

UNTERSUCHUNGEN ZUR KORREKTUR DER  
SPHÄRISCHEN ABERRATION IM  
PSEUDOPHAKEN AUGE

von

Heiko Läger, Saarbrücken

Fachrichtung Augenheilkunde Fachbereich 4

(Klinische Medizin)

der Universität des Saarlandes, Homburg /Saar

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

vorgelegte Dissertation

Vorsitzender:

Berichter: Prof. Dr. U. Mester

Prof. Dr. B. Seitz

Tag der mündlichen Prüfung:

Saarbrücken, den 17.07.2007

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1. ZUSAMMENFASSUNG</b> .....	<b>4</b>
1.1 SUMMARY .....	5
<b>2. EINLEITUNG</b> .....	<b>6</b>
2.1 FRAGESTELLUNG.....	23
<b>3. MATERIAL UND METHODEN</b> .....	<b>24</b>
3.1 STUDIENAUFBAU.....	24
3.2 EINSCHLUSSKRITERIEN.....	24
AUSSCHLUSSKRITERIEN .....	25
3.2.1 <i>Augenerkrankungen:</i> .....	25
3.2.2 <i>Allgemeinerkrankungen:</i> .....	26
3.3 INTRAOKULARLINSEN.....	26
3.4 ZEITLICHER VERLAUF .....	28
3.5 CHIRURGISCHES VERFAHREN .....	28
3.6 UNTERSUCHUNGSGERÄTE.....	29
3.7 UNTERSUCHUNGSMETHODEN.....	30
3.7.1 <i>Beleuchtungsbedingungen</i> .....	30
3.7.2 <i>Pupillenweite</i> .....	30
3.7.3 <i>Sehschärfe</i> .....	30
3.7.4 <i>Kontrastempfindlichkeit</i> .....	31
3.7.5 <i>Wellenfront-Aberration</i> .....	32
3.7.6 <i>Hornhaut-Aberration</i> .....	32
3.7.7 <i>Vorderer und hinterer Augenabschnitt</i> .....	32
3.8 STATISTIK.....	33
<b>4. ERGEBNISSE</b> .....	<b>34</b>
4.1 DEMOGRAPHISCHE DATEN .....	34
4.2 STUDIENAUSSCHLUSS.....	34
4.3 DEZENTRIERUNG, VERKIPPUNG UND ANDERE PARAMETER .....	34
4.4 AUGENINNENDRUCK .....	35
4.5 PUPILLENWEITE .....	35
4.6 WELLENFRONT-ABERRATION .....	36
4.6.1 <i>Sphärische Aberration des gesamten Auges</i> .....	36
4.6.2 <i>Aberration der Hornhaut</i> .....	36
4.7 SEHSCHÄRFE.....	42
4.7.1 <i>Hochkontrastvisus</i> .....	42
4.7.2 <i>Niedrigkontrastvisus</i> .....	42
4.8 KONTRASTEMPFLINDLICHKEIT.....	43

4.8.1	<i>Kontrastempfindlichkeit, photopisch</i> .....	43
4.8.2	<i>Kontrastempfindlichkeit, mesopisch</i> .....	44
4.9	KORRELATIONEN .....	46
4.9.1	<i>Abhängigkeit des Hornhautradius von der Achsenlänge</i> .....	46
4.9.2	<i>Abhängigkeit der kornealen sphärischen Aberration von der Achsenlänge/ Keratometrie</i> .....	47
4.9.3	<i>Kontrastgewinn der Tecnis nach Achsenlänge der Augen (Teilung bei 23,0 mm)</i> .....	50
<b>5.</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>52</b>
5.1	GRUNDLAGEN UND ZIEL DER UNTERSUCHUNGEN .....	52
5.2	DEMOGRAPHISCHE DATEN .....	53
5.3	STUDIENAUSSCHLUSS .....	53
5.4	OP-TECHNIK.....	54
5.5	WELLENFRONT .....	55
5.6	SEHSCHÄRFE.....	56
5.7	KONTRASTEMPFLINDLICHKEIT UND TIEFENSCHÄRFE .....	57
5.8	PUPILLE .....	59
5.9	WER PROFITIERT .....	60
5.10	WER HAT NACHTEILE.....	60
5.11	SCHLUSSFOLGERUNG .....	61
	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b> .....	<b>62</b>
<b>6.</b>	<b>TABELLARISCHER ANHANG</b> .....	<b>76</b>
6.1	LINSENDATEN .....	76
6.2	KONTRASTEMPFLINDLICHKEITSWERTE DER F.A.C.T.-TAFEL .....	77
6.3	ZERNIKE ORDNUNG BIS ZUR 6. ORDNUNG .....	78
<b>7.</b>	<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b> .....	<b>79</b>
<b>8.</b>	<b>DANKSAGUNG</b> .....	<b>80</b>
<b>9.</b>	<b>LEBENS LAUF</b> .....	<b>81</b>

## 1. ZUSAMMENFASSUNG

**ZIEL:** Es soll untersucht werden, ob die Implantation einer Intraokularlinse (IOL) mit einer modifizierten vorderen Oberfläche zu einer verbesserten pseudophaken Sehqualität führt. Die Linse wurde so konstruiert, dass sie die positive sphärische Aberration der Hornhaut kompensiert, um so eine Neutralisierung der gesamten sphärischen Aberration des Auges zu erreichen.

**METHODEN:** In einer intraindividuell vergleichenden, randomisierten Studie wurden bei 45 Patienten mit beidseitiger Katarakt eine IOL mit einer modifizierten vorderen Oberfläche (Tecnis Z9000, Pharmacia, Groningen, Niederlande) mit einer konventionellen bikonvexen Linse mit sphärischen Oberflächen (PhacoFlex SI40NB, Allergan, Irvine, CA, USA) verglichen. Alle Patienten unterzogen sich einer bilateralen Kataraktoperation, wobei in ein Auge die Tecnis Z9000 IOL implantiert wurde und die PhacoFlex SI40NB IOL in das andere. Nach 1 und 3 Monaten wurden folgende Untersuchungen durchgeführt: Beurteilung des vorderen und hinteren Augenabschnitts einschließlich der Dezentrierung und Verkippung der IOL, Pupillengröße, Hoch- und Niedrigkontrastsehschärfe, photopische und mesopische Kontrastempfindlichkeit, Wellenfront-Messung der Hornhaut und des gesamten Auges.

**ERGEBNISSE:** 37 Patienten konnten bei allen Nachuntersuchungen nach 1 und 3 Monaten untersucht werden. Die Augen mit der Tecnis Z9000 IOL zeigen eine signifikant bessere Hochkontrastsehschärfe. Die verbesserte Sehqualität wird noch deutlicher, wenn man die Niedrigkontrastsehschärfe und die Kontrastempfindlichkeit ermittelt. Die Wellenfront-Messungen zeigten bei den Augen mit der Tecnis Z9000 IOL keine signifikante sphärische Aberration gegenüber einer signifikant positiven sphärischen Aberration in den Augen mit der PhacoFlex SI40NB IOL.

**SCHLUSSFOLGERUNG:** Unsere klinischen Ergebnisse bestätigen die theoretischen Berechnungen, dass die sphärische Abweichung des Auges nach einer Kataraktoperation durch eine oberflächenmodifizierte IOL eliminiert werden kann. Die Tecnis Z9000 Intraokularlinse kompensiert damit die positive sphärische Aberration des alternden Auges. Dies führt zu einer signifikanten Verbesserung der Sehqualität insbesondere hinsichtlich der Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen Bedingungen.

## 1.1 SUMMARY

**PURPOSE:** To determine if the implantation of an intraocular lens (IOL) with a modified anterior surface, designed to compensate for the positive spherical aberration of the cornea in the eyes of cataract patients, results in improved pseudophakic quality of vision.

**SETTING:** Department of Ophthalmology, Bundesknappschaft's Hospital, Sulzbach, Germany.

**METHODS:** In a prospective, intraindividual, randomized study in 45 patients with bilateral cataract an IOL with a modified anterior surface (Tecnis Z9000, Pharmacia, Groningen, The Netherlands) was compared to a conventional biconvex lens with spherical surfaces (PhacoFlex SI40NB, Allergan, Irvine, CA, USA). All patients underwent bilateral cataract surgery wherein one eye received the Tecnis Z9000 IOL and the PhacoFlex SI40NB IOL was implanted in the fellow eye. After 1 and 3 months the following investigations were performed: assessment of the anterior and posterior segment including decentration and tilt of the IOL, pupil size, high and low contrast visual acuity, photopic and mesopic contrast sensitivity, wavefront aberration of the cornea and the total eye.

**RESULTS:** 37 patients could be examined at all follow-up visits. Although the eyes with the Tecnis IOL showed significantly better best corrected visual acuity (BCVA) after three months, the improved quality of vision was more apparent when assessing low contrast visual acuity and contrast sensitivity. Wavefront measurements revealed no significant spherical aberration in the eyes with the Tecnis IOL while there was a significantly positive spherical aberration in the eyes with the SI40.

**CONCLUSION:** Our clinical results confirm the theoretical preclinical calculations that the spherical aberration of the eye after cataract surgery can be eliminated by modifying the anterior surface of the IOL. The Tecnis Z9000 lens compensates for the positive spherical aberration of the older eye. This leads to a significant improvement of quality of vision, particularly in terms of contrast sensitivity under mesopic condition.

## 2. EINLEITUNG

Ein perfektes Sehen setzt eine optimale Beschaffenheit des dioptrischen Systems im menschlichen Auge voraus. Das dioptrische System des Auges setzt sich aus verschiedenen Strukturen mit unterschiedlichen optischen Eigenschaften zusammen.

Zum dioptrischen System des Auges gehört von außen beginnend der Tränenfilm, die Schichten der Hornhaut (Kornea), die Vorderkammer mit dem Kammerwasser, die Regenbogenhaut (Iris), die Schichten der Linse (Lens), der Glaskörper (Corpus vitreum) und die Schichten der Netzhaut (Retina). Die Elastizität der Linse verbunden mit dem Aufhängeapparat, den Zonulafasern und dem darumliegenden Ringmuskel (Ziliarmuskel), ermöglichen eine Veränderung der Brennweite und damit die Einstellung auf Nähe und Ferne – die Akkomodation. Die Akkomodation funktioniert sowohl für die Ferne über den Sympatikus als auch für die Nähe über den Parasympatikus (Gilmartin, 1986). Die Akkomodationsruhelage stellt ein individuelles Gleichgewicht zwischen parasymphatischer und symphatischer Innervation des Ziliarmuskels durch das vegetative Nervensystem dar.

Die von außen in das optische System eintretenden Lichtstrahlen müssen auf der Netzhaut fokussiert werden. Dabei wird der Lichtstrahl am Phasenübergang jeder Komponente gebrochen (dioptrisches System). Jede Komponente hat eine andere Brechkraft.

Die Brechkraft ist der Kehrwert der auf Luft bezogenen, in Metern gemessenen Brennweite eines optischen Systems und wird in Dioptrien (dpt) angegeben (1 dpt entspricht einer Brennweite von 1 m, d.h. 4 dpt einer Brennweite von 25 cm), man spricht deshalb auch vom dioptrischen System.

Das gesunde Auge hat im Mittel eine Gesamtbrechkraft von etwa 63 dpt. Die stärkste Brechung (ca.  $\frac{2}{3}$ ) des einfallenden Lichtstrahls tritt am Übergang von der Luft auf den Tränenfilm mit einer Brechkraft von etwa 43 dpt ein. Es genügen hier bereits mäßige Störungen im Tränenfilm, um eine drastische Sehminderung auszulösen (Koh et al., 2002).

Entscheidend für die Güte der retinalen Bildqualität ist die Beschaffenheit von Hornhaut und Linse und deren Zusammenspiel. Hier führen Veränderungen zur deutlichen Minderung der Sehqualität. Diese meist schleichenden Veränderungen im Laufe des Lebens sind häufig nur gering ausgeprägt und werden oft vom Patienten nicht bemerkt. In der Praxis findet man auch häufig das Phänomen, dass objektive Befunde mit den subjektiven Eindrücken der Patienten

nicht überein stimmen.

Die natürliche Linse des Auges, als proteinreichstes und damit empfindlichstes Gewebe in unserem Körper, unterliegt mit zunehmendem Alter Strukturveränderungen in den Linsenfaser. Damit verbunden ändert sich ihre Lichtdurchlässigkeit, Lichtstreuung und Trübungen nehmen zu. Bei massiver Eintrübung der Linse – einer Katarakt (grauer Star) - sind die Veränderungen so stark, dass die Bildqualität nicht mehr ausreicht, wobei deutliche individuelle Unterschiede hinsichtlich der Ansprüche an das Sehvermögen bestehen. Eine Verbesserung dieser Altersvorgänge ist derzeit nur durch eine Operation möglich. Jedoch wurde erst in den letzten Jahrzehnten der Durchbruch zu einem risikoarmen Eingriff mit befriedigendem funktionellem Ergebnis erreicht.

Noch im 16. Jahrhundert war der schon mehr als 1500 Jahren bekannte Starstich einzige operative Maßnahme der so genannten Starstecher, welche damals die Rolle des Augenarztes innehatten. Dabei wurde mit einem speziellen Messer lediglich die trübe Linse in den Glaskörper hineingedrückt, so dass diese im unteren Teil des Auges zu liegen kam.

Da eine hygienische Reinigung der Geräte unüblich war, kam es regelmäßig zu schwersten Entzündungen. Das wohl prominenteste Opfer war Johann Sebastian Bach, welcher Monate nach dem Eingriff offenbar an einer Sepsis verstarb.

Jacques Daviel aus der Normandie führte als erster 1745 in Marseille eine Linsenextraktion durch. Er schnitt in die untere Hälfte der Hornhaut ein und holte nachdem er die Linsenkapsel geteilt hatte, die Rindenmasse und den Kern der Katarakt heraus. Pellier de Quensy – ein Zeitgenosse von Daviel - trug viel zur Verbreitung dieser Methode bei, welche sich nach Modifikation allmählich durchsetzte. Da diese Methode ohne Anästhesie und ohne Rücksicht auf Keimfreiheit praktiziert wurde, führte auch sie daher häufig zu schweren Komplikationen (Leydhecker, 1989). Erst gegen Ende des 19. Jahrhunderts konnten diese beiden Mängel behoben werden. Eine Hornhautnaht wurde im ersten Drittel des 20. Jahrhunderts von E. Kalt empfohlen und praktiziert. In den zwanziger Jahren etablierte sich zunehmend die intrakapsuläre Extraktion (ICCE) der Linse mittels einer Pinzette. Dabei wurde die Linse samt Kapsel aus dem Auge entfernt. Der Vorteil lag in einer geringeren Komplikationsrate. Nachteile ergaben sich durch häufige Verletzungen der vorderen Glaskörpergrenzmembran mit Prolaps des Glaskörpers in die Vorderkammer. Eine weitere Verbesserung bestand in der Verwendung eines Kryo-Extraktors sowie der Einführung von Mikroskopen in der Augen Chirurgie, welche die Staroperation noch sicherer machten (Toellner, 1990). Bisher gab es aber noch keine andere Möglichkeit als die fehlende Linse

## 2. Einleitung

---

durch eine so genannte Starbrille zu ersetzen, welche aufgrund der Gläserstärke ein enormes Gewicht hatte, eine beschränkte Sehqualität lieferte, das Gesichtsfeld stark einschränkte und die Patienten zudem kosmetisch entstellte (Dabezies, 1979).

Die klinische Geschichte der künstlichen Intraokularlinse begann nach dem 2. Weltkrieg mit der eher zufälligen Entdeckung, dass Plexiglassplitter (Polymethylmethacrylat, PMMA) geborstener Flugzeugkanzeln im Auge verwundeter Piloten keinerlei chronische Fremdkörperreaktionen hervorriefen. Diesem Umstand und der Pionierarbeit von H. Ridley ist es zu verdanken, dass man endlich ein geeignetes Material für die Herstellung von Kunstlinsen fand (Apple and Sims, 1996; Auffarth et al., 2001).

Dieses hochtransparente Material kennen seitdem Millionen Menschen auch im wahrsten Sinne des Wortes aus eigener Anschauung: künstliche Linsen ermöglichen ihnen als implantierte Intraokularlinsen oder als Kontaktlinsen scharfes Sehen. Die Tatsache, dass das Material sich im menschlichen Körper inert verhält, geht mit sehr günstigen Verarbeitungseigenschaften einher. Durch eine Heparinbeschichtung der Oberfläche konnte die PMMA-Linse noch biokompatibler gemacht werden (Mester et al., 1998). Zur erfolgreichen Anwendung als Material von Intraokularlinsen kamen später weitere Materialien wie hochbrechendes Silikon, hydrophile und hydrophobe Acrylate.

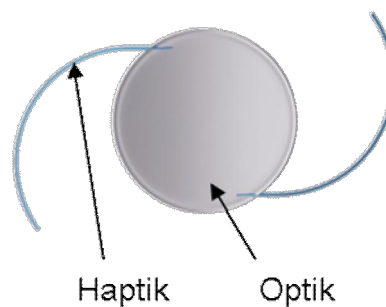


Abbildung 1: Aufbau einer Intraokularlinse

Eine moderne Intraokularlinse (IOL) besteht aus einem Halteapparat – der Haptik - und einem optischen Teil(s. Abbildung 1).



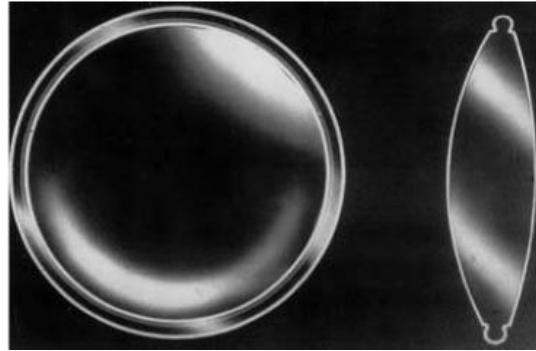


Abbildung 2: Plastische Skizze der ersten Ridley-Linse (Krystina Srodulski)  
(aus: Ophthalmologe, Band 98, 2001, Seite 1040)

Sir Harold Ridley implantierte die erste Intraokularlinse beim Menschen nach extrakapsulärer Kataraktextraktion am 29.11.1949 chirurgisch erfolgreich (Ridley, 1951). Jedoch waren die postoperativen Refraktionswerte mit  $-18 \text{ sph} -6 \text{ cyl } 120^\circ$  aus heutiger Sicht desaströs. Es war eine einfache PMMA-IOL ohne Haptik, sie war der natürlichen Linse nachempfunden und wurde im Kapselsack fixiert. Nach entsprechenden Modifikationen implantierte Ridley 750 Linsen bis zum Jahr 1959. Aufgrund des hohen Gewichtes (112mg) und der groben Operationstechnik kam es häufig zu Komplikationen wie Linsenluxationen und entzündlichen Reaktionen. Nur wenige Ophthalmologen folgten Ridley. Die nach Apple (2001) so genannte erste Generation der Intraokularlinsen wurde durch Parry (1954) und Epstein (1957) im Design und den Implantationstechniken modifiziert. Die zweite Generation waren die ersten Vorderkammerlinsen (VKL) Anfang der 50er-Jahre bis Anfang der 60-Jahre. Man hoffte auf eine bessere Zentrierung durch den Kammerwinkel. Es wurden starre und semistarre VKLs nach Baron (1952, 1954), Scharf (1953) oder Strampelli (1953) sowie flexible und semiflexible unterschieden. Durch Modifikation der Dannheim-Linse entwickelte Barraquer (1959) die erste offenschlaufige Intraokularlinse mit J-Haptik (ähnlich Abbildung 1). Dieser Schritt beeinflusste maßgeblich die Linsenentwicklung der folgenden Jahrzehnte. Komplikationen dieser Generation waren: Kontakt zum Hornhautendothel nach einigen Jahren durch Biodegradation der Nylonhaptiken; schwerste entzündliche Reaktionen und Erosionen in uvealen Strukturen durch schlechte Herstellungstechniken, Residuen vom Sterilisationsprozess sowie prinzipielle Designfehler. Die Zahl der Komplikationen führte zu einem neuen Fixationsort, die irisfixierten Linsen (dritte Generation). Die ersten von Epstein entwickelten, wurden bereits 1953 in Südafrika implantiert. Langfristig kam es jedoch zu Irispigmentepitheldefekten und Pigmentdispersionsglaukomen. Die erste Iris-Clip-Linse mit 4 Haptiken wurde 1957 von Binkhorst (1959) vorgestellt. Modifiziert von Fyodorov (1969) mit 6 Haptiken und von Worst (1968) mit Fixationslöchern im Optikbereich konnte das

Dislokationsproblem gemindert, aber wegen Biodegradation der Nylonnähte nicht gelöst werden. Auch andere Nähte aus Stahl und anderen Metallen sowie mit Platinclips ergaben immer wieder Probleme mit Erosionen im Irisgewebe und auch Endotheldekompensationen. Schließlich fand Worst zu einem neuen Konzept mit der Iris-Klauen-Linse, wobei mittels zweier Schlitze in den beiden Haptiken die Linse in der mittleren Irisperipherie das Gewebe einklemmt. Die Zweischlingen-Iris-Clip-Linse von Binkhorst (1964) wurde speziell zur iridokapsulären Fixation entwickelt, nachdem er herausfand, dass es zu einer deutlich stabileren Fixation führt, wenn seine Vierschlingenlinse nach extrakapsulärer Kataraktextraktion (ECCE) mit den beiden hinteren Haptiken im Kapselsack fixiert wird. Damit lieferte er einen entscheidenden Schritt für die spätere Entwicklung der Hinterkammerlinsen. Die vierte Generation bestand wiederum aus Vorderkammerlinsen. Bei den frühen Formen gab es erneut häufig Komplikationen aufgrund inkorrekturer Größen, „Käsehobel-Effekt“ bei geschlossenen Haptikschlaufen und scharfen Rändern von unlizenziierten Kopien anderer Hersteller der Choyce-Linse Mark IX (UGH-Syndrom – Uveitis, Glaukom, Hyphäma). Nachdem die industrielle Fertigung entscheidende Fortschritte machte sank bei den modernen Vorderkammerlinsen die Komplikationsrate deutlich, so dass einige Modelle sogar heute noch implantiert werden.

Mit Einführung der Operationsmikroskope durch Harms und Mackensen (1967) sowie der Entwicklung der Phakoemulsifikation der Linse durch Kelman (1974) und deren langsame Verbreitung und Weiterentwicklung in den 70er- und 80er- Jahren wurde die ECCE wieder erstarkt und verdrängte so langsam die intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE). Damit gewann auch die Kapselsackfixation wieder an Verbreitung und begründete die fünfte Generation, die Hinterkammerlinsen (HKL), welche aus Universal- und VKL-Designs hervorgingen. Es entstanden die PMMA-HKL ein- und dreistückig, Weichlinsen aus Silikon und Speziallinsen (Bi-, Tri- und Multifokallinsen sowie expansible und injizierbare Linsen). Einige davon sind noch im experimentellen Stadium. Durch die Weiterentwicklung und Verbesserung der Phakoemulsifikationstechniken, die Einführung der Hydrodissektion durch Faust (1984) und der Kapsulorhexistechnik durch Neuhann (1987) und Gimbel (1990) Ende der 80er- Jahre konnte eine konsequente Kapselsackimplantation der Linse ermöglicht werden. Damit verschwand auch eine Komplikation, die sonst in den Sulkus implantierten Linsen – der Propeller-Effekt (die dislozierten Linsen bewegten sich propellerartig und radierten dabei das Pigmentepithelblatt der Iris ab). Nur durch die Kapselsackimplantation konnte dies verhindert werden. Mit Entwicklung der Faltilinsen Anfang der 90er Jahre wurden

durch Kleinschnitttechniken die Linsen gefaltet oder mithilfe eines Injektors eingebracht (Auffarth and Apple, 2001).

Gegenwärtig wird bei der Kataraktoperation routinemäßig eine individuell berechnete, Intraokularlinse in den Kapselsack implantiert. Es stehen dabei verschiedene Modelle aus unterschiedlichen Materialien zur Verfügung.

In den vergangenen Jahren konnten wesentliche Probleme der Kataraktchirurgie wie Stabilität der Linse im Kapselsack, postoperativer Astigmatismus und Nachstar weitgehend gelöst werden (Davison, 1981, 1991; Hsieh, 1998; Apple and Werner, 2001; Minassian et al., 2001). Die Operationstechniken wurden durch den Einsatz besserer Instrumente ständig verfeinert. Mit neueren Linsenmaterialien wie hochrefraktivem Silikon oder Acrylaten wurde es möglich, faltbare Linsen mit geringerer Mittendicke herzustellen (Blaydes, 1989). Somit konnten die Schnitte zur Implantation der Linse auf unter 3 mm verringert werden, was das Operationstrauma, das damit verbundene Infektionsrisiko (Chee and Bacsal, 2005) und den postoperativen Astigmatismus deutlich reduzierte. Bei neuesten Linsen-Modellen kommt die so genannte Mikro-Kleinschnitt-Technik (microincision cataract surgery, MICS) mit Schnitten von 1,5mm oder kleiner zum Einsatz, was den induzierten Astigmatismus praktisch aufhebt. Diese kleinen Hornhautschnitte benötigen keine Naht mehr. Durch den Einsatz von Fibrinkleber kann die Wunde stabilisiert und die Bindehaut ebenfalls ohne Naht sicher adaptiert werden (Mester et al., 1993). Eine weitere Entwicklung stellt die so genannte „Clear Cornea“ Technik dar. Bei dieser erfolgt der stufenförmige Schnitt mit Eröffnung der Vorderkammer limbusnah durch die Hornhaut. Durch die Kleinschnitttechnik wurde es möglich, die Operation lediglich in Tropfanästhesie durchzuführen. Da die gesamte Operation vollständig "unblutig" verläuft, ist auch eine Antikoagulation (z.B. eine Marcumartherapie) keine Kontraindikation gegen eine Operation des grauen Stares. Erste Untersuchungen dieser Technik haben keinerlei Nachteile gegenüber dem Skleratunnel gezeigt (Lendi and Gonvers, 1996; Karp et al., 2001). Neue Arbeiten hingegen zeigen Nachteile hinsichtlich eines erhöhten Infektionsrisikos aufgrund geringer Druckbelastbarkeit und damit verbundenen Flüssigkeitseintritt ins Auge über den Wundkanal (Cosar et al., 2001; McDonnell et al., 2003; Taban et al., 2004; Taban et al., 2005b). Gleiches betrifft auch so genannte bimanuelle Katarakt-Operationen, bei denen ein zweiter Kanal über eine Parazentese angelegt wird, damit ein besseres Handling im Auge ermöglicht wird (Kehdi et al., 2005).

