

Diplomarbeit

**Tiefenschärfe mit sphärischen und asphärischen
Intraocularlinsen**

eingereicht von

Raimund Forster

Mat.Nr.:0433355

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der gesamten Heilkunde

(Dr.med.univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitäts-Augenklinik

unter der Anleitung von

Univ.-Doz.Dr.med.univ. Navid Ardjomand

Graz, Juli 2010

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, Juli 2010

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen und mich bei Herrn Univ.-Doz. Dr.med.univ. Navid Ardjomand für die Vergabe des interessanten Themas und die sorgfältige Betreuung meiner Diplomarbeit bedanken.

Wertvolle Hilfe bot mir auch Frau Dr.ⁱⁿ med.univ. Elfriede Wenzl, die mich mit Ihrer fachlichen Kompetenz bei der Erstellung meiner Arbeit tatkräftig unterstützt hat. Vielen Dank.

Ein besonders großer Dank gilt ebenso meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, die mich während meines Studiums finanziell gefördert haben.

Kurzfassung

Hintergrund

Bei der Katarakt, einer weitverbreiteten Augenerkrankung, handelt es sich um eine schmerzlose Trübung der Linse, die meist bei älteren Patienten auftritt. Ziel dieser Arbeit war es die Sehleistung von Patienten mit asphärischen und sphärischen Intraocularlinsen nach Kataraktextraktion zu analysieren.

Methoden

In diese intraindividuelle, retrospektive Studie wurden 15 Patient/Innen im Alter von 50 bis 70 Jahren mit bilateralem Katarakt eingeschlossen. Das eine Auge eines/r Patienten/In erhielt eine asphärische Kunstlinse (Acrysoft IQ, Alcon, USA), das gegenüberliegende eine traditionelle, sphärische (PolyLens Y10, Polytech, Deutschland) als Kontrolllinse. Drei Monate postoperativ wurden Pupillenweite, sphärische Aberration der Hornhaut, Fernvisus, Nahvisus, Refraktion, Kontrastsehen unter photopischen Bedingungen (83 Lux), Kontrastsehen unter mesopischen Bedingungen (5 Lux), Pseudoakkommodation, Gesamtaberration und sphärische Aberration des Auges sowie Defocusverlauf untersucht.

Ergebnisse

Die beiden Resultate des Fernvisus und der Pseudoakkommodation waren gleich. Bezüglich IOL-D, Pupillenweite, sphärischer Aberration der Hornhaut, Nahvisus, Refraktion, Kontrastsehen unter photopischen Bedingungen (83 Lux), Root Mean Square, Gesamtaberration des Auges und Defocusverlauf ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die Kontrastsensitivität unter mesopischen Bedingungen (5 Lux) war bei Augen mit asphärischen IOLs besser als bei denen mit der sphärischen. Die Differenz war jedoch zu gering um statistische Signifikanz zu erreichen.

Schlussfolgerung

Obwohl sich in unserer Studie keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Kunstlinsen ergeben haben, sollte man über eine Implantation von asphärischen IOLs eventuell nachdenken, da sie vor allem das mesopische und skotopische Kontrastsehen verbessern können.

Abstract

Background

Cataract, a widespread ophthalmological disease, is a painless opacity of lens, which occurs in majority of cases to older patients. The intention of our study was to analyze visual quality of eyes with spherical and aspherical IOLs after cataract extraction.

Methods

In our retrospective analysis we included 15 patients at the age of 50 to 70 suffering from bilateral cataract. One eye of a patient was assigned to an aspheric IOL (Acrysoft IQ, Alcon, USA), and the contralateral eye achieved a traditional, spheric IOL (PolyLens Y10, Polytech, Deutschland). All patients underwent routine examinations. Pupil diameter, spherical aberration of the cornea, long-distance visual acuity, near-distance visual acuity, refraction, contrast sensitivity under photopic conditions (83 lux), contrast sensitivity under mesopic conditions (5 lux), pseudoaccommodation, complete aberration of the eye and defocus were investigated 3 month after operation.

Results

Both results for long-distance visual acuity and pseudoaccommodation were the same. IOL-D, pupil diameter, spherical aberration of the cornea, near-visual acuity, refraction, contrast sensitivity under photopic conditions (83 lux), root mean square, complete aberration of the eye and defocus didn't reveal any statistically significant differences. Contrast sensitivity under mesopic conditions was better with aspherical IOLs than with the spherical IOLs. But the discrepancy was too low for reaching statistical significance.

Conclusion

Even though there was no significant difference between the both types of IOLs in our study, it makes sense to consider implanting aspherical IOLs, since they might improve contrast sensitivity, especially under mesopic and scotopic conditions.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	1
1.1 Anatomie des Bulbus oculi (Augapfel)	1
1.2 Das Auge als optischer Apparat	2
1.4 Aufbau der Linse (Lens crystallina).....	3
1.6 Physiologie der Linse	4
1.7 Katarakt (Synonym: Grauer Star)	5
1.8 Klinik	6
1.9 Geschichte der Kataraktoperation	7
1.10 Anästhesie bei Kataraktoperationen	8
1.11 Wellenfront	9
1.12 Pentacam	11
2 Methoden und Patienten.....	12
2.1 Operationstechnik.....	12
2.2 IOL-Berechnung.....	13
2.3 IOL-D.....	14
2.4 Pupillenweite.....	15
2.5 Sphärische Aberration der Hornhaut	16
3 Ergebnisse	17
3.1 Fernvisus.....	17
3.2 Nahvisus	18
3.3 Refraktion.....	19
3.4 Kontrastsehen unter photopischen Bedingungen (83Lux)	20
3.5 Kontrastsehen unter mesopischen Bedingungen (5Lux)	21
3.6 Pseudoakkommodation	22
3.7 Root Mean Square (RMS).....	23
3.8 Gesamte Aberration des Auges.....	24
3.9 Defocus.....	25
4 Diskussion.....	27
5 Literaturverzeichnis.....	32
6 Glossar und Abkürzungen	37
7 Abbildungsverzeichnis.....	39
8 Lebenslauf	41

1 Einleitung

1.1 Anatomie des Bulbus oculi (Augapfel)

Umgeben von einer lockeren Hülle aus Bindegewebe, der Tenon-Kapsel, und von 4 geraden und 2 schrägen Augenmuskeln sowie vom Sehnerv (N. Opticus) in Position gehalten, liegt der Augapfel mit einem Gewicht von etwa 7,5 g [1] und einer Länge von zirka 24 mm beim Erwachsenen (beim Neugeborenen bereits 17 mm) geschützt in der knöchernen Augenhöhle (Orbita). Die äußere Bulbuswand wird von der weißen, derb bindegewebigen Lederhaut (Sklera) und der durchsichtigen, etwas stärker als die Sklera gekrümmten Hornhaut (Kornea), gebildet. Aderhaut (Chorioidea) und Netzhaut (Retina) formen die Bulbusinnenwände. Den Augapfelinhalt bilden Regenbogenhaut (Iris), Ziliarkörper (Corpus ciliare), Linse (Lens cristallina) und Glaskörper (Corpus vitreum)[2]. Bindehaut (Konjunktiva), Lider (Palpebrae) und Tränenorgane schützen und befeuchten das Organ als Anhangsgebilde (Adnexe) [3].

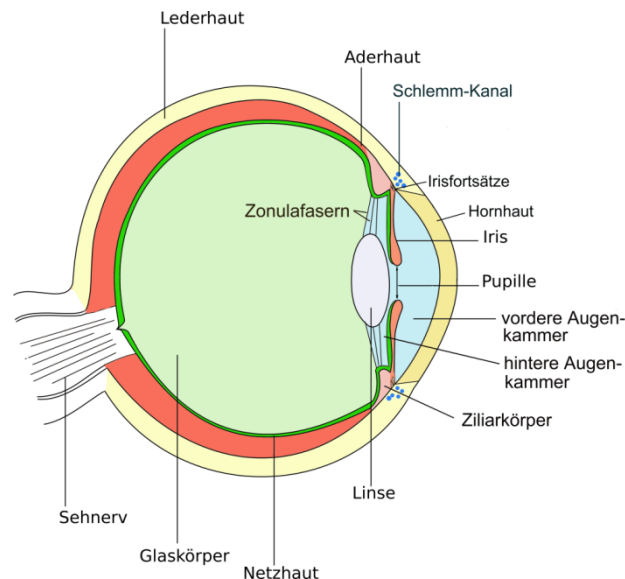


Abb.1.1 Anatomie des Augapfels [I]

1.2 Das Auge als optischer Apparat

Der Aufbau des Auges ist dem eines Fotoapparates gleichzusetzen. Die brechenden Medien Hornhaut und Linse entsprechen dem Linsensystem, die Iris regelt wie die Blende den Lichteinfall sowie die Tiefenschärfe und die Retina bildet den Film der Kamera. Die Linse dient zusätzlich zur Feineinstellung [4].

1.3 Refraktion

Als Refraktion bezeichnet man das Verhältnis der Brechkraft von Hornhaut und Linse zur Achsenlänge des Bulbus. Physiologisch ist eine Gesamtbrechkraft von etwa 63 Dioptrien (Brechkraft der Hornhaut: zirka 43 Dioptrien, Brechkraft der Linse etwa 20 Dioptrien) und eine Achsenlänge von etwa 24 mm [5].

1.4 Aufbau der Linse (Lens crystallina)

Die Linse ist ein epitheliales, transparentes Gewebe, das weder Blutgefäße noch Nervenstrukturen enthält [6]. Bikonvex geformt, liegt sie mit einem Durchmesser von 10-12 mm beim Erwachsenen und 7 mm beim Kind hinter der Iris in der Fossa patellaris des Glaskörpers (Corpus vitreum). Ihr Gewicht nimmt in Abhängigkeit des Alters um das 5-fache zu und beträgt beim Erwachsenen zirka 300 mg [7]. Sie besteht aus dem Embryonalkern (Produkt des Wachstums der primären Linsenfasern), dem fetalen Kern (sein Wachstum ist zum Zeitpunkt der Geburt bereits abgeschlossen), dem adulten Kern (er erscheint während der 3. Dekade des Lebens durch fortgesetzte Apposition der Linsenfasern, die aus den Epithelzellen des Äquators entstehen) [8], dem Kortex (er umgibt den adulten Kern), dem kubischen Linsenepithel (es wächst vom Äquator aus nach innen), dem Äquator (hier entstehen durch Differenzierungsprozesse der Epithelzellen kontinuierlich neue Linsenfasern) [9], der vorderen Linsenkapsel (sie steht mit dem Kammerwasser in Kontakt), der hinteren Linsenkapsel (sie steht über das Ligamentum hyalocapsulare mit dem Glaskörper in Verbindung) und schließlich aus den Zonulafasern (über diese ist die Linse in den Ziliarkörper gespannt) [10].

