

Aus dem Institut für Experimentelle Ophthalmologie
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Achim Langenbacher

**Vergleich asphärischer Intraokularlinsen unterschiedlichen optischen Designs in Hinblick
auf Sehschärfe und Kontrastwahrnehmung**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2014

vorgelegt von: Eva Maria Filser

geb. am: 21.06.1986 in Landsberg am Lech

Gliederung

1	Zusammenfassung	1
1.1	Hintergrund und Fragestellung.....	1
1.2	Material und Methoden	1
1.3	Ergebnisse	1
1.4	Diskussion und Schlussfolgerung	2
2	Summary.....	3
2.1	Background	3
2.2	Material and Methods.....	3
2.3	Results	3
2.4	Discussion and Conclusion	4
3	Einleitung	5
3.1	Grundlagen	6
3.2	Abbildungsfehler	7
3.3	Kontrast und Kontrastempfindlichkeit.....	11
3.4	Katarakt	12
3.5	Intraokularlinsen.....	13
3.5.1	Asphärische Intraokularlinsen	14
3.5.2	Intraokularlinsen mit Blaulichtfilter	16
3.6	Fragestellung	17
4	Material und Methoden	18
4.1	Studienaufbau.....	18
4.2	Einschlusskriterien	19
4.3	Ausschlusskriterien	20
4.4	Intraokularlinsen.....	20

4.5	Voruntersuchungen	22
4.6	Chirurgisches Verfahren	23
4.7	Nachuntersuchungen	24
4.7.1	Sphärisches Äquivalent und Fehlrefraktion.....	24
4.7.2	Fernvisus	25
4.7.3	Pupillengröße	26
4.7.4	Kontrastsehprüfung.....	26
4.7.5	Wellenfrontanalyse	30
4.7.6	Pentacam	31
4.7.7	Wellenfrontgestützte Hornhauttopographie.....	31
4.8	Statistik.....	32
5	Ergebnisse.....	33
5.1	Patientenkollektiv und präoperative Daten	33
5.1.1	Altersverteilung.....	33
5.1.2	Geschlechterverteilung	34
5.1.3	Präoperative Daten.....	35
5.2	Studienausschluss.....	41
5.3	Postoperative Ergebnisse.....	42
5.3.1	Dauer bis zur Nachuntersuchung	42
5.3.2	Postoperativer Pupillendurchmesser der spielenden Pupille	43
5.3.3	Postoperativer Astigmatismus	44
5.3.4	Postoperativ bestkorrigierter Visus.....	45
5.3.5	Postoperatives sphärisches Äquivalent und Fehlrefraktion	46
5.3.6	Sphärische Aberration.....	47
5.3.7	Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit des Linsendesigns	49

5.3.8	Index of Contrast Sensitivity (ICS).....	54
5.3.9	Area under the log Contrast Sensitivity Function (AULCSF).....	55
5.4	Vergleich der Linsen mit und ohne Blaulichtfilter.....	56
6	Diskussion	60
6.1	Vergleichbarkeit des Patientenkollektivs	60
6.1.1	Vergleichbarkeit der Alters- und Geschlechterstruktur	60
6.1.2	Vergleichbarkeit der Biometrie und der präoperativen Ergebnisse	61
6.2	Visuelle Qualität.....	61
6.2.1	Visus	61
6.2.1	Kontrastempfindlichkeit	65
6.2.2	Fazit der unterschiedlichen Berechnungsmethoden des Kontrastsehens.....	78
6.3	Einflussfaktoren	80
6.3.1	Nachuntersuchungszeitraum.....	80
6.3.2	Postoperativer Pupillendurchmesser.....	81
6.3.3	Postoperative Fehlrefraktion.....	81
6.3.4	Sphärische Aberration (Z4.0).....	81
6.3.5	Blaulichtfilter	87
6.3.6	Weitere Einflussfaktoren	89
6.4	Praktische Schlußfolgerungen.....	91
7	Literaturverzeichnis	92
8	Abbildungsverzeichnis	100
9	Eigene Publikationen.....	103
10	Dank	104

1 Zusammenfassung

1.1 Hintergrund und Fragestellung

Die Kataraktoperation gehört zu den häufigsten operativen Eingriffen in Deutschland. Eine Weiterentwicklung der Intraokularlinsen ist somit unerlässlich, um für Kataraktpatienten die bestmögliche Sehqualität zu erreichen. Ein Entwicklungsansatz ist die asphärische Intraokularlinse, die im Vergleich zur konventionellen sphärischen Intraokularlinse eine idealere Bündelung des einfallenden Lichts auf den schärfsten Punkt des Sehens ermöglichen soll. Zu unterscheiden sind hierbei ein aberrationskorrigierendes und aberrationsfreies Design. Ziel ist es die sphärische Aberration der Kornea zu korrigieren (aberrationskorrigierend) oder beizubehalten (aberrationsfrei). Internationale Studien zeigen ein uneinheitliches Bild bezüglich einer Verbesserung der visuellen Qualität. Ziel der Arbeit war die Überprüfung der erreichbaren Verbesserung der Sehleistung durch asphärische Linsen und Linsen mit Blaulichtfiltern. Erreicht wurde dies durch einen objektiven Vergleich der Sehleistung mit mehreren asphärischen Kunstlinsen untereinander sowie mit einer sphärischen Referenzlinse.

1.2 Material und Methoden

Es wurden fünf aberrationsfreie und sechs aberrationskorrigierende sowie eine sphärische Kontrolllinse unterschiedlicher Hersteller bezüglich ihrer Sehqualität nach Implantation untersucht. Dabei wurde zum einen der Visus als Maß der visuellen Leistung erhoben. Zum anderen wurde das mesopische und photopische Kontrastsehen mit dem Functional Acuity Contrast Test und dem Optec 6500 untersucht, um eine noch genauere Bewertung möglich zu machen. Zusätzlich wurden die Einzelwerte mit dem „Index of Contrast Sensitivity“ (ICS) und der „Area under the logCS Function“ (AULCSF) berechnet. Diese beiden Berechnungsmethoden fassen die mesopischen und photopischen Kontrastsehwerte zu jeweils einem Wert zusammen. Die sphärische Aberration wurde mit dem Ocular Wavefront Analyzer (Schwind) analysiert.

1.3 Ergebnisse

In dieser Studie wurden 395 Augen von Kataraktpatienten von Januar 2008 bis Februar 2010 mit elf unterschiedlichen asphärischen, darunter fünf aberrationsfreien (Acri.Smart 46LC n=32, Akreos Adapt AO n=32, Domicryl n=29, C-flex/Superflex n=29, EasAcryl n=31) und sechs

aberrationskorrigierenden Intraokularlinsen (Acri.Smart n=29, Tecnis n=33, SN60WF n=30, PY-60AD n=30, Quatrix n=24, XL Stabi ZO n=20) sowie einer Kontrolllinse (SA60AT n=66) versorgt und untersucht. Der Mittelwert des postoperativen Visus aller Linsen betrug 0,0551 logMAR ohne signifikanten Unterschiede zwischen den Linsengruppen zu zeigen. Im Vergleich des Kontrastsehens traten zwischen der sphärischen und aberrationsfreien Gruppe keine signifikanten Unterschiede auf. Hingegen waren die Werte der aberrationskorrigierenden Gruppe im Vergleich mit der sphärischen Gruppe bei den mittleren mesopischen und photopischen und der aberrationsfreien Gruppe bei den mittleren mesopischen und mittleren und hohen photopischen Ortsfrequenzen signifikant höher. Der „Index of Contrast Sensitivity“ und die „Area under the logCS Function“ ergaben entsprechende signifikante Unterschiede.

Die postoperative sphärische Aberration aller Patientenaugen lag bei rechnerisch 6 mm weiter Pupille bei $0,212 \pm 0,125 \mu\text{m}$. Die Linsengruppen unterschieden sich signifikant voneinander, wobei die aberrationskorrigierende Gruppe die geringste und die sphärische Gruppe die höchste sphärische Aberration aufwies.

Der Vergleich der aberrationskorrigierenden Intraokularlinsen mit und ohne Blaulichtfilter zeigte keine relevanten Unterschiede hinsichtlich der visuellen Qualität.

1.4 Diskussion und Schlussfolgerung

Während die Intraokularlinsengruppen vergleichbar gute Visusergebnisse zeigten, wurden die Vorteile der aberrationskorrigierenden Linsen bei Betrachtung des Kontrastsehens deutlich. Die leicht erhöhte Kontrastempfindlichkeit bei Augen mit aberrationskorrigierenden Linsen liegt möglicherweise an der reduzierten sphärischen Aberration. Weiteres Potential zur Optimierung des visuellen Ergebnisses nach Kataraktoperation liegt möglicherweise in der Berücksichtigung der individuellen präoperativen sphärischen Aberration, da große Schwankungen der Hornhautasphärizität innerhalb der Bevölkerung vorliegen.

In dieser Studie wurde kein Einfluss durch Blaulichtfilter auf die Sehschärfe oder die Kontrastempfindlichkeit festgestellt. Aus diesen Gründen spricht nichts gegen den Einsatz von Blaulichtfiltern zur Prävention eines Fortschreitens einer AMD.

2 Summary

2.1 Background

Cataract surgery is one of the most frequently applied surgeries in Germany. The development of the intraocular lens is therefore essential to achieve optimal visual quality. Aspherical intraocular lenses are one approach to improving concentration of rays of light in the fovea. Two principal concepts are available: aberration-correcting lenses which compensate the spherical aberration of the cornea and aberration-free lenses which are neutral elements and are intended to leave the induced spherical aberration from the cornea unchanged.

International studies show inconsistent results regarding the effect on the visual quality of aspherical intraocular lenses. The purpose of this study was to investigate whether aspherical lenses can accomplish a measurable improvement on the quality of vision and the influence of blue light filters. This was achieved by an objective comparison of the actual visual quality between eyes after implantation of aspherical lenses and a spherical reference lens.

2.2 Material and Methods

Five aberration-free, six aberration-correcting and one spherical lens of different manufacturers were investigated regarding visual quality. Visual acuity and contrast sensitivity under mesopic and photopic conditions were tested using the functional acuity contrast test (FACT) and Optec 6500. Contrast sensitivity was evaluated utilising the results of the FACT, the index of contrast sensitivity (ICS) and the area under the logCS function (AULCSF). These two methods of calculating contrast sensitivity summarize the five values of both, the mesopic and photopic measurements. An Ocular Wavefront Analyzer (Schwind) was used to measure spherical aberration in order to analyse the influence of the optical design.

2.3 Results

Three hundred and ninety five eyes of patients with a cataract were examined and received one of eleven different aspherical lenses from January 2008 to February 2010, amongst them five aberration-free (Acri.Smart 46LC n=32, Akreos Adapt AO n=32, Domicryl n=29, C-flex/Superflex n=29, EasAcryl n=31), six aberration-correcting (Acri.Smart n=29, Tecnis n=33, SN60WF n=30, PY-60AD n=30, Quatrix n=24, XL Stabi ZO n=20) and one spherical intraocular lens (SA60AT n=66). The mean value of the postsurgical visual acuity of all patients

was 0.055 logMAR; no significant difference between the aberration-free, aberration-correcting and the spherical group was evident. However, significant differences between the aberration-correcting and both the aberration-free and spherical lenses in terms of contrast sensitivity were identified. In contrast, there was no significant difference, regarding the contrast sensitivity of the spherical and the aberration-free lenses. The index of contrast sensitivity and the area under the logCS function showed corresponding results.

The value of the postsurgical spherical aberration of all eyes with a 6 mm pupil was $0,212 \pm 0,125 \mu\text{m}$. The aberration-correcting group showed less spherical aberration than the aberration-free and spherical groups. The aberration-free group showed significantly less spherical aberration than the spherical group.

Bluelight filters had no significant influence on visual quality.

2.4 Discussion and Conclusion

This study shows an improvement of aberration-correcting lens design on visual quality.

Whereas the visual acuity of different lenses yielded similar results, contrast sensitivity revealed an advantage for aberration-correcting lenses. This is possibly due to the reduction of spherical aberration. Examining individual spherical aberration of the cornea might further improve visual quality after cataract surgery.

In this study, no adverse effect of blue light filters on the visual quality was found. Thus, it can be assumed that using blue light filters to prevent progression of age-related macula degeneration is not disadvantageous.

3 Einleitung

Die Katarakt ist laut Weltgesundheitsorganisation (WHO) die häufigste Erblindungsursache weltweit, obwohl die Erblindung mit adäquater chirurgischer Therapie vermeidbar ist.

Schon in den über 3600 Jahre alten babylonischen Gesetzestafeln von Hammurapi finden sich Hinweise auf das chirurgische Vorgehen der Kataraktbehandlung (Kohler et al. 1904). In den Gesetzestafeln wird der Starstich, eine der ältesten Operationen überhaupt angedeutet, der immer noch in einigen Entwicklungsländern praktiziert wird. Bei dieser Methode wird mit einem scharfen Instrument die trübe Linse in den Glaskörper gedrückt, die nach dem Eingriff am Glaskörperboden verbleibt (Grehn 2008, S. 156). Die Entfernung der Linse aus dem Glaskörper wurde erst ab Mitte des 18. Jahrhunderts durchgeführt (Menapace 2009). Durch das Fehlen der Linse entsteht eine starke Hyperopie, die bis Mitte des 20. Jahrhunderts nur mit einer Starbrille korrigiert werden konnte.

Der Augenarzt Harold Ridley hatte die Idee, die getrübe Linse durch eine klare Kunstlinse zu ersetzen. Bei der Auswahl des Materials der Linse kam ihm seine Dienstzeit bei der Englischen Armee zu Hilfe. Während dieser Zeit behandelte er Kampfpiloten, deren Augen durch penetrierende Bulbusverletzung mit Plexiglassplintern der Flugzeugkuppeln verletzt wurden. Die Splitter lösten kaum Entzündungsreaktionen im Auge aus, sodass keine Fremdkörperextraktion notwendig war. Zusammen mit der Firma Rayner entwickelte Ridley das Plexiglas weiter und stellte daraus die erste Intraokularlinse her. Die erste Linsenimplantation führte Ridley am 29. November 1949 durch (Auffarth et al. 2001).

Innerhalb der letzten 60 Jahre entwickelten sich die Kataraktchirurgie und die Intraokularlinsen rasant weiter. Es wurden Operationstechniken wie die Phakoemulsifikation eingeführt, wobei die Linse mit Ultraschall zerkleinert und anschließend durch einen kleinen Schnitt entfernt werden kann. Hierdurch konnten Komplikationen wie der postoperative Astigmatismus deutlich minimiert werden (Sachsenweger und Klauss 2002, S. 166). Aber auch die Intraokularlinsen wurden bis heute ständig verbessert, um eine höhere optische Qualität zu erzeugen. Wichtige Merkmale guter optischer Qualität sind Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit. Zur Verbesserung des Kontrastsehens werden seit einiger Zeit asphärische Linsen eingesetzt, die mithilfe ihrer asphärischen Form das Kontrastempfinden steigern sollen.

3.1 Grundlagen

Das menschliche Auge ist komplex aufgebaut, um sich an verändernde Bedingungen anzupassen und ein scharfes Abbild zu erzeugen. Verschiedene Komponenten des Auges brechen das einfallende Licht und erzeugen ein scharfes Bild auf der Netzhaut. Durch diese Komponenten kann sich das Auge auf nahe und ferne Objekte bei Tageslicht und Dunkelheit einstellen.

Der Augapfel bildet diesen optischen Apparat mit Hornhaut, Vorderkammer, Regenbogenhaut, Linse mit Ziliarkörper, Glaskörper und Netzhaut.

Das optische System

Im Folgenden soll der Strahlengang bei der Abbildung eines Objektes auf der Netzhaut beschrieben werden. Die Lichtstrahlen, die vom Objekt ausgehen, treffen zuerst auf den Tränenfilm und die Kornea. Die Kornea bricht das Licht mit ungefähr 43 Dioptrien (dpt) und besitzt damit den größten Anteil an der Gesamtbrechkraft des Auges von insgesamt 63 dpt. Durch die mit Kammerwasser gefüllte Vorderkammer gelangen die Strahlen durch die Pupille, die von der Regenbogenhaut (Iris) gebildet wird. Der Musculus sphincter pupillae und der Musculus dilatator pupillae in der Iris stellen die Pupille auf die gegebenen Lichtverhältnisse ein. Der Lichtstrahl gelangt durch die Pupille auf die Augenlinse (Lens cristallina), die eine Brechkraft von circa 20 dpt besitzt. Durch den Glaskörper (Corpus vitreum) treffen die Lichtstrahlen schließlich auf die Netzhaut und bilden dort das Objekt ab. Das optische System wird durch die Elastizität der Linse dynamisch und ist dadurch zur Akkommodation fähig. Das bedeutet, dass sowohl nah gelegene als auch weit entfernte Objekte scharf abgebildet werden können. Fixiert das Auge ein Objekt in der Nähe, so kontrahiert der Ziliarmuskel, die Zonulafasern entspannen sich und die Linse wird aufgrund der Eigenelastizität kugelförmiger. Dadurch nimmt die Brechkraft der Linse zu. Beim Sehen in die Ferne ist der Ziliarmuskel entspannt und die Zonulafasern straffen sich, wodurch die Linse abflacht. Dies führt zu einer verminderten Brechkraft. Durch die Akkomodation hat die Linse eine variierende Brechkraft zwischen circa 10 und 20 Dioptrien (Grehn 2008, S. 3 - 11).

Die Linse

Die Linse ist transparent und bikonvex, wobei die Hinterseite eine größere Krümmung als die Vorderseite aufweist (Schünke 2006). Sie wird in Kern und Rinde untergliedert und von einer

circa 5-20 μm dicken Kapsel umschlossen. Die Linse hat einen altersabhängigen Durchmesser von 8-10 mm und eine altersabhängige Dicke von 2-5 mm. Sie besteht aus Linsenfasern, die aus einschichtigem Linsenepithel gebildet werden. Dieses befindet sich am vorderen Linsenpol und dem Linsenäquator. Das Epithel bildet während des gesamten Lebens neue Linsenfasern um den Kern aus älteren Zellen. Somit entsteht ein stetig älter und größer werdender Kern und eine jüngere Linsenrinde mit Linsenepithel. Hauptbestandteile der Linse sind Proteine und Wasser. Der Proteinanteil nimmt im Laufe des Lebens zu. Der Wasseranteil hingegen nimmt ab, was zu einer Trübung der Linse und zusammen mit der Substanzvermehrung des Kerns zu einer Abnahme der Elastizität führt. Somit vermindert sich die Fähigkeit der Linse zur Akkomodation und es kommt zur Presbyopie, bis die Linse ab einem Lebensalter von circa 70 Jahren vollkommen starr ist (Grehn 2008, S. 160). Zusätzlich kommt es mit zunehmendem Alter zu einer Einlagerung von gelbem Pigment in die Linse. Diese Verfärbung filtert kurzwelliges Licht und bietet dadurch einen natürlichen Schutz vor Netzhautschäden, besonders vor der altersabhängigen Makuladegeneration (AMD) (Bron et al. 2000).

3.2 Abbildungsfehler

Als Abbildungsfehler bezeichnet man alle Abweichungen von einer idealen optischen Abbildung, woraus eine Unschärfe und Abweichung des Bildes vom Objekt resultiert (Reiner 2002, S. 51). Um Abbildungsfehler genau beschreiben und messen zu können, kann man sich der Wellenfrontanalyse bedienen. Im Folgenden werden die Begriffe Wellenfront und der Wellenfrontfehler erklärt.

Betrachtet man das Licht als elektromagnetische parallel zueinander verlaufende Wellen, dann beschreibt die Wellenfront die Fläche, auf der Wellen der gleichen Phase im rechten Winkel auftreffen (Abbildung 1c). Das bedeutet, dass sie bei parallel einfallendem Licht eine Ebene ist (Abbildung 1a). Im perfekten Auge bildet sie eine sphärische Form, da das Licht konvergiert (Abbildung 1b). Die ideale Wellenfront ist immer dann gegeben, wenn das Licht so konvergiert, dass ein Objekt, welches aus einem Punkt besteht in genau einem Punkt abgebildet wird. Dies bezeichnet man als ideale Punktabbildung.

Jede Abweichung der idealen Wellenfront wird als Wellenfrontfehler bezeichnet. Dieser wird durch die Summe aller Abbildungsfehler (Aberrationen) verursacht, wodurch schließlich eine Bildunschärfe entsteht.

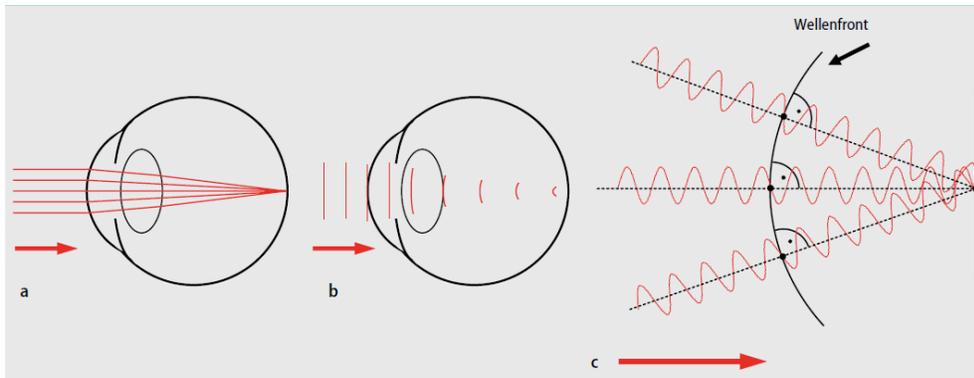


Abbildung 1: Die Beziehung zwischen Lichtstrahl und Wellenfront. **a:** Parallel einfallende Lichtstrahlen, die durch Brechung durch den optischen Apparat auf einen Punkt der Netzhaut abgebildet werden. **b:** Betrachtung des gleichen Auges mit Verlauf der Wellenfront anstatt der Lichtstrahlen. **c:** Die Wellenfront ist definiert als die Fläche, auf der Wellen der gleichen Phase im rechten Winkel auftreten. Quelle: Bühren und Kohnen 2007. Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags.

Der Wellenfrontfehler kann beispielsweise mit dem Hartmann-Shack-Sensor gemessen werden. Die Messungen des Geräts werden mathematisch aufbereitet und die unterschiedlichen Anteile am gesamten Wellenfrontfehler berechnet. Diese können durch Zernike Polynome beschrieben werden (Abbildung 2). Die Polynome werden anhand der radialen Ordnung und der Winkelfrequenz genau beschrieben, wobei unterschiedliche Schreibweisen verwendet werden. In Abbildung 2 sind die einzelnen Polynome mit Namen bezeichnet. Zusätzlich sind in Klammern die radiale Ordnung und Winkelfrequenz angegeben.

Abbildungsfehler werden in Aberrationen niedriger (radiale Zernike Ordnung 0 bis 2) und höherer Ordnung (radiale Zernike Ordnung ≥ 3) unterteilt. Die Aberrationen niedriger Ordnung können mit sphärischen oder zylindrischen Brillengläsern korrigiert werden. Aberrationen höherer Ordnung werden in der Regel nicht mit Brillengläsern ausgeglichen, obwohl es theoretisch möglich wäre. Die wichtigsten Aberrationen höherer Ordnung sind die Coma und die sphärische Aberration (Bühren und Kohnen 2007).

Auf die sphärische Aberration soll speziell eingegangen werden, da sie eine wichtige Rolle für die vorliegende Arbeit spielt.

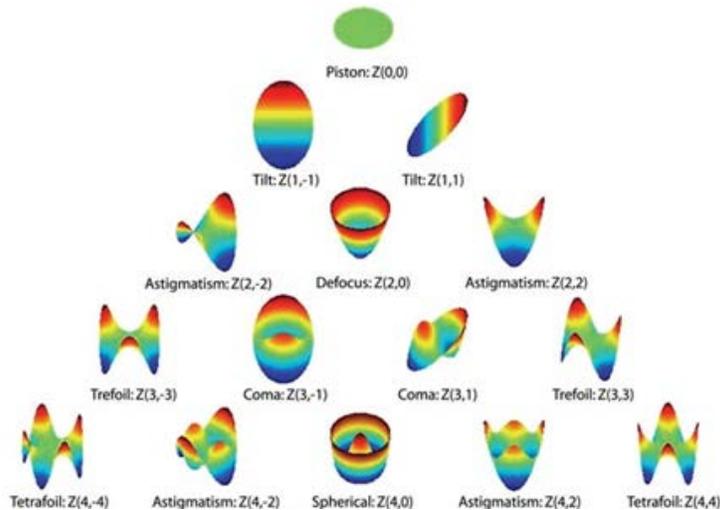


Abbildung 2: Die Zernike Polynome nullter bis vierter Ordnung. Die einzelnen Polynome sind mit Namen bezeichnet, anschließend ist in Klammern die radiale Ordnung und Winkelfrequenz angegeben (Quelle: <http://cms.revoptom.com/index.asp?ArticleType=SiteSpec&Page=osc/105418/lesson.htm>, Zugriff: 11.08.2011)

Sphärische Aberration

Abbildung 3 zeigte die sphärische Aberration (SA), die durch das Zernike Polynom $Z(4,0)$ dargestellt wird. Allgemein bedeutet es, dass sich achsparallel einfallende Lichtstrahlen nach der Brechung im optischen System nicht an genau einem Punkt der Sehachse treffen, da sie je nach Abstand zur optischen Achse unterschiedlich stark gebrochen werden (Kohnen und Klaproth 2008). Aus der sphärischen Aberration resultiert eine Unschärfe, wobei ein Objektpunkt nicht als Punkt, sondern als mehr oder weniger großer Zerstreungskreis abgebildet wird (Abbildung 3b). Da die sphärische Aberration von der Öffnung der Blende abhängt, also von der Einfallshöhe der parallel einfallenden Lichtstrahlen, wird sie auch Öffnungsfehler genannt (Reiner 2002, S.51-52).

Die menschliche Hornhaut erzeugt in der Regel eine positive sphärische Aberration (Wang et al. 2003). Das bedeutet, dass das parallel einfallende Licht an der peripheren Hornhaut stärker gebrochen wird als in der Mitte (Abbildung 3a). Somit treffen sich nur achsnahe Lichtstrahlen im paraxialen Fokus, achsferne Strahlen treffen sich in einem Unschärfbereich vor dem paraxialen Fokus (Abbildung 3b). Die positive SA der Kornea bleibt weitgehend konstant (Wang et al. 2003; Scholz et al. 2009) oder verändert sich nur wenig im Laufe des Lebens (Guirao et al. 2000; Artal et al. 2002).

Die positive sphärische Aberration der Kornea spielt besonders bei größer werdender Pupille eine Rolle, da mehr Licht über die stärker brechenden peripheren Anteile der Kornea ins Auge gelangt (Bühren und Kohlen 2007). Liang und Williams konnten belegen, dass bei einer Pupillengröße ab 7,3 mm die SA bedeutenden Einfluss auf die retinale Bildqualität und die Sehleistung hat (Liang und Williams 1997).

Die Arbeiten von Pablo Artal (Artal et al. 2002; Artal und Guirao 1998; Artal et al. 2001) weisen darauf hin, dass die junge Linse in der Regel Abbildungsfehler der Kornea ausgleichen kann. Ursächlich hierfür ist die bis zum circa 45. Lebensjahr geringere sphärische Aberration des gesamten Auges im Vergleich zur Kornea (Artal et al. 2002). Die Behauptung wird durch Glasser und Campbell 1998 gestützt, die in ihrer Arbeit beschreiben, dass die junge Linse bis zu einem Alter von circa 40 Jahren eine negative sphärische Aberration besitzt. Durch die negative SA der Linse soll die zu starke periphere Brechung der Kornea aufgehoben werden (Abbildung 4). Die Lichtstrahlen treffen sich in Folge dessen in der Fovea und es entsteht ein scharfes Bild.

Die negative sphärische Aberration der jungen Linse wird stetig geringer und schlägt durchschnittlich ab dem 40. Lebensjahr ins Positive um. Diese positive sphärische Aberration der adulten Linse resultiert aus der Substanzvermehrung der Linse im Alter (Glasser und Campbell 1998). Dadurch kann die adulte Linse die sphärische Aberration der Kornea nicht mehr kompensieren (Artal et al. 2002), induziert eine positive SA und verstärkt den Abbildungsfehler der Kornea (Abbildung 5). Amano et al. 2004 konnten einen Zusammenhang von erhöhten Aberrationen, unter anderem auch der sphärischen Aberration, und einer verminderten Kontrastempfindlichkeit aufzeigen. Diese Erkenntnisse führten zur Entwicklung der asphärischen Linsen, die der jungen Linse nachempfunden sind, um den Abbildungsfehler der Kornea nicht zu verstärken (aberrationsfreie Kunstlinse) oder auszugleichen (aberrationskorrigierende Kunstlinse).

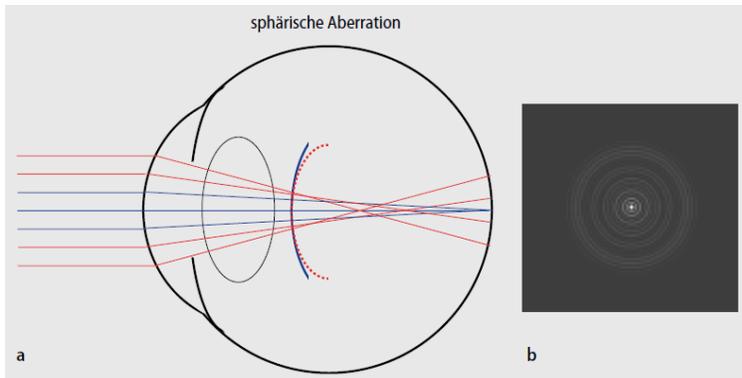


Abbildung 3: Die Sphärische Aberration der Kornea: **a** Die zentralen Lichtstrahlen (blau) werden auf einem Punkt abgebildet, während die peripheren Strahlen (rot) durch die sphärische Aberration der Kornea relativ zu stark gebrochen werden und sich nicht in einem Punkt auf der Netzhaut treffen. **b** Resultierende Abbildung durch den Öffnungsfehler. Es entsteht ein zentralen Objektpunkt durch die blauen ideal gebrochenen Lichtstrahlen und Zerstreuungskreise durch die roten zu stark gebrochenen Lichtstrahlen in der Peripherie. (Bühren und Kohnen, 2007, S.912 Abb.4) Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags.

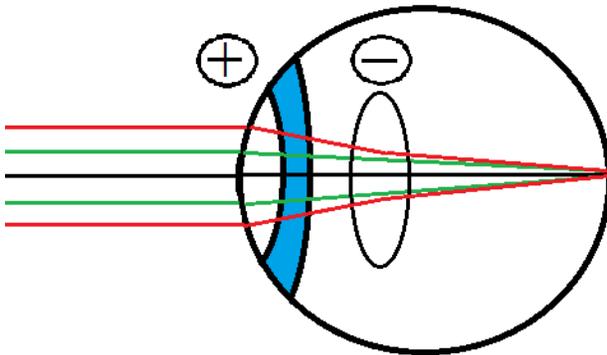


Abbildung 4: Die totale sphärische Aberration des juvenilen Auges als Schema. Die negative sphärische Aberration der juvenilen Linse (-) gleicht die positive sphärische Aberration der Kornea (+) durch die periphere Lichtstrahlen (rot) zu stark gebrochen werden aus.

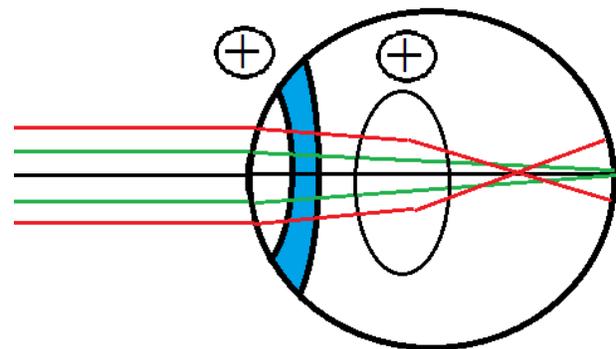


Abbildung 5: Die totale sphärische Aberration des adulten Auges als Schema. Die positive sphärische Aberration (+) der adulten Linse verstärkt die bereits durch die positive Aberration der Kornea (+) zu stark gebrochenen peripheren Lichtstrahlen. Hierdurch entsteht keine Punktabbildung (wie in a), sondern ein Objektpunkt mit Zerstreuungskreis.

3.3 Kontrast und Kontrastempfindlichkeit

Die Wahrnehmung von Helligkeitsunterschieden wird als Kontrastempfinden bezeichnet. Die Helligkeitsunterschiede können örtlich wahrgenommen werden, zum Beispiel beim Erkennen der Buchstaben einer Visustafel, oder auch zeitlich, wie zum Beispiel bei einem Film. Der Kontrast wird physikalisch als ein örtlicher oder zeitlicher Leuchtdichteunterschied definiert (Bach et al. 2008).

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten zur Berechnung des Kontrasts (Owsley 2003). In dieser Arbeit wurden Sinusgitter zur Bestimmung des Kontrastempfindens verwendet. Daher wird im Folgenden der Michelson Kontrast beschrieben. Ein Sinusgitter besteht aus einem gleichmäßigen sinusförmigen Wechsel der Leuchtdichte. Anhand der Anzahl der Perioden pro Grad Schwinkel lässt sich die Ortsfrequenz bestimmen (Arden 1978). Setzt man die Differenz der maximalen (L_{\max}) und minimalen Leuchtdichte (L_{\min}) des Sinusgitters ins Verhältnis zur Summe der maximalen und minimalen Leuchtdichte, so erhält man den Michelson Kontrast [$K_m = (L_{\max} - L_{\min}) / (L_{\max} + L_{\min})$] (Bach et al. 2008).

Entscheidend für die klinische Untersuchung ist der Schwellenkontrast. Dieser bezeichnet die Schwelle bei der ein Unterschied der Leuchtdichte gerade noch wahrgenommen wird. Der reziproke Wert des Schwellenkontrasts ist die Kontrastempfindlichkeit. Je geringer also die Kontrastschwelle ist, desto höher ist die Kontrastempfindlichkeit (Bach et al. 2008).

3.4 Katarakt

Die Trübung der Linse wird als Katarakt bezeichnet. Je nach Stärke der Trübung kann sie asymptomatisch sein, aber auch zur Erblindung führen. Die Bezeichnung Katarakt kommt von dem griechischen Begriff für Wasserfall. Im Deutschen wird als Synonym „grauer Star“ verwendet, welches den starren Blick und die gräuliche Trübung der Linse beschreibt. Die Katarakt kann sowohl angeboren als auch erworben sein (Sachsenweger, Klauss 2002, S. 150). Die folgenden Ausführungen beschränken sich auf die Cataracta senilis, den Altersstar, da sie die Erkrankung der Studienpatienten darstellt.

Morphologisch werden drei Formen der Cataracta senilis unterschieden, welche auch als Mischformen auftreten können. Die häufigste Form mit etwa 50% ist die Cataracta corticalis, bei der sich Vakuolen und Wasserspalten in der Linsenrinde bilden. Eine Trübung der hinteren Kapsel tritt bei der Cataracta subcapsularis posterior auf (ca. 20%). Die Trübung der Cataracta nuclearis (ca. 30%) entsteht durch eine Verdichtung im Linsenkern (Sachsenweger, Klauss 2002, S. 152).

Durch die Veränderungen der Linse werden die Brechungseigenschaften beeinflusst. Das Licht wird nicht mehr an einem Punkt der Netzhaut gebündelt, sondern durch die Linsentrübung gestreut. Dadurch kommt es sowohl zu Blendungsempfinden, als auch zu verschwommenem und

unscharfem Sehen. Die gelbe Verfärbung der Linse beeinflusst zudem das Farbsehen, indem es den blauen Anteil des Lichts herausfiltert. Die Symptome bilden sich meist langsam aus und schreiten voran (Grehn 2008, S. 161 - 163).

Die einzig suffiziente Behandlung ist die Extraktion der getrübbten Linse und Implantation einer Kunstlinse. Die Methode wird in Abschnitt 4.6 Chirurgisches Verfahren genau dargestellt.

In Europa und den USA werden jährlich circa 600 – 700 Kataraktoperationen pro 100.000 Einwohner durchgeführt. Somit wird jeder 3. bis 4. Einwohner in seinem Leben aufgrund eines grauen Stars operiert (Grehn, 2008, S. 165). In Deutschland werden je nach Schätzung zwischen 650.000 (Reuter 2006) und 800.000 (Wenzel et al. 2009) Kataraktoperationen pro Jahr durchgeführt.

Die Indikation zur Operation wird in der Regel über die vom Patienten subjektiv empfundene Seheinschränkung oder bei einem bestkorrigierten Visus von unter 0,6 gestellt. Zudem muss beurteilt werden, ob weitere Erkrankungen vorliegen, welche den Erfolg der Operation beeinflussen können (Grehn, 2008, S. 171 - 172).

3.5 Intraokularlinsen

Die Intraokularlinse (IOL) ist eine künstliche Linse, welche ins Auge implantiert wird. Die von Ridley entwickelte Intraokularlinse wurde bis heute stetig weiterentwickelt, um Komplikationen, wie Linsenluxation und Infektion des Auges zu minimieren und die Behandlung des grauen Stars einer größeren Patientengruppe zugänglich zu machen.

Eine IOL besteht aus einer zentralen Optik, dem brechenden Medium und der Haptik (Abbildung 6), die der Befestigung der Linse im Auge dient. Beides wurde seit der Ridley Linse stetig weiterentwickelt. Aktuell werden modifizierte C-Haptiken (Abbildung 6) und J-Haptiken bevorzugt. Die Linse kann einteilig oder mehrteilig sein, wobei die einteilige IOL aus nur einem Material gefertigt ist. Bei der mehrteiligen Linse werden für Optik und Haptik unterschiedliche Materialien verwendet (Augustin 2007).

Insgesamt wurden sechs Generationen von Intraokularlinsen entwickelt. Die 6. Generation umfasst die gegenwärtig in der Kataraktchirurgie verwendeten Linsen. Es sind überwiegend sphärische Hinterkammerlinsen, die in den Kapselsack implantiert werden (Auffarth und Apple

2001). Sphärische Linsen besitzen eine positive SA und verstärken damit die positive SA der Kornea (Abbildung 7). Die beiden großen Gruppen der sphärischen Linsen sind Standard-PMMA-Linsen und Faltlinsen, die in vielen Variationen der Haptiken und Optiken zur Verfügung stehen. In den Industriestaaten werden fast ausschließlich Faltlinsen verwendet. Darunter versteht man optimierte Weichlinsen aus Silikon, Hydrogelen oder Acrylat/Methacrylat-Polymeren, welche hydrophil (Wassergehalt 18-36%) oder hydrophob (Wassergehalt unter 1%) sein können. Durch Faltlinsen wurde die Linsenimplantation mit einem Schnitt von nur 1,8 mm möglich, was zu einer Reduktion des postoperativen Astigmatismus führte. Außerdem ist keine Naht zum Inzisionsverschluss nötig und Komplikationen, wie z.B. eine Leckage deutlich verringert.