Bei Endophthalmitiden nach Katarakt-Operationen fand Valenton (1996) verschiedene

## 2. Einleitung

---

Erreger wie Bakterien und Pilze, die teilweise im Ductus nasolacrimalis oder auch in verunreinigten Instrumenten nachgewiesen wurden. Ausschlaggebend für die erfolgreiche Therapie ist der frühzeitige Therapiebeginn, da sonst ein Verlust des Auges droht (Mendicute et al., 2000; Taban et al., 2005a). Eine entsprechende Aufklärung der Patienten über die Symptomatik ist daher unerlässlich.

Nachdem die chirurgischen Methoden als auch Materialien und Form der IOL über 30 Jahre optimiert wurden, wendet man sich seit neuerem der optischen Qualität der Intraokularlinse zu, der man bisher wenig Aufmerksamkeit widmete.

Zur Gewährleistung einer optimalen Sehschärfe (Visus) nach einer Katarakt-Operation ist die Abbildungsqualität der Intraokularlinse von entscheidender Bedeutung. Um die Abbildungsqualität optischer Systeme zu beschreiben, werden verschiedene Begriffe, wie Sehschärfe (Visus), Kontrast (Modulation) und Sehqualität verwendet.

Die „Sehschärfe“ (Visus) wird in der Praxis üblicherweise mittels normierter Sehzeichen geprüft. Gemessen wird der geringste Abstand von zwei Punkten (oder Linien), die noch getrennt wahrgenommen werden (minimum separabile). Ein Standardzeichen sind die sogenannten Landolt-Ringe. Dabei ergibt der Kehrwert der schmalsten Öffnung im Landolt-Ring gemessen in Bogenminuten (1 Bogenminute = 1/60 Grad, auch Winkelminute oder Minute) den Zahlenwert des Visus.

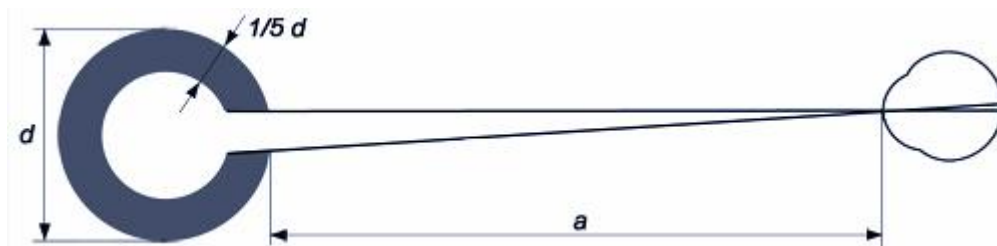


Abbildung 3: Landolt-Ring (ITIV/Karlsruhe)

Wird ein Öffnungswinkel von einer Bogenminute sicher erkannt, so beträgt der Visus 1,0 oder 100%. Bei zwei Bogenminuten entspricht dies einem Visus von 0,5 oder 50%.

Sehschärfe und Bogenminute sind im Grunde ein Maß für dieselbe physikalische Größe. In klinischen Studien werden derzeit üblicherweise die normierten ETDRS-Tafeln (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Charts) verwendet. Diese ermöglichen eine Visusprüfung im Bereich 0,1 bis 2,0 in 14 Stufen im Bereich 0,1 logE. Es werden jeweils 5 Sehzeichen mit gleichem Schwierigkeitsgrad und gleichem Schwellenkriterium je Zeile angeboten. Damit ist unter definierten Beleuchtungsverhältnissen ein direkter Vergleich

## 2. Einleitung

---

verschiedener Studienergebnisse möglich (Arditi and Cagenello, 1993; Rosser et al., 2003).

Für die Messung des Kontrastes bedient man sich eines so genannten Kosinusgitters mit unterschiedlichen Ortsfrequenzen (Zahl der Linienpaare pro Grad oder mm).

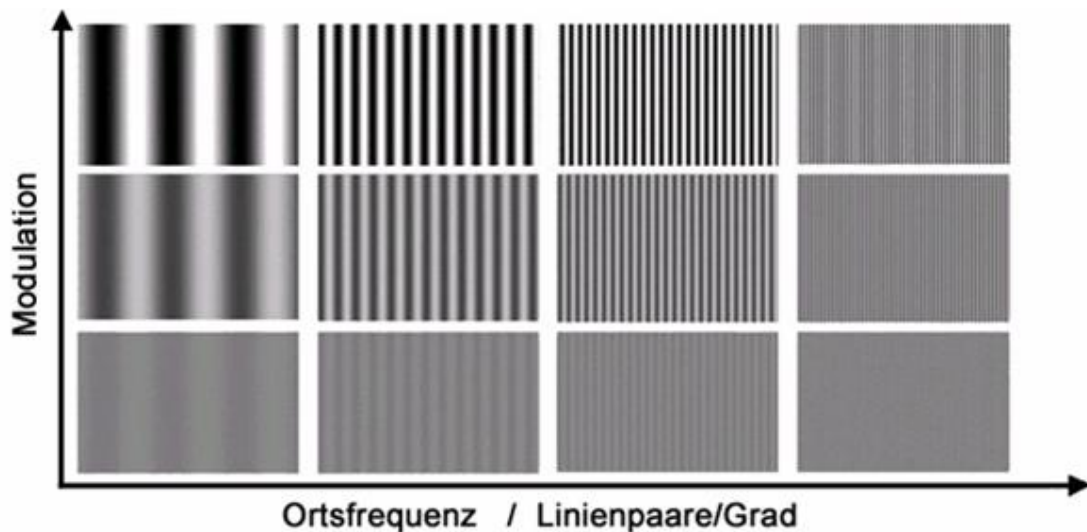


Abbildung 4: Beispiele für verschiedene Ortsfrequenzen (ITIV/Karlsruhe)

Wie man aus Abbildung 4 erkennen kann, ist die Fähigkeit das Streifenmuster zu erkennen zum einen abhängig von dem Kontrast (auch Modulation), dies ist der Unterschied zwischen hellster und dunkelster Fläche des Streifenmusters zum anderen von der Ortsfrequenz (Streifendichte) des Kosinusgitters.

Bei der üblichen Sehschärfepfung handelt es sich um eine Hochkontrastprüfung (schwarze Optotypen auf weißem Grund = 100% Kontrast), die bei weitem nicht die ganze Sehqualität erfasst. So wird z.B. die Sehschärfe bei geringerem Kontrast routinemäßig im klinischen Alltag nicht geprüft. Im täglichen Leben werden wir jedoch überwiegend mit geringeren Kontrasten konfrontiert: z.B. Sehen bei Dämmerung, Autofahren bei Nacht etc. (Ginsburg et al., 1982; Lachenmayr and Pateras, 1987; Auffarth et al., 1994; Ginsburg, 1996; Grosskopf and Eisenmann, 1997; Lord and Menz, 2000; McGwin et al., 2000; Lord and Dayhew, 2001; Owsley et al., 2001; Rubin et al., 2001; Abdelhafiz and Austin, 2003).

Das Kontrastsehen nimmt mit zunehmender Pupillenweite ab (Liang and Williams, 1997; Williams et al., 2000). Das bedeutet, dass wir bei schlechten Lichtverhältnissen (mesopisch, skotopisch) besonders unter nachlassenden Kontrastsehen leiden.

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt sind Veränderungen unseres visuellen Systems mit zunehmendem Alter. Nio et al. (2000) fanden heraus, dass es einen bedeutsamen Verlust der Sehqualität im Alter hinsichtlich der Kontrastempfindlichkeit gibt. Mehrere Untersuchungen

konnten auch mit Hilfe von objektiven Messungen einen fast linearen Rückgang der retinalen Bildqualität mit zunehmenden Alter nachweisen (Artal et al., 1993; Guirao et al., 1999; Guirao et al., 2000; 2002; 2003b).

Obwohl die Implantation einer optisch klaren IOL verglichen mit einer Brillenkorrektur dem Patienten eine höhere Kontrastempfindlichkeit bietet, so ist dennoch die Kontrastempfindlichkeit des pseudophaken Auges deutlich geringer als die von jungen Patienten (Aggarwal et al., 1999). Da die heutigen IOL der natürlichen Linse bezüglich der optischen Eigenschaften gleichwertig sind oder sie sogar übertreffen (Nio et al., 2003), liegt es daher nahe, dass andere Faktoren für die teilweise enttäuschenden funktionellen Ergebnisse einer sonst perfekten Kataraktchirurgie verantwortlich sind. Besonders sei hier auf die Nachfahrtauglichkeit von pseudophaken Patienten verwiesen, welche in der Regel deutlich eingeschränkt ist (Auffarth et al., 1994; Monestam et al., 2005).

Zum Verständnis der vorliegenden Arbeit soll das optische System des Auges detaillierter betrachtet werden.

In einem optischen System findet man reflektierende oder brechende, ebene und gekrümmte Flächen. Diese unterliegen im Allgemeinen den Gesetzen der Strahlenoptik.

Die Wellenoptik spielt hier insofern eine Rolle, da durch Beugung an den Blendöffnungen und Linsenfassungen sowie bei der Verteilung im Punktbild gewisse strahlenoptische Abweichungen des Strahlenverlaufes durch optische Abbildungsfehler (Aberrationen, Wellenfront-Fehler) entstehen.

Bei allen Abbildungssystemen mit gekrümmten Flächen wird ein einzelner Objektpunkt niemals genau in einem Bildpunkt abgebildet. Jedes optische System besitzt daher Aberrationen, die zu einer gewissen Bildunschärfe führen.

Bei den Aberrationen des Auges unterscheidet man:

*Die sphärische Aberration – Öffnungsfehler.* Die sphärische Aberration ist achsensymmetrisch und wird durch jede sphärisch gekrümmte Oberfläche hervorgerufen. Durch eine kleine Blende (Miosis) lässt sich diese Aberration im optischen System reduzieren. Mit zunehmender Blende (Mydriasis) nimmt auch der Bildfehler durch die sphärische Aberration zu. Sie entsteht durch unterschiedlich starke Lichtbrechung in Abhängigkeit vom Abstand zur optischen Achse. D.h., Lichtstrahlen werden im peripheren Bereich einer Linse stärker gebrochen als Strahlen, welche durch das Zentrum der Linse

## 2. Einleitung

---

treten (s. Abbildung 5). Die sphärische Aberration wird wesentlich von der Linsenorientierung und der Linsenoberfläche bestimmt (s. Abbildung 6).

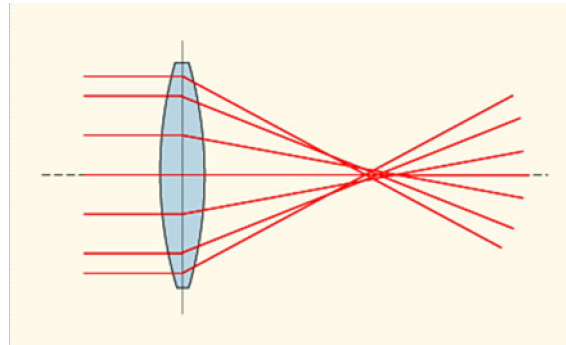


Abbildung 5: Sphärische Aberration

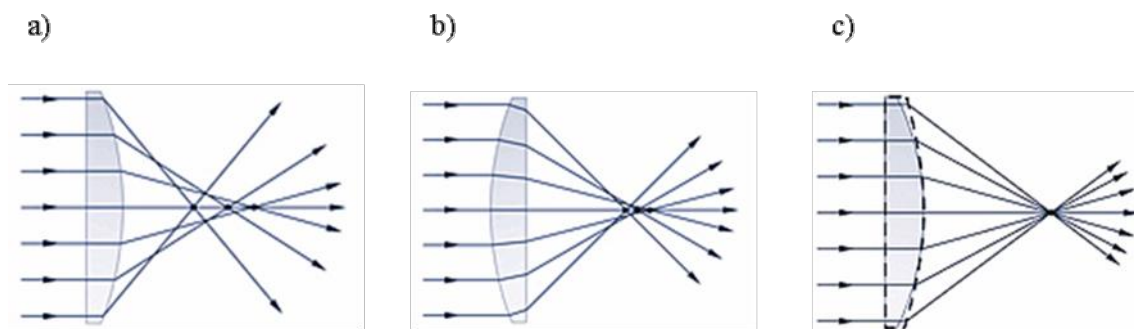


Abbildung 6: Auswirkung auf die sphärische Aberration bei unterschiedlicher Linsenorientierung (a und b) und bei unterschiedlicher Linsenoberfläche (a und b sphärisch, c asphärisch)

*Die dezentrische Aberration* – Da das Auge kein zentrisches System ist, zeigt infolge der ungenügenden Zentrierung der abbildenden Strukturen des Auges das bilderzeugende Strahlenbündel Asymmetrien, die einen Astigmatismus zur Folge haben.

*Die diffraktive Aberration* – In Folge der Lichtbeugung am Pupillenrand werden punktförmige Objektpunkte als Beugungsscheibchen auf der Netzhaut abgebildet. An einer kreisförmigen Öffnung ergibt sich aus der Theorie der Beugung bei einem Durchmesser der Eintrittspupille von 2,4 mm, einer Brennweite von 22,2 mm und einer Lichtwellenlänge von 550 nm ein Durchmesser des Beugungsscheibchens von 6,2  $\mu\text{m}$ , was näherungsweise dem dreifachen Durchmesser eines Photorezeptors entspricht.

*Die Koma* (Abbildung 7) – Hier handelt es sich um einen asymmetrischen Öffnungsfehler, bei dem sich an Stelle des kreisförmigen Bildscheibchens sehr störende Zerstreuungsfiguren zeigen. Im einfachsten Fall ergibt sich eine tropfen- oder kometenartige Zerstreuungsfigur mit ungleichmäßiger Lichtverteilung. Die Koma und auch die sphärische Aberration werden sehr stark durch die Stellung der Blende (Pupille) beeinflusst.

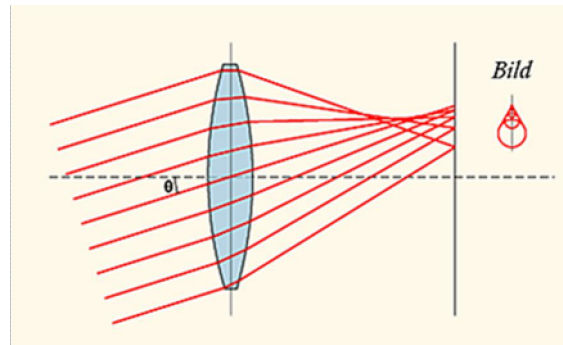


Abbildung 7: Koma

Die *chromatische Aberration* (Abbildung 8) – Die Wellenlängenabhängigkeit des Brechungsindex  $n(\lambda)$  (Dispersion lichtbrechender Medien), ist die Ursache der chromatischen Aberration. Am Normauge nach Gullstrand findet sich ein chromatischer Brechwertunterschied von 3,5 dpt zwischen den Wellenlängen 380 nm und 780 nm. Die Refraktionsdifferenz ist klinisch bedeutsamer. Die chromatische Refraktionsdifferenz entspricht im blauen Spektrum Myopien von -1 bis -2 dpt, während im roten Spektrum Hyperopien von rund +0,5 dpt vorliegen. Als emmetrope Wellenlänge wird ein Wert von 586,56 nm (Helium-d-Linie) angenommen (Paul, 2003).

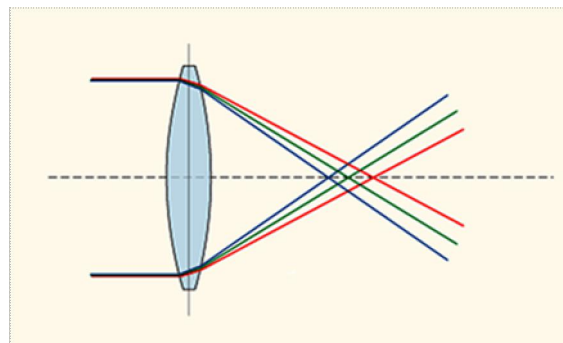


Abbildung 8: Chromatische Aberration

Beim Betrachten von Randschärfen, Auflösungsgrenzen, Brennweiten- und Bildfehlerbestimmung spielen wellenoptische Methoden zur Erfassung dieser optischen Aberrationen eine wichtige Rolle. Eine Methode zur Bestimmung sind Wellenfront-Sensoren, mit denen man in der Lage ist, die okuläre Aberrationen zu messen (s. Kapitel 3.7).

Man verwendet in der Beschreibung okulärer Aberrationen vereinfachte Modelle, da hier im Detail sehr komplexe physikalische Zusammenhänge vorliegen.

Das wohl einfachste und gut verständliche Modell, ein optisches System wie das menschliche Auge zu untersuchen und zu beschreiben, ist die Betrachtung des Abbildes (Strahlenfigur) einer punktförmigen Lichtquelle. Dabei entsteht aufgrund der Beugungseffekte an der



## 2. Einleitung

---

begrenzten optischen Öffnung der Linse eine konzentrische Ringstruktur, man nennt sie auch Airy-Ringe. Das dabei entstehende Bild wird als Punktverteilungsfunktion (engl. Point Spread Function, PSF) bezeichnet. Die Breite der PSF ist ein Maß für die Winkelauflösung. Die Strehl-Zahl  $S$  ist das Verhältnis der maximalen/zentralen Intensität der PSF zur maximalen/zentralen Intensität der Airy-Funktion. Je höher die Strehl-Zahl ist (maximal 1), desto besser ist auch die Winkelauflösung. Von einer beugungsbegrenzten Auflösung spricht man ab einer Strehl-Zahl  $>0,8$ . Mittels einer Fourier-Transformation (FFT) kam man aus der PSF die Modulations-Transfer-Funktion (MTF) berechnen und erhält damit die Sichtbarkeitskurve für ein ideales und ein typisches optisches System. Die Güte einer Abbildung ist von dem Auflösungsvermögen (Schärfe) und dem Kontrast des optischen Systems abhängig, dieser beiden Größen werden bei der MTF gleichzeitig berücksichtigt.

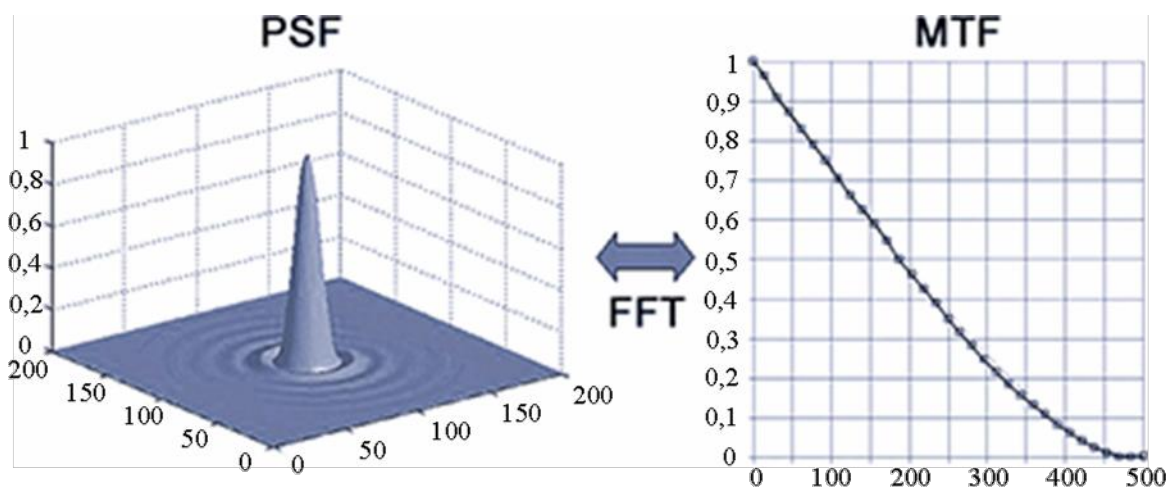


Abbildung 9: Mathematische Beziehung zwischen PSF und MTF

Anhand der typischen Sichtbarkeitskurve lässt sich die Abbildungsqualität eines optischen Systems beschreiben.

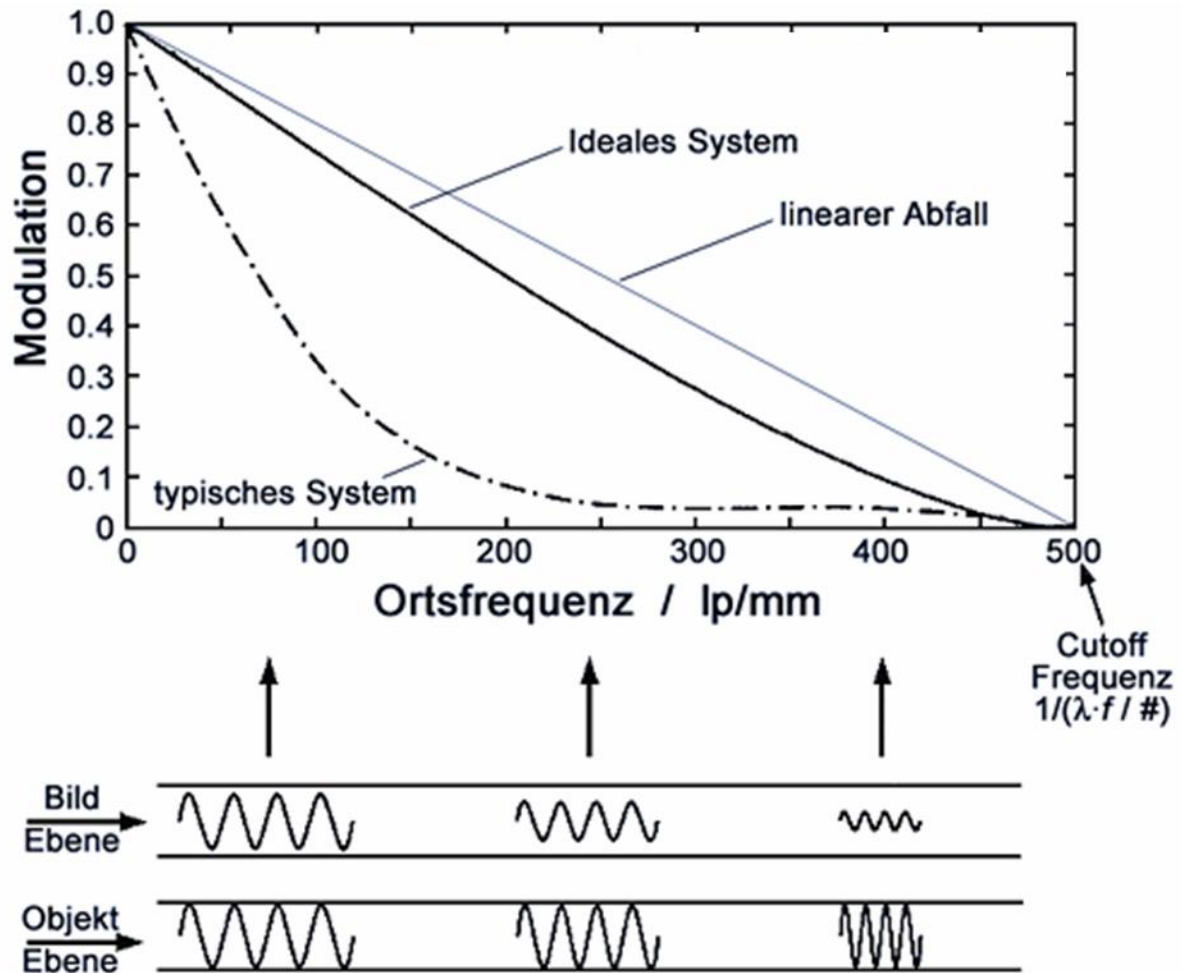


Abbildung 10: MTF-Kurve einer IOL

Zur Beurteilung und Beschreibung okulärer Aberrationen bedient man sich der Zernike-Polynome (s. Kapitel 6.3). Damit ist man in der Lage, die Aberrationen in verschiedene Ordnungsgrade zu teilen. Die Aberrationen werden in niedrigere und höhere Ordnung unterteilt. Die Notierung erfolgt standardisiert im Doppel-Index Format (z.B. Z (4,0) für die sphärische Aberration) (Thibos et al., 2002). Angeordnet ergibt sich eine Pyramidenform (Abbildung 11).

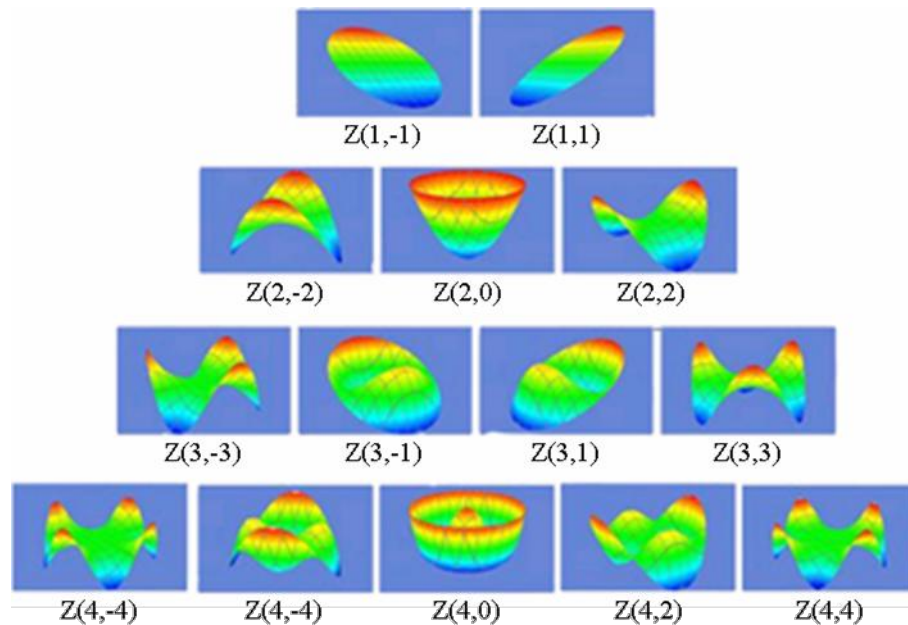


Abbildung 11: Zernike Polynome bis vierte Ordnung

Zu denen niedriger Ordnung zählen Verkippung, Defokussierung und astigmatische Aberrationen – welche einen Anteil von 96% der okulären Aberrationen ausmachen. Zu den Aberrationen höherer Ordnung (4%) zählen Koma, Dreiblattfehler (Trefoil), sphärische Aberration (SA), Astigmatismus höherer Ordnung, Vierblattfehler (Quatrofoil) usw. (s. Seite 78)

Nicht alle Aberrationen höherer Ordnung haben den gleichen Einfluss auf die Sehqualität.