1.5 Zusammensetzung der Linse

Die Linse besteht im Wesentlichen aus Proteinen (60%), stabilen Kristallinen (α, β, γ), und Wasser. Die Kristalline -zeitlebens ergänzt jedoch nicht ausgetauscht- sowie der hohe Wassergehalt tragen zur Transparenz des Organs bei [11]. Die Ernährung erfolgt hauptsächlich über das Kammerwasser und den Glaskörper durch Diffusion von Wasser sowie Glukose [12]. Wegen der negativen Ladung der Kristalline enthält die Linse eine Vielzahl an Kationen. Deren Pumpen, welche sich im Linsenepithel befinden, befördern Kalium in die Linse hinein und Natrium in das Kammerwasser hinaus. Der Kalziumgehalt wird durch aktiven Transport sehr gering gehalten. Treten Störungen der Transportfunktionen oder der Zusammensetzung des Kammerwassers auf, können beispielsweise Linsentrübungen die Folge sein [13]. Zum Ausgleich der oxidativen Wirkung insbesondere von kurzwelligem Licht auf die Linsenproteine besitzt die Linse anti-oxidative Mechanismen. Hierbei spielen der hohe Ascorbingehalt sowie die Enzyme Katalase, Superoxid-Dismutase und Glutathion-Peroxidase eine entscheidende Rolle [14].

1.6 Physiologie der Linse

Beim emmetropen Auge werden parallele Lichtstrahlen aus dem Unendlichen scharf auf der Retina abgebildet. Dabei ist der Ziliarkörper entspannt und die gespannten Zonulafasern halten die Linse in einer flachen Form. Aufgrund ihrer Eigenelastizität hat sie das schlichte Bestreben, sich zu einer Kugelform abzurunden. Bei Kontraktion des Corpus ziliare wird diesem Bestreben nachgegeben und die Brechkraft der Linse erhöht sich, sodass Gegenstände in der Nähe scharf auf der Netzhaut abgebildet werden [15]. Infolge der Abnahme des Wassergehalts, der spezifischen Gewichtszunahme und der Verdichtung entsteht allmählich ein sich vergrößernder, verhärtender, im Alter oft gelblich oder bräunlich gefärbter Linsenkern. Dabei lässt die Linseneigenelastizität und -flexibilität nach [16], sodass sich die Akkommodationsfähigkeit verringert (Presbyopie) [17].

1.7 Katarakt (Synonym: Grauer Star)

Der Ausdruck Katarakt geht auf das lateinische Wort „Cataracta“ zurück, das wiederum seinen Ursprung im griechischen Terminus „kata-rrháktes“ (der Wasserfall) findet. Im Mittelalter war man der Meinung, dass die in der Pupille erkennbare graue Farbe geronnene Flüssigkeit sei, die sich vom Gehirn aus nach unten hinter die Iris ergossen und verdichtet hätte. Erst im 18. Jahrhundert erkannte der Franzose Michel Briseau (1676-1743), dass der graue Star einfach eine Trübung der Linse ist [18].

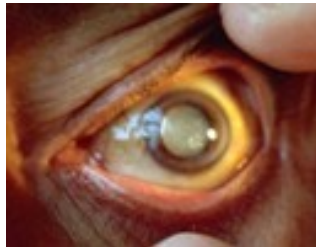


Abb.1.2 Katarakt am menschlichen Auge [II]

1.8 Klinik

Die Symptomatik der gesamten Kataraktformen ist im Grunde genommen gleich. Zu Beginn treten durch Lichtstreuung an der beginnenden Trübung vermehrtes Blendungsempfinden, manchmal auch Doppelt- oder Mehrfachsehen auf. Die Farben verlieren an Intensität, die Sehschärfe nimmt zunehmend ab. Der/die PatientIn nimmt sein/ihr Umfeld in einen Nebel getaucht wahr. Bei Kerntrübungen entsteht wegen der Veränderung des Brechungsindex eine lentogene Myopie des Auges. Der/die Betroffene kann mit zunehmendem Alter wieder ohne Sehbehelf lesen, da die neu aufgetretene Kurzsichtigkeit die Alterssichtigkeit ausgleicht. Schließlich kann die Katarakt so massiv ausgeprägt sein, dass es dem/der PatientIn nur noch möglich ist eine Lichtquelle korrekt zu lokalisieren [19].

Diagnose: Am besten lässt sich der graue Star mittels Spaltlampenmikroskop anhand der „Schatten“ im rückfallenden, roten Licht bei erweiterter Pupille erkennen. Seine Größe und Ausdehnung ist ein grobes Maß für das Sehvermögen des Betroffenen [20].

Als Differentialdiagnosen kommen ein primär chronisches Offenwinkelglaukom einerseits und eine senile Makuladegeneration andererseits in Betracht, die zu einer langsamen und schmerzlosen Sehverschlechterung im Alter führen und nur durch ophthalmologische Untersuchungen erkannt werden können [21].

1.9 Geschichte der Kataraktoperation

Bereits im 2.-3. Jahrhundert nach Christus wurde der Starstich (Linsenreklination) als erste Linsenoperation durchgeführt [22]. Dabei wurde die trübe Linse mit einer Nadel über den Ziliarkörper luxiert und nach hinten in den Glaskörperraum gedrückt. Mit dieser Methode konnte zwar wieder genügend Licht über die Pupille in das Augeninnere gelangen, jedoch verursachte man mit dieser Behandlungsweise nicht selten Infektionen, die zu gravierenden Komplikationen bis hin zur Erblindung führen konnten. Beispielsweise war der Komponist Johann Sebastian Bach nach misslungenen Eingriffen an beiden Augen nicht mehr imstande sich zu erholen und verstarb an den Folgen dieser Operation [23].



Abb. 1.3 Illustrative Darstellung der Starstichoperation [III]

1.10 Anästhesie bei Kataraktoperationen

Bei kooperativen Patienten erfolgt die Intervention für gewöhnlich unter Lokalanästhesie. Meist wird das Anästhetikum durch retrobulbäre Injektion in die Nähe des Ganglion ciliare infiltriert und sorgt auf diese Weise für die Schmerzausschaltung und Bewegungsunfähigkeit des Augapfels. Fakultativ kann auch eine Betäubung der Lider durchgeführt werden [24]. Unter bestimmten Umständen, wie etwa bei ängstlichen Patienten oder Patienten, die an endokrinen Orbitopathien leiden, wird die Operation unter Vollnarkose favorisiert [25].

1.11 Wellenfront

Der ‚Interactive Wavefront Scanner‘, beruhend auf dem modifizierten Prinzip des Optometers nach dem jesuitischen Philosoph Christoph Scheiner aus dem Jahre 1619, vermag bis zu 70 Stellen am Pupilleneingang im Durchmesser von 0,5 mm festzulegen und auf visuelle Aberrationen zu untersuchen [26].

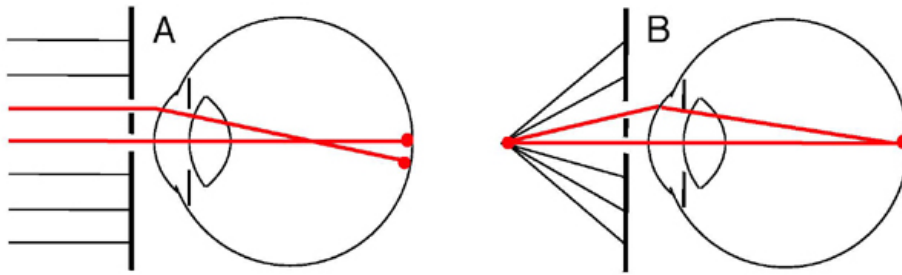


Abb. 1.4 Erklärung des Scheiner Prinzips [IV]

Blickt ein Proband mit aberrationsfreiem, emmetropem Auge durch die beiden Löcher einer Platte hindurch auf eine Lichtquelle, werden die Lichtstrahlen auf der Fovea zu einem scharfen Punkt gebündelt, sodass sich ihm eine einzige Abbildung präsentiert. (B) Liegen Ametropie oder Aberration vor, formt die Lichtquelle zwei retinale Spots (A) - gekreuzt bei Myopie und ungekreuzt bei Hypermetropie.

Zur Erlangung eines einzelnen Messwertes zentriert der Patient mit einem Joystick den beweglichen Testpunkt aus der Peripherie in das Zentrum eines festgelegten Fadenkreuzes und fixiert diesen per Knopfdruck, wenn er der Meinung ist den Mittelpunkt erreicht zu haben. Trotz der dabei entstehenden Winkeländerung des Lichtstrahles kann der Scanner die ursprünglich fixierte Position auf der Kornea aufrechterhalten. Der dadurch ermittelbare Winkel ist nötig um die jeweilige Aberration zu ebenen und repräsentiert gleichzeitig die Neigung der Wellenfront dieser Lokalisation.

Analysemethode: Der Scanner erstellt ein Set an Winkelpaaren, gemessen an jedem der geprüften Punkte innerhalb der Pupille. Unter Verwendung der Methode der kleinsten Quadrate werden die Neigungsmesswerte den Derivaten der Zernike Polynome angepasst. Die daraus abgeleiteten Koeffizienten werden nun verwendet, um das Ausmaß der

individuellen Aberrationen abzuschätzen und die gesamten Wellenfrontaberrationen des Auges zu rekonstruieren. Letztere werden schließlich zur Errechnung der Pupillenfunktion des Auges herangezogen [26].

