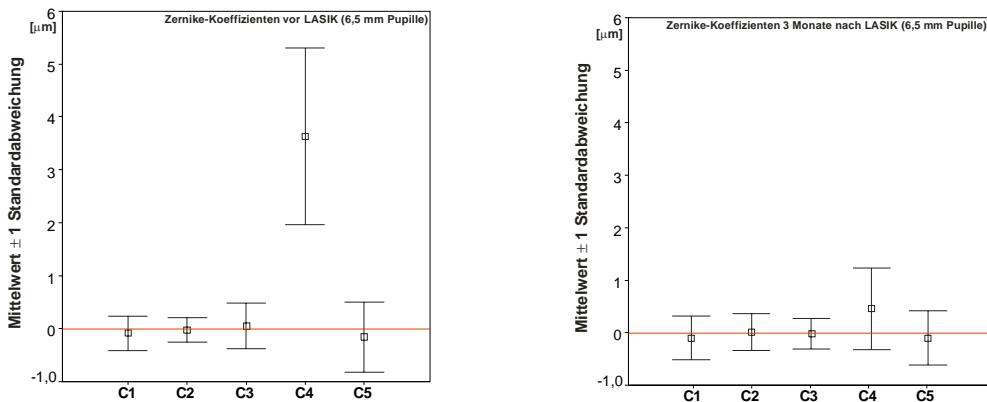
Tabelle 22: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov
 $p > 0,05$ bedeutet Normalverteilung

Die vier Gruppen von Histogrammen stellen die Häufigkeitsverteilung der Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung bei 4 mm und 6,5 mm Pupillenweite, jeweils vor und nach LASIK dar. Aufgrund der Unübersichtlichkeit wurde bewusst auch bei den höheren Ordnungen auf eine Achsenbeschriftung mit Zahlenangaben verzichtet. Es soll hierbei die – annähernde – Normalverteilung sämtlicher Zernike-Koeffizienten aufgezeigt werden. Die durchgezogene Kurve in jedem Histogramm stellt die ideale Gaußsche Normalverteilung dar.

Mit Hilfe des nicht-parametrischen Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests auf Normalverteilung wurde die Normalverteilung aller Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung überprüft. Da die Signifikanz p hierbei immer größer als 0,05 ist, kann die Normalverteilung der Daten bestätigt werden.



Grafik 47 und 48: Fehlerbalkendiagramme der Zernike-Koeffizienten niedriger Ordnung vor (linkes Diagramm) und nach (rechtes Diagramm) LASIK bei einer 4 mm weiten Pupille

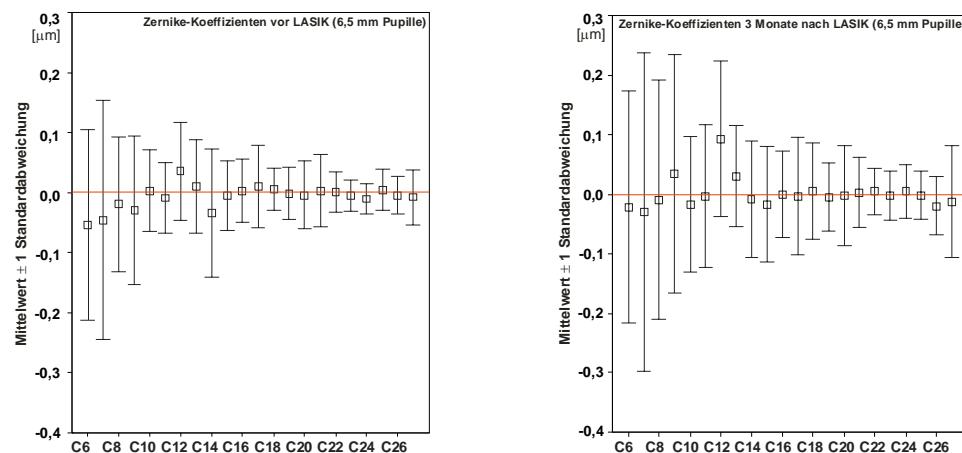
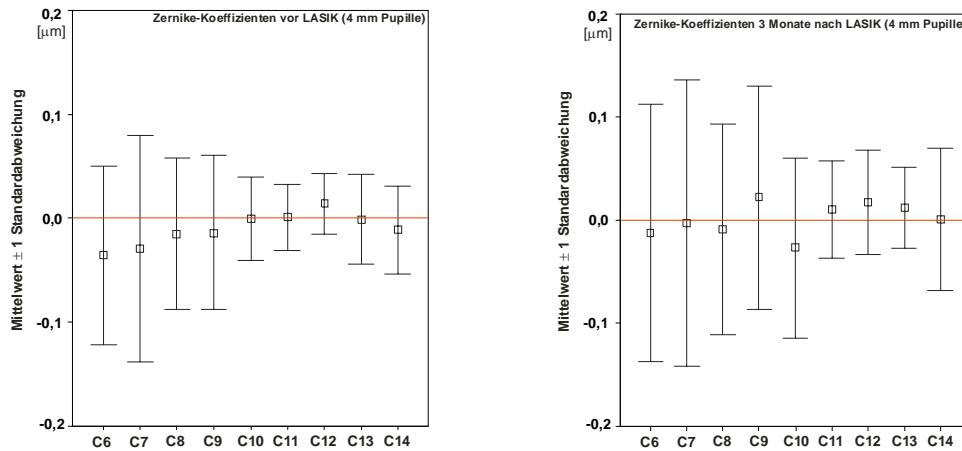


Grafik 49 und 50: Fehlerbalkendiagramme der Zernike-Koeffizienten niedriger Ordnung vor (linkes Diagramm) und nach (rechtes Diagramm) LASIK bei einer 6,5 mm weiten Pupille

Die vier Fehlerbalkendiagramme oben stellen die Zernike-Koeffizienten niedriger Ordnung bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm jeweils vor und nach LASIK dar. Das kleine Quadrat steht für den Mittelwert des Zernike-Koeffizienten, der Fehlerbalken für 1 Standardabweichung.

Die vier Fehlerbalkendiagramme auf der folgenden Seite stellen die Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm jeweils vor und nach LASIK dar.

Insgesamt nimmt die Streuung der Werte um den Mittelwert nach LASIK deutlich zu.



4.9. Probandenkollektiv (Kollektiv II): Abhängigkeit der optischen Aberrationen vom verwendeten Mydriatikum

Zernike-Ordnung	Ohne Mydriatikum	Nach Neosynephrin-POS®	Nach Mydriatikum Stulln®	Nach Zyklotol EDO®
1. Ordnung	0,110 ($\pm 0,05$)	0,155 ($\pm 0,07$)	0,243 ($\pm 0,19$)	0,215 ($\pm 0,17$)
2. Ordnung	0,987 ($\pm 0,93$)	0,920 ($\pm 0,84$)	1,163 ($\pm 1,04$)	1,252 ($\pm 1,00$)
3. Ordnung	0,101 ($\pm 0,05$)	0,116 ($\pm 0,03$)	0,180 ($\pm 0,13$)	0,189 ($\pm 0,14$)
4. Ordnung	0,064 ($\pm 0,04$)	0,061 ($\pm 0,03$)	0,087 ($\pm 0,07$)	0,063 ($\pm 0,01$)
5. Ordnung	0,024 ($\pm 0,01$)	0,027 ($\pm 0,01$)	0,029 ($\pm 0,03$)	0,033 ($\pm 0,02$)
6. Ordnung	0,019 ($\pm 0,01$)	0,020 ($\pm 0,01$)	0,021 ($\pm 0,01$)	0,026 ($\pm 0,01$)
Gesamte Ordn.	1,034 ($\pm 0,89$)	0,986 ($\pm 0,78$)	1,231 ($\pm 1,04$)	1,306 ($\pm 1,00$)
Höhere Ordn.	0,127 ($\pm 0,03$)	0,137 ($\pm 0,03$)	0,211 ($\pm 0,16$)	0,227 ($\pm 0,18$)
C_4	1,216 ($\pm 1,31$)	1,130 ($\pm 1,19$)	1,276 ($\pm 1,64$)	1,216 ($\pm 1,77$)
C_{12}	0,043 ($\pm 0,03$)	0,024 ($\pm 0,05$)	0,025 ($\pm 0,09$)	0,069 ($\pm 0,03$)
C_{24}	-0,018 ($\pm 0,01$)	-0,004 ($\pm 0,02$)	-0,026 ($\pm 0,03$)	-0,007 ($\pm 0,02$)

Tabelle 23:

Mittelwerte der RMS-Werte der Ordnungen 1 bis 6 sowie der gesamten Ordnungen, der höheren Ordnungen und der „spherical-like“-Zernike-Koeffizienten C_4 , C_{12} und C_{24} ; in Klammern ist die Standardabweichung angegeben. Einheit: μm

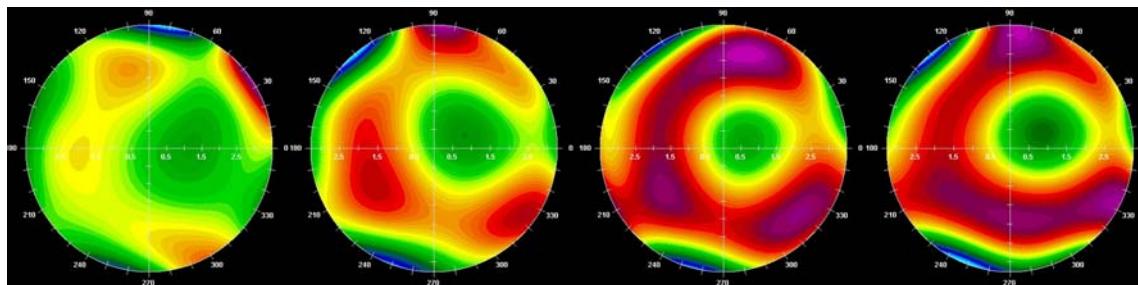


Abbildung 32:

von links nach rechts: Bild 1: höhere Aberrationen ohne Mydriatikum, Bild 2: mit Neosynephrin-POS®, Bild 3: mit Mydriaticum-Stulln® und Bild 4: mit Zyklotol-EDO®

Korrelationen:

	Korrelation	p
1. Ordnung	0,633	0,177
2. Ordnung	0,983	<0,001
3. Ordnung	0,916	0,010
4. Ordnung	0,950	0,013
5. Ordnung	-0,071	0,929
6. Ordnung	0,736	0,264
Gesamte Ordnungen	0,981	0,001
Höhere Ordnungen	0,832	0,040
C₄	0,985	<0,001
C₁₂	0,974	0,005
C₂₄	0,901	0,099

Tabelle 24: Korrelationen ohne Mydriatikum zu Neosynephrin-POS®

Die Korrelationen zwischen nicht künstlich und mit Neosynephrin-POS® erweiterter Pupille sind statistisch signifikant bis höchst signifikant.