Mrochen und Seiler (2001) fanden Aberrationen höherer Ordnung bei 98% der Patienten mit einer Pupillenweite von 4,5mm, die zu einer verminderten Qualität des Netzhautbildes führen.

Untersuchungen von Applegate (Applegate et al., 2002) ergaben, dass die sphärische Aberration  $Z(4,0)$  unter den Aberrationen höherer Ordnung den größten Einfluss hat.

Vereinfacht lässt sich sagen, je höher und je zentraler die Wellenfront-Fehler in der Zernike-Pyramide (s. Abbildung 11) liegen, desto stärker wird die Sehqualität beeinflusst.

Will man die Abbildungsqualität des Auges mittels Aberrationen beschreiben, so muss man vor allem zwei Strukturen des optischen Systems –Hornhaut und Linse - näher untersuchen. Bei der Aberration der Hornhaut betrachtet man die Vorderfläche allgemein als äußere Optik und Hornhaurückfläche, Kammerwasser, Linse, Glaskörper sowie die Netzhaut als innere Optik.

Die Hornhaut ist in ihrem Aufbau ein mehrschichtiges, prolates System. Der zentrale Krümmungsradius beträgt im Mittel 7,8 mm und nimmt vom Zentrum zur Peripherie hin zu.

## 2. Einleitung

---

Ihr Durchmesser liegt zwischen 10 und 13 mm. Die Hornhaut weist keine sphärische Geometrie auf. Zur Peripherie hin flacht sie ab, wodurch ihre sphärische Aberration reduziert wird. Es resultiert dennoch eine positive sphärische Aberration der Hornhaut.

Um die Hornhaut auszumessen und deren Aberrationen zu bestimmen, bedient man sich in der Regel eines Hornhauttopografie-Gerätes und kann dann mit einem geeigneten Programm die Aberration der Hornhautvorderfläche errechnen.

Oshika et al. (1999), Guirao et al. (2000) sowie Wang and Koch (2003a) zeigten, dass die positive sphärische Aberration der Hornhaut im Alter zunimmt. Die Größe der Abweichung ist jedoch zu gering, um den gemessenen Rückgang der retinalen Bildqualität im Alter auszumachen. Amano et al. (2004) konnten dagegen keine Zunahme der sphärischen Aberration der Hornhaut bestätigen, zeigten jedoch, dass die Koma der Hornhaut und des gesamten Auges mit dem Alter zunimmt. Allerdings konnten sie eine Zunahme der sphärischen Aberration des gesamten Auges feststellen. Es muss also noch andere Veränderungen des alternden Auges geben, welche die Veränderung der sphärischen Aberration des gesamten Auges bedingen.

Die natürliche menschliche Augenlinse ist eine Bikonvexlinse. Ihre Brechkraft ist altersabhängig und liegt zwischen 19 und 33 dpt. Aufgrund der Veränderung ihrer Krümmung ist sie in der Lage, die Brechkraft des Auges an unterschiedliche Einstellentfernungen anzupassen. Die Augenlinse ist von der Linsenkapsel umgeben, unter deren Vorderfläche sich das Linsenepithel befindet. Dieses verfügt in Äquatornähe innerhalb der germinativen Zone über teilungsfähige Zellen, die durch kontinuierliche Zellteilung die Linsenfasern bilden. Die Zahl der Linsenfasern mit rund 1,7 Millionen bei der Geburt hat sich bis zum 80. Lebensjahr mehr als verdoppelt. Die Augenlinse wird durch die stetige Bildung neuer Linsenfasern immer dicker (appositionelles Wachstum) (Scammon and Hesdorffer, 1937), wodurch sich der bei jungen Menschen sehr elastische Linsenkern mit zunehmendem Alter verhärtet. Für die Entstehung der Alterssichtigkeit (Presbyopie) wird vor allem diese so genannte Kernsklerose als Ursache angesehen.

Die Linse weist vom Kern zur Peripherie hin eine gradientenförmig verlaufende Brechzahl auf und hat damit einen wesentlichen Einfluss auf die sphärische Aberration des gesamten Auges. Der Brechungsindex  $n$  (Brechzahl) ist eine Materialkonstante und mit der Wellenlänge  $\lambda$  veränderlich. Angaben des Brechungsindex beziehen sich auf eine Wellenlänge von 546 nm. Im Kern beträgt die Brechzahl der Linse 1,416 und nimmt zu Peripherie hin - auf

unter 1,32 - ab (Kammerwasser besitzt eine Brechzahl von 1,336).

Die Größe der Brechzahl steht im direkten Zusammenhang mit dem Proteingehalt der Linse. Der Proteingehalt liegt in der Linsenrinde zwischen 20 % und 27 %, während er im Kern auf 32 % ansteigt.

Die Abnahme der Sehschärfe und der Kontrastempfindlichkeit mit zunehmendem Alter wurde für gewöhnlich der Linsenveränderungen zugeschrieben (Owsley et al., 1983). Glasser and Campbell (1998) führten in vitro optische Messungen menschlicher Linsen unterschiedlichen Alters durch. Mit modernen optischen Verfahren waren sie in der Lage, eine negative sphärische Abweichung bei jungen gesunden Linsen festzustellen. Ferner stellten sie fest, dass die sphärische Aberration mit dem Alter zunimmt und im Alter von etwa 40 Jahren positiv wird (Smith et al., 2001; Artal et al., 2002). Ebenfalls nimmt ab dem 40. Lebensjahr auch die Dichte des Linsenkernelns und die Dicke der gesamten Linse kontinuierlich zu (Kashima et al., 1993). Dabei korreliert die Dicke der gesamten Linse ab dem 8. bis zum 40. Lebensjahr mit dem Lebensalter; ab dem 40. Lebensjahr ist diese Korrelation statistisch nicht mehr signifikant (Alio et al., 2005b). Calver et al. (1999) konnten eine Zunahme der okulären Aberrationen mit dem Alter nachweisen, was mit einem Verlust der Kontrastempfindlichkeit gerade in Mydriasis einhergeht (McLellan et al., 2001; Brunette et al., 2003).

Zusammenfassend kann daher festgehalten werden, dass bei jungen Menschen demnach die Linse einen Teil der positiven Hornhautaberration kompensiert, wodurch eine gute Abbildungsqualität durch das Hornhaut-Linsen-System ermöglicht wird (el-Hage and Berny, 1973; Artal and Guirao, 1998; Artal et al., 2001).

Es liegt nahe, dass diese kompensierende Fähigkeit durch die positiv werdende sphärische Aberration der Linse mit zunehmendem Alter verloren geht. Aber auch mit der Implantation einer Intraokularlinse bleibt die sphärische Aberration erhöht (Atchison, 1991). Grund dafür ist, dass eine konventionelle bikonvexe Intraokularlinse, ebenso wie die natürliche Linse des älteren Menschen, der positiven sphärischen Aberration der Hornhaut nicht entgegen wirkt. Bei der Untersuchung verschiedener konventioneller Intraokularlinsen wurden Aberrationen höherer Ordnung, vor allem eine positive sphärische Aberration gemessen (Villarrodona et al., 2004). Dies hat einen starken Einfluss auf die MTF, insbesondere bei Intraokularlinsen aus einem Material mit niedrigem refraktivem Index wie zum Beispiel Silikon (Norrby et al., 1998). Die sphärische Aberration  $Z(4,0)$  spielt demnach eine entscheidende Rolle für die Abbildungsqualität des Auges, auch nach einer Kataraktoperation mit Implantation einer IOL.

## 2. Einleitung

---

Auf der Grundlage dieser Befunde entstand der Ansatz, bei der Kataraktoperation der zunehmenden sphärischen Aberration des alternden Auges entgegen zu wirken. Folglich musste eine IOL entwickelt werden, welche die sphärische Aberration des gesamten Auges gegen Null führt, um so die retinale Bildqualität und damit verbunden die Sehleistung auf die Situation im jugendlichen Auge zurückzuführen.

Dies ist durch Modifizieren einer oder beider Oberflächen der IOL möglich.

Der Entwicklung einer entsprechenden Linse ging die Bestimmung der Hornhaut-Aberration bei 71 Patienten vor Katarakt-OP voraus (Piers, P. et al., 2004). Es wurden am Tag vor der Operation die Hornhaut-Topographie aufgezeichnet und am Einflächenmodell der Hornhaut nach der Methode von Guirao und Artal (2000) die Wellenfront-Aberration für jeden Patienten berechnet. Die statistische Auswertung ergab für eine 6 mm weite Pupille eine korneale sphärische Aberration  $Z(4,0)$  von  $0,27\mu\text{m}$ . Diese Messungen waren die Basis für die Konstruktion der ersten rotationssymmetrischen, asphärischen IOL, welche die mittlere sphärische Aberration der Hornhaut ausgleicht, die Tecnis Z9000 (2001, Pharmacia, Groningen, Niederlande).

Diese faltbare, equi-bikonvexe Linse aus hochbrechendem Silikon ( $n=1,46$ ) hat eine modifizierte, prolata, asphärische vordere Oberfläche. Messungen auf der optischen Bank ließen eine Verbesserung des Kontrastsehens gegenüber herkömmlichen sphärischen IOL's erwarten. Zur klinischen Prüfung wurde die vorliegende vergleichende Studie durchgeführt.

Ziel der Studie war, die postoperative sphärische Aberration des Auges sowie die Sehqualität im Vergleich zu einer konventionellen IOL zu bestimmen. Dazu wurden folgende Messungen durchgeführt:

- bestkorrigierte Sehschärfe unter verschiedenen Lichtverhältnissen mittels ETDRS-Tafeln,
- Kontrastempfindlichkeit,
- Wellenfront-Aberration,
- Pupillenweite.

In dieser klinischen, randomisierten, offenen Studie wurde die Tecnis Z9000 mit einer faltbaren, bikonvexen, sphärischen IOL – der SI40 von Allergan, Irvine, CA, USA – intraindividuell verglichen.

### 2.1 FRAGESTELLUNG

- ☉ Ist es möglich, die okuläre sphärische Aberration durch eine Intraokularlinse mit bestimmter Asphärizität zu reduzieren?
- ☉ Bewirkt eine Veränderung der sphärischen Aberration eine Verbesserung der Sehqualität?
- ☉ Welche Augen haben den größten Gewinn durch diese Intraokularlinse?
- ☉ Gibt es negative Effekte?

## 3. MATERIAL UND METHODEN

### 3.1 STUDIENAUFBAU

Die Hinterkammerlinsen Tecnis Z9000 (Pharmacia, Groningen, Niederlande) und Allergan SI40 (Irvine, CA, USA) wurden miteinander verglichen. In diese prospektive Studie von Juni 2001 bis August 2001 wurden 45 Patienten eingeschlossen, welche sich an beiden Augen einer Kataraktoperation unterzogen. Die Nachbeobachtungszeit betrug 3 Monate. Die Linsen wurden intraindividuell verglichen. Jeder Patient bekam eine Tecnis Z9000 und eine Allergan SI40 implantiert (s. Linsendaten Kapitel 6.1). Über eine Zufallsliste wurde institutsunabhängig festgelegt, welche Linse ins rechte bzw. linke Auge implantiert wurde. Die klinischen Berichte wurden in Form einer Studienakte für jeden Patient angelegt. In dieser Studienakte wurden alle Daten eines Patienten sowie die Ergebnisse beider Augen dokumentiert. Die Messungen erfolgten durch einen unabhängigen Untersucher. Vor Einschluss in die Studie wurde ein schriftliches Einverständnis der Patienten nach entsprechender Aufklärung eingeholt. Studienprotokoll und Patienteninformation waren zuvor von der Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes geprüft und genehmigt worden.

### 3.2 EINSCHLUSSKRITERIEN

Folgende Einschlusskriterien mussten erfüllt sein:

- Die Patienten mussten eine beidseitige Katarakt haben und sich für Phakoemulsifikation mit primärer Hinterkammerlinsenimplantation eignen.
- Die Zeitspanne zwischen den zwei chirurgischen Eingriffen beider Augen durfte 4 Wochen nicht überschreiten.
- Das Patientenalter zwischen 50 und 80 Jahre;
- Die Patienten mussten für postoperative Untersuchungen verfügbar sein.
- Potentielles Sehvermögen von 0,63 an beiden Augen;
- Maximale Pupillenweite >4.0 mm;
- Schriftliche Einwilligungserklärung nach ausführlicher Aufklärung.



## AUSSCHLUSSKRITERIEN

### 3.2.1 Augenerkrankungen:

- Amblyopie,
- Hornhautdystrophie,
- nicht altersbedingte Katarakte inkl. kongenitale, traumatische, komplizierte und rubra,
- diabetische Retinopathie,
- flache Vorderkammer,
- Makulaödem,
- Netzhautablösung,
- Aniridie oder Irisatrophie,
- Uveitis,
- Iritis,
- Rubeosis iridis,
- therapieresistentes Glaukom,
- Mikrophthalmus,
- funktionsloses/ nicht vorhandenes – Partnerauge,
- Sehnervenatrophie,
- Zustand nach Hornhauttransplantation,
- Zustand nach intraokularem oder kornealem chirurgischem Eingriff,
- schwere Vorder- oder Hinterkammerentzündung,
- Pathologien, die die Sehschärfe potentiell beeinflussen, z.B. Makuladegeneration,
- Patienten mit einem erhöhten Risiko für Komplikationen, die einen vitreoretinal-chirurgischen Eingriff verlangen könnten,
- Unregelmäßigkeiten der Hornhaut, die die Sehschärfe potentiell beeinflussen, z.B. Keratokonus,
- vorherige Glaukom-Filterkissen-Operation,
- Hornhautastigmatismus über 1,5 dpt,
- vorheriger refraktiver chirurgischer Eingriff,

- Kontaktlinsenträger,
- hohe Myopie ( $> -6,0$  dpt),
- hohe Hyperopie ( $> +6,0$  dpt).

#### 3.2.2 Allgemeinerkrankungen:

- unzureichend eingestellter Diabetes mellitus,
- Multiple Sklerose.

### 3.3 INTRAOKULARLINSEN

Das optische Material beider Studienlinsen besteht aus UV absorbierendem Silikon mit hoher Brechzahl ( $n=1,46$ ).

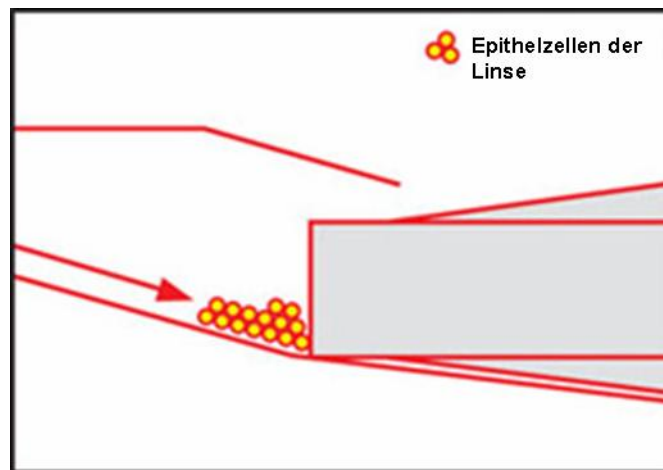


Abbildung 12: Funktionsprinzip der scharfen hinteren Kante (Quelle: AMO)

Ein weiteres Merkmal ist die scharfe hintere Kante der Tecnis Z9000 (Abbildung 12). Durch eine entsprechende Neigung der Haptik wird ein entsprechender Anpressdruck der Linsenhinterkante an den Kapselsack erreicht. Somit soll ein Einwachsen noch vorhandener äquatorialer Epithelzellen der natürlichen Linse verhindert werden; folglich war mit einer Reduktion des Nachstars zu rechnen, was für eine vergleichbare Intraokularlinse in einigen Arbeiten auch gezeigt werden konnte (Strobel et al., 2002; Mester et al., 2004). Die SI40 hat dagegen eine konventionelle runde Optikkante.

Der entscheidende Unterschied zwischen beiden IOLs liegt in der Konstruktion der Optik: Die Tecnis Z9000 ist eine equi-bikonvexe Linse mit einer modifizierten, prolaten,

### 3. Material und Methoden

asphärischen vorderen Oberfläche, während die SI40 eine konventionelle bikonvexe Linse mit sphärischen Oberflächen ist. Detaillierte Daten, die beide Linsen betreffen, sind in Anhang *Linseedaten* aufgeführt. In Abbildung 13 bis

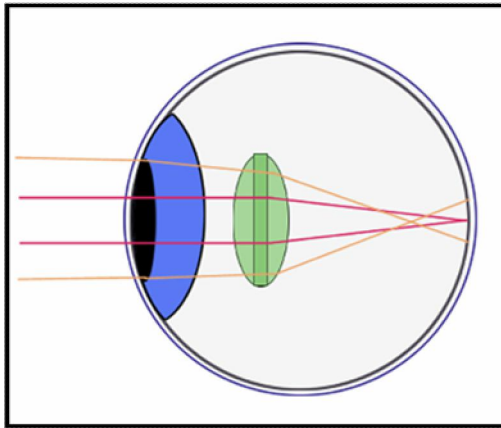


Abbildung 16 wird der Strahlenverlauf durch verschiedene Linsen aufgezeigt, um das Funktionsprinzip zu veranschaulichen.

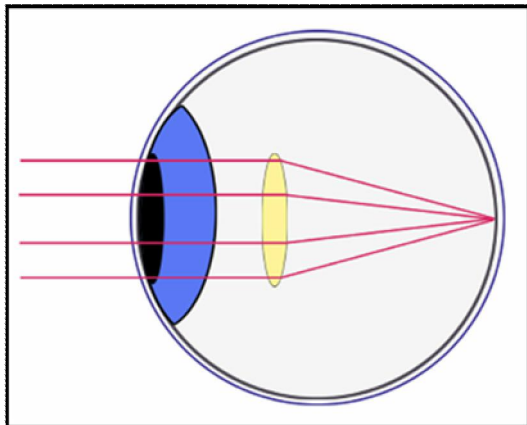


Abbildung 13: Sphärische Aberration im jungen Auge (Quelle: AMO)

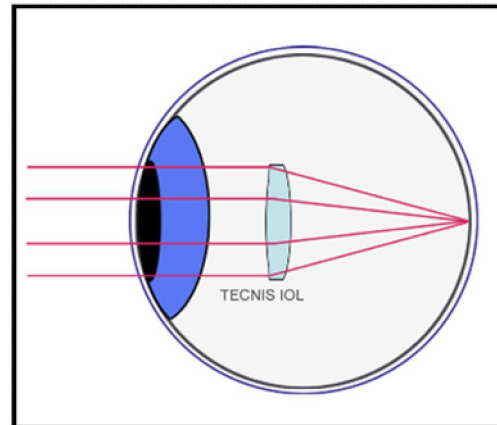


Abbildung 14: Sphärische Aberration im pseudophaken Auge mit der Tecnis Z900

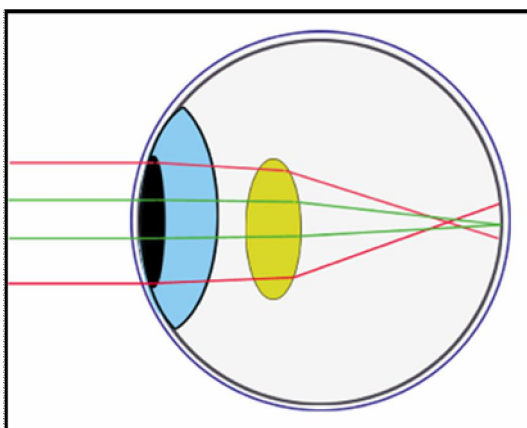


Abbildung 15: Sphärische Aberration im alten Auge

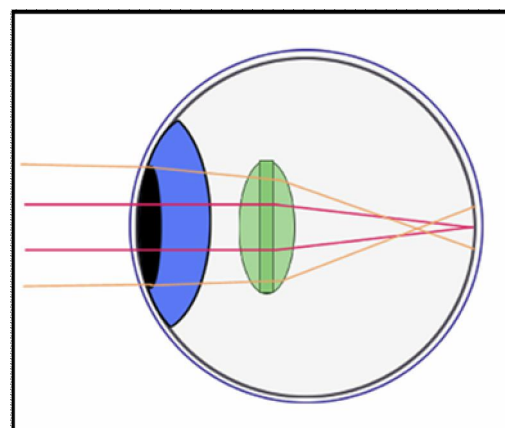


Abbildung 16: Sphärische Aberration im pseudophaken Auge mit konventioneller IOL

### **3.4 ZEITLICHER VERLAUF**

Die Patienten wurden darüber aufgeklärt, dass die Tecnis Z9000 entweder in ihrem rechten oder linken Auge entsprechend einer externen Zufallsliste implantiert wurde. Das andere Auge erhielt die Kontrolllinse. Bei allen Patienten wurde am Tag vor der Operation sowie auch ein bis zwei, 30-60 und 90-120 Tage nach der Operation eine Untersuchung durchgeführt. Bei Patienten mit einer YAG-Kapsulotomie wurde eine weitere Kontrolluntersuchung nach 180-210 Tagen angesetzt.

45 Patienten wurden in die Studie eingeschlossen, um mindestens 30 auswertbare Patienten zu erhalten. Alle Patienten mit entsprechenden Augenpathologien oder optischen Unregelmäßigkeiten außerhalb der gesetzten Grenzwerte wurden von der Studie ausgeschlossen.

### **3.5 CHIRURGISCHES VERFAHREN**

Beide Augen eines Patienten wurden von demselben Chirurgen operiert; das operative Vorgehen war bei allen Patienten gleich. Die Operation des zweiten Auges erfolgte innerhalb von 4 Wochen. Die Operation wurde mit Hilfe der Phakoemulsifikation mit Kapsulorhexis bei korneoskleralem Zugang und Implantation der IOL in den Kapselsack ausgeführt: Nach Bilden eines Skleratunnels in der 12 Uhr Position als Zugang zur Vorderkammer wurde zunächst die vordere Linsenkapsel zirkulär mit 5 mm Durchmesser mit Hilfe des Satomessers eröffnet (Kapsulorhexis) (Neuhann, 1987; Haefliger and Neuhann, 1988; Gimbel and Neuhann, 1990). Zum Schutz des Hornhautendothels wurde viskoelastische Substanz (Healon®, Fa. Pharmacia, Erlangen) in die Vorderkammer injiziert. Der Linsenkern wurde mittels Phakoemulsifikation entfernt (Akkurus, Alcon, Fort Worth, USA). Mittels Saug-Spül-Verfahren wurde anschließend die Linsenrinde abgesaugt. Nach Erweiterung des Korneoskleralschnittes auf 3,0mm wurde die Intraokularlinse in gefaltetem Zustand in die Hinterkammer eingebracht und im Kapselsack entspannt. Diese entfaltete sich selbständig und verblieb im Kapselsack. In allen Fällen war die Haptik der IOL komplett im Kapselsack positioniert und der Rand der Kapsulorhexis überlappte den Optikrand der Intraokularlinse. Der Verschluss des Schnittes wie auch die Bindehautadaptation erfolgte durch Fibrinkleber (Tissucol Duo S®, Fa. Immuno, Heidelberg). Abschließend wurde Dexamethason/Tobramycin subkonjunktival injiziert und Tobramycin Augensalbe appliziert.

## 3.6 UNTERSUCHUNGSGERÄTE

- Lichtmessgerät,
- Sehtafeln (ETDRS-Tafeln)
- Kontrastsehtafeln (Low-Contrast-ETDRS-Charts 397 H, G, F, E, D mit den Kontraststufen 10, 5, 2,5 und 1,25%),



Abbildung 17: VSRC CST-1500 Einblickbox (Vision Sciences Research Corp., San Ramon, CA, USA)

- VSRC CST -1500 Einblickbox (Ginsburg Box) mit F.A.C.T.-Sinuswellen-Kontrastempfindlichkeitstafel (FACT chart; Vision Sciences Research Corp., San Ramon, CA, USA) (Abbildung 17),
- Hornhauttopograph (Zeiss-Humphrey Atlas 991, Dublin, CA, USA),



Abbildung 18: Pupillometer (Colvard, Oasis, Glendora, USA)

- Pupillometer (Colvard- Pupillometer, Oasis, Glendora, USA) (Abbildung 18),
- Spaltlampe,
- Tonometer nach Goldmann,
- Binokulares Ophthalmoskop,



Abbildung 19: Hartmann-Shack-Wellenfront-Sensor (Prototyp, Pharmacia, Groningen, Niederlande)

- Hartmann-Shack-Wellenfront-Sensor für die Bestimmung der okulären, monochromatischen Wellenfront-Aberration (Prototyp, Pharmacia, Groningen, Niederlande) (Abbildung 19).

## 3.7 UNTERSUCHUNGSMETHODEN

### 3.7.1 *Beleuchtungsbedingungen*

Alle Messungen unter photopischen Beleuchtungsbedingungen wurden mit Umgebungslicht beziehungsweise einer Sehtafelbeleuchtung von  $85 \text{ cd/m}^2$  durchgeführt, während die mesopischen Bedingungen bei  $6 \text{ cd/m}^2$  lagen.