1.12 Pentacam

Mittels einer rotierenden Scheimpflug-Kamera vermisst die ‚Pentacam‘ den kompletten vorderen Augenabschnitt von der vorderen Hornhautoberfläche bis zur Rückseite der Linse und erstellt unter Verwendung einer speziellen Software nach Auswertung der Daten sein dreidimensionales Modell. Sie bestimmt objektiv neben den Zentralradien, der Hornhautsphärizität und den verschiedenen Krümmungs- und Höhendarstellungen den Kammerwinkel, das Kammervolumen, die Kammerhöhe sowie die Lichtdurchlässigkeit der Linse.

Die Untersuchung erfolgt kontaktlos und dauert nur wenige Sekunden. Störungen der Augenbewegungen werden vom System erkannt und können sofort korrigiert werden [27].



Abb. 1.5 Oculus Pentacam [V]

2 Methoden und Patienten

2.1 Operationstechnik

Die derzeitige Methode der Wahl in der Chirurgie des grauen Stars ist die extrakapsuläre Kataraktoperation mit Implantation einer Hinterkammerlinse [28]. Nach Inzision des Bulbus auf temporaler Seite [29] mit Hilfe einer Diamantlanze [30] wird mit einer scharfen, gebogenen Kanüle die Vorderkapsel auf Höhe der erweiterten Pupille nach Kapsulorrhexis-Technik eröffnet [31]. Anschließend werden lediglich Linsenkern und-rinde entfernt, sodass die hintere Kapsel sowie die Zonulaaufhängung erhalten bleiben. Vorwiegend mittels Phakoemulsifikation (Phako = gr. Linse; Emulsifikation von lat. emulgere = lat. ab-, ausschöpfen und facere= tun) [32] wird der Linsenkern unter Verwendung eines Ultraschallgerätes [33], dessen Kopf aus einem feinen Titanrohr besteht und das mit Ultraschallfrequenzen in Längsrichtung schwingt [34], zerkleinert („emulsifiziert“) [35] und seine Kernbruchstücke schließlich über das Rohr abgesaugt [36]. Danach wird die weichere Linsenrinde durch ein spezielles Saug-Spül-Verfahren gelöst und die im Auge verbliebene hintere Kapsel gereinigt, sodass die Hinterkammerlinse schließlich implantiert werden kann [37].

2.2 IOL-Berechnung

Eine implantierte IOL muss die Brechkraft der natürlichen Linse ersetzen. Um ihre erforderliche Stärke festlegen zu können, benötigt man die Länge des Bulbus, die sich mit einem Ultraschallgerät oder optischer Laserinterferenz ermitteln lässt und zudem die Hornhautradien, die man mit optischen Reflexmethoden herausfinden kann. Gemeinsam mit dem Brechungsindex der Kunstlinse sowie der plausiblen Annahme ihrer definitiven Position im Auge ist man im Stande, die IOL-Stärke auf etwa $\frac{1}{2}$ Dioptrie genau zu errechnen. Zusätzlich sollte die Refraktion des zweiten Auges beachtet werden, da eine Refraktionsdifferenz von 3-4 dpt. zwischen beiden Augen wegen ungleicher Abbildungsgröße des wahrgenommenen Gegenstandes auf der Retina erfahrungsgemäß zu Fusionsstörungen der verschieden großen Bilder führen kann [38].

2.3 IOL-D

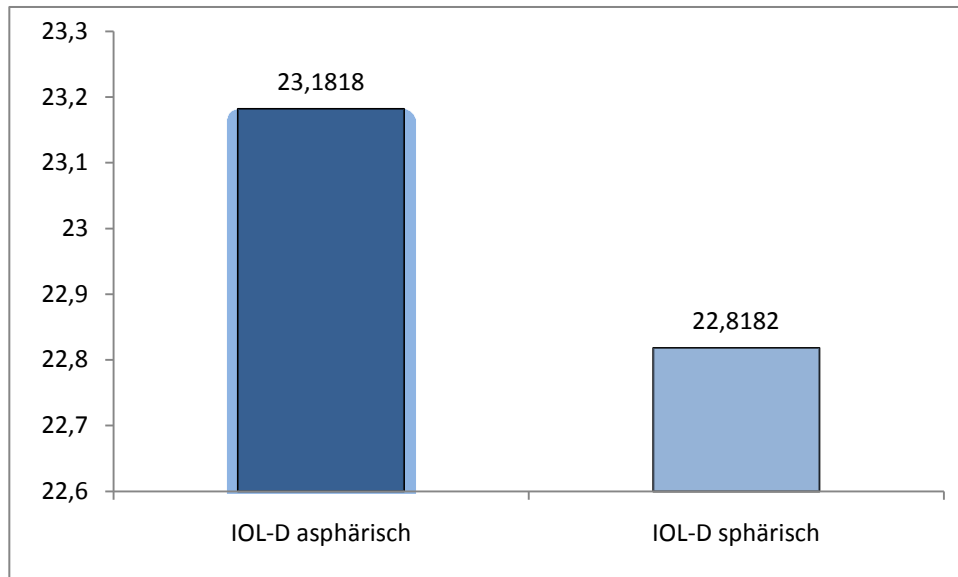


Abb. 2.1: IOL-D: Stärke der implantierten IOL in Dioptrien.

Bei einem P-Wert von 0,617 bestand keine Signifikanz hinsichtlich IOL-Ds zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug 22,81 Dioptrien mit einer Standardabweichung von +/- 1,87447. Der kleinste Wert lag bei 19,50, der größte bei 26,00.

Der Mittelwert der asphärischen Linse betrug 23,1818 Dioptrien mit einer Standardabweichung von +/- 2,12453. Das Minimum lag bei 20,50, das Maximum bei 27,50.

2.4 Pupillenweite

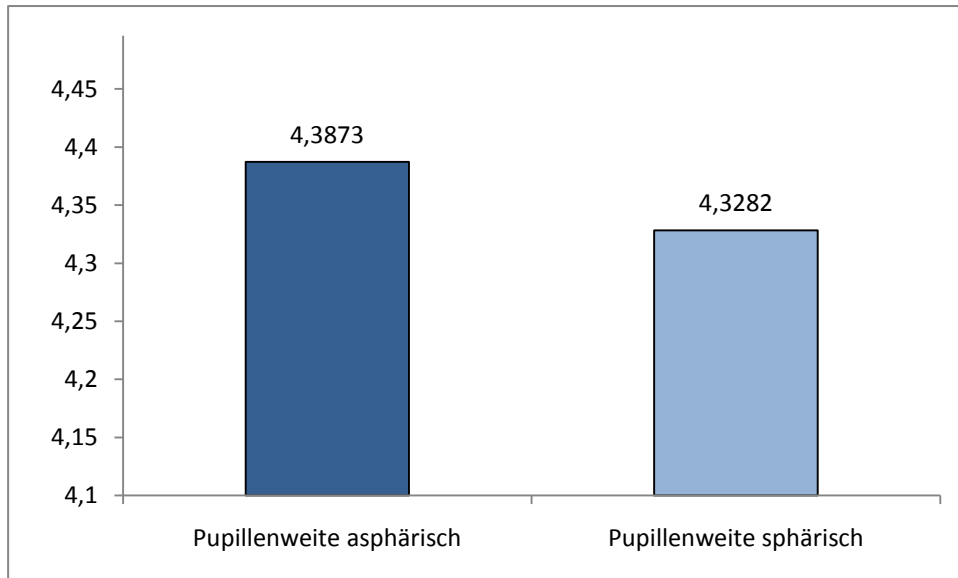


Abb. 2.2: Vergleich der Pupillenweite der Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,880 bestand keine Signifikanz hinsichtlich der Pupillenweite zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Die durchschnittliche Pupillenweite bei asphärischen IOLs betrug 4,3873 mm mit einer Standardabweichung von +/- 0,67042. Der kleinste Wert lag bei 3,43 mm, der größte bei 5,33 mm.

Der Mittelwert der Pupillenweite bei sphärischen IOLs betrug 4,3282 mm mit einer Standardabweichung von +/- 0,72213. Das Minimum lag bei 3,22, das Maximum bei 5,36 mm.

2.5 Sphärische Aberration der Hornhaut

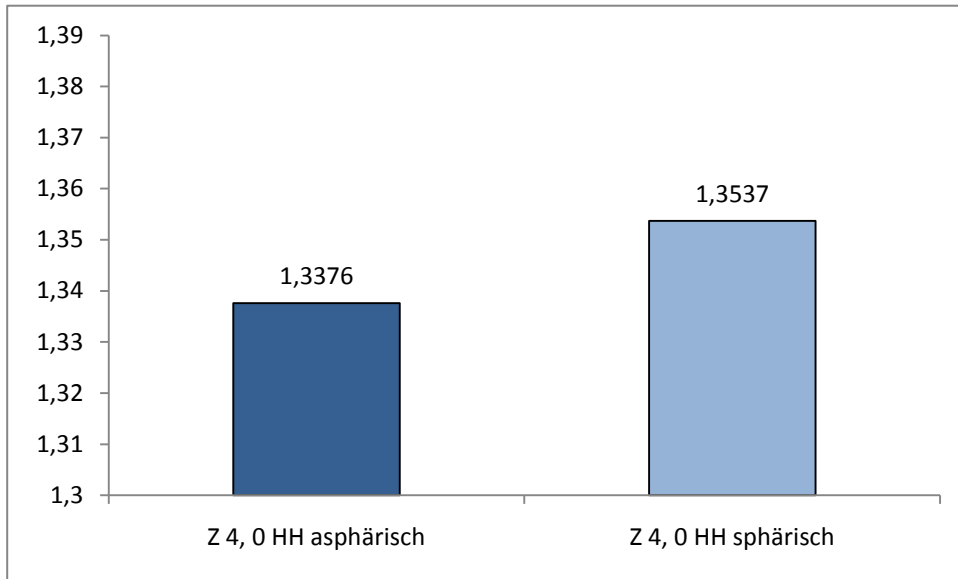


Abb. 2.3: Vergleich der sphärischen Aberration der Hornhaut zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,798 ergab sich keine Signifikanz hinsichtlich der sphärischen Aberration der Hornhaut bei Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug 1,3537 µm mit einer Standardabweichung von +/-0,21209 µm. Der kleinste Wert lag bei 1,06 µm, der größte Wert bei 1,70 µm.