Die höchste Korrelation besitzt der Zernike-Koeffizient C_4 (*defocus*) mit $r = 0,985$ ($p < 0,001$). Die zweite Ordnung, die C_4 beinhaltet, korreliert mit $r = 0,983$ ($p < 0,001$), die gesamten Ordnungen mit $r = 0,981$ ($p = 0,001$).

Die höheren Ordnungen zusammen weisen eine Korrelation von $r = 0,832$ ($p = 0,040$) auf, wobei hier die 3. und 4. Ordnung mit $r = 0,916$ ($p = 0,010$) und $r = 0,950$ ($p = 0,013$) verantwortlich sind.

Auch der *spherical-like* Zernike-Koeffizient C_{12} korreliert mit $r = 0,974$ ($p = 0,005$)

	Korrelation	p
1. Ordnung	0,158	0,765
2. Ordnung	0,988	<0,001
3. Ordnung	0,606	0,203
4. Ordnung	0,251	0,632
5. Ordnung	0,806	0,194
6. Ordnung	0,818	0,182
Gesamte Ordnungen	0,987	<0,001
Höhere Ordnungen	0,524	0,286
C₄	0,993	<0,001
C₁₂	0,479	0,337
C₂₄	0,943	0,049

Tabelle 25: Korrelationen Neosynephrin-POS® zu Mydriatikum Stulln®

Zwischen Pupillenerweiterung mit Neosynephrin-POS® und Mydriatikum-Stulln® erkennt man eine geringere Korrelation.

Außer der 2. Ordnung ($r = 0,988; p < 0,001$), C_4 ($r = 0,993; p < 0,001$) und den gesamten Ordnungen zusammen ($r = 0,987; p < 0,001$) korreliert nur der *spherical-like* Zernike-Koeffizient C_{24} ($r = 0,943; p = 0,049$)

	Korrelation	<i>p</i>
1. Ordnung	0,846	0,034
2. Ordnung	0,996	<0,001
3. Ordnung	0,986	<0,001
4. Ordnung	0,992	<0,001
5. Ordnung	0,875	0,023
6. Ordnung	0,721	0,169
Gesamte Ordnungen	0,995	<0,001
Höhere Ordnungen	0,983	<0,001
C_4	0,998	<0,001
C_{12}	-0,515	0,296
C_{24}	0,945	0,015

Tabelle 26: Korrelationen Mydriatikum-Stulln® zu Zyklolat-EDO®

Hier korrelieren wieder C_4 ($r = 0,998; p < 0,001$), die 2. Ordnung ($r = 0,996; p < 0,001$) und die gesamten Ordnungen ($r = 0,995; p < 0,001$). Auch alle höheren Ordnungen außer der 6. Ordnung weisen eine statistisch signifikante Korrelation auf (3. Ordnung: $r = 0,986; p < 0,001$; 4. Ordnung: $r = 0,992; p < 0,001$ und 5. Ordnung: $r = 0,875; p = 0,023$).

Der *spherical-like* Zernike-Koeffizient C_{24} korreliert mit $r = 0,945$ bei $p = 0,015$.

Auch die 1. Ordnung korreliert mit $r = 0,846$ bei $p = 0,034$.

	Korrelation	<i>p</i>
1. Ordnung	-0,125	0,813
2. Ordnung	0,987	<0,001
3. Ordnung	0,483	0,331
4. Ordnung	0,191	0,717
5. Ordnung	0,103	0,897
6. Ordnung	0,954	0,046
Gesamte Ordnungen	0,984	<0,001
Höhere Ordnungen	0,358	0,486
C_4	0,993	<0,001
C_{12}	0,047	0,929
C_{24}	0,947	0,049

Tabelle 27: Korrelationen Neosynephrin-POS® zu Zyklolat-EDO®

Zwischen Neosynephrin-POS® und Zyklolat EDO® herrscht wieder eine geringere Korrelation.

Wie bei jedem Test korrelieren wieder C_4 ($r = 0,993; p < 0,001$), die 2. Ordnung ($r = 0,987; p < 0,001$) und die gesamten Ordnungen ($r = 0,984; p < 0,001$).

Desweiteren herrscht bei der 6. Ordnung eine signifikante Korrelation mit $r = 0,954$ bei $p = 0,046$.

Der *spherical-like* Zernike-Koeffizient C_{24} korreliert mit $r = 0,947$ bei $p = 0,049$.

	Korrelation	<i>p</i>
1. Ordnung	0,547	0,262
2. Ordnung	0,967	0,002
3. Ordnung	0,401	0,431
4. Ordnung	0,419	0,483
5. Ordnung	-0,510	0,490
6. Ordnung	0,337	0,663
Gesamte Ordnungen	0,958	0,003
Höhere Ordnungen	0,012	0,983
C_4	0,975	0,001
C_{12}	0,767	0,130
C_{24}	0,921	0,079

Tabelle 28: Korrelationen ohne Mydriatikum zu Mydriatikum-Stulln®

Hierbei findet man nur zwischen C_4 ($r = 0,975; p = 0,001$), der 2. Ordnung ($r = 0,967; p = 0,002$) und den gesamten Ordnungen ($r = 0,958; p = 0,003$) eine statistisch signifikante Korrelation.

	Korrelation	<i>p</i>
1. Ordnung	0,150	0,777
2. Ordnung	0,951	0,004
3. Ordnung	0,278	0,594
4. Ordnung	0,221	0,721
5. Ordnung	-0,156	0,844
6. Ordnung	0,515	0,485
Gesamte Ordnungen	0,938	0,006
Höhere Ordnungen	-0,169	0,749
C_4	0,966	0,002
C_{12}	0,611	0,273
C_{24}	0,783	0,217

Tabelle 29: Korrelationen ohne Mydriatikum zu Zyklolat-EDO®

Auch bei diesem Vergleich findet man nur zwischen C_4 ($r = 0,966; p = 0,002$), der 2. Ordnung ($r = 0,951; p = 0,004$) und den gesamten Ordnungen ($r = 0,938; p = 0,006$) eine statistisch signifikante Korrelation.

Im T-Test nach Student waren alle Vergleiche statistisch höchst signifikant ($p < 0,001$). Alle Werte waren sich unter dem Einfluss der verschiedenen Mydriatika äußerst ähnlich. Eine Untersuchung auf Unterschiede der Aberrationen war mit diesem Test somit nicht möglich. Daher wurde der Test auf Korrelation durchgeführt.

5. Diskussion

Allgemein ist bekannt, dass die höheren Aberrationen nach LASIK zunehmen.^{47;49;53-}

^{55;57} Es wird behauptet, dass als direkte Folge davon bei einigen Patienten eine teils schwerwiegende Verschlechterung des Sehvermögens auftritt. Nach Fan-Paul et al. spielen dabei drei Faktoren die entscheidende Rolle: Die Pupillengröße, die Größe der Abtragungszone und die genaue Position der Abtragungszone.¹⁶ Diese Faktoren haben einen entscheidenden Einfluss auf die Änderungen der optischen Aberrationen des Auges und damit auf die postoperative Sehqualität.

Der Betrag der Änderung der optischen Aberrationen und der Vergleich dieser Werte mit der Literatur soll im Folgenden erläutert werden. Ein direkter Vergleich unserer Ergebnisse mit den Ergebnissen aus der Literatur ist aber nicht ohne Einschränkungen möglich. So ist die angewandte Operationsmethode nicht immer die gleiche (PRK und LASIK), die Größe der Ablationszone und der Übergangszone ist auch variabel, der benutzte Excimer-Laser ist nicht derselbe in allen Studien, nicht immer wurde ein Eye-Tracker verwendet und es kamen verschiedene Mikrokeratome zum Einsatz.

Unterschiede in den Patienten- und Probandenkollektiven erschweren auch den Vergleich der Studien untereinander. So variiert die Alters- und Geschlechtsverteilung in den einzelnen Studien. Die manifeste Refraktion vor refraktiver Chirurgie weist auch eine unterschiedliche Schwankungsbreite auf. So wurden in dieser Untersuchung nur Daten von myopen Patienten ausgewertet, während bei anderen Studien auch hyperope Patienten ins Kollektiv eingeschlossen wurden.

Nicht zuletzt zeigen sich Unterschiede in der Methode zur Erhebung der Aberrationen. Wir verwendeten ein Aberrometer nach dem Tscherning-Prinzip, Seiler et al. benutzten ein Hartmann-Shack-Aberrometer, während Moreno et al. das Laser-Ray-Tracing bevorzugen. In der Literatur liefern aber die Gerätetypen statistisch ähnliche und vergleichbare Werte.⁵⁰

5.1. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der LASIK-Prozedur, gemessen bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm

Die in dieser Arbeit presentierten Änderungen der höheren Aberrationen im Vergleich vor zu nach LASIK sind kleiner als die von Seiler et al.⁷³ und Moreno-Barriuso et al.⁴⁹ publizierten Ergebnisse.

Bei Moreno-Barriuso et al. betrug das Verhältnis des RMS-Wertes der höheren Ordnungen insgesamt nach zu vor LASIK bei einer 3 mm weiten Pupille 1,74. In dieser Arbeit errechnete sich, bei einer mit 4 mm etwas größeren Pupille, ein Verhältnis oder eine *ratio post/prä LASIK* von nur 1,33. Das Ergebnis ist mit $p = 0,001$ signifikanter als das Ergebnis von Moreno-Barriuso mit $p = 0,0212$.

Noch deutlicher ist dieser Unterschied bei einer größeren Pupillenweite. Seilers et al. ratio lag bei 4,2 ($p < 0,001$), während Moreno et al. auf eine ratio von 1,91 ($p = 0,0003$) kamen. Mit 1,42 bei $p < 0,001$ ist auch hier unsere errechnete ratio kleiner. Seilers et al. ratio war auch nur bei großer Pupillenweite statistisch signifikant. Moreno et al. wie auch der Autor vorliegender Arbeit fanden das Ergebnis bei beiden Pupillenweiten statistisch signifikant.