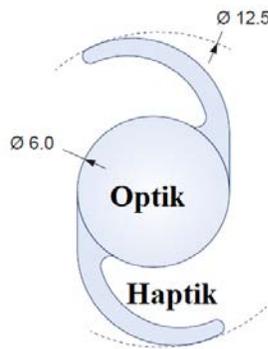


Abbildung 6: Der Aufbau einer IOL mit C-Haptik (Quelle: http://www.dr-schmidt-iol.de/typolight/tl_files/htcn/datasheets/DS_MC_6125_AS-web.pdf, Zugriff am 8.11.2011)

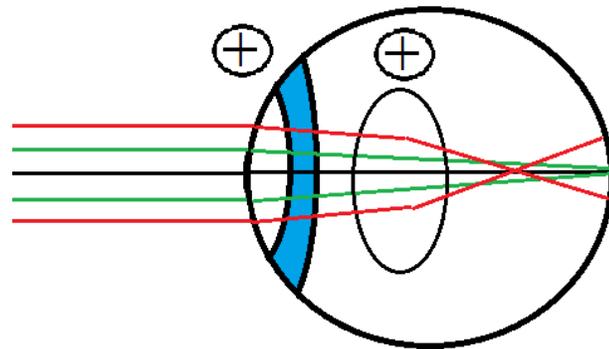


Abbildung 7: Der Strahlengang einer sphärischen Linse. Die peripheren Lichtstrahlen werden durch die positive sphärische Aberration (+) von Kornea und Kunstlinse zu stark gebrochen. Dadurch kommt es zu einem Abbildungsfehler, die Lichtstrahlen konvergieren nicht zu einem Punkt.

3.5.1 Asphärische Intraokularlinsen

Die asphärische Intraokularlinse ist eine Weiterentwicklung der modernen sphärischen IOL. Asphärische Linsen haben im Gegensatz zu sphärischen IOL selbst keine positive SA und erreichen durch ihr Optikdesign eine Veränderung des Strahlengangs. Es gibt zwei große Untergruppen an asphärischen IOLs, die aberrationsfreien (AF) und aberrationskorrigierenden (AK) Intraokularlinsen. AF IOLs sollen selbst keine sphärische Aberration induzieren und somit den Abbildungsfehler der Kornea nicht zusätzlich verstärken (Abbildung 8). Sie verhalten sich in Bezug auf die sphärische Aberration neutral, dadurch ist die SA des ganzen Auges geringer ausgeprägt als mit einer sphärischen Linse. Die andere Untergruppe sind die

aberrationskorrigierenden Intraokularlinsen. Aberrationskorrigierende Linsen haben wie die natürliche junge Linse eine negative sphärische Aberration (Glasser und Campbell 1998) und sollen die positive SA der Kornea zum Teil oder komplett korrigieren und somit die Gesamt-SA des Auges reduzieren. Als Ergebnis sollen die Brennweiten der peripheren und zentralen Lichtstrahlen gleich sein, um ein scharfes Bild auf der Netzhaut entstehen zu lassen (Abbildung 9).

Das Ziel der Implantation einer asphärischen Linse ist die Verbesserung der optischen Qualität. Damit sind zum einen messbare Parameter gemeint, wie die Analyse der verschiedenen Aberrationen durch die Wellenfrontanalyse, aber auch subjektive Parameter, wie der Visus und das Kontrastempfinden (Kohnen und Klaproth 2008). In der Literatur gibt es keine eindeutige Meinung, jedoch überwiegen die Studien in denen eine geringere sphärische Aberration einer asphärischen im Vergleich mit einer sphärischen IOL festgestellt wurde (Santhiago et al. 2010, Lin et al. 2008, Kim et al. 2008, Yu et al. 2009). Hingegen stellten wenige Studien keinen Unterschied fest (Choi et al. 2009). Eine Vielzahl von Studien kommt weitgehend überein, dass es hinsichtlich des Visus keinen signifikanten Einfluss zwischen asphärischem und sphärischem Design (Santhiago et al. 2010, Choi et al. 2009, Kim et al. 2008, Ohtani et al. 2009, Yu et al. 2009, Nanavaty et al. 2009, Nanavaty et al. 2012, Tzelikis et al. 2007, Lin et al. 2008, Trueb et al. 2009) und zwischen AF und AK IOL Design gibt (Nabh et al. 2009, Lee et al. 2011, Johansson et al. 2007). Eine Ausnahme bilden Thiagarajan et al. 2011 und Bellucci et al. 2005, die einen signifikanten Unterschied zwischen sphärischen und asphärischen IOLs feststellten, wobei Thiagarajan einen geringeren Visus, Bellucci einen höheren Visus der asphärischen IOL feststellte. Betrachtet man die Studienlage zum Kontrastsehen ergibt sich ein unübersichtliches Bild, da unterschiedliche Testmethoden eingesetzt wurden und teilweise nur wenige Ortsfrequenzen signifikant unterschiedlich waren (Awwad et al. 2008, Lee et al. 2011, Nabh et al. 2009, Nanavaty et al. 2009, Pandita et al. 2007, Rocha et al. 2006, Trueb et al. 2009, Tzelikis et al. 2007, Bellucci et al. 2005, Kim et al. 2008, Santhiago et al. 2010). Ein Teil der Studien zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen sphärischen und asphärischen IOLs (Yamaguchi 2011, Choi et al. 2009, Johansson et al. 2007, Thiagarajan et al. 2011, Kurz et al. 2007, Gaalen et al. 2010, Yu et al. 2009) und zwischen AF und AK IOLs (Nabh et al. 2009). Jedoch liegen zum einen zu vielen der hier getesteten Linsen wenige oder keine Studienergebnisse vor, zum anderen sind sie häufig aufgrund der unterschiedlichen Tests mit

anderen Ergebnissen nicht vergleichbar. Ein weiteres Problem ist, dass häufig eine sehr geringe Anzahl von Patientenaugen untersucht wurde. Ein weiterer Faktor sind die unterschiedlich langen Nachuntersuchungszeiträume von vier Wochen bis zu sechs Monaten, die einen Vergleich erschweren. Daher erschien eine große Studie mit unterschiedlichen asphärischen IOLs und einem Untersuchungszeitraum von circa acht Wochen sinnvoll.

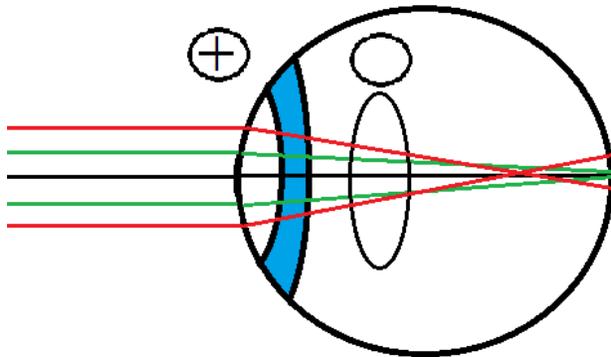


Abbildung 8: Der Strahlengang einer aberrationsfreien Linse. Die Linse selbst induziert keine sphärische Aberration. Die sphärische Aberration des gesamten Auges wird durch die SA der Kornea bestimmt und ist somit geringer als bei einer sphärischen IOL.

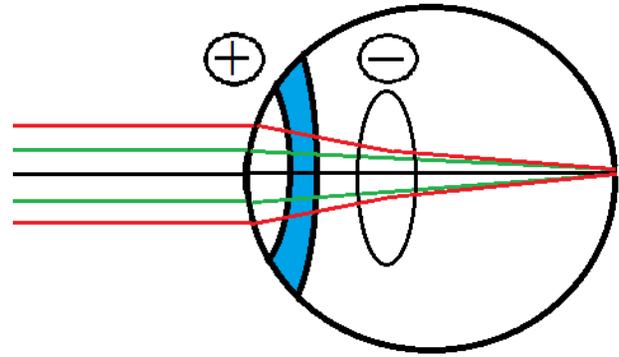


Abbildung 9: Der Strahlengang einer aberrationskorrigierenden Linse. Die Linse besitzt eine negative SA und vermindert dadurch die positive SA der Kornea und des gesamten Auges.

3.5.2 Intraokularlinsen mit Blaulichtfilter

Aktuelle Linsen sind mit einem Ultraviolettfilter ausgestattet, um die Netzhaut vor Schädigung von ultraviolettem Licht mit einer Wellenlänge von 286 bis 400 nm zu schützen (Ernest 2004). Zusätzlich hat ein Teil der IOLs einen Blaulichtfilter, der das Licht mit einer Wellenlänge zwischen 400-480 nm filtert (Yang, Afshari 2013). Der Schutz der Netzhaut vor kurzwelligem Licht durch die natürliche Linse ist nach Linsenextraktion bei einer Kataraktoperation nicht mehr gegeben. IOLs mit Blaulichtfilter zeigen ein mit natürlichen Linsen vergleichbares Absorptionsspektrum im Gegensatz zu IOLs ohne Blaulichtfilter (Ernest et al. 2004). Der Anteil des gefilterten Lichts ist abhängig von der IOL-Stärke, da eine höhere Dioptrienzahl eine höhere Materialdicke und somit Filterwirkung bedingt (Mainster, Turner 2010). Es wurden jedoch Artikel veröffentlicht, die Nachteile der IOLs mit Blaulichtfilter aufzeigen. In der Studie von Mainster, Turner 2010 wurde eine Reduktion des skotopischen Sehens, des mesopischen Kontrastsehens und der zirkadianen Photorezeption durch Blaulichtfilter beschrieben. Auch Schmoll 2012 bringt eine Veränderung des zirkadianen Rhythmus und dadurch eine

Veränderung des Schlafverhaltens und eine Erhöhung des Kortisolspiegels in Zusammenhang mit Blaulichtfiltern in IOLs. Er weist jedoch darauf hin, dass es dazu noch keine evidenzbasierten epidemiologischen Studien gibt, es sich also um theoretische Annahmen handelt. Kessel et al. 2011 fanden vermehrt Schlafstörungen bei älteren Patienten mit einer natürlich alternden Linse und einer dadurch vermehrten Absorption von Blaulicht. Sie schlossen daraus, dass die Schlafstörungen durch eine Reduktion des Blaulichtlichts auftreten, welches den zirkadianen Rhythmus beeinflusst. Auch eine Veränderung des Farbsehens wurde diskutiert. Wirtitsch et al. 2009 konnten bei dem Vergleich des Farbsehens bei Patienten mit jeweils einer klaren und einer gelben IOL bei drei von 24 Patienten einen Unterschied des Farbsehens feststellen. Eine Veränderung des Kontrastsehens mit einer gelben Linse wurde auch gefunden, jedoch gehen hier die Meinungen auseinander. Es wurde von einem verbesserten Kontrastsehen (Niwa et al. 1996, Yuan et al. 2004) über keinen Einfluss (Nabh et al. 2009, Kelly 1990, Leibovitch et al. 2006, Munoz et al. 2012, Pandita et al 2007) bis hin zu einem verminderten Kontrastsehen (Lee et al. 2011) berichtet. Henderson, Grimes 2010 fasste 56 Veröffentlichungen von 1962 bis 2009 zusammen und fand keinen negativen Effekt der gelben IOLs auf Visus, Farb- und Kontrastsehen. Die potentiell negativen Einflüsse auf den zirkadianen Rhythmus und das skotopische Sehen schätzt er nach Studienlage als nicht klinisch relevant ein.

3.6 Fragestellung

Die vorliegende Arbeit soll die Frage klären, inwiefern sich die visuelle Leistung durch asphärische IOLs verändert. Die visuelle Leistung wurde zum einen durch die Bestimmung des korrigierten Fernvisus beurteilt und zum anderen durch die Messung des Kontrastempfindens mit dem Functional Acuity Contrast Test. Um eine Veränderung der Brechungseigenschaften der getesteten IOLs objektiv zu erfassen, wurde die sphärische Aberration (Z4,0 Wert) mit dem Ocular Waverfront Analyzer (Schwind) gemessen. Zudem wurde eine mögliche Veränderung der visuellen Leistung durch den Einsatz von Blaulichtfiltern untersucht.

4 Material und Methoden

4.1 Studienaufbau

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine monozentrische prospektive randomisierte kontrollierte klinische Vergleichsstudie. Es wurden elf verschiedene asphärische, darunter fünf aberrationsfreie und sechs aberrationskorrigierende IOLs unterschiedlicher Hersteller getestet. Eine sphärische Linse diente als Kontrolllinse. Aus diesen Linsen wurde eine aberrationsfreie (AF) und eine aberrationskorrigierende (AK) Gruppe gebildet (Abbildung 10). Die AF Gruppe setzte sich aus fünf aberrationsfreien Linsenuntergruppen und der Kontrolllinse zusammen. Die AK Gruppe beinhaltete sechs aberrationskorrigierende Linsenuntergruppen und die Kontrolllinse. Von jeder Linse sollten 30 Stück implantiert werden, von der Kontrolllinse 60 Stück, da sie in beiden Gruppen vorkam. Details über die Linsen folgen in Abschnitt 3.4.

Jedem Patienten wurde eine fortlaufende Studiennummer zugewiesen, die vorher randomisiert einer der beiden Kohorten zugeteilt wurde. Innerhalb der Kohorte wurde damit eine Linse für das rechte und eine für das linke Auge festgelegt. Um einen intraindividuellen Vergleich und somit noch genauere Aussagen über die Linsen treffen zu können, war es nötig den Patienten zwei verschiedene Linsen einer Gruppe zuzuteilen.

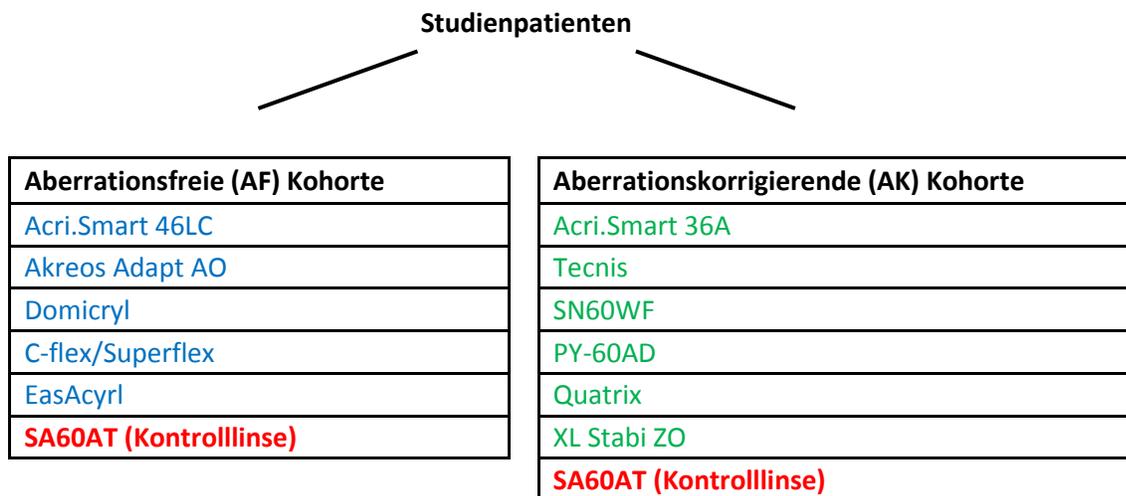


Abbildung 10: Der Studienaufbau. Die Unterteilung erfolgte in eine aberrationsfreie (AF) Kohorte mit fünf aberrationsfreien Linsenuntergruppen (blau) sowie der einen Hälfte der Kontrolllinsen (rot) und in eine aberrationskorrigierende (AK) Kohorte mit sechs aberrationskorrigierenden Linsenuntergruppen (grün) sowie der Hälfte der Kontrolllinsen (rot).

Nachdem die Ethikkommission der Universität des Saarlandes/der Ärztekammer des Saarlandes das Studienprotokoll genehmigt hatte, wurden 198 Patienten von Februar 2008 bis September 2009 an der Klinik für Augenheilkunde am Universitätsklinikum des Saarlandes in die Studie eingeschlossen. Da 14 Patienten vor der Operation ihre Einwilligung zurücknahmen, wurden diese Plätze nachrekrutiert. Die Patienten wurden aus der Gesamtgruppe der Kataraktpatienten im Rahmen der regulären Voruntersuchung einer geplanten Kataraktoperation nach den Einschlusskriterien (Abschnitt 3.2) ausgewählt. Sie wurden ausführlich über die Studie aufgeklärt und willigten ein, an der Studie teilzunehmen. Im Rahmen der regulären Voruntersuchung fanden ebenfalls die zusätzlichen Voruntersuchungen für die Studie statt, die in Abschnitt 4.5 genauer beschrieben sind.

Die Operation des ersten Auges wurde innerhalb von 30 Tagen nach der Voruntersuchung geplant. Die Operation des zweiten Auges sollte weitere 14 Tage nach der ersten Operation stattfinden. Die für die Studie erforderliche Nachuntersuchung war für acht bis zehn Wochen nach der zweiten Operation angesetzt.

4.2 Einschlusskriterien

Die zeitnahe bilaterale Kataraktoperation stellte die Grundvoraussetzung für den Einschluss in die Studie dar. Zudem war ein wichtiges Einschlusskriterium, dass der Patient unter keinen anderen visusrelevanten Erkrankungen litt. Im Speziellen lag neben der Katarakterkrankung keine andere Augenerkrankung vor. Außerdem setzte die Teilnahme an der Studie die Bereitschaft des Patienten voraus, die zusätzlichen Untersuchungen zu absolvieren und dazu körperlich und geistig in der Lage zu sein. In Tabelle 1 sind die vollständigen Einschlusskriterien der Studienteilnehmer aufgeführt.

Alter \geq 18 Jahre
Beidseitige, unkomplizierte Katarakt, bei der Phakoemulsifikation und Implantation der IOL in den Kapselsack geplant ist
Potentieller postoperativer Visus \geq 0,7
Refraktiver präoperativer Astigmatismus $<$ 2,0 dpt
Verfügbarkeit und Compliance für die geplanten Untersuchungen
Unterschriebene Einverständniserklärung zur Studienteilnahme

Tabelle 1: Die Einschlusskriterien.

4.3 Ausschlusskriterien

Die Ausschlusskriterien umfassten mögliche Ursachen einer Veränderung oder Verschlechterung des Sehvermögens des Patienten und die Teilnahme an einer anderen klinischen Studie (Tabelle 2). Im Folgenden sind die Ausschlusskriterien aufgeführt.

Aktuelle Teilnahme an einer anderen klinischen Studie
Einnahme von systemischer oder lokaler Medikation, die den Visus beeinflussen kann (insbesondere miotisch wirkende Substanzen)
Akute oder chronische Erkrankungen, die den Operationsverlauf beeinflussen können
Erwarteter postoperativer Astigmatismus von > 2,0 dpt.
Hornhaut-Veränderungen, z.B. epitheliale, stromale oder endotheliale Dystrophien
Nicht-kontrolliertes Glaukom
Akute oder chronische intraokuläre Entzündung
Kapsel- oder Zonuladefekte, die eine Implantation der IOL in den Kapselsack nicht erlauben oder zu starker Dezentrierung führen können
Veränderungen der Retina, die den Visus beeinflussen oder einen chirurgischen Eingriff während der Studienphase erfordern
Okuläres Trauma

Tabelle 2: Die Ausschlusskriterien.

4.4 Intraokularlinsen

Bei den Studienlinsen handelt es sich um aus Acrylat gefertigte monofokale Hinterkammerlinsen mit UV Filter, die in den Kapselsack implantiert werden. Sie unterscheiden sich unter anderem hinsichtlich des Materials, des optischen Designs, der Asphärizität, des Brechungsindex und der Ausstattung mit einem Blaulichtfilter.

Die aberrationsfreien IOLs sind alle aus hydrophilem Acrylat mit einem Wassergehalt von 25 oder 26% gefertigt, wobei die Acri.Smart 46LC und die EasAcryl zusätzlich mit einer hydrophoben Oberfläche versehen sind. Die Linsen unterscheiden sich auch im Aufbau. Die Akreos Adapt AO und die Domicryl verfügen über eine asphärische Vorder- und Rückfläche, wohingegen die EasAcryl und die C-flex/Superflex nur über asphärische Vorderflächen verfügen. Auch die Haptiken unterscheiden sich in ihrem Design. Die Acri.Smart 46LC verfügt über eine Plattenhaptik (4-Haptik Design), während die Akreos Adapt AO eine „four loop“ Haptik besitzt. Die Domicryl und die EasAcryl sind mit einer modifizierten C-Schleufe ausgestattet und die C-flex/Superflex ist mit einer Raynerhaptik versehen.

Die aberrationskorrigierenden IOLs unterscheiden sich in ihrem Wassergehalt und den

Materialien. Die einteilige SN60WF besteht aus hydrophobem Acryl. Auch die Optiken der mehrteiligen Tecnis und PY-60AD sind aus hydrophobem Acryl gefertigt mit Haptiken aus PMMA. Hingegen wurde bei der Acri.Smart 36A, der Quatrix und der XL Stabi ZO hydrophiles Acryl verwendet, welches bei der Acri.Smart 36A noch mit einer hydrophoben Oberfläche versehen wurde. Ein weiterer Unterschied besteht in den Haptiken. Die Acri.Smart36A verfügt über eine Plattenhaptik („4-Haptic MICS Design“), während die Tecnis, SN60WF und PY-60AD eine C-Schlaufen Haptik besitzen. Die XL Stabi ZO hat ein „3-Haptic Design“ und die Quatrix eine „four loop“ Haptik. Mit einem Blaulichtfilter sind die SN60WF und die PY-60AD ausgestattet.

Außerdem arbeiten die AK Linsen mit unterschiedlicher induzierter sphärischer Aberration. Die Tecnis (Kohnen, Klaproth 2008) und die Acri.Smart36A (Yu et al. 2009) verfügen über eine größere negative sphärische Aberration mit $-0,27$ beziehungsweise $-0,26 \mu\text{m}$, wohingegen die SN60WF (Kohnen, Klaproth 2008), die PY-60AD (Datenblatt Hersteller) und die XL Stabi ZO (Charters 2011) mit ihrer geringeren negativen sphärischen Aberration von $-0,2 \mu\text{m}$ beziehungsweise $-0,18 \mu\text{m}$ einen geringeren Teil der positiven kornealen sphärischen Aberration kompensieren. Zur Asphärizität der Quatrix wurde bei der Literaturrecherche keine Angabe gefunden.

In Tabelle 3 findet sich eine Übersicht der Linsen mit ihren wichtigsten Eigenschaften. Anzumerken sind hierbei die neuen Produktnamen der Acri.Smart 36A, Acri.Smart 45 LC und der XL Stabi die ZO, welche nach Übernahme der Acri. Tec AG durch die Carl Zeiss Meditec AG nun CT Asphina 509M, CT Asphina 409M und CT Asphina 603P heißen.

Linsenbezeichnung Hersteller	Brechungs- index	Konstanten zur IOL- Stärken Bestimmung ACD - A0 - A1 - A2		induzierte sphärische Aberration	asphärische Oberfläche	Blaulicht- filter
AF Gruppe						
Acri.Smart 46LC Acri.Tec	1,46	ACD: 4,9 A1: 0,4	A0: 0,606 A2: 0,1	-	keine Angabe	-
Akreos Adapt AO Bausch und Lomb Surgical	1,46	ACD: 4,96 A1: 0,4	A0: 0,94 A2: 0,1	-	anterior/ posterior	-
Domicryl SHD Domilens	1,46	ACD: 5,1 A1: 0,4	A0: 0,98 A2: 0,1	-	keine Angabe	-
C-flex Aspheric (970C)/ Superflex Aspheric (920H) Rayner Intraocular Lenses	1,46	ACD: 4,96 A1: 0,4	A0: 1,2 A2: 0,1	-	anterior	-
EasAcryl100 PLUS HSA T.MED Technology	1,46	ACD: 5,16 A1: 0,4	A0: 0,98 A2: 0,1	-	anterior	-
AK Gruppe						
Acri.Smart 36A Acri.Tec	1,46	ACD: 4,9 A1: 0,4	A0: 0,606 A2: 0,1	-0,26 µm	keine Angabe	-
Tecnis ZA9003 Abbott Medical Optics	1,47	ACD: 5,65 A1: 0,252	A0: -0,879 A2: 0,22	-0,27 µm	anterior	-
AcrySof IQ SN60WF Alcon Pharma	1,55	ACD: 5,4 A1: 0,172	A0: -0,466 A2: 0,212	-0,2 µm	posterior	ja
PY-60AD Hoya Surgical Optics	1,52	ACD: 5,4 A1: 0,4	A0: 1,1 A2: 0,1	-0,18 µm	keine Angabe	ja
Quatrix aspheric Corneal Laps, Frankreich	1,46	ACD: 5,96 A1: 0,4	A0: 1,84 A2: 0,1	keine Angabe	anterior	-
XL Stabi ZO Acri. Tec	1,46	ACD: 4,96 A1: 0,4	A0: 1,05 A2: 0,1	-0,18 µm	posterior	-
Kontrollgruppe						
AcrySof SA60AT Alcon Pharma GmbH	1,55	ACD: 5,21 A1: 0,231	A0: -0,09 A2: 0,179	-	-	-

Tabelle 3: Eine Übersicht der Eigenschaften der eingesetzten aberrationsfreien (blau), der aberrationskorrigierenden (grün) und der sphärischen (rot) Intraokularlinsen. Der Produktname und der Hersteller sind angegeben, wobei der fett markierte Teil des Namens der in dieser Arbeit verwendeten Abkürzung entspricht.

4.5 Voruntersuchungen

Im Rahmen der regulären Voruntersuchung für die anstehende Katarakt Operation erfolgte eine ausführliche Anamnese und Augenuntersuchung durch den zuständigen Augenarzt der Augenklinik. Anschließend wurden die Patienten über die Studie ausführlich aufgeklärt. Bei Einverständnis über die Teilnahme an der Studie wurden die studienspezifischen Voruntersuchungen durchgeführt. Die studienspezifische Aufklärung sowie die weiterführenden Vor- und Nachuntersuchungen wurden von den vier Doktoranden Stephanie Welk, Sarah Kühlmeyer, Hanno Göppert und mir durchgeführt.

Die Bestimmung des Fernvisus beider Augen und die Kataraktform wurden der regulären Voruntersuchung entnommen. Zusätzlich wurde eine Biometrie mit dem Zeiss IOL-Master durchgeführt, um Hornhautbrechkraft, Achslänge und die Vorderkammertiefe zu bestimmen. Der IOL-Master berechnete mit den linsenspezifischen ACD/A0/A1/A2-Konstanten anhand der Haigis Formel die notwendige IOL-Stärke für die intendierte Zielrefraktion.

Für jeden Patienten wurde ein Datenblatt angelegt und eine fortlaufende Studiennummer zugeordnet. Zusätzlich wurden die Operationstermine beider Augen notiert und der voraussichtliche Nachuntersuchungszeitraum von acht bis zehn Wochen datiert.

4.6 Chirurgisches Verfahren

Als Operationsverfahren wurde die extrakapsuläre Kataraktextraktion (ECCE) mit Phakoemulsifikation angewendet. Dabei wird die natürliche Linse entfernt und die Kunstlinse in den verbleibenden Teil des Kapselsacks implantiert.

Die Operation erfolgte in Retrobulbäranästhesie, einer Lokalanästhesie, bei der das Anästhetikum innerhalb des Muskelkonus der Augenmuskeln in den Retrobulbärraum injiziert wird. Ein Lidsperrer wurde angebracht, um optimalen Zugang zum Patientenauge zu bekommen. Die Operation fand als Kleinschnittchirurgie zumeist von temporal statt, wobei ein 3 mm Schnitt mit einer Phakolanzette durchgeführt wurde. Der Zugang zur Vorderkammer erfolgte korneal (clear cornea) mit Parazentesen bei 6 und 12 Uhr. Die Vorderkammer wurde mit dem Viskoelastikum Healon (AMO) gefüllt. Der Kapselsack wurde, wenn nötig, mit VisionBlue angefärbt. Anschließend wurde der blaue Farbstoff mit einer balancierten Salzlösung (BSS) ausgespült. Nun erfolgte die Kapsulorhexis, wobei die vordere Linsenkapsel zirkulär ungefähr 5 bis 5,5 mm eröffnet wurde. Nachfolgend wurde die Hydrodissektion durchgeführt, wobei BSS zwischen Linsenkortex und Kapsel eingespritzt wurde, um diese voneinander zu lösen. Die Linse wurde mit dem Ultraschall Ozil (Alcon) mit der divide-and-conquer beziehungsweise Phako-Chop-Technik zerteilt und abgesaugt (Phakoemulsifikation). Die Linsenrindenreste wurden danach bimanuell abgesaugt. Die hintere Linsenkapsel wurde poliert. Um den Kapselsack und die Vorderkammer für die Implantation zu stabilisieren, wurde Healon, ein Viskoelastikum, in die Vorderkammer eingebracht. In den Kapselsack wurde durch den Vorderkammerzugang eine gefaltete Intraokularlinse anstelle der natürlichen Linse injiziert. Die Linse entfaltete sich und spannte sich mithilfe der Haptiken am Kapselsack auf. Das Healon wurde bimanuell abgesaugt.

Der Tunnelschnitt und die Parazentesen wurden mit Hydrotamponaden verschlossen und mussten in der Regel nicht genäht werden. Um entzündlichen Komplikationen vorzubeugen wurde eine Antibiose und ein Kortikosteroid subkonjunktival appliziert. Außerdem wurde das operierte Auge mit einem Verband für ein bis zwei Tage bedeckt und dem Patienten Methoden zum Schutz des Auges vor Verunreinigungen erklärt. Die erste Untersuchung erfolgte durch den Hausaugenarzt des Patienten einen Tag postoperativ.

4.7 Nachuntersuchungen

Die Nachuntersuchung wurde acht Wochen nach der zweiten Katarakt Operation geplant und nach dem folgenden Untersuchungsschema (Tabelle 4) durchgeführt. Im Folgenden wird auf die Nachuntersuchungen genauer eingegangen, die für die vorliegende Arbeit relevant waren. Die Defokussierung und die Photoaufnahme im regredienten Licht werden in anderen Arbeiten behandelt.

Refraktion
Fernvisus sine correctione
Fernvisus cum correctione
Pupillengröße mit Pupillometer
Defokussierung
Kontrastsehprüfung mit Funcional Acuity Contrast Test und Ginsburg Box
Untersuchungen bei native Pupille: Pentacam, Aberrometrie mit OWA
Untersuchungen in Mydriasis: Pentacam, Aberrometrie mit OWA, Photoaufnahme im regredienten Licht

Tabelle 4: Das Schema der Nachuntersuchungen.

4.7.1 Sphärisches Äquivalent und Fehlrefraktion

Für jedes Patientenauge wurde eine Refraktion durchgeführt und somit die Sphäre und der Zylinder bestimmt. Das sphärische Äquivalent (SÄ) fasst die sphärische und zylindrische Refraktion des Auges in einem Wert zusammen. Sie berechnet sich nach folgender Formel:

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

Aus der Differenz des postoperativen sphärischen Äquivalents und der Zielrefraktion errechnete sich die Fehlrefraktion. Das sphärische Äquivalent ist somit bedeutsam für die Notwendigkeit einer Brille, wohingegen die Fehlrefraktion Aufschluss über die Genauigkeit der Refraktionseinstellung einer IOL gibt. Bei der Fehlrefraktion kann es sich entweder um eine

Über- oder eine Unterkorrektur handeln. Eine Überkorrektur, also ein negativer Wert der Fehlrefraktion, bedeutet eine zu hohe Brechkraft der gewählten IOL relativ zur Achslänge des Auges. Bei einer Unterkorrektur verhält es sich entgegengesetzt.

4.7.2 Fernvisus

Zur Prüfung des Fernvisus wurden Sehprobentafeln mit E-Haken verwendet (Abbildung 11), die mit einem Projektor an die Wand im Abstand von 5 Meter Entfernung abgebildet wurden. Der Visus bei dem mindestens 60 % der Hakenöffnungen einer Reihe noch richtig beschrieben werden konnte, wurde notiert. Dies entspricht in etwa den 5 von 8 (62,5 %) richtig zu erkennenden Landolt-Ringen in der Europäischen Norm EN ISO 8596 zur Sehschärfenbestimmung.



Abbildung 11: Eine Seh Tafel mit E-Haken. (Quelle: http://www.bon.de/images/ferntafel_e-haken.jpg Zugriff: 23.10.2011)

Der Fernvisus wurde für jedes Studienauge einzeln ohne Korrektur (*sine correctione*) ermittelt, während das andere Auge abgedeckt war. Im nächsten Schritt wurde eine objektive Refraktion mit einem Autorefraktor durchgeführt, an der sich die nachfolgende subjektive Refraktion orientierte. Dabei wurde jedes Studienauge mit sphärischen und zylindrischen Testgläsern bestmöglich auskorrigiert. Der beste Visus mit dazugehöriger Stärke der Testgläser (*cum correctione*) wurde vermerkt.

Zur statistischen Auswertung der Visuswerte war eine logarithmische Umrechnung der Einzelwerte notwendig, aus denen anschließend die Mittelwerte und Mediane berechnet wurden. Die logarithmische Form der Visuswerte ermöglicht den Vergleich der Werte der Linsen untereinander, da sie die Verhältnisse der Empfindungsstärke richtig darstellt (Ferris et al. 1982). Der Visus wird in einer logarithmischen Skala abgebildet. Hierzu wurde die von Holladay

beschriebene und als logMAR bezeichnete Umrechnung verwendet (Holladay 1997). Der Begriff logMAR ist in der Literatur üblich und steht für die logarithmische Form des „Minimum Angle of Resolution“. Die Berechnung erfolgt nach der Formel von Holladay 1997:

$$\text{LogMAR} = -\text{Log}(\text{Dezimalvisus})$$

Damit berechnet sich der Visus logMAR aus dem negativen Logarithmus zur Basis zehn des Dezimalvisus. Ein logMAR Wert von 0,0 entspricht somit einem Visus von 1,0. Je höher der logMAR Wert, desto geringer der Visus. Die logarithmierten Werte wurden durch folgende Formel wieder in den Dezimalvisus umgerechnet:

$$\text{Dezimalvisus} = 1/10^{\text{LogMAR}}$$

Dies ermöglicht die Darstellung der üblichen Visuswerte mit den richtigen Verhältnissen zueinander.

4.7.3 Pupillengröße

Mit dem Colvard Pupillometer wurde der Durchmesser der nativen Pupillenweite für jedes Studienauge einzeln unter skotopischen Bedingungen gemessen. Mithilfe der konstanten Leuchtdichte des Pupillometers sind die Ergebnisse der Messungen miteinander vergleichbar.

4.7.4 Kontrastsehprüfung

Zur Messung der Kontrastempfindlichkeit wurde der in den Optec 6500 (Stereo Optical Co, Inc., Chicago, IL) integrierten Functional Acuity Contrast Test (FACT) gewählt. Dies entspricht den Vorgaben der Food and Drug Administration und dem National Standards Institut (Ginsburg 2006). Es handelt sich um eine der gängigsten Methoden zur Messung des Kontrastempfindens und ist somit zum Vergleich mit anderen Studienergebnissen geeignet.

Der FACT (Abbildung 12) misst das Kontrastsehen mithilfe von linearen Sinusgittern in fünf für das Kontrastsehen wichtigen Ortsfrequenzen (A-E). Mit der kleinsten Ortsfrequenz A, die 1,5 Linien/Grad Sehwinkel entspricht, wird begonnen. Diese Ortsfrequenz wird dem Patienten in neun abnehmenden Kontraststufen gezeigt, wobei der Kontrast von Feld zu Feld um 0,15 log Einheiten reduziert ist. Anschließend werden nacheinander die nächsthöheren Ortsfrequenzen B, C, D und E mit 3, 6, 12 und 18 Linien/Grad Sehwinkel auf die gleiche Weise getestet (Hohberger et al. 2007). Wie in Abbildung 12 zu sehen, ist das Sinusgitter auf den kreisrunden Testfeldern

nach oben, 15 Grad nach links oder 15 Grad nach rechts gerichtet (Hitchcock et al. 2004). Diese Ausrichtung muss von dem Probanden richtig benannt werden.

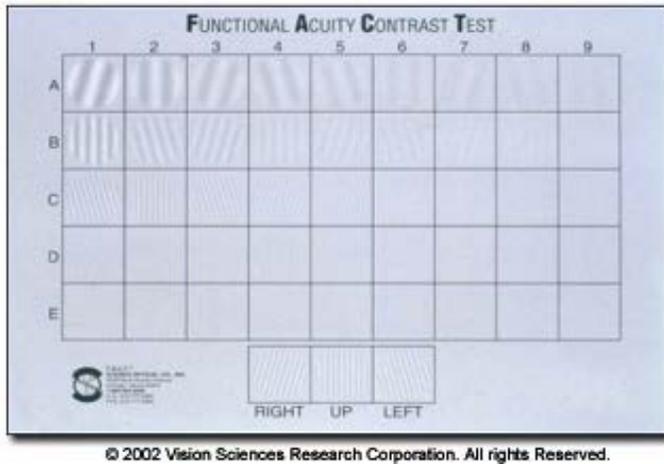


Abbildung 12: Der Functional Acuity Contrast Tests zur Messung des Kontrastempfindens. Die Ortsfrequenzen A-E sind untereinander angeordnet mit jeweils neun abnehmenden Kontraststufen. Die Ausrichtung des Sinusgitters nach rechts, links oder oben soll von dem Probanden richtig erkannt werden. (Quelle: <http://www.contrastsensitivity.net/images/fact2.jpg>, Zugriff am 23.10.2011)



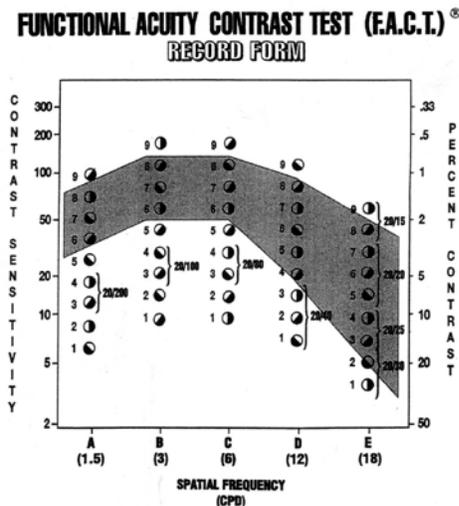
Abbildung 13: Der Optec 6500 der Firma Stereo Optical Co., Inc., Chicago, IL. (Quelle: http://www.medwow.com/med/vision-screener/stereo-optical/optec-6500/optec-6500.mth60672_200_200.jpg, Zugriff am 14.01.2014)

Im Optec 6500 wird für jede der fünf Ortsfrequenzen A bis E nacheinander eine Tafel mit neun Sinusgittern in zwei Reihen gezeigt, wobei in der oberen Reihe die ersten fünf, in der unteren Reihe die nächsten vier kreisrunden Felder mit abnehmender Kontraststufe abgebildet sind. Der Optec 6500 (Abbildung 13) ermöglicht die Messung der Studienaugen unabhängig voneinander, indem jeweils ein Auge verblendet wird. Das Gerät imitiert konstant die Lichtbedingungen bei Tageslicht (photopisch) und bei Dämmerung (mesopisch). Die Leuchtdichte wird in Candela pro Quadratmeter (cd/m^2) angegeben, die photopische Lichtdichte in diesem Test beträgt $85 \text{ cd}/\text{m}^2$, die mesopischen Lichtdichte $3 \text{ cd}/\text{m}^2$, wie es in den Standards der ANSI vorgegeben ist.