Der durchschnittliche Wert der asphärischen Linse betrug 1,3376 µm mit einer Standardabweichung von +/- 0,20114 µm. Das Minimum lag bei 1,00 µm, das Maximum bei 1,63µm.

3 Ergebnisse

3.1 Fernvisus

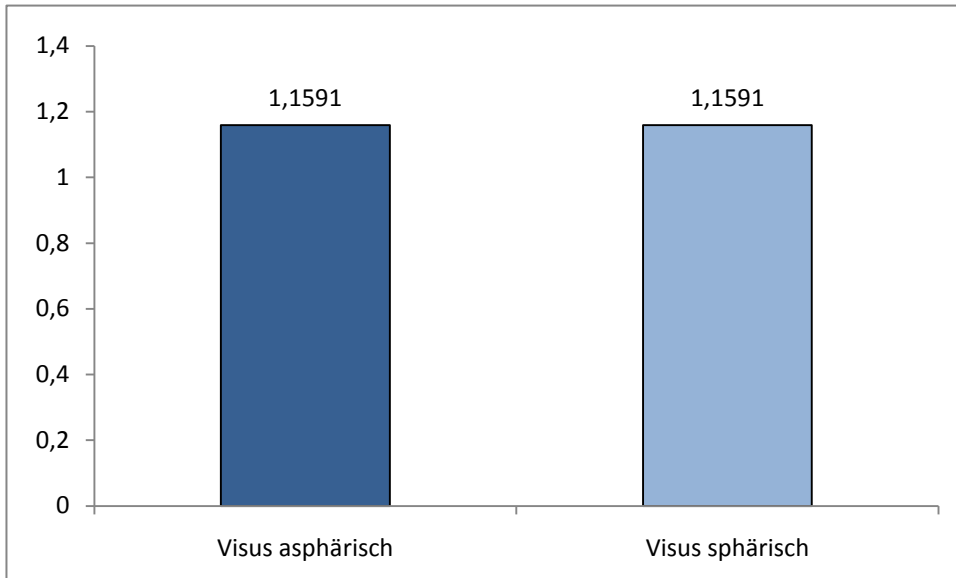


Abb. 3.1: Vergleich des Visus zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 1,000 bestand keine Signifikanz hinsichtlich des Visus bei Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug 1,1591 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,12613 (Dezimal). Der kleinste Wert lag bei 1,00 (Dezimal), der größte bei 1,25 (Dezimal).

Der durchschnittliche Wert der asphärischen Linse ergab 1,1591 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/-0,12613 (Dezimal). Das Minimum lag bei 1,00 (Dezimal), das Maximum bei 1,25 (Dezimal).

3.2 Nahvisus

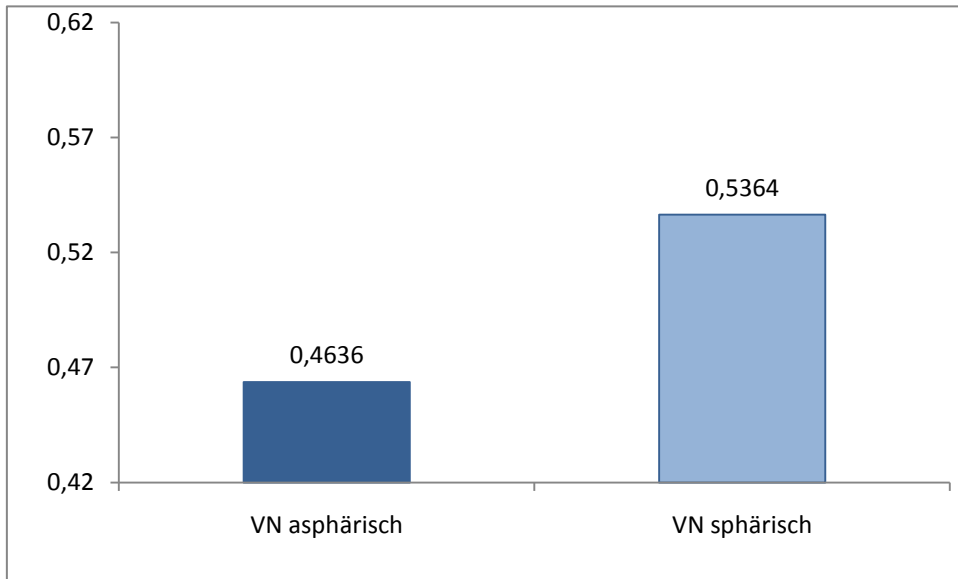


Abb. 3.2: Vergleich des Visus für die Nähe zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,624 ergab sich keine Signifikanz hinsichtlich des Visus für die Nähe zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Die durchschnittliche Refraktion der sphärischen Augen mit IOLs beträgt 0,5364 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/-0,16293 (Dezimal). Das Minimum liegt bei 0,30 (Dezimal), das Maximum bei 0,80 (Dezimal).

Der durchschnittliche Wert der asphärischen Augen mit IOLs betrug 0,4636 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,14334 (Dezimal). Das Minimum lag bei 0,20 (Dezimal), das Maximum bei 0,70 (Dezimal).

3.3 Refraktion

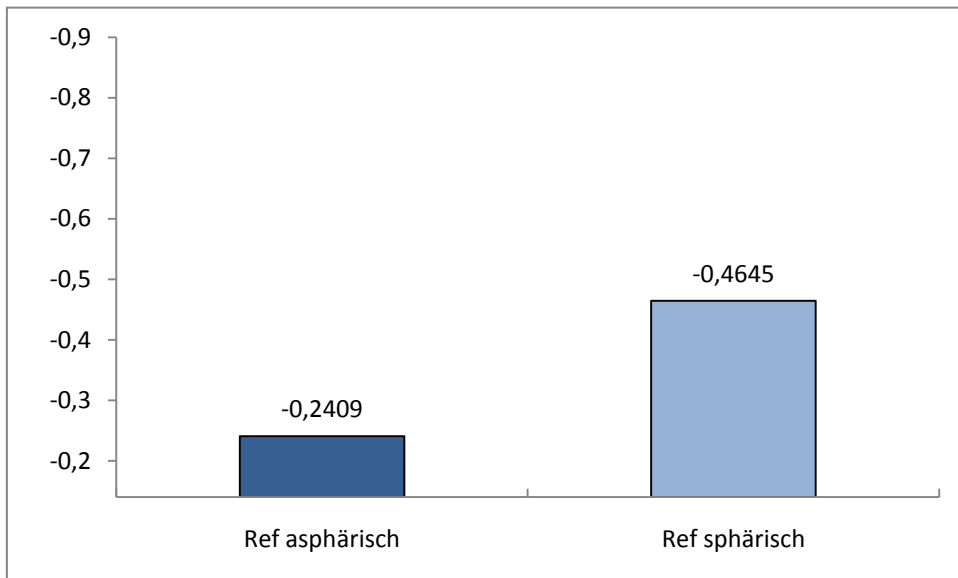


Abb. 3.3: Vergleich der Refraktion zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,761 ergab sich keine Signifikanz hinsichtlich der Refraktion zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der Augen mit sphärischen IOLs betrug -0,4645 Dioptrien, mit einer Standardabweichung von +/- 0,93230 Dioptrien. Das Minimum lag bei -1,87, das Maximum bei 0,75.

Der durchschnittliche Wert der asphärischen Linse betrug -0,2409 Dioptrien mit einer Standardabweichung von +/- 0,97129. Der kleinste Wert lag bei -2,40 Dioptrien, das Maximum bei 0,75.

3.4 Kontrastsehen unter photopischen Bedingungen (83Lux)

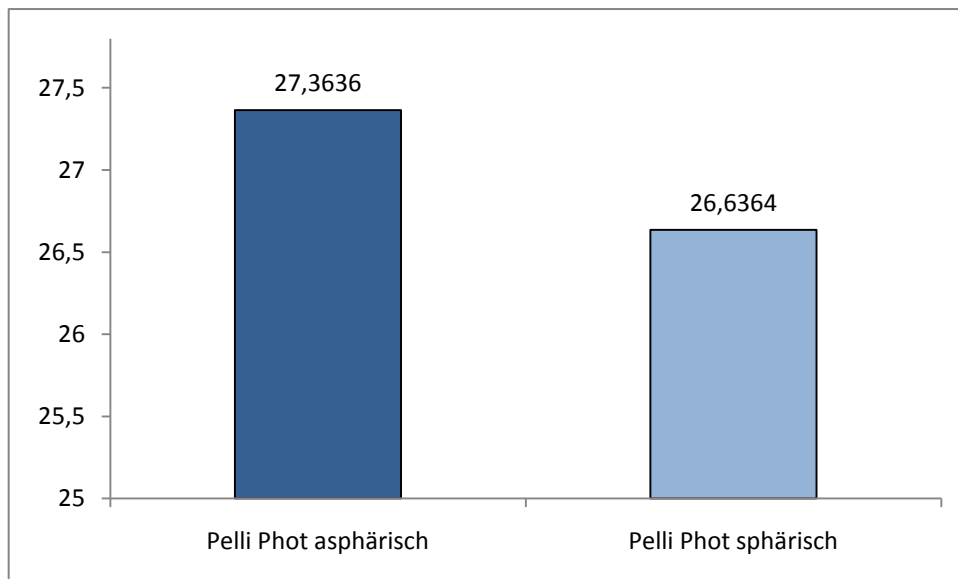


Abb. 3.4: Vergleich mittels Pelli Robson Charts zwischen Augen mit sphärischen und jenen mit asphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,989 bestand keine Signifikanz hinsichtlich Kontrastsehen bei normalem Licht (photopisch) zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der durchschnittliche Wert der sphärischen Linse betrug 26,6365 Zeichen mit einer Standardabweichung von +/- 3,85416. Das Minimum lag bei 18,00 und das Maximum bei 30,00.

Der Mittelwert der asphärischen Linse ergab 27,3636 Zeichen mit einer Standardabweichung von +/- 4,80151. Der kleinste Wert lag bei 14,00, der größte bei 30,00.

