

**Wellenfrontaberrationen des Auges nach Implantation
verschiedener Intraokularlinsen**

**Dissertation
zu Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr.med.)**

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich Schiller Universität Jena**

**von Beate Schulze
geb. am 24.10.1977 in Neubrandenburg**

Gutachter :

- 1. Herr Prof. Dr. med. J. Strobel, Jena**
- 2. Herr Prof. Dr. med. D. Gottschild, Jena**
- 3. Herr PD Dr. med. M. Blum, Erfurt**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 18.12.2006

Abkürzungsverzeichnis

DOG	-	Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft
HKL	-	Hinterkammerlinse
IOL	-	Intraokularlinse
LASIK	-	Laser in situ keratomileusis
OPD	-	Optical path difference
OSA	-	Optical Society of America
PMMA	-	Polymethylmethacrylat
RMS	-	Root mean square
WASCA	-	Wavefront Aberration Supported Corneal Ablation

Inhaltsverzeichnis

Verzeichnis der Abkürzungen	1
Inhaltsverzeichnis	2
Zusammenfassung	5
1. Einleitung	6
1.1. Fragestellung	6
1.2. Anatomie und Physiologie des menschlichen Auges	8
1.3. Ursachen für die mangelhafte Abbildungsqualität des optischen Apparates	10
1.3.1. Monochromatische Aberrationen	10
1.3.1.1. Myopie	10
1.3.1.2. Hyperopie	11
1.3.1.3. Astigmatismus	12
1.3.2. Monochromatische Aberrationen höherer Ordnung	13
1.3.2.1. Koma	13
1.3.2.2. Sphärische Aberration	14
1.3.3. Verzeichnung	15
1.3.4. Chromatische Aberration	16
1.4. Wellenfront	17
1.5. Aberrationen der Wellenfront	18
1.6. Zernike Polynome	19
1.7. RMS (root mean square)	20
1.8. Beschreibung der Wellenfrontaberrationen mit Hilfe der Born & Wolf- Malacara Notation bzw. OSA Notation	22
1.9. Wichtige Ergebnisse zum Thema Aberrationen des Auges	24
1.10. Geschichte der Wellenfrontanalyse	27
1.11. Geschichte der Intraokularlinse	30
1.12. Katarakt	33

2.	Ziele der Arbeit	34
3.	Methodik	35
3.1.	Patienten und Studiendesign	35
3.1.1.	Gruppe 911A	36
3.1.2.	Gruppe 808C	37
3.1.3.	Kontrollgruppe	37
3.2.	Untersuchte Linsentypen	38
3.2.1.	CeeOn®Edge Linse Modell 911A	39
3.2.2.	CeeOn® Linse Modell 808C	39
3.3.	Angewandte Operationstechnik zur Implantation der Linsen	40
3.4.	Verwendete Geräte zum Erheben der Messdaten	41
3.5.	Statistische Auswertung	44
4.	Ergebnisse	46
4.1.	Altersverteilung in den Gruppen	47
4.2.	Vergleich der Messergebnisse der einzelnen Zernike Koeffizienten	48
4.2.1.	Z(2;-2)	48
4.2.2.	Z(2;2)	49
4.2.3.	Z(3;-1)	50
4.2.4.	Z(3;1)	51
4.2.5.	Z(3;-3)	52
4.2.6.	Z(3;3)	53
4.2.7.	Z(4;0)	54
4.3.	RMS 3. und 4. Ordnung	55

5.	Diskussion	56
5.1.	Altersverteilung	57
5.2.	Auswertung der Ergebnisse der einzelnen Zernike Koeffizienten	58
5.2.1.	Auswertung von $Z(2;-2)$ und $Z(2;2)$	58
5.2.2.	Auswertung von $Z(3;-1)$ und $Z(3;1)$	61
5.2.3.	Auswertung von $Z(3;-3)$ und $Z(3;3)$	62
5.2.4.	Auswertung von $Z(4;0)$	63
5.3.	Auswertung des RMS 3. und 4. Ordnung	65
5.4.	Theoretische Grenzen der Visussteigerung	67
6.	Schlussfolgerungen	68
7.	Literatur- und Quellenverzeichnis	69
8.	Anhang	76

Zusammenfassung

Abberationen einer Wellenfront sind Abweichungen von einer idealen Wellenfront. Eine ideale Wellenfront würde entstehen, wenn eine Wellenfront ein perfektes optisches System durchquert hätte.

Ziel dieser Arbeit ist es die Veränderung der Wellenfrontaberrationen des menschlichen Auges nach Implantation verschiedener Intraokularlinsen zu analysieren.

Zu diesem Zweck wurden durchschnittlich 14 Monate postoperativ Patientenaugen untersucht, denen eine faltbare Silikon- Intraokularlinse vom Typ 911 A (Fa Pfizer) bzw. eine formstabile PMMA- Intraokularlinse vom Typ 808C (Fa Pfizer) implantiert wurde. Ein Unterschied zwischen den beiden Implantationsverfahren besteht darin, dass für die formstabile PMMA Linse eine größerer Tunnelschnitt benötigt wird. Dieser wird abschließend meistens mit mindestens einer Einzelknopfnahet verschlossen.

Die Ergebnisse wurden untereinander, sowie mit einer gesunden Kontrollgruppe verglichen. Auf eine gleichmäßige Altersverteilung in den Gruppen wurde geachtet, da sich die Wellenfrontaberrationen mit dem Alter verändern.

Die Messungen erfolgten mit dem WascaTM Wellenfrontanalysator der Firma Zeiss Meditec AG an der Augenklinik der Friedrich- Schiller- Universität Jena. Gemessen wurde jeweils in medikamentöser Mydriasis, bei größtmöglicher Pupillenweite. Um die Messungen miteinander vergleichen zu können, wurden die Pupillenweiten auf 4 mm normiert.

Die statistische Auswertung ergab signifikante Unterschiede hinsichtlich des Koeffizienten $Z(2;2)$ zwischen den Gruppen 911A und 808C, sowie zwischen der Gruppe 808C und der Kontrollgruppe. Weiterhin zeigte sich ein signifikanter Unterschied für den Koeffizienten $Z(3;3)$ zwischen der Gruppe 808C und der Kontrollgruppe.

Die Ergebnisse sprechen dafür, dass vor allem die Hornhaut Ursprung der postoperativ veränderten Aberrationen ist. Der größte Einfluss auf die Wellenfrontaberrationen entsteht durch die intraoperative Manipulation des Auges in Form der Einzelknopfnahet, welche für den Verschluss des Schnittes nach der Implantation der Intraokularlinse Typ 808C angewendet wurde.

Demzufolge wäre es sinnvoll, diese Form des Wundverschlusses zu optimieren, um somit die Manipulation der Hornhaut zu reduzieren.

1. Einleitung

1.1. Fragestellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Frage, welchen Einfluss die Implantation verschiedener Intraokularlinsen im Rahmen einer Kataraktoperation auf die Wellenfrontaberrationen des menschlichen Auges hat.

Mit ca. 650.000 Eingriffen pro Jahr (Deutsches Ärzteblatt, 2005) stellt die Kataraktoperation in Deutschland eine der häufigsten Operationen dar. Bei dieser Operation wird die getrübbte natürliche Linse entfernt und in der Regel durch eine künstliche Intraokularlinse ersetzt. Es gibt verschiedene Gründe für die Implantation einer künstlichen Intraokularlinse. Der häufigste Grund (etwa 90%) ist die senile Katarakt, der altersbedingte graue Star. Eine Linsentrübung kann allerdings z.B. auch posttraumatisch, nach intraokularen Eingriffen auftreten, oder medikamentös bedingt auftreten.

Eine andere Einsatzmöglichkeit von Intraokularlinsen stellt die refraktive Chirurgie dar. Ziel der refraktiven Chirurgie ist es, bestehende Brechungsfehler am optischen Apparat durch die Implantation einer Intraokularlinse auszugleichen. Dabei wird die klare natürliche Linse entfernt (Clear lens extraktion) und durch eine künstliche Linse ersetzt.

Patienten denen aufgrund einer altersbedingten Linsentrübung eine Intraokularlinse implantiert wurde, berichten immer wieder über besonders nachts auftretende störende Effekte, wie Blendempfindlichkeit und Halos (Großkopf et al., 1998), welche nicht nur durch chromatische Aberrationen, sondern auch durch monochromatische Aberrationen hervorgerufen bzw. verstärkt werden. Dadurch sind viele Patienten unter anderem auch in ihrer Nachtfahrttauglichkeit gemäß DOG Richtlinien eingeschränkt (Großkopf et al., 1998). Die Phänomene beruhen unter anderem auf Abbildungsfehlern, welche durch die Implantation einer Linse hervorgerufen bzw. verstärkt werden können (Dick et al., 1999).

Um die Veränderungen der Aberrationen verstehen und beeinflussen zu können ist es notwendig, sie unter verschiedensten Bedingungen zu erfassen und auszuwerten. Auch die Aberrationen höherer Ordnung sind dabei von Bedeutung, da sie bislang weder mit Brille noch mit Kontaktlinse auszugleichen sind.

Entwicklungen der letzten Jahre wie die Wellenfrontanalyse, ermöglichen erstmals eine präzisere Beobachtung der Aberrationen des Auges. Mit Hilfe dieser Beobachtungen ist es möglich die Funktionsweise des Auges besser zu verstehen und somit, zum Beispiel im Rahmen der refraktiven Chirurgie oder der Kataraktchirurgie, Techniken zur Optimierung der Sehqualität des Auges zu entwickeln.

Mit dieser Arbeit soll geprüft werden, welche Aberrationen das menschliche Auge nach Implantation verschiedener Intraokularlinsen aufweist. Außerdem soll geprüft werden, ob der Typ der implantierten Linse einen entscheidenden Einfluss auf die Aberrationen hat.

Zu diesem Zweck wurden die Aberrationen von Patientenaugen untersucht, denen eine faltbare Silikonlinse bzw. eine formstabile PMMA Linse implantiert wurden. Bei beiden Linsentypen handelt es sich um Hinterkammerlinsen, welche in den Kapselsack des Auges implantiert wurden. Des Weiteren wurde eine gesunde, nicht operierte Kontrollgruppe untersucht und mit den pseudophaken Augen (Augen mit künstlichen Linsen) verglichen.