Die Durchführung des FACT mithilfe des Optec 6500 erfolgte mit bestmöglicher Refraktionskorrektur für beide Augen getrennt unter mesopischen und photopischen Bedingungen um das Sehen unter Tageslicht- und Dämmerungsbedingungen zu testen. Nacheinander wurden dem Patienten die Abbildungen der Ortsfrequenzen A bis E gezeigt, wobei mit der kleinsten Ortsfrequenz begonnen wurde. Notiert wurde jeweils die Kontrastschwelle in den Abstufungen 1 bis 9, deren Richtung des Sinusgitters (links, rechts, oben) der Patient ohne

vorherigen Fehler noch richtig benennen konnte. Die Ergebnisse unter mesopischen und photopischen Bedingungen wurden für jedes Studienauge in logarithmische Diagramme (Abbildung 14) eingetragen. In diesem Diagramm sind die Kontraststufen 1-9 zu den dazugehörigen Ortsfrequenzen A-E eingetragen. Auf der linken Ordinate ist die Kontrastempfindlichkeit, auf der rechten Ordinate der Kontrastprozentwert und auf der Abszisse die Ortsfrequenz (1,5, 3, 6, 12 und 18) aufgeführt. Verbindet man die einzelnen Koordinatenpunkte ergibt sich die Kontrastempfindlichkeitsfunktion (contrast sensitivity function, CSF).

Für die statistische Auswertung wurden die aus den Tests erhaltenen Daten jeder Ortsfrequenz mittels einer Umrechnungstabelle (Tabelle 5) in die entsprechende Kontrastempfindlichkeit umgerechnet. Aus der Kontrastempfindlichkeit wurde der Kontrast in Prozent durch den reziproken Wert der Kontrastempfindlichkeit ermittelt. Für unseren Test ist das jeweilige Ergebnis des Kontrastes in Prozent gleichzeitig die Kontrastschwelle, da die Ergebnisse die Werte sind, bei denen gerade noch ein Punkt vom Untergrund oder einem anderen Punkt differenziert werden kann. Das bedeutet, dass eine niedrigere Kontrastschwelle mit einer höheren Kontrastempfindlichkeit einher geht.



Wert Prüffeld	Spalte A-E mit Ortsfrequenzen 1,5 - 18 in cpd				
	A 1,5	B 3	C 6	D 12	E 18
0	0	0	0	0	0
1	7	10	12	8	4
2	9	15	16	11	6
3	13	20	23	15	8
4	18	29	33	22	12
5	25	40	45	30	17
6	36	57	64	43	23
7	50	80	90	60	33
8	71	114	128	85	46
9	100	160	180	120	65

Abbildung 14: Ein FACT Diagramm, in das die Testergebnisse eines Probanden eingetragen werden.

Tabelle 5: Die Umrechnungstabelle des FACTs. Der Wert der ersten Spalte ist das notierte Ergebnis des Tests. Dieser steht für einen Wert aus Spalte A-E, je nachdem welche Ortsfrequenz getestet wurde.

Index of Contrast Sensitivity (ICS)

Aus den erhobenen Kontrastwerten wurde zusätzlich der Index der Kontrastsensitivität (Index of contrast sensitivity/ ICS) für das mesopische und photopische Sehen berechnet. Der ICS wurde von Haughom und Strand entwickelt, um das Kontrastsehen besser vergleichbar zu machen. Anstatt jeweils fünf Werte für das mesopische und photopische Kontrastsehen zu vergleichen, ermöglicht der ICS den Vergleich mit nur jeweils einem Wert für das mesopische und photopische Sehen.

Der ICS berechnet sich aus der Summe der Differenzen des jeweiligen Werts des Kontrastsehen der 5 Ortsfrequenzen vom Median jeder Ortsfrequenz. Um der klinisch höchsten Relevanz der Ortsfrequenz 6 gerecht zu werden, wird diese dreifach gewertet und die wichtigen Ortsfrequenzen 3 und 12 jeweils zweifach. Die Ortsfrequenzen 1,5 und 18 gehen einfach in die Wertung ein. Bei einem Ergebnis von 0 ist der ICS dem Median gleich, bei höheren Werten liegen überdurchschnittliche, bei niedrigeren Werten unterdurchschnittliche Ergebnisse vor (Haughom, Strand 2013).

Da in dieser Studie der Vergleich der asphärischen Linsen zur sphärischen Kontrolllinse durchgeführt wurde, wurde zum einen der Median der Kontrolllinse als Referenzwert herangezogen. Zum anderen wurden die Werte der Studie von Haughom und Strand (2013) als Referenzwert genommen, um einen Vergleich mit einer gesunden und phaken Kontrollgruppe durchzuführen. Somit ergab sich folgende Formel zur Berechnung des ICS, der jeweils für mesopische und photopische Bedingen getrennt berechnet wurde:

$$\text{ICS} = \text{dCSF}(1,5\text{cpd}) + 2 \cdot \text{dCSF}(3\text{cpd}) + 3 \cdot \text{dCSF}(6\text{cpd}) + 2 \cdot \text{dCSF}(12\text{cpd}) + \text{dCSF}(18\text{cpd})$$

bei $\text{dCSF}(f) = \text{CSF bei Ortsfrequenz } f - \text{Median (CSF bei Ortsfrequenz } i \text{ der Kontrolllinse bzw. phaken Kontrollgruppe)}$

Area under the log Contrast Sensitivity Function (AULCSF)

Die AULCSF („Area under the log Contrast Sensitivity Function“), also die Fläche unterhalb der logarithmierten Kontrastempfindlichkeitsfunktion wurden von Applegate et al. 1998 definiert. Dieser Wert soll ähnlich wie der ICS eine Vergleichbarkeit des Kontrastsehens vereinfachen, da Werte unterschiedlicher Ortsfrequenzen zu einem zusammengefasst werden. Dazu wurden

die Werte der Ortsfrequenzen 1,5, 3, 6, 12 und 18 logarithmiert und in eine doppelt logarithmische Skala einfügt. Anschließend wurde ein Polynom 3. Grades darauf angepasst und die Fläche unterhalb der Ortsfrequenzen 1,5 bis 18 mit dem MATLAB (The MathWorks Inc.) berechnet. Diese Berechnung wurde für die mesopischen und photopischen Werte aller Linsen, Linsengruppen und -untergruppen durchgeführt.

4.7.5 Wellenfrontanalyse

Zur Messung des Wellenfrontfehlers des Auges wurde der Ocular Wavefront Analyzer (OWA) der Firma Schwind eingesetzt. Dieses Gerät arbeitet mit dem Prinzip des Hartmann-Shack-Sensors, wie in Abbildung 15 dargestellt. Ein Laser wirft einen Lichtpunkt auf die Netzhaut, welche das Licht reflektiert. Der Lichtpunkt wird vom optischen Apparat gebrochen und anschließend durch ein Mikrolinsenarray außerhalb des Auges auf eine CCD-Kamera abgebildet.

Die Punkte sind bei einem idealen Auge gleichmäßig angeordnet, da die ideale Wellenfront außerhalb des Auges eben ist. Liegt ein Wellenfrontfehler vor, wird das Licht durch die Linsenmatrix nicht fehlerfrei gebrochen und die Punkte weichen von ihrem idealen Ort ab.

Anhand des entstandenen Punktmusters errechnet das Gerät den Wellenfrontfehler des gemessenen Auges und stellt diesen als Zernike Koeffizienten dar (Bühren und Kohnen 2007).

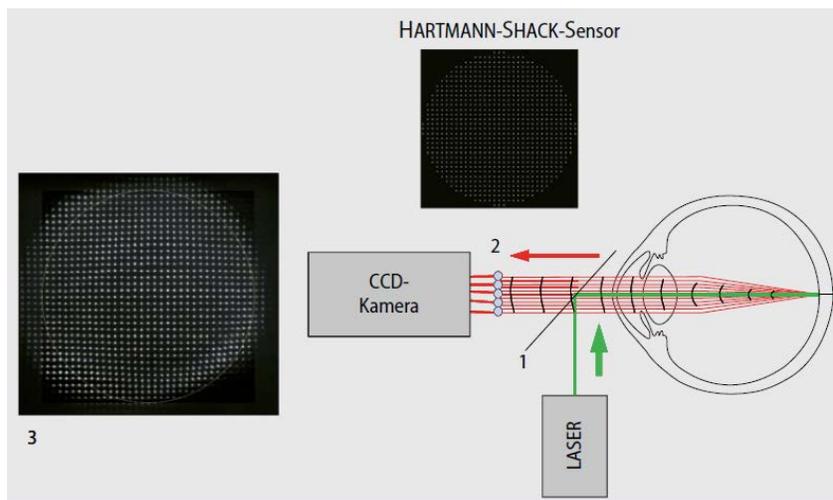


Abbildung 15: Die Funktionsweise des Hartmann-Shack-Sensors schematisch; 2 Referenzbild ideales Auge, 3 aufgenommenes Bild eines aberrierten Auges (Quelle: Bühren und Kohnen 2007). Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags.

Die Messungen wurden bei nativer und anschließend bei dilatierter Pupille durchgeführt, wobei ein Pupillendurchmesser von 6 mm als Grundlage verwendet wurde, um eine gute

Vergleichbarkeit zu erreichen. Für diese Arbeit war die Messung und Berechnung des Z4.0 Wertes zum Vergleich der sphärischen Aberrationen (SA) nach Implantation der unterschiedlichen Linsen von Bedeutung. Das verwendete Messgerät definierte die Z4.0 Werte negativ, daher wurden zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten die Vorzeichen invertiert.

Die Messungen konnten nur postoperativ erfolgreich durchgeführt werden, da die trübe Linse in der Voruntersuchung den Strahlengang störte.

4.7.6 Pentacam

Zur Vermessung des vorderen Augenabschnittes wurde die Pentacam von Oculus verwendet. Die Pentacam arbeitet mit einer um das Auge rotierenden Spaltlampenkamera. Die gewonnenen Daten werden anschließend analysiert und die Vorderkammer rekonstruiert. Die Pentacam ermittelte so die Hornhauttopographie und Asphärizität der vorderen und hinteren Hornhautfläche sowie die Tiefe der Vorderkammer. Die Messungen wurden für jedes Studienauge nativ und in Mydriasis durchgeführt.

4.7.7 Wellenfrontgestützte Hornhauttopographie

Mit dem Corneal Wavefront Analyzer der Firma Schwind wurde die Hornhauttopographie bei nativer Pupille und Mydriasis beider Augen bestimmt. Das Gerät arbeitet mit dem Prinzip der Placido Scheibe, die ein schießscheibenartiges Muster auf die Hornhaut des Patienten projiziert. Die Reflektion dieses Musters auf der Hornhaut wird mit einer CCD-Kamera erfasst und ausgewertet.

Bei einer idealen Hornhaut ohne Abbildungsfehler besteht die Reflektion aus konzentrischen ebenmäßigen Kreisen. Handelt es sich um eine aberrierte Hornhaut, ist die Reflektion ungleichmäßig. Das Gerät kann aufgrund der Abweichung vom idealen Muster auf die Ausprägung des Abbildungsfehlers schließen. Etwa 10 % der Aufnahmen konnten nicht verwendet werden, da Messungen bei tiefliegenden und kleinen Augen nicht verwertbar waren.

4.8 Statistik

Die Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm IBM SPSS 19 (SPSS Inc. Chicago, USA).

Da keine Normalverteilung vorlag, wurde der Mann-Whitney U Test zum Vergleich der Gruppen angewandt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Die Ergebnisse werden im Mittelwert \pm Standardabweichung [Median] präsentiert.

5 Ergebnisse

5.1 Patientenkollektiv und präoperative Daten

Von Januar 2008 bis September 2009 wurden insgesamt 198 Patienten in die Studie eingeschlossen. Tabelle 6 zeigt eine Aufstellung der Anzahl der Patientenaugen der präoperativen und postoperativen Untersuchungen, außerdem die Dropouts aufgeteilt nach Linsengruppen und -untergruppen. Es wurden jeweils die Linsengruppen miteinander verglichen, zusätzlich die Linsenuntergruppen einer Linsengruppe und die Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linsengruppe.

Linsengruppe Linse	Anzahl präoperativ		Anzahl postoperativ			
	Biometrie Zielrefraktion SÄ	Visus	Dropouts	SÄ Z4.0 Fehlrefraktion	Visus	Kontrastsehen ICS
Insgesamt	395	393	30	365	360	357
AF Gruppe	153	153	13	140	135	136
Acri.Smart 46LC	32	32	4	28	27	28
Akreos Adapt AO	32	32	2	30	29	30
Domicryl	29	29	2	27	26	26
C-flex/Superflex	29	29	2	27	27	25
EasAcryl	31	31	3	28	26	27
AK Gruppe	176	174	14	162	162	160
Acri.Smart 36A	29	29	0	29	29	29
Tecnis	33	33	0	33	33	33
SN60WF	30	28	3	27	27	27
PY-60AD	30	30	7	23	23	23
Quatrix	24	24	3	21	21	20
XL Stabi ZO	30	30	1	29	29	28
Kontrollgruppe	66	66	3	63	63	61

Tabelle 6: Eine Übersicht der präoperativen und postoperativen Anzahl nach Dropouts und Untersuchungen aller IOLs und aufgeteilt nach Linsengruppen mit Linsenuntergruppen.

5.1.1 Altersverteilung

Das Alter der Patienten wurde zum Zeitpunkt der Kataraktoperation des ersten Auges bestimmt. Das mittlere Alter der 198 in die Studie eingeschlossenen Patienten betrug $73,10 \pm 7,86$ Jahre [74 Jahre], wobei der jüngste Patient 41,83 und der älteste Patient 88,33 Jahre alt waren.

Die Abbildungen 16 und 17 stellen die Altersverteilung der Linsengruppen und Untergruppen dar. Die Linsengruppen unterschieden sich nicht signifikant. Im Vergleich der

Linsenuntergruppen waren die Patienten mit einer Acri.Smart 46LC mit durchschnittlich $75,14 \pm 5,60$ Jahren signifikant älter als die Patienten der Kontrollgruppe mit $72,59 \pm 6,49$ Jahren ($p = 0,048$).

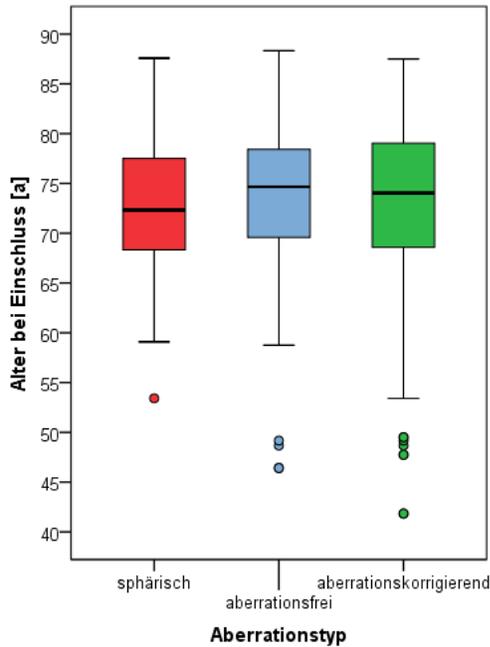


Abbildung 16: Die Altersstruktur der Linsengruppen in Jahren (a).

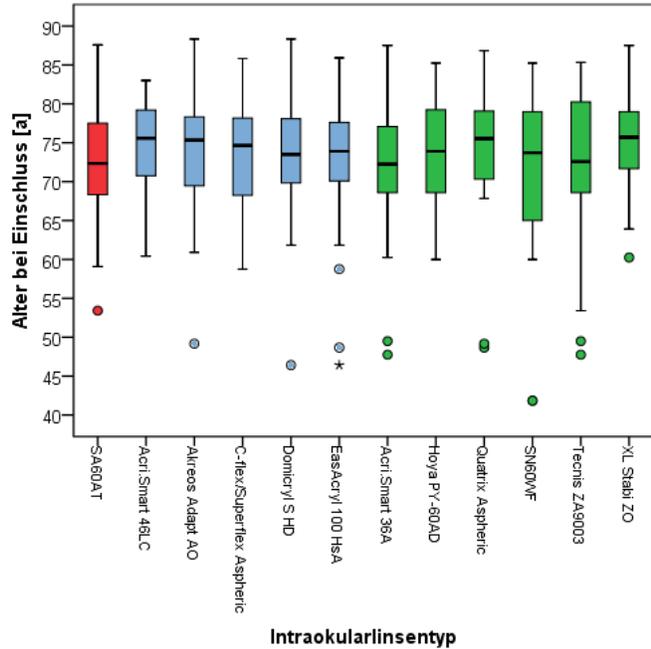


Abbildung 17: Die Altersstruktur der Linsenuntergruppen in Jahren (a).

5.1.2 Geschlechterverteilung

105 Frauen (53%) und 93 Männer (47%) bildeten die aus 198 Patienten bestehende Studiengruppe. Es wurden 209 Augen weiblicher Patienten und 186 Augen männlicher Patienten mit Studienlinsen versorgt. Die Geschlechterverteilung ist in Tabelle 7 dargestellt. Zwischen den Linsengruppen gab es keine signifikanten Unterschiede. Innerhalb der AK Linsenuntergruppe waren in der Acri.Smart 36A Gruppe signifikant mehr Probanden Augen weiblicher Patienten als in der Quatrix Gruppe. Ansonsten wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt.

Linsen-/Gruppen	Anzahl w (Prozent)	Anzahl m (Prozent)
AF Gruppe	76 (50 %)	77 (50 %)
Acri.Smart 46LC	16 (50 %)	16 (50 %)
Akreos Adapt AO	16 (50 %)	16 (50 %)
Domicryl	13 (45 %)	16 (55 %)
C-flex/Superflex	14 (49 %)	15 (51 %)
EasAcryl	17 (55 %)	14 (45 %)
AK Gruppe	96 (54,5 %)	80 (45,5 %)
Acri.Smart 36A	18 (62 %)	11 (38 %)
Tecnis	19 (58 %)	14 (42 %)
SN60WF	16 (53 %)	14 (47 %)
PY-60AD	18 (60 %)	12 (40 %)
Quatrix	8 (33 %)	16 (67 %)
XL Stabi ZO	17 (57 %)	13 (43 %)
Kontrollgruppe	37 (56 %)	29 (44 %)

Tabelle 7: Eine Übersicht über die Geschlechterverteilung (w für weiblich und m für männlich) und der Verteilung der IOLs auf das linke und rechte Auge der Patienten der Linsengruppen und -untergruppen nach Anzahl und in Prozent (%).

5.1.3 Präoperative Daten

In Hinblick auf die Vergleichbarkeit der Patientengruppen wurde zusätzlich die Biometrie der Patientenaugen erhoben, dazu gehören die mittlere Hornhautbrechkraft, der keratometrische Astigmatismus, die Achslänge und die Vorderkammertiefe. Zudem wurden der präoperative Astigmatismus und Visus, das präoperative sphärische Äquivalent sowie die verwendete IOL-Stärke ermittelt.

Achslänge

Die Achslänge des Patientenkollektivs lag im Mittel bei $23,26 \pm 0,90$ mm [23,27 mm] und reichte von 20,90 bis 26,33 mm. Eine Übersicht der Werte der Linsengruppen und -untergruppen zeigen die Abbildungen 18 und 19. Es lagen keine signifikanten Unterschiede vor.

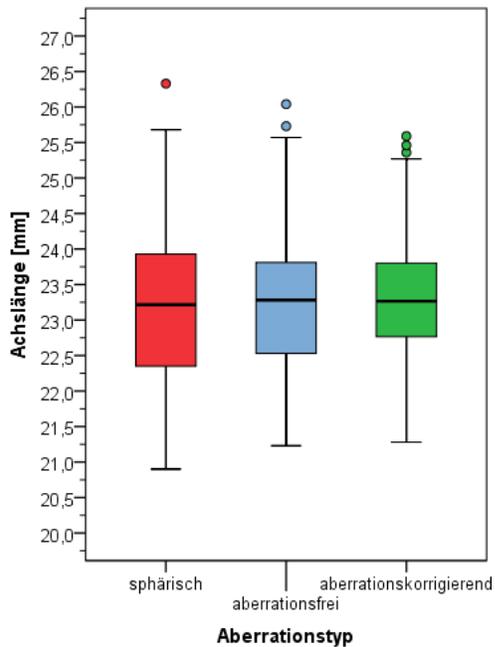


Abbildung 18: Die Achslänge der Linsengruppen in mm.

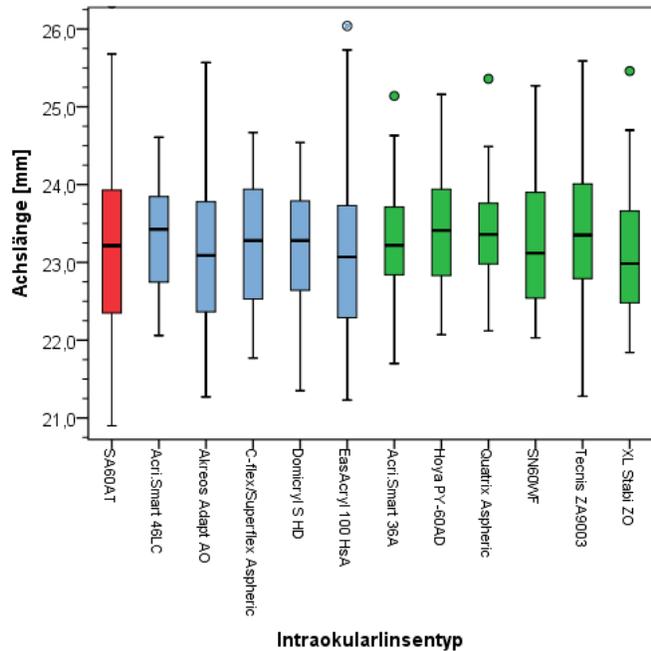


Abbildung 19: Die Achslänge der Linsenuntergruppen in mm.

Mittlerer Hornhautbrechwert und keratometrischer Astigmatismus

Der mittlere Hornhautbrechwert lag bei $43,18 \pm 1,46$ dpt [43,1 dpt] und reichte von 39,6 bis 46,4 dpt. Der keratometrische Astigmatismus war im Mittel $0,88 \pm 0,54$ dpt [0,76 dpt] und reichte von 0,0 bis 3,33 dpt. Eine Übersicht der Linsengruppen zeigen die Abbildungen 20 und 22, der Linsenuntergruppen die Abbildungen 21 und 23. Im Vergleich der Linsengruppen lagen keine signifikanten Unterschiede vor. Jedoch lag bezüglich des keratometrischen Astigmatismus ein signifikant geringerer Wert der sphärischen Linsengruppe gegenüber der aberrationsfreien Domilens Linsenuntergruppe ($p = 0,039$) vor.

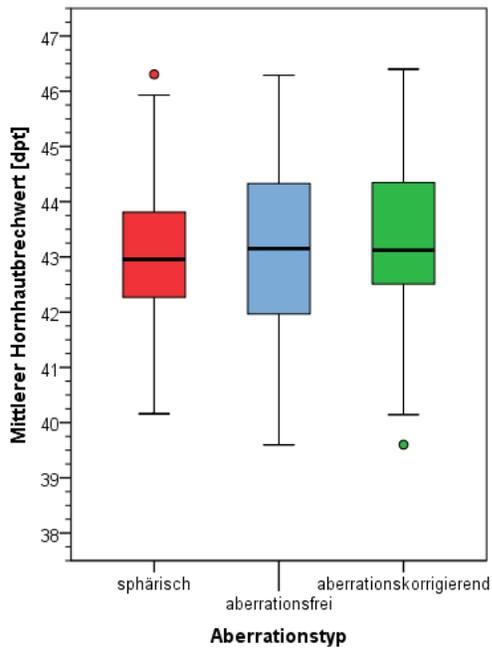


Abbildung 20: Der mittlere Hornhautbrechwert der Linsengruppen in Dioptrien (dpt).

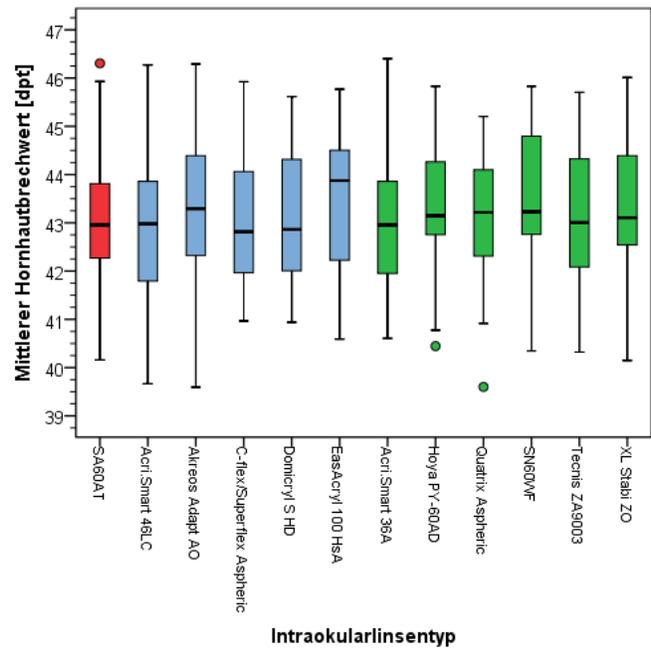


Abbildung 21: Der mittlere Hornhautbrechwert der Linsenuntergruppen in Dioptrien (dpt).

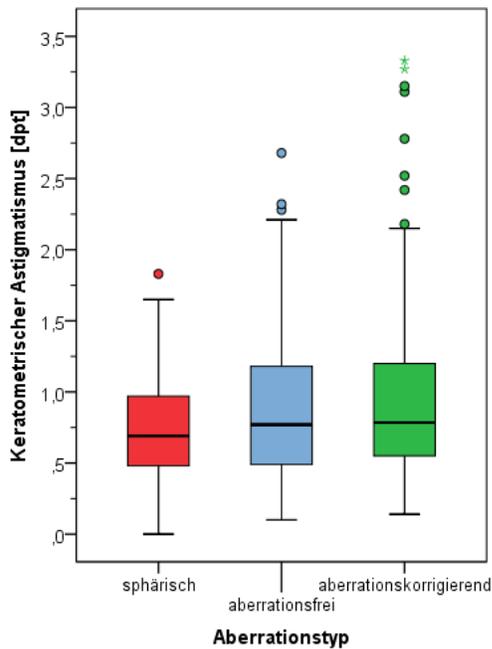


Abbildung 22: Der keratometrische Astigmatismus der Linsengruppen in Dioptrien (dpt).

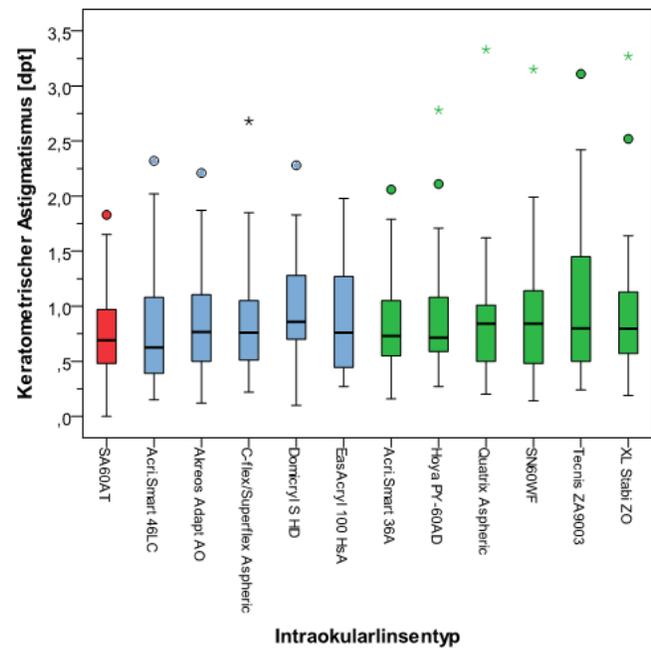


Abbildung 23: Der keratometrische Astigmatismus der Linsenuntergruppen in Dioptrien (dpt).

Präoperativer Astigmatismus

Der präoperative Astigmatismus lag im Mittel bei $0,64 \pm 0,56$ dpt [0,5 dpt] und zwischen Werten von 0,0 bis 3,0 dpt. Eine Übersicht der Werte der Linsengruppen und -untergruppen zeigen die Abbildungen 24 und 25. Es lagen keine signifikanten Unterschiede vor.

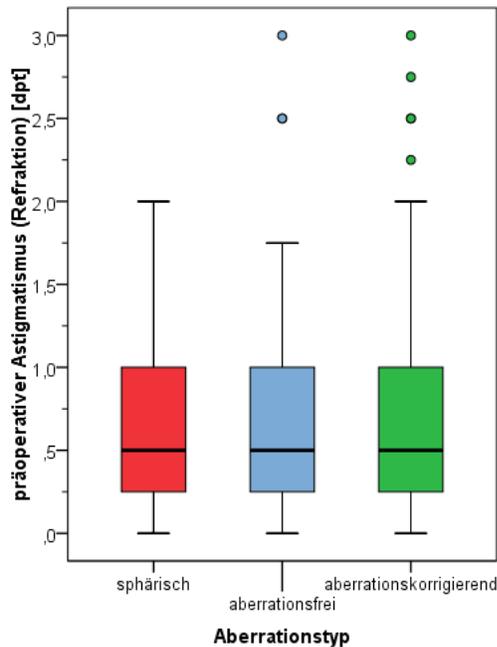


Abbildung 24: Der präoperative Astigmatismus der Linsengruppen in Dioptrien (dpt).

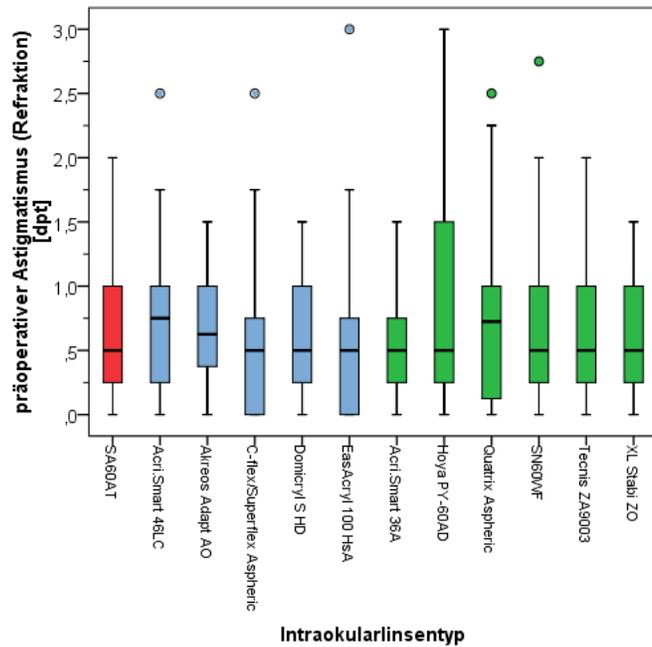


Abbildung 25: Der präoperative Astigmatismus der Linsenuntergruppen in Dioptrien (dpt).

Präoperativer Fernvisus

Um die Verhältnisse der Empfindungsstufen der Sehschärfe abzubilden, wurden wie in 4.7.2 beschrieben Mittelwerte und Mediane des Visus als logMAR Werte berechnet. Zusätzlich zum Visus logMAR werden einige Ergebnisse zur Veranschaulichung delogarithmiert aufgeführt.

Im folgenden Text werden die logMAR Werte genannt, da es sich hierbei um die in der Literatur übliche Darstellung handelt.

Die präoperative Sehschärfe wurde von 395 Patientenaugen mit bester Korrektur erhoben. Der Mittelwert betrug $0,43 \pm 0,24$ [0,4] logMAR bei einem Minimum von 0,0 und einem Maximum von 2,0. Den Vergleich der Linsengruppen und -untergruppen zeigen die Abbildungen 26 und 27.

Im Vergleich der Linsengruppen traten keine signifikanten Unterschiede auf. Betrachtet man Abbildung 27 fällt auf, dass die Visuswerte der Akreos Adapt AO ($0,5 \pm 0,26$ [0,52] logMAR) und der PY-60AD ($0,5 \pm 0,18$ [0,52] logMAR) höher als die der anderen Linsenuntergruppen waren. Innerhalb der AF Linsengruppe war der Wert des präoperativen Visus logMAR der Akreos Adapt AO Gruppe dementsprechend signifikant höher als der Acri.Smart 46LC Gruppe mit Werten von $0,36 \pm 0,16$ [0,3] logMAR ($p = 0,0014$). Innerhalb der AK Linsengruppe wurde ein signifikant höherer Wert der PY60AD ($0,5 \pm 0,18$ [0,52]) gegenüber der XL Stabi ZO ($0,39 \pm 0,16$ [0,4]) ($p = 0,027$) festgestellt. Im Vergleich der asphärischen Linsenuntergruppen mit der SA60AT ($0,41 \pm 0,17$ [0,37]) waren die Werte der PY-60AD signifikant höher ($p = 0,024$). Somit hatten die Akreos Adapt AO und die PY-60AD Gruppe einen geringeren präoperativen Dezimalvisus im Vergleich zur Kontrolllinse.

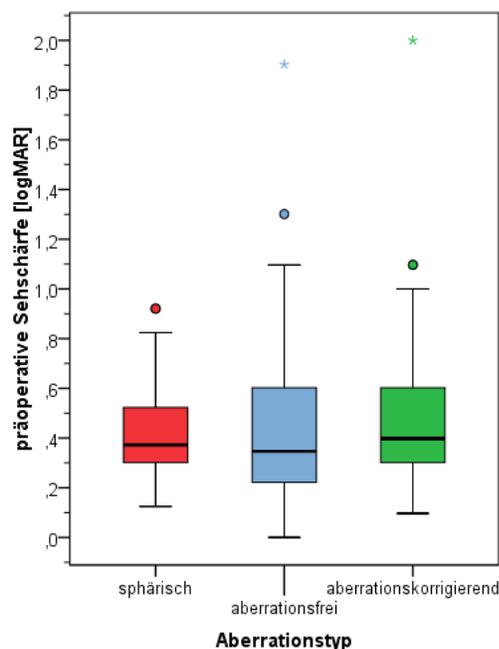


Abbildung 26: Der präoperative Visus logMAR der Linsengruppen.

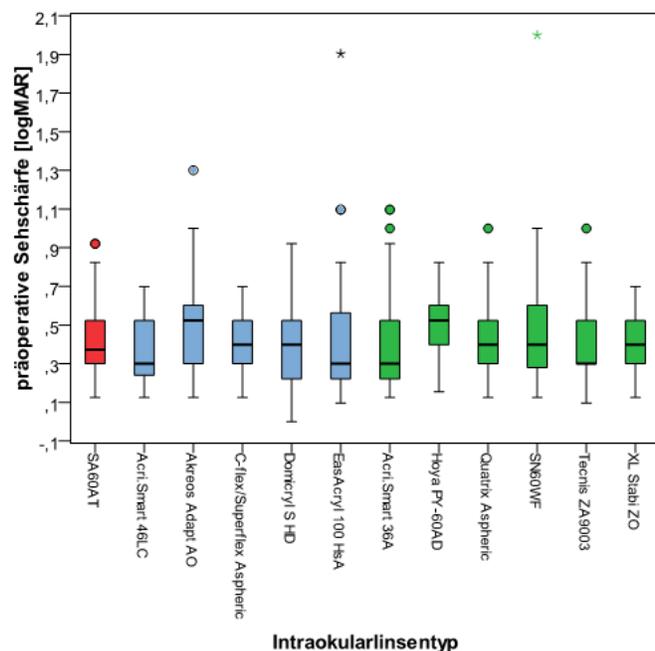


Abbildung 27: Der präoperative Visus logMAR der Linsenuntergruppen.

Präoperatives sphärisches Äquivalent

Das präoperative sphärische Äquivalent aller Studienpatienten hatte Werte von $0,76 \pm 1,91$ dpt [0,75 dpt] und reichte von -9,5 bis 6,38 dpt. Eine Übersicht des SÄ der Linsengruppen und der Linsenuntergruppen sind in den Abbildungen 28 und 29 dargestellt. Zwischen den

Linsengruppen wurden keine signifikanten Unterschiede gefunden. Auch innerhalb der Linsengruppen und im Vergleich der Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linse gab es keine signifikanten Unterschiede.

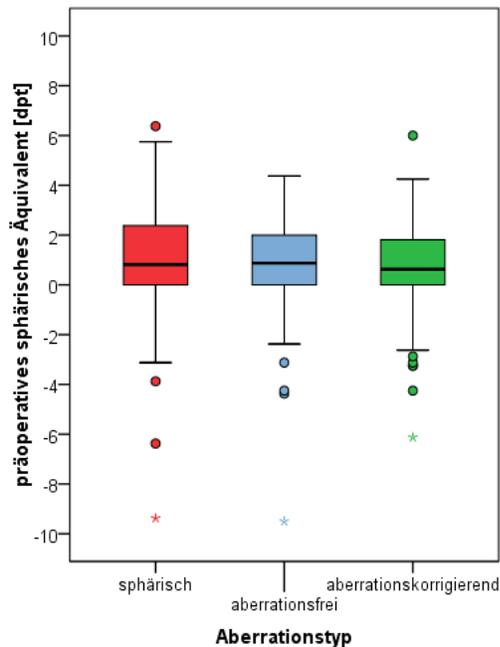


Abbildung 28: Das präoperative sphärische Äquivalent der Linsengruppen in Dioptrien (dpt).