3.5 Kontrastsehen unter mesopischen Bedingungen (5Lux)

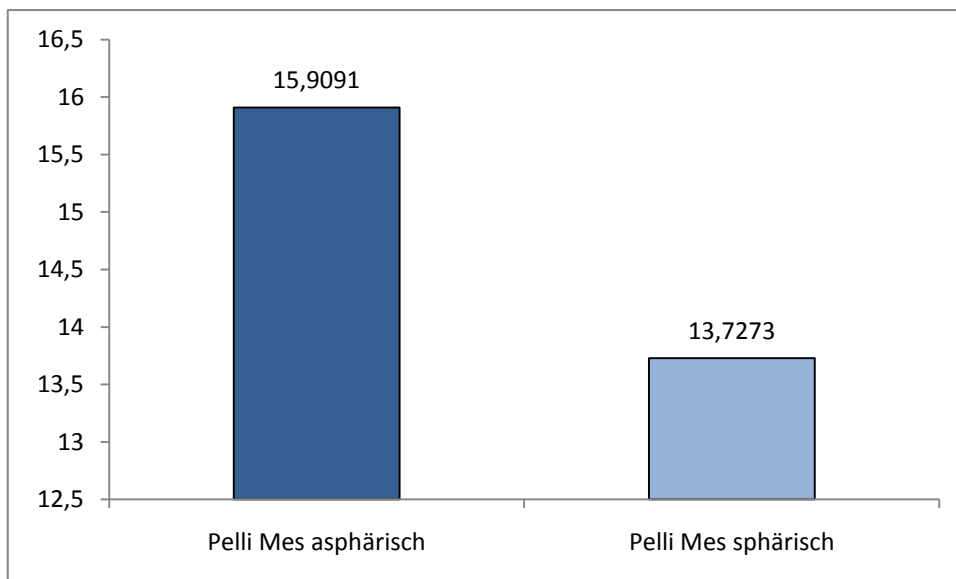


Abb. 3.5 Vergleich mittels Pelli Robson Charts zwischen Augen mit sphärischen und jenen mit asphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,298 besteht keine Signifikanz hinsichtlich Kontrastsehen bei wenig Licht (mesopisch) zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der durchschnittliche Wert der sphärischen Linse betrug 13,7273 Zeichen mit einer Standardabweichung von +/- 4,88039. Der kleinste Wert lag bei 6,00, der größte bei 21.

Der Mittelwert der asphärischen Linse betrug 15,9091 Zeichen mit einer Standardabweichung von +/- 3,75379. Das Minimum lag bei 10,00, das Maximum bei 22,00.

3.6 Pseudoakkommodation

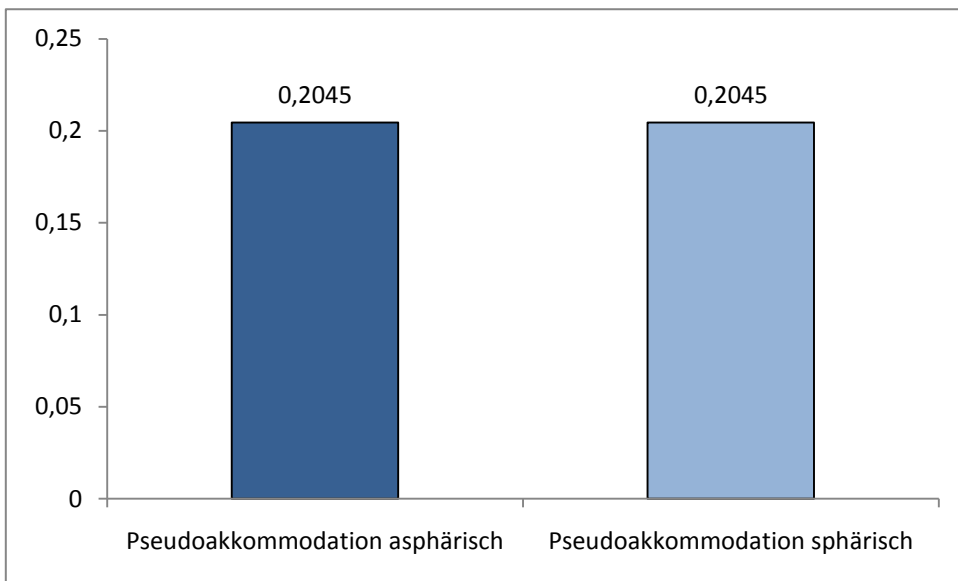


Abb.3.6: Vergleich der Pseudoakkommodation zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,393 bestand keine Signifikanz hinsichtlich der Pseudoakkommodation zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der asphärischen IOLs betrug 0,2045 mit einer Standardabweichung von +/- 0,15076. Das Minimum lag bei 0,00, das Maximum bei 0,50.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug ebenfalls 0,2045 mit einer Standardabweichung von +/- 0,18769. Das Minimum lag bei 0,00, das Maximum bei 0,50.

3.7 Root Mean Square (RMS)

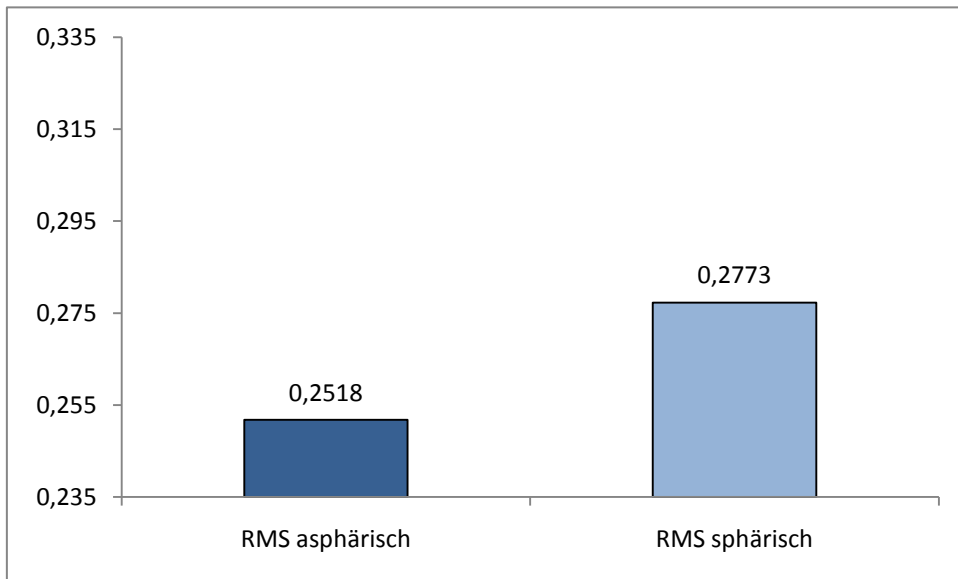


Abb. 3.7: Vergleich der Wellenfront zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,625 bestand keine Signifikanz hinsichtlich der RMS (Root Mean Square) zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse ergab 0,2773 μm mit einer Standardabweichung von +/-0,18001 μm. Der kleinste Wert lag bei 0,09 μm, der größte bei 0,73 μm.

Der durchschnittliche Wert bei asphärischen Linsen ergab 0,2518 μm mit einer Standardabweichung von +/-0,13549 μm. Das Minimum lag bei 0,08 μm, das Maximum bei 0,48 μm.

3.8 Gesamte Aberration des Auges

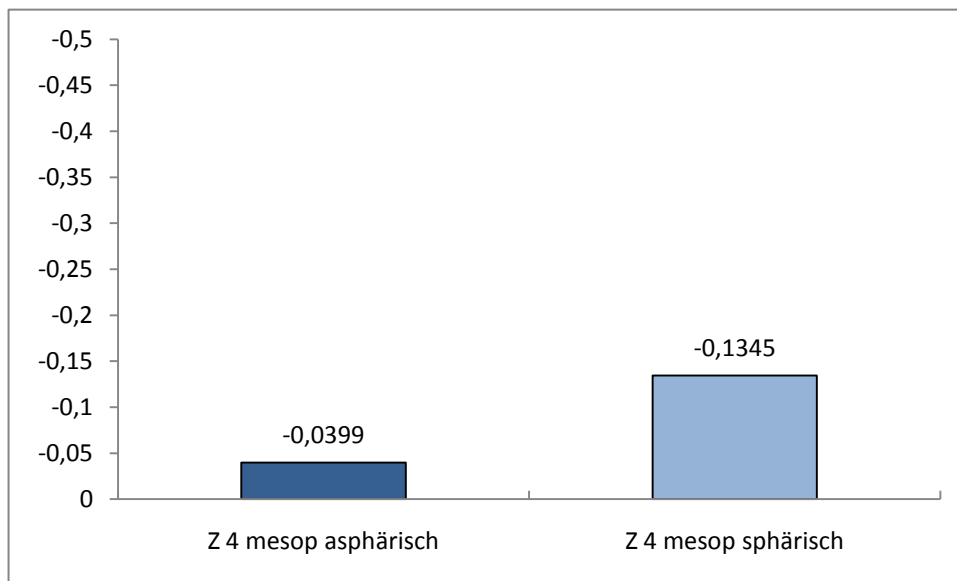


Abb. 3.8: Vergleich der gesamten Aberration des Auges zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,184 bestand keine Signifikanz hinsichtlich der gesamten Aberration des Auges zwischen Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug $-0,1345 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $\pm 0,17194 \mu\text{m}$. Das Minimum lag bei $-0,39 \mu\text{m}$, das Maximum bei $0,28 \mu\text{m}$.

Der durchschnittliche Wert der asphärischen Linse betrug $-0,399 \mu\text{m}$ mit einer Standardabweichung von $\pm 0,08127 \mu\text{m}$. Der niedrigste Wert lag bei $-0,17 \mu\text{m}$, der höchste bei $0,09 \mu\text{m}$.