1.2. Anatomie und Physiologie des menschlichen Auges

Das Auge besteht aus einem optischen (lichtbrechenden) Teil und einem rezeptorischen Teil.

Zu dem rezeptorischen Teil gehören die Netzhaut und der Nervus opticus. Die Netzhaut ist entwicklungsgeschichtlich ein Teil des Gehirns. Der Netzhaut schließt sich der Nervus opticus, das Chiasma opticum und die Radiatio optica an. Diese transportiert die Informationen zur primären Sehrinde, wo sie nach verschiedenen Gesichtspunkten weiterverarbeitet werden.

Der lichtbrechende Teil des Auges besteht aus Hornhaut, Vorderkammer, Linse und Glaskörper.

Die Brechkraft der Hornhaut beträgt ca. 43 dpt, die der Linse bei Fernakkommodation ca. 19 dpt. Somit entsteht eine Brechkraft von 62 dpt des gesamten optischen Apparates (Gullstrand – Auge).

Trifft ein Lichtstrahl auf das Auge, muss er zunächst die lichtbrechenden Flächen durchdringen und wird dabei, wie in Abbildung 1.1 zu sehen, gebrochen.

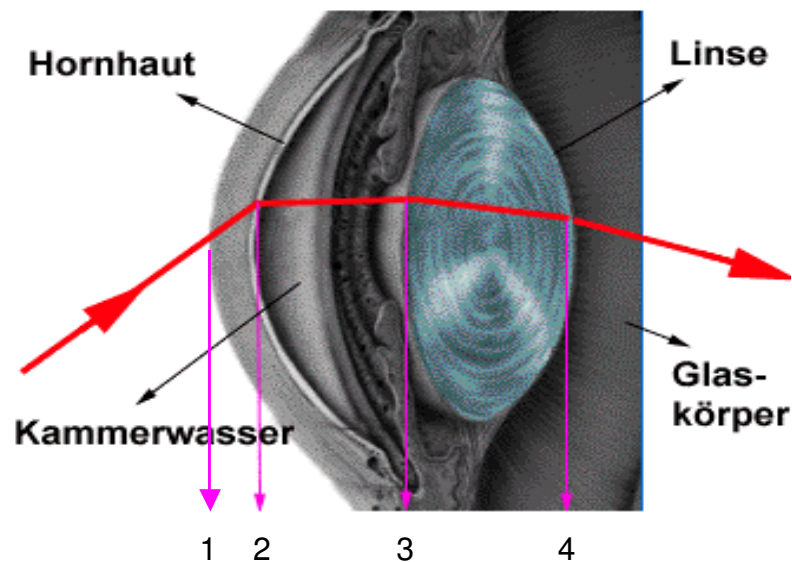


Abbildung 1.1: Lichtbrechung an den verschiedenen Flächen im Auge.

1- Luft/Tränenfilm und Hornhautvorderfläche; 2- Hornhaurückfläche/Kammerwasser;
3 - Kammerwasser/Linsenvorderfläche; 4 - Linsenrückfläche/Glaskörper
(modifiziert nach <http://www.egbeck.de/skripten/12/bs12-35.htm>)

Auf der Netzhaut entsteht ein verkleinertes und umgekehrtes Bild. Hier erfolgt nun die Umwandlung von Licht in elektrische Impulse. Die Netzhaut ist allerdings kein

homogener Empfänger. Die Informationen werden an verschiedenen Orten der Netzhaut unterschiedlich verarbeitet. Im fovealen Bereich wird, aufgrund der hohen Rezeptordichte, das physikalische Optimum an Auflösung erreicht. Deshalb ist dieser Bereich der Ort des schärfsten Sehens.

Im Anschluss an die Netzhaut werden die elektrischen Impulse über den Sehnerven und die Sehstrahlung zur primären Sehrinde geleitet, wo der Seheindruck entsteht.

Die Leistungen die vom visuellen System erbracht werden, können bisher von keiner technischen Apparatur nachgeahmt werden. Das räumliche Auflösungsvermögen, die adaptiven Eigenschaften des Auges, das Kontrastsehen und das Farbsehen bleiben unerreicht. Ausschlaggebend für den optimalen Seheindruck ist allerdings nicht der optische Teil des visuellen Systems, denn die Abbildungsqualität die das Auge erreicht ist eher gering (von Helmholtz, 1859). Erst die Weiterverarbeitung der aufgenommenen Informationen im Gehirn optimiert den Seheindruck. Das Gehirn ist nicht nur in der Lage Mängel in der Optik auszugleichen, es muss vielmehr auch relevante Informationen von irrelevanten trennen. Dabei kann der Mensch 40 -100 bit/sec verarbeiten. Das Auge selbst ist in der Lage bis zu 1 Millionen bit/sec aufzunehmen. Im Gedächtnis gespeichert werden letztendlich nur 1 -10 bit/sec der visuellen Informationen (Zrenner und Eysel, 1994).

Diese Ausführungen zeigen, dass beide Systeme voneinander abhängig sind.

Im Gegensatz zum visuellen Teil des Auges lassen sich Mängel im optischen Teil des Systems leichter beeinflussen. Hierfür werden derzeit Brillen, Kontaktlinsen, Intraokularlinsen und auch die refraktive Hornhautchirurgie genutzt.

Mit dieser Arbeit sollen weitere Erkenntnisse über den optischen Teil des Auges gewonnen werden, um mit diesen eventuell weitere Ansätze zu schaffen, die eine Verbesserung der Qualität der Optik des Auges ermöglichen.

1.3. Ursachen für die mangelhafte Abbildungsqualität des optischen Apparates

Brechungsfehler des optischen Apparates sind dafür verantwortlich, wenn ein Bild unscharf auf der Netzhaut abgebildet wird. Man unterscheidet monochromatische und chromatische Aberrationen.

Zu den monochromatischen Aberrationen zählen die Myopie, die Hyperopie sowie der Astigmatismus. Aber auch die Aberrationen höherer Ordnung wie z.B. Sphäre oder Koma gehören zu den monochromatischen Aberrationen und verursachen ebenfalls Abbildungsfehler.

Im folgenden Text werden die Aberrationen im einzelnen genauer erläutert.

1.3.1. Monochromatische Aberrationen

1.3.1.1. Myopie

Die Sehschärfe des menschlichen Auges ist unter anderem durch seinen anatomischen Aufbau beschränkt.

Bei der Myopie (Kurzsichtigkeit) ist das Auge verhältnismäßig zu lang, beziehungsweise die Brechkraft des optischen Systems zu stark (Abbildung 1.2). Parallel einfallende Strahlen die von einem unendlich weit entfernten Objekt ausgehen, werden vor der Netzhaut gebündelt. Es entsteht ein unscharfes Bild. Dagegen werden nahe Objekte scharf abgebildet. Um diese Fehlsichtigkeit zu korrigieren, werden Zerstreuungslinsen eingesetzt.

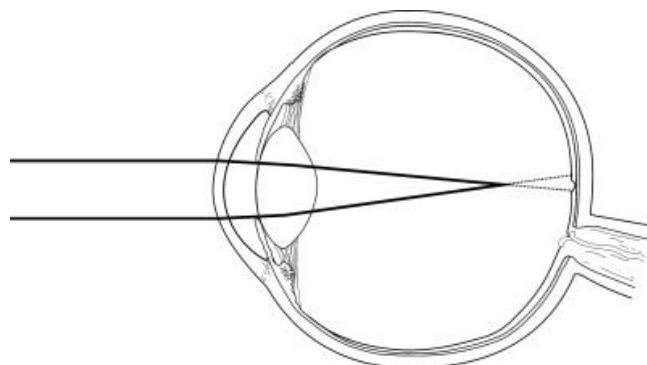


Abbildung 1.2: Strahlengang bei der Myopie. (<http://www.uni-regensburg.de/Fakultaeten/Medizin/Augenheilkunde/refraktiv/bild/myopie1.jpg>)

1.3.1.2. Hyperopie

Bei der Hyperopie (Weitsichtigkeit) ist das Auge relativ zu kurz, beziehungsweise die Brechkraft zu schwach. Parallel einfallende Strahlen werden beim nicht akkommodierenden Auge hinter der Netzhaut gebündelt (Abbildung 1.3). Deshalb muss das hyperope Auge, um ein scharfes Netzhautbild zu erhalten, bereits beim Blick in die Ferne akkommodieren. Um auch im Nahbereich ein scharfes Bild zu erhalten, muss ein zusätzlicher Akkommodationsaufwand aufgebracht werden. In jungen Jahren ist dies bei einer geringgradigen Hyperopie oft noch möglich, trotzdem bestehen häufig asthenopischen Beschwerden wie z.B. Augen- und Kopfschmerzen. Da die Akkommodation mit der Konvergenzbewegung gekoppelt ist, kann es durch die verstärkte Akkommodationsbelastung zum Einwärtsschielen kommen. Lässt die Akkommodation im Laufe des Lebens nach, wird das Nahsehen immer mühsamer. Auch die Altersweitsichtigkeit (Presbyopie) ist eine Form der Hyperopie, deren Ursache die Abnahme der Elastizität der Linse ist. Zur Korrektur kommen Sammellinsen zum Einsatz.