### 3.7.2 *Pupillenweite*

Die Pupillenweite wurde mit Hilfe des Colvard Pupillometers mit den für die Kontrastempfindlichkeitstests verwendeten photopischen und mesopischen Leuchtstärken ( $85$  und  $6 \text{ cd/m}^2$ ) bei Nah- und Fernfixation sowohl prä- als auch postoperativ bestimmt.

### 3.7.3 *Sehschärfe*

Die qualitativen Sehtests umfassten die Bewertung der Sehschärfe, der Niedrigkontrastsehschärfe und der Kontrastempfindlichkeit.

Die bestkorrigierte Sehschärfe wurde unter Verwendung von definierten Sehtafeln (ETDRS-

Charts 1,2) ermittelt, das Verfahren erfolgte nach der Anleitung von Ferris et al. (1982).

#### 3.7.4 Kontrastempfindlichkeit

Die bestkorrigierte Sehschärfe wurde unter mesopischen Beleuchtungsbedingungen mit 5 abgestuften Kontrastsehtafeln (Low-Contrast-ETDRS-Charts 397 H, G, F, E, D) bestimmt; jede dieser Tafeln hat eine andere Kontraststufe (25, 10, 5, 2,5 und 1,25%).

Das Verfahren zur Bestimmung der abgestuften Kontrastsehschärfe ist das gleiche wie das der Sehschärfe bei maximalem Kontrast und erfolgte jeweils durch denselben klinischen Untersucher.

Die Kontrastempfindlichkeit vom rechten und linken Auge wurde ferner mit der VSRC CST - 1500 Einblickbox (Ginsburg Box) bestimmt (Ginsburg and Cannon, 1983; Ginsburg, 1984).



Abbildung 20: F.A.C.T.-Sinuswellengitter-Kontrastempfindlichkeitstafel

Für diesen Test wird die F.A.C.T.-Sinuswellengitter-Kontrastempfindlichkeitstafel (Abbildung 20) unter mesopischen und photopischen Beleuchtungsbedingungen betrachtet.

Die Messung der Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen Bedingungen wurde zuerst ausgeführt.

Bei der Messung wurde der Patient aufgefordert, die Tafel anzusehen und die Ausrichtung des Streifenmusters auf den Kontrastfeldern (1-9) (senkrecht, nach rechts oder nach links gekippt) für die Ortsfrequenzen von 1,5, 3, 6, 12 und 18 c/deg (A-E) anzugeben. Damit wurde die Kontrastempfindlichkeitsschwelle bestimmt. Sie ist der umgekehrte Kontrastwert des niedrigsten Kontrastfeldes der F.A.C.T.-Tafel, den der Patient richtig identifizierte. Dieser Test stellt eine Zwangsaussage aus 3 Alternativen dar. Der Patient war während des Meßverfahrens bestmöglich auskorrigiert.

#### *3.7.5 Wellenfront-Aberration*

Die Wellenfront-Aberration des gesamten Auges wurde mit dem Hartmann-Shack-Wellenfront-Sensor bei einer maximal, pharmakologisch erweiterten Pupille gemessen. Das Messprinzip der okulären Wellenfront-Aberration wurde in einigen Arbeiten detailliert beschrieben (Liang et al., 1994; Prieto et al., 2000). Der subjektiv bestimmte Brechungsfehler des Auges wurde als sphärisches Äquivalent mit der Fokussierungseinheit des Apparates korrigiert. Drei Messungen wurden für jedes Auge aufgezeichnet. Die Wellenfront-Aberration des Zernike Koeffizienten (bis einschließlich 5. Ordnung) wurden für jede Messung für eine 4 mm weite Pupille berechnet. Der durchschnittliche Wert für die Wellenfront-Aberration des Zernike Koeffizienten aller geeigneten Messungen wurde für jedes Auge nach standardisiertem Doppelindexformat ermittelt (Thibos et al., 2002).

#### *3.7.6 Hornhaut-Aberration*

Die Bestimmung der Hornhaut-Aberration wurde mittels eines Hornhaut-Topographie-Gerätes (Zeiss Humphrey, Atlas Model 991 und der Software CTView™ (Sarver and Associates, Inc., Celibration, FL, USA) gemessen. Durch das Analysieren der Hornhautdaten wurde der Zernike Koeffizient 4,0 (sphärische Aberration) der kornealen Wellenfront-Aberration berechnet.

#### *3.7.7 Vorderer und hinterer Augenabschnitt*

Beide Augen des Patienten wurden an der Spaltlampe bei maximal geweiteter Pupille untersucht. Die hintere Kapsel wurde vor allem auf Fibrosierung, Elschnig Perlen und Falten untersucht. Der Grad der hinteren Kapseltrübung wurde in "keine", "leicht", "mäßig" oder "schwerwiegend" unterteilt.

Ebenso wurde die IOL an der Spaltlampe betrachtet. Es wurde die Klarheit beurteilt und nach Trübungen oder Verfärbungen gesucht. Die Linse wurde ferner auf Gewebstrümmer, Entzündungs- oder Pigmentablagerung, Instrumentenabdrücke, Glistenings, Dislokation, Biegung oder Verzerrung der Optik untersucht. Besonderes Augenmerk lag auf der optischen Dezentrierung und Verkippung der Linse. Die Verkippung wurde in "keine", "leicht", "mäßig" oder "schwerwiegend" unterteilt. Die Größe und Form der Kapsulorhexis und die Dezentrierung der Linse in Bezug auf die Pupille wurde dokumentiert. Die Dezentrierung wurde in eines der folgenden Intervalle kategorisiert: keine, < 0,25 mm, >0,25-0,50 mm,



>0,50-1,0 mm und > 1,0 mm (wenn > 1,0 mm, wurde ein genauer Wert angegeben).

Mit dem Augenhintergrundspiegel wurde der gesamte hintere Augenabschnitt nach pathologischen Veränderungen untersucht, die dokumentiert wurden.

#### **3.8 STATISTIK**

Die zwei verschiedenen Linsen wurden intraindividuell verglichen. Die Verbesserung bezüglich der Sehqualität und der Unterschied zwischen den Wellenfront-Aberrationen wurden mit Hilfe eines zweiseitigen, paarigen t-Tests für verbundene Stichproben beurteilt. Als signifikanter Unterschied, wurde ein p-Wert kleiner als 0,05 festgelegt.

## 4. ERGEBNISSE

### 4.1 DEMOGRAPHISCHE DATEN

In einer randomisierten, offenen klinischen Studie wurden 45 Patienten (28 weiblich und 17 männlich) mit einem mittleren Alter von  $69,86 \pm 5,91$  Jahren (55 - 79 Jahre) mit beidseitiger Katarakt im Zeitraum von Juni bis August 2001 eingeschlossen. Davon konnten 37 Patienten – 22 Frauen und 15 Männer – vollständig an allen Untersuchungszeitpunkten untersucht werden.

### 4.2 STUDIENAUSSCHLUSS

Acht (8/45) Patienten mussten aus folgenden Gründen aus der Studie ausgeschlossen werden:

- Ein Patient zog nach Operation des 1. Auges seine Einverständniserklärung zurück (1/8).
- Bei drei Patienten konnte die Studienlinse zum Termin des 2. Auges nicht in der entsprechenden Dioptrienzahl bereitgestellt werden (3/8).
- Eine Patientin verstarb in der Nachbeobachtungszeit an einem Herzinfarkt (1/8).
- Bei drei Patienten kam es zu perioperativen Komplikationen, wie z.B. einem radiären Einriss des Rhexisrandes (3/8).
- Bei der sorgfältigen Beurteilung des vorderen und hinteren Augenabschnitts wurde bei einem Patienten ein zystoides Makulaödem gefunden, was ebenfalls einen Studienausschluss zur Folge hatte (1/8).

### 4.3 DEZENTRIERUNG, VERKIPPUNG UND ANDERE PARAMETER

In einem Auge fand sich eine IOL-Dezentrierung zwischen 0,5 – 1,0 mm; alle übrigen lagen unter 0,25 mm. Es wurden insgesamt keine erkennbaren Verkippungen der IOL beobachtet. Die Dezentrierung und Verkippung wurden an der Spaltlampe durch denselben Untersucher ermittelt. Andere untersuchte Parameter wie Trübung oder Verfärbung der IOL,

Instrumentenabdrücke, Gewebstrümmer in der Vorderkammer, Entzündungs- oder Pigmentablagerungen wurden nicht beobachtet.

### 4.4 AUGENINNENDRUCK

Der gemessene Augeninnendruck war im Mittel beider Gruppen identisch. Die 1-Monats-Kontrolle ergab einen Mittelwert von 15,9 ( $\pm 2,2$ ) mmHg und die 3-Monatskontrolle von 15,0 ( $\pm 2,4$ ) mmHg (gemessen mittels Applanationstonometer nach Goldmann).

### 4.5 PUPILLENWEITE

In Tabelle 1 ist die mittlere Pupillenweite unter den verschiedenen Untersuchungsbedingungen der 1-Monatskontrolle und in Tabelle 2 der 3-Monatskontrolle unter gleichen Bedingungen dargestellt.

	Z9000		SI40	
	Photopisch	Mesopisch	Photopisch	Mesopisch
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
Ferne	2,26 $\pm$ 0,49	3,06 $\pm$ 0,56	2,26 $\pm$ 0,46	3,06 $\pm$ 0,52
Nähe	1,92 $\pm$ 0,39	2,57 $\pm$ 0,54	1,94 $\pm$ 0,40	2,57 $\pm$ 0,48

Tabelle 1: Pupillenweite bei 1-Monatskontrolle unter photopischen und mesopischen Lichtverhältnissen bei Fixation in Ferne und Nähe.

	Z9000		SI40	
	Photopisch	Mesopisch	Photopisch	Mesopisch
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
Ferne	2,33 $\pm$ 0,45	3,19 $\pm$ 0,63	2,34 $\pm$ 0,47	3,20 $\pm$ 0,61
Nähe	1,99 $\pm$ 0,43	2,70 $\pm$ 0,54	2,02 $\pm$ 0,45	2,76 $\pm$ 0,57

Tabelle 2: Pupillenweite bei 3-Monatskontrolle unter photopischen und mesopischen Lichtverhältnissen bei Fixation in Ferne und Nähe.

## 4.6 WELLENFRONT-ABERRATION

### 4.6.1 Sphärische Aberration des gesamten Auges

Der mittlere mit dem Hartmann-Shack-Sensor nach einem und nach drei Monaten ermittelte Koeffizient der sphärischen Aberration (Z 4,0) für eine 4mm Pupille ist in Abbildung 21 dargestellt. Der mittlere Koeffizient der sphärischen Aberration betrug für die Augen nach Implantation der Tecnis-Linse  $0,001 \pm 0,026\mu\text{m}$ , während er nach Implantation der bikonvexen Allergan-Linse  $0,074 \pm 0,037\mu\text{m}$  betrug.

Die okuläre sphärische Aberration nach Implantation einer Tecnis Z9000 ist damit nicht signifikant von 0 verschieden im Gegensatz zu einer bedeutenden sphärischen Aberration nach Implantation einer SI 40.

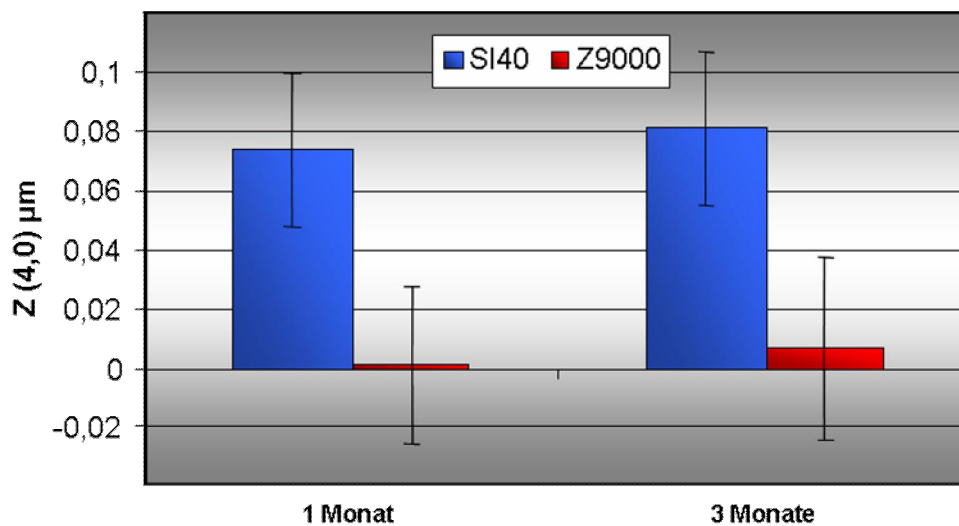


Abbildung 21: Okuläre sphärische Aberration nach einem und drei Monaten

### 4.6.2 Aberration der Hornhaut

Durch Vergleich der präoperativen und postoperativen Hornhauttopographie konnte die operativ induzierte durchschnittliche korneale Aberration errechnet werden. Die nach einem Monat und nach drei Monaten gemessene induzierte sphärische Aberration der Hornhaut war nicht signifikant unterschiedlich.

Es bestand auch keine linsenabhängige Abweichung zwischen der mittleren sphärischen Aberration der Hornhaut nach Implantation einer Tecnis Z9000 bzw. nach Implantation einer SI 40.

## 4. Ergebnisse

### 4.6.2.1 Zusammenhang zwischen Aberration und Kontrastempfindlichkeit eines Patienten

In Abbildung 22 ist an einem besonders auffälligen Patientenbeispiel die Aberration der Hornhaut (oben) mit Hervortreten der typischen Konfiguration der sphärischen Aberration  $Z(4,0)$  beider Augen und der Gesamtaberration (mitte) dargestellt. In dem Auge mit der Z9000 fehlt die typische Konfiguration der okulären sphärischen Aberration  $Z(4,0)$  im Vergleich zur SI40. In der untersten Grafik ist die mesopische Kontrastempfindlichkeit der beiden Augen gegen die Ortsfrequenz aufgezeigt. Man sieht deutlich den fast linearen Abfall der mesopischen Kontrastempfindlichkeit bei der SI40 und den initialen Anstieg der Z9000 bei 3 c/deg und folgenden höheren Werten der Kontrastempfindlichkeit im Vergleich. Dieses Beispiel entspricht allerdings nicht dem Durchschnittsverlauf aller Patientenaugen mit einer SI40, die in Abbildung 35 dargestellt ist.

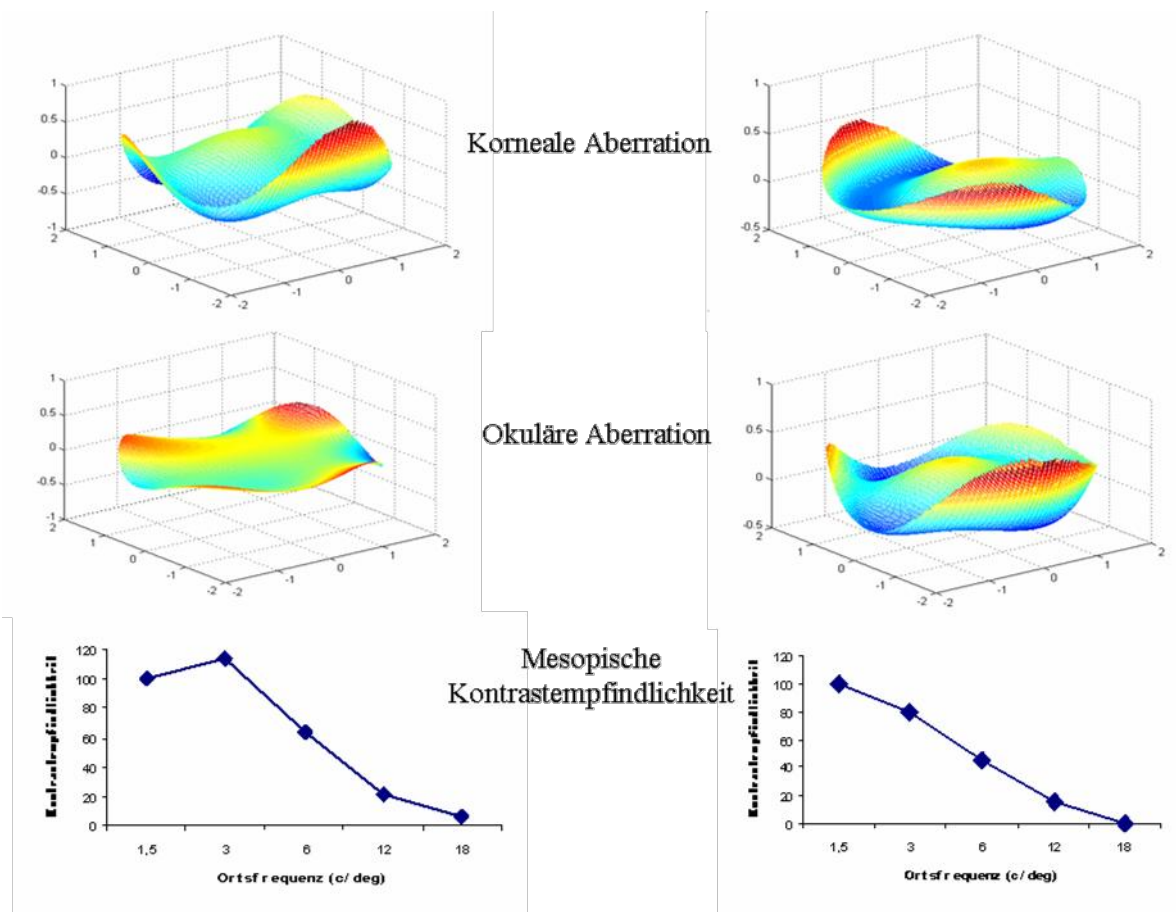


Abbildung 22: Beispiel eines Patienten: Aberration höherer Ordnung der Hornhaut, des gesamten Auges und der entsprechenden mesopischen Kontrastempfindlichkeit

4.6.2.2 Wellenfront-Aberration der Hornhaut

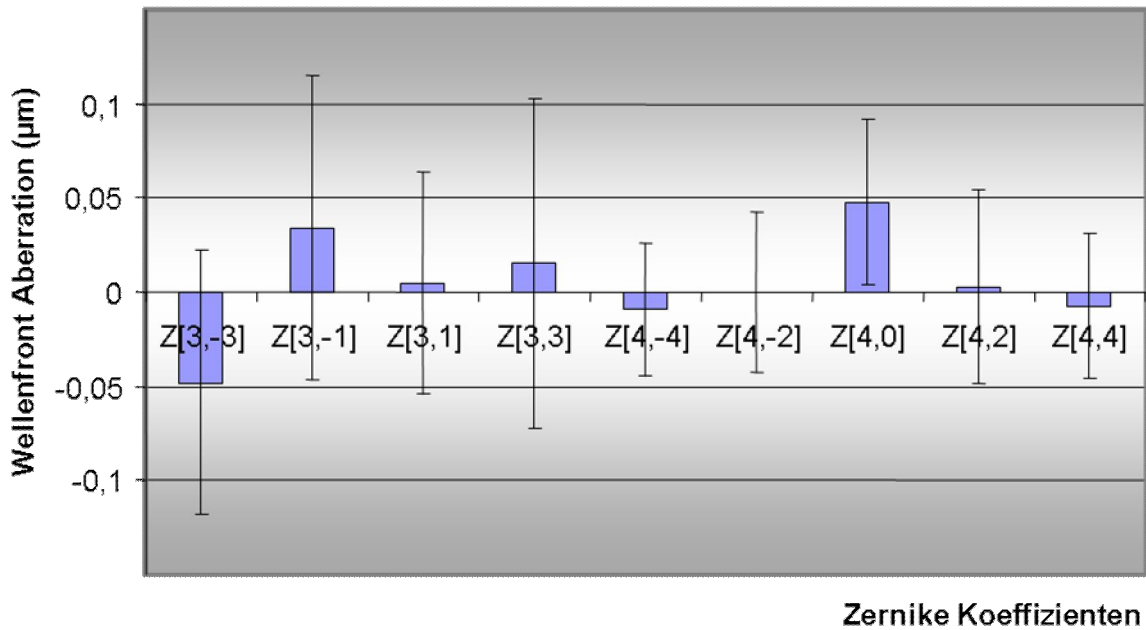


Abbildung 23: Präoperative Hornhautaberration aller Patienten (Pupillenweite 4mm)

In Abbildung 23 sind die präoperativen und in Abbildung 24 die postoperativen Aberrationen der dritten und vierten Ordnung der Hornhaut dargestellt. Es zeigt sich die deutlich positive sphärische Aberration der Hornhaut sowohl prä- als auch postoperativ (Z(4,0)).

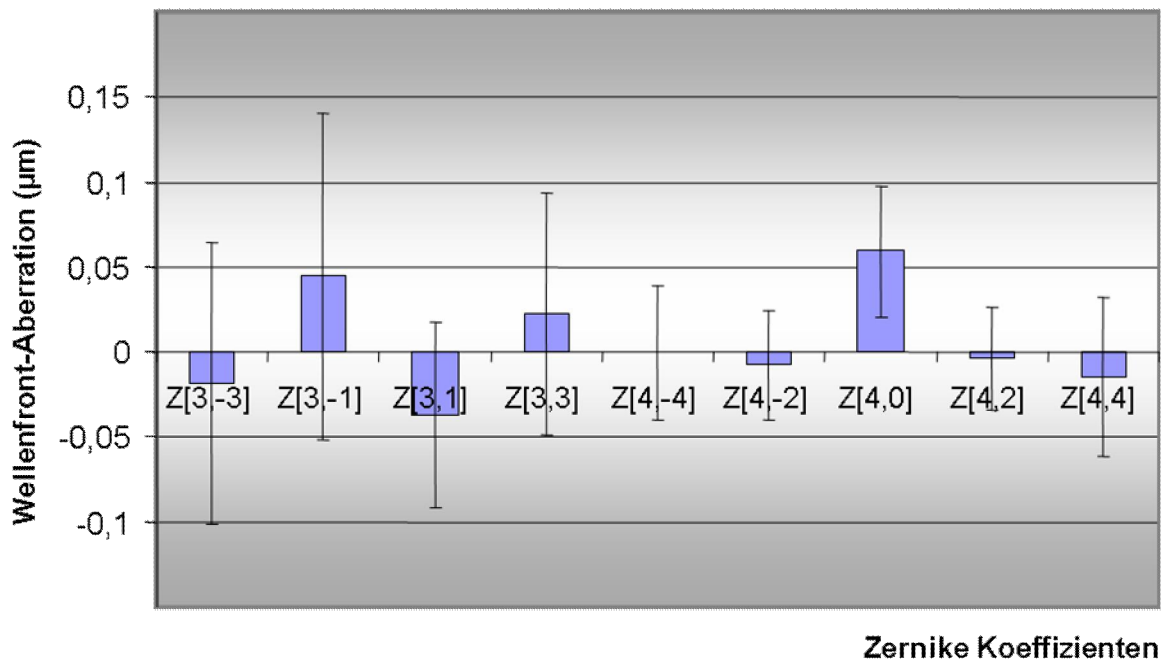


Abbildung 24: Postoperative Hornhautaberration aller Patienten nach 3 Monaten (Pupillenweite 4mm)

4.6.2.3 Induzierte Wellenfront-Aberrationen der Hornhaut

Durch den operativen Eingriff zeigt sich kein Einfluss auf sphärische Aberration der Hornhaut aller Probanden-Augen, nur auf Aberrationen 3. Ordnung gibt es einen typischen OP-Einfluss (Abbildung 25).

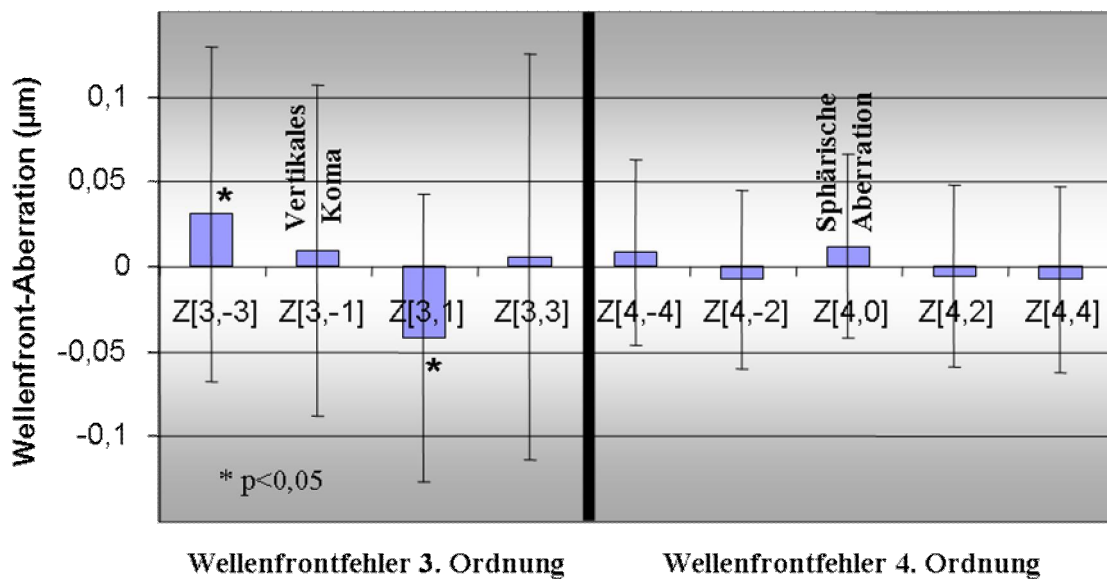


Abbildung 25: Induzierte Hornhautaberration aller Patienten (Pupillenweite 4mm)

4.6.2.4 Vergleich Koma beider Linsen postoperativ

In Abbildung 26 sind vertikale und horizontale okuläre Koma beider Gruppen dargestellt. Es findet sich kein signifikanter Unterschied.