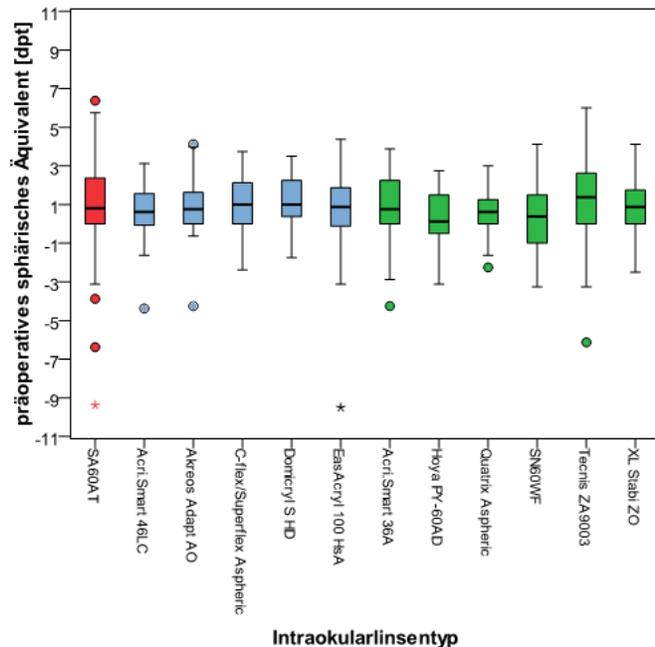


Abbildung 29: Das präoperative sphärische Äquivalent der Linsenuntergruppen in Dioptrien (dpt).

Zielrefraktion

Die Zielrefraktion wurde durch den Zeiss IOL-Master für die jeweilige IOL-Stärke berechnet. Sie wurde in einem Bereich zwischen -0,48 und -0,51 dpt im Mittel gewählt, um die Lesefähigkeit bei fehlender Nahakkommodation des Auges zu ermöglichen.

Die Zielfraktion aller IOLs lag bei $-0,49 \pm 0,32$ [-0,47], mit Werten zwischen -3,07 und 0,98 dpt. Die hoch negativen Werte wurden bei sehr myopen Augen gewählt, um eine postoperative Adaptation zu erleichtern. Eine Übersicht der Werte der Linsengruppen und -untergruppen zeigen die Abbildungen 30 und 31.

Es lag eine signifikant höher negative Zielrefraktion der AF gegenüber der AK Gruppe ($p = 0,015$) vor. Die anderen Linsengruppen unterschieden sich nicht signifikant. Innerhalb der AF und AK Linsengruppe gab es keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich der

Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linsengruppe fielen signifikant geringere negative Werte der Zielrefraktion der SA60AT gegenüber der EasAcryl auf ($p = 0,013$).

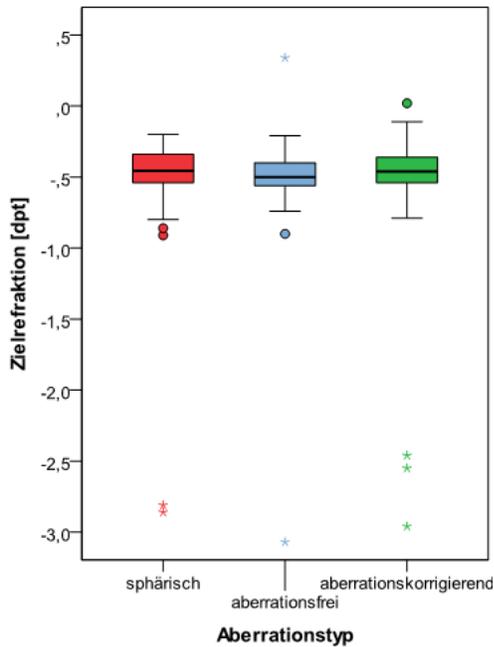


Abbildung 30: Die Zielrefraktion der Linsengruppen in Dioptrien (dpt).

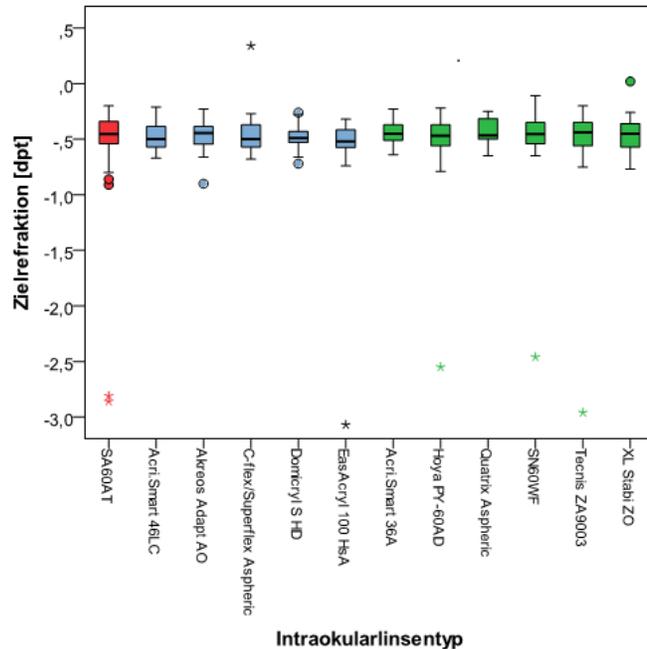


Abbildung 31: Die Zielrefraktion der Linsenuntergruppen in Dioptrien (dpt).

IOL-Stärke

Die IOL-Stärke wurde in Abhängigkeit der Biometrie des Patientenauges und der Zielrefraktion mit dem IOL-Master von Zeiss berechnet. Zwischen den Linsengruppen gab es keine signifikanten Unterschiede. Innerhalb der AF Linsengruppe unterschied sich die Acri.Smart 46LC durch signifikant geringere Werte der IOL-Stärke von der C-flex/Superflex ($p = 0,008$) und EasAcryl ($p = 0,005$). Innerhalb der AK Linsengruppe hatte die Quatrix signifikant höhere Werte als die Acri.Smart36A ($p < 0,001$), PY60AD ($p = 0,001$), SN60WF ($p = 0,034$) und XL Stabi ZO ($p = 0,042$). Im Vergleich der sphärischen Linsengruppe mit den Linsenuntergruppen hatte die Acri.Smart 46LC eine signifikant geringere IOL-Stärke.

5.2 Studienausschluss

Von den 198 Studienpatienten wurden 15 (7,6%) von der Studie ausgeschlossen, darunter vier Frauen und elf Männer. Sie erfüllten die Voraussetzungen bei Studieneinschluss und ihnen wurden Studienlinsen implantiert, die jedoch nicht nachuntersucht werden konnten. 14 dieser

regulären Dropouts konnten aus persönlichen Gründen, wie z.B. Krankheit, der zu hohe Aufwand oder die fehlende Mitfahrmöglichkeit nicht zur Nachuntersuchung erscheinen. Ein Studienteilnehmer musste aufgrund einer vorher nicht festgestellten visusmindernden altersbedingten Makuladegeneration beider Augen von der Studie ausgeschlossen werden. Zudem entschied der Operateur bei einem Patienten während der Operation aufgrund anatomischer Gegebenheiten eine Speziallinse statt einer Studienlinse einzusetzen. Somit wurden von den 396 Patientenaugen insgesamt 365 nachuntersucht.

Die Anzahl der Dropouts der Linsengruppen und -untergruppen ist in Tabelle 6 aufgeführt.

5.3 Postoperative Ergebnisse

Die Anzahl der postoperativ ausgewerteten Augen ist für die jeweilige Untersuchung der Tabelle 6 zu entnehmen.

5.3.1 Dauer bis zur Nachuntersuchung

Die Nachuntersuchungen fanden im Zeitraum von April 2008 und Februar 2010 zwischen 48 und 211 Tagen, im Mittel $71,0 \pm 21,41$ Tage nach der zweiten Kataraktoperation statt. Dabei wurden 183 Patienten (365 Augen) nachuntersucht.

In den Abbildungen 32 und 33 ist der Nachuntersuchungszeitraum der Linsengruppen und -untergruppen dargestellt. Zwischen den Linsengruppen waren keine signifikanten Unterschiede in der Dauer bis zur Nachuntersuchung festzustellen. Innerhalb der AF Linsenuntergruppe war dieser Zeitraum bei der Akreos Adapt AO signifikant kürzer als bei der C-flex/Superflex ($p = 0,024$). Innerhalb der AK Linsenuntergruppe war der Zeitraum bis zur Nachuntersuchung der Tecnis ($p = 0,049$) und Quatrix ($p = 0,029$) signifikant kürzer als bei der PY-60AD.

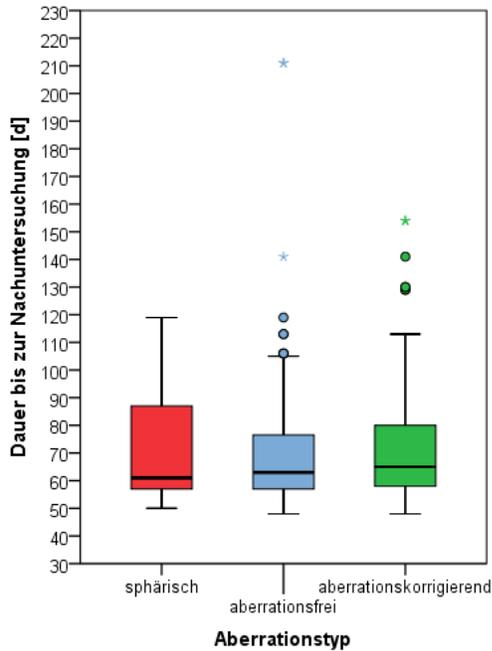


Abbildung 32: Die Dauer in Tagen (d) vom Operationstermin des zweiten Auges bis zur Nachuntersuchung der Linsengruppen.

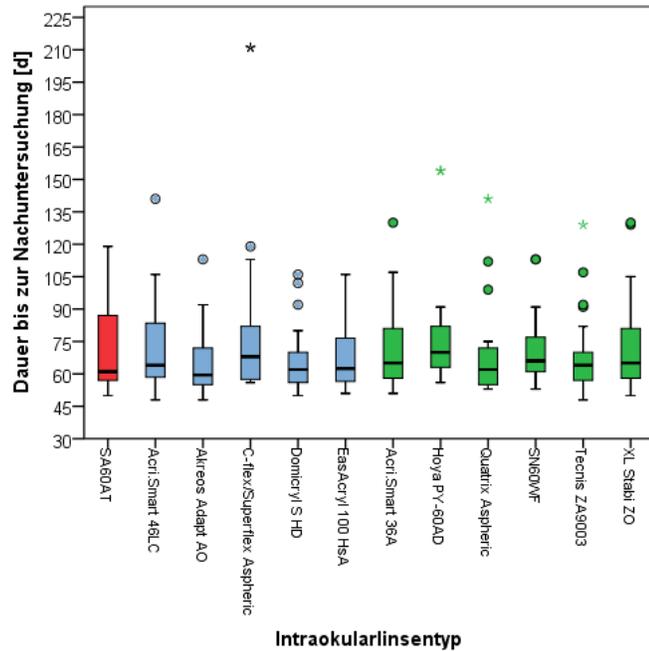


Abbildung 33: Die Dauer in Tagen (d) vom Operationstermin des zweiten Auges bis zur Nachuntersuchung der Linsenuntergruppen.

5.3.2 Postoperativer Pupillendurchmesser der spielenden Pupille

Der Pupillendurchmesser mit spielender Pupille aller Linsen betrug im Mittel $3,65 \pm 0,79$ mm [4 mm] bei einem Minimum von 2 und einem Maximum von 6 mm. Eine Übersicht der Werte der Linsengruppen und -untergruppen zeigen die Abbildungen 34 und 35. Es bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Linsengruppen und -untergruppen.

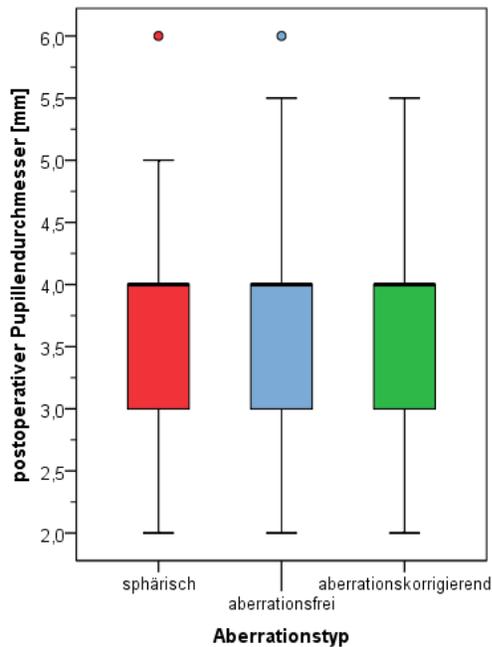


Abbildung 34: Der postoperative Pupillendurchmesser der Linsengruppen im Vergleich in mm.

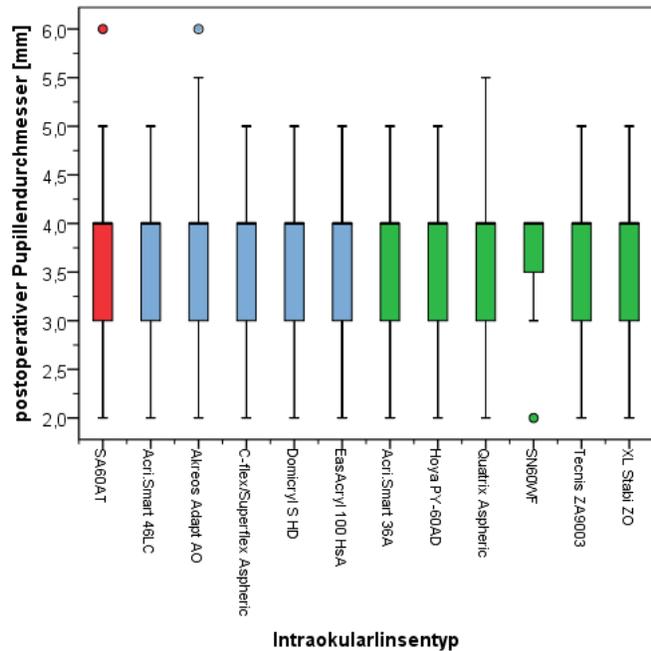


Abbildung 35: Der postoperative Pupillendurchmesser der Linsenuntergruppen im Vergleich in mm.

5.3.3 Postoperativer Astigmatismus

Der postoperative Astigmatismus aller Probandenaugen betrug $0,52 \pm 0,57$ dpt [0,50] mit einer Spanne von 0,0 bis 3,0 dpt. Einen Überblick der Werte der Linsengruppen zeigt Abbildung 36, es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Abbildung 37 stellt die Ergebnisse der Linsenuntergruppen dar. Innerhalb der AF Linsengruppe fiel ein signifikant geringerer postoperativer Astigmatismus der Acri.Smart 46LC gegenüber der EasAcryl ($p = 0,033$) auf. Im Vergleich der Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linsengruppe hatte die Quatrix einen signifikant geringeren Wert als die SA60AT ($p = 0,038$). Ansonsten bestanden keine signifikanten Unterschiede.

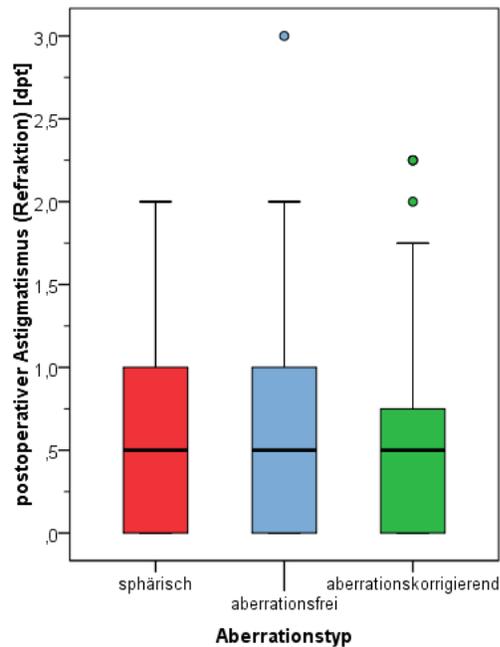


Abbildung 36: Der postoperative Astigmatismus der Linsengruppen in Dioptrien (dpt).

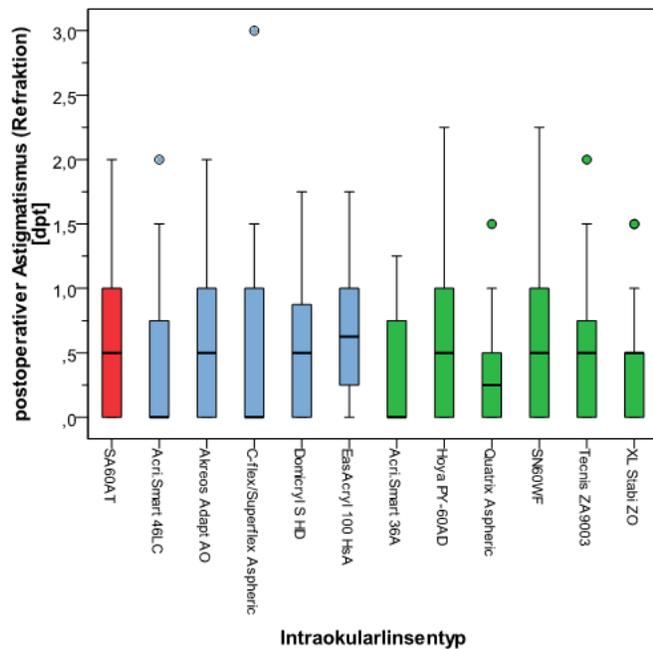


Abbildung 37: Der postoperative Astigmatismus der Linsenuntergruppen in Dioptrien (dpt).

5.3.4 Postoperativ bestkorrigierter Visus

Der Mittelwert des postoperativen Visus aller Linsen betrug $0,055 \pm 0,083$ [0,0458] logMAR mit einer Spanne von -0,10 bis 0,52. Dies entspricht einem Dezimalvisus von 0,881 [0,90].

Der Vergleich der Linsengruppen zeigt, dass die AK Gruppe die geringsten postoperativen Visus logMAR Werte erzielte, gefolgt von der AF und der sphärischen Linsengruppe, die sich minimal unterschieden (Abbildung 38). Der Vergleich der Linsengruppen ergab keine signifikanten Unterschiede. Den Vergleich der Linsenuntergruppen zeigt Abbildung 39. Den besten Mittelwert der Linsenuntergruppen erreichte die Acri.Smart 36A aus der AK Gruppe. Einen Median des Visus von 0,0 logMAR und somit einen Dezimalvisus von 1,0 erzielten sieben der elf getesteten IOLs. Innerhalb der AK Linsengruppe hatte die PY-60AD Gruppe einen signifikant höheren Wert des postoperativen Visus logMAR im Vergleich mit der Tecnis ($p = 0,032$) und XL Stabi ZO ($p = 0,035$) Untergruppe. Die Werte innerhalb der AF Linsengruppe und der sphärischen Linsengruppe im Vergleich mit den Linsenuntergruppen ergaben keinen signifikanten Unterschied.

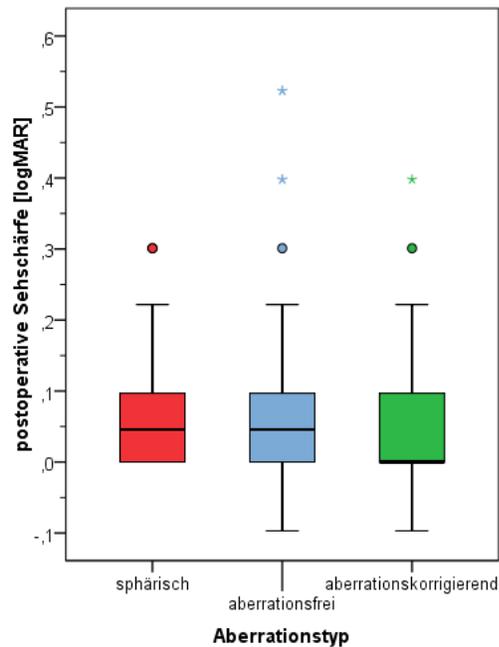


Abbildung 38: Der postoperative Visus logMAR der Linsengruppen.

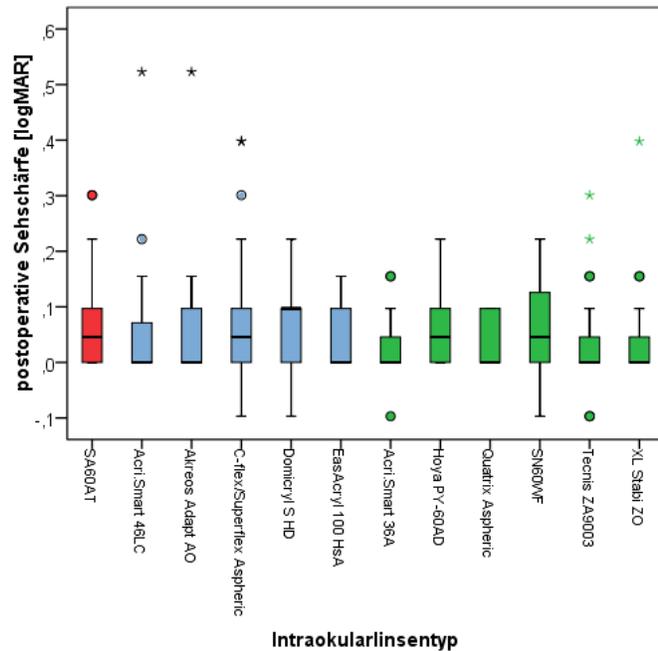


Abbildung 39: Der postoperative Visus logMAR der Linsenuntergruppen.

5.3.5 Postoperatives sphärisches Äquivalent und Fehlrefraktion

Das postoperative sphärische Äquivalent ergab einen Mittelwert von $-0,27 \pm 0,80$ dpt $[-0,25$ dpt] bei Werten zwischen $-3,25$ und $3,375$ dpt. Die Werte der Fehlrefraktion lagen im Mittel bei $0,22 \pm 0,73$ dpt $[0,26$ dpt] und erstreckten sich von $-2,43$ bis $3,725$ dpt. Einen Überblick der Werte des postoperativen SÄ und der Fehlrefraktion der Linsengruppen und -untergruppen ist in Tabelle 8 aufgeführt.

Die Kontrolllinse unterschied sich signifikant hinsichtlich des sphärischen Äquivalents und der Fehlrefraktion von der AF ($p = 0,005$ bzw. $p = 0,007$) und AK Gruppe ($p = 0,001$ bzw. $p = 0,005$). Zwischen der AF und AK Gruppe ergab sich kein signifikanter Unterschied.

Innerhalb der AF Linsenuntergruppe zeigte die EasAcryl100 signifikant höhere Werte des SÄ und eine signifikant geringere Fehlrefraktion gegenüber der Acri.Smart 46LC ($p < 0,001$), Akreos Adapt AO ($p < 0,001$) und Domicryl ($p = 0,004$ bzw. $p = 0,005$). Zudem bestanden auch bei der C-flex/Superflex signifikant höhere Werte des SÄ und eine signifikant geringere Fehlrefraktion gegenüber der Acri.Smart 46LC ($p = 0,004$ bzw. $p = 0,008$), Akreos Adapt AO ($p = 0,001$ bzw. $p = 0,001$) und Domicryl ($p = 0,044$ bzw. $p = 0,036$).

Im Vergleich der AK Linsenuntergruppen fiel ein signifikanter Unterschied des SÄ und der Fehlrefraktion der Quatrix gegenüber der Acri.Smart 36A ($p = 0,006$ bzw. $p = 0,002$), XL Stabi ZO ($p = 0,013$ bzw. $p = 0,003$), SN60WF ($p = 0,0$ bzw. $p = 0,0$), ZA9003 ($p = 0,0$ bzw. $p = 0,0$) und PY-60AD ($p = 0,002$ bzw. $p = 0,001$) auf. Außerdem zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen der XL Stabi ZO und der SN60WF ($p = 0,028$ bzw. $p = 0,037$) sowie der ZA9003 ($p = 0,001$ bzw. $p = 0,002$). Die ZA9003 hatte zudem signifikant höher negative Werte der SÄ als die Acri.Smart 36A ($p = 0,027$).

Im Vergleich der Linsenuntergruppen mit der sphärischen IOL hatte die SA60AT signifikant höhere Werte der SÄ und geringere Werte der Fehlrefraktion als die Acri.Smart 46LC ($p < 0,001$), Akreos Adapt AO ($p < 0,001$), Domicryl ($p = 0,008$ bzw. $p = 0,008$), Quatrix ($p < 0,001$) und XL Stabi ZO ($p = 0,001$ $p = 0,002$). Von der Acri.Smart 36A unterschied sich die SA60AT hinsichtlich des SÄ signifikant ($p = 0,027$).

Linsengruppe/ Linsenuntergruppe	SÄ		Fehlrefraktion	
	Mittelwert mit SD	Median	Mittelwert mit SD	Median
AF Gruppe	-0,22 ± 0,85	0,0	0,27 ± 0,82	0,39
Acri.Smart 46LC	0,13 ± 0,48	0,00	0,48 ± 0,50	0,46
Akreos Adapt AO	0,17 ± 0,62	0,00	0,63 ± 0,59	0,55
Domicryl	-0,56 ± 0,86	0,00	0,43 ± 0,89	0,47
C-flex/Superflex	-0,55 ± 0,74	-0,50	-0,09 ± 0,76	-0,14
EasAcryl	-0,72 ± 1,09	-0,81	-0,13 ± 0,22	0,00
AK Gruppe	-0,24 ± 0,07	-0,06	0,24 ± 0,58	0,30
Acri.Smart 36A	-0,20 ± 0,63	0,00	0,23 ± 0,63	0,36
Tecnis	-0,62 ± 0,68	-0,63	-0,09 ± 0,54	-0,12
SN60WF	-0,42 ± 0,64	-0,25	0,09 ± 0,41	0,18
PY-60AD	-0,34 ± 0,78	-0,25	0,19 ± 0,49	0,22
Quatrix	0,43 ± 0,67	0,25	0,87 ± 0,63	0,53
XL Stabi ZO	-0,09 ± 0,42	0,00	0,35 ± 0,37	0,36
Kontrollgruppe	-0,43 ± 0,90	-0,50	0,07 ± 0,84	0,04

Tabelle 8: Eine Übersicht der Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) des postoperatives SÄ und der Fehlrefraktion der Linsengruppen und -untergruppen.

5.3.6 Sphärische Aberration

Die sphärische Aberration hat, wie in Unterpunkt 3.2 besprochen, einen wichtigen Einfluss auf die Bildqualität des Auges, besonders bei weiter Pupille. Aus diesem Grund wurde hier die sphärische Aberration, beziehungsweise der Z4.0 Wert bei enger und weiter Pupille getrennt

ermittelt. Die weite Pupille wurde medikamentös dilatiert und für einen Durchmesser von 6 mm berechnet.

Der Hartmann-Shack-Sensor definiert die Werte in umgekehrtem Vorzeichen. Die folgenden Werte sind in der literaturüblichen Form angegeben, das Vorzeichen wurde daher umgekehrt.

Der Mittelwert der nativen Pupille der 365 untersuchten Augen betrug $0,212 \pm 0,125 \mu\text{m}$ (Median $0,0100$) bei Werten zwischen $-0,29$ und $0,69 \mu\text{m}$. Der Mittelwert der weitgetropften Pupille betrug $0,398 \pm 0,3736 \mu\text{m}$ (Median $0,38 \mu\text{m}$) mit Werten zwischen $-1,13$ und $1,55 \mu\text{m}$.

Eine Übersicht der Werte der Linsengruppen und -untergruppen zeigt Tabelle 9.

Zum Vergleich der sphärischen Aberration der Linsengruppen wurden die postoperativen Z4.0 Werte (Tabelle 9) der engen und weiten Pupille miteinander verglichen. Signifikant unterschieden sich die Werte bei nativer und weiter Pupille zwischen der sphärischen Gruppe und der AF beziehungsweise der AK Gruppe ($p < 0,001$). Auch der Vergleich der AF mit der AK Linsengruppe ergab sowohl bei nativer als auch bei dilatierter Pupille einen signifikanten Unterschied ($p < 0,001$).

Innerhalb der AF Linsengruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Hingegen unterschied sich innerhalb der AK Linsengruppe die Tecnis signifikant von der Acri.Smart 36A ($p < 0,001$), PY-60AD ($p = 0,001$), Quatrix ($p = 0,003$), SN60WF ($p < 0,001$) und XL Stabi ZO ($p < 0,001$) bei weiter Pupille und der XL Stabi ZO bei nativer Pupille ($p = 0,044$). Zudem lag ein signifikanter Unterschied zwischen der Quatrix und der XL Stabi ZO ($p = 0,002$) bei weiter Pupille vor.

Der Vergleich der Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linse zeigte bei allen Linsen im Vergleich des Z4.0 Wertes bei weiter Pupille signifikante Unterschiede ($p \leq 0,001$) und zusätzlich bei nativer Pupille ($p < 0,05$) bei allen Linsenuntergruppen außer der Akreos Adapt AO.

Linsengruppe/ Linsenuntergruppe	Mittelwert mit SD und Median, Pupille nativ	Mittelwert mit SD und Median, Pupille weit	min/max Pupille nativ	min/max Pupille weit
AF Gruppe	0,018 ± 0,095 [0,02]	0,501 ± 0,247 [0,49]	-0,26/0,22	-0,03/1,06
Acri.Smart 46LC	0,013 ± 0,079 [0,01]	0,495 ± 0,227 [0,495]	-0,17/0,15	0,0/0,97
Akreos Adapt AO	0,049 ± 0,085 [0,03]	0,507 ± 0,245 [0,49]	-0,12/0,20	0,0/1,06
Domicryl	0,015 ± 0,114 [0,03]	0,534 ± 0,227 [0,50]	-0,26/0,22	0,0/0,94
C-flex/Superflex	-0,002 ± 0,107 [0,01]	0,551 ± 0,239 [0,54]	-0,26/0,17	-0,01/1,02
EasAcryl	0,013 ± 0,085 [0,00]	0,421 ± 0,288 [0,46]	-0,17/0,16	-0,03/0,80
AK Gruppe	-0,018 ± 0,095 [-0,015]	0,153 ± 0,295 [0,15]	-0,29/0,39	-1,13/1,55
Acri.Smart 36A	-0,031 ± 0,081 [-0,03]	0,219 ± 0,325 [0,20]	-0,29/0,09	-0,27/1,55
Tecnis	-0,032 ± 0,082 [-0,04]	-0,098 ± 0,316 [-0,01]	-0,16/0,17	-1,13/0,51
SN60WF	-0,014 ± 0,102 [0,00]	0,208 ± 0,208 [0,18]	-0,26/0,24	-0,12/0,81
PY-60AD	-0,031 ± 0,124 [-0,02]	0,209 ± 0,297 [0,17]	-0,24/0,39	-0,13/1,19
Quatrix	-0,006 ± 0,101 [0,10]	0,118 ± 0,122 [0,12]	-0,28/0,11	-0,09/0,40
XL Stabi ZO	0,006 ± 0,083 [0,0]	0,302 ± 0,233 [0,26]	-0,18/0,19	-0,04/0,97
Kontrollgruppe	0,123 ± 0,181 [0,09]	0,799 ± 0,335 [0,86]	-0,19/0,69	0,00/1,38

Tabelle 9: Eine Übersicht der Mittelwerte mit Standardabweichung, Mediane, Minima und Maxima der postoperativen Z4.0 Werte (sphärischen Aberration) der engen und weiten Pupille der AF, AK und Kontrollgruppe und der Linsenuntergruppen. Die Werte sind jeweils als Angaben in μm zu verstehen.

5.3.7 Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit des Linsendesigns

Es wurden 357 Kontrastsehtests ausgewertet, da von insgesamt 395 implantierten Linsen 30 ausgeschlossen wurden (reguläre Dropouts). Zusätzlich konnte der Functional Acuity Contrast Test bei acht Patientenaugen nicht durchgeführt oder gewertet werden, da die Patienten den Test aufgrund fehlenden Durchhaltevermögens nicht beendeten. Eine genaue Aufschlüsselung der Anzahl der ausgewerteten Linsengruppen und -untergruppen zeigt Tabelle 6.

Kontrastempfindlichkeit der Linsengruppen

Zum Vergleich der Kontrastempfindlichkeit der AF, AK und Kontrollgruppe wurden die Werte des FACTs jeder getesteten Ortsfrequenz (1,5, 3, 6, 12 und 18 cpd) unter photopischen und mesopischen Bedingungen der drei Linsengruppen gegenübergestellt. Im Folgenden werden die mesopischen Ortsfrequenzen mit „m“, die photopische mit „p“ gekennzeichnet und das cycles per degree (cpd) nach der jeweiligen Ortsfrequenz weggelassen, um eine bessere Übersicht zu gewährleisten.

Es wurden 61 sphärische Kontrolllinsen mit 136 aberrationsfreien Linsen verglichen. Die Anzahl der gewerteten Linsen und Produktbezeichnungen sind in Tabelle 6 aufgeführt. In Tabelle 10 sind die Mediane, Mittelwerte mit Standardabweichung der aberrationsfreien Linsengruppe und

der sphärischen Kontrolllinse sowie deren Signifikanzen aufgeführt. Dabei wurde der im Vergleich höhere Wert farbig markiert. In keiner getesteten Ortsfrequenz des photopischen oder mesopischen Sehens ergab sich ein signifikanter Unterschied.

Ortsfrequenz	Kontrollgruppe			AF Gruppe			p-Wert
	Mittelwert	SD	Median	Mittelwert	SD	Median	
m 1,5	45,92	24,503	36,00	49,31	27,065	43,00	0,442
m 3	52,43	31,7	40,00	55,65	34,007	57,00	0,427
m 6	38,54	30,957	33,00	40,47	32,343	33,00	0,989
m 12	9,34	16,73	8,00	8,62	10,518	4,00	0,955
m 18	0,95	2,383	0,00	1,64	3,457	0,00	0,162
p 1.5	45,48	25,318	36,00	47,89	26,391	50,00	0,541
p 3	66,33	32,122	57,00	73,81	39,119	57,00	0,337
p 6	70,8	41,242	64,00	74,24	45,567	64,00	0,743
p 12	28,48	16,322	22,00	28,83	24,096	22,00	0,648
p 18	8,9	7,538	12,00	8,69	8,409	10,00	0,731

Tabelle 10: Eine Übersicht über die Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) der Kontrollgruppe und AF Gruppe nach den getesteten Ortsfrequenzen. Die mesopischen Ortsfrequenzen wurden mit einem m, die photopischen mit einem p gekennzeichnet. Die Mittelwerte und Mediane mit den höheren Werten wurden farbig markiert. Außerdem sind die p-Werte im Vergleich der beiden Gruppen aufgeführt.

Zudem wurden 160 aberrationskorrigierende Intraokularlinsen mit 61 sphärische Kontrolllinsen hinsichtlich des Kontrastempfindens verglichen. Tabelle 6 zeigt eine Übersicht der Produktbezeichnungen und der Anzahl der gewerteten AK Linsen. Tabelle 11 listet die Mediane, Mittelwerte mit Standardabweichung der AK Linsengruppe und der Kontrollgruppe sowie deren Signifikanzen auf. Es wurden signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sowie höhere Werte im Vergleich der beiden Linsengruppen farbig markiert. Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Linsengruppen ergab sich bei den Ortsfrequenzen m3, m6 und m12 und bei den Ortsfrequenzen p3 und p6 Bedingungen (Tabelle 11).

Ortsfrequenz	Kontrollgruppe			AK Gruppe			p-Wert
	Mittelwert	SD	Median	Mittelwert	SD	Median	
m 1,5	45,92	24,503	36,00	50,96	25,149	50,00	0,136
m 3	52,43	31,7	40,00	60,49	29,072	57,00	0,002
m 6	38,54	30,957	33,00	48,13	30,050	45,00	0,001
m 12	9,34	16,73	8,00	12,24	15,944	11,00	0,026
m 18	0,95	2,383	0,00	2,01	4,830	0,00	0,091
p 1.5	45,48	25,318	36,00	50,38	26,083	50,00	0,172
p 3	66,33	32,122	57,00	79,00	36,344	80,00	0,017
p 6	70,8	41,242	64,00	83,48	43,707	64,00	0,025
p 12	28,48	16,322	22,00	32,89	23,589	30,00	0,254
p 18	8,9	7,538	12,00	10,89	8,835	12,00	0,209

Tabelle 11: Eine Übersicht über die Mediane und Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) der Kontrollgruppe und AK Gruppe nach den getesteten Ortsfrequenzen. Die Mediane/Mittelwerte mit den höheren Werten wurden grün markiert, gleiche Werte wurden schwarz markiert. Außerdem sind die p-Werte im Vergleich der beiden Gruppen aufgeführt, die rot markierten Werte waren signifikant.

Es wurden 156 aberrationsfreie Linsen mit 140 aberrationskorrigierenden Linsen verglichen (Tabelle 6). In Tabelle 12 sind die Mediane, Mittelwerte mit Standardabweichung der AF und der AK Linsengruppe sowie deren Signifikanzen aufgeführt. Es wurden signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) sowie höhere Werte im Vergleich der beiden Linsengruppen farblich markiert. Ein signifikanter Unterschied ergab sich bei den Ortsfrequenzen m3, m6 und m12 sowie p6 und p18.