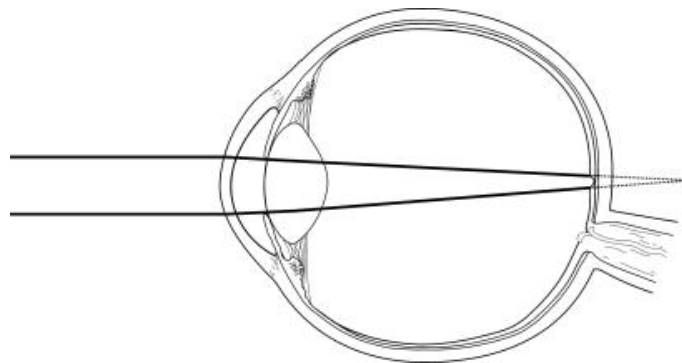


Abbildung 1.3: Strahlengang bei der Hyperopie. (www.uni-regensburg.de/Fakultaeten/Medizin/Augenheilkunde/refraktiv/bild/hyperopie1.jpg)

1.3.1.3. Astigmatismus

Die Brechkraft von optischen Systemen ist nicht in allen Meridianen gleich. So finden sich unterschiedliche Brennweiten sowohl in der horizontalen Ebene als auch in der vertikalen Ebene. Dies trifft auch für Linse und Kornea des menschlichen Auges zu. Befindet sich ein Objektpunkt nicht auf der optischen Achse, treffen die von ihm ausgehenden Strahlenbündel asymmetrisch auf die Linse und werden in den unterschiedlichen Ebenen verschieden stark gebrochen. Das bedeutet vereinfacht gesagt, dass ein Punkt nicht als solcher abgebildet wird, sondern elliptisch erscheint. (Abbildung 1.4)

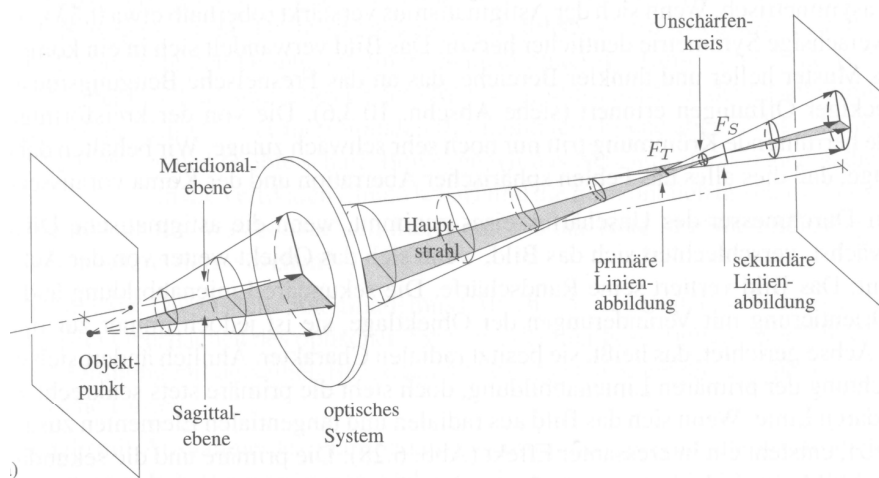


Abbildung 1.4: Darstellung des Astigmatismus einer monochromatischen Lichtquellen. Infolge des schiefen Strahlendurchganges durch die brechende Fläche entsteht in der Meridionalebene eine andere Brechkraft als in der dazu senkrechten Sagittalebene. Der Objektpunkt wird demzufolge, wie aus der Abbildung hervorgeht, in zwei zueinander senkrechten Lichtlinien abgebildet (Hecht E, 2001 S.393).

Beim sogenannten regulären Astigmatismus unterscheidet man einen Astigmatismus mit der Regel, von einem Astigmatismus gegen die Regel. Die häufigere Form beim menschlichen Auge ist der Astigmatismus mit der Regel, was bedeutet, dass die vertikale Fläche des Auges stärker gekrümmt ist als die horizontale. Beim Astigmatismus gegen die Regel, ist die horizontale Ebene stärker gekrümmt als die vertikale. Der Astigmatismus gegen die Regel kann mit steigendem Alter zunehmen (Baldwin und Mills, 1981).

Beim irregulären Astigmatismus, findet man in allen Ebenen eine unterschiedliche Brechkraft. Dieser lässt sich nicht mit Brillengläsern korrigieren. Teilweise können harte Kontaktlinsen einen irregulären Astigmatismus ausgleichen.

1.3.2. Monochromatische Aberrationen höherer Ordnung

1.3.2.1. Koma

Die Koma, auch Asymmetriefehler genannt, gehört zu den außeraxialen Abbildungsfehlern. Sie tritt z.B. bei Objektpunkten auf, die sich nicht auf der optischen Achse befinden. Sie entsteht, wenn ein punktförmiges Objekt mit weit geöffnetem, nicht achsenparallelem Bündel abgebildet wird. Beim Fehlen sphärischer Aberrationen würde sich ein achsenparalleles Strahlenbündel in einem Punkt im definierten Abstand zum Scheitelpunkt abbilden. Fällt das Strahlenbündel allerdings schräg zur optischen Achse ein und liegt der Bildpunkt außeraxial, tritt eine Koma auf. Das Abbild eines Punktes wird in charakteristischer Weise, ähnlich eines Kometen, verformt (Abbildung 1.5).

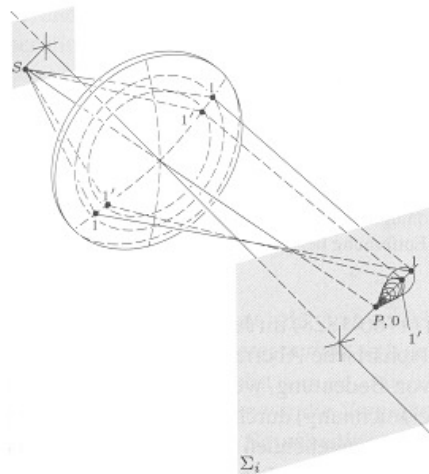


Abbildung 1.5: Darstellung des Strahlenganges beim Koma. Die Koma entspricht der sphärischen Aberration schief einfallender Bündel und ist ein Asymmetriefehler. Sie entsteht, wie hier zu sehen, wenn ein punktförmiges Objekt mit weit geöffnetem, nicht achsparallelem Bündel abgebildet wird. Es kommt zur Asymmetrie, da die Randstrahlen unter einem anderen Winkel auf die Linse auftreffen als der Hauptstrahl (Hecht E, 2001 S.389).

1.3.2.2. Sphärische Aberration

Die sphärische Aberration gehört zu den axialen Abbildungsfehlern. Hierbei werden Lichtstrahlen, die an einer sphärischen Grenzfläche gebrochen werden umso stärker gebrochen, je weiter weg sie von der optischen Achse einfallen (Abbildung 1.6). Dies führt zu einer Verschlechterung der Bildqualität, da die Lichtstrahlen nun nicht mehr in einer Ebene gebündelt werden.

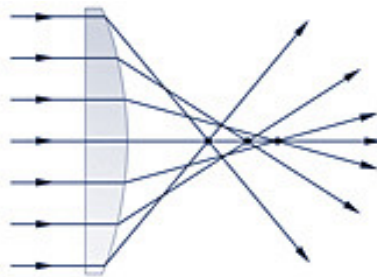


Abbildung 1.6: Darstellung des Strahlengangs bei der Sphärische Aberration.
(www-itiv.etec.uni-karlsruhe.de/opencms/opencms/de/research/workgroups/MST_Optik/ophthalmo/IOL_Test/imaging_error.html)

Beim menschlichen Auge wird durch Abflachung der Kornea in den Randbereichen dieser Effekt reduziert. Außerdem wird die sphärische Aberration dadurch minimiert, dass die Linse in den Randbereichen einen schwächeren Brechungsindex aufweist als im Kern (Tscherning, 1894). Allerdings ist das Ausmaß der sphärischen Aberration auch von der Blendenöffnung, also von der Pupillenweite abhängig. Das bedeutet, dass die sphärischen Aberrationen abnehmen, wenn die Pupillenweite verkleinert wird, da so die stärker gebrochenen Randstrahlen ausgeblendet werden.

1.3.3. Verzeichnung

Auch bei der Verzeichnung handelt es sich um einen Abbildungsfehler optischer Linsen. Ändert sich die Vergrößerung eines optischen Systems über den Radius, werden achsennahe Objekte in einem anderen Maßstab abgebildet als achsenferne. Nimmt die Vergrößerung zu den Rändern des Bildfelds zu, werden z.B. die Ecken eines Quadrats stärker vergrößert als die Geraden. Man spricht wie in Abbildung 1.7 dargestellt, von einer „kissenförmigen“ Verzeichnung, beziehungsweise im umgekehrten Fall von einer „tonnenförmigen“ Verzeichnung.

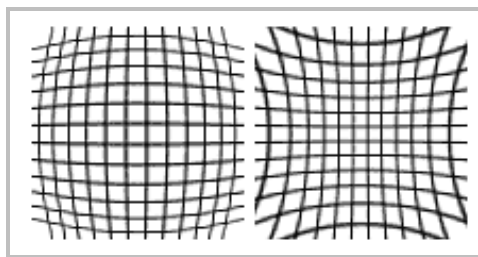


Abbildung 1.7: Darstellung eines durch Verzeichnung veränderten Gitternetzes. Links ist die „tonnenförmige“ und rechts die „kissenförmige“ Verzeichnung dargestellt. (modifiziert nach www.puchner.org/Fotografie/technik/physik/objektiv.html)

1.3.4. Chromatische Aberrationen

Ein häufiger Fehler in sphärischen Linsen wird durch die chromatischen Aberrationen verursacht. Dieses Phänomen wird auch Dispersion genannt. Chromatische Aberrationen entstehen, weil eine Linse die verschiedenen Farben aus denen das weiße Licht zusammengesetzt ist, in Abhängigkeit von den jeweiligen Wellenlängen, in verschiedenen Winkeln bricht. Dabei wird das blaue (kurzwellige) Licht am stärksten gebrochen, gefolgt von grünem Licht. Am wenigsten stark wird das rote (langwellige) Licht gebrochen. Es ist also am weitesten auf der optischen Achse entfernt (Abbildung 1.8). Die Linse ist aufgrund der chromatischen Aberrationen nicht in der Lage, alle Farben in eine gemeinsame Brennebene zu bringen. Die Folge davon ist ein Lichthof (Halo), der das Bild umgibt. Dieser Lichthof kann seine Farben abhängig vom Brennpunkt des Objektivs verändern.

Das Auge bzw. menschliche Gehirn nutzt die chromatischen Aberrationen, um die Tiefenschärfe eines Bildes zu erhöhen (Charman, 1996).