Es ist aber zu beachten, dass Seiler et al. auch bei kleiner Pupille 27 Zernike-Koeffizienten (bis zur 6. Ordnung) zur Verfügung hatten. Moreno et al. sogar 35 (bis zur 7. Ordnung). In dieser Arbeit standen aber nur bei einer Pupillenweite von 6,5 mm die Zernike-Koeffizienten bis zur 6. Ordnung zur Verfügung, bei kleiner Pupille systembedingt nur bis zur 4. Ordnung.

Die größte Zunahme der Aberrationen fand sich in vorliegenden Messungen in der vierten Ordnung bei einer 4 mm-Pupille (ratio post/prä = 1,53 bei $p < 0,001$) und in der sechsten Ordnung bei einer 6,5 mm-Pupille (ratio post/prä = 1,53 bei $p < 0,001$). Bei Seiler et al. verzeichnete die dritte Ordnung mit 4,7 bei $p = 0,007$ die größte Zunahme nach LASIK. Moreno et al. berichten von einer Zunahme in der dritten Ordnung bei kleiner Pupille (ratio post/prä = 1,78 bei $p = 0,0308$) und in der vierten Ordnung bei größerer Pupille (ratio post/prä = 2,51 bei $p < 0,0001$).

Die Zunahme der *spherical-like* Aberrationen (gewichtete Summe aus C_{12} und C_{24}) liegt bei Moreno et al. mit 7,48 ($p = 0,002$) bei kleiner Pupille und 3,99 ($p < 0,0001$) deutlich über dem Ergebnis von 1,88 ($p < 0,001$) bei großer Pupille. Bei kleiner Pupille stand in vorliegender Untersuchung C_{24} systembedingt nicht zur Verfügung.

Eine Zunahme der Werte der ersten Ordnung (*tip* & *tilt*) nach LASIK wird in der Literatur mit einer Dezentrierung der Abtragungszone in Verbindung gebracht.⁹⁵ Meine ratio von 1,34 ($p = 0,015$) bei kleiner und 1,41 ($p = 0,001$) bei großer Pupille spiegelt einen „Versatz“ der optischen Zone wieder. Seitz et al. fanden keine signifikante Änderung des *tilt* ($p = 0,56$).⁷⁵ Allerdings berechneten sie die Zernike-Koeffizienten nicht aus den Daten eines Aberrometers, sondern mit Hilfe eines Hornhauttopographen. Es wird diskutiert, dass dieser Versatz auch einen Einfluss auf die Abbildungsqualität auf der Retina und damit auf die Sehqualität hat. Mittels computergestützter Berechnungen sollte demnach ein ideales Abtragungsprofil möglichst ohne *tip* und *tilt* errechnet werden.^{11;42}

Auffällig bei den Ergebnissen ist, dass bei beiden Pupillenweiten die zweite Ordnung, alle Ordnungen zusammen und besonders der Zernike-Koeffizient C_4 eine ratio post/prä < 1 aufweisen, was gleichbedeutend mit einer Abnahme ist. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der Zernike-Koeffizient C_4 (*defocus*) das „Hauptziel“ der LASIK ist. Man versucht, den Brennpunkt (*focus*) des Strahlengangs im Auge wieder auf Netzhautebene zu bringen. Deshalb nimmt dieser Koeffizient nach LASIK der myopen Patienten so besonders ab. Da C_4 in der zweiten Ordnung enthalten ist und die zweite Ordnung bei den gesamten Ordnungen das Hauptgewicht besitzt, wirkt sich die ratio post/prä auch auf diese Werte aus.

Allen diesen Untersuchungen gemeinsam ist, dass die höheren Aberrationen, also die Aberrationen ab der dritten Ordnung, nach der LASIK-Prozedur deutlich größer sind als vor LASIK.

Die teilweise um den Faktor 3 höheren ratios von Seiler et al. sind sehr wahrscheinlich durch die durchgeführte chirurgische Technik bedingt. Seilers et al. Daten beruhen auf Patienten, die sich einer PRK unterzogen, während Morenos et al. und unsere Patienten mit LASIK behandelt wurden.

Der etwas geringere Unterschied zwischen Morenos et al. und unseren Ergebnissen – unsere ratios post/prä sind etwas kleiner als Morenos et al. – könnte sich durch die Verwendung von neueren und besseren Geräten wie Excimer-Lasern, Eye-Trackern oder Mikrokeratomen erklären lassen. Auch wird am *centrum für refraktive chirurgie* der Ludwig-Maximilians-Universität München genau auf die Kontraindikationen für

LASIK geachtet. Nur Patienten, bei denen Ausgangswerte wie Hornhautdicke oder Pupillenweite ideale Voraussetzungen besitzen, werden mit LASIK behandelt.

Die Zunahme der RMS-Werte der höheren Aberrationen lässt sich durch die Streudiagramme in Kapitel 3.1. gut verdeutlichen. Auch die Abnahme der RMS-Werte der zweiten Ordnung und der gesamten Ordnung erkennt man in den Streudiagrammen deutlich. Der Größenordnungsunterschied zwischen höheren Aberrationen und der zweiten Ordnung um circa eine Zehnerpotenz sieht man beim Vergleich der Streudiagramme von 2. Ordnung und dem der gesamten Ordnungen: Sie sind fast identisch, die höheren Aberrationen gehen in der 2. Ordnung unter. Daraus lässt sich der Schluss ziehen, dass eine Erhöhung der Aberrationen höherer Ordnung nach LASIK nicht zwangsläufig mit einer starken Verschlechterung der Sehfähigkeit vergesellschaftet sein muss. Falls ein Patient eine Sehverschlechterung bemerkt, dann sind es eher diskrete Änderungen unter ungünstigen Lichtverhältnissen, vorrausgesetzt es wurden Sphäre und Zylinder gut korrigiert. Die Qualität des Sehens ist unter günstiger Beleuchtung – und damit relativ enger Pupille – meist für den Patienten zufriedenstellend.

Die Ergebnisse der Änderung der optischen Aberrationen in Abhängigkeit von der Pupillenweite werden im folgenden Kapitel dargestellt.

5.2. Abhängigkeit von RMS-Werten und Zernike-Koeffizienten von der Pupillenweite, gemessen jeweils vor und nach LASIK

Bei vielen optischen System wie zum Beispiel Fernrohren oder Mikroskopen erhöhen sich die optischen Aberrationen höherer Ordnung bei Vergrößerung der „exit pupil“. Eine Zunahme dieser höheren Aberrationen bei Erweiterung der Pupille beim menschlichen Auge erscheint logisch. Grafik 31 auf Seite 74 zeigt die Änderung der Aberrationen höherer Ordnung im Patientenkollektiv dieser Arbeit als Funktion der Pupillenweite jeweils vor und nach LASIK. Die Zunahme der Aberrationen war für die Ordnungen 1 bis 4, für die gesamten Ordnungen und für die höheren Ordnungen zusammen vor und nach LASIK statistisch mit $p < 0,001$ höchst signifikant. Jedoch war das Ausmaß der Änderung nach LASIK in den höheren Aberrationen mit einer ratio-post von 2,13 größer als die ratio-prä mit 2,00.

Seilers et al. ratio-prä lag bei 9-fach, die ratio-post bei 13-fach, wobei die Änderung erst ab einer Pupillenweite von 6 mm signifikant waren.⁷³ Der Vergleich mit diesen

Ergebnissen lässt sich aber nur mit Einschränkungen machen, da Seiler et al. die PRK als Operationsmethode verwendeten. Dennoch ist die Zunahme der Aberrationen höherer Ordnung bei Vergrößerung der Pupillenweite bei beiden Untersuchungen sehr deutlich. Interessanterweise ist in der 4. Ordnung die ratio-prä größer als die ratio-post (2,20 und 2,10).

Die äußerst auffällige Zunahme der Aberrationen des Zernike-Koeffizienten C_{12} , der in der 4. Ordnung enthalten ist, mit einer ratio-prä von 2,57 und einer ratio-post von 5,47 scheint einen großen Beitrag zur Verminderung der Sehqualität nach refraktiver Chirurgie zu liefern. Auch Wang et al. beschreiben eine signifikante Abhängigkeit dieses Koeffizienten von der Pupillenweite nach LASIK.⁹⁸ Bei einer Pupillenerweiterung von 4 auf 5 mm sei diese Änderung aber nicht so groß wie bei einer Erweiterung von 5 auf 6 mm.

In vorliegender Studie lässt sich das Ergebnis von Wang et al. nicht bestätigen, dass die *coma-like aberrations* größer sind als die *spherical-like aberrations*. Die Studie erbrachte die umgekehrten Ergebnisse. Dies ist im Einklang mit den Ergebnissen von Moreno et al., die bei einer 6,5 mm weiten Pupille eine ratio-post von 4 ($p < 0,0001$) und bei einer 3 mm weiten Pupille eine ratio-post von 1,7 ($p = 0,02$) errechneten.⁴⁹

Die Änderung der Aberrationen nach LASIK wurden von Wang et al. nicht untersucht.

Vorliegende Studie bestätigt die Annahme, dass eine weite Pupille eine Zunahme der höheren Aberrationen induziert. Die beeinträchtigte Sehqualität unter ungünstiger Beleuchtung kann damit erklärt werden.

5.3. Verbleibender sphäro-zylindrischer Fehler nach LASIK und Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK

Die Reduktion des sphärischen Äquivalents auf null Dioptrien nach LASIK wurde bei 33 Augen erreicht. Nur bei 5 Augen war das sphärische Äquivalent bei -0,75 D oder vom Betrag größer. Diese Augen erreichten unkorrigiert keine Sehschärfe von 0,8. Mittels Brillen- oder Kontaktlinsenkorrektur war das Erreichen eines Visus von 1,0 oder höher jedoch kein Problem, und alle Patienten waren subjektiv mit dem Ergebnis zufrieden. Van Gelder et al.⁹⁴ sprechen bei einer Über- oder Unterkorrektur von -1,0 D von einem suboptimalen Ergebnis, das sich auf die Sehschärfe nach LASIK subjektiv auswirkt. Beim Patientenkollektiv des *crt* war dies nur bei 2 Augen der Fall. Demnach

scheint LASIK am *crt* der Ludwig-Maximilians-Universität ein sicheres refraktiv-chirurgisches Verfahren zu sein.