Ortsfrequenz	AF Gruppe			AK Gruppe			p-Wert
	Mittelwert	SD	Median	Mittelwert	SD	Median	
m 1,5	49,31	27,065	43,00	50,96	25,149	50,00	0,397
m 3	55,65	34,007	57,00	60,49	29,072	57,00	0,008
m 6	40,47	32,343	33,00	48,13	30,050	45,00	0,002
m 12	8,62	10,518	4,00	12,24	15,944	11,00	0,013
m 18	1,64	3,457	0,00	2,01	4,830	0,00	0,692
p 1.5	47,89	26,391	50,00	50,38	26,083	50,00	0,358
p 3	73,81	39,119	57,00	79,00	36,344	80,00	0,107
p 6	74,24	45,567	64,00	83,48	43,707	64,00	0,029
p 12	28,83	24,096	22,00	32,89	23,589	30,00	0,076
p 18	8,69	8,409	10,00	10,89	8,835	12,00	0,041

Tabelle 12: Eine Übersicht über die Mediane und Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) der AF und AK Gruppe nach den getesteten Ortsfrequenzen. Die Mittelwerte/Mediane mit den höheren Werten sind grün markiert, gleiche Werte schwarz markiert. Zudem sind die p-Werte im Vergleich der beiden Gruppen aufgeführt, die rot markierten Werte waren signifikant.

Kontrastempfindlichkeit der aberrationsfreien Linsenuntergruppe

Die fünf aberrationsfreien Linsenuntergruppen wurden miteinander verglichen. Die Mittelwerte mit Standardabweichung und Median können den Tabellen 13 und 14 entnommen werden, dabei wurden die höchsten Werte jeweils farbig markiert.

Die Acri.Smart 46LC hatte signifikant höhere Werte als die Domicryl bei den Ortsfrequenzen m3 ($p = 0,040$), m6 ($p = 0,033$) und m12 ($p = 0,007$) und die C-flex/Superflex bei m1,5 ($p = 0,028$), m3 ($p = 0,002$) und m6 ($p = 0,027$). Die Akreos Adapt AO erzielte im Vergleich zur Domicryl in der Ortsfrequenz m12 ($p = 0,018$) signifikant höhere Werte. Die EasAcryl hatte in der Ortsfrequenz m3 signifikant höhere Werte als die C-flex/Superflex ($p = 0,044$). Weitere signifikante Unterschiede wurden zwischen den AF Linsenuntergruppen nicht festgestellt.

AF Gruppe	Mesopisch				
	1,5cpd	3cpd	6cpd	12cpd	18cpd
Acri.Smart 46LC	57,07 ± 27,37 [50]	70,25 ± 40,97 [57]	51,25 ± 34,21 [39]	11,71 ± 11,84 [9,5]	2,79 ± 4,93 [0]
Akreos Adapt AO	46,73 ± 24,19 [36]	54,53 ± 31,25 [48,5]	42,57 ± 33,24 [33]	10,47 ± 10,94 [8]	1,40 ± 2,30 [0]
Domicryl	48,31 ± 28,02 [36]	50,92 ± 31,12 [40]	34,62 ± 33,71 [28]	3,88 ± 6,11 [0]	0,92 ± 2,28 [0]
C-flex/Superflex	42,52 ± 26,40 [36]	41,32 ± 17,35 [40]	32,48 ± 30,45 [23]	6,32 ± 8,46 [0]	0,88 ± 2,71 [0]
EasAcryl	51,37 ± 29,20 [50]	59,59 ± 38,68 [57]	40,00 ± 28,44 [33]	10,04 ± 12,23 [8]	2,11 ± 4,04 [0]

Tabelle 13: Die Mittelwerte mit Standardabweichung und Median [] der Linsen der AF Gruppe für die mesopischen Ortsfrequenzen. Die größten Werte im Vergleich der Mittelwerte und Mediane sind farblich markiert.

AF Gruppe	Photopisch				
	1,5cpd	3 cpd	6 cpd	12 cpd	18 cpd
Acri.Smart 46LC	50,79 ± 27,15 [50]	80,89 ± 41,75 [80]	85,46 ± 49,23 [64]	32,96 ± 25,76 [30]	10,79 ± 8,67 [12]
Akreos Adapt AO	47,17 ± 26,72 [36]	72,60 ± 35,48 [57]	73,20 ± 41,88 [64]	27,87 ± 19,69 [22]	8,77 ± 6,63 [12]
Domicryl	43,19 ± 24,86 [36]	60,85 ± 28,90 [57]	65,27 ± 46,15 [45]	28,08 ± 25,25 [26]	6,96 ± 7,50 [5]
C-flex/Superflex	45,52 ± 21,43 [50]	74,40 ± 44,84 [57]	64,36 ± 42,13 [45]	25,72 ± 26,28 [22]	7,88 ± 9,91 [4]
EasAcryl	52,41 ± 31,27 [50]	79,74 ± 42,57 [57]	81,56 ± 47,48 [64]	29,22 ± 24,77 [30]	8,85 ± 9,33 [8]

Tabelle 14: Die Mittelwerte mit Standardabweichung und Median [] der Linsen der AF Gruppe für die photopischen Ortsfrequenzen. Die Höchstwerte der Mittelwerte und Mediane wurden farblich markiert.

Kontrastempfinden innerhalb der aberrationskorrigierenden Linsengruppe

Die sechs aberrationskorrigierenden Linsen wurden miteinander verglichen. Die Mittelwerte mit Standardabweichung und Median können den Tabellen 15 und 16 entnommen werden, dabei wurden die höchsten Werte jeweils farbig markiert. Im Vergleich der AK Linsenuntergruppen ergaben sich signifikant geringere Werte der Quatrix im Vergleich zur Tecnis bei der Ortsfrequenz p12 ($p = 0,042$), zur SN60WF in der Ortsfrequenz m1,5 ($p = 0,027$) und zur XL Stabi ZO in der Ortsfrequenz m12 ($p = 0,031$). Außerdem zeigte die XL Stabi ZO bei der Ortsfrequenz p18 einen signifikant höheren Wert als die PY-60AD ($p = 0,030$).

AK Gruppe	Mesopisch				
	1,5 cpd	3 cpd	6 cpd	12 cpd	18 cpd
Acri.Smart 36A	52,62 ± 25,70 [50]	61,83 ± 27,66 [57]	56,62 ± 40,79 [45]	15,34 ± 22,01 [15]	3,45 ± 8,78 [0]
Tecnis	48,15 ± 24,69 [50]	58,39 ± 31,40 [57]	45,82 ± 26,18 [45]	11,42 ± 9,24 [15]	2,03 ± 3,93 [0]
SN60WF	60,41 ± 30,13 [50]	64,96 ± 29,81 [57]	47,11 ± 27,15 [45]	10,52 ± 10,41 [11]	1,26 ± 2,30 [0]
PY-60AD	48,26 ± 23,41 [50]	53,96 ± 22,70 [57]	44,00 ± 31,83 [33]	9,26 ± 11,24 [0]	1,22 ± 2,75 [0]
Quatrix	40,05 ± 16,64 [36]	64,25 ± 35,29 [57]	40,55 ± 22,15 [33]	8,40 ± 11,59 [4]	1,00 ± 2,87 [0]
XL Stabi ZO	53,43 ± 24,48 [50]	59,93 ± 28,10 [57]	51,86 ± 27,27 [45]	16,86 ± 23,17 [15]	2,57 ± 4,21 [0]

Tabelle 15: Die Mittelwerte mit Standardabweichung und Median [] der AK Gruppe für die mesopischen Ortsfrequenzen.

AK Gruppe	Photopisch				
	1,5 cpd	3 cpd	6 cpd	12 cpd	18 cpd
Acri.Smart 36A	48,86 ± 24,26 [50]	82,10 ± 40,81 [80]	82,76 ± 39,74 [64]	34,45 ± 23,98 [30]	12,62 ± 11,93 [12]
Tecnis	49,79 ± 27,96 [36]	83,03 ± 42,48 [57]	82,33 ± 43,40 [64]	38,67 ± 27,11 [30]	11,79 ± 8,81 [12]
SN60WF	54,11 ± 28,84 [50]	81,44 ± 37,59 [80]	87,89 ± 50,65 [64]	32,74 ± 25,69 [30]	10,15 ± 8,48 [12]
PY-60AD	50,96 ± 27,13 [50]	72,22 ± 29,58 [57]	80,39 ± 46,45 [64]	27,83 ± 24,94 [22]	8,09 ± 8,11 [8]
Quatrix	45,75 ± 24,15 [36]	67,35 ± 25,03 [57]	74,25 ± 43,57 [64]	25,00 ± 16,67 [22]	9,20 ± 6,44 [10]
XL Stabi ZO	51,89 ± 24,96 [50]	82,57 ± 34,79 [80]	90,46 ± 40,91 [77]	34,39 ± 18,93 [30]	12,25 ± 7,27 [12]

Tabelle 16: Die Mittelwerte mit Standardabweichung und Median [] der AK Gruppe für die photopischen Ortsfrequenzen.

Kontrastempfinden der sphärische Linsengruppe und im Vergleich mit den asphärischen Linsenuntergruppen

Einen Überblick der Ergebnisse der Kontrolllinse SA60AT kann Tabelle 10 entnommen werden.

Der Vergleich der Kontrolllinse mit den AF Linsenuntergruppen (Tabelle 13 und Tabelle 14) zeigte, dass die Acri.Smart 46LC in den Ortsfrequenzen m1,5 ($p = 0,045$), m3 ($p = 0,014$) und m18 ($p = 0,040$) signifikant höhere Werte erzielte. Die anderen AF Untergruppen zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Der Vergleich der Kontrolllinse mit den AK Linsenuntergruppen (Tabelle 15 und Tabelle 16) ergab signifikante Unterschiede mit der Acri.Smart 36A, Tecnis, SN60WF, Quatrix und XL Stabi ZO. Die Acri.Smart 36A zeigte in den Ortsfrequenzen m3 ($p = 0,027$), m6 ($p = 0,008$), m12 ($p = 0,025$) und m18 ($p = 0,049$) signifikant höhere Werte. Die Tecnis erreichte in den Ortsfrequenzen m6 ($p = 0,017$) und m12 ($p = 0,045$) signifikant höhere Werte. Die SN60WF erreichte in den Ortsfrequenzen m1,5 ($p = 0,036$), m3 ($p = 0,010$) und m6 ($p = 0,027$) signifikant höhere Werte. Die Quatrix hatte in der Ortsfrequenz m3 ($p = 0,025$) einen signifikant höheren Wert. Die XL Stabi ZO unterschied sich in den Ortsfrequenzen m3 ($p = 0,022$), m6 ($p = 0,001$) m12 ($p = 0,009$), p3 ($p = 0,023$), p6 ($p = 0,011$) und p18 ($p = 0,042$) signifikant. Die PY-60AD zeigte keine signifikanten Unterschiede.

5.3.8 Index of Contrast Sensitivity (ICS)

Der Index of Contrast Sensitivity (ICS) wurde nach der in 4.7.4 beschriebenen Formel für die Linsengruppen und -untergruppen berechnet. Als Referenzwerte für die Berechnung des ICS wurden zum einen die Mediane der fünf getesteten Ortsfrequenzen der Kontrolllinse und zum anderen die der jungen phaken Patienten (Normalpatienten) der Studie von Haughom und Strand (2013) verwendet. Insgesamt wurden 357 mesopische (mICS) und photopische ICS (pICS) berechnet. Der mICS und der pICS ergaben im Vergleich zu den Normalpatienten $-239,9 \pm 185,0$ [-279] und $-468,4 \pm 251,5$ [-547]. Im Vergleich mit der Kontrollgruppe waren die Werte des mICS und des pICS bei $86,1 \pm 185,0$ [47] und $104,6 \pm 251,5$ [26]. Die Datengrundlage für die Berechnung des ICS ist identisch mit der des Kontrastsehens (Tabelle 10 bis 16).

Tabelle 17 zeigt eine Übersicht der mICS und pICS der Linsengruppen und -untergruppen mit der Normalgruppe und der Kontrolllinse als Referenzwert. Der mICS und der pICS der AK

Linsengruppe zeigten signifikante Unterschiede im Vergleich zur AF ($p = 0,003$ und $p = 0,038$) und Kontrollgruppe ($p = 0,001$ und $p = 0,022$). Zwischen der AF und der sphärischen Linsengruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede des pICS und mICS.

Der Vergleich der AF Linsenuntergruppen zeigte signifikant höhere Werte der Acri.Smart 46LC bezüglich des mICS gegenüber der Domicryl ($p = 0,033$) und der C-flex/Superflex ($p = 0,008$). Innerhalb der AK Linsengruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Der Vergleich der SA60AT mit den asphärischen Linsenuntergruppen zeigte einen höheren Wert des mICS der Acri.Smart 46LC ($p = 0,038$), Acri.Smart 36A ($p = 0,011$), SN60WF ($p = 0,008$) und XL Stabi ZO ($p = 0,003$). Die XL Stabi ZO hatte zudem einen signifikant höheren pICS im Vergleich mit der sphärischen Linsengruppe ($p = 0,013$).

IOL Gruppe/ Untergruppe	mICS Normalpatienten	mICS Kontrolllinse	pICS Normalpatienten	pICS Kontrolllinse
AF Gruppe	-256 ± 194 [-294]	70 ± 194 [32]	-486 ± 267 [-569]	87 ± 267 [4]
Acri.Smart 46LC	-180 ± 218 [-255]	147 ± 218 [71]	-425 ± 283 [-542]	148 ± 283 [31]
Akreos Adapt AO	-251 ± 193 [-305]	75 ± 193 [22]	-495 ± 233 [-560]	79 ± 234 [13]
Domicryl	-294 ± 185 [-332]	32 ± 185 [-6]	-547 ± 261 [-622]	26 ± 261 [-48]
C-flex/Superflex	-321 ± 148 [-358]	5 ± 148 [-32]	-524 ± 276 [-625]	49 ± 276 [-52]
EasAcryl	-244 ± 198 [-288]	82 ± 198 [38]	-477 ± 283 [-568]	126 ± 284 [5]
AK Gruppe	-214 ± 176 [-249]	112 ± 176 [78]	-436 ± 246 [-497]	138 ± 246 [77]
Acri.Smart 36A	-177 ± 223 [-215]	149 ± 223 [111]	-428 ± 247 [-465]	145 ± 247 [108]
Tecnis	-230 ± 167 [-239]	96 ± 167 [87]	-419 ± 266 [-462]	154 ± 266 [111]
SN60WF	-203 ± 164 [-232]	123 ± 164 [94]	-415 ± 265 [-511]	158 ± 265 [62]
PY-60AD	-249 ± 157 [-278]	77 ± 157 [48]	-471 ± 245 [-497]	102 ± 245 [76]
Quatrix	-249 ± 142 [-279]	77 ± 142 [47]	-509 ± 217 [-550]	64 ± 217 [23]
XL Stabi ZO	-192 ± 182 [-247]	134 ± 182 [80]	-402 ± 229 [-457]	172 ± 229 [116]
Kontrollgruppe	-271 ± 182 [-307]	55 ± 182 [19]	-515 ± 220 [-573]	58 ± 220 [0]

Tabelle 17: Die Mittelwerte mit Standardabweichung (MW ± SD) und Mediane [] der Linsengruppen und Linsen für die mICS und pICS mit den Referenzwerten der Normalpatienten von Haugom und Strand und den Referenzwerten der Kontrolllinse.

5.3.9 Area under the log Contrast Sensitivity Function (AULCSF)

Die Area under the log Contrast Sensitivity Function (AULCSF) wurde nach der in 4.7.4 beschriebenen Weise für die Linsengruppen und -untergruppen berechnet. Insgesamt betragen die Werte der mesopischen AULCSF (mAULCSF) $1,43 \pm 0,33$ [1,45] und der photopischen AULCSF (pAULCSF) $1,75 \pm 0,28$ [1,75]. Die Werte der Linsengruppen und -untergruppen sind in Tabelle 18 aufgeführt.

Ein signifikanter Unterschied des mesopischen und photopischen AULCSF bestand sowohl zwischen der AK und AF Linsengruppe ($p = 0,003$ und $p = 0,019$), als auch der AK und der sphärischen Linsengruppe ($p = 0,002$ und $p = 0,032$). Ein signifikanter Unterschied zwischen der AF und der sphärischen Linsengruppe wurde nicht festgestellt. Innerhalb der AF Linsengruppe bestanden signifikante Unterschiede der mAULCSF zwischen der Acri.Smart 46LC und der Domicryl ($p = 0,011$) sowie der C-flex/Superflex ($p = 0,013$). Innerhalb der AK Linsengruppe fielen signifikante Unterschiede der mAULCSF zwischen der Quatrix und der PY-60AD ($p = 0,038$) sowie der Quatrix und der XL Stabi ZO ($p = 0,027$) auf. Außerdem wurden signifikante Unterschiede im Vergleich der Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linsengruppe festgestellt. Die SA60AT unterschied sich signifikant in Bezug auf die mAULCSF von der Acri.Smart 36A ($p = 0,006$) und der SN60WF ($p = 0,028$). Außerdem bestanden signifikante Unterschiede in der mAULCSF und pAULCSF im Vergleich der SA60AT mit der Tecnis ($p = 0,026$ und $p = 0,046$) und der XL Stabi ZO ($p = 0,001$ und $p = 0,012$).

Linsengruppe/ Linsenuntergruppe	mesopische AULCSF	photopische AULCSF
AF Gruppe	1,37 ± 0,38 [1,38]	1,702 ± 0,337 [1,74]
Acri.Smart 46LC	1,52 ± 0,36 [1,48]	1,773 ± 0,336 [1,78]
Akreos Adapt AO	1,39 ± 0,40 [1,42]	1,715 ± 0,325 [1,75]
Domicryl	1,28 ± 0,33 [1,21]	1,641 ± 0,346 [1,67]
C-flex/Superflex	1,23 ± 0,39 [1,30]	1,630 ± 0,372 [1,63]
EasAcryl	1,39 ± 0,39 [1,38]	1,739 ± 0,311 [1,74]
AK Gruppe	1,50 ± 0,28 [1,54]	1,803 ± 0,235 [1,81]
Acri.Smart 36A	1,55 ± 0,28 [1,58]	1,819 ± 0,229 [1,78]
Tecnis	1,48 ± 0,31 [1,59]	1,831 ± 0,228 [1,83]
SN60WF	1,50 ± 0,29 [1,57]	1,801 ± 0,255 [1,78]
PY-60AD	1,42 ± 0,27 [1,36]	1,738 ± 0,272 [1,82]
Quatrix	1,43 ± 0,26 [1,42]	1,731 ± 0,236 [1,74]
XL Stabi ZO	1,57 ± 0,23 [1,55]	1,860 ± 0,187 [1,85]
Kontrollgruppe	1,38 ± 0,29 [1,41]	1,734 ± 0,222 [1,72]

Tabelle 18: Die mesopische und photopische AULCSF der Linsengruppen und -untergruppen.

5.4 Vergleich der Linsen mit und ohne Blaulichtfilter

Die Linsen der aberrationskorrigierenden Gruppe wurden in Untergruppen mit und ohne Blaulichtfilter aufgeteilt und hinsichtlich des postoperativer Visus, der SÄ, des Z4.0 Wert und

des Kontrastsehens mit ICS und AULCSF verglichen. Einen Überblick der Linsen und deren Anzahl ist in Tabelle 19 dargestellt.

AK Gruppe	n implantiert	n Dropouts	n Visus	n Kontrastsehen
Linsen ohne Blaulichtfilter	116	4	112	110
Acri.Smart 36A	29	0	29	29
Tecnis	33	0	33	33
Quatrix	24	3	21	20
XL Stabi ZO	30	1	29	28
Linsen mit Blaulichtfilter	60	10	50	50
SN60WF	30	3	27	27
PY-60AD	30	7	23	23

Tabelle 19: Eine Übersicht der Linsen mit und ohne Blaulichtfilter der AK Gruppe unterteilt nach Anzahl (n) der implantierten Linsen, der Dropouts, des postoperativ Visus und der Anzahl der IOLs mit gewerteten Kontrastsehtests.

Präoperativer und postoperativer Fernvisus

Eine Übersicht der Visus logMAR Werte der Linsen mit und ohne Blaulichtfilter zeigen die Abbildungen 40 und 41. Der prä- und postoperative Visus logMAR der klaren Linsengruppe hatte im Vergleich zur gelben Linsengruppe ($p = 0,028$ und $0,004$) signifikant geringere Werte.

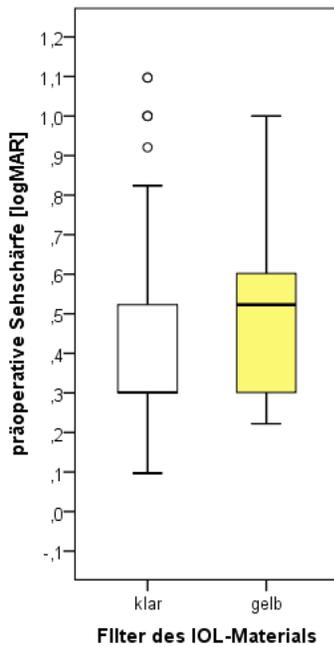


Abbildung 40: Der präoperative Visus logMAR der klaren und gelben Linsengruppe.

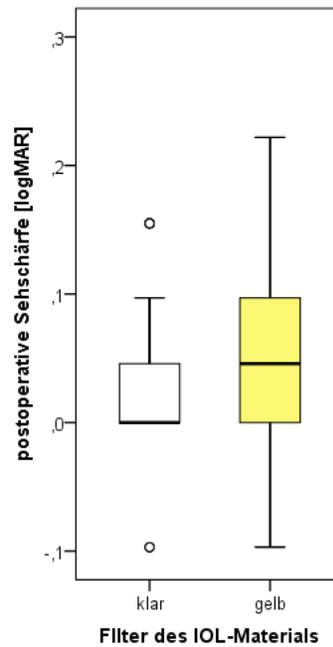


Abbildung 41: Der postoperative Visus logMAR der klaren und gelben Linsengruppe.

Kontrastempfindlichkeit

Das Kontrastempfinden in Abhängigkeit des Blaulichtfilters wurde anhand der 160 abgeschlossenen Kontrastsehtests der aberrationskorrigierenden Linsen untersucht. Die Anzahl der getesteten IOLs und Ergebnisse des Kontrastsehens der klaren und gelben IOLs für das mesopische und photopische Kontrastsehen zeigen die Abbildungen 42 und 43. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den getesteten mesopischen und photopischen Ortsfrequenzen zwischen den IOLs mit und ohne Blaulichtfilter.

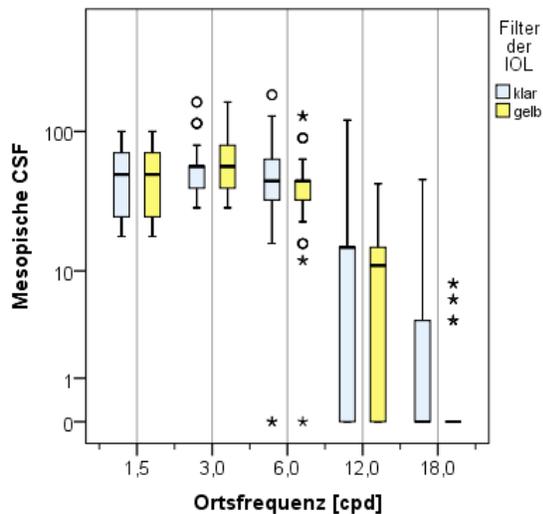


Abbildung 42: Die mesopische CSF der klaren und gelben Linsen.

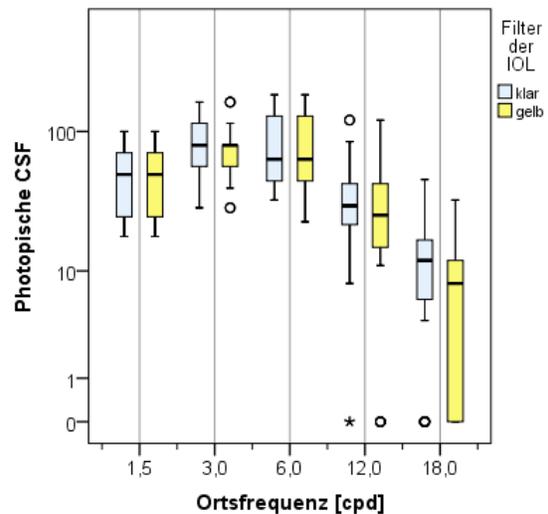


Abbildung 43: Die photopische CSF der klaren und gelben Linsen.

ICS und AULCSF

Der mICS und der pICS wurden im Vergleich mit den Normalpatienten und der Kontrollgruppe für die klaren und gelben Linsen berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 20 aufgeführt. Zudem sind in dieser Tabelle die Werte für die mesopische und photopische AULCSF der beiden Linsengruppen dargestellt. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen mICS ($p = 0,790$) und pICS ($p = 0,781$) im Vergleich mit den Normalpatienten und der Kontrolllinse festgestellt. Auch im Vergleich der AULCSF Werte wurde weder mesopisch ($p = 0,324$) noch photopisch ($p = 0,464$) ein signifikanter Unterschied festgestellt.

IOL	MW mit SD	Median	min/max	MW mit SD	Median	min/max
	mICS vs. Normalpatienten			pICS vs. Normalpatienten		
Klar	-209,62 ± 182,87	-250	-474/597	-433,26 ± 242,87	-496	-767/275
Gelb	-224,22 ± 161,18	-243	-474/291	-440,46 ± 254,97	-504	-808/262
	mICS vs. Kontrollgruppe			pICS vs. Kontrollgruppe		
Klar	116,38 ± 182,87	76	-148/923	139,74 ± 242,87	77	-194/848
Gelb	101,78 ± 161,18	83	-148/617	132,54 ± 254,97	69	-235/835
	mesopischer AULCSF			photopischer AULCSF		
Klar	1,51 ± 0,27	1,55	0,64/2,25	1,82 ± 0,22	1,81	1,21/2,30
Gelb	1,46 ± 0,28	1,49	0,64/2,00	1,77 ± 0,26	1,81	1,13/2,29

Tabelle 20: Die Ergebnisse der mICS und pICS im Vergleich mit den Normalpatienten und der Kontrollgruppe sowie des mesopischen und photopischen AULCSF.

6 Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde die erreichte Sehleistung elf verschiedener asphärischer Linsen, darunter fünf aberrationsfreier und sechs aberrationskorrigierender sowie einer sphärischen Kontrolllinse untersucht. Die wichtigste Zielgröße hierfür war die Sehschärfe (Visus). Für eine genauere Analyse wurde zusätzlich das Kontrastsehen unter mesopischen und photopischen Bedingungen untersucht.

Alle Augen erhielten eine komplette Biometrie (Zeiss IOL-Master). Zusätzlich wurde die sphärische Aberration (Hartmann-Shack-Sensor) prä- und postoperativ und das postoperative Kontrastempfinden (FACT/Optec 6500) getestet. Die Implantation der IOLs erfolgte durch zwei erfahrene Operateure nach der gleichen Operationsmethode. Demographische Werte, präoperative Biometrie und postoperative Werte wie Visus, sphärisches Äquivalent, Fehlrefraktion, sphärische Aberration und Kontrastempfindlichkeit wurden auf Unterschiede zwischen den verschiedenen Linsengruppen untersucht. Der Vergleich wurde jeweils für die Linsengruppen und deren Linsenuntergruppen durchgeführt und in den Kontext mit internationalen Studien gesetzt.

6.1 Vergleichbarkeit des Patientenkollektivs

Insgesamt war die Vergleichbarkeit der Untergruppen des Patientenkollektivs hinsichtlich Alters- und Geschlechtsstruktur sowie Biometrie und präoperativer Ergebnisse gewährleistet. Einige wenige Ausnahmen entstanden möglicherweise aufgrund der geringen Anzahl an Augen in den einzelnen Linsenuntergruppen.

6.1.1 Vergleichbarkeit der Alters- und Geschlechterstruktur

Die jeweiligen Linsengruppen zeigten eine für das Kollektiv der Kataraktpatienten typische Alters- und Geschlechterstruktur, welche sich nicht signifikant unterschied. Zwischen den Linsenuntergruppen wurden nur wenige signifikante Unterschiede festgestellt. Die Patienten mit einer Acri.Smart 46LC beispielsweise waren signifikant älter als die Patienten mit der Kontrolllinse. Hohberger et al. 2007 beschrieben eine geringere Kontrastempfindlichkeit mit zunehmendem Alter, daher könnte dies einen Einfluss auf die Untersuchungsergebnisse haben. In dieser Studie zeigte sich jedoch kein nachteiliger Effekt auf die Acri.Smart 46LC. Diese Linsenuntergruppe hatte innerhalb der AF IOLs sehr gute Werte und schnitt im Vergleich zur

Kontrolllinse in einigen mesopischen Ortsfrequenzen des Kontrastsehens signifikant besser ab. Bei einer ähnlicheren Alterstruktur dieser beiden Linsengruppen wären gegebenenfalls noch eindeutigere Ergebnisse denkbar.

6.1.2 Vergleichbarkeit der Biometrie und der präoperativen Ergebnisse

Bei der Analyse der präoperativen Werte waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Linsengruppen festzustellen. Innerhalb der Linsengruppen waren einige signifikante Unterschiede beim Vergleich des keratometrischen Astigmatismus, des präoperativen Visus, der Zielrefraktion und der IOL-Stärke aufgetreten (siehe 5.1.3). Relevant für die vorliegende Arbeit waren die Unterschiede des präoperativen Visus. Die Acri.Smart 46LC Linsenuntergruppe hatte einen signifikant geringeren präoperativen Visus logMAR als die Akreos Adapt AO Gruppe, der sich in den postoperativen Werten jedoch nicht mehr signifikant unterschied. Innerhalb der AK Linsengruppe zeigte die PY-60AD einen signifikant höheren präoperativen Visus logMAR als die XL Stabi ZO. Diese Unterschiede liegen vermutlich an der kleinen Patientenzahl der Linsenuntergruppen. Der hohe präoperative Visus logMAR der PY-60AD ist möglicherweise eine Ursache der vergleichbar geringeren postoperativen Dezimalvisus- und Kontrastsehwerte im Vergleich zur XL-Stabi ZO.

6.2 Visuelle Qualität

Das erreichte funktionelle Ergebnis kann durch den Visus quantifiziert werden. Eine genauere Beurteilung erlaubt die Bestimmung der Kontrastempfindlichkeitsfunktion (contrast sensitivity function, CSF). In der vorliegenden Studie wurden die Ergebnisse der Linsengruppen und -untergruppen bezüglich des Visus und des Kontrastsehens verglichen, um Unterschiede herauszuarbeiten.

6.2.1 Visus

Die prä- und postoperativen Visuswerte der Linsengruppen wurden verglichen, damit Veränderungen bezüglich des Visus quantifiziert werden können. Um eine Abhängigkeit des Visus vom Linsendesign aufzudecken, wurden zudem die postoperativen Werte der Linsengruppen und -untergruppen gegenübergestellt. In der vorliegenden Studie lagen sehr gute postoperative Ergebnisse des Visus der getesteten Linsen vor. Ein Einfluss des optischen Designs auf den Visus wurde nicht nachgewiesen. Es zeigte sich wie zu erwarten eine deutliche

Verbesserung der präoperativen zu den postoperativen Werten der Patienten bei allen getesteten IOL-Gruppen.

Visus im Vergleich der Linsengruppen

Der postoperative Fernvisus der drei Linsengruppen (AF: $0,06 \pm 0,1$ [0,05] logMAR, sphärisch: $0,06 \pm 0,07$ [0,05] logMAR, AK: $0,05 \pm 0,07$ [0,0] logMAR) ist vergleichbar mit Ergebnissen aktueller internationaler Studien (Trueb et al. 2009, Lin et al. 2008, Thiagarajan et al. 2011, Kim et al. 2008, Mester et al. 2010, Yu et al. 2009).

Abbildung 44 stellt die präoperativen und postoperativen Werte des Fernvisus logMAR dar. Es zeigte sich eine deutliche Verbesserung des Visus und eine verminderte Streuung der Einzelwerte zwischen den prä- und postoperativen Werten. Die Ergebnisse des postoperativen Visus der Linsengruppen unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Somit scheint das asphärische Linsendesign, ob aberrationsfrei oder -korrigierend, keinen signifikanten Einfluss auf den postoperativen Visus zu haben. Dieses Ergebnis bestätigen zahlreiche internationale Studien (AF vs. AK: Nabh et al. 2009 und Lee et al. 2011; AF vs. Sphärisch: Santhiago et al. 2010 und Choi et al. 2009; AK vs. Sphärisch: Nanavaty et al. 2012 und Lin et al. 2008). Nur wenige Studien, wie beispielsweise Thiagarajan et al. 2011 und Bellucci et al. 2005 beschreiben einen signifikanten Unterschied einer asphärischen gegenüber einer sphärischen IOL, wobei Thiagarajan et al. 2011 keinen klinisch relevanten Effekt des signifikanten Visusunterschiedes feststellten.

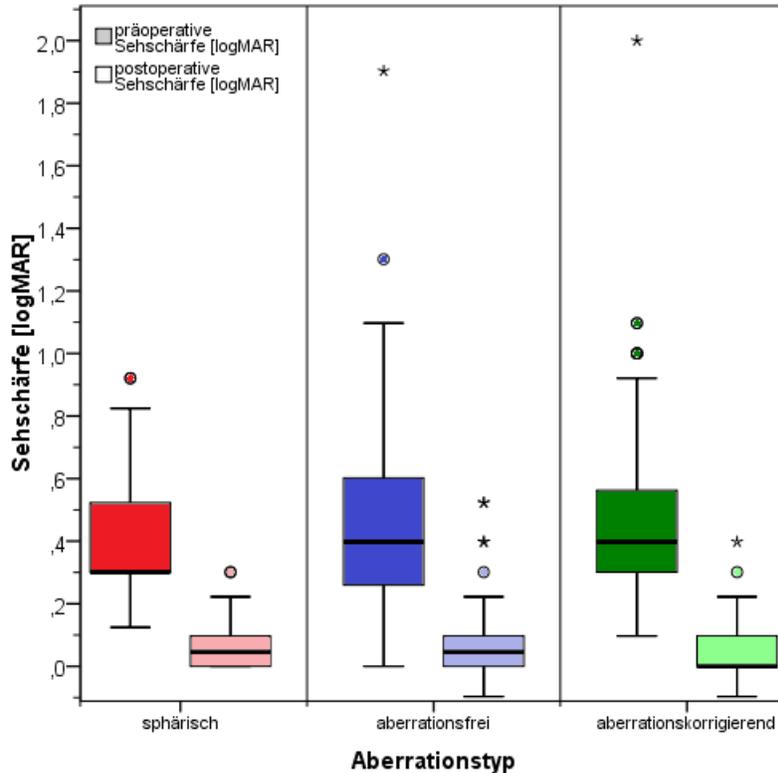


Abbildung 44: Der prä- und postoperative Fernvisus logMAR der Linsengruppen.

Visus im Vergleich der Linsenuntergruppen

Der postoperative Visus der Linsenuntergruppen lag zwischen $0,03 \pm 0,05$ und $0,08 \pm 0,12$ logMAR. Der Vergleich der prä- und postoperativen Ergebnisse zeigte wie auch bei den Linsengruppen eine Visusverbesserung und eine verminderte Streuung der Werte (Abbildung 45).

Die Werte des Visus innerhalb der AF Gruppe lagen zwischen $0,079 \pm 0,12$ und $0,05 \pm 0,06$ [0,1 und 0,0] logMAR. Die Visuswerte der AF Linsenuntergruppen zeigten nur geringe und nicht signifikante Unterschiede. Dies ist mit internationalen Studien vergleichbar (Nochez et al. 2010, Santhiago et al. 2010, Thiagarajan et al. 2011, Choi et al. 2009, Lee et al. 2011, Nabh et al. 2009).

In der AK Gruppe ergaben sich im Vergleich zur AF Gruppe geringfügig bessere Ergebnisse mit Visuswerten zwischen $0,07 \pm 0,06$ und $0,03 \pm 0,05$ [0,05 und 0,0] logMAR. Insbesondere die Acri.Smart 36A, die Tecnis und die XL Stabi ZO zeigten sehr gute Ergebnisse (Mittelwert $< 0,04$

[0,0] logMAR). Die Werte der AK Linsenuntergruppen sind vergleichbar mit internationalen Studien (Lee et al. 2011 und Nabh et al. 2009).

Die PY-60AD zeigte den höchsten Visus logMAR der AK Gruppe, wobei die Ergebnisse ($0,07 \pm 0,06$ logMAR) mit der Studie von Mester et al. 2010 ($0,1 \pm 0,1$ logMAR) vergleichbar sind. In der Studie wurde die optisch und technisch identische, nicht vorgeladene FY-60AD untersucht. Die PY-60AD unterschied sich signifikant von der Tecnis ($p = 0,016$) und der XL Stabi ZO ($p = 0,017$), die jeweils sehr gute Visuswerte erzielten. Der signifikant höhere Visus logMAR der PY-60AD gegenüber der XL Stabi ZO kann durch den bereits präoperativ signifikanten Unterschied erklärt werden. Die Tecnis Gruppe zeigte bereits präoperativ sehr gute Werte im Vergleich zur PY-60AD. Diese Werte unterschieden sich zwar nicht signifikant, könnten dennoch einen relevanten Einfluss auf die Ergebnisse des postoperativen Visus haben.

Die sphärische Kontrollgruppe lag mit Werten des Visus von $0,06 \pm 0,07$ [0,05] logMAR zwischen den beiden asphärischen Gruppen. Die Werte der SA60AT sind mit internationalen Studien vergleichbar. Die Mehrheit dieser Studien bestätigt das vorliegende Ergebnis, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen asphärischen und sphärischen Linsen hinsichtlich des Visus gibt (Kim et al. 2008, Lin et al. 2008, Tzelikis et al. 2007, Trueb et al. 2009, Nanavaty et al. 2009). Im Gegensatz dazu fanden Bellucci et al. 2005 einen signifikanten Unterschied im Vergleich der SA60AT mit der Tecnis Z9000, wobei diese Patienten wesentlich bessere Visusergebnisse mit der Tecnis IOL im Vergleich zu der vorliegenden Studie zeigten.