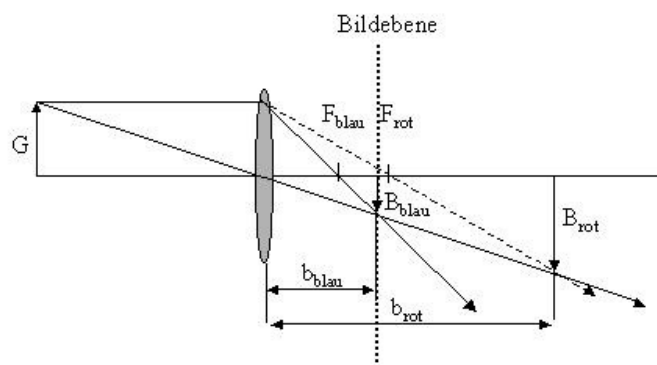


Abbildung 1.8: Darstellung des Strahlengangs bei der chromatischen Aberration (modifiziert nach www.physik.uni-regensburg.de/infra/vorlvorb/Vorlvorb/Versuche/VK_34_1_1_J.htm)

1.4. Wellenfront

Licht ist eine elektromagnetische Welle. Alle Minima gleicher Phase einer Welle werden als Wellental und alle Maxima gleicher Phase als Wellenberg bezeichnet. Der Abstand zwischen zwei aufeinander folgenden Wellenbergen bzw. zwei aufeinander folgenden Wellentälern entsprechen der Wellenlänge. Die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes liegt zum Beispiel zwischen 400 und 800 nm. Verbindet man alle benachbarten Punkte gleicher Phase einer Welle, erhält man die so genannte Wellenfront. (Abbildung 1.9)

Das Huygenssche Prinzip besagt, dass jeder Punkt einer primären Wellenfront Ausgangspunkt kugelförmiger sekundärer Elementarwellen ist.

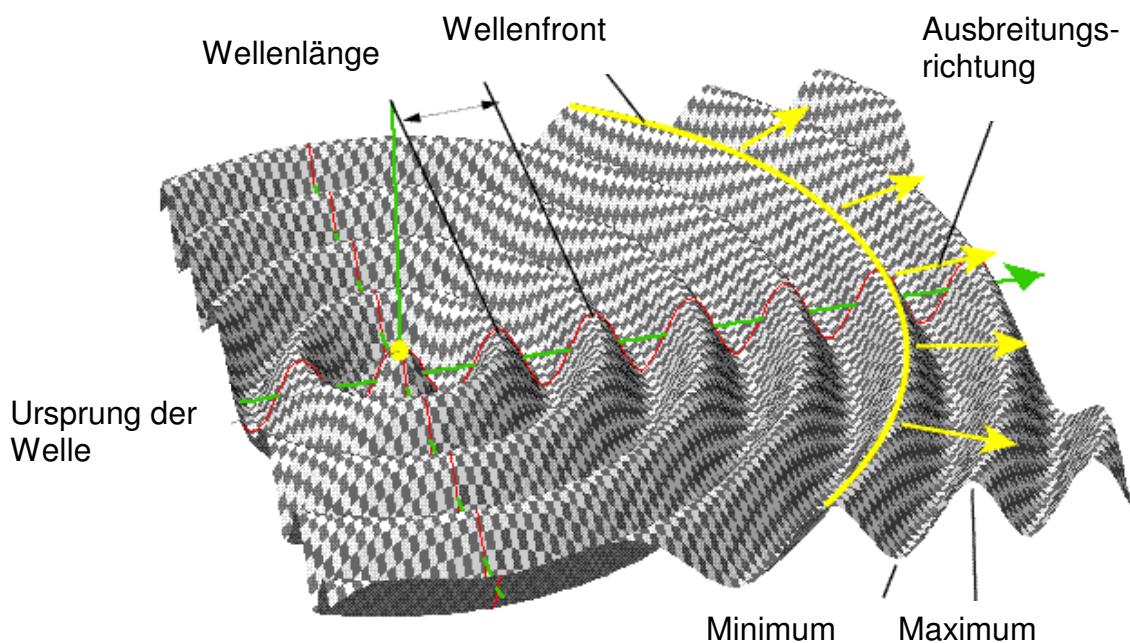


Abbildung 1.9: Prinzip der Entstehung einer sphärischen Wellenfront. Ausgangspunkt ist eine punktförmige Lichtquelle. Verbindet man alle Punkte einer Phase miteinander erhält man eine Wellenfront. (modifiziert nach Fa Carl Zeiss Meditec AG)

1.5. Aberrationen der Wellenfront

Aberrationen einer Wellenfront sind Abweichungen von einer idealen Wellenfront. Eine ideale Wellenfront entsteht, wenn eine Wellenfront ein perfektes optisches System durchquert hat. Die Ursachen für solche Abweichungen sind vielfältig. So sind zum Beispiel Dichteunterschiede oder irreguläre Formen der Grenzflächen im optischen Apparat für Änderungen der Wellenfront verantwortlich.

Ein Medium höherer Dichte wird langsamer von einer Welle durchlaufen. Die Wellenlänge wird kürzer. Diese Tatsache ist auch für die Brechung des Lichtes bei der Durchquerung von Linsen verantwortlich. Würde eine sphärische Welle eine perfekte Linse durchqueren, wobei der Brennpunkt der Linse sich im Zentrum der sphärischen Welle befinden müsste, würde eine parallele Wellenfront resultieren. Andererseits würde die Wellenfront nach dem Verlassen einer imperfekten Linse wie in Abbildung 1.10 dargestellt, für die Linse typische Veränderungen zeigen.

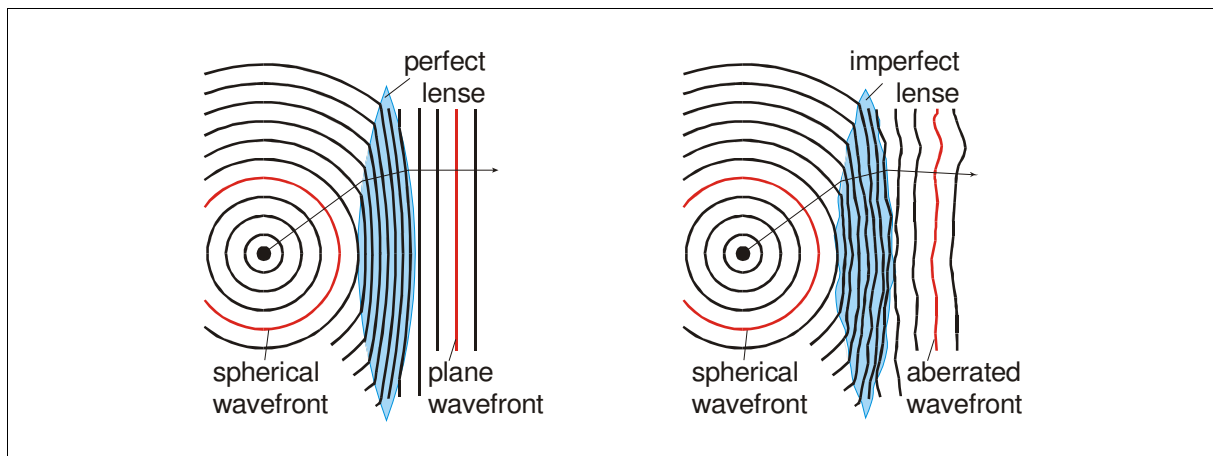


Abbildung 1.10: Aberrationen einer Wellenfront. (Zeiss Meditec AG, 2001)

1.6. Zernike Polynome

Es existieren verschiedene Möglichkeiten eine Wellenfront darzustellen. Eine Möglichkeit die sich bewährt hat, ist die Beschreibung einer Wellenfront mit Hilfe der Zernike Polynome. Mit diesen Polynomen und den dazugehörigen Koeffizienten gelingt die Darstellung jeder Wellenfront (Abbildung 1.11).

Fritz Zernike (1888-1966) entwickelte in den 40iger Jahren dieses System zur Beschreibung der Aberrationen einer Wellenfront. Die Zernike Polynome stellen einen vollständigen Basissatz zweidimensionaler Funktionen dar. Die jeweilige Wellenfront wird durch die Angabe der zu den jeweiligen Zernike Polynomen gehörenden Zernike Koeffizienten eindeutig definiert. Da kein Zernike Polynom durch andere Polynome ersetzt werden kann, ist die Menge der Zernike Polynome eindeutig bzw. orthogonal. Dabei entsprechen einige Zernike Polynome direkt bestimmten optischen Abbildungsfehlern des Auges.

Da alle Messwerte in dieser Arbeit in einem Messvorgang erhoben wurden ist von einem Anstieg der versuchsbedingten Irrtumswahrscheinlichkeit auszugehen. Um diese Irrtumswahrscheinlichkeit zu minimieren, ist die Alpha – Adjustierung nach Bonferroni durchgeführt worden. Nach der Bonferroni Korrektur wird jede Irrtumswahrscheinlichkeit P durch die Anzahl der Vergleiche ($Z(2;-2)$, $Z(2;2)$, $Z(3;-3)$, $Z(3;-1)$, $Z(3;1)$, $Z(3;3)$, $Z(4;0)$, RMS) dividiert. Um das Signifikanzniveau in diesem Zusammenhang nicht zu klein werden zu lassen, war es erforderlich bereits im Vorfeld die Messwerte auszuwählen, welche in dieser Arbeit genauer betrachtet werden sollen. Genauere Informationen zur statistischen Auswertung finden sich im Kapitel 3.5..

Die Polynome der nullten und ersten Ordnung haben laut Thibos (2001) keinen Einfluss auf die optische Qualität in monochromatischem Licht, da sie mit konstanten bzw. prismatischen Verschiebungen korrelieren. Deshalb werden sie in dieser Arbeit außer acht gelassen. Die Polynome der zweiten Ordnung, welche in dieser Studie betrachtet werden, sind der Astigmatismus bei Achse 45° oder 135° ($Z(2;-2)$) und der Astigmatismus bei Achse 0° oder 90° ($Z(2;2)$). $Z(2;0)$ wird in dieser Arbeit nicht betrachtet. Dieser Wert entspricht der Sphäre und wird bereits präoperativ durch die Wahl der zu implantierenden Intraokularlinse teilweise festgelegt wird. Die Brechkraft der gewählten IOL beeinflusst direkt diesen Koeffizienten. Die Polynome der dritten Ordnung welche beobachtet werden, sind der dreizählige Astigmatismus mit der

Basis auf der x-Achse ($Z(3;-3)$), der dreizählige Astigmatismus mit der Basis auf der y-Achse ($Z(3;3)$), sowie die Koma entlang der x-Achse ($Z(3;-1)$) und die Koma entlang der y-Achse ($Z(3;1)$). Aus der vierten Ordnung wird die sphärischen Aberration ($Z(4;0)$) geprüft. $Z(4;0)$ wurde ausgewählt, da es sich hierbei um einen Koeffizienten handelt, der bereits beeinflusst werden kann (Kasper, 2004; Packer et al., 2002; Packer et al. 2004).