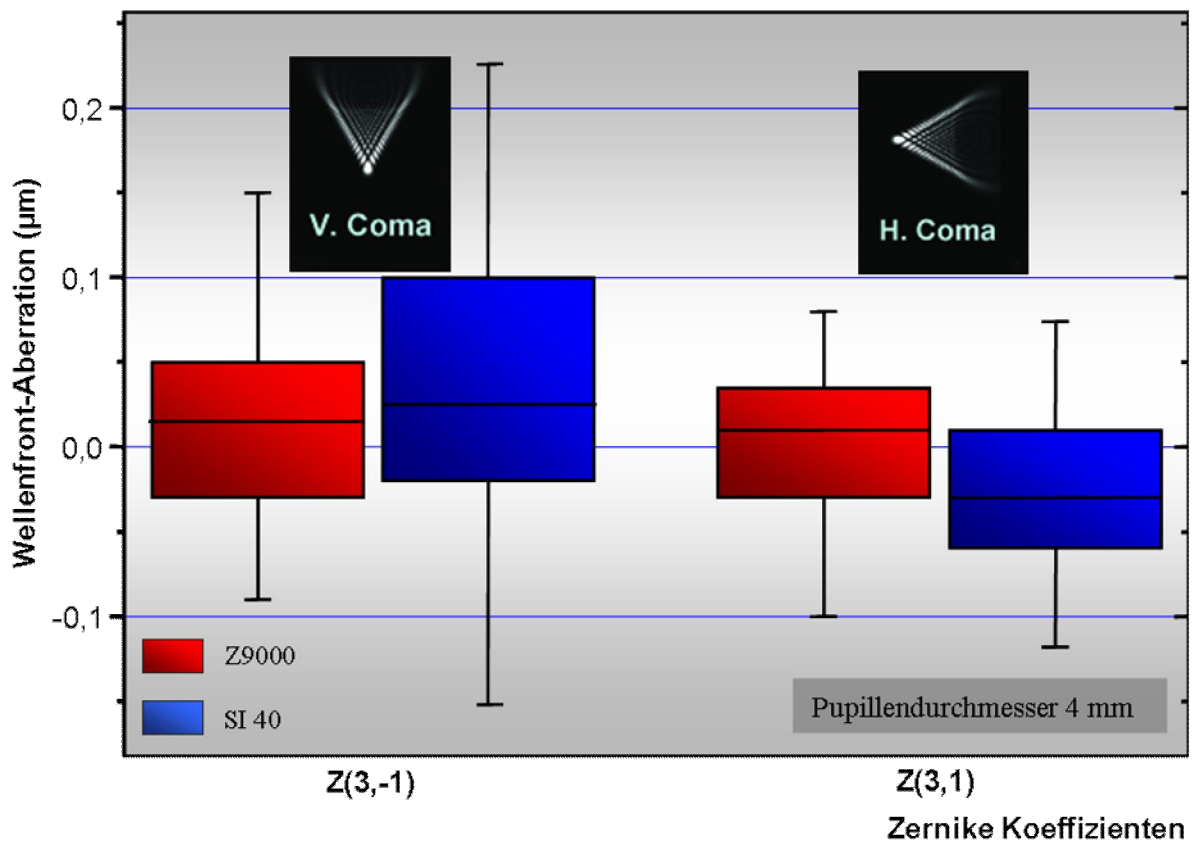


Abbildung 26: Postoperative okuläre vertikale und horizontale Koma beider Studienlinsengruppen



4.6.2.5 Individuelle Änderung der sphärischen Aberration der Hornhaut

Betrachtet man die individuelle Änderung der sphärischen Aberration der Hornhaut, so zeigt sich, dass bei 8 Augen der Patienten eine Änderung um  $>0,05\mu\text{m}$  eingetreten war (Abbildung 27).

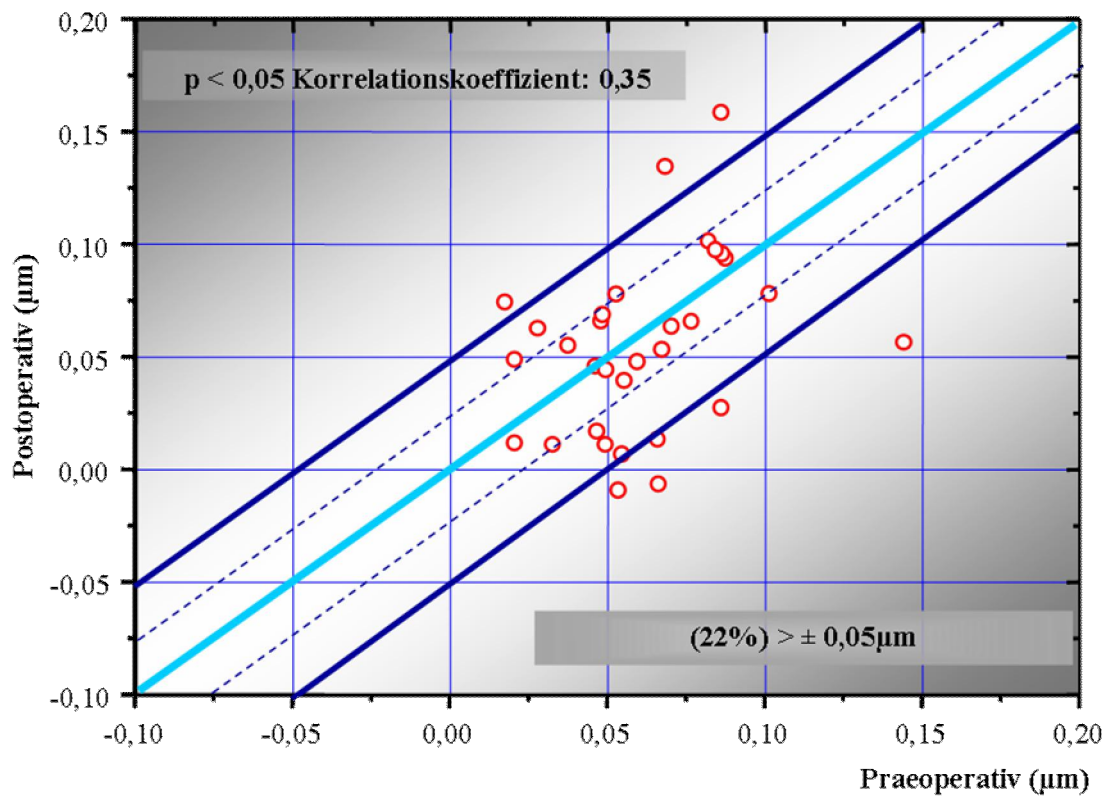


Abbildung 27: Individuelle Änderung der sphärischen Aberration der Hornhaut

## 4.7 SEHSCHÄRFE

### 4.7.1 Hochkontrastvisus

Die durchschnittliche, dezimale Sehschärfe bei hohem Kontrast (100%) für die SI40 und die Z9000 der postoperativen 1-Monatskontrolle ist in Abbildung 28, die für die 3-Monatskontrolle in Abbildung 29 dargestellt.

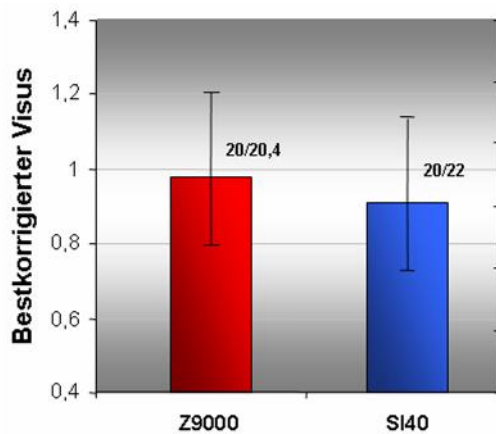


Abbildung 28: Bestkorrigierter Visus nach 1 Monat

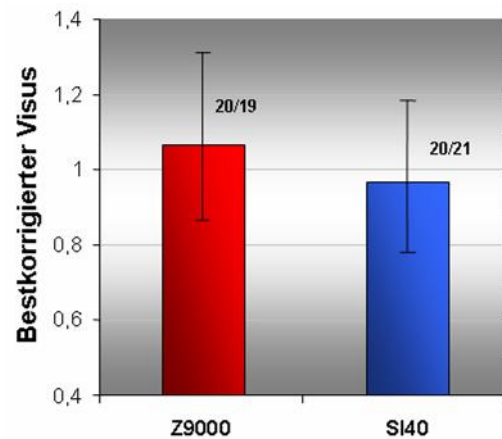


Abbildung 29: Bestkorrigierter Visus nach 3 Monaten

### 4.7.2 Niedrigkontrastvisus

Die Ergebnisse der Visusprüfung mit den Niedrigkontrast-ETDRS-Tafeln sind in Abbildung 30 (ein Monat postoperativ) und Abbildung 31 (drei Monate postoperativ) zusammengefasst. Die Augen, bei denen eine Tecnis Z9000 implantiert wurde, zeigen für fast alle Kontraststufen eine signifikant (\*) bessere Niedrigkontrast-Sehschärfe bei allen Kontraststufen. Lediglich die Prüfung mit der 5%-Kontrast-Tafel bei der 1-Monatskontrolle ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Linsen.

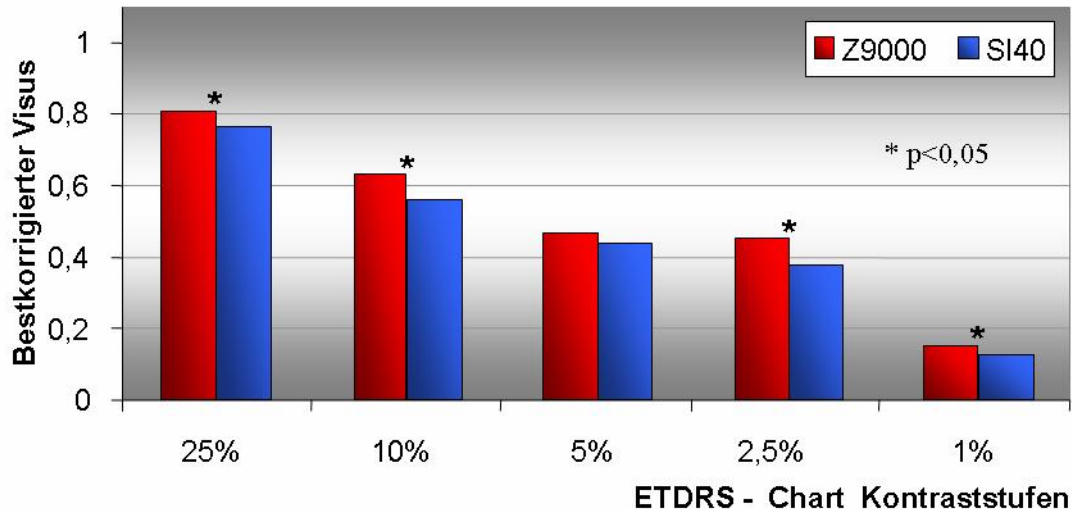


Abbildung 30: 1-Monatskontrolle Niedrigkontrastvisus, photopisch

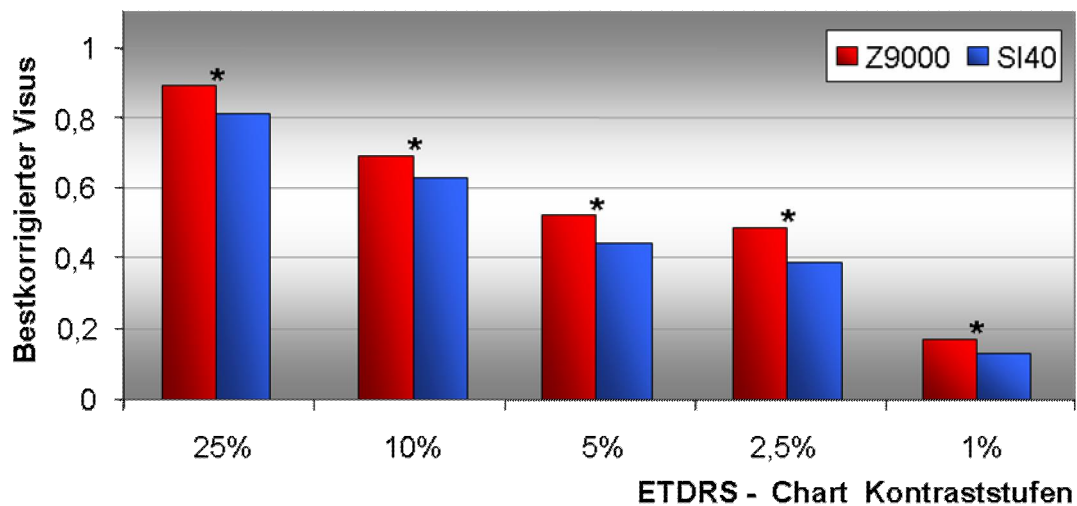


Abbildung 31: 3-Monatskontrolle Niedrigkontrastvisus, photopisch

## 4.8 KONTRASTEMPFLINDLICHKEIT

### 4.8.1 Kontrastempfindlichkeit, photopisch

Die Daten der Kontrastempfindlichkeit unter photopischen Bedingungen nach einem Monat sind in Abbildung 32 und nach drei Monaten in Abbildung 33 dargestellt. Betrachtet man die Ergebnisse nach einem Monat, so zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Intraokularlinsen, während drei Monate postoperativ die Augen mit der Tecnis Z9000 bei allen Ortsfrequenzen ein signifikant (\*) besseres Kontrastsehen aufweisen. Es fand sich bei allen Augen eine Zunahme der Kontrastempfindlichkeit zwischen einem und drei Monaten, allerdings war die Steigerung bei den Augen mit der Tecnis Z9000 größer.

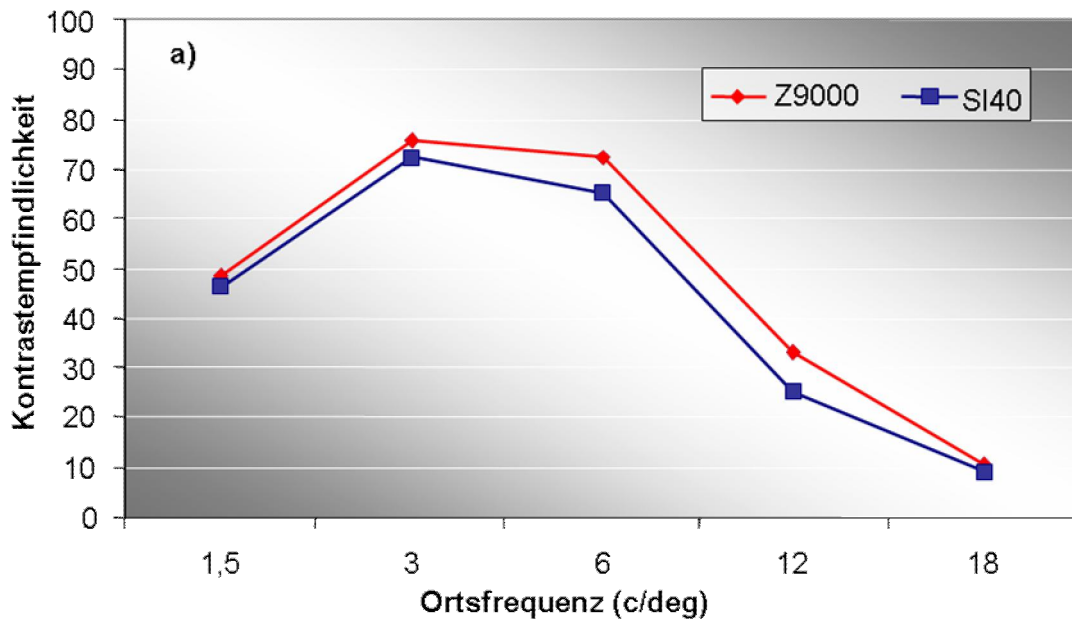


Abbildung 32: Kontrastempfindlichkeit nach einem Monat, photopisch

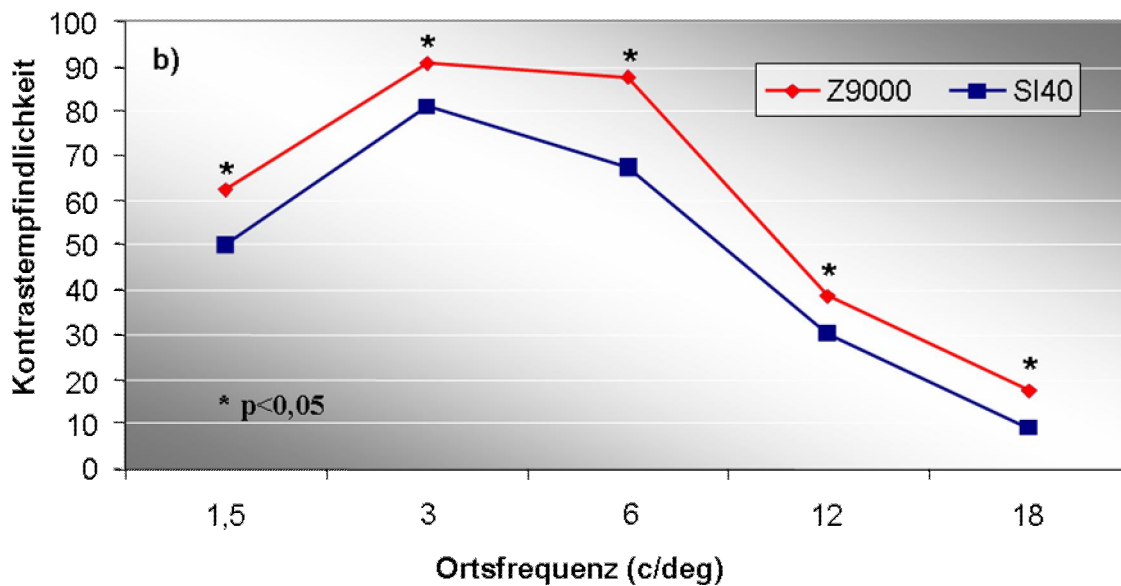


Abbildung 33: Kontrastempfindlichkeit nach drei Monaten, photopisch

#### 4.8.2 Kontrastempfindlichkeit, mesopisch

Die Mittelwerte der mesopischen Kontrastempfindlichkeit werden in Abbildung 34 und in Abbildung 35 dargestellt und zeigen bereits einen Monat postoperativ einen statistisch signifikanten (\*) Vorteil der Tecnis Z9000 im Bereich der niedrigen Ortsfrequenzen (1,5, 3, 6 c/deg), nach drei Monaten bei allen Ortsfrequenzen. Ähnlich der photopischen Kontrastempfindlichkeit steigerte sich das mesopische Kontrastsehen der Augen mit der Z9000 zwischen dem ersten und dem dritten postoperativen Monat stärker als das der Augen mit der SI 40.

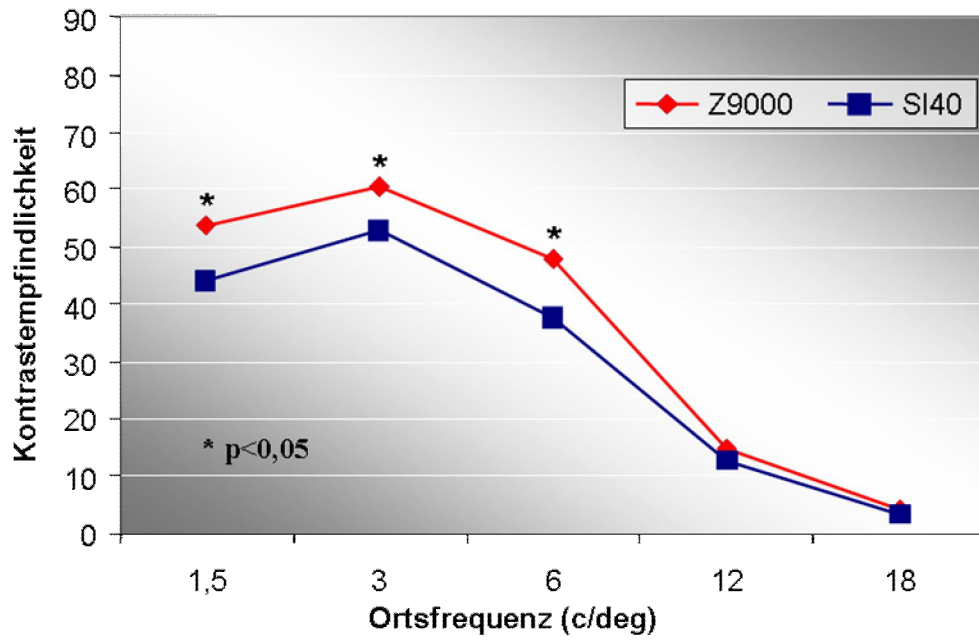


Abbildung 34: Kontrastempfindlichkeit nach einem Monat, mesopisch

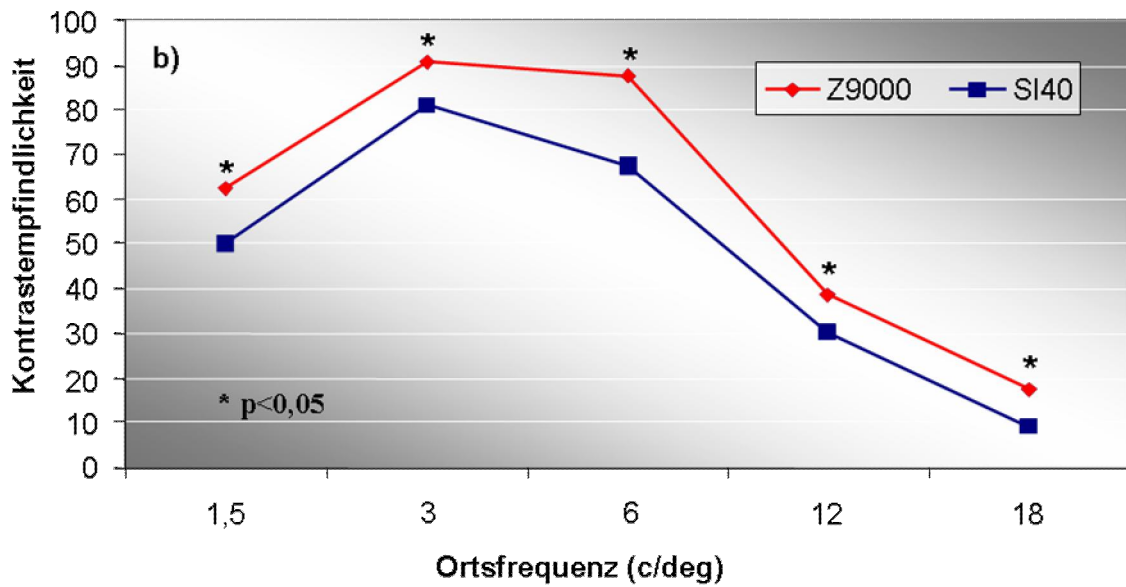


Abbildung 35: Kontrastempfindlichkeit nach drei Monaten, mesopisch

## 4.9 KORRELATIONEN

### 4.9.1 Abhängigkeit des Hornhautradius von der Achsenlänge

Die Achsenlänge korreliert bei unseren Patienten mit hoher Signifikanz ( $p < 0,0001$ ) umgekehrt proportional zur Hornhautkeratometrie: Augen mit kurzer Achsenlänge haben demnach eine größere Hornhautbrechkraft (Abbildung 36).

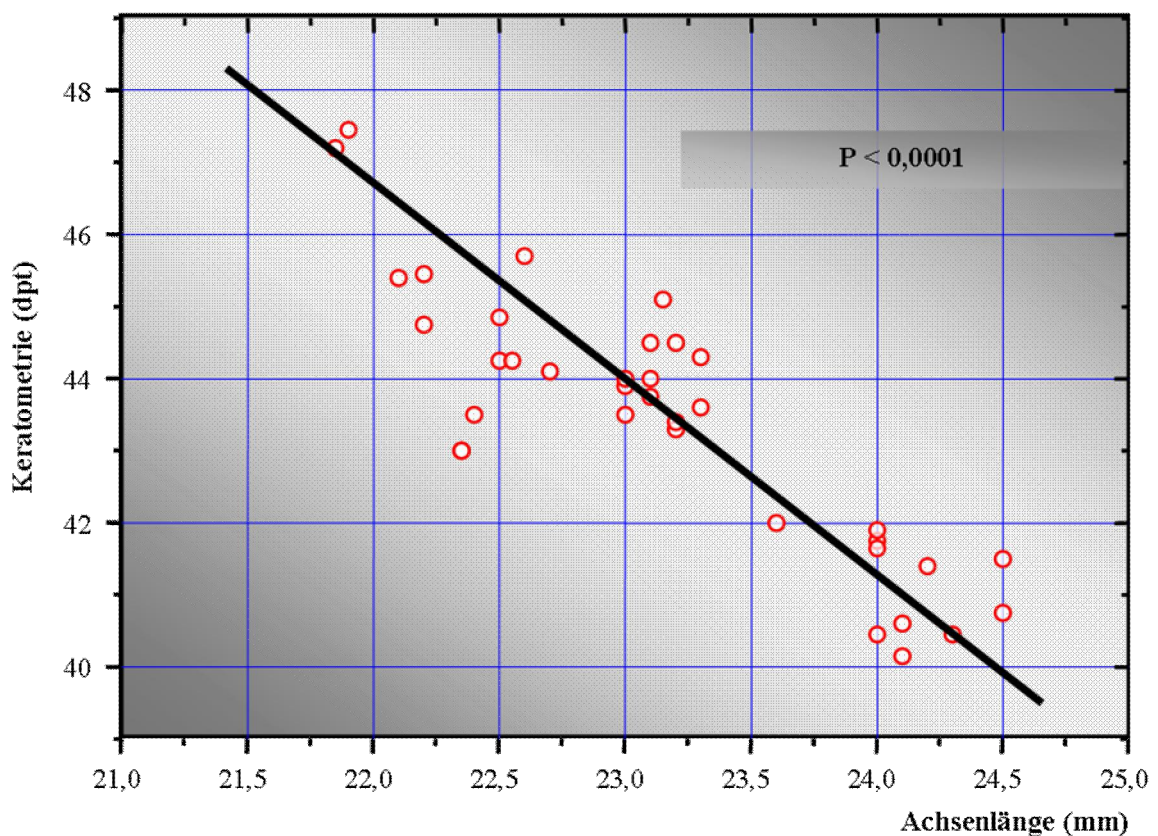


Abbildung 36: Korrelation des Hornhautradius von der Achsenlänge



4.9.2 *Abhängigkeit der kornealen sphärischen Aberration von der Achsenlänge/  
Keratometrie*

Die sphärische Aberration korreliert umgekehrt proportional zur Augenlänge ( $p < 0,01$ ). Kurze Augen haben eine höhere positive sphärische Aberration gegenüber langen Augen (Abbildung 37).