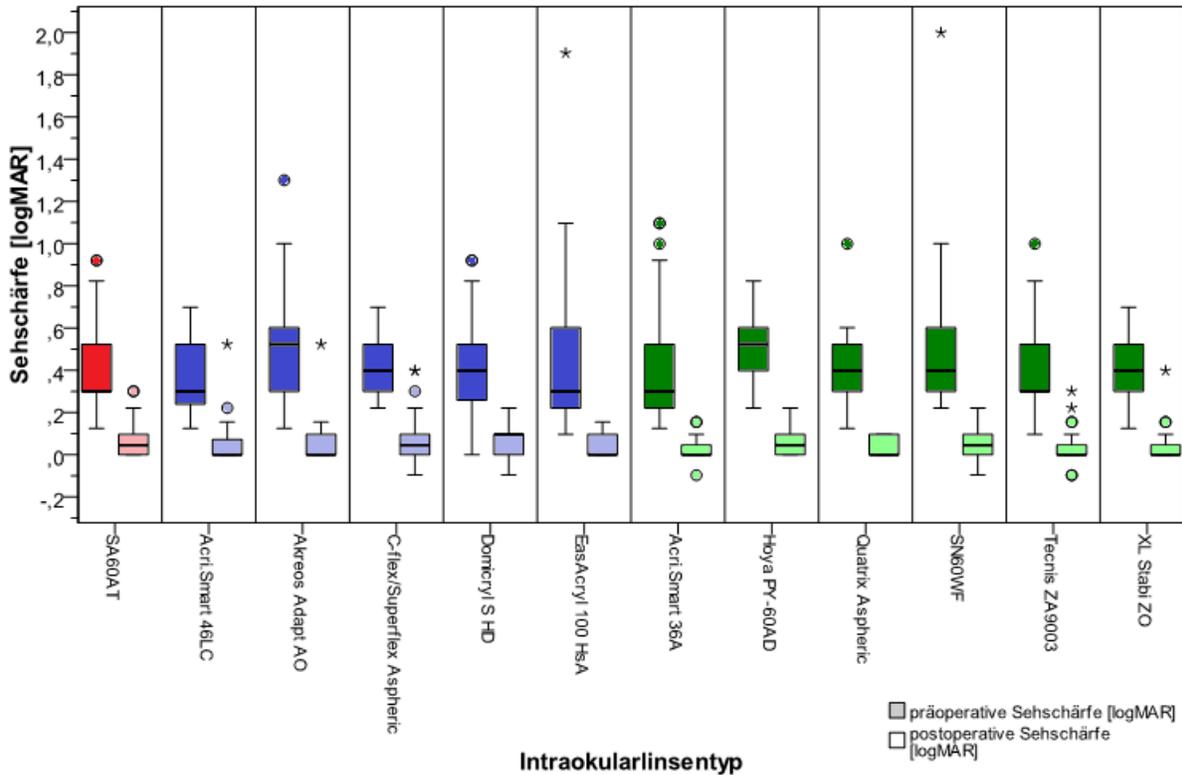


Abbildung 45: Der prä- und postoperative Fernvisus logMAR der Linsenuntergruppen.

6.2.1 Kontrastempfindlichkeit

Der Kontrast beschreibt einen Leuchtdichteunterschied, also den Unterschied zwischen hell und dunkel. Die Wahrnehmung und Erkennung dieses Unterschiedes ist die Kontrastempfindlichkeit (Bach et al. 2008) und diese ist eine wichtige Größe zur genauen Charakterisierung der Sehleistung des Auges. Ginsburg 2003 beschreibt den Visus als quantitativen Parameter des Sehens und das Kontrastsehen als qualitativen Parameter, welche somit eine genauere Einschätzung der Sehleistung ermöglicht. Um den Visus zu bestimmen werden schwarze Objekte auf weißem Grund angeboten, welche einen sehr starken Kontrast haben. Dies gibt jedoch nicht die Wirklichkeit des alltäglichen Sehens wieder, da diese nicht nur aus unterschiedlich großen, gleich stark kontrastierten Objekten besteht. Beim alltäglichen Sehen werden dem Auge sehr unterschiedliche Kontrastierungen angeboten. Würde sich die vorliegende Studie ausschließlich auf die Testung des Visus beschränken, wäre nur ein sehr geringer Anteil der tatsächlichen Sehleistung erfasst. Weder die Sehleistung bei geringen Kontrast gegenüber dem Hintergrund, noch bei schlechten Lichtverhältnissen, wie der Dämmerung werden vom Visus erfasst. Um Unterschiede der Sehleistung der Probanden mit den

verschiedenen Linsendesigns festzustellen, wurde daher zusätzlich zum Visus das Kontrastsehen unter mesopischen und photopischen Bedingungen untersucht.

Als Kontrastsehtest wurde der Functional Acuity Contrast Test (FACT) mit dem Optec 6500 gewählt, da bei diesem Testverfahren standardisierte Untersuchungsbedingungen wie Leuchtdichten und Abbildungsentfernung gegeben sind. Zudem erfolgt der Test mit Sinusgittern, den Ginsburg 2003 als Goldstandard bezeichnete und der die Standards des American National Standards Institutes zur Messung des Kontrastsehens erfüllt (Ginsburg 2006). Mit dem FACT werden die relevanten Ortsfrequenzen des Kontrastsehens und die Abstufungen der Kontrastsensitivität für die einzelnen Ortsfrequenzen erfasst (Ginsburg 2003). Eine vergleichsweise hohe Ratewahrscheinlichkeit von 33% pro Sehzeichen muss aufgrund des Einsatzes der Sinusgitter hingenommen werden. Im Vergleich dazu ist die Ratewahrscheinlichkeit pro Sehzeichen mit etwa 4% und unter 1% pro Kontraststufe beim Pelli-Robson Test sehr gering, da der Patient drei Buchstaben pro Kontraststufe richtig benennen muss. Buchstaben sind jedoch weniger geeignet zur Kontrastsehprüfung als Sinusgitter, da unterschiedliche Buchstaben bei gleicher Kontraststufe verschieden schwer zu erkennen sind (Ginsburg 2003). Zudem sind bei diesem Test keine konstanten Lichtbedingungen gegeben und der Test wird in der Regel nur unter photopischen Bedingungen durchgeführt (Bach et al. 2008). Ein weiterer Grund für die Anwendung des FACT/Optec6500 war, dass dieser häufig in internationalen Studien verwendet wurde und daher eine gute Vergleichbarkeit ermöglicht.

Kontrastsehen der Linsengruppen

Die Abbildungen 46 und 47 zeigen einen Überblick der Kontrastsehwerte der drei Linsengruppen. Auf diesen Abbildungen wird deutlich, dass die AK Linsengruppe die höchsten Werte in vielen mesopischen und photopischen Ortsfrequenzen aufweist, gefolgt von der AF und der sphärischen Linsengruppe. Die Werte der AK Gruppe waren gegenüber der sphärischen Gruppe bei den für das Sehen relevanten mittleren Ortsfrequenzen im mesopischen (3, 6 und 12 cpd) und photopischen Bereich (3 und 6 cpd) signifikant höher. Auch im Vergleich mit der AF Gruppe erreichte die AK Gruppe signifikant höhere Werte bei den mittleren mesopischen (3, 6 und 12 cpd) sowie mittleren und hohen photopischen Ortsfrequenzen (6 und 18 cpd).

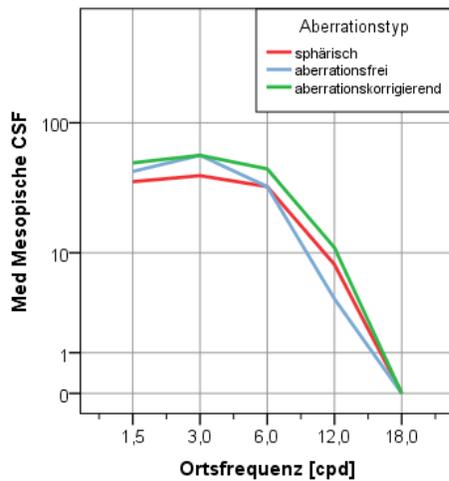


Abbildung 46: Der Median der Kontrastsehfunktion der Linsengruppen bei den getesteten Ortsfrequenzen unter mesopischen Bedingungen.

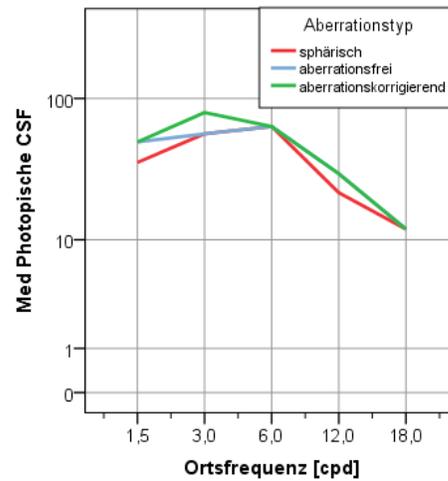


Abbildung 47: Der Median der Kontrastsehfunktion der Linsengruppen bei den getesteten Ortsfrequenzen unter photopischen Bedingungen.

Die Studienlage bietet ein uneinheitliches Bild bei den absoluten Kontrastsehwerten (Rocha et al. 2006, Pandita et al. 2007 und Yamaguchi 2011). Dies und die unterschiedlichen Kontrastsehtests erschwerten den Vergleich mit den vorliegenden Studienergebnissen. Die Werte von Rocha, der die SN60WF (AK) und die SN60AT (entspricht der sphärischen SA60AT mit Blaulichtfilter) untersuchte, lagen beispielsweise überwiegend unterhalb der Werte der vorliegenden Studie. Sie sind gut mit den Werten der vorliegenden Studie vergleichbar, da das Altersspektrum der Kataraktpatienten vergleichbar ist und der gleiche Kontrastsehtest angewandt wurde. Auch im Vergleich zur Studie von Yamaguchi 2011 (FACT/Ginsburg Box), der das Kontrastsehen der SN60WF, der ZA9003, der PY-60AD und der SN60AT verglich, ergab die vorliegende Studie insgesamt höhere Werte. Pandita et al. 2007 (CSV-1000 Vector Vision) untersuchten die SN60WF (AK), die SA60AT (sphärisch, klar) und die SN60AT (sphärisch, gelb) auf die erreichte Kontrastempfindlichkeit bei 3, 6, 12 und 18 cpd mesopisch und photopisch. Die Linsen erzielten im Vergleich zur vorliegenden Studie bei den mittleren Frequenzen (3 und 6 cpd) sehr ähnliche Werte und bei den höheren Frequenzen deutlich höhere Werte. Eine Ursache für das bessere Kontrastsehen kann das um circa 10-15 Jahre jüngere Patientenkollektiv von Pandita erklären.

Wie in der vorliegenden Arbeit, ergaben sich im Vergleich zwischen aberrationskorrigierenden und sphärischen IOLs in zahlreichen internationalen Studien signifikant höhere Kontrastwerte der aberrationskorrigierenden IOLs. Kim et al. 2008 (Optec 6500/FACT) verglichen die ZA9003

(AK) mit der SA60AT (sphärisch), wobei die aberrationskorrigierende IOL signifikant höhere Werte bei den niedrigen und mittleren mesopischen (1,5 bis 6 cpd) sowie bei den mittleren photopischen Ortsfrequenzen (3 und 6 cpd) hatte. Trueb et al. 2009 (Optec 6500/FACT) fanden beim Vergleich der SN60WF mit der SN60AT signifikante Unterschiede bei 6, 12 und 18 cpd unter photopischen und 3, 6, 12 und 18 cpd unter mesopischen Bedingungen. Auch Nanavaty et al. 2009 (Optec 6500/FACT) verglichen die SN60WF mit der SN60AT und fanden signifikant höhere Werte der aberrationskorrigierenden IOL bei 3, 6 und 12 cpd unter mesopischen Bedingungen. Viele weitere Studien kamen zu ähnlichen Ergebnissen (Tzelikis et al. 2007, Pandita et al. 2007, Rocha et al. 2006, Takmaz et al. 2009, Awwad et al. 2008, Kohnen et al. 2009, Bellucci et al. 2005). Einige Studien hingegen fanden keinen signifikanten Unterschied, wobei van Gaalen et al. 2010 und Kurz et al. 2007 ausschließlich unter photopischen Bedingungen gemessen haben. Mögliche mesopische Unterschiede blieben damit unentdeckt.

Die vorliegende Studie unterstreicht die Mehrzahl der Ergebnisse aus internationalen Studien, die einen Vorteil der aberrationskorrigierenden Linsen belegt. Dies ist aufgrund des aberrationskorrigierenden Linsendesign und der damit verminderten sphärischen Aberration zu erklären. Besonders deutlich wird dieser Vorteil bei mesopischen Testbedingungen, da die sphärische Aberration mit der Pupillengröße zunimmt und somit die aberrationskorrigierende Linsen ihre Wirkung zeigen können. Ein Einsatz von aberrationskorrigierenden IOLs kann hinsichtlich des Kontrastempfindens empfohlen werden.

Internationale Studien zum Vergleich aberrationsfreier und sphärischer Linsendesigns zeigen im Kontrastsehen überwiegend keinen signifikanten Unterschied (Choi et al. 2009 und Thiagarajan et al. 2011). Auch in diese Studie konnte kein Vorteil des aberrationsfreien Linsendesigns hinsichtlich des Kontrastsehens gegenüber sphärischen Linsendesigns nachgewiesen werden.

Die Studienlage zum Vergleich des Kontrastsehen zwischen aberrationskorrigierendem und aberrationsfreiem Linsendesign ist hingegen nicht eindeutig. Lee et al. 2011 (ACV System) stellten zwischen der Z9003 (AK) und der Akreos Adapt AO (AF) zwei Monate nach der Kataraktoperation keinen Unterschied fest. Nach sechs Monaten wurde mesopisch bei der Ortsfrequenz 3 cpd und photopisch bei den Ortsfrequenzen 3 und 4,8 cpd signifikant höhere Werte der Z9003 im Vergleich zur Akreos Adapt AO ermittelt. Nabh et al. 2009 (Pelli Robson Test) stellten keinen signifikanten Unterschied zwischen der aberrationskorrigierenden Z9003,

der SN60WF und der Akreos Adapt AO fest. Auch Johansson et al. 2007 fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen der Tecnis Z9003 und der Akreos Adapt AO. Die Nachuntersuchung der beiden letzteren Studien fand nach etwa drei Monaten statt. Eine Veränderung der Ergebnisse hätte sich, wie bei Lee et al. 2011, möglicherweise erst zu einem späteren Untersuchungszeitpunkt gezeigt. In der vorliegenden Studie waren nach etwa drei Monaten die Werte der AK Gruppe im Vergleich zur AF Gruppe signifikant höher. Ein Grund kann in der größeren Patientenzahl der vorliegenden Studie liegen, die die Ergebnisse möglicherweise eindeutiger und früher erkennbar macht. Interessant wäre daher auch ein erneuter Kontrastsehtest nach sechs Monaten, um mögliche weitere Veränderungen zu erkennen.

Kontrastempfindlichkeit der Linsenuntergruppen

Einen Überblick der Mediane der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen zeigen die Abbildungen 48 und 49 für die einzelnen aberrationsfreien IOLs sowie die Abbildungen 50 und 51 für die einzelnen aberrationskorrigierende IOLs. Die sphärische Kontrollgruppe ist in den Abbildungen 46 und 47 dargestellt.

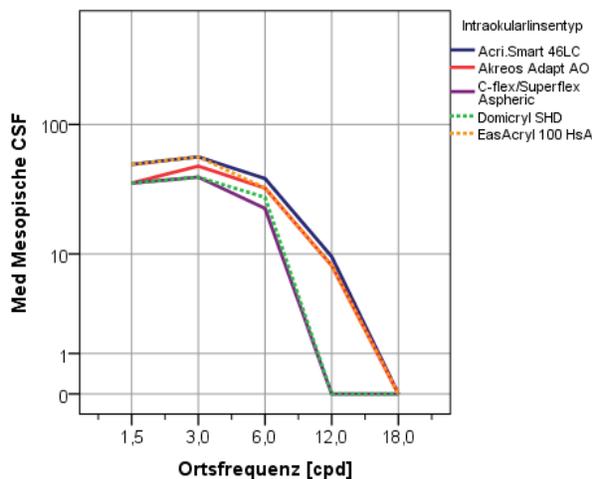


Abbildung 48: Der Median der mesopischen Kontrastfunktion der aberrationsfreien IOLs.

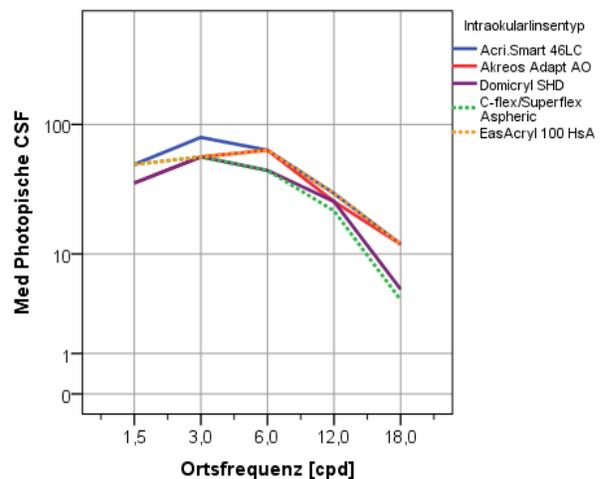


Abbildung 49: Der Median der photopischen Kontrastfunktion der aberrationsfreien IOLs.

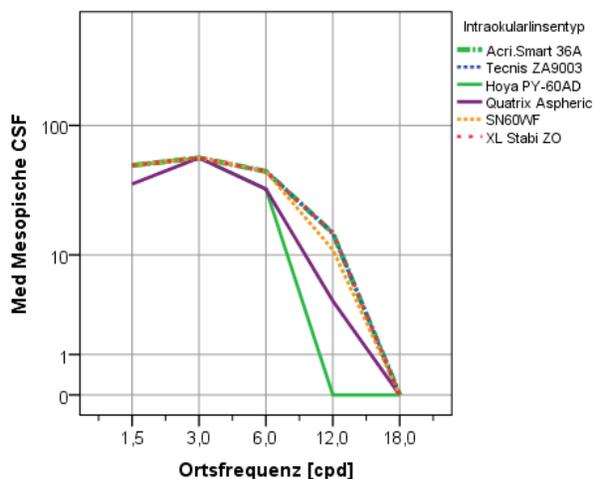


Abbildung 50: Der Median der mesopischen Kontrastfunktion der aberrationskorrigierenden IOLs.

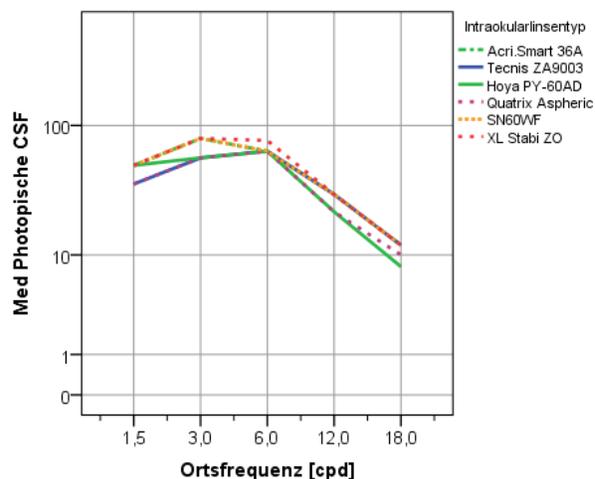


Abbildung 51: Der Median der photopischen Kontrastfunktion der aberrationskorrigierenden IOLs.

Innerhalb der aberrationsfreien Linsengruppe ist die Acri.Smart 46LC hervorzuheben. Diese unterschied sich signifikant bei wichtigen mesopischen Ortsfrequenzen im Vergleich zur Domicryl (m3, m6 und m12) und zur C-flex/Superflex (m1,5, m3 und m6). Zusätzlich wurden im Vergleich zur sphärischen Linse signifikant höhere Werte der Acri.Smart 46LC bei einigen mesopischen Ortsfrequenzen (1,5, 3 und 18 cpd) festgestellt. Die Acri.Smart 46LC verfügt als einzige der aberrationsfreien IOLs über eine Plattenhaptik, welche gegebenenfalls über eine besondere Stabilität gegenüber einer Dislokation verfügt und somit ein gutes Kontrastsehen ermöglicht. Dieser Effekt wird in einer weiteren Arbeit genauer betrachtet. Eine weitere mögliche Erklärung liegt in der Beschaffenheit der Optik, welche mit einer hydrophoben Oberfläche ausgestattet ist. Diese kann zu einer Reduktion der Nachstarbildung führen (Kugelberg et al. 2006) und somit zu einem besseren visuellen Ergebnis.

Der Vergleich der aberrationskorrigierenden Linsengruppen zeigte signifikante Unterschiede nur in einzelnen Ortsfrequenzen. Es ist davon auszugehen, dass dies auf das Kontrastsehen des Patienten insgesamt nur geringen oder keinen Effekt hat. Internationale Studien zum Vergleich der Z9003 und der SN60WF liegen vor (Lee et al. 2011, Nabh et al. 2009). Nabh et al. 2009 stellten ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden AK IOLs dar. Dies gilt auch für Lee et al. 2011 nach einem Zeitraum von zwei Monaten. Bei einem erneuten Test nach sechs Monaten erreichte die Z9003 signifikant höhere Werte als die SN60WF in den Ortsfrequenzen 3 cpd mesopisch und 3 und 4,8 cpd photopisch. Bei einem einheitlichen Nachuntersuchungszeitraum könnte das Bild homogener ausfallen.

Im Vergleich der aberrationskorrigierenden Linsenuntergruppen zur sphärischen Kontrolllinse zeigten alle Untergruppen signifikant höhere Kontrastsehwerte in einer oder mehreren Ortsfrequenzen (5.3.7). Auch zahlreiche internationale Studien konnten signifikante Unterschiede zwischen AK IOLs und sphärischen Linsen darstellen. Betrachtet man die Ergebnisse zur ZA9003, beschreiben Kim et al. 2008 (Optec/FACT) signifikante bessere Werte im Vergleich mit der SA60AT (1,5 bis 6 cpd mesopisch, 3 und 6 cpd photopisch). Ohtani et al. 2009 (CSV-1000) stellten hingegen keinen signifikanten Unterschied im Vergleich der ZA9003 mit der sphärischen AR40e unter mesopischen und photopischen Bedingungen fest. Die Nachuntersuchung fand nach nur einem Monat statt, was die Aussagekraft reduziert. Auch van Gaalen et al. 2010 (VSG/HACSS) stellten keinen signifikanten Unterschied fest, jedoch wurden nur die photopischen Ortsfrequenzen 3 und 6 cpd getestet. Die Datenlage zur SN60WF ist eindeutiger, da alle der folgenden Studien signifikante Unterschiede feststellten. Trueb et al. 2009, Nanavaty et al. 2009 und Rocha et al. 2006 prüften die Kontrastempfindlichkeit mit dem Optec 6500 und FACT und verwendeten die SN60AT. Sie erhielten signifikante Unterschiede bei 3 cpd (mesopisch, Rocha et al. 2006), 3 bis 12 cpd (mesopisch, Nanavaty et al. 2009) und 6 bis 18 cpd (photopisch) sowie 3 bis 18 cpd (mesopisch, Trueb et al. 2009). Dies bestätigt unsere Ergebnisse mit signifikanten Ergebnissen bei 1,5 bis 6 cpd mesopisch. Weitere Studien kommen zu ähnlichen Ergebnissen (Awwad et al. 2008, Kohnen et al. 2009, Tzelikis et al. 2007, Pandita et al. 2007, Takmaz et al. 2009).

Betrachtet man die Ergebnisse dieser Studie, dann kann man von einem verbesserten Kontrastsehen der aberrationskorrigierenden gegenüber sphärischen und aberrationsfreien IOLs ausgehen. Einzelne aberrationsfreie IOLs, wie die Acri.Smart 46LC bilden jedoch eine Ausnahme, da sie vergleichbar gute Kontrastsehwerte zeigten.

Index of Contrast Sensitivity (ICS)

Ein Vergleich der verschiedenen Linsendesigns anhand der fünf mesopischen und photopischen Werte des FACT ist aufwändig und unübersichtlich, da insgesamt zehn Werte betrachtet werden müssen. Aus diesem Grund wurde zusätzlich die Berechnung des mICS und pICS nach Haughom und Strand 2013 durchgeführt. Der ICS wurde zum einen mit den Referenzwerten einer phaken Normalpopulation und zum anderen mit den Werten der Kontrollgruppe berechnet. Somit können unsere Ergebnisse der unterschiedlichen Linsendesigns in Kontext zu gesunden,

jungen Probanden und zusätzlich zu einer sphärischen Standardlinse gebracht werden. Die veröffentlichten Daten von Haugom, Strand (2013) dienten als Referenzwerte. Die Werte lagen für den mICS zwischen -386 und 606 und für den pICS zwischen -679 und 294. Der Median ist für beide Werte jeweils 0.

Die mICS und die pICS Werte der Linsengruppen sind im Vergleich zur Normalpopulation und zur Kontrollgruppe in den Abbildungen 52 und 53 dargestellt. Im Vergleich mit der Normalgruppe lagen die Werte innerhalb der Referenzwerte von Haugom und Strand. Wie zu erwarten waren die Werte deutlich unterhalb der Nulllinie und somit unterhalb der durchschnittlichen Werte der Normalgruppe. Eine Erklärung liegt in unserer wesentlich älteren Studienpopulation (73 vs. 22 Jahre), da die Kontrastempfindlichkeit mit dem Alter abnimmt (Hohberger et al. 2007). Ein weiterer Grund sind sehr hohe Visuswerte der Normalgruppe von Haugom mit einem binokularen Visus von mindestens 1,2 bei 95% der Probanden im Vergleich zu einem Median des monokularen Visus von 0,9 bei dieser Studie. Kromer et al. 2013 beschrieben eine direkte Abhängigkeit der Kontrastsensitivität vom Visus. Zudem ist das monokulare Kontrastsehen, das in der vorliegenden Studie getestet wurde, wesentlich geringer als das von Haugom getestete binokulare Kontrastsehen. Laut Campbell, Green 1965 unterscheidet es sich um den Faktor $\sqrt{2}$. Pardhan und Gilchrist 1990 zeigten, dass bei 6 cpd das binokulare im Vergleich zum monokularen Kontrastsehen um 42% höher lag. Neuere Publikationen (Meese et al. 2006, Meese, Summers 2012, Blake, Wilson 2011) vertreten die Ansicht, dass das binokuläre Sehen ein komplexes Zusammenspiel beider Augen darstellt und von zahlreichen Faktoren abhängig ist. Somit scheint es unmöglich das monokulare in das binokulare Sehen mithilfe eines einfachen Faktors umzurechnen. Daher wären Vergleichswerte einer Normalgruppe mit monokularem Testverfahren notwendig.

Die ICS Werte der Linsengruppen mit der Kontrolllinse als Referenzgruppe lagen nahe der Nulllinie (Kontrollgruppe) oder in einem gering positiven Bereich (AF und AK Gruppe). Der Vergleich der Linsengruppen untereinander ergab die höchsten Werte der AK Gruppe, gefolgt von der AF Gruppe (Tabelle 17). Beide Gruppen konnten eine Verbesserung gegenüber der Kontrollgruppe aufweisen, gekennzeichnet an den positiven ICS Werten. Signifikant höher als die entsprechenden Werte der AF und Kontrollgruppe waren die mICS und pICS der AK Gruppe, wobei der Unterschied zwar signifikant, doch gering war. Hingegen unterschieden sich

die mICS und pICS der AF und Kontrollgruppe nicht signifikant. Dieses Ergebnis stimmt mit der Auswertung der FACT Einzelwerte überein.

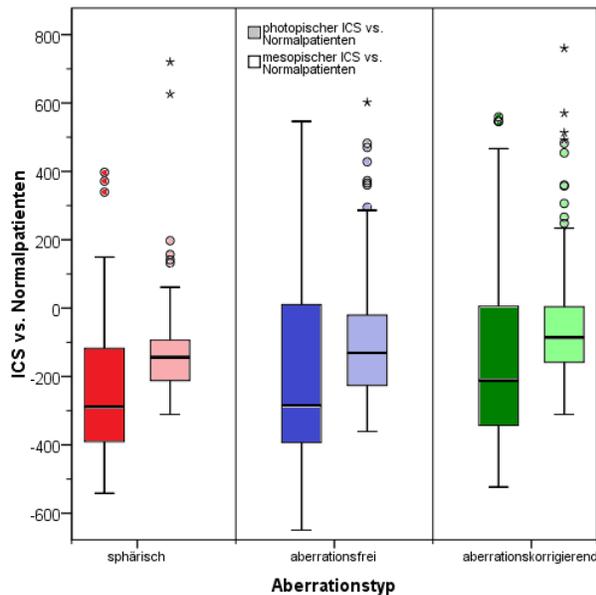


Abbildung 52: Der pICS und mICS der Linsengruppen mit dem Normalkollektiv als Referenzgruppe.

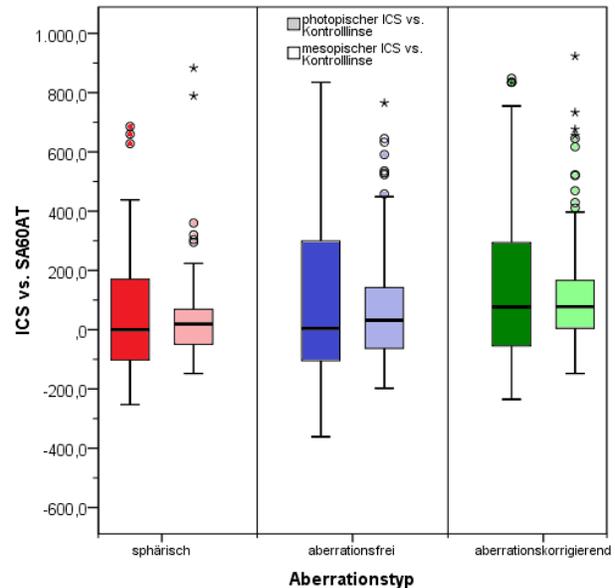


Abbildung 53: Der pICS und mICS der Linsengruppen mit der Kontrollgruppe als Referenzgruppe.

Bei Betrachtung von Abbildung 54 wird deutlich, dass die mICS und die pICS Werte der Linsenuntergruppen im Vergleich mit der Normalgruppe stark im negativen Bereich, also deutlich unterhalb des Median der Normalgruppe lagen. Im Vergleich mit der Kontrollgruppe (Abbildung 55) lagen die Werte tendenziell im positiven Bereich und wesentlich näher an der Nulllinie.

Innerhalb der AK Gruppe erreichten die Acri.Smart 36A, die Tecnis und die XL Stabi ZO die besten Werte der mICS und der pICS, gefolgt von der SN60WF, der PY-60AD und der Quatrix. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich der einzelnen Ortsfrequenzen des Kontrastsehens waren signifikante Unterschiede zu finden, welche sich jedoch auf einige Ortsfrequenzen beschränkten.

Innerhalb der AF Gruppe waren die Ergebnisse wesentlich inhomogener im Vergleich zur AK Gruppe. Die Acri.Smart 46LC schnitt hinsichtlich der mICS und der pICS am besten ab, gefolgt von der EasAcryl, der Akreos Adapt AO, der Domicryl und der C-flex/Superflex. Die Acri.Smart 46LC hatte den mICS betreffend signifikant höhere Werte als die Domicryl und die

C-flex/Superflex. Dies deckt sich mit den Ergebnissen des Kontrastsehens der einzelnen Ortsfrequenzen. Die Werte der Akreos Adapt AO und der EasAcryl, die sich jeweils in nur einer Ortsfrequenz signifikant unterschieden, zeigten beim ICS keine signifikanten Unterschiede.

Im Vergleich zur Kontrollgruppe hatten die aberrationsfreie Acri.Smart 46LC und die folgenden aberrationskorrigierenden Linsenuntergruppen einen signifikant höheren mICS: Acri.Smart 36A, Tecnis, SN60WF und XL Stabi ZO. Die XL Stabi ZO unterschied sich auch hinsichtlich des pICS. Diese AK IOL Untergruppen hatten jeweils signifikante Unterschiede in einigen Ortsfrequenzen, woraus sich nun signifikant unterschiedliche ICS Werte ergaben. Eine Ausnahme bilden die Quatrix und die ZA9003, die sich in einer beziehungsweise zwei Ortsfrequenzen signifikant von der sphärischen Kontrollgruppe unterschieden, was sich jedoch nicht in signifikant unterschiedlichen ICS Werten widerspiegelte.

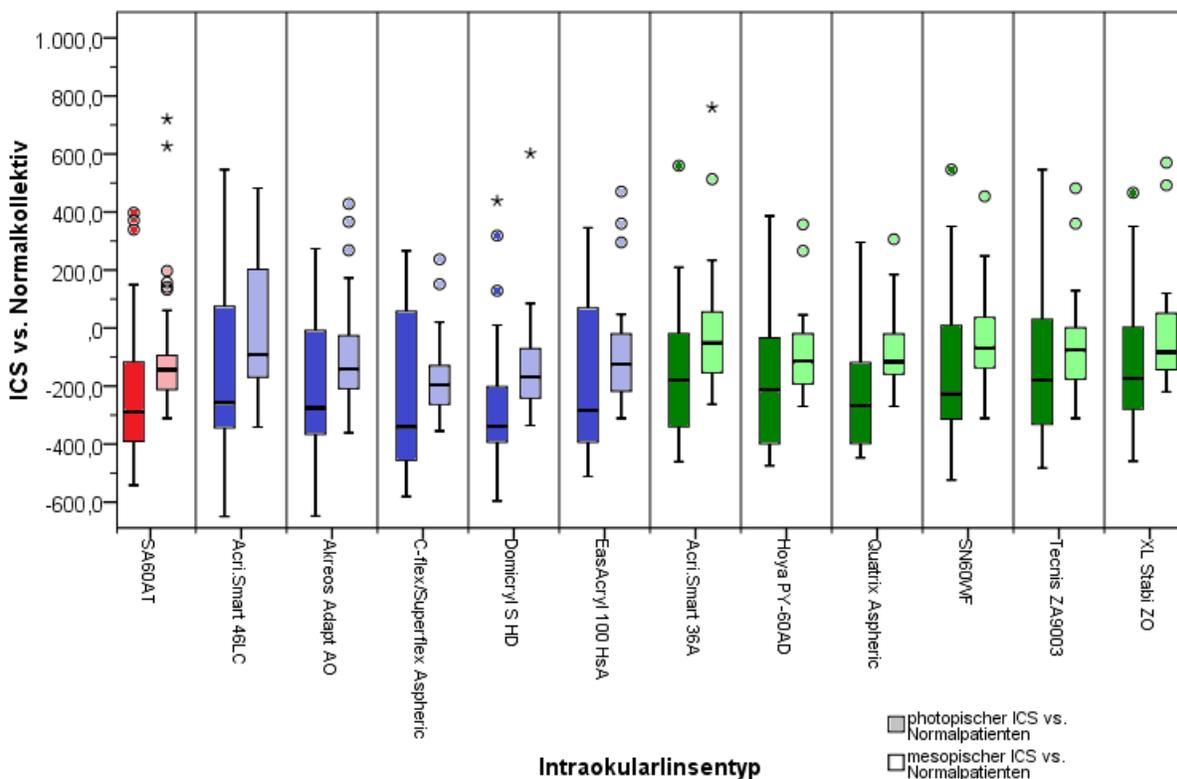


Abbildung 54: Der pICS und der mICS der Linsenuntergruppen mit dem Normalkollektiv als Referenzgruppe.

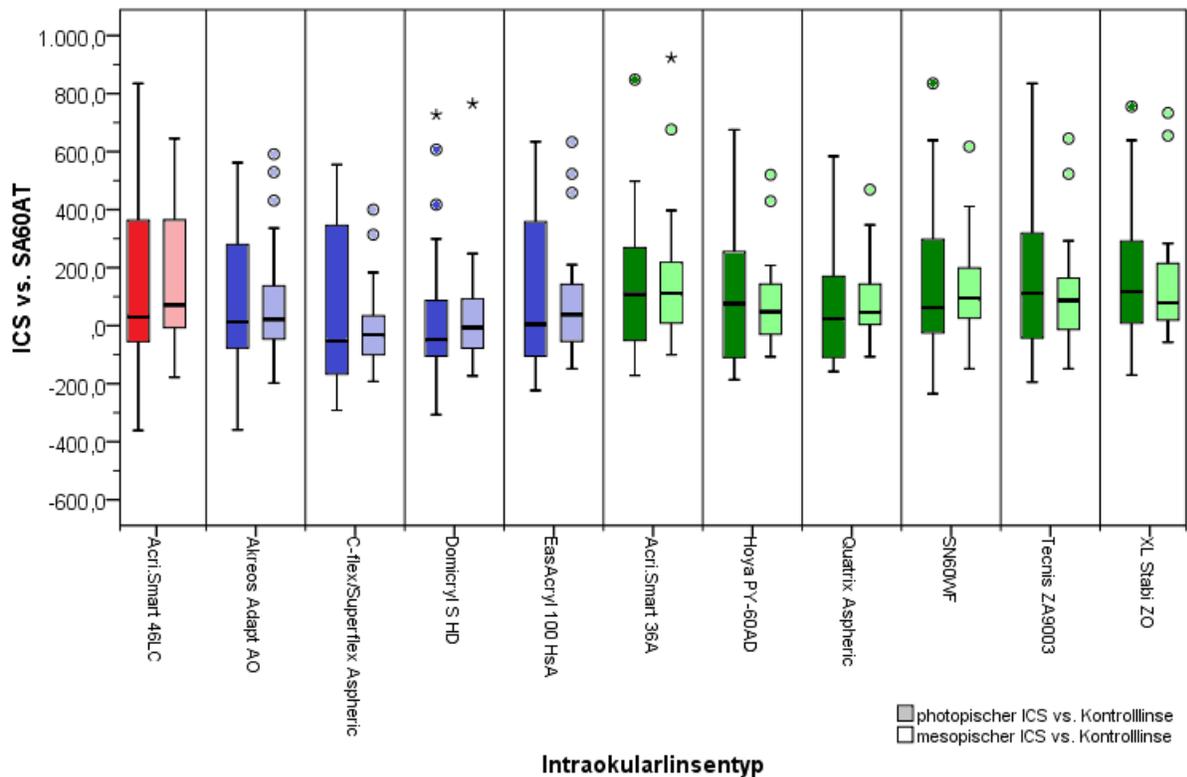


Abbildung 55: Der pICS und der mICS der Linsenuntergruppen mit der Kontrollgruppe als Referenzgruppe.