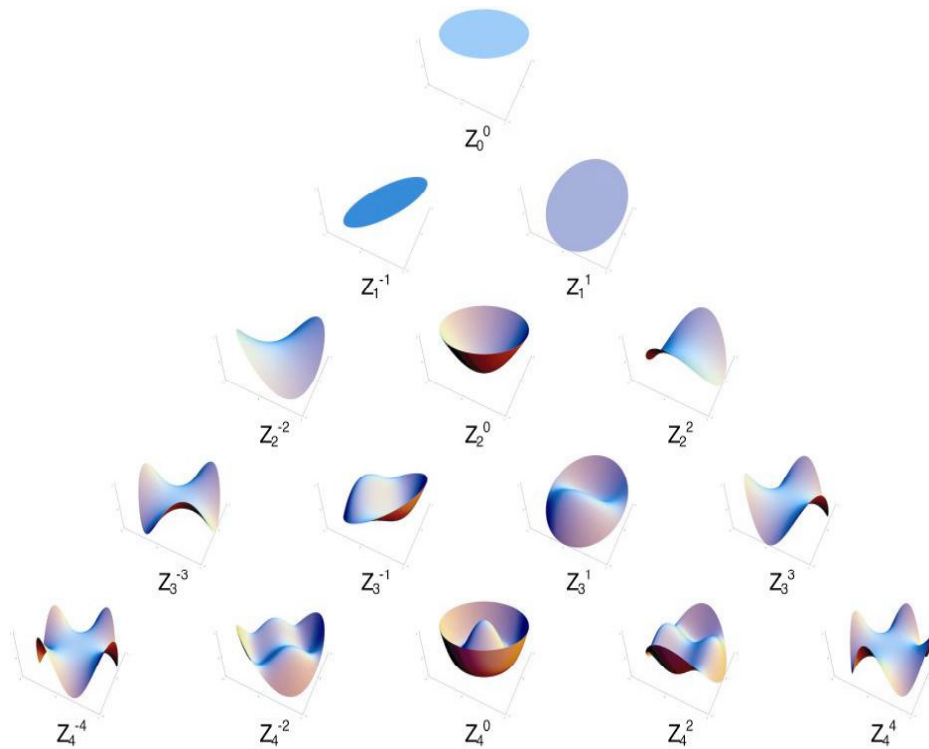


Abbildung 1.11: „Periodensystem der Zernike Polynome“ bis zur 4. Ordnung. (Zeiss Meditec AG)

1.7. RMS (root mean square)

Der root mean square (im folgenden Text als RMS bezeichnet) stellt eine differentielle Mittelung der erhobenen Werte dar. Er ist ein Maß für die Abweichung der gemessenen gesamten Wellenfront von der Referenzwellenfront und beschreibt somit die gesamte Wellenfrontvarianz.

Die Formel für die Berechnung des RMS für die Born & Wolf – Malacara Notation (Wasca Standard) lautet folgendermaßen:

$$RMS = \sqrt{\sum (\text{Vorfaktor} * \text{Summand})}$$

Sowohl der Vorfaktor als auch der Summand der entsprechenden Ordnung können Tabelle 1.1 entnommen werden.

Tabelle 1.1: Kennzahlen zur Berechnung der Wellenfrontvarianz (Zernike Koeffizienten aus der Spalte „Summand“ müssen in Born & Wolf-Malacara Notation (Wasca Standard) sein).

Nummer	Ordnung	Vorfaktor	Summand
1	0	1	$(c_0^0)^2$
2	1	1/4	$(c_1^{-1})^2$
3	1	1/4	$(c_1^1)^2$
4	2	1/6	$(c_2^{-2})^2$
5	2	1/3	$(c_2^0)^2$
6	2	1/6	$(c_2^2)^2$
7	3	1/8	$(c_3^{-3})^2$
8	3	1/8	$(c_3^{-1})^2$
9	3	1/8	$(c_3^1)^2$
10	3	1/8	$(c_3^3)^2$
11	4	1/10	$(c_4^{-4})^2$
12	4	1/10	$(c_4^{-2})^2$
13	4	1/5	$(c_4^0)^2$
14	4	1/10	$(c_4^2)^2$
15	4	1/10	$(c_4^4)^2$

Mit Hilfe des RMS ist es möglich die vermessenen Augen hinsichtlich ihrer gesamten Wellenfrontaberrationen zu vergleichen. Es muss hierfür nicht auf die Zernike-Polynome im einzelnen eingegangen werden.

1.8. Beschreibung der Wellenfrontaberrationen mit Hilfe der Born & Wolf – Malacara Notation bzw. OSA-Notation

Eine weitere Möglichkeit den Wellenfrontfehler darzustellen ist die polare Schreibweise. Es existieren Unterschiede hinsichtlich der Schreibweise der Optical Society of America (OSA) und der Born & Wolf – Malacara Notation (WASCA Standard), welche beim Vergleich unterschiedlicher Studien beachtet werden müssen. In dieser Arbeit wurde die Born & Wolf – Malacara Notation verwendet.

Die Optical Society of America gibt die Wellenfrontelongation an. Das bedeutet ein Wellenfrontfehler wird als positiv bezeichnet, wenn die reale Wellenfront der idealen Wellenfront vorseilt. Liegt die reale Wellenfront hinter der idealen Wellenfront wird der Fehler dementsprechend negativ.

Die Born & Wolf – Malacara Notation gibt dagegen nicht die Wellenfrontelongation sondern die Pfaddifferenz (OPD) bzw. die Wellenfrontretardation an. Es resultiert ein umgekehrtes Vorzeichen.

In der OSA Notation wird auch der Winkel Θ für die Darstellung der Polarkoordinaten anders definiert als in der WASCA Notation. Somit unterscheiden sie sich in der polaren Darstellung (Abbildung 1.12 und Tabelle 1.2).

Der Winkel Θ wird bei der OSA-Notation beginnend an der x-Achse dem Uhrzeigersinn entgegengesetzt gezählt, wobei er bei der WASCA-Notation beginnend an der y-Achse mit dem Uhrzeigersinn gezählt wird (Abbildung 1.12).

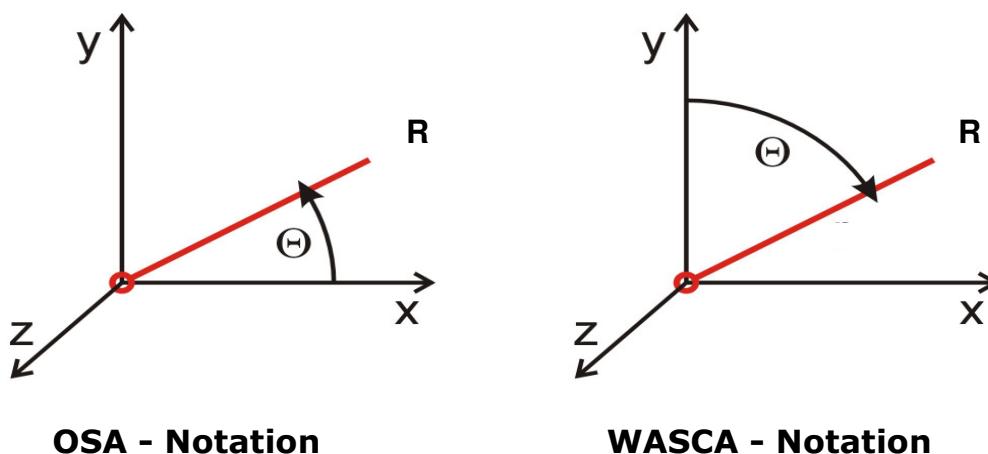


Abbildung 1.12: Definition des Winkels Θ nach der OSA – Notation (an der x-Achse beginnend) und nach der WASCA – Notation (an der y-Achse beginnend). (modifiziert nach Fa Zeiss Meditec)

Tabelle 1.2: polare Darstellung der Zernike Polynome.

	OSA	WASCA
Z_0^0	1	1
Z_1^{-1}	$2 R \sin(\Theta)$	$R \sin(\Theta)$
Z_1^1	$2 R \cos(\Theta)$	$R \cos(\Theta)$
Z_2^{-2}	$\sqrt{6} R^2 \sin(2\Theta)$	$R^2 \sin(2\Theta)$
Z_2^0	$\sqrt{3} (2R^2 - 1)$	$(2R^2 - 1)$
Z_2^2	$\sqrt{6} R^2 \cos(2\Theta)$	$R^2 \cos(2\Theta)$
Z_3^{-3}	$\sqrt{8} R^3 \sin(3\Theta)$	$R^3 \sin(3\Theta)$
Z_3^{-1}	$\sqrt{8} (3R^3 - 2R)\sin(\Theta)$	$(3R^3 - 2R)\sin(\Theta)$
Z_3^1	$\sqrt{8} (3R^3 - 2R)\cos(\Theta)$	$(3R^3 - 2R)\cos(\Theta)$
Z_3^3	$\sqrt{8} R^3 \cos(3\Theta)$	$R^3 \cos(3\Theta)$
Z_4^{-4}	$\sqrt{10} R^4 \sin(4\Theta)$	$R^4 \sin(4\Theta)$
Z_4^{-2}	$\sqrt{10} (4R^4 - 3R^2)\sin(2\Theta)$	$(4R^4 - 3R^2)\sin(2\Theta)$
Z_4^0	$\sqrt{5} (6R^4 - 6R^2 + 1)$	$6R^4 - 6R^2 + 1$
Z_4^2	$\sqrt{10} (4R^4 - 3R^2)\cos(2\Theta)$	$(4R^4 - 3R^2)\cos(2\Theta)$
Z_4^4	$\sqrt{10} R^4 \cos(4\Theta)$	$R^4 \cos(4\Theta)$

1.9. Wichtige Ergebnisse zum Thema Aberrationen des Auges

Das junge Auge weist deutlich weniger Aberrationen als das alte Auge auf (Oshika et al., 1999). Im Alter kommt es zu einer signifikanten Zunahme nicht nur der kornealen Aberrationen, sondern auch der des gesamten optischen Apparates. Die Koma nimmt dabei hauptsächlich durch eine Zunahme der kornealen Koma zu, wohingegen die sphärischen Aberrationen hauptsächlich durch eine Zunahme der inneren Anteile des optischen Apparat bedingt ist (Amano et al., 2004).