Die mit $p = 0,011$ signifikante Korrelation ($r = -0,325$) des sphärischen Äquivalents vor LASIK mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK bedeutet: je höher der Betrag des sphärischen Äquivalents vor LASIK, desto niedriger ist der erreichte unkorrigierte Visus nach LASIK. Ein hoher refraktiver Fehler der Sphäre und des Zylinders vor LASIK stellt also einen Risikofaktor dafür dar, dass nach LASIK eine weitere, wenn auch bei weitem schwächere, Brillenkorrektur von Nöten ist. Da in Kapitel 5.5 nachgewiesen wurde, dass die Höhe des sphärischen Äquivalents vor LASIK nicht mit der absoluten Erhöhung der Aberrationen höherer Ordnung korreliert, muss der Schluss gezogen werden, dass der postoperativ reduzierte Visus auf einer unzureichenden Korrektur der niederen Aberrationen beruht. Da der verwendete Excimer-Laser aber eine äußerst hohe Abtragungsgenauigkeit besitzt, könnten als Ursache für die Sehverschlechterung falsche Laserparameter eine Rolle spielen.

5.4. Korrelation der Zernike-Koeffizienten aller Ordnungen untereinander

Thibos et al. sprechen von 3 positiven Korrelationen unter den Zernike-Koeffizienten von normalen, gutkorrigierten Augen, die nicht mit LASIK oder einem anderem refraktiv-chirurgischen Verfahren behandelt wurden.⁹⁰ Die Korrelationen traten zwischen C_1 und C_7 ($r = 0,88$), C_2 und C_8 ($r = 0,76$) und zwischen C_4 und C_{12} ($r = 0,48$) auf. Exakt dieselben positiven Korrelationen traten in dieser Studie auf, allerdings mit etwas geringeren Beträgen, aber hoch bis höchst signifikant. Dem myopen Patientengut des *crt* und Thibos Kollektiv an gesunden Augen liegen somit bei den höheren Aberrationen mit hoher Wahrscheinlichkeit dieselben Gesetzmäßigkeiten zugrunde.

Thibos et al. korrelierten auch die Zernike-Koeffizienten jenseits der 4. Ordnung, vorliegende Studie jedoch nur einschließlich der 4. Ordnung. Die einzige in beiden Arbeiten übereinstimmende negative Korrelation errechnet sich zwischen C_6 und C_7 . In dieser Arbeit lag die Korrelation bei $r = -0,581$ ($p = 0,010$), während Thibos et al. über eine Korrelation von $r = -0,53$ berichten.

Da sowohl bei Thibos et al. als auch bei unseren Studiendaten innerhalb der 1. bis 4. Ordnung nur diese eine negative Korrelation auftritt, wird die Annahme bestätigt, dass zwischen normalsichtigen, gutkorrigierten und myopen prä-lasik Augen

hinsichtlich der Verteilung und Höhe der Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung annähernde Gleichheit herrscht.

Im Vergleich vor zu nach LASIK ist auffällig, dass die symmetrischen positiven Korrelationen C_1 zu C_7 und C_2 zu C_8 erhalten bleiben. Symmetrie bedeutet hier gleiche *meridional frequency m*. Es korrelieren also die Zernike-Koeffizienten mit selbem m . (vgl. Tab.; Seite 31). Die symmetrische positive Korrelation zwischen C_3 und C_6 war nach der LASIK-Prozedur nicht mehr nachzuweisen. Ebenso die positive symmetrische Korrelation zwischen C_1 und C_{10} und zwischen C_4 und C_{12} .

Der Wegfall der Korrelation zwischen den Zernike-Koeffizienten C_4 und C_{12} nach LASIK kann dadurch erklärt werden, dass C_4 höchst signifikant abgenommen hat ($p < 0,001$), während C_{12} keine signifikante Änderung erfuhr ($p = 0,592$). Auffällig ist mit $r = 0,495$ bei $p < 0,001$ die Korrelation zwischen C_1 und C_4 nach LASIK. Da C_1 und C_2 mit einer dezentrierten Ablationszone in Zusammenhang gebracht werden⁹⁵, kann abgeleitet werden, dass ein hoher Betrag einer Dezentrierung einen höheren Restbetrag des *defocus* (C_4), der durch LASIK eigentlich minimiert werden sollte, und der *spherical-like* Aberrationen induziert.^{53;76}

Die symmetrischen negativen Korrelationen zwischen C_3 und C_7 und zwischen C_7 und C_{12} sind nach LASIK nicht mehr nachweisbar. Es bilden sich aber andere negative Korrelationen, bei welchen sich eine spiegelbildliche Verteilung entwickelt (C_3 zu C_{13} und C_5 zu C_{11}). Diese Korrelationen scheinen aber zufallsbedingt zu sein. Es ist keine Gesetzmäßigkeit ableitbar.

5.5. Korrelation des sphärischen Äquivalents vor LASIK zur Differenz [nach – vor LASIK] der Aberrationen höherer Ordnung

In der Fachliteratur wird behauptet, dass die Zunahme der höheren Aberrationen nach LASIK abhängig von der Höhe des zu korrigierenden Refraktionswertes ist. Um dies am Patientenkollektiv des *crt* zu untersuchen, wurde das sphärische Äquivalent vor LASIK mit der Differenz aus RMS der höheren Ordnungen nach minus vor LASIK korreliert. Im in dieser Arbeit untersuchten Patientenkollektiv waren keine statistisch signifikanten Korrelationen zu erkennen, weder bei 4 mm noch bei 6,5 mm Pupillenweite. Oshika et al.⁵⁸ zeigten eine signifikante Abhängigkeit der postoperativen

Höhe der *coma-like* ($r = 0.446, p < 0.001$) und der *spherical-like* ($r = 0.348, p < 0.001$) Aberrationen bei einer 3 mm Pupille und noch höhere Korrelationen bei einer 6 mm Pupille (*coma-like*: $r = 0.566, p < 0.001$; *spherical-like*: $r = 0.693, p < 0.001$).

Der Vergleich mit unseren Daten ist wiederum nur eingeschränkt möglich, da Oshika die Daten eines Videokeratographen verwendete, der nur die Hornhautoberfläche vermessen kann, während unsere Daten auf der Brechkraftvermessung aller optischen Strukturen des Auges beruht.

Dass man die Ergebnisse beider Methoden dennoch vergleichen kann, demonstrierten Marcos et al.⁴⁶ in ihrer Untersuchung an 14 myopen Augen. Sie fanden eine hohe Korrelation ($r = 0.97, p < 0.0001$) zwischen den durch LASIK induzierten Aberrationen in gesamten optischen System und den Aberrationen an der Hornhautoberfläche. Auch in Marcos Patientenkollektiv trat eine größere Zunahme der postoperativen höheren Aberrationen relativ zur Höhe des sphärischen Äquivalents vor LASIK auf.

Auch bei Ninomiya et al.⁵⁷ nahmen die höheren Aberrationen proportional zum präoperativen refraktiven Fehler zu.

Warum gibt es bei unseren Daten keine signifikante Korrelationen? Ein Grund dafür könnte die Abtragungsgenauigkeit des verwendeten Excimer-Lasers sein („Allegretto“-Excimer-Lasersystem der Firma WaveLight). Dieser Excimer-Laser ist für seine äußerst hohe Abtragungs-Genauigkeit, besonders bei hohen Myopien, bekannt. (Erfahrungswerte des *crt*). Während andere Excimer-Laser eine proportionale Zunahme der höheren Aberrationen, anhängig vom präoperativen Brechungsfehler induzieren^{57;58}, könnte ein hoher präoperativer Wert beim Allegretto-Laser gerade einen Vorteil darstellen. Das „Grundrauschen“ der Abtragungs-Ungenauigkeit bei anderen Excimerlasern, das sich bei höheren Abtragungstiefen summiert, ist beim Allegretto-Laser somit a priori geringer. Als Hinweis darauf können unsere Korrelationswerte dienen, die allesamt ein negatives Vorzeichen besitzen. Ein höheres sphärisches Äquivalent vor LASIK induziert somit geringere höhere Aberrationen nach LASIK. Allerdings sind die Ergebnisse statistisch nicht signifikant.

Weitere Untersuchungen, eventuell an einem größeren Patientenkollektiv, sind nötig.

5.6. Wellenfrontmessung als Methode zur Bestimmung der objektiven Refraktion

Die Korrelation der Brechungsfehler *Sphäre und Zylinder* waren beim Vergleich Subjektive Refraktion – Aberrometer-ermittelte (objektive) Refraktion – Autorefraktometer-ermittelte (objektive) Refraktion mit $p < 0,001$ alle höchst signifikant. Dennoch lag die Korrelation zwischen subjektiver Refraktion und Autorefraktometer mit $r = 0,988$ in der Sphäre und mit $r = 0,848$ im Zylinder etwas höher als die Korrelation zwischen subjektiver Refraktion und Aberrometer ($r = 0,940$ in der Sphäre und $0, r = 806$ im Zylinder).

Frisch et al. geben eine Korrelation der Sphäre im Vergleich subjektiver Abgleich zu Aberrometer von $r = 0,92$ an. Die Korrelation der Zylinderwerte ist mit $r = 0,62$ aufgeführt.²¹

Auffällig ist, dass in beiden Studien und bei beiden Meßmethoden die Korrelation der Zylinderwerte geringer ist als die der sphärischen Werte.

Der Zernike-Koeffizient C_4 ist somit für die Geräte „einfacher“ zu bestimmen, als die Koeffizienten, die den Zylinder und die Achslage bestimmen – also C_3 und C_5 . Es ist aber zu beachten, dass das Autorefraktometer *RF-10* keine Werte für die Zernike-Koeffizienten ausgibt.

Die Korrelationen in dieser Dissertation, die allesamt über denen von Frisch et al. liegen, bekräftigen dessen Behauptung, dass das Aberrometer nach dem Tscherning-Prinzip geeignet ist, um die objektive Refraktion eines Auges zu vermessen. Jedoch wird diese Meßmethode kaum in die klinische Routine Einzug halten, da die Messung bei enger Pupille beim Aberrometer schwierig durchzuführen ist, was beim Autorefraktor kein Problem darstellt. Außerdem können beim WaveLight-Aberrometer bei enger Pupille nur die Ordnungen eins bis vier bestimmt werden. Zu beachten ist auch, dass die Berechnung der Werte der Sphäre, des Zylinders und der Zylinderachse von der Pupillenweite abhängig ist. (vgl. Kapitel 2.2.3.) Aufgrund der andersartigen Meßmethode stellen unterschiedliche Pupillenweiten beim Autorefraktometer keine Ursache für ungenaue Refraktionsbestimmungen dar.