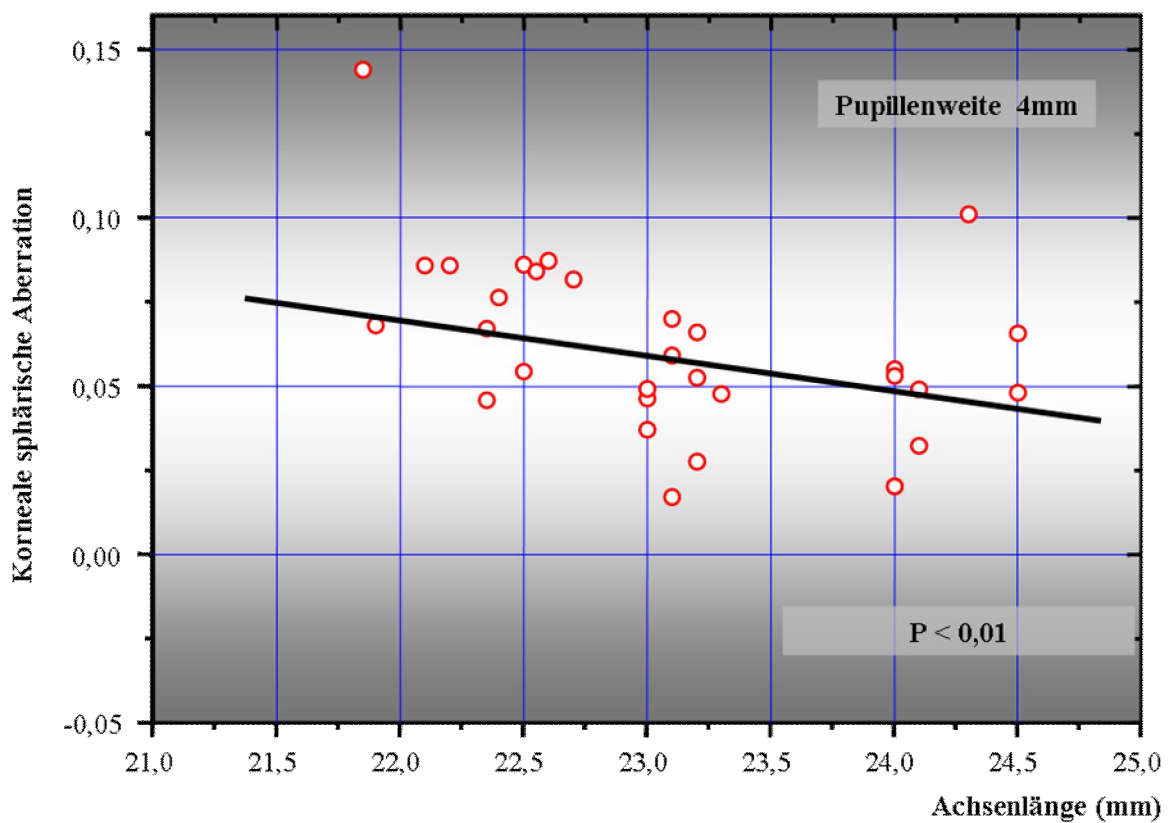


Abbildung 37: Abhängigkeit der sphärischen Aberration der Hornhaut zur Achsenlänge

#### 4. Ergebnisse

Um die Abhängigkeit der Achsenlänge besser darzustellen, haben wir das Patientenkollektiv bei 23,0 mm Achsenlänge in 2 Gruppen geteilt, dabei zeigt sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ) der kornealen sphärischen Aberration zwischen kurzen und langen Auge bzw. steiler und flacher Hornhautkrümmung (Abbildung 38).

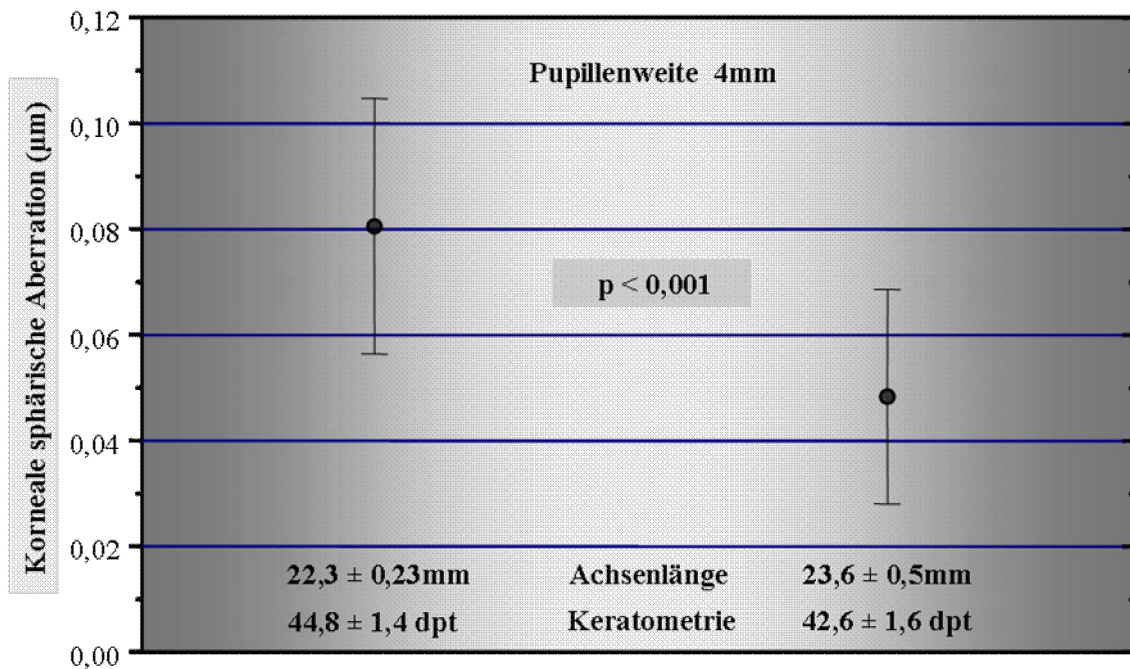


Abbildung 38: Abhängigkeit der sphärischen Aberration der Hornhaut von Achsenlänge/Keratometrie, Teilung bei 23,0 mm



#### 4. Ergebnisse

Diese Korrelation gilt für das gesamte Kollektiv, zeigt sich aber auch bei getrennter Betrachtung der beiden Gruppen (SI40: Abbildung 39, Tecnis: Abbildung 40). Es zeigte sich, dass Patienten mit kurzen Augen eine höhere okuläre sphärische Aberration aufwiesen.

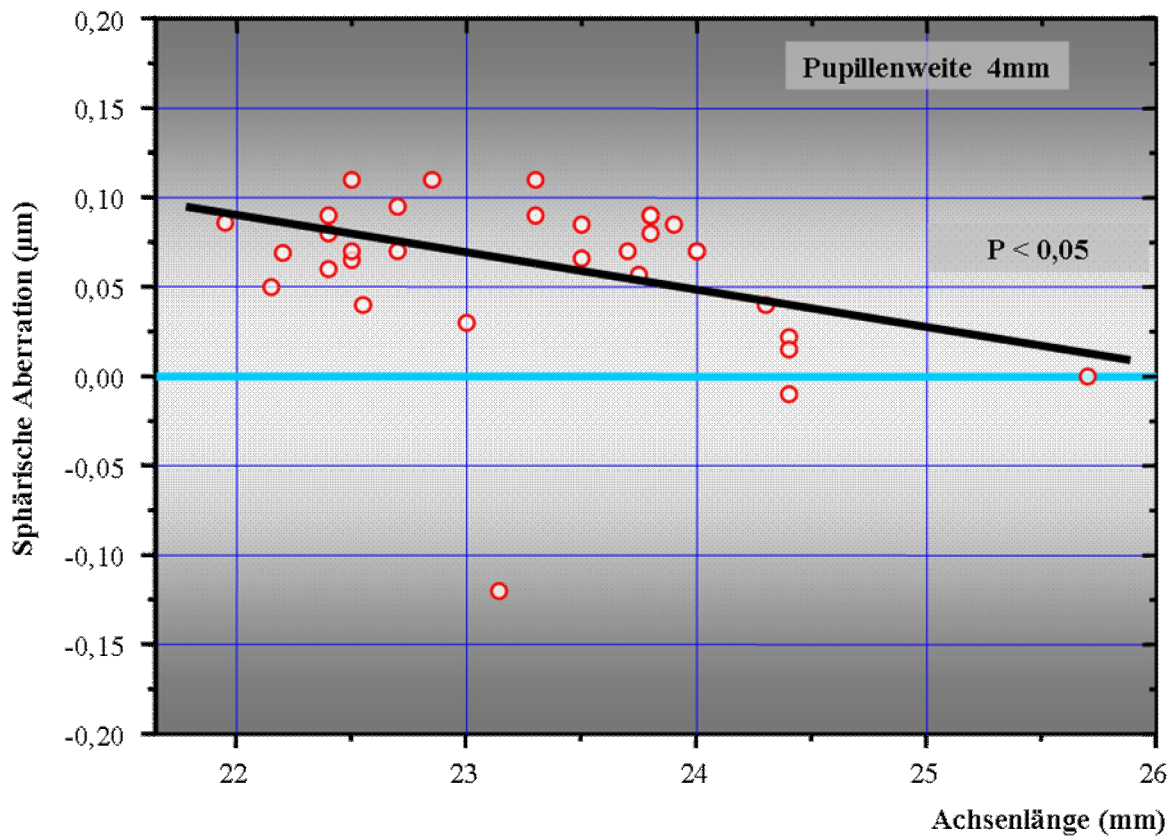


Abbildung 39: Abhängigkeit der okulären sphärischen Aberration von der Achsenlänge (SI40)

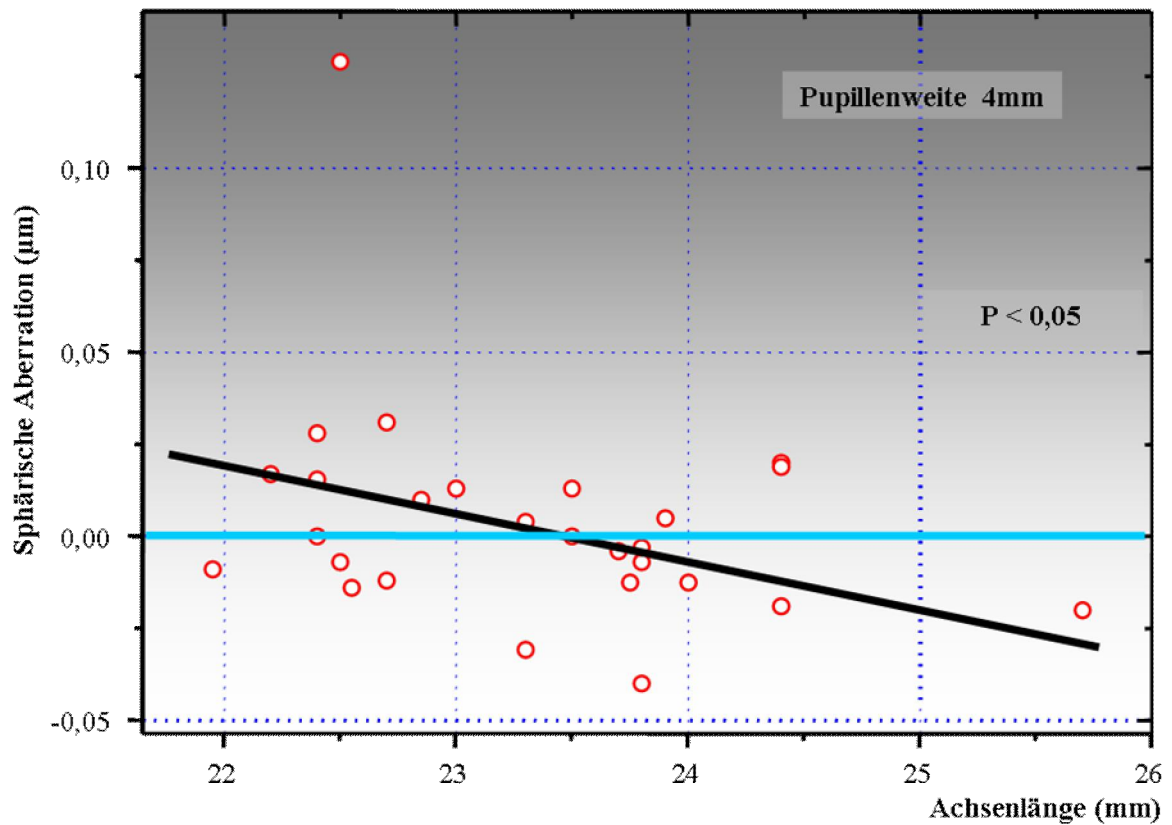


Abbildung 40: Abhängigkeit der okulären sphärischen Aberration von der Achsenlänge (Z9000)

#### 4.9.3 Kontrastgewinn der Tecnis nach Achsenlänge der Augen (Teilung bei 23,0 mm)

Die Beziehung zwischen Achsenlänge der Augen und sphärischer Aberration spiegelt sich auch im Kontrastgewinn wider. So zeigte sich, dass vor allem die Patienten mit kürzeren Augenlängen von der asphärischen IOL profitierten.

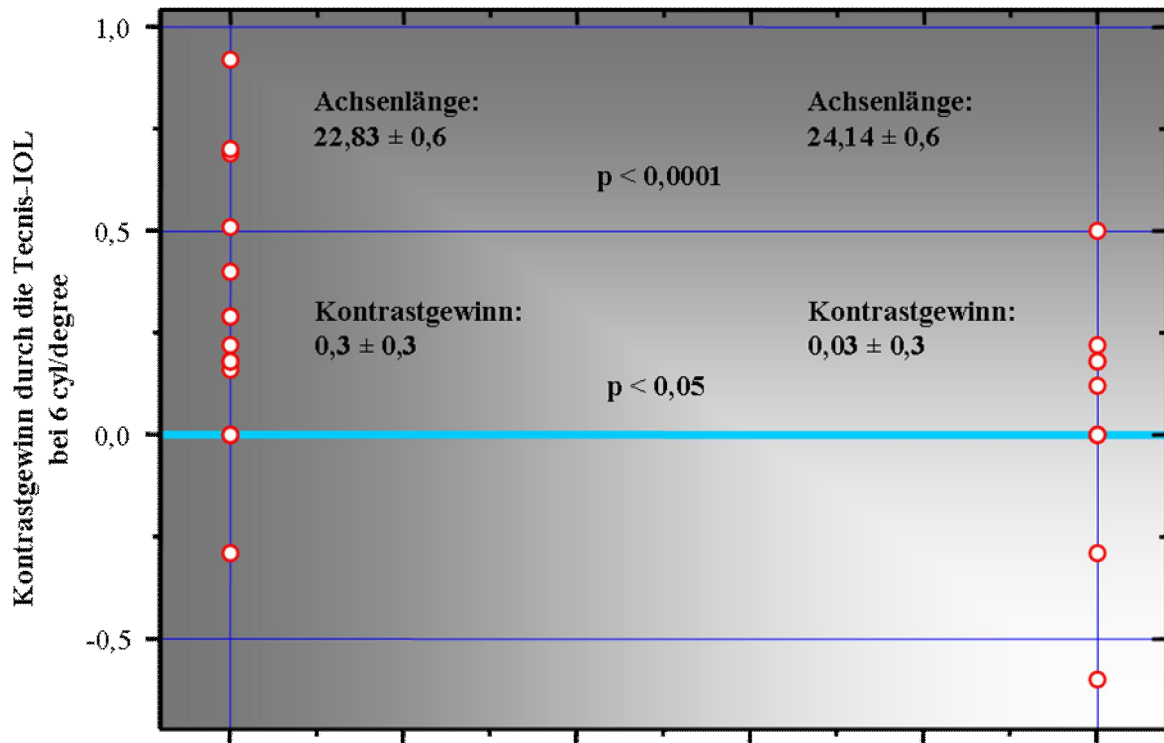


Abbildung 41: Kontrastgewinn der Z9000 in Abhängigkeit zur Achsenlänge bei 23,0 mm Teilung

Die Abbildung 41 zeigt den individuellen Kontrastgewinn mit der Tecnis-IOL bei der funktionell wichtigsten Ortsfrequenz von 6 cyl/deg unter mesopischen Bedingungen (Ginsburg, 2003). Es zeigt einen signifikanten Gewinn um den Faktor 10 bei Augen mit einer kürzeren Achsenlänge.

## 5. DISKUSSION

### 5.1 GRUNDLAGEN UND ZIEL DER UNTERSUCHUNGEN

In jedem dioptrischen System findet man gemäß seiner physikalischen Natur Aberrationen. Generell wird es nicht möglich sein, in Bezug auf das Auge ein völlig aberrationsfreies dioptrisches System zu entwickeln, da die verschiedenen Aberrationen teilweise in Wechselwirkung stehen. Sphärische Aberration (Öffnungsfehler) und diffraktive Aberration sind entgegengesetzt von der Pupillenöffnung abhängig. Je kleiner die Pupille, desto kleiner die sphärische Aberration, jedoch umso größer die Diffraction und umgekehrt.

Man unterscheidet bei den Öffnungsfehlern Aberrationen niedriger Ordnung wie Fokus/Defokus, Astigmatismus, von denen höherer Ordnung wie Koma, sphärische Aberration, Astigmatismus höherer Ordnung und andere. Dabei haben die Aberrationen niedriger Ordnung einen wesentlich stärkeren Einfluss auf die Sehschärfe. Grundsätzlich gilt: Je höher der Ordnungsgrad der Aberration ist und je weiter er vom Zentrum der Zernike-Pyramide (Abbildung 11) entfernt ist, umso geringer wird der Einfluss auf die Sehschärfe und die Kontrastempfindlichkeit (Applegate et al., 2002).

Bei der vorliegenden Arbeit liegt der Schwerpunkt auf der sphärischen Aberration  $Z(4,0)$ . Diese ist rotationssymmetrisch. Die Rotationssymmetrie wiederum war eine Grundvoraussetzung zur einfachen Einarbeitung in die Oberfläche einer Intraokularlinse.

Betrachtet man die optische Qualität der beiden Studienlinsen, so ist diese vergleichbar, obwohl das Design unterschiedlich ist. Der entscheidende Unterschied liegt in der Gestaltung der vorderen Oberfläche der Tecnis Z9000. Ziel dieser asphärischen Oberflächenmodifikation ist die Reduktion der sphärischen Aberration des gesamten Auges nach einer Kataraktoperation. Grundlage der Konstruktion der Tecnis Z9000 war eine Studie an 71 Patientenaugen (Holladay et al., 2002). Es wurde eine regelmäßig wiederkehrende positive Aberration der Hornhaut bei  $Z(4,0)$  (sphärische Aberration) ermittelt. Die asphärische Gestaltung der vorderen Oberfläche der Tecnis Z9000 wurde anhand dieser Daten festgelegt, mit dem Ziel einer Neutralisierung der gesamten okulären sphärischen Aberration. In der vorliegenden Studie wurde der Effekt dieser neuen Intraokularlinse unter klinischen Bedingungen untersucht und mit einer konventionellen Linse verglichen.

Im Vordergrund des Interesses standen zwei Parameter:

1. Konnte die Eliminierung der okulären sphärischen Aberration erreicht werden?
2. Wenn ja, wie wirkte sich dies auf die Sehqualität aus?

Das Studiendesign mit dem intraindividuellen Vergleich beider Linsen, strengen Ein- und Ausschlusskriterien und die Durchführung der Operation am zweiten Auge innerhalb von 4 Wochen durch denselben Operateur in identischer Operationstechnik wurden so gewählt, um linsenunabhängige Einflussfaktoren auf ein Minimum zu reduzieren.

Dies erklärt auch die geringen Unterschiede beim Augeninnendruck, die geringe Induktion operations-assoziiertes Wellenfrontabweichungen (z.B. Koma) sowie der Befunde im vorderen und hinteren Augenabschnitt einschließlich Dezentrierung und Verkippung der IOL. Auch die Pupillengröße war in beiden Gruppen vergleichbar.

### 5.2 DEMOGRAPHISCHE DATEN

Es wurden insgesamt 45 Patienten, davon 28 weiblich und 17 männlich, mit einem mittleren Alter von  $69 \pm 5,9$  Jahren (55-79 Jahre) eingeschlossen. Die Altersdaten entsprechen etwa unserem durchschnittlichen Patientengut, welche sich einer Kataraktoperation unterziehen. Der hier vorliegende Frauenüberhang dürfte keinen Einfluss auf die Ergebnisse haben.

### 5.3 STUDIENAUSSCHLUSS

Aufgrund der gesetzten Ausschlusskriterien mussten 8 der 45 Patienten aus der Studie ausgeschlossen werden. Die Tatsache, dass zum Studienzeitraum die Tecnis-Linse als Prototyp nur in begrenzter Stückzahl zur Verfügung stand führte dazu, dass bei drei Patienten zum OP-Termin des zweiten Auges keine entsprechende Linse bereitgestellt werden konnte. Ein OP-Aufschub wurde den Patienten nicht zugemutet. Ein Patient verstarb im Nachbeobachtungszeitraum und ein weiterer Patient zog sein Einverständnis zurück. Bei drei Patienten kam es zu perioperativen Komplikationen, wie z.B. einem radiären Einriss des Rhexisrandes, ebenso wurde ein Patient wegen eines zystoiden Makulaödems postoperativ ausgeschlossen.

### 5.4 OP-TECHNIK

Derzeit hat sich die Phakoemulsifikation als Standardverfahren zur Operation des grauen Staars durchgesetzt. Variationen des operativen Vorgehens findet man u.a. bei der Wahl des Schnittes für den Zugang zur Vorderkammer. Möglich ist ein skleraler oder ein korneoskleraler Zugang (limbale Eröffnung) und die rein korneale Inzision (clear cornea incision). Die Inzisionen sind immer lamellär (Tunnelbildung), so dass der Schnitt aufgrund des Intraokulardruckes selbstdichtend ist und keine Naht benötigt wird. Die ersten beiden Verfahren erfordern eine Eröffnung der Bindehaut, während bei letzterer nur die Hornhaut perforiert wird. Herretes et al. (2005) sowie Taban et al. (2005b) konnten eindrucksvoll zeigen, dass es bei der clear cornea incision zu einem Einstrom von Tränenflüssigkeit ins Auge über den Tunnel nach Druck auf die Hornhaut kommt. Dies stellt ein erhöhtes Risiko für eine postoperative, intraokulare Infektion dar (Reiben am Auge!) (Taban et al., 2005a). Andererseits weist der korneale Zugang einen geringeren postoperativen Reizzustand (Tyndalleffekt) gegenüber konservativer ECCE mit korneoskleralem Stufenschnitt (Oshika et al., 1992; Minassian et al., 2001) auf.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein korneoskleraler Zugang mit zusätzlicher Schnittsicherung durch eine Adaptation der Bindehaut mit Fibrinkleber gewählt (Mester et al., 1993).

Ein weiteres Problem bei operativen Eingriffen im vorderen Augenabschnitt ist der induzierte Hornhautastigmatismus. Bei der Kataraktoperation lies sich dieser allein durch die Tunnelschnitttechnik deutlich verringern. In einer Studie konnte Watson and Sunderraj (1992) zeigen, dass größere limbale Schnitte (11mm) einen stärkeren postoperativen Astigmatismus induzierten als 5mm Schnitte. Sie stellten ebenfalls fest, dass der Astigmatismus im zeitlichen Verlauf (bis 6 Monate) postoperativ abnahm (Grabow, 1991; Artaria et al., 1994; He et al., 2000). Vergleiche zwischen 3,5mm (faltbare Linsen) und 7mm Schnitten (PMMA-Linsen) zeigten deutliche Unterschiede in der frühen postoperativen Phase. Bei Schnittlängen unter 4mm konnte keine Zunahme des präoperativen Astigmatismus gezeigt werden (Pfleger et al., 1992; Afsar et al., 1999). Durch die Mikrokleinschnitt-Technik (MICS) wird nach Alio (2005a) ein induzierter Astigmatismus sogar völlig vermieden.

Durch Verkipfung der Linse werden die okulären Aberrationen insbesondere die Koma beeinflusst. Die Koma des inneren optischen Systems ist sogar ein Maß für die Verkipfung der implantierten Linse (Taketani et al., 2004). Dieser Effekt kommt besonders bei weiten

Pupillen zum Tragen (Taketani et al., 2005).

Verkippungen und besonders Dezentrierung wirken sich bei asphärischen IOL besonders negativ auf die optische Qualität aus. Taberero et al. (2004) zeigten, dass asphärische Linsen bei gleicher Dezentrierung (0,2mm) 0,09 $\mu$ m Koma induzieren gegenüber sphärischen Intraokularlinsen mit -0,03  $\mu$ m.

Rosales und Marcos (2006) führten mithilfe des Purkinje-Reflexes und einer neuen Apparatur objektive Messungen durch, um die Lage einer Intraokularlinse zu bestimmen. Dabei ergaben sich für die Z9000 folgende Werte: horizontale Verkippung von 3,6° bis -1,15°, vertikale Verkippung 5,97° bis -1,85°, horizontale Dezentrierung von 0,53mm bis -0,31mm und vertikale Dezentrierung 0,13mm bis -0,86mm.

Die Lage der Linse im Auge wurde in unserer Studie an der Spaltlampe von demselben Untersucher beurteilt, um ein möglichst unverfälschtes Ergebnis zu bekommen. Ein objektives Messverfahren stand zum Zeitpunkt der Untersuchungen nicht zur Verfügung, so dass nur eine subjektive Einschätzung von Dezentrierungen über 0,25mm erfasst werden konnten. Es fand sich in einem Auge eine Dezentrierung zwischen 0,5 - 1,0mm, alle übrigen lagen unter 0,25mm. Ebenso wurden keine nennenswerten Verkippungen beobachtet. Dies entspricht auch Messungen anderer Untersucher (Baumeister et al., 1999).