3.9 Defocus

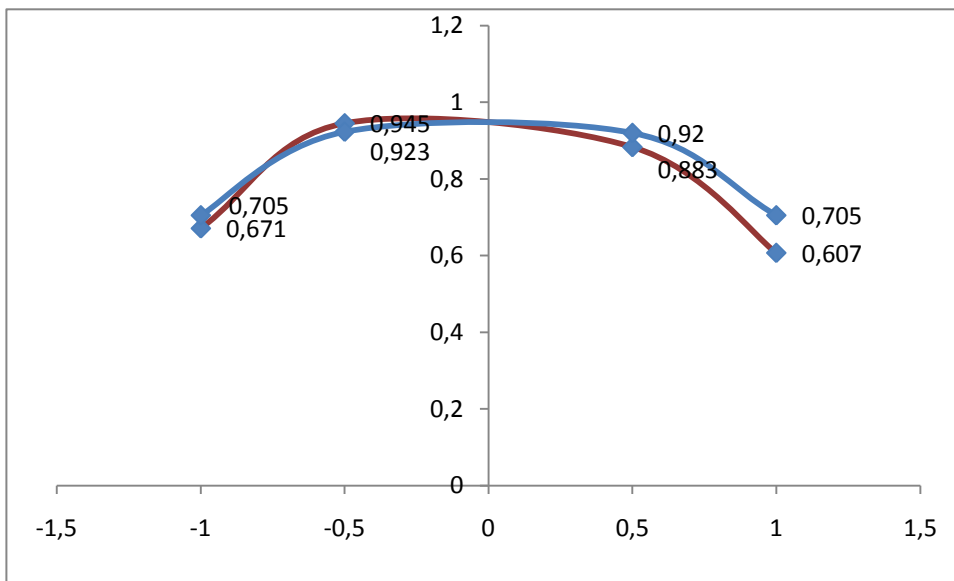


Abb. 3.9: Vergleich der den Defocus beschreibenden Graphen zwischen Augen mit sphärischen und sphärischen IOLs.

Bei einem P-Wert von 0,798 auf der Höhe von -0,5 Dioptrien bestand keine Signifikanz in der Defocuskurve zwischen Augen mit sphärischen und sphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug 0,9230 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,15138 (Dezimal). Der kleinste Wert lag bei 0,80 (Dezimal), der größte bei 1,25 (Dezimal).

Der durchschnittliche Wert der sphärischen Linse ergab 0,9450 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,14615 (Dezimal). Das Minimum befand sich bei 0,80 (Dezimal), das Maximum bei 1,25 (Dezimal).

Bei einem P-Wert von 0,532 auf der Höhe von -1,0 Dioptrien bestand keine Signifikanz in der Defocuskurve zwischen Augen mit sphärischen und sphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug 0,7050 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,14308 (Dezimal). Das Minimum lag bei 0,50 (Dezimal), das Maximum bei 1,00 (Dezimal)

Der durchschnittliche Wert der sphärischen Linse lag bei 0,6710 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,13577 (Dezimal). Der kleinste Wert befand sich bei 0,50 (Dezimal), der größte bei 1,00 (Dezimal).

Bei einem P-Wert von 0,241 auf der Höhe von + 0,5 Dioptrien bestand keine Signifikanz in der Defocuskurve bei Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der Mittelwert der sphärischen Linse betrug 0,9200 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,10328 (Dezimal). Das Minimum lag bei 0,80 (Dezimal), das Maximum bei 1,00 (Dezimal).

Der durchschnittliche Wert der asphärischen Linse lag bei 0,8830 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,13334 (Dezimal). Der kleinste Wert lag bei 0,63 (Dezimal), der größte bei 1,00 (Dezimal).

Bei einem P-Wert von 0,684 auf der Höhe von +1,0 Dioptrien ergab sich keine Signifikanz in der Defocuskurve bei Augen mit sphärischen und asphärischen IOLs.

Der durchschnittliche Wert der sphärischen Linse lag bei 0,7050 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/-0,14308 (Dezimal). Das Minimum lag bei 0,50 (Dezimal), das Maximum bei 1,00 (Dezimal).

Der Mittelwert der asphärischen Linse ergab 0,6070 (Dezimal) mit einer Standardabweichung von +/- 0,14236 (Dezimal). Der kleinste Wert lag bei 0,32 (Dezimal), der größte bei 0,80 (Dezimal).

4 Diskussion

Bei Augen junger Menschen ist die negative, sphärische Aberration der natürlichen Linse im Stande die positiv sphärische Aberration der Kornea zu kompensieren. Mit steigendem Alter lässt die Negativität jedoch nach und tendiert sogar dazu in den positiven Bereich überzugehen. Dadurch wiederum vergrößert sich die totale, sphärische Aberration des Auges [39]. Aus diesem Grund verschlechtern unter Umständen konventionelle, plankonvexe oder bikonvexe IOLs die Bildqualität durch steigende, sphärische Aberration des Auges [40]. Dank weiterentwickelter Technik in der Kataraktchirurgie [39] und mit dem Anbruch der neuen Generation von aberrations-korrigierenden, Intraokularlinsen konnten Verbesserungen der Sehschärfe sowie des Effekts optischer sowie visueller Qualität nach Kataraktoperationen erlangt werden [40].

Shinichiro Ohtani et al. etwa verglichen in ihrer intraindividuellen Studie asphärische IOLs (Tecnis Z9000; AMO Inc, Santa Ana, California, USA) mit sphärischen (CeeOn 911A; AMO Inc) und stellten keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen bezüglich BSCVA (best spectacle-corrected visual acuity), Dezentrierung und Verkippung der IOLs, Trübungsgrad der hinteren Kapsel sowie im Fernvisus („all-distance visual acuity“) fest. Auch hinsichtlich der kornealen Wellenfrontaberrationen zeigte sich keine eklatante Differenz in dritter und in vierter Ordnung, wohl aber ergab sich bei den intraokularen Wellenfrontaberrationen asphärischer IOLs vierter Ordnung RMS ein signifikant niedrigerer Wert ($P < 0.001$) als bei den sphärischen IOLs, nicht jedoch in dritter Ordnung RMS [41]. Im Vergleich dazu konnte in unserer Studie kein auffällender Antagonismus zwischen den beiden IOLs im Hinblick auf Wellenfront, sphärischer Aberration der Hornhaut, Refraktion und Gesamtaberration des Auges aufgefunden werden.

Bei Ohtanis Untersuchungen des Kontrastempfindens stellten sich keine bedeutungsvollen Abweichungen unter photopischen (180 Lux) und mesopischen (70 Lux) Bedingungen heraus. Unter skotopischen Verhältnissen (15 Lux) ergab sich bei den asphärischen IOLs ein wesentlich besseres Ergebnis ($P > 0.01$) als bei den sphärischen.

Ihren Analysen zu Folge reduzieren asphärische IOLs schließlich ausschlaggebend die okulare, sphärische Aberration und verbessern gleichzeitig das skotopische Sehvermögen [41].

Beim Vergleich des Fernvisus („all-distance VA“) zwischen asphärischen und sphärischen IOLs [41] kamen sie unter anderem zum Erkenntnis, dass sphärische Aberrationen theoretisch die Tiefenschärfe vergrößern und auch die Modulation Transfer Funktion bei hohen Raumfrequenzen bei optimum Focus herabsetzen. Deswegen spielen sphärische Aberrationen eine wichtige Rolle in der Balance zwischen Visus („VA“) und Tiefenschärfe [50].

Rocha et al. legten beim Messen einer Bildauflösung (VA) in 2 out-of-focus Szenarien den Blickpunkt jedes der beiden Augen im Unendlichen fest [„distance corrected“] und ermittelten den Visus („VA“) bei 0,33 und 1m. Dabei erwies sich, dass eine verbleibende sphärische Aberration nach Kataratoperationen einerseits die Tiefenschärfe verbessert, andererseits schien die Defocus-Toleranz bei Augen mit asphärischen IOLs niedriger als bei sphärischen zu sein [40]. Entsprechend unserer Arbeit kam es zu keinen bedeutsamen Unterschieden im Verlauf der Defocus-Kurven und der Pseudoakkommodation. In der Studie von *Shinichiro Ohtani et al* war die Bildauflösung (VA) bei 0,7 und 1,0m in der asphärischen IOL-Gruppe („full-distance corrected) geringfügig schlechter als in der sphärischen IOL-Gruppe. Der Unterschied erreichte jedoch keine statistische Signifikanz. Rochas Resultate weisen darauf hin, dass implantierte, asphärische IOLs die Tiefenschärfe nicht beeinträchtigen. [41]

In einer weiteren intraindividuellen Studie, in der *Shinichiro Ohtani et al.* vorwiegend die Auswirkungen von asphärischen (Tecnis ZA9003, Advanced Medical Optics) und sphärischen (Sensar AR40e, Advanced Medical Optics) IOLs auf die Kontrastempfindlichkeit bei skotopischer (15 Lux), mesopischer (70 Lux) und photopischer (180 Lux) Illumination überprüften und dabei dasselbe IOL-Material und die gleiche Plattform verwendeten, konnten sie wiederum belegen, dass asphärische Intraokularlinsen ein bezeichnend besseres Kontrastsehen unter skotopischen Bedingungen lieferten als sphärische IOLs, ohne hierbei die Tiefenschärfe zu beeinflussen. Die Kontrastsensitivität bei photopischen und mesopischen Bedingungen erbrachte keine erheblichen Unterschiede [42]. Die Ergebnisse unserer Studie können dies nur bestätigen. Sowohl bei mesopischer als auch photopischer Ausleuchtung ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Linsentypen erfassen. Der Visus, gemessen bei 0.3, 0.5, 0.7, 1.0 oder 5.0 Metern („full-distance corrected“) im Forschungsprojekt von *Shinichiro Ohtani et al.*, war in beiden Gruppen annähernd gleich und wies somit keine Signifikanz auf. Keine Signifikanz ließ sich schließlich auch

zwischen beiden IOL-Gruppen im Zusammenhang mit BCVA, der Vorderkammertiefe, der Dezentrierung und Neigung der Linse, der vorderen Kapselöffnung, dem Grad der Hinterkammertrübung sowie dem Pupillendurchmesser erkennen [42]. Gleichmaßen bot sich in unseren Analysen auch keine sichtliche Divergenz bezüglich Pupillenweite unter asphärischen und sphärischen IOLs dar.