Auch ist der Einsatz des Aberrometers bei trüben Medien, wie zum Beispiel bei Katarakt, äußerst schwierig. Meist kann kein klares Netzhautbild dargestellt werden, was eine Messung unmöglich macht. Ein Autorefraktometer ist weniger störanfällig gegenüber Medientrübungen.

Für die Refraktionsermittlung vor LASIK-Behandlungen kann das Aberrometer sinnvolle Kontrollwerte liefern. Diese ersetzen aber nicht den sorgfältigen subjektiven Abgleich der Refraktion.

5.7. Korrelation des Visus zu den optischen Aberrationen

Um die Behauptung^{27;69} zu untersuchen, dass sich postoperativ höhere Aberrationen auf die Sehschärfe auswirken, führten wir eine statistische Korrelation der jeweiligen Parameter durch.

Es zeigte sich bei einer Pupillenweite von 4 mm eine mit $p = 0,039$ statistisch signifikante Korrelation von $r = -0,267$ zwischen *Visus nach LASIK ohne Korrektur* und den *Aberrationen der 3. Ordnung nach LASIK*. Vor LASIK war nur eine Korrelation mit den gesamten Ordnungen nachzuweisen. Dies erscheint aber sinnvoll, da in den gesamten Ordnungen auch die 2. Ordnung enthalten ist, die den Zernike-Koeffizienten des C_4 (*defocus*) enthält. Der *defocus* ist der Betrag der Fehlsichtigkeiten Myopie oder Hyperopie. Deshalb kann bei nicht ausreichend korrigiertem Wert – sei es durch Brille oder Kontaktlinse vor oder nach LASIK – kein guter Visus erreicht werden.

Bei einer Pupillenweite von 6,5 mm korrelierten die 4. und 5. Ordnung nach LASIK mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK signifikant. ($r = -0,279$; $p = 0,031$ und $r = -0,265$; $p = 0,041$)

Seiler et al. berechneten die Korrelation zwischen bestkorrigiertem Visus und höheren Aberrationen nach LASIK. Das Ergebnis mit $r = -0,5$ war mit $p = 0,02$ statistisch signifikant.⁷³ Es sei aber zu beachten, dass diese Ergebnisse wiederum nicht direkt miteinander verglichen werden können. Zum einen sprechen wir von zwei verschiedenen Operationsmethoden, zum anderen wurden die höheren Aberrationen mit dem unkorrigierten Visus nach LASIK korreliert. Seilers et al. Berechnungen basieren auf dem bestkorrigierten Visus nach LASIK.

Dennoch ist bei beiden Studien der Zusammenhang zwischen Zunahme der höheren Aberrationen nach LASIK mit dem Ergebnis der verminderten Endsehschärfe nach LASIK deutlich zu erkennen.

51 von 60 Augen erreichten nach LASIK einen unkorrigierten Visus von 1,0 oder besser. Bei 9 Augen war der bestkorrigierte Visus vor LASIK ohne Korrektur nach

LASIK nicht zu erreichen. Dies ist hierbei auf eine Über- oder Unterkorrektur im Refraktionswert Sphäre zurückzuführen. Durch eine Wiederholung der LASIK konnte aber bei allen Augen der unkorrigierte Visus nach LASIK auf das Niveau vor LASIK mit bester Korrektur gebracht werden. Der jeweils unkorrigierte Visus verbesserte sich aber bei allen 60 Augen deutlich.

Eine Überprüfung des Dämmerungssehens und der Blendempfindlichkeit nach LASIK wurde aufgrund des Fehlens von Daten nicht vorgenommen.

5.8. Verteilung der Zernike-Koeffizienten im Patientenkollektiv vor und nach LASIK bei Pupillenweiten von 4 mm und 6,5 mm

In Kapitel 4.8. sind die Grafiken der Häufigkeitsverteilung für beide Pupillenweiten jeweils vor und nach LASIK dargestellt. Für jeden Zernike-Koeffizienten ist zusätzlich die ideale Gaußsche Normalverteilungskurve mit denselben Mittelwerten und Varianzen, wie sie der individuelle Zernike-Koeffizient besitzt, („Glockenkurve“) eingeblendet. Die niederen Ordnungen (C_1 bis C_5) sind getrennt von den höheren Ordnungen (C_6 bis C_{14} bzw. C_{27}) gruppiert.

Alle Zernike-Koeffizienten, sowohl vor als auch nach der LASIK-Prozedur, ungeachtet der Pupillenweite sind laut Kolmogorov-Smirnov-Test statistisch normalverteilt.

Eine Ausnahme bildet der Koeffizient C_4 (*defocus*) nach LASIK bei beiden Pupillenweiten. Dieser Sachverhalt wird klar, wenn man bedenkt, dass C_4 durch LASIK gezielt vermindert werden soll. Dies führt zu einer Nicht-Normalverteilung mit einer Häufung um die Mittelwerte 0,207 bzw. 0,482 Mikrometer. Bei den Zernike-Koeffizienten der höheren Ordnungen vor und nach LASIK lässt sich aufgrund der Normalverteilungen keine Tendenz zu einem gewissen Wert erkennen.

Bei Thibos et al.⁹⁰ waren 30 von 36 untersuchten Koeffizienten normalverteilt. Thibos Daten beruhen allerdings nur auf Augen, die nicht mit einem Verfahren der refraktiven Chirurgie behandelt wurden.

Die höheren Aberrationen des Patientenkollektivs werden durch die LASIK-Prozedur nicht gesetzmäßig beeinflusst. Wie in Kapitel 5.5. dargelegt, hat auch die Höhe des sphärischen Äquivalents vor LASIK keinen Einfluss auf diese Aberrationen.

Die Entwicklung der Aberrationen höherer Ordnung nach LASIK ist somit durch Zufall oder durch Parameter bestimmt, die nicht in dieser Arbeit untersucht wurden.

5.9. Einfluss der verwendeten Mydriatika auf die aberrometrischen Ergebnisse

Im zweiten Abschnitt dieser Dissertation wird am Kollektiv II der Einfluss der verschiedenen Mydriatika auf die optischen Aberrationen betrachtet. Insbesondere sollte die Abhängigkeit der höheren Aberrationen untersucht werden.

Man erkennt eine Zunahme der Aberrationen höherer Ordnung bei Gabe von Mydriatikum-Stulln® und Zyklolat-EDO® Augentropfen, da unter diesen Mydriatika die Pupillenweite höher ist als unter mesopischen Bedingungen ohne Mydriatikum und unter Neosynephrin-POS® Augentropfen. Dies entspricht den Ergebnissen, die im Kapitel 5.2. dargestellt sind. Auch Giessler et al. beobachteten eine Zunahme der höheren Aberrationen bei zunehmender Pupillenweite.²⁵ Den Ergebnissen von Carkeet et al. zufolge¹² besteht ein signifikanter Unterschied von 0,0407 µm in den höheren Aberrationen im Vergleich ohne zu mit Cycloplegie (ohne Cycloplegie unter Phenylephrin: 0,3852 µm; mit Cycloplegie unter Cyclopentolat: 0,4259 µm). In den Ergebnissen dieser Dissertation ergab sich im Mittelwert eine Zunahme von 0,09 µm im Vergleich Phenylephrin zu Cyclopentolat. Die Behauptung Carkeets erfährt daher durch die Auswertungen in der vorliegenden Studie eine Bestätigung. Die größere Differenz der Aberrationen könnte damit erklärt werden, dass die maximale Pupillenweite unter Phenylephrin bei 4,5 mm lag und somit der Unterschied in der Pupillenweite zwischen beiden Augentropfen mit mindestens 1,5 mm relativ hoch ist. Carkeet et al. geben keine Pupillenweiten an.

Die höheren Aberrationen korrelieren nur bei Messung der zwischen Neosynephrin-POS® und Messung ohne Mydriatikum und zwischen Mydriatikum-Stulln® und Zyklolat®. Die Pupillenweite unter Neosynephrin-POS® Augentropfen war bei allen Probanden kleiner als bei Verwendung von Mydriatikum-Stulln® oder Zyklolat-EDO® Augentropfen. Eine Aberrometrie ohne Pupillenerweiterung oder unter dem Einfluss von Neosynephrin-POS® ist aufgrund der kleineren Pupillenweite schwieriger durchzuführen als unter dem Einfluss der anderen Mydriatika, die eine weitere Pupille

induzieren. Eine weite Pupille ist folglich zwingend nötig, da nur hier am Aberrometer eine genaue Messung möglich ist.

Da die Korrelation der höheren Aberrationen zwischen Mydriatikum-Stulln® und Zyklolat-EDO® sehr ähnlich ist, und sich die Pupillenweiten bei allen Probanden hier nicht mehr unterscheiden, ist es möglich, zur Aberrometrie anstatt Zyklolat-EDO® auch Mydriatikum-Stulln® in der vorher angegebenen Dosierung zu applizieren. Dies kann von Vorteil sein, da unter Zyklolat-EDO® in seltenen Fällen vegetative Symptome wie Schwindel oder Kreislaufversagen auftreten können. Dies ist besonders bei Kindern der Fall. Bei Kindern zählt die LASIK natürlich noch nicht zum Indikationsgebiet für eine Aberrometrie, aber in Zukunft könnte sie bei der Bestimmung der objektiven Refraktion eine Rolle spielen. (vgl. Kapitel 5.6.). Auch eine Allergie auf Cyclopentolat, die die Applikation dieses Wirkstoffes ausschließt, könnte Mydriatikum-Stulln® interessant werden lassen.

Die Gleichwertigkeit beider Mydriatika wird zudem noch dadurch bestätigt, dass bis auf die 6. Ordnung und den Zernike-Koeffizienten C_{12} bei allen anderen Ordnungen eine hohe Korrelation herrscht.

Falls es jedoch keine Kontraindikationen für Cyclopentolat gibt, ist die Gabe von Mydriatikum-Stulln® eher als zu aufwendig anzusehen, da im Gegensatz zu Cyclopentolat mehrfach getropft werden muss.

Die hohe Korrelation der 2. Ordnung und des darin enthaltenen Zernike-Koeffizienten C_4 unter dem Einfluss aller Mydriatika war zu erwarten. Wie in Kapitel 5.6. dargestellt, eignet sich das Aberrometer auch als Messinstrument zur Bestimmung der objektiven Refraktion. Eine ausbleibende Korrelation der 2. Ordnung, aus der die objektive Refraktion errechnet wird, würde die Verwendungsmöglichkeit als Refraktionsmeßgerät ausschließen. Die Korrelationen besitzen aber nicht alle den selben Betrag. Die höchste Korrelation tritt zwischen Mydriatikum-Stulln® und Cyclopentolat auf. Die niedrige Korrelation bei den anderen Auswertungen sind durch die unterschiedlichen, nicht maximalen Pupillenweiten bedingt. Die Meßungenauigkeit der objektiven Refraktion, hervorgerufen durch die unterschiedlichen Pupillenweiten, wie sie in Kapitel 5.2. angenommen wird, erfährt durch die Untersuchungen am Probandenkollektiv eine Bestätigung.