Eine mögliche Ursache für eine Dezentrierung der IOL ist ein Abknicken nur einer Haptik beim Shooten und daraus resultierende unterschiedliche Andruckkräfte der Haptiken im Kapselsack. Wenn die IOL mit gestreckter Haptik implantiert wird, sollte eine im Kapselsack optimale Zentrierung erreicht werden.

Der Augeninnendruck zeigte annähernd konstante Werte beider Gruppen, was auf das standardisierte OP-Verfahren und denselben Operateur zurückzuführen ist. Gleiches gilt auch für analoge Befunde im vorderen und hinteren Augenabschnitt.

### 5.5 WELLENFRONT

Der Hartmann-Shack-Sensor ist ein zuverlässiges Messinstrument bei der Messung von Aberrationen bis zur 4. Ordnung (Cheng et al., 2003). Mit ihm ist man in der Lage, im Single-Pass Verfahren die Point-Spread-Function des Auges über eine Fläche mit mehreren Punkten zu erfassen und somit die Aberrationen verschiedener Ordnungen (Zernike) zu berechnen.

Damit ist es möglich, unter klinischen Bedingungen ohne große Belastung für die Patienten, die Aberrationen des gesamten Auges zu ermitteln (Liang et al., 1994; Moreno-Barriuso and

Navarro, 2000; Prieto et al., 2000). Der Sensor allerdings kann aufgrund der Lochmaske schnelle Phasenwechsel, wie sie im Auge üblicherweise nicht vorkommen, nicht korrekt erfassen. Moreno (2000) beschreibt hierbei einen Fall bei extremer Myopie, wo das Messbild des Hartmann-Shack-Sensors nicht mehr zu analysieren war.

Die technische Entwicklung des Hartmann-Shack-Sensors war zum Zeitpunkt unserer Untersuchung noch nicht soweit, dass Serienmodelle zur Verfügung standen, die es mittlerweile in mehreren Ausführungen gibt. Uns stand ein Laborgerät (Pharmacia, Groningen, Niederlande) zur Verfügung, welches mit etwas Aufwand gut zu bedienen war. Es fehlte allerdings die Möglichkeit, die Messbilder sofort auszuwerten und somit auf deren Qualität zu prüfen. Dies hatte einige fehlerhafte, nicht auswertbare Aufzeichnungen zur Folge und damit einen teilweisen Datenverlust.

Die Wellenfront-Analyse unserer Studie erbrachte einen hoch signifikanten Unterschied zwischen beiden Linsen: die Augen mit der SI40 zeigten eine mittlere positive sphärische Aberration von  $0,08\mu\text{m}$  (4mm Pupille), während sich bei den Augen nach Implantation einer Tecnis Z9000 fast keine sphärische Aberration ( $0,002\mu\text{m}$ ) zeigte (Abbildung 21).

Damit konnte gezeigt werden, dass mit der asphärischen Tecnis-IOL im Mittel die okuläre sphärische Aberration nach einer Kataraktoperation fast komplett eliminiert werden kann. Die daraus resultierenden Sehfunktionen wurden mit Hilfe der Sehschärfe verschiedener Kontraststufen und der Kontrastempfindlichkeit untersucht (Packer et al., 2002).

### 5.6 SEHSCHÄRFE

Durch die Verwendung der ETDRS-Tafeln unter festgelegten Beleuchtungsverhältnissen wurden reproduzierbare Ergebnisse ermöglicht (Arditi and Cagenello, 1993; Vanden Bosch and Wall, 1997).

Die bestkorrigierte Sehschärfe, die mit Hilfe der ETDRS-Tafeln 1 und 2 erhoben wurde, war bei der Tecnis Z9000 nur geringfügig besser. Nach 3 Monaten zeigte sich gegenüber der SI40 jedoch ein signifikanter Unterschied. In 57% der Tecnis Z9000-Augen betrug der Visus 1,0 oder mehr, bei den SI40-Augen in 35%. Die beste Sehschärfe der Augen mit einer Tecnis Z9000 betrug 1,51. Auch wenn mit einer Reduzierung der SA gegen Null kein extremer Hochkontrastvisus erreicht wurde, so trägt sie doch offensichtlich zu einer signifikanten Verbesserung bei.



Auch in anderen Arbeiten konnte eine supranormale Sehschärfe durch die Reduzierung der sphärischen Aberration gegen null nicht erreicht werden (Guirao et al., 2000; MacRae, 2000; Schwiegerling, 2000; Applegate et al., 2001); sie hatten mit unserer Studie vergleichbare Ergebnisse (Martinez Palmer et al., 2005).

### 5.7 KONTRASTEMPFLINDLICHKEIT UND TIEFENSCHÄRFE

Theoretisch war zu erwarten, dass die Reduktion der sphärischen Aberration einen positiven Einfluss auf das Kontrastsehen mit sich bringen würde (Piers, P. A. et al., 2004). Unsere Messungen bestätigten, dass mit der Reduktion der sphärischen Aberration bei unseren Patienten eine signifikante Verbesserung des Kontrastsehens unter mesopischen Lichtverhältnissen zu beiden Untersuchungszeiten einhergingen (Abbildung 34 und Abbildung 35). Bei der 3-Monatskontrolle war sogar unter photopischen Lichtbedingungen bei allen Ortsfrequenzen eine signifikant höhere Kontrastempfindlichkeit bei den Tecnis-Augen zu beobachten (Abbildung 33).

Ferner war die Sehschärfe bei geringem Kontrast war zwischen beiden Linsen 3 Monate postoperativ bei allen geprüften Kontraststufen signifikant unterschiedlich (Abbildung 31). Bei beiden Gruppen zeigte sich zuvor postoperativ zwischen dem ersten und dritten Monat eine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit und der Sehschärfe bei hohem und niedrigem Kontrast; bei den Augen mit der Tecnis Z9000 war die Verbesserung jedoch deutlicher, was zu einem signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen nach 3 Monaten führte (Abbildung 32 bis Abbildung 35). Gleiche Ergebnisse hinsichtlich des Kontrastsehens unter photopischen und mesopischen Bedingungen wurden in anderen Studien bestätigt (Packer et al., 2002; Kennis et al., 2004; Packer et al., 2004; Ricci et al., 2004). Dabei wird besonderes auf die Verbesserung der Sehqualität unter schlechten Lichtbedingungen (Kershner, 2003) gegenüber sphärischen IOL's verwiesen. Bellucci (2004) konnte im Vergleich mit 4 anderen sphärischen IOLs in jeweils fünf Augen zeigen, dass mit der Tecnis-Linse die refraktive Myopie in Mydriasis geringer ausfielen. In einer Folgestudie an 3 Zentren mit jeweils 30 Augen wurden entsprechende Ergebnisse wie in unserer Studie bezüglich Sehschärfe sowie photopischer und mesopischer Kontrastempfindlichkeit gefunden (Bellucci et al., 2005)..

Eine weitere Komponente für die Verbesserung des Kontrastsehens nach 3 Monaten stellt die neuronale Adaptation dar. Auf der Basis von Untersuchungen von Artal et al. (2003a) könnte gefolgert werden, dass scheinbar jeder Proband an seine eigene okuläre Aberration neuronal

angepasst ist. Es konnte gezeigt werden, dass gesunde Probanden zunehmend schlechter sahen, wenn ihnen ihre okuläre Aberration gegen Null reduziert oder in rotierter Form angeboten wurde. Allerdings ist offensichtlich eine Adaptation über mehrere Tage an die veränderte Aberration notwendig und möglich (Barbero et al., 2002; Llorente et al., 2004a; Llorente et al., 2004b). Pesudovs (2005) konnte zeigen, dass nach Laser in situ keratomileusis (LASIK) die neuronale Adaptation bis zu 10 Wochen dauerte. Dieses Erkenntnis lässt sich auch auf die veränderten okulären Aberrationen nach einer Katarakt-Operation übertragen, was die Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit nach 3 Monaten gegenüber den 1-Monatsergebnissen erklären kann.

Unter photopischen Bedingungen war dieser Effekt allerdings weniger deutlich. Eine Erklärung hierfür bietet die Berücksichtigung der Pupillenweite. Der Einfluss der Pupillenweite auf die Aberrationen höherer Ordnung ist erheblich. So reduziert eine altersbedingte Miosis die sphärische Aberration auf etwa 1/3 gegenüber einer 6 mm weiten Pupille (Dietze and Cox, 2005).

Hingegen bewirken Aberrationen höherer Ordnung bei weiter Pupille immer einen Verlust im Bildpunkt, was sich in der Minderung des Kontrastsehens widerspiegelt. Aus diesem Grund war in unserer Studie ein Einschlusskriterium die Mindestweite von 4,0 mm bei maximal weiter Pupille.

Aufgrund physikalischer Gesetzmäßigkeiten lassen sich in dioptrischen Systemen Aberrationen nur minimieren und nicht vollständig aufheben. Um eine möglichst gute Bildqualität zu erhalten, ist es demnach erforderlich, die optischen Eigenschaften vor allem der niederen Ordnungen auf ein Minimum zu reduzieren.

Aberrationen niederer Ordnung mindern die Bildqualität bei gleichem Betrag wesentlich stärker als Aberrationen höherer Ordnung, d.h. bei 0,1  $\mu\text{m}$  Astigmatismus (2. Ordnung) ist die Bildqualität wesentlich schlechter als bei 0,1  $\mu\text{m}$  sekundärem Astigmatismus (4. Ordnung) (Applegate et al., 2002).

Während die postoperative sphärische Refraktion primär von der präoperativen IOL-Stärkenberechnung und der Biometrie abhängt und der Astigmatismus durch die Operationstechnik bedingt wird, ist die SA die wichtigste Aberration, die durch eine entsprechende IOL-Konstruktion beeinflusst werden kann. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass damit eine Verbesserung der Sehqualität möglich ist.

Theoretisch ist bei einer Reduzierung der SA eine Verschlechterung der Tiefenschärfe zu

erwarten. Marcos et al (2005) konnten eine größere Tiefenschärfe für sphärische IOLs gegenüber asphärischen nachweisen, dabei zeigten die sphärischen IOLs auch eine bessere Abbildung bei einem negativen Defokus größer 1dpt. Allerdings wurden diese Daten an einer sehr geringen Probandenzahl erhoben. In unserer Studie wurde diese nicht geprüft.

### 5.8 PUPILLE

Das Colvard-Pupillometer bietet die Möglichkeit unter photopischen und mesopischen Bedingungen sowie bei Nah- und Fernfixation Werte zu ermitteln, ohne das der Patient geblendet wird. Aufgrund der 0,5mm Skala ist eine genaue Bestimmung auf 1/10 mm nur durch Schätzung möglich. Wiederum ist es hinreichend genau, um das vorgegebene Einschlusskriterium von mindestens 4mm Pupillenweite in maximaler Mydriasis zweifelsfrei festzustellen. Nach Schmitz (2003) und Sekundo (2003) werden mit dem Colvard-Pupillometer die Werte gegenüber anderen Verfahren zu niedrig gemessen, allerdings bei guter Reproduzierbarkeit und Unabhängigkeit vom Untersucher (Sekundo et al., 2003), Twa et al. (2004) konnten allerdings einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen zwei Untersuchern nachweisen und empfehlen daher die Digital-Fotografie als genaueres Messverfahren. Da jedoch alle Augen mittels Colvard-Pupillometer untersucht wurden, wird der Vergleich zwischen den beiden Studienlinsen durch diese mögliche Messungenauigkeit des Pupillometers nicht beeinflusst.

Bei unseren Ergebnissen waren die mittleren, natürlichen Pupillenweiten erwartungsgemäß im Mesopischen bei Fernfixation am größten und im Photopischen bei Nahfixation am kleinsten. Dabei sind die Werte für beide Untersuchungsgruppen vergleichbar und zeigen keinen signifikanten Unterschied. Bemerkenswert war, dass die Pupillenweiten 3 Monate postoperativ größer waren gegenüber 1 Monat postoperativ – dieser Unterschied führt zu Veränderungen in der gesamten okulären sphärischen Aberration unter mesopischen Lichtverhältnissen. Die sphärische Aberration ist wesentlich abhängig von der Pupillengröße. So entspricht im gleichen Auge eine SA von  $0,08\mu\text{m}$  bei 4mm Pupillenweite einer SA von  $0,16\mu\text{m}$  bei 5mm Pupille (Bellucci et al., 2004). Kasper et al. (2005; 2006) fanden ebenfalls eine signifikante Reduktion der sphärischen Aberration bei einem Pupillendurchmesser von 3 bis 6mm bei der Tecnis-IOL; eine Signifikanz im Mittel aller Aberrationen höherer Ordnung trat erst bei 6mm auf.

### 5.9 WER PROFITIERT

Wir fanden bei unseren Patienten eine umgekehrt proportionale Abhängigkeit des Hornhautradius von der Achsenlänge mit hoher Signifikanz. Damit korreliert gleichzeitig in Abhängigkeit vom Krümmungsradius der Hornhaut die sphärische Aberration der Hornhaut mit der Achsenlänge.

Der von uns gefundene Zusammenhang wird deutlich, teilt man die gemessenen Achsenlängen bei 23,0mm in zwei Gruppen: Es fand sich ein signifikanter Unterschied der kornealen sphärischen Aberration. Dies bedeutet, dass kurze Augen eine höhere positive korneale sphärische Aberration besitzen und somit eher von einer asphärischen IOL mit negativer sphärischer Aberration profitieren. In Abbildung 41 wird dies anhand des Kontrastgewinns verdeutlicht. Hierbei ist ferner zu berücksichtigen, dass allein durch die mit stärkerer Brechkraft einer IOL zunehmende Mittendicke eine höhere SA zur Folge hat. Dabei ist ungewiss, welchen Einfluss die bei kürzeren Augen notwendigerweise zunehmende Mittendicke der Intraokularlinse bei stärker werdender Brechkraft hat (Barbero et al., 2003). Vermutlich tragen beide Effekte zu dem Ergebnis bei, dass kürzere, hyperope Augen mehr von einer asphärischen Linse profitieren.

### 5.10 WER HAT NACHTEILE

In weiterführenden Arbeiten konnte gezeigt werden, dass Dezentrierung und Verkippung einer asphärischen Intraokularlinse vor allem Aberrationen höherer Ordnung hervorbringt verglichen mit einer konventionellen Intraokularlinse (Altmann et al., 2005).

Die eigenen Daten wie Messungen anderer Untersucher (Baumeister et al., 1999) zeigen jedoch, dass mit den derzeitigen Operationstechniken die kritischen Grenzen deutlich unterschritten werden.

Bei hochmyopen Patienten wird bei der Konstruktion der untersuchten asphärischen IOL eine negative sphärische Aberration in das Augensystem eingeführt, da die positive sphärische Aberration der Hornhaut überkompensiert wird. Diese Überkorrektur ist vom Betrag her jedoch selbst bei einer Myopie von 12D aber immer noch geringer als die entsprechende positive SA einer konventionellen IOL gleicher Stärke (Barbero et al., 2003).

Nach refraktiven laserchirurgischen Eingriffen an der Hornhaut bei hyperopen Patienten

kommt es zu einer prolateren Form der Hornhaut und damit verbunden zu einer Reduktion der positiven sphärischen Aberration. Würde man bei diesen Patienten eine Tecnis IOL implantieren, könnte eine sphärische Aberration weit im negativen Bereich resultieren. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, bei diesen Augen eine konventionelle IOL zu implantieren (Wang and Koch, 2003b).

### 5.11 SCHLUSSFOLGERUNG

In dieser Studie konnte erstmals klinisch belegt werden, dass es möglich ist, eine Aberration höherer Ordnung, die sphärische Aberration, im Rahmen der Kataraktchirurgie durch Implantation einer modifizierten IOL gezielt zu reduzieren und somit eine Verbesserung der Sehqualität zu erreichen. Eine Einschränkung besteht darin, dass die untersuchte Intraokularlinse nur eine an klinischen Messungen gemittelte sphärische Aberration korrigiert. Es konnte ferner gezeigt werden, dass eine Signifikanz zwischen Keratometrie und Achsenlänge ( $p < 0,0001$ ) besteht. Gleichfalls fand sich eine signifikante Korrelation zwischen sphärischer Aberration der Hornhaut und der Achsenlänge ( $p < 0,01$ ). Dabei hatten kurze Augen (Hyperope) eine höhere korneale sphärische Aberration gegenüber langen Augen (Myope) mit deutlich geringerer kornealer sphärischer Aberration.

Man kann daraus ableiten, dass besonders hyperope Augen von der Implantation einer die positive korneale sphärische Aberration kompensierenden IOL, wie der Tecnis Z9000, profitieren. Ein negativer Effekt einer solchen asphärischen IOL ist nur bei extremer Myopie oder nach hyperoper LASIK zu erwarten.

Einschränkend muss festgehalten werden, dass die untersuchte IOL eine standardisierte negative sphärische Aberration besitzt, welche einen mittleren Wert positiver kornealer SA korrigiert. Den interindividuellen unterschiedlichen Werten der kornealen SA wird daher keine Rechnung getragen. Eine weitere Optimierung ist daher durch eine individuelle angepasste SA der IOL bzw. durch eine bessere präoperative Selektion der Augen möglich, die von einer standardisierten asphärischen IOL den größten Gewinn haben.

## LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Abdelhafiz, A. H. and C. A. Austin (2003). "Visual factors should be assessed in older people presenting with falls or hip fracture." Age Ageing **32**(1): 26-30.
- 2 Afsar, A. J., S. Patel, R. L. Woods and W. Wykes (1999). "A comparison of visual performance between a rigid PMMA and a foldable acrylic intraocular lens." Eye **13** (Pt 3a): 329-35.
- 3 Aggarwal, A., A. K. Khurana and M. Nada (1999). "Contrast sensitivity function in pseudophakics and aphakics." Acta Ophthalmol Scand **77**(4): 441-3.
- 4 Alio, J. L., P. Schimchak, R. Montes-Mico and A. Galal (2005a). "Retinal image quality after microincision intraocular lens implantation." J Cataract Refract Surg **31**(8): 1557-60.
- 5 Alio, J. L., P. Schimchak, H. P. Negri and R. Montes-Mico (2005b). "Crystalline lens optical dysfunction through aging." Ophthalmology **112**(11): 2022-9.
- 6 Altmann, G. E., L. D. Nichamin, S. S. Lane and J. S. Pepose (2005). "Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration." J Cataract Refract Surg **31**(3): 574-85.
- 7 Amano, S., Y. Amano, S. Yamagami, T. Miyai, K. Miyata, T. Samejima and T. Oshika (2004). "Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations." Am J Ophthalmol **137**(6): 988-92.
- 8 Apple, D. J. and J. Sims (1996). "Harold Ridley and the invention of the intraocular lens." **40**(4): 279.
- 9 Apple, D. J. and L. Werner (2001). "Complications of cataract and refractive surgery: a clinicopathological documentation." Trans Am Ophthalmol Soc **99**: 95-109.
- 10 Applegate, R. A., L. N. Thibos and G. Hilmantel (2001). "Optics of aberroscopy and super vision." J Cataract Refract Surg **27**(7): 1093-107.

- 11 Applegate, R. A., E. J. Sarver and V. Khemsara (2002). "Are all aberrations equal?" J Refract Surg **18**(5): 556-62.
- 12 Arditi, A. and R. Cagenello (1993). "On the statistical reliability of letter-chart visual acuity measurements." Invest Ophthalmol Vis Sci **34**(1): 120-9.
- 13 Artal, P., M. Ferro, I. Miranda and R. Navarro (1993). "Effects of aging in retinal image quality." J Opt Soc Am A **10**(7): 1656-62.
- 14 Artal, P. and A. Guirao (1998). "Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye." Opt Lett **23**(21): 1713-1715.
- 15 Artal, P., A. Guirao, E. Berrio and D. R. Williams (2001). "Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye." J Vis **1**(1): 1-8.
- 16 Artal, P., E. Berrio, A. Guirao and P. Piers (2002). "Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **19**(1): 137-43.
- 17 Artal, P., L. Chen, E. J. Fernandez, B. Singer, S. Manzanera and D. R. Williams (2003a). "Adaptive optics for vision: the eye's adaptation to point spread function." J Refract Surg **19**(5): 585-7.
- 18 Artal, P., A. Guirao, E. Berrio, P. Piers and S. Norrby (2003b). "Optical aberrations and the aging eye." Int Ophthalmol Clin **43**(2): 63-77.
- 19 Artaria, L. G., F. Ziliotti and A. Ziliotti-Mandelli (1994). "[Long-term follow-up of implantation of foldable silicon posterior lenses]." Klin Monatsbl Augenheilkd **204**(5): 268-70.
- 20 Atchison, D. A. (1991). "Design of aspheric intraocular lenses." Ophthalmic Physiol Opt **11**(2): 137-46.
- 21 Auffarth, G. U., W. Hunold, P. Hurtgen, T. A. Wesendahl and E. Mehdorn (1994). "[Night driving capacity of pseudophakic patients]." Ophthalmologe **91**(4): 454-9.
- 22 Auffarth, G. U. and D. J. Apple (2001). "[History of the development of intraocular lenses]." Ophthalmologe **98**(11): 1017-28.

- 23 Auffarth, G. U., J. Schmidbauer and D. J. Apple (2001). "[The life work of Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley]." Ophthalmologie **98**(11): 1012-6.
- 24 Barbero, S., S. Marcos and J. Merayo-Llodes (2002). "Corneal and total optical aberrations in a unilateral aphakic patient." J Cataract Refract Surg **28**(9): 1594-600.
- 25 Barbero, S., S. Marcos and I. Jimenez-Alfaro (2003). "Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **20**(10): 1841-51.
- 26 Barraquer, J. (1959). "Anterior chamber plastic lenses. Results of and conclusions from five years' experience." Trans Ophthalmol Soc U K **79**: 393-424.
- 27 Baumeister, M., T. Kohnen and A. Allers (1999). "UNTERSUCHUNG VON DEZENTRIERUNG UND VERKIPPUNG BEI FALTBAREN INTRAOKULARLINSEN MIT SCHEIMPFLUG-PHOTOGRAPHIE." 97. Jahrestagung der DOG 1999.
- 28 Bellucci, R., S. Morselli and P. Piers (2004). "Comparison of wavefront aberrations and optical quality of eyes implanted with five different intraocular lenses." J Refract Surg **20**(4): 297-306.
- 29 Bellucci, R., A. Scialdone, L. Buratto, S. Morselli, C. Chierigo, A. Criscuoli, G. Moretti and P. Piers (2005). "Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study." J Cataract Refract Surg **31**(4): 712-7.
- 30 Binkhorst, C. D. (1959). "Iris-supported artificial pseudophakia. A new development in intra-ocular artificial lens surgery (iris clip lens)." Trans Ophthalmol Soc U K **79**: 569-84.
- 31 Binkhorst, R. D., G. W. Weinstein and R. C. Troutman (1964). "A WEIGHTLESS ISEIKONIC INTRAOCULAR LENS." Am J Ophthalmol **58**: 73-8.
- 32 Blydes, J. E. (1989). "Small incision intraocular lens: past, present and future." Dev Ophthalmol **18**: 107-10.



- 33 Brunette, I., J. M. Bueno, M. Parent, H. Hamam and P. Simonet (2003). "Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age." Invest Ophthalmol Vis Sci **44**(12): 5438-46.
- 34 Calver, R. I., M. J. Cox and D. B. Elliott (1999). "Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **16**(9): 2069-78.
- 35 Chee, S. P. and K. Bacsal (2005). "Endophthalmitis after microincision cataract surgery." J Cataract Refract Surg **31**(9): 1834-5.
- 36 Cheng, X., N. L. Himebaugh, P. S. Kollbaum, L. N. Thibos and A. Bradley (2003). "Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer." Optom Vis Sci **80**(8): 587-95.
- 37 Cosar, C. B., E. J. Cohen, C. J. Rapuano and P. R. Laibson (2001). "Clear corneal wound infection after phacoemulsification." Arch Ophthalmol **119**(12): 1755-9.
- 38 Dabezies, O. H., Jr. (1979). "Defects of vision through aphakic spectacle lenses." Ophthalmology **86**(3): 352-79.
- 39 Davison, J. A. (1981). "Modified J-loop intraocular lens insertion after posterior chamber iris-plane phacoemulsification: a safe, easy method." J Am Intraocul Implant Soc **7**(4): 368-72.
- 40 Davison, J. A. (1991). "Modified insertion technique for the SI-18NB intraocular lens." J Cataract Refract Surg **17**(6): 849-53.
- 41 Dietze, H. H. and M. J. Cox (2005). "Limitations of correcting spherical aberration with aspheric intraocular lenses." J Refract Surg **21**(5): 541-6.
- 42 el-Hage, S. G. and F. Berny (1973). "Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye." J Opt Soc Am **63**(2): 205-11.
- 43 Epstein, E. (1957). "The Ridley lens implant." Br J Ophthalmol **41**(6): 368-76.
- 44 Faust, K. J. (1984). "Hydrodissection of soft nuclei." J Am Intraocul Implant Soc **10**(1): 75-7.