Die brechenden Flächen des jungen Auges sind so angelegt, dass sich die Aberrationen gegenseitig bis zu einem bestimmten Grad ausgleichen, also eine Balance zwischen ihnen besteht. Betrachtet man die Kornea allein, stellt man fest, dass sie positive sphärische Aberrationen aufweist (Artal und Guirao, 1998). Die Linse hingegen zeigt negative sphärische Aberrationen. Addiert man nun die Aberrationen beider Flächen, heben sie sich im Idealfall gegenseitig auf. Es entsteht ein aberrationsarmes Bild (Artal et al., 2001).

Im Alter scheinen diese Ausgleichmechanismen nicht mehr uneingeschränkt zu funktionieren. Das Auge ist nicht mehr in der Lage die Aberrationen optimal auszubalancieren. Die Aberrationen des Auges nehmen demzufolge zu (Calver et al., 1999; Oshika et al., 1999; Guirao et al., 2000; McLellan, 2001).

Die Ursache dafür ist hauptsächlich den Veränderungen der Linse zuzuschreiben. Besonders die sphärischen Aberrationen der Linse nehmen mit dem Alter zu, was insbesondere mit der Verfestigung der Linse zu begründen ist. Die Kornea hingegen verändert sich nur unwesentlich (Guirao et al., 2000; Smith et al., 2001).

Es ist möglich die natürliche Linse, zum Beispiel im Rahmen einer Kataraktoperation, durch eine künstliche Linse zu ersetzen. Die vorangegangenen Ausführungen zeigen, dass es sinnvoll wäre die künstlichen Linsenimplantate so zu konstruieren, dass sie die Funktion der natürlichen, jungen Linse übernehmen könnten.

Bei den derzeitig implantierten Linsen handelt es sich hauptsächlich um sphärische Linsen. Deshalb findet man nach Implantation solcher Linsen besonders eine Zunahme der sphärischen Aberrationen, da sich die Aberrationen von Hornhaut und Linse addieren (Atchison, 1991; Holladay et al., 2002).

Um die sphärischen Aberrationen minimieren zu können, entwarfen Holladay und Mitarbeiter (2002) eine Linse, die in der Lage ist, die bestehenden sphärischen Aberrationen zu reduzieren. Es handelt sich hierbei um eine sogenannte

„aberrationsfreie“ Linse. „Aberrationsfrei“ heißt in diesem Zusammenhang allerdings nicht, dass diese Linsen frei von Aberrationen sind oder das Auge nach deren Implantation frei von Aberrationen ist. Sie sind vielmehr in der Lage die sphärische Aberration des Auges zu reduzieren und sollen somit eine bessere Bildqualität ermöglichen. Dieser Linsentyp ist bereits kommerziell erhältlich und hat sich in einigen Fällen etabliert (Packer et al., 2004; Kasper et al., 2004), in anderen Studien dagegen konnten keine signifikanten Unterschiede zu herkömmlichen Linsen festgestellt werden (Bellucci et al., 2004). Eine Linse zu entwickeln welche alle Aberrationen des Auges ausgleichen könnte ist schwierig, denn schon allein der operative Eingriff welcher nötig ist um eine Intraokularlinse zu implantieren, verändert beziehungsweise induziert bereits Aberrationen.

Die Linse ist allerdings nur ein Faktor der zu Aberrationen führt. Vielmehr ist der gesamte optische Apparat an deren Entstehung beteiligt (Artal und Guiaro, 1998; He et al., 2003).

Einige Studien haben bereits die Aberrationen höherer Ordnung des gesamten optischen Apparates, auch nach Implantation einer künstlichen Linse untersucht.

Calver und Mitarbeiter (1999) untersuchten die Aberrationen mit Hilfe der MTF (modulation transfer function). Die MTF beschreibt den Kontrast, welcher in der Bildebene noch vorhanden ist. Bei dieser Methode wird also mit Hilfe der Kontrastübertragung die Qualität eines optischen Systems beurteilt. Sie befanden, dass der RMS aufgrund der Altersmiosis im Alter abnimmt.

Mit Hilfe eines Tscherning Aberroskopes untersuchten z.B. Mierdel et al. (1999) die Auswirkungen von Kataraktoperationen mit Hilfe der MTF an 10 Augen und verglichen diese mit emmetropen Kontrollaugen. Bis auf den Astigmatismus bei 0° bzw. 90° welcher nach Linsenimplantation zunahm, fanden sie keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Barbero und Mitarbeiter (2003) analysierten mittels der Ray-tracing Technik, die Veränderungen der Aberrationen höherer Ordnung nach Implantation von faltbaren IOL. Sie konnten keine signifikante Zunahme der Aberrationen nach Linsenimplantation im Vergleich zur Kontrollgruppe entsprechenden Alters finden.

Aber es existieren auch Studien, in denen die Messwerte wie in dieser Studie mit Hilfe eines modernen Hartmann Shack Aberrometers erhoben wurden (Miller et al., 2002; Pesudovs et al., 2005). Miller und Mitarbeiter fanden dabei eine signifikante Zunahme der sphärischen Aberration und des RMS nach Implantation von IOL.

In der Studie von Pesudovs und Mitarbeitern (2005) zeigte sich ein deutlicher Unterschied zwischen der PMMA Linse, welche mit einem skleralen Tunnelschnitt eingesetzt wurde, im Gegensatz zu der Acryllinse, welche mit einem clear cornea Schnitt implantiert wurde. Die PMMA Linse schnitt dabei deutlich besser hinsichtlich der Aberrationen ab.

Auch wenn es widersprüchliche Ergebnisse zwischen den verschiedenen Gruppen gibt, ist der Mehrzahl der bestehenden Studien gemeinsam, dass sich die Aberrationen nach Implantation von Intraokularlinsen ändern.

Nicht nur die künstliche Linse, sondern auch die Operationstechnik entscheidet über die postoperativen Aberrationen.

Es sind Studien verfügbar, welche den kornealen Astigmatismus nach verschiedenen Schnitten im Rahmen einer Operation untersuchten. Mit Hilfe der Keratographie wurden zum Beispiel verschiedene Schnittlängen (Kohnen et al., 1995) und verschiedene Schnittlokalisationen (Oshika et al., 2000) untersucht.

Die Gruppe um Kohnen (1995) zeigte, dass ein kleinerer Schnitt einen geringeren Astigmatismus verursacht. Verglichen wurden hierbei untereinander ein 3,5 mm und ein 4,0 mm clear cornea Schnitt, welche nicht durch eine Naht verschlossen wurden, sowie ein 5,0 mm Schnitt, welcher mit einer Naht verschlossen wurde. Oshika und Mitarbeiter (2000) zeigten, dass eine superiore Inzision einen leichten Astigmatismus gegen die Regel induziert, wohin gegen eine temporale Inzision eine leichte Zunahme des Astigmatismus mit der Regel verursacht.

Es existieren allerdings auch hier widersprüchliche Ergebnisse. Einerseits konnten signifikante Unterschiede nach Phakoemulsifikation (Verglichen wurden die Schnittgrößen 3,5mm und 6,5mm) nachgewiesen werden (Hayashi et al., 2000), andere Autoren dagegen fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen (verglichen wurden extrakapsuläre Kataraktextraktion mit einer Schnittgröße von 6mm und gleich alte Kontrollgruppe) (Guirao, 2002).

1.10. Geschichte der Wellenfrontanalyse

Es sind nicht nur die Aberrationen niedriger Ordnung wie Astigmatismus und Defokus, welche die Abbildungsqualität des Auges verringern, sondern auch Aberrationen höherer Ordnung wie sphärische Aberrationen und Koma. (Howland und Howland, 1977; Walsh et al., 1984)

Besonders bei dilatierter Pupille ist der negative Einfluss der höheren Aberrationen auf die Bildqualität des Auges zu beobachten (Liang und Williams, 1997; Calver et al., 1999).

Tscherning (1894) gehörte zu den Wegbereitern der modernen Analyse der Aberrationen höherer Ordnung, denn er beschrieb erstmals die monochromatischen Aberrationen am menschlichen Auge.

Um die Aberrationen des menschlichen Auges nachweisbar zu machen, entwickelte Tscherning das erste Aberroskop (Howland und Howland, 2000). Es besteht aus einer plankonvexen Linse, auf deren planen Seite ein quadratisches Netz eingraviert ist (Abbildung 1.13). Blickt ein nicht aberrationsfreies Auge durch dieses Aberroskop auf einen entfernten Lichtpunkt, sieht es charakteristische Verkrümmungen des Gitternetzes.

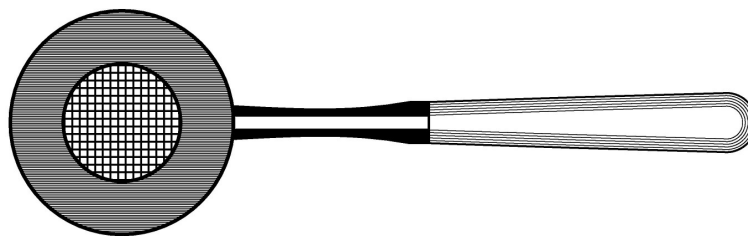


Abbildung 1.13: Aberroskop nach Tscherning. (Tscherning, 1894)

Mierdel et al. (1997) entwickelten das Tschernig Aberroskop weiter. Es entstand eine objektive Methode, bei der die Wellenfrontaberrationen direkt mit Hilfe einer CCD-Funduskamera gemessen werden können. Dazu wird wie in Abbildung 1.14 dargestellt mit Hilfe einer Lochmaske ein Parallelstrahlbündel in Einzelstrahlen zerlegt. Diese durchlaufen die Aberroskoplinsen des Systems und bilden, nachdem sie das Auge durchquert haben, ein typisches Lichtpunktmuster auf der retinalen Oberfläche.