Ein zunehmende Hyperopisierung mit zunehmender Potenz des Mydriatikums, wie sie Giessler et al. feststellten²⁵, konnte in dieser Studie nicht beobachtet werden.

Um diese Annahmen endgültig bestätigen zu können, müssten die Messungen aber an einem größeren Kollektiv wiederholt werden. Außerdem wäre eine genaue Bestimmung der subjektiven Refraktion unter dem jeweiligen Mydriatikum, sowie die Messung der objektiven Refraktion mit dem Aberrometer und vergleichend mit dem Autorefraktometer sinnvoll.

Ein anderer Betrachtungsaspekt der Änderung der höheren Aberrationen ist die Gleichmäßigkeit dieser Veränderungen. Die Zunahme der Aberrationen, abhängig von verwendeten Mydriatikum, entwickelt sich für jeden Punkt (x,y) der Wellenfront annähernd gleichmäßig. Dies ist anhand der Grafik auf Seite 93 gut erkennbar. Die „Höhen“ und „Tiefen“ auf der Wellenfrontkarte bleiben bezüglich der Position konstant. Nur die Beträge dieser „Höhen“ und „Tiefen“ nimmt zu. Farblich wird diese Zunahme der höheren Aberrationen durch Verstärkung der Farbanteile für Rot und Violett kodiert. Die Grafik auf Seite 96 ist repräsentativ für alle Probandenaugen. Die örtliche Konstanz mit Erhöhung der Beträge war an jedem Probandenauge nachzuweisen.

Die Messungen an den 6 Probandenaugen sollten als Basis für ausführlichere Untersuchungen betrachtet werden. Trotz der kleinen Probandenzahl kann eine Tendenz in der Entwicklung der Aberrationen erkannt werden, die es jedoch weiter zu beweisen gilt.

6. Zusammenfassung

Als mögliche Ursache für verminderte Sehqualität nach LASIK – *laser in situ keratomileusis* – kommt eine Zunahme optischer Fehler höherer Ordnung (Aberrationen) in Frage.

An einem Patientenkollektiv der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität, das sich einer LASIK-Behandlung unterzog, wurde die Entwicklung der höheren Aberrationen und der Einfluss auf die Sehqualität untersucht. Zur Analyse und Quantifizierung dieser Aberrationen kam ein Aberrometer nach dem Tscherning-Prinzip (Fa. WaveLight) zum Einsatz. Die Darstellung der Aberrationen erfolgt als Aufgliederung in die Zernike-Koeffizienten.

Die Zunahme der Aberrationen höherer Ordnung nach LASIK war im Patientenkollektiv statistisch signifikant. Auch der Einfluss der Pupillenweite (4 vs. 6,5 mm) auf die höheren Aberrationen und auf die Sehqualität konnte nachgewiesen werden. Mit zunehmender Pupillenweite stiegen die höheren Aberrationen nach LASIK zusätzlich an. Bei einer 4 mm weiten Pupille korrelierte die 3. Ordnung negativ mit dem Visus nach LASIK, während bei einer 6,5 mm weiten Pupille die 4. Ordnung negativ korrelierte.

Die Wahrscheinlichkeit, nach LASIK schlechter zu sehen als vor LASIK mit bester Korrektur ist abhängig vom präoperativen refraktiven Fehler. Die Höhe des sphärischen Äquivalents vor LASIK korrelierte signifikant mit dem erreichten Visus nach LASIK ($p = 0,011$). Die Zunahme der höheren Aberrationen war bei den untersuchten LASIK-Patienten dagegen nicht abhängig vom korrigierten Refraktionsfehler. Der etwas schlechtere Visus cum correctione nach LASIK beruhte auf einer unzureichenden Korrektur der niederen Aberrationen, und damit der Werte *Sphäre*, *Zylinder* und *Zylinderachse*.

Die Verteilung der höheren Zernike-Koeffizienten nach LASIK folgte keiner Gesetzmäßigkeit. Die Aberrationen veränderten sich ungerichtet. Nur der Zernike-Koeffizient C_4 strebt nach LASIK gegen null, wie gemäß der angestrebten Refraktionskorrektur zu erwarten.

Das Aberrometer ist durch die Analyse der Aberrationen niederer Ordnung geeignet, die Refraktion der Augen objektiv refraktiv zu vermessen. Eine hohe Korrelation zwischen subjektiver Refraktion, objektiver Refraktion, gemessen mit einem Autorefraktometer,

und objektiver Refraktion, gemessen mit dem Aberrometer, wurde nachgewiesen ($p < 0,001$).

Ein Nebenaspekt der vorliegenden aberrometrischen Untersuchungen war, zu klären, welches Mydriatikum am besten für diese Messungen verwendet werden sollte.

Standardmäßig wird am *crt* das Mydriatikum Zyklolat-EDO[®] (Cyclopentolat-hydrochlorid) eingesetzt. An einem kleinen Probandenkollektiv von 6 Augen wurde aufgezeigt, dass prinzipiell auch Tropicamid (Mydriatikum-Stulln[®]) in einer höheren Dosierung geeignet ist, um die Aberrometrie ideal durchzuführen. Die Vermessung ohne Pupillenerweiterung oder unter geringer Erweiterung mit Phenylephrin erbrachte dagegen keine vergleichbar reliablen Werte.

Da diese Messungen an sehr wenigen Augen durchgeführt wurden, sollten die Ergebnisse aber nur als Basis für weitere Untersuchungen an einem größeren Kollektiv betrachtet werden.

7. Verzeichnis der Abbildungen

Abb. 1:	vom Autor selbst erstellt	S. 5
Abb. 2:	aus http://www.crt-muenchen.info , Homepage vom Autor erstellt	S. 10
Abb. 3:	vom Autor selbst erstellt	S. 10
Abb. 4:	aus http://www.crt-muenchen.info , Homepage vom Autor erstellt	S. 11
Abb. 5:	aus http://www.crt-muenchen.info , Homepage vom Autor erstellt	S. 11
Abb. 6:	vom Autor selbst erstellt	S. 20
Abb. 7:	vom Autor selbst erstellt	S. 21
Abb. 8:	vom Autor selbst erstellt	S. 22
Abb. 9:	vom Autor selbst erstellt	S. 22
Abb. 10:	vom Autor selbst erstellt	S. 23
Abb. 11:	vom Autor selbst erstellt	S. 24
Abb. 12:	vom Autor selbst erstellt	S. 26
Abb. 13:	aus Salmon, T.O., „Wavefront sensing in plain language”, Slide 18, http://arapaho.nsuok.edu/~salmonto ⁷⁰	S. 27
Abb. 14:	aus Salmon, T.O., „Wavefront sensing in plain language”, Slide 19, http://arapaho.nsuok.edu/~salmonto ⁷¹	S. 28
Abb. 15:	modifiziert nach Thibos L.N. “Standards for reporting the optical aberrations of eyes” ⁸⁹	S. 28
Abb. 16:	modifiziert nach Thibos L.N. “Standards for reporting the optical aberrations of eyes” ⁸⁹	S. 31
Abb. 17:	modifiziert nach Mrochen, M. „Principles of Tscherning Aberrometry“ ⁵²	S. 33
Abb. 18:	aus http://www.mathematik.uni-wuerzburg.de/~vollrath/organum/scheiner.html	S. 34
Abb. 19:	vom Autor selbst erstellt	S. 35
Abb. 20:	vom Autor selbst erstellt	S. 35
Abb. 21:	vom Autor selbst erstellt	S. 36
Abb. 22:	vom Autor selbst erstellt	S. 37
Abb. 23:	aus Moreno-Barriuso, E., „Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing” ⁴⁹	S. 38
Abb. 24:	vom Autor selbst erstellt	S. 40
Abb. 25:	zwei Bildschirmausdrucke des WaveLight-Aberrometers	S. 41
Abb. 26:	Bildschirmausdruck des WaveLight-Aberrometers	S. 42
Abb. 27:	Bildschirmausdruck des WaveLight-Aberrometers	S. 43
Abb. 28:	Bildschirmausdruck des WaveLight-Aberrometers	S. 43
Abb. 29:	Bildschirmausdruck des WaveLight-Aberrometers	S. 44
Abb. 30:	links: aus http://www.haag-streit.de/html/produkte/produktgruppen/oph/fs_autoref.html	
	rechts: vom Autor selbst erstellt	S. 45
Abb. 31:	aus http://www.crt-muenchen.info , Homepage vom Autor erstellt	S. 47
Abb. 32:	vier Bildschirmausdrucke des WaveLight-Aberrometers	S. 93

8. Verzeichnis der Grafiken

Gr. 1a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 56
Gr. 2a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 57
Gr. 3a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 57
Gr. 4a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 58
Gr. 5a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 58
Gr. 6a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 59
Gr. 7a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 59
Gr. 8a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 60
Gr. 9a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 61
Gr. 10a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 61
Gr. 11a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 62
Gr. 12a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 62
Gr. 13a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 63
Gr. 14a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 63
Gr. 15a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 64
Gr. 16a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 64
Gr. 17a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 67
Gr. 18a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 67
Gr. 19a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 68
Gr. 20a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 68
Gr. 21a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 69
Gr. 22a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 69
Gr. 23a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 70
Gr. 24a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 71
Gr. 25a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 71
Gr. 26a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 72
Gr. 27a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 72
Gr. 28a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 73
Gr. 29a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 73
Gr. 30a, b:	vom Autor selbst erstellt	S. 74
Gr. 31:	vom Autor selbst erstellt	S. 74
Gr. 32:	vom Autor selbst erstellt	S. 75
Gr. 33:	vom Autor selbst erstellt	S. 75
Gr. 34:	vom Autor selbst erstellt	S. 75
Gr. 35:	vom Autor selbst erstellt	S. 77
Gr. 36:	vom Autor selbst erstellt	S. 79
Gr. 37:	vom Autor selbst erstellt	S. 83
Gr. 38:	vom Autor selbst erstellt	S. 84
Gr. 39:	vom Autor selbst erstellt	S. 86
Gr. 40:	vom Autor selbst erstellt	S. 86
Gr. 41:	vom Autor selbst erstellt	S. 87
Gr. 42:	vom Autor selbst erstellt	S. 87
Gr. 43:	vom Autor selbst erstellt	S. 88
Gr. 44:	vom Autor selbst erstellt	S. 88
Gr. 45:	vom Autor selbst erstellt	S. 89
Gr. 46:	vom Autor selbst erstellt	S. 90
Gr. 47:	vom Autor selbst erstellt	S. 91
Gr. 48:	vom Autor selbst erstellt	S. 91
Gr. 49:	vom Autor selbst erstellt	S. 91