Bei seinen Untersuchungen hinsichtlich der kornealen Wellenfrontaberrationen dritter, vierter und höherer Ordnung sowie bei den okularen Wellenfrontaberrationen dritter Ordnung RMS blieben hervorstechende Unterschiede aus. Die asphärische IOL-Gruppe unterwies in punkto okulärer Wellenfrontaberration hingegen deutlich niedrigere Werte im Bereich vierter und höherer Ordnung als die sphärische [42].

Auch *Hongguang Cui et al.* stellten in drei Patientengruppen die Effizienz zweier asphärischer Linsen (Acrysof IQ, SN60WF; Tecnis Z9001) einer sphärischen Linse (Acrysof Natural) gegenüber und erkannten, dass postoperativ alle Patienten über einen BCVA von 20/30 oder besser verfügten. Jedoch erwies sich keine statistische Divergenz unter den drei Linsen. Beim Vergleich der IQ- und der Tecnis-Gruppe mit der Natural-Gruppe hinsichtlich sphärischer Aberration erfuhr er, dass sich die beiden ersten IOLs durch erheblich niedrigere Werte auszeichneten. Trotz des scheinbaren Unterschiedes zwischen den asphärischen und sphärischen Typen bezüglich sphärischer Aberration, blieben markante Differenzen in Aberrationen höherer Ordnung und coma root mean square (RMS) -ermittelt bei einem Pupillendurchmesser von 5mm- aus. [39]

Bei Messungen der Kontrastsensitivität (best spectacle corrected) unter blendfreien Gegebenheiten bewährten sich die asphärischen IQ-Linsen bei einem visuellen Winkel von 6.3° sowie die asphärischen Tecnis-Linsen bei einem visuellen Winkel von 4.0° als wesentlich besser als die sphärische Natural-Linse. Allerdings konnte weder ein Unterschied bei anderen, visuellen Winkeln noch eine Signifikanz zwischen den IQ- und Tecnis-Gruppen nachgewiesen werden. Bei Blendeffekt waren beide asphärischen Linsen jedoch nur bei einem visuellen Winkel von 6.3° erheblich besser als die Kontrolllinse. Signifikante Unterschiede zwischen den asphärischen Linsen kamen ebenfalls nicht zum Vorschein [39]. Forschungen an IQ und Natural IOLs von *Rocha et al.* brachten für die sphärische Aberration, die Gesamtaberration sowie die Aberration höherer Ordnung der IQ-Gruppe definitiv niedrigere Werte hervor als für die Natural-Gruppe.

Keine offensichtliche Differenz stellte sich hinsichtlich „coma“ zwischen den beiden Gruppen dar [43]. Zu einer ähnlichen Erkenntnis kamen auch *Hongguang et al.* .Wie bereits erwähnt lag die intraokulare, sphärische Aberration der IQ-Gruppe bei ihrer Untersuchung signifikant niedriger als bei der sphärischen Linse -gemessen bei einem Pupillendurchmesser von 5 mm. Hingegen konnten sie keine ernstliche Diskrepanz in Bezug auf die Aberration höherer Ordnung oder „coma“ feststellen [39]. Laut einigen, anderen Studien sollen die IOL-Tecnis die intraokulare, sphärische Aberration viel stärker als jene bei sphärische Kunstlinsen senken, jedoch keine bedeutungsvollen, statistischen Distanzen in „coma“ vorweisen [44] [45] [46].

Diese Erhebungen weisen darauf hin, dass asphärisch, modifizierte IOLs sowohl die intraokulare, sphärische Aberration und die Totalaberration besser und effektiver reduzieren können als sphärische IOLs, als auch durch sie die positiv korneale, sphärische Aberration kompensiert und die totale, intraokulare Aberration nach Kataraktextraktion reduziert werden kann. Den Erhebungen von *Hongguang et al.* zufolge gab es auch keinen nennenswerten Unterschied zwischen den asphärischen Gruppen bezüglich Aberration höherer Ordnung, sphärischer Aberration, „coma“ und Gesamtaberration, trotz des unterschiedlichen Linsendesigns [39].

Zusammenfassend sind *Hongguang et al.* der Meinung, dass die Implantation asphärischer IOLs die positiv korneale sphärische Aberration effektiv ausgleichen kann, die Kontrastsensitivität fördert sowie die visuelle Qualität verglichen mit herkömmlichen, sphärischen IOLs nach Kataraktoperationen mittels Phakoemulsifikation verbessert [39].

Marcony R. Santhiago et al. implantierten PatientInnen mit bilateralem Katarakt an einem Auge eine asphärische IOL (Akreos Advanced Optic[AO]; Bausch & Lomb, Inc., Rochester, NewYork, USA) und am anderen eine sphärische IOL (Akreos Fit; Bausch and Lomb, Inc). Dabei stellte sich keine aussagekräftige Signifikanz zwischen den beiden Linsen im Hinblick auf den nahen ($P=0.083$) und mittleren ($P=0.102$) Visus (uncorrected und best-corrected) nach einem Monat und drei Monaten heraus [47]. Unsere Studie lieferte vergleichbare Resultate. Bei Untersuchungen des Fern- und Nahvisus waren keine erheblichen Unterschiede zwischen den asphärischen und sphärischen IOLs auszumachen.

Eine statistisch aussagekräftige Relevanz offenbarte sich ihnen jedoch zwischen den Gruppen in der Kontrastsensitivität. Unter photopischen Umständen bei 12 cpd (cycles per degree) präsentierte sich die Akreos AO IOL erheblich besser als die Akreos Fit IOL,- aber

nur bei 12 (cpd) Raumfrequenz ($P=0.028$) [47]. Auch ein Review von *Montés-Micó et al.* belegt eine hervorgehoben stärkere Effektivität von asphärischen Linsen bei photopischen Gegebenheiten [48].

In der Studie von *Marcony R. Santhiago et al.* zeigte sich bei mesopischer Ausleuchtung die Akreos-AO-IOL bei allen Raumfrequenzen gesichert überlegener gegenüber den anderen Linsen. Die Ergebnisse der Tiefenschärfe waren ähnlich [47]. *Johansson et al.* brachten in ihrer Studie, in der sie sich näher mit der asphärischen Akreos AO- und asphärischen Tecnis-IOL befassten in Erfahrung, dass ein größerer Betrag an sphärischer Aberration bessere Ergebnisse hinsichtlich der Tiefenschärfe nach sich zieht. In diesem Fall übertraf die Akreos-AO-Linse die asphärische Tecnis-IOL [49]. Der Pupillendurchmesser bei beiden IOLs unter photopischen, mesopischen und skotopischen Zuständen in der Publikation von *Marcony R. Santhiago et al.* zeigte sich sehr ähnlich. Ihre asphärische Akreos-AO-Gruppe erzielte bei Aberrationen höherer Ordnung und sphärischer Aberration bei einem Pupillendurchmesser von 5 und 6 mm, entschieden niedrigere Werte als die sphärische Akreos-Fit-Gruppe. Ihre Studie belegte, wie viele andere auch, dass asphärische IOLs zu auffälliger Senkung sphärischer Aberrationen führen [47]. *Johansson et al.* verglichen die asphärische IOL Akreos AO mit der asphärischen IOL Tecnis und verzeichneten deutlich geringere Werte der sphärischen Aberration in der Gruppe der Tecnis-Linsen-Gruppe [49].

Obwohl sich aus unserer Studie keine bedeutenden Unterschiede zwischen asphärischen und sphärischen Intraokularlinsen erkennen lassen, sollte man sich die Implantation von asphärischen Kunstlinsen nach Kataraktoperationen überlegen, da kein Nachteil, aber ein eventueller Vorteil im skotopischen Kontrastsehen bestehen kann [41][42] . Dies begründet sich darin, dass sie im Vergleich zu sphärischen Kunstlinsen sowohl die okuläre Wellenfrontaberration reduzieren [41], als auch die positiv korneale, sphärische Aberration ausgleichen [39]. Auch die Kontrastsensitivität, vor allem unter skotopischen Bedingungen [42], sowie die visuelle Qualität [39] können verbessert werden.

5 Literaturverzeichnis

1. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003.
ISBN: 3-13-1283122 (Seite 4)
2. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 3)
3. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 4)
4. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 2)
5. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 32)
6. O. Autor Stereoskopischer Atlas der Katarakte und anderer Linsenerkrankungen.
Würzburg: Königshausen und Neumann Verlag. ISBN: 978-3-8260-3642-2 (Seite 5)
7. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003.
ISBN: 3-13-1283122 (Seite 146)
8. O. Autor Stereoskopischer Atlas der Katarakte und anderer Linsenerkrankungen.
Würzburg: Königshausen und Neumann Verlag. ISBN: 978-3-8260-3642-2 (Seite 7)
9. O. Autor Stereoskopischer Atlas der Katarakte und anderer Linsenerkrankungen.
Würzburg: Königshausen und Neumann Verlag. ISBN: 978-3-8260-3642-2 (Seite 9)
10. O. Autor Stereoskopischer Atlas der Katarakte und anderer Linsenerkrankungen.
Würzburg: Königshausen und Neumann Verlag. ISBN: 978-3-8260-3642-2 (Seite 13)
11. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 145)
12. O. Autor Stereoskopischer Atlas der Katarakte und anderer Linsenerkrankungen.
Würzburg: Königshausen und Neumann Verlag. ISBN: 978-3-8260-3642-2 (Seite 17)
13. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 146)
14. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 145)
15. Roland Liebsch. Kurzlehrbuch der Augenheilkunde. 1.Auflage. München:
Urban&Fischer Verlag 1999. ISBN: 3-437-41326-0 (Seite 51)

16. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003.
ISBN: 3-13-1283122 (Seite 146)
17. Roland Liebsch. Kurzlehrbuch der Augenheilkunde. 1.Auflage. München:
Urban&Fischer Verlag 1999. ISBN: 3-437-41326-0 (Seite 51)
18. O. Autor Stereoskopischer Atlas der Katarakte und anderer Linsenerkrankungen.
Würzburg: Königshausen und Neumann Verlag. ISBN: 978-3-8260-3642-2 (Seite 25)
19. Roland Liebsch. Kurzlehrbuch der Augenheilkunde. 1.Auflage. München:
Urban&Fischer Verlag 1999. ISBN: 3-437-41326-0 (Seite 126)
20. Roland Liebsch. Kurzlehrbuch der Augenheilkunde. 1.Auflage. München:
Urban&Fischer Verlag 1999. ISBN: 3-437-41326-0 (Seite 127)
21. Roland Liebsch. Kurzlehrbuch der Augenheilkunde. 1.Auflage. München:
Urban&Fischer Verlag 1999. ISBN: 3-437-41326-0 (Seite 131)
22. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003.
ISBN: 3-13-1283122 (Seite 165)
23. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 156)
24. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003.
ISBN: 3-13-1283122 (Seite 164)
25. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 156)
26. Henia Lichter, P. Randall Staver, Keith Thompson, Jose Gracia. InterWave
Aberrometry for Custom Ablation. J International Ophthalmology Clinics 2002.
42(4);41-54. ISSN:0020-8167
27. Firma Oculus [homepage on the internet] Wetzlar; [cited 13.06.2010; 09:38 a.m.]:
Available from: http://www.oculus.de/de/sites/detail_ger.php?page=322
28. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 157)
29. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 156)
30. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008.
ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 157)
31. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003.
ISBN: 3-13-1283122 (Seite 166)

32. Gerhard K. Lang Augenheilkunde. 4.Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2008. ISBN: 978-3-13-102834-1(Seite 183, 184, 185)
33. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008. ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 156)
34. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008. ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 157)
35. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008. ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 156, 157)
36. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008. ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 157)
37. Duale Reihe Augenheilkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2003. ISBN: 3-13-1283122 (Seite 166)
38. Grehn Augenheilkunde. 30.Auflage. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2008. ISBN-13: 978-3-540-75264-6 (Seite 155)
39. Hongguang Cui, Rongrong Hu, Yingying Zhang, Dinghua Lou. Comparison of pseudophakic visual quality in spherical and aspherical intraocular lenses. *Canadian journal of ophthalmology* 2009 June; 44(3):274-8. ISSN:0008-4182
40. Rocha KM, Soriano ES, Chamon W, Chalita MR, Nosé W. spherical aberration and depth of focus in eyes implanted with aspheric and spherical intraocular lenses: A prospective randomized study. *Ophthalmology* 2007 November;114(11);2050-4. ISSN:0161-6420
41. Ohtani S, Gekka S, Honbou M, Kataoka Y, Minami K, Miyata K, Oshika T. One-year prospective inpatient comparison of aspherical and spherical intraocular lenses in patients with bilateral cataract. *American journal of ophthalmology* 2009 June; 147(6);984-9, 989.e1. ISSN:0002-9394
42. Ohtani S, Miyata K, Samejima T, Honbou M, Oshika T. Intraindividual comparison of aspherical and spherical intraocular lenses of same material and platform. *Ophthalmology* 2009 May;116(5):896-901. ISSN:0161-6420
43. Rocha KM, Soriano ES, Chalita MR, Yamada AC, Bottós K, Bottós J, Morimoto L, Nosé W. Wavefront analysis and contrast sensitivity of aspheric and spherical intraocular lenses: A randomized prospective study. *Am J Ophthalmol.* 2006 November;142(5):750-6. ISSN:0002-9394
44. Kasper T, Bühren J, Kohnen T. Visual performance of aspherical and spherical intraocular lenses: Intraindividual comparison of visual acuity, contrast sensitivity

- and higher-order aberrations. *J Cataract Refract Surg.* 2006 December;32(12):2022-9. ISSN:0886-3350
45. Muñoz G, Albarrán-Diego C, Montés-Micó R, Rodríguez-Galietero A, Alió JL. Spherical aberration and contrast sensitivity after cataract surgery with the Tecnis Z9000 intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2006 Aug;32(8):1320-7. ISSN:0886-3350
 46. Bellucci R, Morselli S, Pucci V. Spherical aberration and coma with an aspherical and a spherical intraocular lens in normal age-matched eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2007 February;33(2):203-9. ISSN:0886-3350
 47. Santhiago MR, Netto MV, Barreto J JR, Gomez BA, Mukai A, Guermandi AP, Kara Junior –N. Wavefront analysis, contrast sensitivity, and depth of focus after cataract surgery with aspherical intraocular lens implantation. *American Journal of Ophthalmology* 2010 March; 149(3); 383-9.e1-2. ISSN:0002-9394
 48. Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T, Cervino A. Analysis of the possible benefits of aspheric intraocular lenses: review of the literature. *J Cataract Refract Surg* 2009 January; 35:172-18. ISSN:0886-3350
 49. Johansson B, Sundelin S, Wikberg-Matsson A, Unsbo P, Behndig A. Visual and optical performance of the Akreos Adapt Advanced Optics and Tecnis Z9000 intraocular lenses: Swedish multicenter study. *J Cataract Refract Surg* 2007 September; 33:1565-1572. ISSN:0886-3350
 50. Nio YK, Jansonius NM, Filder V et al. Spherical and irregular aberrations are important for the optimal performance of the human eye. *Ophthalmic Physiol Opt* 2002; 22:103-112

Bilder

- I. Wikimedia [homepage on the internet]. Autor:Talos, [cited 13.06.2010; 10:20 a.m.] <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Auge.png>
- II. World Health Organization. Katarakt [homepage on the internet]. Genf; [cited 13.06.2010; 11:37 a.m.]: Available from: <http://www.who.int/blindness/causes/Cataract%20Peru1.jpg>

- III. Universität Wien. Starstich [homepage on the internet]. Wien: Institut für Sozialgeschichte; [cited 13.06.2010; 11:49 a.m.]: Available from:
<http://www.univie.ac.at/sozialgeschichte-medizin/propst/pic/Starstich.jpg>
- IV. University of Indiana. Visual Science Group. School of Optometry. Scheiner Principle [homepage on the internet]. University of Indiana; [cited 13.06.2010; 13.06 p.m.]: Available from :
<http://research.opt.indiana.edu/Library/WavefrontRefractionChapter/BorishFigsChapter19-02.jpg>
- V. Augenklinik Westfalen. Pentcam der Firma [homepage on the internet]. Dortmund: Augenklinik; [cited 13.06.2010; 13:21 p.m.]: Available from:
<http://www.augenklinik-westfalen.de/Technische-Ausstattung.39.0.html>

6 Glossar und Abkürzungen

G	Gramm
mm	Millimeter
Refraktion	Brechwert der optischen Korrektur
Epithelium/epithelial	oberflächlicher Zellverband
Bikonvex	beidseitig gewölbt
Mg	Milligramm
Emmetropie/emmetrop	Normalsichtigkeit
Akkommodation	dynamische Anpassung der Brechkraft des Auges
Presbyopie	Alterssichtigkeit
Brechungsindex	Brechzahl
Dpt.	Dioptrien
Optometer	Gerät zur Bestimmung der Brechkraft und der Sehweite
Aberration	Abweichung von der idealen Form
Sphärisch	Oberflächenausschnitt einer Kugel
Asphärisch	rotationssymmetrische Oberfläche
IOL	Intraokularlinse
Z4 mesop	okuläre sphärische Aberration unter mesopischen Bedingungen
CMS	Centimeterangabe am Pseudoakkommodometer
IOL-D	Dioptrienstärke der implantierten IOL
Pelli Mes	Pelli-Robson Kontrastsehen mesopisch
Pelli Phot	Pelli-Robson Kontrastsehen photopisch

Ref Refraktion

RMS Root Mean Square

V Visus

VN Visus für die Nähe

Z4, 0 HH sphärische Aberration der Hornhaut

7 Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1.1 Anatomie des Augapfels</i>	1
<i>Abb.1.2 Katarakt am menschlichen Auge</i>	5
<i>Abb.1.3 Illustrative Darstellung der Starstichoperation</i>	7
<i>Abb.1.4 Erklärung des Scheiner Prinzips</i>	9
<i>Abb.1.5 Oculus Pentacam</i>	11
<i>Abb.2.1 IOL-D: Stärke der implantierten IOL in Dioptrien.</i>	14
<i>Abb.2.2 Vergleich der Pupillenweite der Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	15
<i>Abb.2.3 Vergleich der sphärischen Aberration der Hornhaut zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	16
<i>Abb.3.1 Vergleich des Visus zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	17
<i>Abb.3.2 Vergleich des Visus für die Nähe zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	18
<i>Abb.3.3 Vergleich der Refraktion zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	19
<i>Abb.3.4 Vergleich mittels Pelli Robson Charts zwischen Augen mit sphärischen und jenen mit asphärischen IOLs</i>	20
<i>Abb.3.5 Vergleich mittels Pelli Robson Charts zwischen Augen mit sphärischen und jenen mit asphärischen IOLs</i>	21
<i>Abb.3.6 Vergleich der Pseudoakkommodation zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	22
<i>Abb.3.7 Vergleich der Wellenfront zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs</i>	23

Abb.3.8 Vergleich der gesamten Aberration des Auges zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs..... 24

Abb.3.9 Vergleich der den Defocus beschreibenden Graphen zwischen Augen mit asphärischen und sphärischen IOLs 25

8 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Raimund Forster

Geburtsdatum: 08.10.1984

Geburtsort: Graz

Schulbildung

1991-1994: Volksschule, St.Nikolai/Draßling

1995-2003: Bundesgymnasium Leibnitz

Präsenzdienst:

06/03- 02/04: Gablenz-Kaserne Graz/ Erzherzog Johann Kaserne Strass

Hochschulbildung

10/2004: Studienbeginn Humanmedizin an der Medizinischen Universität Graz

09/2005: Abschluss des 1.Studienabschnitts

02/2010: Abschluss des 2.Studienabschnitts

12/09-07/10: 3.Abschnitt / Praktisches Jahr

Famulaturen

01/06: Orthopädie, LKH Bad Radkersburg (2Wochen)

02/06: Unfallchirurgie, LKH Feldbach (2Wochen)

07/06: Innere Medizin, NTU School of Medicine, Taiwan(3Wochen)

09/06: Allgemein Chirurgie, LKH Feldbach (2Wochen)

- 11/06: Anästhesie, Krankenhaus der Elisabethinen Graz (2Wochen)
- 01/07: Augenklinik, LKH Graz (2Wochen)
- 08/08: Chirurgie, Hospital Universitário do este do Paraná Brasilien (4 Wochen)