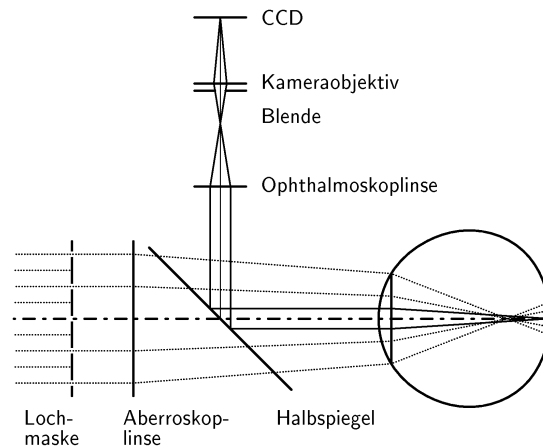


Abbildung 1.14: Messprinzip zur Bestimmung der monochromatischen Aberrationen des Auges nach Mierdel, Krinke, Wiegand, Kaemmerer and Seiler.

Die Abweichungen des Lichtpunktmusters von dem idealen Bild werden mit Hilfe eines Computers erfasst und ausgewertet.

Auch Howland und Howland griffen 1977 die Idee von Tscherning auf. Statt einer plankonvexen Linse, setzten sie einen Kreuzzylinder ein. Dadurch wurde eine schärfere Abbildung des Gitternetzes auf der Retina ermöglicht. Allerdings handelte es sich bei dieser Methode um eine subjektive Methode, denn die Testperson musste das von ihr wahrgenommene Gitternetz aufzeichnen. Anschließend wurde diese Zeichnung ausgewertet und somit konnten subjektive Fehler nicht ausgeschlossen werden.

1984 gelang es Walsh und Mitarbeitern diese Methode zu objektivieren, indem sie es ermöglichten, mit einer Kamera direkt Bilder des auf der Retina abgebildeten Gitternetzes zu machen. So war es möglich, die okularen Aberrationen direkt zu beobachten und mit einem Computer auszuwerten.

Die Ergebnisse waren vergleichbar mit denen der Vorgänger (Walsh et al., 1984).

Eine weitere Möglichkeit um die Aberrationen des Auges nachzuweisen, ist die Nidek[®] Skiaskopie. Ähnlich wie das Tscherning Aberrometer, vermisst dieses System die Wellenfront und die Refraktion über jedem Punkt der Pupille. Allerdings können bei dieser Messmethode, aufgrund der Messdauer während der Aufnahme der verschiedenen Achsenlagen, Bewegungsartefakte auftreten (Stevens und Sekundo, 2003). Ähnlich wie die Nidek[®] Skiaskopie funktioniert die Refraktionsmessung von Tracey Technologies[®]. Anstatt eines Lichtbalkens, wird hier nacheinander die Position von einzelnen Lichtpunkten auf der Retina vermessen, dies ermöglicht auch eine Vermessung von Augen mit starken Aberrationen.

Zu den neueren Entwicklungen gehört die Weiterentwicklung des Hartmann-Shack-Sensors. Dieser wurde basierend auf der von Hartmann im Jahre 1900 entwickelten Technik von Shack und Platt (1971) modifiziert. Zunächst diente er dazu, den Nachweis der Aberrationen der Atmosphäre der Erde zu ermöglichen und dadurch eine fehlerarme Abbildung von Sternen und anderen Himmelskörpern durch Teleskope zu erreichen.

Liang und Mitarbeiter (1994) machten den Hartmann-Shack-Sensor letztendlich für die Messungen von Wellenfrontaberrationen am Auge nutzbar.

Bei dieser Methode wird ein Lichtpunkt auf die Retina projiziert. Von diesem geht eine Kugelwelle aus, die das Auge in umgekehrter Richtung wieder verlässt.

Die aus dem Auge austretende Wellenfront durchläuft dann eine Matrix aus Sammellinsen. Die entstehenden Lichtpunkte werden auf charakteristische Weise abgelenkt. Das dabei entstehende Punktmuster wird mit dem Muster einer idealen Wellenfront verglichen.

Dieses Prinzip ist auch von der Firma Carl Zeiss Meditec aufgegriffen und weiterentwickelt worden.

Mit Hilfe des WASCA™ Wavefront Analyzers der Firma Carl Zeiss Meditec AG ist es möglich Wellenfrontaberrationen bis zur 4. Ordnung zu messen. Diese Methode eignet sich vor allem für Messungen an Augen mit geringen Aberrationen. Handelt es sich um hochaberrative Augen mit zum Beispiel Hornhautnarben, sind aufgrund des Messablaufs andere Systeme wie zum Beispiel das Tracey® System geeigneter (Stevens und Sekundo, 2003).

1.11. Geschichte der Intraokularlinse

Werner Rolfinck (1599-1673) verkündete, aufgrund einer Mitteilung des Pariser Arztes François Quarrè, in Jena erstmals, dass es sich bei der Katarakt um eine Trübung der Augenlinse handele (Hirschberg, 1908).

Diese Erkenntnis legte den Grundstein für die Idee, die eingetrübte natürliche Linse durch eine künstliche Linse zu ersetzen.

Bis zu diesem Zeitpunkt war das Starstechen die gängige Methode den grauen Star zu beseitigen.

Man erkannte allerdings, dass es keine optimale Lösung darstellte, die getrübte Linse in den Glaskörperaum zu drücken. Die Ergebnisse waren zumeist unbefriedigend, zumal es häufig Komplikationen gab. So konnte z.B. die geschrumpfte Linse in die Vorderkammer fallen und zu einem Sekundärglaukom führen, oder chronische Uveitiden waren die Folge .

Bis es zur Verwirklichung der Idee eines künstlichen Linsenimplantates kommen konnte, mussten zunächst die technischen Probleme wie die Fixation der künstlichen Linse überwunden werden und ein geeignetes Material gefunden werden.

Jacques Daviel (1696-1762), Leibaugenarzt Ludwig XV., ist es mit der Entwicklung der extrakapsulären Linsenextraktion gelungen, die operationstechnischen Voraussetzungen für eine Linsenimplantation zu erfüllen. Seit 1750 wandte er diese Technik als Methode der Wahl an. Die entfernte Linse konnte dabei noch nicht ersetzt werden. Das operierte Auge blieb aphak (ohne Linse).

Die klassische Methode ein aphakes Auge mit einer Starbrille auszugleichen führte nicht zu befriedigenden Sehergebnissen, da durch die Dicke der Gläser nicht nur der Tragekomfort unbefriedigend war. Auch das Gesichtsfeld wurde durch eine Starbrille stark eingeschränkt. Außerdem kam es zu Bildverzerrungen und Größenunterschieden in den Abbildungen.

Nach der Entwicklung von Daviels extrakapsulärer Linsenextraktion sollten noch ca. 200 Jahre vergehen, bis es Sir Nicholas Harold Ridley (1906-2001) erstmalig gelang eine Intraokularlinse zu implantieren.

Dem Widerstand zahlreicher Kollegen zum Trotz machte sich Ridley daran, die schon länger bestehende Idee einer künstlichen Intraokularlinse zu verwirklichen.

Aus früheren Beobachtungen als Militärchirurg schloss Ridley, dass es sich bei PMMA (Polymethylmethacrylat) um ein geeignetes Material für den Linsenersatz handeln könnte. Er beobachtete nämlich, dass es bei Piloten im 2. Weltkrieg deren

Cockpit aus diesem Material gefertigt war, nach Augenverletzungen mit PMMA kaum zu Fremdkörperreaktionen kam (Ridley NHL, 1951)

Ridleys erste Operation wurde am 29.11.1949 im St. Thomas Hospital in London vorgenommen. Der 45jährigen Patientin wurde in einer zweizeitigen Operation zunächst die getrübte Linse entfernt, um sie später durch eine aus PMMA gefertigte künstliche Linse zu ersetzen.

Die Operation war erfolgreich und bildete trotz weit verbreiteter Skepsis den Grundstein für die heute in Deutschland bis zu 440.000 Mal im Jahr durchgeführte Intraokularlinsen-Implantation (DOG eV., 2004).

Anfänglich wurde für jeden Patienten die gleiche Linse verwendet, aber man erkannte bald das Potential mit einer Linse auch bestehende, nicht durch die Operation verursachte Refraktionsfehler auszugleichen.

Heute gibt es unzählige Arten von Intraokularlinsen. Die heute verwendeten IOL haben eine hohe optische Qualität, allerdings ist die Abbildungsqualität nach Implantation dieser Linsen geringer als erwartet (Artal et al., 1995). Ende der 80iger Jahre wurden die ersten multifokalen Linsen entwickelt, mit denen eine Pseudoakkommodation ermöglicht wurde. Wir verfügen derzeit über mehrere Modelle, welche sich im klinischen Alltag bewähren (Dick et al., 1999).

Einen weiteren Ansatz bilden die so genannten akkommodativen Intraokularlinsen. Durch spezielle Materialien und Designs soll es mit ihrer Hilfe möglich sein, unter Nutzung von Kontraktion und Relaxation des Ziliarmuskels und die dadurch resultierenden anterior-posterior Bewegungen der Linse, die Akkommodationsfähigkeit des Auges wiederherzustellen. Die ersten Ergebnisse auf diesem Gebiet sind allerdings noch unbefriedigend.

Auch das so genannte „lens refilling“ ist ein neuer Trend im Bereich der akkommodativen Linsen. Hierunter versteht man das Ausfüllen des bestehenden Kapselsackes mit einer Linsensubstanz. Dadurch soll die Elastizität der Linse wiederhergestellt werden und somit eine echte Akkommodation ermöglicht werden. Aber auch diese Modelle haben sich im klinischen Alltag noch nicht bewährt beziehungsweise wurden sie teilweise erst im Tierversuch erprobt.

Mit der Entwicklung der Linse Tecnis Z9000 (Fa Pfizer) ist es möglich, die sphärischen Aberrationen der Kornea teilweise auszugleichen. Klinische Untersuchungen zeigten bereits, dass Patienten denen diese Linse implantiert wurde

unter mesopischen Bedingungen (Dämmerungssehen) eine bessere Kontrastsensitivität und einen besseren Visus erreichen als Patienten mit konventionellen Intraokularlinsen (Mester et al., 2003; Packer et al., 2004)

Neben der Verbesserung der Linsen, wurde auch an der Optimierung der Operationstechnik gearbeitet.