Gr. 50:	vom Autor selbst erstellt	S. 91
Gr. 51:	vom Autor selbst erstellt	S. 92
Gr. 52:	vom Autor selbst erstellt	S. 92
Gr. 53:	vom Autor selbst erstellt	S. 92
Gr. 54:	vom Autor selbst erstellt	S. 92

9. Verzeichnis der Tabellen

Tab. 1:	nach Atchison D.A., „Mathematical treatment of ocular aberrations: a user´s guide“ ⁶	S. 26
Tab. 2:	modifiziert nach Kaemmerer M. „Clinical experience with the Tscherning aberrometer“ ³⁵	S. 31
Tab. 3:	vom Autor selbst erstellt	S. 54
Tab. 4:	vom Autor selbst erstellt	S. 55
Tab. 5:	vom Autor selbst erstellt	S. 65
Tab. 6:	vom Autor selbst erstellt	S. 65
Tab. 7:	vom Autor selbst erstellt	S. 76
Tab. 8:	vom Autor selbst erstellt	S. 78
Tab. 9:	vom Autor selbst erstellt	S. 80
Tab. 10:	vom Autor selbst erstellt	S. 80
Tab. 11:	vom Autor selbst erstellt	S. 82
Tab. 12:	vom Autor selbst erstellt	S. 83
Tab. 13:	vom Autor selbst erstellt	S. 85
Tab. 14:	vom Autor selbst erstellt	S. 85
Tab. 15:	vom Autor selbst erstellt	S. 86
Tab. 16:	vom Autor selbst erstellt	S. 86
Tab. 17:	vom Autor selbst erstellt	S. 87
Tab. 18:	vom Autor selbst erstellt	S. 87
Tab. 19:	vom Autor selbst erstellt	S. 88
Tab. 20:	vom Autor selbst erstellt	S. 88
Tab. 21:	vom Autor selbst erstellt	S. 89
Tab. 22:	vom Autor selbst erstellt	S. 90
Tab. 23:	vom Autor selbst erstellt	S. 93
Tab. 24:	vom Autor selbst erstellt	S. 94
Tab. 25:	vom Autor selbst erstellt	S. 94
Tab. 26:	vom Autor selbst erstellt	S. 95
Tab. 27:	vom Autor selbst erstellt	S. 95
Tab. 28:	vom Autor selbst erstellt	S. 96
Tab. 29:	vom Autor selbst erstellt	S. 96

10. Literaturverzeichnis

1. **Albietz JM**, Lenton LM, McLennan SG. Effect of laser in situ keratomileusis for hyperopia on tear film and ocular surface. *J Refract Surg* 2002;18:113-23.
2. **Alio JL**, Perez-Santonja JJ, Tervo T, et al. Postoperative inflammation, microbial complications, and wound healing following laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2000;16:523-38.
3. **Alvarenga L**, Freitas D, Hofling-Lima AL, et al. Infectious post-LASIK crystalline keratopathy caused by nontuberculous mycobacteria. *Cornea* 2002;21:426-9.
4. **Ang RT**, Dartt DA, Tsubota K. Dry eye after refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2001;12:318-22.
5. **Asano-Kato N**, Toda I, Tsuruya T, et al. Diffuse lamellar keratitis and flap margin epithelial healing after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2003;19:30-3.
6. **Atchison DA**, Scott DH, Cox MJ. Mathematical treatment of ocular aberrations: a user's guide. In: Lakshminarayanan, V, (ed.). *Vision science and its applications*. [35], 110-130. 2000. OSA Trends in optics and photonics.
7. **Balamurali K**, Ambati, Carlson. Preventing LASIK Buttonholes - Steep corneas and surface dryness increase patient risk. *Review of Refractive Surgery* 2003.
8. **Belda JI**, Artola A, Alio J. Diffuse lamellar keratitis 6 months after uneventful laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2003;19:70-1.
9. **Boorstein SM**, Henk HJ, Elner VM. Atopy: a patient-specific risk factor for diffuse lamellar keratitis. *Ophthalmology* 2003;110:131-7.
10. **Breil P**, Frisch L, Dick HB. Diagnosis and therapy of LASIK-induced neurotrophic epitheliopathy. *Ophthalmologe* 2002;99:53-7.
11. **Bueeler M**, Mrochen M, Seiler T. Maximum permissible lateral decentration in aberration-sensing and wavefront-guided corneal ablation. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:257-63.
12. **Carkeet A**, Velaedian S, Tan YK, et al. Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation. *J Refract Surg* 2003;19:316-22.
13. **Chitkara DK**, Rosen E, Gore C, et al. Tracker-assisted laser in situ keratomileusis for myopia using the autonomous scanning and tracking laser: 12-month results. *Ophthalmology* 2002;109:965-72.

14. **Dastgheib KA**, Clinch TE, Manche EE, et al. Sloughing of corneal epithelium and wound healing complications associated with laser in situ keratomileusis in patients with epithelial basement membrane dystrophy. *Am J Ophthalmol* 2000;130:297-303.
15. **Duncker GI**. 1. Wissenschaftliche Sitzung LASIK Komplikationen. http://www.thieme.de/abstracts/klimo/abstracts2002/daten/1_r.html, Online-Dokument, 2002.
16. **Fan-Paul NI**, Li J, Miller JS, Florakis GJ. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 2002;47:533-46.
17. **Farah SG**, Azar DT, Gurdal C, Wong J. Laser in situ keratomileusis: literature review of a developing technique. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:989-1006.
18. **Febraro JL**, Buzard KA, Friedlander MH. Reoperations after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:41-8.
19. **Francesconi CM**, Nose RA, Nose W. Hyperopic laser-assisted in situ keratomileusis for radial keratotomy induced hyperopia. *Ophthalmology* 2002;109:602-5.
20. **Freitas D**, Alvarenga L, Sampaio J, et al. An outbreak of *Mycobacterium chelonae* infection after LASIK. *Ophthalmology* 2003;110:276-85.
21. **Frisch L**, Werner T, Krummenauer F, Dick HB. Wellenfrontmessung nach dem Tscherning-Prinzip und dem Hartmann-Shack-Prinzip zur objektiven Refraktionsbestimmung. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2002.
22. **Fulcher SF**, Fader RC, Rosa RH, Jr., Holmes GP. Delayed-onset mycobacterial keratitis after LASIK. *Cornea* 2002;21:546-54.
23. **Garg P**, Bansal AK, Sharma S, Vemuganti GK. Bilateral infectious keratitis after laser in situ keratomileusis: a case report and review of the literature. *Ophthalmology* 2001;108:121-5.
24. **Giaconi J**, Pham R, Ta CN. Bilateral *Mycobacterium abscessus* keratitis after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:887-90.
25. **Giessler S**, Hammer T, Duncker GI. Aberrometry Due Dilated Pupils - Which Mydriatic Should be Used?. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2002;219:655-9.
26. **Gimbel HV**, Penno EE, van Westenbrugge JA, et al. Incidence and management of intraoperative and early postoperative complications in 1000 consecutive laser in situ keratomileusis cases. *Ophthalmology* 1998;105:1839-47.
27. **Gimbel HV**, Sofinski SJ, Mahler OS, et al. Wavefront-guided multipoint (segmental) custom ablation enhancement using the Nidek NAVEX platform. *J Refract Surg* 2003;19:S209-S216.

28. **Guirao A**, Williams DR, MacRae SM. Effect of beam size on the expected benefit of customized laser refractive surgery. *J Refract Surg* 2003;19:15-23.
29. **Hoffman RS**, Fine IH, Packer M. Incidence and outcomes of lasik with diffuse lamellar keratitis treated with topical and oral corticosteroids. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:451-6.
30. **Holladay JT**, Janes JA. Topographic changes in corneal asphericity and effective optical zone after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:942-7.
31. **Holmes GP**, Bond GB, Fader RC, Fulcher SF. A Cluster of cases of *Mycobacterium szulgai* keratitis that occurred after laser-assisted in situ keratomileusis. *Clin Infect Dis* 2002;34:1039-46.
32. **Howland HC**, Howland B. A subjective method for measurements of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am* 1977;1508-18.
33. **Jackson DW**, Hamill MB, Koch DD. Laser in situ keratomileusis flap suturing to treat recalcitrant flap striae. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:264-9.
34. **Jacobs JM**, Taravella MJ. Incidence of intraoperative flap complications in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:23-8.
35. **Kaemmerer M**, Mrochen M, Mierdel P, et al. Clinical experience with the Tscherning aberrometer. *J Refract Surg* 2000;16:584-7.
36. **Karp CL**, Tuli SS, Yoo SH, et al. Infectious keratitis after LASIK. *Ophthalmology* 2003;110:503-10.
37. **Kaufman SC**, Maitchouk DY, Chiou AG, Beuerman RW. Interface inflammation after laser in situ keratomileusis. Sands of the Sahara syndrome. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:1589-93.
38. **Lee BH**, McLaren JW, Erie JC, et al. Reinnervation in the cornea after LASIK. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:3660-4.
39. **Lee YC**, Hu FR, Wang IJ. Quality of vision after laser in situ keratomileusis. Influence of dioptric correction and pupil size on visual function. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:769-77.
40. **Leung AT**, Rao SK, Cheng AC, et al. Pathogenesis and management of laser in situ keratomileusis flap buttonhole. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:358-62.
41. **Leung AT**, Rao SK, Lam DS. Flap complications associated with lamellar refractive surgery. *Am J Ophthalmol* 2000;130:258-9.
42. **Lieberman DM**, Grierson JW. A mathematical model for laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 2000;16:177-86.