Area under the log Contrast Sensitivity Function (AULCSF)

Die AULCSF fasst die fünf getesteten Ortsfrequenzen zu einem mesopischen und photopischen Wert zusammen, indem die Fläche unter der logarithmierten Kontrastempfindlichkeitskurve berechnet wird. Der Vergleich der mesopischen zur photopischen AULCSF zeigt eine deutliche Zunahme der Werte der Linsengruppen (Abbildung 56) und Linsenuntergruppen (Abbildung 57). Somit nimmt erwartungsgemäß die Kontrastempfindlichkeit von mesopischen zu photopischen Bedingungen zu. Zudem ist zu erkennen, dass die Werte der mesopischen und photopischen AULCSF der AK im Vergleich zur AF und zur sphärischen Linsengruppe deutlich höher sind. Dies zeigte sich auch in der signifikanten Überlegenheit der AK Linsengruppe im Vergleich mit der AF und der sphärischen Linsengruppe in den mesopischen und photopischen Werten. Zwischen der AF und der Kontrollgruppe bestand hingegen kein signifikanter Unterschied. Innerhalb der AF Linsenuntergruppe unterschied sich die Acri.Smart 46LC durch signifikant höhere mesopische Werte von der Domicryl und der C-flex/Superflex. Die XL Stabi ZO erreichte signifikant höhere mesopische Werte im Vergleich der AK Linsenuntergruppen mit der

Quatrix und der PY-60AD. Der Vergleich der Linsenuntergruppen mit der sphärischen Kontrolllinse ergab signifikant höhere mesopische Werte der Acri.Smart 36A, der SN60WF, der Tecnis und der XL Stabi ZO. Zusätzlich waren die photopischen Werte der Tecnis und XL Stabi ZO signifikant höher im Vergleich zur Kontrolllinse.

Hohberger et al. 2007 erhoben die AULCSF für unterschiedliche Altersgruppen. Die Altersgruppe über 60 Jahre zeigte eine mesopische AULCSF von $1,34 \pm 0,37$ [1,35] und eine photopische AULCSF von $1,53 \pm 0,29$ [1,48]. Diese Werte liegen deutlich unterhalb unserer durchschnittlichen Werte (mesopische AULCSF $1,427 \pm 0,327$ [1,453], photopische AULCSF $1,753 \pm 0,280$ [1,754]). Auch im Vergleich der Linsengruppen und -untergruppen zeigt sich dieses Resultat. Dies verdeutlicht die guten Ergebnisse der Patienten der vorliegenden Studie im Vergleich zu einer altersentsprechenden Patientengruppe ohne relevante Vorerkrankungen. Eine Ausnahme bilden lediglich die AF C-flex/Superflex und Domicryl, die in den mesopischen Werten unterhalb der Vergleichswerte Hohbergers blieben.

Der Vergleich der absoluten Werte der vorliegenden Studie mit Yamaguchi zeigt, dass die Werte der ZA9003 (mAULCSF: $1,48 \pm 0,31$ vs. $1,49 \pm 0,29$, pAULCSF: $1,83 \pm 0,23$ vs. $1,64 \pm 0,26$) und der SN60WF der vorliegenden Studie (mAULCSF: $1,50 \pm 0,29$ vs. $1,45 \pm 0,31$, pAULCSF: $1,80 \pm 0,26$ vs. $1,65 \pm 0,23$) mesopisch ähnlich und photopisch deutlich über den Werten von Yamaguchi lagen. Die Werte der PY60AD dieser Studie liegen mesopisch unterhalb und photopisch oberhalb der Werte von Yamaguchi (mAULCSF: $1,42 \pm 0,27$ vs. $1,51 \pm 0,25$, pAULCSF: $1,74 \pm 0,27$ vs. $1,65 \pm 0,23$). Die SA60AT hatte in der vorliegenden Studie einen ähnlichen mAULCSF und einen höheren pAULCSF im Vergleich zu Yamaguchi (mAULCSF: $1,38 \pm 0,29$ vs. $1,38 \pm 0,27$, pAULCSF: $1,73 \pm 0,22$ vs. $1,64 \pm 0,27$). In der vorliegenden Studie und der Studie von Yamaguchi zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den genannten AK IOLs und zwischen der PY-60AD und der sphärischen IOL. Im Vergleich mit der sphärischen Linse konnten wir im Gegensatz zu den Ergebnissen von Yamaguchi signifikante Unterschiede zum einen des mAULCSF der SN60WF, zum anderen des mAULCSF und des pAULCSF der Tecnis feststellen. Der Grund hierfür liegt in den deutlich höheren Werten der SN60WF und der ZA9003 in der vorliegenden Studie. Der kurze Zeitraum bis zur Nachuntersuchung von nur einem Monat in der Studie von Yamaguchi kann dafür die Ursache

sein. Das Kontrastsehen verändert sich über den Nachuntersuchungszeitraum und kann zu einem späteren Zeitpunkt höher sein, wie in der Studie von Lee et al. 2011 dargestellt.

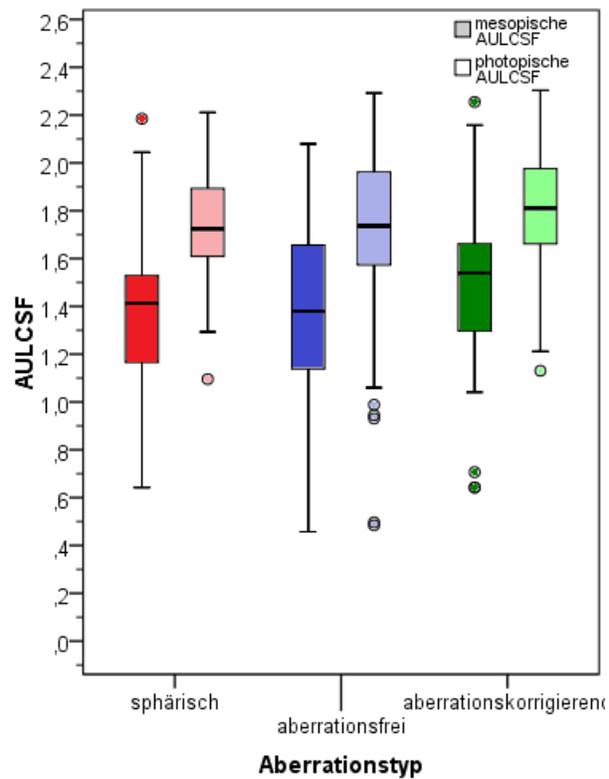


Abbildung 56: Die mesopische und die photopische AULCSF der Linsengruppen im Vergleich.

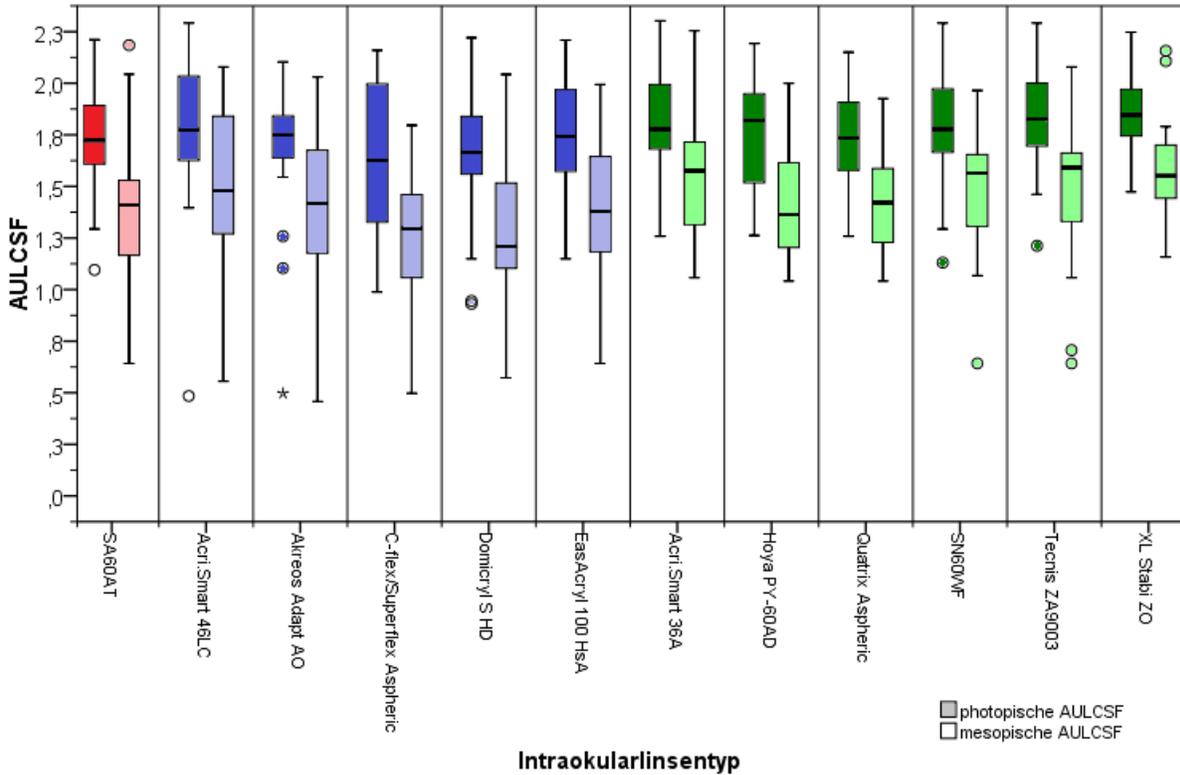


Abbildung 57: Die mesopische und die photopische AULCSF der Linsenuntergruppen.

6.2.2 Fazit der unterschiedlichen Berechnungsmethoden des Kontrastsehens

Alle Berechnungsmethoden zeigten eine deutlich höhere Kontrastsensitivität der AK Linsengruppe im Vergleich mit der sphärischen IOL und der AF Gruppe. Im Gegensatz dazu wurde kein Unterschied des Kontrastsehens zwischen AF und sphärischer Gruppe festgestellt. Die Acri.Smart 46LC bildete eine Ausnahme innerhalb der AF Linsenuntergruppe. Diese Linsenuntergruppe erreichte Werte, die vergleichbar mit der AK Linsengruppe waren. Sie schnitt als einzige AF Linsenuntergruppe signifikant besser als die sphärische Linsengruppe ab.

Im Vergleich der verschiedenen Berechnungsmethoden ergaben sich innerhalb der AK Linsengruppe größere Unterschiede. Während es keine signifikanten Unterschiede der ICS Werte gab, unterschieden sich die Werte der mAULSCF der XL Stabi ZO von der Quatrix und der PY-60AD. Die Werte der Quatrix und der PY-60 AD lagen in den meisten Ortsfrequenzen unterhalb der Werte der XL Stabi ZO, jedoch nur in einer signifikant. Dieses Gesamtergebnis wird nicht von dem ICS, sondern nur von der AULCSF erfasst.

Im Vergleich der asphärischen Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linse waren die mAULCSF Werte der Acri.Smart 36A und der SN60WF sowie die pAULCSF Werte der Tecnis und der XL Stabi ZO signifikant besser. Mit Ausnahme der Tecnis zeigten sich die gleichen signifikanten Unterschiede auch beim ICS. Bei der Acri.Smart 46LC war der mAULCSF Wert zwar höher, der mICS Wert jedoch signifikant höher im Vergleich zur sphärischen IOL. Die Einzelwerte des Kontrastsehens stellten, genauso wie der ICS Wert, signifikant höhere Werte der Acri.Smart 46LC (1,5, 6, 18 cpd mesopisch), der Acri.Smart 36A (3 bis 18 cpd mesopisch), der SN60WF (1,5 bis 6 cpd mesopisch) und der XL Stabi ZO (3 bis 12 cpd mesopisch und 3, 6 und 18 cpd photopisch) fest. Zusätzlich und somit im Gegensatz zum ICS und AULCSF hatte die Quatrix bei 3 cpd mesopisch einen signifikant höheren Wert im Vergleich zur SA60AT. Die Tecnis hatte bei einzelnen Ortsfrequenzen (6 und 12 cpd mesopisch) signifikant höhere Werte, dies wurde vom AULCSF bestätigt und vom ICS nicht erfasst. Diese Ergebnisse sind auf die unterschiedliche Gewichtung der Werte beim ICS und beim AULCSF zurückzuführen.

Die beiden Ansatzpunkte zur Berechnung des mesopischen und photopischen Kontrastsehens (ICS und AULCSF) korrelierten positiv miteinander ($p < 0,001$). Trotz der positiven Korrelation unterscheiden sich die Berechnungsmethoden und zum Teil die Ergebnisse aus den Vergleichen der Linsenuntergruppen. Die AULCSF spiegelt eine Gesamtbetrachtung des Kontrastsehens wider, da sie anhand der Fläche unter der Kontrastsehfunktion berechnet wird. Es werden somit Tendenzen berücksichtigt, wenn sich viele oder alle Werte stark in eine Richtung gehend von einer anderen Linsengruppe unterscheiden. Bei der Berechnung der AULCSF ist keine Gewichtung der Einzelwerte vorgesehen, wie dies beim ICS der Fall ist. Eine Gewichtung ist sinnvoll, da sich die Relevanz der Ortsfrequenzen für die Sehleistung deutlich unterscheidet. Der ICS kann daher vorteilhaft sein, wenn die subjektive Verbesserung der visuellen Qualität im Vordergrund und der Untersuchung steht.

Beide Formen der Berechnung des Kontrastsehens vereinfachen den Vergleich deutlich und machen dadurch eine übersichtliche und nachvollziehbare Darstellung möglich. Würden diese Werte zusätzlich zu den Einzelwerten berechnet werden, wäre die Vergleichbarkeit mit internationalen Studien vereinfacht.

6.3 Einflussfaktoren

6.3.1 Nachuntersuchungszeitraum

Der Nachuntersuchungszeitraum der Linsengruppen unterschied sich nicht signifikant, wobei die Nachuntersuchung mit $70,41 \pm 23,95$ Tagen leicht oberhalb des geplanten Zeitraums von 8-10 Wochen stattfand. Zwischen den Linsenuntergruppen differierte der Nachuntersuchungszeitraum signifikant um bis zu 17 Tage. Die große Standardabweichung ist mit Schwierigkeiten in der Terminfindung zu erklären, da die Patienten aufgrund der medikamentösen Mydriasis eine Fahrgelegenheit benötigten.

Innerhalb der AF Linsenuntergruppe war der Nachuntersuchungszeitraum der Akreos Adapt AO signifikant kürzer als der der C-flex/Superflex, jedoch zeigten sich hinsichtlich der visuellen Qualität keine signifikanten Unterschiede. Innerhalb der AK Linsenuntergruppe war der Zeitraum bis zur Nachuntersuchung der Tecnis und der Quatrix signifikant kürzer als bei der PY-60AD. Dieser längere Nachuntersuchungszeitraum resultierte nicht in einer höheren visuellen Qualität. Dies liegt möglicherweise an den geringeren präoperativen Visuswerten im Vergleich mit den anderen AK IOLs.

Insgesamt ist der Nachuntersuchungszeitraum ein bedeutender Faktor, der den Vergleich mit internationalen Studien erschwert, denn die Ergebnisse sind davon abhängig. In der Studie von Lee et al. 2011 wurden beispielsweise postoperativ nach zwei Monaten keine, jedoch nach sechs Monaten signifikante Unterschiede bezüglich des Kontrastsehens festgestellt. Bei Nanavaty et al. 2009 und Tzelikis et al. 2007 veränderten sich die signifikanten Ergebnisse von der ersten zur zweiten Messung allerdings nicht. Nanavaty et al. 2012 konnten die Bildung von posteriorer Kapseltrübung nach über drei Monaten feststellen. Den Nachuntersuchungszeitraum festzulegen ist also kritisch, denn wird ein späterer Nachuntersuchungstermin gewählt, können Faktoren wie der Nachstar die Untersuchungsergebnisse beeinflussen. Untersucht man jedoch zeitnah zum Operationstermin, haben das Auge und das Nervensystem weniger Zeit sich an die neue Linse zu adaptieren und das optimale Sehergebnis kann eventuell noch nicht festgestellt werden. Daher wählten wir in dieser Studie einen Zeitraum bis zur Nachuntersuchung von acht bis zehn Wochen. In dieser Zeit sollte sich die Refraktion des Auges in der Regel stabilisiert und eine neuronale Adaptation stattgefunden haben. Zudem wird die Vergleichbarkeit mit internationalen Studien erleichtert, da in viele Studien ein ähnlicher Zeitraum vorlag (Nabh et al. 2009, Pandita

et al. 2007, Rocha et al. 2006, Sandoval et al. 2008, Trueb et al. 2009, Tzelikis et al. 2007, Bellucci et al. 2005).

6.3.2 Postoperativer Pupillendurchmesser

Der Pupillendurchmesser wurde unter skotopischen Lichtverhältnissen gemessen und betrug im Mittel $3,65 \pm 0,79$ mm [4 mm] bei einem Minimum von 2 mm und einem Maximum von 6 mm. Ein signifikanter Unterschied zwischen Linsengruppen und -untergruppen bestand nicht, daher ist kein Einfluss auf die Sehqualität zu erwarten. Der Pupillendurchmesser nimmt jedoch mit dem Alter ab (Winn et al. 1994), wodurch der Einfluss der sphärischen Aberration abnimmt. Somit wird der positive Effekt asphärischer IOLs durch die eingeschränkte Mydriasis älterer Patienten limitiert. Es kann also insgesamt von einem geringeren Effekt der asphärischen IOLs bei Patienten mit kleinerem Pupillendurchmesser ausgegangen werden.

6.3.3 Postoperative Fehlrefraktion

Die Fehlrefraktion zeigt keinen relevanten Einfluss auf die visuelle Funktion hinsichtlich des bestkorrigierten Visus und des Kontrastempfindens, da die Messungen grundsätzlich mit bester Brillenkorrektur durchgeführt wurden. Sie gibt jedoch Aufschluss über die Notwendigkeit einer Brille und die Genauigkeit der Vorhersage des postoperativen Ergebnisses.

Bei der Auswertung der Daten der vorliegenden Studie fiel eine signifikant geringere Fehlrefraktion der Kontrollgruppe im Vergleich zur asphärischen Linsengruppe auf. Innerhalb der asphärischen Linsenuntergruppen lagen einige signifikante Unterschiede vor (5.3.5), wobei die hohen Fehlrefraktionen der Quatrix, der Acri.Smart 46LC, der Akreos Adapt AO und der Domicryl auffällig waren. Der Grund für dieses Ergebnis liegt vermutlich in den großen Erfahrungswerten mit der Kontrolllinse und damit auch in den genaueren A-Konstanten im Vergleich zu asphärischen Linsen. Letztere waren zum Zeitpunkt der Studie neu auf dem Markt, weshalb bezüglich der Berechnungskonstanten noch Optimierungspotential bestand. Bei einigen Linsen wurden bereits verbesserte Berechnungskonstanten veröffentlicht.

6.3.4 Sphärische Aberration (Z4.0)

Theoretisch müsste die Abbildungsqualität bei fehlender SA optimal sein. Einige Studien zeigten jedoch einen Vorteil einer positiven SA von $0,1 \mu\text{m}$. Levy et al. 2005 untersuchten 70 Augen von 35 Probanden mit einem überdurchschnittlichem Visus und einem Durchschnittsalter von

24,3 ± 7,7 Jahren. Diese Patienten hatten eine positive SA von durchschnittlich 0,110 ± 0,077 µm bei einem Pupillendurchmesser von ≥ 6 mm. Zudem konnten Grimson et al. 2002 eine positive Korrelation zwischen einer höheren SA und Kontrastsensitivität bei jungen Pilotenschülern feststellen. Beiko 2007 wies ein verbessertes Kontrastsehen bei den Ortsfrequenzen 6 und 12 cpd unter mesopischen und photopischen Bedingungen unter einer verbleibenden SA von circa 0,1 µm mit einer aberrationskorrigierenden Tecnis IOL nach.

Da die durchschnittliche korneale SA circa +0,27 µm beträgt (+0,27 ± 0,02 µm Holladay et al. 2002 bzw. +0,274 ± 0,089 µm Beiko et al. 2007), lässt sich berechnen, wie groß die Kompensationswirkung der asphärischen IOLs durchschnittlich für ein optimales Ergebnis sein sollte. Eine wichtige Rolle spielt außerdem das Nervensystem, welches an den individuellen Wellenfrontfehler angepasst ist (Artal et al. 2003). Nach einer Veränderung des Wellenfrontfehlers, wie zum Beispiel durch eine Kataraktoperation, muss sich das Nervensystem zunächst adaptieren. Daher können sich die Ergebnisse von Kontrastsehprüfungen nach Kataraktoperation innerhalb einiger Wochen und Monate noch verbessern (Lee et al. 2011).

AK IOLs lassen sich in vollkorrigierende und teilkorrigierende Linsen unterteilen. Die AF IOLs induzieren keine zusätzliche SA, ihr Korrekturwert ist somit 0 µm. Die Unterschiede im Design der Asphärizität der Linsen zeigen sich deutlich bei der Betrachtung der totalen sphärischen Aberration bei enger und weiter Pupille (Abbildung 58). Bei enger Pupille ist die Wirkung der asphärischen Linsen eher gering ausgeprägt, daher lagen die Werte der AF und der AK Gruppen bei nativer Pupille sehr nahe zusammen (0,0182 ± 0,09471 [0,02] µm und -0,0183 ± 0,09450 [-0,015] µm). Die negative SA der AK IOLs erklärt die negativen Werte der SA der AK Gruppe. Die gering positive SA der AF Gruppe wird durch die neutrale SA der AF IOLs induziert. Die Kontrollgruppe wies erwartungsgemäß eine größere SA auf (0,1295 ± 0,18133 [0,0900] µm), da die sphärische IOL eine positive SA auch bei enger Pupille addiert.

Deutlicher werden die Unterschiede bei weiter Pupille. Die AK Linsengruppe hatte eine deutlich geringere SA als die AF und die sphärische Linsengruppe. Die negative SA der AK IOLs konnte einen großen Teil der positiven SA der Kornea kompensieren und erreichte so einen Wert von 0,1531 ± 0,29533 [0,15] µm. Die AF IOLs, die keine zusätzliche positive SA induzieren, erreichten Werte von 0,5010 ± 0,24673 [0,49] µm. Die Kontrollgruppe, die zusätzlich zur positiven kornealen SA eine positive SA induziert, hatte die höchsten Werte von

$0,7990 \pm 0,33525$ [0,86] μm . Die Linsengruppen unterschieden sich sowohl bei nativer, als auch bei weiter Pupille signifikant voneinander ($p = 0,0$).

Abbildung 58 zeigt den geringen Unterschied der SA der drei IOL Gruppen bei nativer Pupille. Im Gegensatz dazu zeigten sich größere Differenzen bei weiter Pupille. Die SA der AK Gruppe veränderte sich die unwesentlich, während die AF Gruppe eine stärkere und die sphärische Gruppe die stärkste Zunahme der SA erfährt. Der Vergleich der SA zwischen nativer und weiter Pupille der Linsenuntergruppen ist in Abbildung 59 dargestellt. Bei Betrachtung der Mediane der SA für die 6 mm weite Pupille der AF Linsenuntergruppen (0,46 bis 0,50 μm) ergab sich ein homogenes Bild ohne signifikante Unterschiede. Demgegenüber divergierten die Mediane der AK Linsenuntergruppen bei weiter Pupille mit Werten zwischen -0,01 μm (Tecnis) und 0,26 μm (XL Stabi ZO) stärker (Tabelle 9 und Abbildung 59). Folglich unterschied sich die Tecnis signifikant von den anderen AK Linsenuntergruppen. Zudem lag bei weiter Pupille ein signifikanter Unterschied zwischen der Quatrix mit relativ geringer SA (0,12 μm) und der XL Stabi ZO mit der höchsten SA (0,26 μm) der AK Linsenuntergruppen vor. Ursächlich für die inhomogenen Ergebnisse der AK Linsenuntergruppen sind möglicherweise die unterschiedlich negativen SA der Linsen, die von -0,18 der PY-60AD bis zu -0,27 der Tecnis reichten. Ein weiterer Grund liegt vermutlich in der großen Streuung der kornealen SA (Wang et al. 2003), die bei konstanter SA einer IOL wiederum breit gestreute postoperative Werte der totalen SA induzieren. Da die IOL dem Patientenauge randomisiert zugeteilt wurde, konnte die korneale SA des Auges nicht berücksichtigt werden. Dies stellt eine Limitation der Studie dar. Um dem entgegenzuwirken, könnte man die Linse auf die präoperativen Werte der kornealen SA abstimmen und eine IOL wählen, die eine gewünschte totale SA von beispielsweise +0,1 μm induziert.

Der Vergleich des Z4.0 Wertes der AF und AK Linsenuntergruppen mit der sphärischen Linse zeigte zwischen allen Linsen signifikante Unterschiede bei weiter Pupille ($p \leq 0,001$). Im Vergleich der Linsenuntergruppen war die Quatrix mit einem Median von 0,10 μm (nativ) und 0,12 μm (weit), sowohl bei nativer als auch bei weiter Pupille dem von Levy et al. 2005 und Grimson et al. 2002 angestrebten Wert von 0,1 μm am nächsten. Dies zeigte jedoch in der vorliegenden Arbeit keinen relevanten Einfluss im Vergleich zu den anderen aberrationskorrigierenden IOLs.

Der Vergleich der absoluten Werte bei rechnerisch weiter Pupille von 6 mm ergab im internationalen Vergleich höhere Werte der SN60WF unserer Studie ($0,208 \pm 0,208 \mu\text{m}$) mit Awwad et al. 2008 ($0,08 \pm -0,04 \mu\text{m}$), Kohnen et al. 2009 ($0,114 \pm 0,084 \mu\text{m}$), Lin et al. 2008 ($0,12 \pm 0,23 \mu\text{m}$) und Nanavaty et al. 2009 ($0,069 \pm 0,043 \mu\text{m}$). Jedoch war die SA der sphärischen Vergleichslinse in diesen Studien mit $0,33 \pm 0,20$ (Lin et al 2008) bis $0,598 \pm 0,121 \mu\text{m}$ (Kohnen et al. 2009) geringer als in der vorliegenden Studie mit $0,799 \pm 0,335 \mu\text{m}$. Daher ergibt sich sowohl in der vorliegenden als auch in den oben genannten Studien eine signifikant geringere SA der AK IOL im Vergleich zur sphärischen IOL. Ursächlich für die Abweichung der Werte können die unterschiedlichen Messgeräte sein (Kohnen und Lin: Zywave von Bausch und Lomb, Nanavaty: iTrace Dynamic Laser System von Tracey Technology). Außerdem wurde in den genannten Studien die Implantation der IOLs ohne vorangegangene Topographie durchgeführt, daher fehlt auch hier die Abstimmung von kornealer SA und SA der IOL. Ein weiterer Grund können die kleinen Patientenzahlen sein, die keine Normalverteilung der kornealen SA sicherstellen. Der Vergleich der absoluten Werte der Tecnis ($-0,098 \pm 0,316 \mu\text{m}$) zeigt ähnliche Werte mit der Studie von Kim et al. 2008 ($-0,072 \pm 0,25 \mu\text{m}$ mit iTrace), die auch zu einem signifikant höheren Ergebnis der AK IOL gegenüber der SA60AT kommt. Yu et al. 2009 verglichen die AK Acri.Smart 36A ($0,17 \pm 0,11 \mu\text{m}$ mit dem WASCA Wavefront Analyzer, Carl Zeiss Meditec) mit einer sphärischen IOL und konnte bei vergleichbaren Werten (vorliegende Studie: $0,219 \pm 0,325 \mu\text{m}$) eine signifikant geringere SA der AK IOL feststellen.

Der Vergleich einer AF Akreos AO ($0,26 \pm 0,08 \mu\text{m}$) mit einer sphärische Akreos fit ($0,45 \pm 0,17 \mu\text{m}$) von Santhiago et al. 2010 (OPD-Scan Aberrometer, Nidek Co, Gamagori, Japan), zeigte wie die vorliegende Studie eine signifikant geringere SA der AF IOL.

Johansson et al. 2007 (Zywave II Aberrometer) fand eine signifikant geringere SA im Vergleich der AK Z9000 ($0,05 \pm 0,13 \mu\text{m}$) mit der AF Akreos Adapt AO ($0,35 \pm 0,13 \mu\text{m}$). Auch in der vorliegenden Studie erreichte die AK Linsengruppe eine signifikant geringere SA als die AF Linsengruppe. Die Werte der Akreos Adapt AO sind in der vorliegenden Studie etwas höher ($0,507 \pm 0,245 \mu\text{m}$) und die Werte der ZA9003 weichen in dieser Studie in das Negative ab ($-0,098 \pm 0,316 \mu\text{m}$). Der Unterschied kann wiederum durch die verschiedenen Messgeräte verursacht worden sein. Im Gegensatz dazu fand die Studie von Nabh et al. 2009 (ARK 10000 OPD, Nidek) eine signifikant geringere SA der AF Akreos ($0,02 \pm 0,095 \mu\text{m}$) und der AK

SN60WF ($-0,089 \pm 0,179 \mu\text{m}$) gegenüber der AK Tecnis ($0,108 \pm 0,175 \mu\text{m}$). Eine signifikant geringere SA der AF gegenüber der AK Linsengruppe kann unsere Studie nicht bestätigen. Dies kann beispielweise an den unterschiedlichen Messinstrumenten liegen.

Der optimalen SA Wert von $0,1 \mu\text{m}$, der nach Levy et al. 2005 die visuelle Leistung verbessern soll, war am ehesten durch die sphärische Linsengruppe bei nativer Pupille und die AK Linsengruppe bei weiter Pupille erfüllt. In der vorliegenden Studie konnte jedoch nicht eindeutig gezeigt werden, dass eine SA von $0,1 \mu\text{m}$ deutliche Vorteile der visuellen Leistung bringt. Zunächst unterstützen die Ergebnisse der AK Linsengruppe diesen Ansatz, da unter mesopischen Bedingungen bei einer SA von $0,15 \mu\text{m}$ im Vergleich zur sphärischen (SA: $0,86 \mu\text{m}$) und AF Gruppe (SA: $0,49 \mu\text{m}$) signifikant höhere Kontrastsehwerte erzielt wurden. Jedoch zeigte sich auch unter photopischen Bedingungen eine signifikante Überlegenheit bezüglich des Kontrastsehens, wobei unter diesen Bedingungen die sphärische IOL Gruppe (SA: $0,09 \mu\text{m}$) wesentlich näher an dem optimalen SA Wert von $0,1 \mu\text{m}$ liegt als die AK Gruppe ($-0,015 \mu\text{m}$). Zudem schnitt die Quatrix Gruppe (SA photopisch: $0,1 \mu\text{m}$, SA mesopisch: $0,12 \mu\text{m}$) im Vergleich mit den anderen AK Linsenuntergruppen häufig signifikant schlechter ab, obwohl sie einer SA von $0,1 \mu\text{m}$ photopisch und mesopisch am nächsten kam. Es lässt sich daraus folgern, dass die visuelle Leistung neben der SA noch von vielen weiteren Faktoren abhängt. Die SA ist nur ein wichtiger Baustein zur Optimierung der visuellen Qualität durch IOLs. Ursächlich für diese divergierenden Ergebnisse aus SA und Kontrastsehen kann die breite Streuung der menschlichen kornealen SA sein (Wang et al. 2003, Beiko et al. 2007, Wang, Koch 2003, Amano et al. 2004 und Porter et al. 2001). Vor diesem Hintergrund und dem Aspekt, dass eine verbleibende positive totale SA einen positiven Einfluss auf das Kontrastsehen haben kann (Levy et al. 2005, Grimson et al. 2002, Beiko 2007) ist es sinnvoll die Asphärizität der IOL auf die korneale SA abzustimmen. Wird die korneale SA berücksichtigt und eine darauf abgestimmte IOL eingesetzt, können signifikant bessere Ergebnisse im Kontrastsehen erzielt werden (Nochez et al. 2010). Eine andere Möglichkeit wäre es eine individualisierte IOL einzusetzen, die auf die Eigenschaften der kornealen SA des betreffenden Auges angepasst ist.

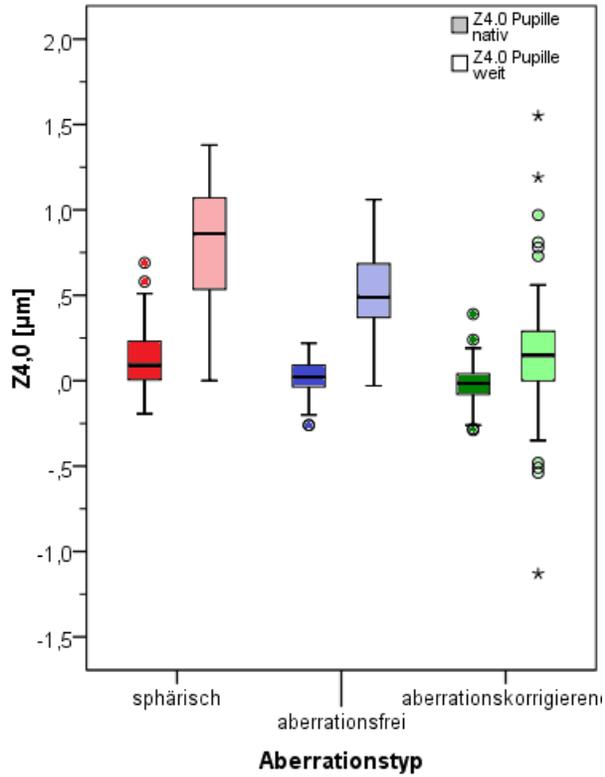


Abbildung 58: Die sphärische Aberration der Linsengruppen bei nativer und weiter Pupille in µm.

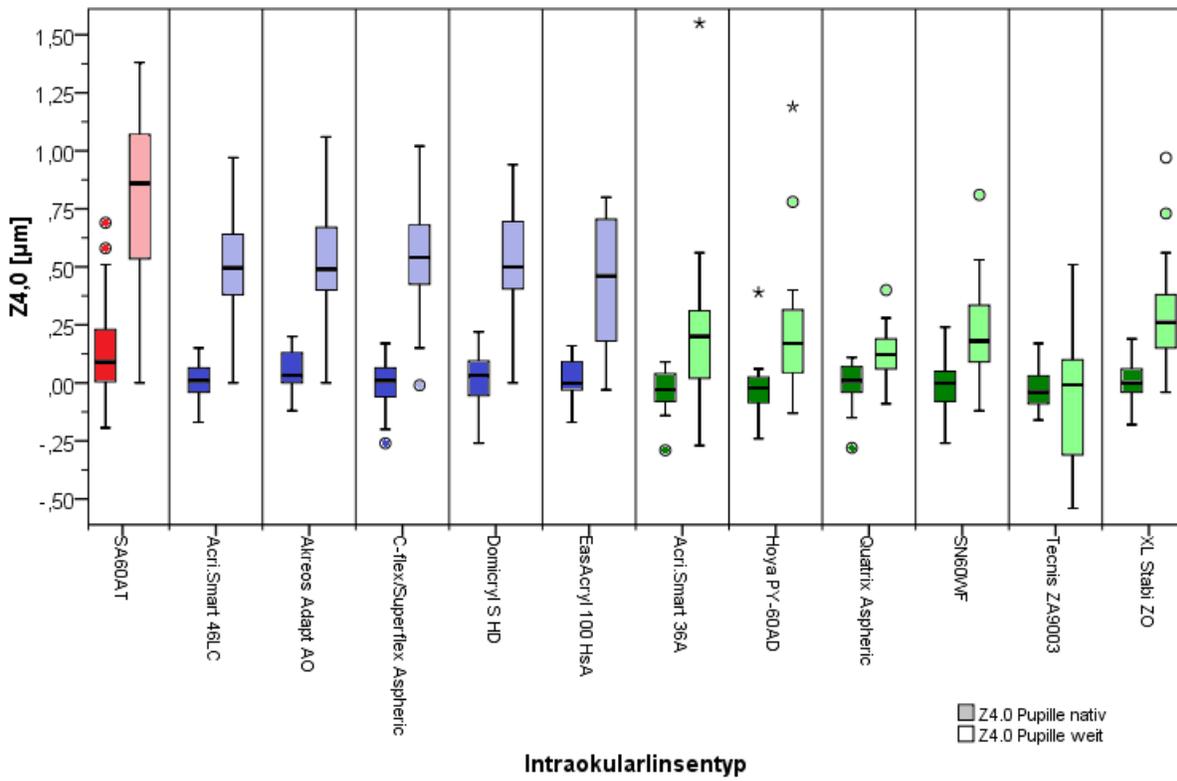


Abbildung 59: Die sphärische Aberration bei nativer und weiter Pupille der Linsenuntergruppen in µm.

6.3.5 Blaulichtfilter

Der Einfluss von Blaulichtfilter auf die visuelle Qualität ist in der Literatur umstritten. Viele internationale Studien stimmen überein, dass der postoperative Visus unbeeinflusst durch einen Blaulichtfilter ist (Lin et al. 2008, Lee et al. 2011, Nabh et al. 2009). In der vorliegenden Studie wurde hingegen ein signifikant höherer Visus der klaren IOLs im Vergleich mit den gelben IOLs festgestellt. Dieser Unterschied ist jedoch vermutlich nicht auf den Blaulichtfilter, sondern auf die präoperativ geringen Visuswerte der PY-60AD (gelb) zurückzuführen. Zudem unterschied sich die zweite gelbe IOL (SN60WF) nicht signifikant von den einzelnen klaren IOLs der AK Gruppe.

Ein kontroverseres Bild ergibt sich bei der Beurteilung des Kontrastsehens. Internationale Studien zum Kontrastsehen zeigen divergierende Ergebnisse in Abhängigkeit eines Blaulichtfilters. Diese reichten von einem verbesserten Kontrastsehen (Niwa et al. 1996, Yuan et al. 2004, Cristobal et al. 2005, Rodriguez-Galietero et al. 2005), über keinen Einfluss (Nabh et al. 2009, Kelly 1990, Leibovitch et al. 2006, Munoz et al. 2012, Pandita et al. 2007) bis hin zu einem verminderten Kontrastsehen (Lee et al. 2011). In der vorliegenden Studie zeigte sich keine signifikante Veränderung des mesopischen und photopischen Kontrastsehens durch einen Blaulichtfilter (Abbildung 60 und Abbildung 61). Um ein besseres Verständnis über den Einfluss von Blaulichtfiltern auf das Kontrastsehen zu bekommen, wäre eine Folgestudie mit einem längeren Zeitraum bis zur Nachuntersuchung von einem halben oder einem Jahr sinnvoll. Lee et al. 2011 konnte nach zwei Monaten keinen signifikanten Unterschied feststellen. Bei einer weiteren Nachuntersuchung nach sechs Monaten zeigten sich signifikant höhere Werte des Kontrastsehens der klaren Tecnis Z9003 im Vergleich mit der gelben SN60WF. Zusätzlich könnte eine Messung des Kontrastsehens mit blauen Hintergründen durchgeführt werden, um weitere Unterschiede des Kontrastsehens darzustellen. Die Werte der gelben IOLs von Wolffsohn et al. 2000 zeigten signifikant höhere Werte des Kontrastsehens mit einem blauen Hintergrund. Sie ermittelten bei schwarz-weißen Sinusgittern, wie denen im FACT, ein geringeres Kontrastsehen in niedrigen und mittleren Ortsfrequenzen. Sie begründen dieses Ergebnis damit, dass bei blauem Hintergrund (wie dem Himmel) nur das kurzwellige herausgefiltert wird und somit ein höherer Kontrast entsteht.