- 45 Ferris, F. L., 3rd, A. Kassoff, G. H. Bresnick and I. Bailey (1982). "New visual acuity charts for clinical research." Am J Ophthalmol **94**(1): 91-6.
- 46 Ferris, F. L., 3rd and R. D. Sperduto (1982). "Standardized illumination for visual acuity testing in clinical research." Am J Ophthalmol **94**(1): 97-8.
- 47 Fyodorov, S. N. (1969). "Two cases of correction of pronounced unilateral myopia with the use of an anterior chamber lens." Vestn Oftalmol **82**(3): 27-38.
- 48 Gilmartin, B. (1986). "A review of the role of sympathetic innervation of the ciliary muscle in ocular accommodation." Ophthalmic Physiol Opt **6**(1): 23-37.
- 49 Gimbel, H. V. and T. Neuhann (1990). "Development, advantages, and methods of the continuous circular capsulorhexis technique." J Cataract Refract Surg **16**(1): 31-7.
- 50 Ginsburg, A. P., D. W. Evans, R. Sekule and S. A. Harp (1982). "Contrast sensitivity predicts pilots' performance in aircraft simulators." Am J Optom Physiol Opt **59**(1): 105-9.
- 51 Ginsburg, A. P. and M. W. Cannon (1983). "Comparison of three methods for rapid determination of threshold contrast sensitivity." Invest Ophthalmol Vis Sci **24**(6): 798-802.
- 52 Ginsburg, A. P. (1984). "A new contrast sensitivity vision test chart." Am J Optom Physiol Opt **61**(6): 403-7.
- 53 Ginsburg, A. P. (1996). "Next Generation Contrast Sensitivity Testing." In: Rosenthal B. Cole R (ed): Functional Assessment of Low Vision, Mosby St. Louis: 77-88.
- 54 Ginsburg, A. P. (2003). "Contrast sensitivity and functional vision." Int Ophthalmol Clin **43**(2): 5-15.
- 55 Glasser, A. and M. C. Campbell (1998). "Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age." Vision Res **38**(2): 209-29.
- 56 Grabow, H. B. (1991). "Early results of 500 cases of no-stitch cataract surgery." J Cataract Refract Surg **17 Suppl**: 726-30.

- 57 Grosskopf, U. and D. Eisenmann (1997). "Eingeschränkte Nachtfahrtauglichkeit bei mono- und multifokaler Pseudophakie." 10. Kongress der DGII. Springer, Berlin-Heidelberg.
- 58 Guirao, A., C. Gonzalez, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby and P. Artal (1999). "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population." Invest Ophthalmol Vis Sci **40**(1): 203-13.
- 59 Guirao, A. and P. Artal (2000). "Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **17**(6): 955-65.
- 60 Guirao, A., M. Redondo and P. Artal (2000). "Optical aberrations of the human cornea as a function of age." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **17**(10): 1697-702.
- 61 Haefliger, E. and T. Neuhann (1988). "[Neuhann capsulorhexis: a technic for reliable implantation of the capsule sack]." Klin Monatsbl Augenheilkd **192**(5): 435-8.
- 62 Harms, H. and G. Mackensen (1967). Ocular Surgery Under the Microscope, Year Book Medical Publishers.
- 63 He, W., P. Lu, X. Zhang, J. Li, J. Xu and X. He (2000). "[A clinical investigation on cataract surgery with 2.8 mm incision]." Zhonghua Yan Ke Za Zhi **36**(4): 282-4.
- 64 Herretes, S., W. J. Stark, A. Pirouzmanesh, J. M. Reyes, P. J. McDonnell and A. Behrens (2005). "Inflow of ocular surface fluid into the anterior chamber after phacoemulsification through sutureless corneal cataract wounds." Am J Ophthalmol **140**(4): 737-40.
- 65 Holladay, J. T., P. A. Piers, G. Koranyi, M. van der Mooren and N. E. Norrby (2002). "A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes." J Refract Surg **18**(6): 683-91.
- 66 Hsieh, W. C. (1998). "Review of the medical management of postoperative cataract complications." J Am Optom Assoc **69**(7): 465-72.
- 67 Karp, K. O., C. V. Albanis, J. B. Pearlman and K. M. Goins (2001). "Outcomes of temporal clear cornea versus superior scleral tunnel phacoemulsification incisions in a university training program." Ophthalmic Surg Lasers **32**(3): 228-32.

- 68 Kashima, K., B. L. Trus, M. Unser, P. A. Edwards and M. B. Datiles (1993). "Aging studies on normal lens using the Scheimpflug slit-lamp camera." Invest Ophthalmol Vis Sci **34**(1): 263-9.
- 69 Kasper, T., J. Bühren and T. Kohnen (2005). "[Intraindividual comparison of higher order aberrations after implantation of aspherical and spherical IOLs depending on pupil diameter]." Ophthalmologe **102**(1): 51-7.
- 70 Kasper, T., J. Bühren and T. Kohnen (2006). "Intraindividual comparison of higher-order aberrations after implantation of aspherical and spherical intraocular lenses as a function of pupil diameter." J Cataract Refract Surg **32**(1): 78-84.
- 71 Kehdi, E. E., S. L. Watson, I. C. Francis, R. Chong, A. Bank, M. T. Coroneo and J. K. Dart (2005). "Spectrum of clear corneal incision cataract wound infection." J Cataract Refract Surg **31**(9): 1702-6.
- 72 Kelman, C. D. (1974). "Symposium: Phacoemulsification. Summary of personal experience." Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol **78**(1): 8.
- 73 Kennis, H., M. Huygens and F. Callebaut (2004). "Comparing the contrast sensitivity of a modified prolate anterior surface IOL and of two spherical IOLs." Bull Soc Belge Ophthalmol(294): 49-58.
- 74 Kershner, R. M. (2003). "Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses. Prospective evaluation." J Cataract Refract Surg **29**(9): 1684-94.
- 75 Koh, S., N. Maeda, T. Kuroda, Y. Hori, H. Watanabe, T. Fujikado, Y. Tano, Y. Hirohara and T. Mihashi (2002). "Effect of tear film break-up on higher-order aberrations measured with wavefront sensor." Am J Ophthalmol **134**(1): 115-7.
- 76 Lachenmayr, B. and N. Pateras (1987). "[Twilight vision and glare sensitivity in pseudophakic eyes]." Fortschr Ophthalmol **84**(2): 173-9.
- 77 Lendi, B. and M. Gonvers (1996). "[Phacoemulsification and clear cornea incision: review of 100 initial cases]." Klin Monatsbl Augenheilkd **208**(5): 273-4.

- 78 Leydhecker, W. (1989). "[Cataract surgery 220 years ago]." Klin Monatsbl Augenheilkd **195**(5): 334-6.
- 79 Liang, J., B. Grimm, S. Goelz and J. F. Bille (1994). "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor." J Opt Soc Am A **11**(7): 1949-57.
- 80 Liang, J. and D. R. Williams (1997). "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye." J Opt Soc Am A **14**(11): 2873-83.
- 81 Llorente, L., S. Barbero, D. Cano, C. Dorronsoro and S. Marcos (2004a). "Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations." J Vis **4**(4): 288-98.
- 82 Llorente, L., S. Barbero, J. Merayo and S. Marcos (2004b). "Total and corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia." J Refract Surg **20**(3): 203-16.
- 83 Lord, S. R. and H. B. Menz (2000). "Visual contributions to postural stability in older adults." Gerontology **46**(6): 306-10.
- 84 Lord, S. R. and J. Dayhew (2001). "Visual risk factors for falls in older people." J Am Geriatr Soc **49**(5): 508-15.
- 85 MacRae, S. M. (2000). "Supernormal vision, hypervision, and customized corneal ablation." J Cataract Refract Surg **26**(2): 154-7.
- 86 Marcos, S., S. Barbero and I. Jimenez-Alfaro (2005). "Optical quality and depth-of-field of eyes implanted with spherical and aspheric intraocular lenses." J Refract Surg **21**(3): 223-35.
- 87 Martinez Palmer, A., B. Palacin Miranda, M. Castilla Cespedes, M. Comas Serrano and A. Punti Badosa (2005). "[Spherical aberration influence in visual function after cataract surgery: prospective randomized trial]." Arch Soc Esp Oftalmol **80**(2): 71-7.
- 88 McDonnell, P. J., M. Taban, M. Sarayba, B. Rao, J. Zhang, R. Schiffman and Z. Chen (2003). "Dynamic morphology of clear corneal cataract incisions." Ophthalmology **110**(12): 2342-8.

- 89 McGwin, G., Jr., V. Chapman and C. Owsley (2000). "Visual risk factors for driving difficulty among older drivers." Accid Anal Prev **32**(6): 735-44.
- 90 McLellan, J. S., S. Marcos and S. A. Burns (2001). "Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye." Invest Ophthalmol Vis Sci **42**(6): 1390-5.
- 91 Mendicute, J., J. Orbegozo, M. Ruiz, A. Saiz, F. Eder and J. Aramberri (2000). "Keratomycosis after cataract surgery." J Cataract Refract Surg **26**(11): 1660-6.
- 92 Mester, U., M. Zuche and M. Rauber (1993). "Astigmatism after phacoemulsification with posterior chamber lens implantation: small incision technique with fibrin adhesive for wound closure." J Cataract Refract Surg **19**(5): 616-9.
- 93 Mester, U., M. Strauss and R. Grewing (1998). "Biocompatibility and blood-aqueous barrier impairment in at-risk eyes with heparin-surface-modified or unmodified lenses." J Cataract Refract Surg **24**(3): 380-4.
- 94 Mester, U., E. Fabian, R. Gerl, W. Hunold, W. Hutz, J. Strobel, H. Hoyer and T. Kohnen (2004). "Posterior capsule opacification after implantation of CeeOn Edge 911A, PhacoFlex SI-40NB, and AcrySof MA60BM lenses: one-year results of an intraindividual comparison multicenter study." J Cataract Refract Surg **30**(5): 978-85.
- 95 Minassian, D. C., P. Rosen, J. K. Dart, A. Reidy, P. Desai, M. Sidhu, S. Kaushal and N. Wingate (2001). "Extracapsular cataract extraction compared with small incision surgery by phacoemulsification: a randomised trial." Br J Ophthalmol **85**(7): 822-9.
- 96 Monestam, E., B. Lundquist and L. Wachtmeister (2005). "Visual function and car driving: longitudinal results 5 years after cataract surgery in a population." Br J Ophthalmol **89**(4): 459-63.
- 97 Moreno-Barriuso, E. and R. Navarro (2000). "Laser Ray Tracing versus Hartmann-Shack sensor for measuring optical aberrations in the human eye." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **17**(6): 974-85.
- 98 Mrochen, M. and T. Seiler (2001). "[Fundamentals of wavefront-guided refractive corneal surgery]." Ophthalmologe **98**(8): 703-14.

- 99 Neuhann, T. (1987). "Theorie und Operationstechnik der Kapsulorhexis." Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde **190**(6): 542-545.
- 100 Nio, Y. K., N. M. Jansonius, V. Fidler, E. Geraghty, S. Norrby and A. C. Kooijman (2000). "Age-related changes of defocus-specific contrast sensitivity in healthy subjects." Ophthalmic Physiol Opt **20**(4): 323-34.
- 101 Nio, Y. K., N. M. Jansonius, E. Geraghty, S. Norrby and A. C. Kooijman (2003). "Effect of intraocular lens implantation on visual acuity, contrast sensitivity, and depth of focus." J Cataract Refract Surg **29**(11): 2073-81.
- 102 Norrby, N. E., L. W. Grossman, E. P. Geraghty, C. F. Kreiner, M. Mihori, A. S. Patel, V. Portney and D. M. Silberman (1998). "Determining the imaging quality of intraocular lenses." J Cataract Refract Surg **24**(5): 703-14.
- 103 Oshika, T., K. Yoshimura and N. Miyata (1992). "Postsurgical inflammation after phacoemulsification and extracapsular extraction with soft or conventional intraocular lens implantation." J Cataract Refract Surg **18**(4): 356-61.
- 104 Oshika, T., S. D. Klyce, R. A. Applegate and H. C. Howland (1999). "Changes in corneal wavefront aberrations with aging." Invest Ophthalmol Vis Sci **40**(7): 1351-5.
- 105 Owsley, C., R. Sekuler and D. Siemsen (1983). "Contrast sensitivity throughout adulthood." Vision Res **23**(7): 689-99.
- 106 Owsley, C., B. T. Stalvey, J. Wells, M. E. Sloane and G. McGwin, Jr. (2001). "Visual risk factors for crash involvement in older drivers with cataract." Arch Ophthalmol **119**(6): 881-7.
- 107 Packer, M., I. H. Fine, R. S. Hoffman and P. A. Piers (2002). "Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens." J Refract Surg **18**(6): 692-6.
- 108 Packer, M., I. H. Fine, R. S. Hoffman and P. A. Piers (2004). "Improved functional vision with a modified prolate intraocular lens." J Cataract Refract Surg **30**(5): 986-92.
- 109 Parry, T. G. (1954). "Modification in intraocular acrylic lens surgery." Br J Ophthalmol **38**(10): 616-8.

- 110 Paul, H. (2003). Lexikon der Optik. 1. A bis L, Spektrum, Akad. Verl.
- 111 Pesudovs, K. (2005). "Involvement of neural adaptation in the recovery of vision after laser refractive surgery." J Refract Surg **21**(2): 144-7.
- 112 Pflieger, T., R. Menapace, M. Amon and P. Papapannos (1992). "[Postoperative astigmatism. 3.5 mm scleral tunnel incision and implantation of a HEMA posterior chamber lens vs 7 mm scleral step incision and implantation of a PMMA posterior chamber lens]." Ophthalmologe **89**(4): 329-37.
- 113 Piers, P., N. E. Norrby and U. Mester (2004). "Chapter 34 - Aberration-Correcting Intraocular Lenses." Wavefront customized visual correction - The Quest for Super Vision II: 285-290.
- 114 Piers, P. A., E. J. Fernandez, S. Manzanera, S. Norrby and P. Artal (2004). "Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration." Invest Ophthalmol Vis Sci **45**(12): 4601-10.
- 115 Prieto, P. M., F. Vargas-Martin, S. Goelz and P. Artal (2000). "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **17**(8): 1388-98.
- 116 Ricci, F., G. Scuderi, F. Missiroli, F. Regine and A. Cerulli (2004). "Low contrast visual acuity in pseudophakic patients implanted with an anterior surface modified prolate intraocular lens." Acta Ophthalmol Scand **82**(6): 718-22.
- 117 Ridley, N. H. L. (1951). "Artificial intraocular lenses after cataract extraction." StThomas Hosp Rep **7**: 12-4.
- 118 Rosales, P. and S. Marcos (2006). "Phakometry and lens tilt and decentration using a custom-developed Purkinje imaging apparatus: validation and measurements." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **23**(3): 509-20.
- 119 Rosser, D. A., S. N. Cousins, I. E. Murdoch, F. W. Fitzke and D. A. H. Laidlaw (2003). "How Sensitive to Clinical Change are ETDRS logMAR Visual Acuity Measurements?" Investigative Ophthalmology & Visual Science **44**(8): 3278-3281.



- 120 Rubin, G. S., K. Bandeen-Roche, G. H. Huang, B. Munoz, O. D. Schein, L. P. Fried and S. K. West (2001). "The association of multiple visual impairments with self-reported visual disability: SEE project." Invest Ophthalmol Vis Sci **42**(1): 64-72.
- 121 Scammon, R. E. and M. B. Hesdorffer (1937). "Growth in mass and volume of the human lens in postnatal life." Arch Ophthalmol **17**: 104-12.
- 122 Schmitz, S., F. Krummenauer, S. Henn and H. B. Dick (2003). "Comparison of three different technologies for pupil diameter measurement." Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol **241**(6): 472-7.
- 123 Schwiegerling, J. (2000). "Theoretical limits to visual performance." Surv Ophthalmol **45**(2): 139-46.
- 124 Sekundo, W., G. Nietgen and J. C. Schmidt (2003). "[Measurement of scotopic pupils: comparison of scotopic pupil measurements using a colvard pupilometer and the slitlamp green light test]." Ophthalmologie **100**(10): 815-8.
- 125 Smith, G., M. J. Cox, R. Calver and L. F. Garner (2001). "The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye." Vision Res **41**(2): 235-43.
- 126 Strobel, J., W. Hunold, T. Kohnen, U. Mester, V. Hessemer, W. Hutz, K. Jacobi and H. Hoyer (2002). "[Highly refractive silicone lens with sharp optic edge (CeeOn Edge, Model 911): one year results of a multicenter clinical trial on performance and efficacy]." Klin Monatsbl Augenheilkd **219**(5): 358-64.
- 127 Taban, M., B. Rao, J. Reznik, J. Zhang, Z. Chen and P. J. McDonnell (2004). "Dynamic morphology of sutureless cataract wounds--effect of incision angle and location." Surv Ophthalmol **49 Suppl 2**: 62-72.
- 128 Taban, M., A. Behrens, R. L. Newcomb, M. Y. Nobe, G. Saedi, P. M. Sweet and P. J. McDonnell (2005a). "Acute endophthalmitis following cataract surgery: a systematic review of the literature." Arch Ophthalmol **123**(5): 613-20.
- 129 Taban, M., M. A. Sarayba, T. S. Ignacio, A. Behrens and P. J. McDonnell (2005b). "Ingress of India ink into the anterior chamber through sutureless clear corneal cataract wounds." Arch Ophthalmol **123**(5): 643-8.

- 130 Tabernero, J., A. Benito, P. Piers, V. Nourrit, M. Redondo and P. Artal (2004). "ABERRATIONS PRODUCED BY MISALIGNMENTS OF INTRAOCULAR LENSES IN PSEUDOPHAKIC EYES." Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. **45**(5): 338-.
- 131 Taketani, F., T. Matuura, E. Yukawa and Y. Hara (2004). "Influence of intraocular lens tilt and decentration on wavefront aberrations." J Cataract Refract Surg **30**(10): 2158-62.
- 132 Taketani, F., E. Yukawa, T. Ueda, Y. Sugie, M. Kojima and Y. Hara (2005). "Effect of tilt of 2 acrylic intraocular lenses on high-order aberrations." J Cataract Refract Surg **31**(6): 1182-6.
- 133 Thibos, L. N., R. A. Applegate, J. T. Schwiegerling and R. Webb (2002). "Standards for reporting the optical aberrations of eyes." J Refract Surg **18**(5): 652-60.
- 134 Toellner, R. (1990). *Illustrierte Geschichte der Medizin*. Salzburg, Andreas & Andreas Verlagsbuchhandel. **3**: 1197-1201.
- 135 Twa, M. D., M. D. Bailey, J. Hayes and M. Bullimore (2004). "Estimation of pupil size by digital photography." J Cataract Refract Surg **30**(2): 381-9.
- 136 Valenton, M. (1996). "Wound infection after cataract surgery." Jpn J Ophthalmol **40**(3): 447-55.
- 137 Vanden Bosch, M. E. and M. Wall (1997). "Visual acuity scored by the letter-by-letter or probit methods has lower retest variability than the line assignment method." Eye **11**: 411-7.
- 138 Vilarrodona, L., G. D. Barrett and B. Johnson (2004). "High-order aberrations in pseudophakia with different intraocular lenses." J Cataract Refract Surg **30**(3): 571-5.
- 139 Wang, L. and D. D. Koch (2003a). "Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery." J Cataract Refract Surg **29**(10): 1896-903.
- 140 Wang, L. and D. D. Koch (2003b). "Anterior corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia." J Cataract Refract Surg **29**(9): 1702-8.

- 141 Watson, A. and P. Sunderraj (1992). "Comparison of small-incision phacoemulsification with standard extracapsular cataract surgery: post-operative astigmatism and visual recovery." Eye **6**: 626-9.
- 142 Williams, D., G. Y. Yoon, J. Porter, A. Guirao, H. Hofer and I. Cox (2000). "Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye." J Refract Surg **16**(5): 554-9.
- 143 Worst, J. G. (1968). "The development of the angle of the anterior chamber." Ophthalmologica **155**(4): 330-1.

## 6. TABELLARISCHER ANHANG

### 6.1 LINSENDATEN

Detaillierte Daten der beiden Studienlinsen

	AMO SI40	AMO Tecnis Z9000
Linsenart:	3-teilige, faltbare Hinterkammerlinse zur Fixierung im Kapselsack	3-teilige, faltbare Hinterkammerlinse zur Fixierung im Kapselsack
Gesamtlänge:	13,0mm	12,0 mm
Optischer Durchmesser:	6,0 mm	6,0mm
Optische Form:	Bikonvex mit sphärischen Oberflächen	Equibikonvex mit asphärischer, prolater vorderer Oberfläche, scharfe Optikkante vorn und hinten
Haptikverlauf:	C-Schleife	C-Form
Positionierlöcher:	Keine	Keine
Haptikwinkel:	10°	6°
Optisches Material:	UV absorbierendes Silikon	UV absorbierendes Silikon
UV-Filter:	400 nm	392 - 394 nm
Refraktionsindex:	1,46	1,46
Material der Haptik:	PMMA, blau	Polyvinylidenfluorid (PVDF)
Dioptriebereich:	16,0 – 24,0	16,0 – 24,0
Ermittelte A-Konstante:	118,0	119
Ermittelte	4,7 mm	5,55 mm
Vorderkammertiefe:		
Sterilisierungsmethode:	Äthylenoxid	Äthylenoxid

## 6.2 KONTRASTEMPFLINDLICHKEITSWERTE DER F.A.C.T.-TAFEL

Die Zahlen geben die entsprechenden Werte der Kontrastempfindlichkeit der Prüffelder auf der F.A.C.T.-Tafel (**F**unctional **A**cuity **C**ontrast **T**est) an. Diese Kontrasttafel wird in der Ginsburg-Box verwendet.

		<u>Kontrastempfindlichkeit</u>								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
	Spalte									
Zeile	<i>Ortfrequenz</i>									
A	<i>1,5</i>	<u>7</u>	<u>9</u>	<u>13</u>	<u>18</u>	<u>25</u>	<u>36</u>	<u>50</u>	<u>71</u>	<u>100</u>
B	<i>3</i>	<u>10</u>	<u>15</u>	<u>20</u>	<u>29</u>	<u>40</u>	<u>57</u>	<u>80</u>	<u>114</u>	<u>160</u>
C	<i>6</i>	<u>12</u>	<u>16</u>	<u>23</u>	<u>33</u>	<u>45</u>	<u>64</u>	<u>90</u>	<u>128</u>	<u>180</u>
D	<i>12</i>	<u>8</u>	<u>11</u>	<u>15</u>	<u>22</u>	<u>30</u>	<u>43</u>	<u>60</u>	<u>85</u>	<u>120</u>
E	<i>18</i>	<u>4</u>	<u>6</u>	<u>8</u>	<u>12</u>	<u>17</u>	<u>23</u>	<u>33</u>	<u>46</u>	<u>65</u>

Tabelle 3: Umrechnung der F.A.C.T.-Tafel in Kontrastempfindlichkeit

### 6.3 ZERNIKE ORDNUNG BIS ZUR 6. ORDNUNG

Die dazu gehörigen Abbildungsfehler bis zur 6. Ordnung sind:

Z 0,0	Piston	Höhenkonstante, mittlere Höhe der Fläche
Z 1,±1	Tip / Tilt	Verkipfung, prismatischer Fehler (+1 in x-Richtung, -1 in y-Richtung)
Z 2, 0	Defokus	resp. Oberfläche in Form eines Kegelschnitts
Z 2,±2	Astigmatismus	
Z 3,±1	Koma	vertikale, horizontale
Z 3,±3	Trefoil	Dreiwelligkeit, Dreiblattfehler, dreiachsiger Astigmatismus
Z 4,0	Sphärische Aberration	
Z 4, ±2	Astigmatismus	höherer (5.) Ordnung
Z 4, ±4	Ashtray	Vierwelligkeit, Vierblattfehler
Z 5, ±1	Koma	höherer (6.) Ordnung
Z 5, ±3	Trefoil	Dreiwelligkeit höherer (6.) Ordnung
Z 5, ±5	Tetrafoil	Fünfwelligkeit (Fünfblattfehler)
Z 6, 0	Sphärische Aberration	höherer (7.) Ordnung
Z 6, ±2	Astigmatismus	höherer (7.) Ordnung
Z 6, ±4	Ashtray	Vierwelligkeit höherer (7.) Ordnung
Z 6, ±6	Pentafoil	Sechswelligkeit, Sechsblattfehler

Tabelle 4: Zernike Polynome

## 7. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

BCVA	Bestkorrigierte Sehschärfe (Best corrected visual acuity)
dpt	Dioptrie
ECCE	Extrakapsuläre Extraktion der Linse
ETDRS	Early Treatment Diabetic Retinopathy Study
F.A.C.T.	Functional Acuity Contrast Test
FFT	Fourier-Transformation
HKL	Hinterkammerlinse
ICCE	Intrakapsuläre Extraktion der Linse
IOL	Intraokularlinse
MICS	Mikro-Kleinschnitt-Technik (microincision cataract surgery)
MTF	Modulations-Transfer-Funktion
PMMA	Polymethylmethacrylat
PSF	Punktverteilungsfunktion (Point Spread Function)
SA	Sphärische Aberration
UGH-Syndrom	Trias aus Uveitis, Glaukom und Hyphäma nach Katarakt-OP
VKL	Vorderkammerlinse
YAG	Yttrium-Aluminium-Granat

## 8. DANKSAGUNG

Allen, die mir bei der Durchführung der vorliegenden Arbeit behilflich waren, möchte ich meinen Dank aussprechen.

Herrn Professor Dr. U. Mester danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und für die verständnisvolle und hilfsbereite Betreuung und die Geduld bei der praktischen Durchführung und theoretischen Erörterung.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. B. Seitz für seine hilfreichen Bemühungen bedanken.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. H. Kaymak für die stets motivierenden, theoretischen Diskussionen.



## 9. LEBENSLAUF

Geburtsdatum: 07. Juli 1971                      Geburtsort: Zwenkau/ Sachsen  
Nationalität: deutsch  
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder

### Ausbildung

1978 – 1988            53. Polytechnische Oberschule Joh. R. Becher Leipzig  
  
Abschluss 10. Klasse

1988 – 1991            Mineralölwerk „Lützkendorf“, Krumpa/ Sachsenanhalt  
  
Ausbildung zum Mechaniker für Betriebs-, Mess-, Steuer- und  
Regelungstechnik mit Fachabitur

1989 – 1990            Biologieabitur an der Volksschule Merseburg

1991 – 1992            Wehrdienst im Fernmeldebataillon 701 Leipzig

1992 – 2000            Studium der Humanmedizin an der Universität Leipzig

1995 – 1996            Laborpraktikum im Paul-Flechsig-Institut für Hirnforschung an der  
Universität Leipzig - Prof. Dr. A. Reichenbach

2000 – 2001            AiP an der Augenklinik der Bundesknappschaft in Sulzbach

2001 - 2006            Ass. Arzt an der Augenklinik der Bundesknappschaft in Sulzbach

seit 7/2006            Facharzt für Augenheilkunde und Weiterbildung zum  
Ophthalmochirurgen für Vorder- und Hinterabschnitt