-
43. **Lin JC**, Rapuano CJ, Cohen EJ. RK4 Lens Fitting for a Flap Striae in a LASIK Patient. *Eye Contact Lens* 2003;29:76-8.
 44. **Lui MM**, Silas MA, Fugishima H. Complications of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2003;19:S247-S249.
 45. **MacRae S**, Macaluso DC, Rich LF. Sterile interface keratitis associated with micropannus hemorrhage after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:1679-81.
 46. **Marcos S**, Barbero S, Llorente L, Merayo-Lloves J. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:3349-56.
 47. **Miller JM**, Anwaruddin R, Straub J, Schwiegerling J. Higher order aberrations in normal, dilated, intraocular lens, and laser in situ keratomileusis corneas. *J Refract Surg* 2002;18:S579-S583.
 48. **Moreno-Barriuso E**. Laser Ray Tracing in the human eye: Measurement and correction of the aberrations by means of Phase Plates; http://www.io.cfmac.csic.es/esther_tesisindex.htm. Online-Dokument (Dissertation), 2000.
 49. **Moreno-Barriuso E**, Lloves JM, Marcos S, et al. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1396-403.
 50. **Moreno-Barriuso E**, Navarro R. Laser Ray Tracing versus Hartmann-Shack sensor for measuring optical aberrations in the human eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2000;17:974-85.
 51. **Mrochen M**, Eldine MS, Kaemmerer M, et al. Improvement in photorefractive corneal laser surgery results using an active eye-tracking system. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:1000-6.
 52. **Mrochen M**, Kaemmerer M, Mierdel P, et al. Principles of Tscherning aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16:570-571.
 53. **Mrochen M**, Kaemmerer M, Mierdel P, Seiler T. Increased higher-order optical aberrations after laser refractive surgery: a problem of subclinical decentration. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:362-9.
 54. **Mrochen M**, Kaemmerer M, Seiler T. Clinical results of wavefront-guided laser in situ keratomileusis 3 months after surgery. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:201-7.
 55. **Mrochen M**, Krueger RR, Bueeler M, Seiler T. Aberration-sensing and wavefront-guided laser in situ keratomileusis: management of decentered ablation. *J Refract Surg* 2002;18:418-29.

56. **Munnerlyn** CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:46-52.
57. **Ninomiya** S, Maeda N, Kuroda T, et al. Comparison of ocular higher-order aberrations and visual performance between photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis for myopia. *Semin Ophthalmol* 2003;18:29-34.
58. **Oshika** T, Miyata K, Tokunaga T, et al. Higher order wavefront aberrations of cornea and magnitude of refractive correction in laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2002;109:1154-8.
59. **Ou** RJ, Shaw EL, Glasgow BJ. Keratectasia after laser in situ keratomileusis (LASIK): evaluation of the calculated residual stromal bed thickness. *Am J Ophthalmol* 2002;134:771-3.
60. **Pache** M, Schipper I, Flammer J, Meyer P. Unilateral fungal and mycobacterial keratitis after simultaneous laser in situ keratomileusis. *Cornea* 2003;22:72-5.
61. **Pallikaris** IG, Papatzanaki ME, Stathi EZ, et al. Laser in situ keratomileusis. *Lasers Surg Med* 1990;10:463-8.
62. **Philipp** WE, Speicher L, Gottinger W. Histological and immunohistochemical findings after laser in situ keratomileusis in human corneas. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:808-20.
63. **Priglinger** SG, Neubauer AS, May CA, et al. Optical coherence tomography for the detection of laser in situ keratomileusis in donor corneas. *Cornea* 2003;22:46-50.
64. **Probst** LE, Machat J. Removal of flap striae following laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:153-5.
65. **Ramirez** M, Hernandez-Quintela E, Beltran F, Naranjo-Tackman R. Pneumococcal keratitis at the flap interface after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:550-2.
66. **Ritterband** D, Kelly J, McNamara T, et al. Delayed-onset multifocal polymicrobial keratitis after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:898-9.
67. **Rubinfeld** RS, Negvesky GJ. Methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* ulcerative keratitis after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:1523-5.
68. **Rudd** JC, Moshirfar M. Methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* keratitis after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:471-3.
69. **Russell** GE, Stulting RD, Thompson KP. Postoperative LASIK visual aberrations and treatment with InterWave-guided multipass, multistage correction. *Optom Vis Sci* 2003;80:93-6.

-
70. **Salmon TO.** Wavefront sensing in plain language. 2002. Slide 19.
 71. **Salmon TO.** Wavefront sensing in plain language. 2002. Slide 18.
 72. **Scheiner Ch.** *Oculus hoc est: fundamentum opticum*. Innsbruck: 1619
 73. **Seiler T, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE.** Ocular optical aberrations after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. *Arch Ophthalmol* 2000;118:17-21.
 74. **Seiler T, Koufala K, Richter G.** Iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 1998;14:312-7.
 75. **Seitz B, Langenbucher A, Torres F, et al.** Changes of posterior corneal astigmatism and tilt after myopic laser in situ keratomileusis. *Cornea* 2002;21:441-6.
 76. **Semchishen V, Mrokhen M, Gurevich I, Sailer T.** Effect of optic aberrations, caused by ablation pattern decentration after laser vision correction, on visual acuity. *Vestn Oftalmol* 2001;117:16-20.
 77. **Seo KY, Lee JB, Lee K, et al.** Non-tuberculous mycobacterial keratitis at the interface after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2002;18:81-5.
 78. **Shack R, Platt BC.** Production and use of a lenticular Hartmann screen. *JOSA* 1971;61:656.
 79. **Shah MN, Misra M, Wihelmus KR, Koch DD.** Diffuse lamellar keratitis associated with epithelial defects after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1312-8.
 80. **Smirnov MS.** Measurement of the wave aberration of the human eye. *Biophysics* 1961;6:687-703.
 81. **Spadea L, Palmieri G, Mosca L, et al.** Latrogenic keratectasia following laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2002;18:475-80.
 82. **Speicher L, Gottinger W.** Progressive corneal ectasia after laser in situ keratomileusis (LASIK). *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1998;213:247-51.
 83. **Stulting RD, Carr JD, Thompson KP, et al.** Complications of laser in situ keratomileusis for the correction of myopia. *Ophthalmology* 1999;106:13-20.
 84. **Tabbara KF, El Sheikh HF, Vera-Cristo CL.** Complications of laser in situ keratomileusis (LASIK). *Eur J Ophthalmol* 2003;13:139-46.
 85. **Taylor NM, Eikelboom RH, van Sarloos PP, Reid PG.** Determining the accuracy of an eye tracking system for laser refractive surgery. *J Refract Surg* 2000;16:S643-S646.

86. **Tehrani M**, Dick HB. Striae in the flap after laser in situ keratomileusis. Etiology, diagnosis and treatment. Ophthalmologe 2002;99:645-50.
87. **Thibos LN**. Wavefront data reporting and terminology. J Refract Surg 2001;17:S578-S583.
88. **Thibos LN**, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. Report from the VSIA taskforce on standards for reporting optical aberrations of the eye. J Refract Surg 2000;16:S654-S655.
89. **Thibos LN**, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. Standards for reporting the optical aberrations of eyes. J Refract Surg 2002;18:S652-S660.
90. **Thibos LN**, Bradley A, Hong X. A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes. Ophthalmic Physiol Opt 2002;22:427-33.
91. **Toda I**, Asano-Kato N, Hori-Komai Y, Tsubota K. Laser-assisted in situ keratomileusis for patients with dry eye. Arch Ophthalmol 2002;120:1024-8.
92. **Tsai YY**, Lin JM. Ablation centration after active eye-tracker-assisted photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 2000;26:28-34.
93. **Tscherning M**. Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges. Z Psychol Physiol Sinne 1894;6:456-71.
94. **Van Gelder RN**, Steger-May K, Pepose JS. Correlation of visual and refractive outcomes between eyes after Same-session bilateral laser in situ keratomileusis surgery. Am J Ophthalmol 2003;135:577-83.
95. **Verdon W**, Bullimore M, Malone RK. Visual performance after photorefractive keratectomy: a prospective study. Arch Ophthalmol 1996;114:1465-72.
96. **Wachtl J**, Langenbeck K, Schrunder S, et al. Immunohistology of corneal wound healing after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. J Refract Surg 1999;15:451-8.
97. **Wang MY**, Malone RK. Epithelial ingrowth after laser in situ keratomileusis. Am J Ophthalmol 2000;129:746-51.
98. **Wang Y**, Zhao K, Jin Y, et al. Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye. J Refract Surg 2003;19:S270-S274.
99. **Waring GO, III**, Carr JD, Stulting RD, Thompson KP. Prospective, randomized comparison of simultaneous and sequential bilateral LASIK for the correction of myopia. Trans Am Ophthalmol Soc 1997;95:271-84.
100. **Wu HK**. Astigmatism and LASIK. Curr Opin Ophthalmol 2002;13:250-5.

11. Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. A. Kampik für die Überlassung des Themas und die wohlwollende Unterstützung dieser Dissertation danken.

Besonderen Dank schulde ich Herrn Prof. Dr. med. K. Ludwig, der mich bei dieser Arbeit besonders unterstützte und mich mit dem Thema intensiv vertraut machte.

Dankenswert erwähnen möchte ich das gesamte Team des *centrum für refraktive therapie* an der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, das großen Anteil am Gelingen dieser Studie hat.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern und der Dorli für die liebevolle Unterstützung bei dieser Dissertation.

12. Tabellarischer Lebenslauf

Zur Person: Georg Maximilian Spitzlberger

geb. 13.11.1971 in Landshut

Wohnhaft in 84036 Landshut, Englbergweg 84a

Tel. 0871/42266 und 0172/8934233

Eltern: Prof. Dr. Georg Spitzlberger, Museumsdirektor a.D. in Landshut

Anna-Maria Spitzlberger, geb. Barth, Hausfrau

Schulen: 1978-1982 Karl-Heiß-Volksschule in Landshut

1982-1991 Hans-Carossa Gymnasium Landshut mit Abschluss „Allg.
Hochschulreife“

Wehrdienst: 01.10.1991- 30.09.1992 Grundausbildung in Roth, dann Dienst in
Rottenburg a.d. Laaber bei 2./34 FlaRak

Studium: 01.10. 1992 - 31.03.1994 Universität Regensburg (Studiengang Dipl.
Physik)

Studium: 01.04.1994 – 06.12. 2000 Ludwig-Maximilians-Universität München
(Studiengang Humanmedizin mit Abschluß 3. Staatsexamen)

AiP: 01.01.2001 – 30.06.2002 Arzt im Praktikum an der Augenklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Assistenz: seit dem 01.07.2002 Assistenzarzt an der Augenklinik der Ludwig-
Maximilians-Universität München