Die Ergebnisse des mesopischen und photopischen ICS und AULCSF der AK IOLs mit und ohne Blaulichtfilter der vorliegenden Studie bestätigen den FACT, der keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Kontrastsehens zeigte.

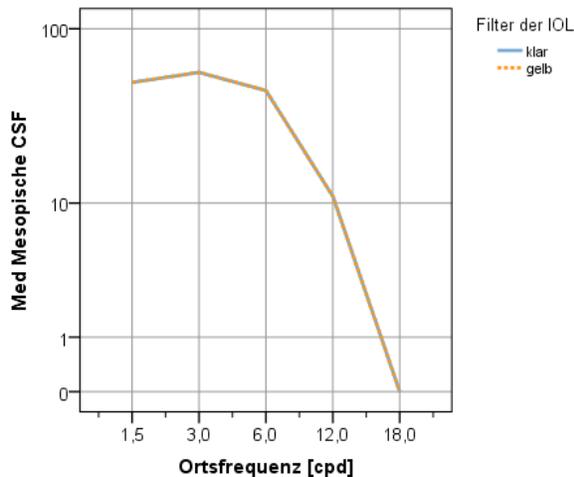


Abbildung 60: Der Median der mesopischen Kontrastsehfunktion der klaren und gelben Linsen.

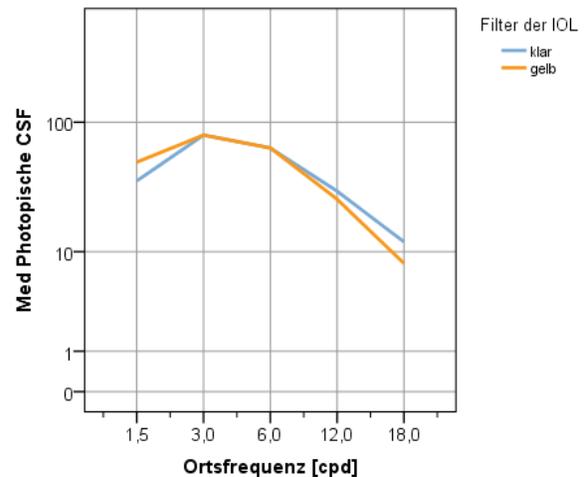


Abbildung 61: Der Median der photopischen Kontrastsehfunktion der klaren und gelben Linsen.

Das wichtigste Argument für die Implantation einer IOL mit Blaulichtfilter ist allerdings nicht der Vorteil der visuellen Qualität, sondern der Schutz vor einer altersbedingten Makuladegeneration (AMD) und der daraus folgenden Einschränkung des Sehens bis hin zur Blindheit. Die AMD ist in den Industrieländern die häufigste zur Erblindung führenden Erkrankung bei Patienten über dem 50. Lebensjahr (Jager et al. 2008). Margrain et al. 2004 schließen als Ursache der AMD auf den Einfluss von kurzwelligem blauen Licht. Wang et al. 2003 zeigten nach Analyse der "Beaver Dam" und der "Blue Mountain eye study", die über 6000 Patienten untersuchten, dass die Implantation einer klaren Kunstlinse nach Kataraktextraktion zu einer erhöhten Inzidenz einer AMD führt. Ursächlich dafür ist der fehlende protektive Effekt der natürlich alternden Linse. Diese verfärbt sich durch Einlagerungen von gelblichen Chromophoren (Bron et al. 2000) und schwächt das phototoxische kurzwellige Licht ab (Margrain et al. 2004, Kurz et al. 2007, Bron et al. 2000). Die alternde, gelbe Linse absorbiert Wellenlängen von 400 – 441 nm (Ham et al. 2010) beziehungsweise bis zu 400 - 450 nm (Dillon, Atherton 1990) besonders stark. Durch einen UV-Filter wird die Strahlenintensität des blauen Lichts auf der Netzhaut im Vergleich zu einem aphaken Auge um 60% reduziert. Die zusätzliche Verwendung eines Blaulichtfilters führt zu einer weiteren Verminderung um bis zu

56% (Tanito et al. 2010). Das Tragen eines Sonnenschutzes ist vor allem bei starker Sonneneinstrahlung trotzdem nötig, da kein vollständiger Schutz durch UV- und Blaulichtfilter möglich ist. Zudem ist die in der Sonne verbrachte Zeit relevant (Cruickshanks 1993). Ein weiterer Schutz könnte auch im Alltag bei vermehrtem Einsatz von starkem Blaulicht notwendig sein (Ham et al. 2011), zum Beispiel durch Einsatz von Xenonlichtern in der Autoindustrie. Es gibt jedoch keine eindeutigen Forschungsergebnisse über die Beeinflussung eines Fortschreitens der AMD durch Blaulichtfilter. Kara-Junior et al. 2011 konnten nach fünf Jahren follow-up keine signifikanten Unterschiede betreffend einer AMD oder der zentraler Makuladicke von Patienten mit IOLs mit (SN60AT) und ohne Blaulichtfilter (SA60AT) feststellen.

In der vorliegenden und in zahlreichen internationalen Studien wurde kein Nachteil durch IOLs mit Blaulichtfilter auf das Kontrastsehen festgestellt. Insgesamt jedoch überwiegen die positiven Aspekte durch einen möglichen Schutz vor der Entstehung oder dem Fortschreiten einer AMD oder sonstigen Netzhautschäden. Eine negative Beeinflussung des Farbsehens (Galietero et al. 2005, Cionni et al. 2006, Mayer et al. 2006) und der Blendung (Gray et al. 2011) wurde nicht nachgewiesen. Daher spricht nichts gegen den Einsatz von IOLs mit Blaulichtfiltern. Besonders bei Patienten, die aktiv am Straßenverkehr teilnehmen und sich häufig im Freien aufhalten, scheint eine IOL mit Blaulichtfilter geeignet.

6.3.6 Weitere Einflussfaktoren

Die Ergebnisse der Sehleistung sind nicht ausschließlich von oben genannten Einflussfaktoren abhängig. Weitere wichtige Faktoren sind beispielsweise die Verkippung und die Dezentrierung der Linse (Altmann et al. 2005, Holladay et al. 2002, McKelvie et al. 2011), das IOL Randdesign (Holladay et al. 1999, Franchini et al. 2003), die Inzisionsgröße (Klamann et al. 2013) und das Patientenalter (Hohberger et al. 2007). Besonders über Tilt und Dezentrierung bei asphärischem Linsendesign ist die Studienlage uneindeutig. Atchison 1991 beschrieb, dass der positive Effekt der asphärischen Linsen bei Tilt und Dezentrierung in einem insgesamt schlechteren visuellen Ergebnis resultieren kann, als es bei sphärischen Linsen der Fall wäre. Altmann et al. 2005 konnten diesen Effekt für ein AK IOL Design bestätigen, jedoch nicht für AF Linsen. Dies unterstreichen Eppig et al. 2009, die eine verminderte Instabilität bei Dezentrierung von AF IOLs gegenüber AK IOLs bei verbesserter Bildqualität gegenüber sphärischen IOLs feststellten. McKelvie et al. 2011 zeigten, dass AF IOLs oder IOLs mit weniger negativer SA stabiler

gegenüber Dezentrierung zu sein scheinen. Wenn jedoch die asphärische IOL weniger als 7° verkippt und 0,4 mm dezentriert ist, kann sie gegenüber der sphärischen Linse eine verbesserte Sehqualität liefern (Holladay et al. 2002). Daher wurden für die AK XL Stabi ZO und die PY-60AD spezielle asphärische Designs entwickelt, um ein stabileres visuelles Ergebnis bei Dezentrierung zu erreichen. Die XL Stabi ZO IOL wurde mit dem ZO Design und die PY-60AD mit dem aspheric balance curve (ABC) Design ausgestattet. Gillner et al. 2012 konnten bei Linsen mit dem ZO und ABC Design eine verbesserte Bildqualität bei einem Toleranzbereich der Dezentrierung von -0,45 bis 0,60 mm gegenüber einer sphärischen IOL belegen. Mit Tilt und Dezentrierung wird sich eine weitere Arbeit mit den Ergebnissen dieser Studie befassen.

6.4 Praktische Schlußfolgerungen

Der Einsatz asphärischer Intraokularlinsen ist eine sinnvolle Weiterentwicklung im Bestreben, die Sehleistung der Patienten nach Kataraktoperation zu verbessern. Besonders die aberrationskorrigierenden Intraokularlinsen zeigen Vorteile im Kontrastempfinden, welches eine sehr genaue Darstellung der Sehqualität zulässt. Die Bewertung des Kontrastempfindens, zusätzlich zum Visus ist wichtig, um in klinischen Studien Unterschiede der visuellen Qualität von Intraokularlinsen einzuschätzen. Die Berücksichtigung und Abstimmung der individuellen sphärischen Aberration der Kornea auf die sphärische Aberration der IOL ist einer der nächsten logischen Schritte zur Optimierung der Sehqualität. Dieses Vorgehen kann die großen Schwankungen der kornealen sphärischen Aberration in der Bevölkerung ausgleichen.

Eine Verwendung der Berechnungsmethoden ICS und AULCSF zur vereinfachten Darstellung und Charakterisierung des Kontrastsehens kann die Vergleichbarkeit von Studien zum Kontrastsehen deutlich erleichtern.

Die Ausstattung mit einem Blaulichtfilter zeigte in unserer Studie keinen Einfluss auf die visuelle Leistung. Da jedoch über eine Veränderung des zirkadianen Rythmus und ein Farbwahrnehmungsveränderungen diskutiert wird, wäre eine Verwendung bei Patienten anzudenken, die sich regelmäßiger der Sonne aussetzen.

7 Literaturverzeichnis

1. Altmann GE, Nichamin LD, Lane SS, Pepose JS (2005) Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. *J Cataract Refract Surg* 31:574–585.
2. Amano S, Amano Y, Yamagami S, Miyai T, Miyata K, Samejima T, Oshika T (2004) Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations. *Am J Ophthalmol* 137: 988–992
3. Applegate RA, Howland HC, Sharp RP, Cottingham AJ, Yee RW (1998) Corneal aberrations and visual performance after radial keratotomy. *J Refract Surg* 14:397–407
4. Arden GB (1978) The importance of measuring contrast sensitivity in cases of visual disturbance. *Br J Ophthalmol* 62:198-209
5. Artal P, Guirao A (1998) Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye. *Opt Lett* 23:1713–1715
6. Artal P, Guirao, A, Berrio E, Williams DR (2001) Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vis* 1:1–8
7. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P (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* 19:137–143
8. Artal P, Chen L, Fernandez EJ., Singer B, Manzanera S, Williams DR (2003) Adaptive optics for vision: the eye's adaptation to point spread function. *J Refract Surg* 19:585-587
9. Atchison DA (1991) Design of aspheric intraocular lenses. *Ophthalmic Physiol Opt* 11:137–146
10. Auffarth GU, Apple DJ (2001) Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen. *Ophthalmologie* 98:1017–1028
11. Auffarth GU, Schmidbauer J, Apple DJ (2001) Zum Lebenswerk von Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley. *Ophthalmologie* 98:1012–1016
12. Augustin AJ (2007) *Augenheilkunde*. Springer, 3. komplett überarbeitete und erw. Berlin, S. 851
13. Awwad ST, Warmerdam D, Bowman RW, Dwarakanathan S, Cavanagh HD, McCulley JP (2008) Contrast sensitivity and higher order aberrations in eyes implanted with AcrySof IQ SN60WF and AcrySof SN60AT intraocular lenses. *J Refract Surg* 24:619–625
14. Bach M, Wesemann W, Kolling G, Bühren J, Krastel H, Schiefer U (2008) Photopisches Kontrastsehen. *Ophthalmologie* 105:46–59
15. Beiko GHH, Haigis W, Steinmueller A (2007) Distribution of corneal spherical aberration in a comprehensive ophthalmology practice and whether keratometry can predict aberration values. *J Cataract Refract Surg* 33:848–858

16. Beiko GHH (2007) Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery. In *J Cataract Refract Surg* 33:1455–1460
17. Bellucci R, Scialdone A, Buratto L, Morselli S, Chierigo C, Criscuoli A (2005) Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study. *J Cataract Refractive Surg* 31:712–717
18. Blake R, Wilson H (2011) Binocular vision. *Vision Res* 51:754–770
19. Bron AJ, Vrensen GF, Koretz J, Maraini G, Harding JJ (2000) The ageing lens. *Ophthalmologica* 214:86–104
20. Bühren J, Kohlen T (2007) Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft. *Ophthalmologie* 104 :909–925.
21. Campbell FW, Green DG (1965) Monocular versus Binocular Visual Acuity. *Nature* 208:191–192
22. Charters L (2011) Effects of asphericity compared in study. *Ophthalmology Times* 36:45
23. Choi JA, Kim CY, Na KS, Park SH, Joo CK (2009) Clinical results after implantation of a spherical aberration-free intraocular lens: effect of contrast sensitivity and wavefront aberration--a clinical comparative study. *Ophthalmologica* 223:320–325
24. Cionni RJ, Tsai JH (2006) Color perception with AcrySof natural and AcrySof single-piece intraocular lenses under photopic and mesopic conditions. *J Cataract Refract Surg* 32:236–242
25. Cristobal JA, Sierra J, Martin J, Rodriguez NA, Ascaso J (2005) Intraocular lenses with blue light filter. *Arch Soc Esp Oftalmol* 80:245–249
26. Cruickshanks KJ (1993) Sunlight and Age-Related Macular Degeneration. *Arch Ophthalmol* 111:514
27. Dillon J, Atherton SJ (1990) Time resolved spectroscopic studies on the intact human lens. *Photochem Photobiol* 51:465–468
28. Eppig T, Scholz K, Löffler A, Meßner A, Langenbucher A (2009) Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye. *J Cataract Refract Surg* 35:1091-1100
29. Ernest PH (2004) Light-transmission-spectrum comparison of foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 30:1755–1758
30. Ferris FL, Kassoff A, Bresnick GH, Bailey I (1982) New visual acuity charts for clinical research. *Am J Ophthalmol* 94:91–96
31. Franchini A, Gallarati BZ, Vaccari, E (2003) Computerized analysis of the effects of intraocular lens edge design on the quality of vision in pseudophakic patients. *J Cataract Refract Surg* 29:342–347
32. Gillner M, Langenbucher A, Eppig T (2012) Investigation of the theoretical image quality of aspheric intraocular lenses by decentration: Hoya AF-1 iMics1 und Zeiss ASPHINATM (Invent ZO). *Ophthalmologie* 109:263–270

33. Ginsburg AP (2003) Contrast sensitivity and functional vision. *Int Ophthalmol Clin* 43:5–15
34. Ginsburg AP (2006) Contrast sensitivity: determining the visual quality and function of cataract, intraocular lenses and refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 17:19–26
35. Glasser A, Campbell MC (1998) Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Res* 38:209–229
36. Gray R, Perkins SA, Suryakumar R, Neuman B, Maxwell WA (2011) Reduced effect of glare disability on driving performance in patients with blue light-filtering intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 37:38–44
37. Grehn F (2008) *Augenheilkunde*. 30., überarb. und aktualisierte Aufl. Springer-Medizin-Verl, Heidelberg
38. Grimson JM, Schallhorn SC, Kaupp SE (2002) Contrast sensitivity: establishing normative data for use in screening prospective naval pilots. *Aviat Space Environ Med* 73:28–35
39. Guirao A, Redondo M, Artal P (2000) Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 17:1697–1702
40. Ham WT, Mueller HA, Sliney DH (1976) Retinal sensitivity to damage from short wavelength light. *Nature* 260:153–155
41. Haugom B, Strand TE (2013) Sine wave mesopic contrast sensitivity - defining the normal range in a young population. *Acta Ophthalmol* 91:176–182
42. Henderson BA, Grimes KJ (2010) Blue-blocking IOLs: a complete review of the literature. *Surv Ophthalmol* 55:284–289
43. Hitchcock EM, Dick RB, Krieg EF (2004) Visual contrast sensitivity testing: a comparison of two F.A.C.T. test types. *Neurotoxicol Teratol* 26:271–277
44. Hoffer KJ (1993) The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 19:700–712
45. Hohberger B, Laemmer R, Adler W, Juenemann AGM, Horn FK (2007) Measuring contrast sensitivity in normal subjects with OPTEC 6500: influence of age and glare. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 245:1805–1814
46. Holladay JT (1997) Proper method for calculating average visual acuity. *J Refract Surg* 13:388–391
47. Holladay JT, Lang A, Portney V (1999) Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs. *J Cataract Refract Surg* 25:748–752
48. Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, van der Mooren M, Norrby NES (2002) A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Refract Surg* 18:683–691
49. Jager, Rama D.; Mieler, William F.; Miller, Joan W. (2008): Age-related macular degeneration. In *N Engl J Med* 358 (24), pp. 2606–2617.

50. Johansson B, Sundelin S, Wikberg-Matsson A, Unsbo P, Behndig A (2007) Visual and optical performance of the Akreos Adapt Advanced Optics and Tecnis Z9000 intraocular lenses: Swedish multicenter study. *J Cataract Refract Surg* 33:1565–1572
51. Kara-Junior N, Espindola RF, Gomes BAF, Ventura B, Smadja D, Santhiago MR (2011) Effects of blue light-filtering intraocular lenses on the macula, contrast sensitivity, and color vision after a long-term follow-up. *J Cataract Refract Surg* 37:2115–2119
52. Kelly SA (1990) Effect of yellow-tinted lenses on brightness. *J Opt Soc Am A* 7:1905–1911
53. Kessel L, Siganos G, Jorgensen T, Larsen M (2011) Sleep disturbances are related to decreased transmission of blue light to the retina caused by lens yellowing. *Sleep* 34:1215–1219
54. Kim SW, Ahn H, Kim EK, Kim TI (2008) Comparison of higher order aberrations in eyes with aspherical or spherical intraocular lenses. *Eye (Lond)* 22:1493–1498
55. Klamann MKJ, Gonnermann J, Maier AKB, Torun N, Bertelmann E (2013) Smaller incision size leads to higher predictability in microcoaxial cataract surgery. *Eur J Ophthalmol* 23:202–207
56. Kohler J, Peiser FE (1904) *Hammurabi's Gesetz 1: Übersetzung juristischer Wiedergabe, Erläuterung*. Leipzig: Eduard Pfeiffer
57. Kohnen T, Klapproth OK (2008) Asphärische Intraokularlinsen. *Ophthalmologe* 105:234–240
58. Kohnen T, Klapproth OK, Bühren J (2009) Effect of intraocular lens asphericity on quality of vision after cataract removal: an intraindividual comparison. *Ophthalmology* 116:1697–1706
59. Kromer R, Serbecic N, Krastel H, Beutelspacher SC (2013) Comparison of VEP with contrast sensitivity and other measurements of central visual function. *Acta Ophthalmol* 92:141-146
60. Kugelberg M, Wejde G, Jayaram H, Zetterström C (2006) Posterior capsule opacification after implantation of a hydrophilic or a hydrophobic acrylic intraocular lens: one-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 32: 1627–1631
61. Kurz S, Krummenauer F, Thieme H, Dick HB (2007) Contrast sensitivity after implantation of a spherical versus an aspherical intraocular lens in biaxial microincision cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 33:393–400
62. Lee KM, Park SH, Joo CK (2011) Comparison of clinical outcomes with three different aspheric intraocular lenses. *Acta Ophthalmol* 89:40–46
63. Leibovitch I, Lai T, Porter N, Pietris G, Newland H, Selva D (2006) Visual outcomes with the yellow intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scand* 84:95–99
64. Levy Y, Segal O, Avni I, Zadok D (2005) Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision. *Am J Ophthalmol* 139:225–228
65. Liang J, Williams DR (1997) Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 14:2873–2883

66. Lin IC, Wang IJ, Lei MS, Lin LLK, Hu FR (2008) Improvements in vision-related quality of life with AcrySof IQ SN60WF aspherical intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 34:1312–1317
67. Mainster MA, Turner PL (2010) Blue-blocking IOLs Decrease Photoreception Without Providing Significant Photoprotection. *Survey of Ophthalmology* 55:272–283
68. Margrain TH, Boulton M, Marshall J, Sliney DH (2004) Do blue light filters confer protection against age-related macular degeneration? *Prog Retin Eye Res* 23:523–531
69. Mayer S, Wirbelauer C, Pham DT (2006) Funktionelle Ergebnisse nach Intraokularlinsenimplantation mit oder ohne Blaulichtfilter: ein intraindividuellem Vergleich bei 14 Kataraktpatienten. *Klein Monatsbl Augenheilkd* 223:142–146
70. McKelvie J, McArdle B, McGhee C (2011) The influence of tilt, decentration, and pupil size on the higher-order aberration profile of aspheric intraocular lenses. *Ophthalmology* 118:1724–1731
71. Meese TS, Georgeson MA, Baker DH (2006) Binocular contrast vision at and above threshold. *J Vis* 6:7
72. Meese TS, Summers RJ (2012) Theory and data for area summation of contrast with and without uncertainty: evidence for a noisy energy model. *J Vis* 12:1-18
73. Menapace R (2009) Die Kataraktoperation im Wandel der Zeit. *Spektrum Augenheilkd* 23:200–203
74. Mester U, Heinen S, Kaymak H (2010) Klinische Ergebnisse unter besonderer Berücksichtigung von Dezentrierung und Verkippung der asphärischen Intraokularlinse FY-60AD. *Ophthalmologe* 107:831–836
75. Munoz G, Belda-Salmeron L, Albarran-Diego C, Ferrer-Blasco T, Fernandez-Porrero A (2012) Contrast sensitivity and color perception with orange and yellow intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol* 22:769–775
76. Nabh R, Ram J, Pandav SS, Gupta A (2009) Visual performance and contrast sensitivity after phacoemulsification with implantation of aspheric foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 35:347–353
77. Nanavaty MA, Spalton DJ, Boyce J, Saha S, Marshall J (2009) Wavefront aberrations, depth of focus, and contrast sensitivity with aspheric and spherical intraocular lenses: fellow-eye study. *J Cataract Refract Surg* 35:663–671
78. Nanavaty MA, Spalton DJ, Gala KB (2012) Fellow-eye comparison of 2 aspheric microincision intraocular lenses and effect of asphericity on visual performance. *J Cataract Refract Surg* 38:625–632
79. Nilsson SE, Textorius O, Andersson BE, Swenson B (1989) Clear PMMA versus yellow intraocular lens material. An electrophysiologic study on pigmented rabbits regarding "the blue light hazard". *Prog Clin Biol Res* 314:539–553
80. Niwa K, Yoshino Y, Okuyama F, Tokoro T (1996) Effects of tinted intraocular lens on contrast sensitivity. *Ophthalmic Physiol Opt* 16:297–302

81. Nochez Y, Favard A, Majzoub S, Pisella PJ (2010) Measurement of corneal aberrations for customisation of intraocular lens asphericity: impact on quality of vision after micro-incision cataract surgery. *Br J Ophthalmol* 94:440–444
82. Ohtani S, Miyata K, Samejima T, Honbou M, Oshika T (2009) Intraindividual comparison of aspherical and spherical intraocular lenses of same material and platform. *Ophthalmology* 116:896–901
83. Owsley C (2003) Contrast sensitivity. *Ophthalmol Clin North Am* 16:171–177
84. Pandita D, Raj SM, Vasavada VA, Vasavada VA, Kazi NS, Vasavada AR (2007) Contrast sensitivity and glare disability after implantation of AcrySof IQ Natural aspherical intraocular lens: prospective randomized masked clinical trial. *J Cataract Refract Surg* 33:603–610
85. Pardhan S, Gilchrist J (1990) The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity. *Ophthalmic Physiol Opt* 10:33–36
86. Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR (2001) Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 18:1793–1803
87. Rasp M, Hohensinn M, Riha W, Seyeddain O, Grabner G, Dexl AK (2011) Vergleich der visuellen Performance des asphärischen und sphärischen Typs des gleichen faltbaren Intraokularlinsendesigns aus hydrophilem Acrylat. *Spektrum Augenheilkd* 5:296–301
88. Reiner J (2002) *Grundlagen der ophthalmologischen Optik*. Books on Demand, Norderstedt
89. Reuter, Peter (2006): *Springer Lexikon Diagnose & Therapie*. 1st ed. Springer Medizin. Auffarth, G.: Katarakt, Heidelberg, S. 783–792
90. Rocha KM, Soriano ES, Chalita MR, Yamada AC, Bottos K, Bottos J (2006) Wavefront analysis and contrast sensitivity of aspheric and spherical intraocular lenses: a randomized prospective study. *Am J Ophthalmol* 142:750–756
91. Rodriguez-Galietero A, Montes-Mico R, Munoz G, Albarran-Diego C (2005) Blue-light filtering intraocular lens in patients with diabetes: contrast sensitivity and chromatic discrimination. *J Cataract Refract Surg* 31:2088–2092
92. Sachsenweger, Matthias; Klauss, Volker (2002) *Duale Reihe Augenheilkunde*. 2. vollst. überarb. und erw. Thieme, Stuttgart
93. Sandoval HP, Fernandez de Castro LE, Vroman DT, Solomon KD (2008) Comparison of visual outcomes, photopic contrast sensitivity, wavefront analysis, and patient satisfaction following cataract extraction and IOL implantation: aspheric vs spherical acrylic lenses. *Eye (Lond)* 22:1469–1475
94. Santhiago MR, Netto MV, Barreto JJR, Gomes BAF, Mukai A, Guermandi APC, Kara-Junior N (2010) Wavefront analysis, contrast sensitivity, and depth of focus after cataract surgery with aspherical intraocular lens implantation. *Am J Ophthalmol* 149:383–389

95. Schmoll, C (2012): The crystalline lens, cataract and circadian rhythm. <http://www.refractiveeyecare.com/2012/01/the-crystalline-lens-cataract-and-circadian-rhythm/>, Zugriff am 27.12.2013
96. Scholz K, Messner A, Eppig T, Bruenner H, Langenbucher A (2009) Topography-based assessment of anterior corneal curvature and asphericity as a function of age, sex, and refractive status. *J Cataract Refract Surg* 35:1046–1054
97. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Rude J (2006) *Prometheus Lernatlas der Anatomie*. Georg Thieme, Stuttgart, S. 127
98. Takmaz T, Genç İ, Yıldız Y, Can İ (2009) Ocular wavefront analysis and contrast sensitivity in eyes implanted with AcrySof IQ or AcrySof Natural intraocular lenses. *Acta Ophthalmol* 87:759–763
99. Tanito M, Okuno T, Ishiba Y, Ohira A (2010) Transmission spectrums and retinal blue-light irradiance values of untinted and yellow-tinted intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 36:299–307
100. Thiagarajan M, McClenaghan R, Anderson DF (2011) Comparison of visual performance with an aspheric intraocular lens and a spherical intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 37:1993–2000
101. Trueb PR, Albach C, Montes-Mico R, Ferrer-Blasco T (2009) Visual acuity and contrast sensitivity in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses. *Ophthalmology* 116:890–895
102. Tzelikis PF, Akaishi L, Trindade FC, Boteon JE (2007) Ocular aberrations and contrast sensitivity after cataract surgery with AcrySof IQ intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 33:1918–1924
103. van Gaalen KW, Koopmans SA, Jansonius NM, Kooijman AC (2010) Clinical comparison of the optical performance of aspheric and spherical intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 36:34–43
104. Wang JJ, Klein R, Smith W, Klein BEK, Tomany S, Mitchell P (2003) Cataract surgery and the 5-year incidence of late-stage age-related maculopathy: Pooled findings from the Beaver Dam and Blue Mountains eye studie. *Ophthalmology* 110:1960–1967
105. Wang L, Da, E, Koch DD, Nathoo A (2003) Optical aberrations of the human anterior cornea. *J Cataract Refract Surg* 29:1514–1521
106. Wang, L, Koch DD (2003) Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 29:1896–1903
107. Wenzel M, Pham DT, Scharrer A, Schayan-Araghi K, Klasen, J (2009) *Ambulante Intraokularchirurgie: Ergebnisse der Umfrage 2008 von BDOC, BVA und der DGII - Rückblick über die letzten 20 Jahre*. *Ophthalmol-Chirurgie* 23:199-211
108. Winn B, Whitaker D, Elliott DB, Phillips NJ (1994) Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 35:1132–1137

109. Wirtitsch MG, Schmidinger G, Prskavec M, Rubey M, Skorpik, F, Heinze G (2009) Influence of Blue-Light-Filtering Intraocular Lenses on Color Perception and Contrast Acuity. *Ophthalmology* 116:39–45
110. Wolffsohn JS, Cochrane AL, Khoo H, Yoshimitsu Y, Wu S (2000) Contrast is enhanced by yellow lenses because of selective reduction of short-wavelength light. *Optom Vis Sci* 77:73–81
111. Yamaguchi T (2011): Correlation between contrast sensitivity and higher-order aberration based on pupil diameter after cataract surgery. *Clin Ophthalmol* 5:1701–1707
112. Yang H, Afshari NA (2013) The yellow intraocular lens and the natural ageing lens. *Curr Opin Ophthalmol* 25:40-43
113. Yu AY, Wang QM, Sun J, Xue AQ, Zhu SQ, Wang SL, Li JY (2009) Spherical aberration after implantation of an aspheric versus a spherical intraocular lens in high myopia. *Clin Experiment Ophthalmol* 37:558–565
114. Yuan Z, Reinach P, Yuan J (2004) Contrast sensitivity and color vision with a yellow intraocular lens. *Am J Ophthalmol* 138:138–140

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die Beziehung zwischen Lichtstrahl und Wellenfront	8
Abbildung 2: Die Zernike Polynome	9
Abbildung 3: Die Sphärische Aberration der Kornea.....	11
Abbildung 4: Die totale sphärische Aberration des juvenilen Auges als Schema.....	11
Abbildung 5: Die totale sphärische Aberration des adulten Auges als Schema.	11
Abbildung 6: Der Aufbau einer IOL.....	14
Abbildung 7: Der Strahlengang einer sphärischen Linse	14
Abbildung 8: Der Strahlengang einer aberrationsfreien Linse	16
Abbildung 9: Der Strahlengang einer aberrationskorrigierenden Linse	16
Abbildung 10: Der Studienaufbau	18
Abbildung 11: Eine Sehtafel mit E-Haken	25
Abbildung 12: Der Functional Acuity Contrast Tests	27
Abbildung 13: Der Optec 6500.....	27
Abbildung 14: Ein FACT Diagramm.	28
Abbildung 15: Die Funktionsweise des Hartmann-Shack-Sensors schematisch.....	30
Abbildung 16: Die Altersstruktur der Linsengruppen in Jahren.....	34
Abbildung 17: Die Altersstruktur der Linsenuntergruppen in Jahren	34
Abbildung 18: Die Achslänge der Linsengruppen in mm.	36
Abbildung 19: Die Achslänge der Linsenuntergruppen in mm.	36
Abbildung 20: Der mittlere Hornhautbrechwert der Linsengruppen in Dioptrien	37
Abbildung 21: Der mittlere Hornhautbrechwert der Linsenuntergruppen in Dioptrien	37
Abbildung 22: Der keratometrische Astigmatismus der Linsengruppen in Dioptrien	37
Abbildung 23: Der keratometrische Astigmatismus der Linsenuntergruppen in Dioptrien	37
Abbildung 24: Der präoperative Astigmatismus der Linsengruppen in Dioptrien.....	38
Abbildung 25: Der präoperative Astigmatismus der Linsenuntergruppen in Dioptrien.....	38
Abbildung 26: Der präoperative Visus logMAR der Linsengruppen.	39
Abbildung 27: Der präoperative Visus logMAR der Linsenuntergruppen.....	39
Abbildung 28: Das präoperative sphärische Äquivalent der Linsengruppen in Dioptrien.....	40
Abbildung 29: Das präoperative sphärische Äquivalent der Linsenuntergruppen in Dioptrien...	40
Abbildung 30: Die Zielrefraktion der Linsengruppen in Dioptrien.....	41

Abbildung 31: Die Zielrefraktion der Linsenuntergruppen in Dioptrien.....	41
Abbildung 32: Die Dauer in Tagen vom Operationstermin des zweiten Auges bis zur Nachuntersuchung der Linsengruppen.	43
Abbildung 33: Die Dauer in Tagen vom Operationstermin des zweiten Auges bis zur Nachuntersuchung der Linsenuntergruppen.	43
Abbildung 34: Der postoperative Pupillendurchmesser der Linsengruppen im Vergleich in mm.	44
Abbildung 35: Der postoperative Pupillendurchmesser der Linsenuntergruppen im Vergleich in mm.	44
Abbildung 36: Der postoperative Astigmatismus der Linsengruppen in Dioptrien.....	45
Abbildung 37: Der postoperative Astigmatismus der Linsenuntergruppen in Dioptrien.....	45
Abbildung 38: Der postoperative Visus logMAR der Linsengruppen.	46
Abbildung 39: Der postoperative Visus logMAR der Linsenuntergruppen.	46
Abbildung 40: Der präoperative Visus logMAR der klaren und gelben Linsengruppe.	58
Abbildung 41: Der postoperative Visus logMAR der klaren und gelben Linsengruppe.....	58
Abbildung 42: Die mesopische CSF der klaren und gelben Linsen.	59
Abbildung 43: Die photopische CSF der klaren und gelben Linsen.	59
Abbildung 44: Der prä- und postoperative Fernvisus logMAR der Linsengruppen.	63
Abbildung 45: Der prä- und postoperative Fernvisus logMAR der Linsenuntergruppen.	65
Abbildung 46: Der Median der Kontrastsehfunktion der Linsengruppen bei den getesteten Ortsfrequenzen unter mesopischen Bedingungen.....	67
Abbildung 47: Der Median der Kontrastsehfunktion der Linsengruppen bei den getesteten Ortsfrequenzen unter photopischen Bedingungen.	67
Abbildung 48: Der Median der mesopischen Kontrastsehfunktion der aberrationsfreien IOLs.	69
Abbildung 49: Der Median der photopischen Kontrastsehfunktion der aberrationsfreien IOLs. ...	69
Abbildung 50: Der Median der mesopischen Kontrastsehfunktion der aberrationskorrigierenden IOLs.	70
Abbildung 51: Der Median der photopischen Kontrastsehfunktion der aberrationskorrigierenden IOLs.	70
Abbildung 52: Der pICS und mICS der Linsengruppen mit dem Normalkollektiv als Referenzgruppe.	73

Abbildung 53: Der pICS und mICS der Linsengruppen mit der Kontrollgruppe als Referenzgruppe.	73
Abbildung 54: Der pICS und der mICS der Linsenuntergruppen mit dem Normalkollektiv als Referenzgruppe.	74
Abbildung 55: Der pICS und der mICS der Linsenuntergruppen mit der Kontrollgruppe als Referenzgruppe.	75
Abbildung 56: Die mesopische und die photopische AULCSF der Linsengruppen im Vergleich.	77
Abbildung 57: Die mesopische und die photopische AULCSF der Linsenuntergruppen.	78
Abbildung 58: Die sphärische Aberration der Linsengruppen bei nativer und weiter Pupille in μm	86
Abbildung 59: Die sphärische Aberration bei nativer und weiter Pupille der Linsenuntergruppen in μm	86
Abbildung 60: Der Median der mesopischen Kontrastsehfunktion der klaren und gelben Linsen.	88
Abbildung 61: Der Median der photopischen Kontrastsehfunktion der klaren und gelben Linsen.	88

Nicht selbst erstellte Grafiken und Abbildungen sind den in der jeweiligen Bildunterschrift genannten Quelle entnommen.

9 Eigene Publikationen

1. Köhlmeyer S, Schröder AC, Filser E, Hager T, Jondescu-Cuypers C, Walter HS, Langenbacher A, Seitz B: Clinical impact of spherical aberration on focal depth of different intraocular lenses. World Ophthalmology Congress 2010 Berlin, 03.-09.06.2010
2. Eppig T, Filser E, Goepfert H, Schroeder AC, Seitz B, Langenbacher A: Index of contrast sensitivity (ICS) in pseudophakic eyes with different intraocular lens designs. *Acta Ophthalmol* 2014; DOI:10.1111/aos.12538

10 Dank

Ich möchte mich bei Prof. Seitz, Direktor der Augenklinik, meinem ersten Doktorvater und Prof. Langenbacher, der diese Aufgabe übernommen hat für die Unterstützung bedanken, die mir zuteil wurde und ohne die diese Arbeit nicht möglich wäre.

Ich möchte Dr. Andreas Schröder danken für die Überlassung des Themas der Doktorarbeit. Vielen Dank für die Einarbeitung in das Thema und die verschiedenen Untersuchungsmethoden.

Ganz besonderen Dank an Dr. Timo Eppig, der die Betreuung meiner Doktorarbeit nach dem Weggang von Dr. Andreas Schröder übernommen hat. Er hat mich in der gesamten Zeit der Ausarbeitung und Ergebnisauswertung mit vielen wichtigen Tipps und Ratschlägen unterstützt und somit wesentlich zum Abschluss der Arbeit beigetragen.

Meinen „Mit-Doktoranden“ Sarah Kühlmeyer, Stephanie Welk und Hanno Göppert möchte ich danken, mit denen ich gemeinsam zahllose arbeitsreiche und interessante Stunden in der Augenklinik bei der Rekrutierung und Untersuchung unserer Studienpatienten verbracht habe. Es war eine sehr angenehme und ausgeglichene Zusammenarbeit, die mir viel Freude bereitet hat.

Jedem einzelnen Mitarbeiter der Augenklinik, die mit viel Engagement und Hilfsbereitschaft diese Arbeit unterstützt haben.

Ich möchte mich ganz besonders bei meiner lieben Schwester Vroni und meiner Freundin Julia bedanken, die mich mit sehr viel Geduld bei Verbesserungen der Form und Rechtsschreibung dieser Arbeit unterstützt haben. Außerdem meinem Verlobten Alex, der mich in allen Bereichen des Lebens und Entscheidungen immer unterstützt und mir unglaublich viel Liebe und Kraft gibt. Und nicht zuletzt meinen Eltern, auf die jederzeit Verlass ist und die mir stets das Gefühl geben den richtigen Weg zu gehen.