Die Entwicklung der Phakoemulsifikation und der Kleinschnitttechnik optimierten die Ergebnisse der Operationen. Ein großer Vorteil besteht darin, dass die kleinen Schnitte in der Regel nicht durch eine Naht verschlossen werden müssen und dadurch die Manipulation am Auge verringert wird. Der postoperative Astigmatismus und die postoperativen Komplikationen werden dadurch minimiert.

Die Senkung der Komplikationsraten und die Verbesserung der optischen Qualität der Linsen führten dazu, dass die Indikation zur Implantation einer IOL längst nicht mehr nur auf die Kataraktchirurgie beschränkt ist, sondern auch die refraktive Chirurgie nutzt mittlerweile die Vorteile einer IOL Implantation.

1.12. Katarakt

Katarakt (griechisch) bedeutet „Wasserfall“. Dies basiert auf der ursprünglichen Vorstellung, dass die Katarakt durch eine trübe Membran entsteht, welche sich wasserfallartig vor der Linse aufspannt. Mit der Bezeichnung „grauer Star“ (althochdeutsch) wird der leblose Blick des Erkrankten beschrieben. Definitionsgemäß handelt es sich bei einer Katarakt um optische Inhomogenitäten jeder Art. Sie schließt sowohl Trübungen als auch Brechungsunregelmäßigkeiten ein. Man unterscheidet verschiedene Formen der Katarakt. Sie werden eingeteilt nach der Morphologie, dem Reifegrad, der Ursache und dem Zeitpunkt ihres Auftretens. Die häufigste Form der Katarakt (etwa 90%) ist die senile Katarakt, der altersbedingte graue Star.

Aufgrund mangelnder Operationsmöglichkeiten vor allem in den ärmeren Ländern der Erde, stellt die Katarakt mit ca. 25 Millionen Betroffenen die häufigste Erblindungsursache weltweit dar (Sachsenweger, 2003). Zur Zeit besteht die einzige Möglichkeit eine Katarakt zu behandeln darin, die getrübte Linse zu entfernen und wenn möglich durch eine künstliche Linse zu ersetzen.

2. Ziele der Arbeit

In dieser Arbeit wurde der Einfluss von verschiedenen Hinterkammerlinsen (HKL) auf die Wellenfrontaberrationen des Auges und somit auf die Abbildungsqualität des Auges untersucht.

Zu diesem Zweck wurden Patienten untersucht, denen im Rahmen einer Kataraktoperation eine Intraokularlinse implantiert wurde. Zum Einsatz kamen dabei eine faltbare Linse oder eine formstabile Linse. Weiterhin wurden gesunde Augen untersucht.

Ein Ziel besteht darin mögliche Ursachen für Wellenfrontveränderungen nach erfolgten Kataraktoperationen zu finden.

Außerdem soll der Unterschied zwischen dem faltbaren und dem formstabilen Linsetyp ausgewertet werden, um eventuell vorhandene Vorteile eines Modells zu erkennen.

Weiterhin soll die Größe des Einflusses der HKL auf die Wellenfrontaberration beurteilt werden und anschließend abgeschätzt werden, inwiefern ein Benefit von der Beseitigung möglicher Ursachen zu erwarten ist. Somit soll eine Grundlage geschaffen werden um Ursachen zu beseitigen, welche sich negativ auf die Wellenfrontaberrationen auswirken können. Es sollen Ideen entwickelt werden, wie sich der Einfluss einer Linsenimplantation auf die Abbildungsqualität optimieren lässt.

3. Methodik

3.1. Patienten und Studiendesign

Es handelt sich bei dieser Arbeit um eine klinische Studie.

Die Messungen wurden an Patienten vorgenommen, die sich erneut in der Klinik für Augenheilkunde der Friedrich- Schiller- Universität Jena einfanden, um ihr zweites, noch nicht operiertes Auge, einer Katarakt Operation unterziehen zu lassen. Vermessen wurde jeweils das bereits operierte Auge. Da die Refraktion nach einer Katarakt Operation aufgrund von Änderungen in der Vorderkammertiefe und Hornhautschwellungen Schwankungen unterliegt (Falkenberg et al., 2005), muss von postoperativ instabilen Aberrationen ausgegangen werden. Um eine Stabilisierung des postoperativen Befundes zu erhalten, musste die Operation des ersten Auges mindestens 2 Monate zurück liegen, um das Auge mit in die Studie einzubeziehen. Im Durchschnitt waren 14 Monate zwischen der ersten Operation und der Messung vergangen.

Dokumentiert wurden neben dem Datum der Messung, das OP- Datum, der Typ der implantierten Linse, eventuelle Besonderheiten im Ablauf der OP, der Visus des operierten Auges bei Wiederaufnahme, eventuell vorhandene Nebenergebnisse und das Alter der Patienten. Ein komplikationsloser Ablauf der Operation, war Voraussetzung für die Aufnahme in die Studie. Gemessen wurde jeweils in medikamentöser Mydriasis. Als Mydriatika wurden Mydrum[®] Augentropfen und Neosynephrin[®] Augentropfen in Kombination verwendet. Die Messung erfolgte bei der größtmöglichen Pupillenweite. Um die Messwerte miteinander vergleichen zu können, wurden diese später auf 4 mm normiert, da dies die größtmögliche Pupillenweite war, welche von allen Patienten erreicht wurde.

Für die Kontrollgruppe wurden Messungen an Patienten vorgenommen, die in der Ambulanz der Klinik für Augenheilkunde vorstellig wurden. Sie mussten frei von operationspflichtigen Linsentrübungen und anderen pathologischen Veränderungen am Auge sein.

Die Voruntersuchungen wurden jeweils von geschultem Personal der Klinik für Augenheilkunde Jena durchgeführt. Bei jedem Patienten wurde der Visus erhoben.

Weiterhin wurden die Vorderabschnitte an der Spaltlampe, sowie der Fundus beurteilt. Der Augeninnendruck wurde applanatorisch bestimmt, wobei darauf geachtet wurde, dass die applanatorische Druckmessung mindestens 24h vor der Wellenfrontmessung durchgeführt wurde, damit der Einfluss dieser Manipulation auf die Messergebnisse weitgehend ausgeschlossen werden konnte.

Die Patienten wurden vor der Messung über den Sinn der Untersuchung aufgeklärt. Bei allen Patienten lag die ausdrückliche Einwilligung vor. Die Teilnahme an der Studie war freiwillig.

Es wurden drei verschiedene Gruppen von Patienten gebildet. Da die monochromatischen Wellenfrontaberrationen eine signifikante Korrelation mit dem Alter zeigen (Oshika et al., 1999; McLellan et al., 2001), wurde auf eine vergleichbare Altersverteilung in den Gruppen geachtet.

3.1.1. Gruppe 911A

Die erste Gruppe bestand aus Patienten, denen die Silikonlinse 911 A der Firma Pfizer implantiert wurde (im folgenden Text nur noch als Gruppe 911A bezeichnet). Insgesamt umfasste diese Gruppe 16 Patienten (4 männliche, 12 weibliche). Das durchschnittliche Alter betrug $72,38 \pm 8,52$ Jahre (Median 74 Jahre). Der Visus der Patienten dieser Gruppe betrug im geometrischen Mittel 0,9. Es durften keine Nebenfunde am Auge bekannt sein, bis auf Veränderungen die sich ausschließlich auf die Netzhaut beschränken, da solche nach bisherigen Erkenntnissen keinen bzw. nur einen minimalen Einfluss auf die Wellenfrontanalyse mit dem Hartmann-Shack-Sensor haben (Stevens und Sekundo, 2003). So wurde eine Patientin mit einer trockenen altersbedingten Maculadegeneration in diese Gruppe aufgenommen.

3.1.2. Gruppe 808C

Die zweite Gruppe wurde von 15 Patienten gebildet (7 männliche, 8 weibliche), denen eine PMMA – Linse vom Typ 808 C der Firma Pfizer implantiert wurde (im folgenden Text nur noch als Gruppe 808C bezeichnet). Das Alter der Patienten dieser Gruppe lag im Durchschnitt bei $74,87 \pm 4,6$ Jahren (Median 76 Jahre). Der Visus lag in dieser Gruppe im geometrischen Mittel bei 0,8. Da die Linse vom Typ 808C nur bei Patienten implantiert wurde bei denen postoperativ aufgrund verschiedener Risikofaktoren Komplikationen wahrscheinlicher sind bzw. bereits Vorerkrankungen bestehen, musste in dieser Gruppe ein Kompromiss hinsichtlich der Nebenerkrankungen eingegangen werden. In diese Gruppe wurden demzufolge auch Patienten mit einer milden diabetischen Retinopathie, einer hypertensiven Retinopathie Grad 1-2, sowie mit beginnenden glaucomatösen Veränderungen aufgenommen. Dabei handelt es sich jeweils um auf die Netzhaut bzw. den Sehnervenkopf beschränkte Prozesse, bei denen anzunehmen ist, dass sie keinen entscheidenden Einfluss auf die Optik und damit die Abbildungsfehler des gesamten Auges haben.

3.1.3. Kontrollgruppe

Die Kontrollgruppe bestand aus 16 Patienten (10 männliche, 6 weibliche). Das Durchschnittsalter dieser Gruppe lag bei $70,25 \pm 7,0$ Jahren (Median 71,5 Jahre). Im geometrischen Mittel lag der Visus in dieser Gruppe bei 1,0. Es durften keine operationspflichtigen Linsentrübungen oder andere pathologischen Befunde am Auge vorhanden sein.

3.2. Untersuchte Linsentypen

Bei den in dieser Studie verwendeten Intraokularlinsen der Firma Pfizer handelt es sich um Hinterkammerlinsen, welche hinter der Iris im Kapselsack platziert werden. Es handelt sich bei beiden Modellen um bikonvexe, monofokale Linsen. Die Akkommodationsfähigkeit welche durch die natürliche Linse möglich ist, kann durch diese künstlichen Linsen nicht wieder hergestellt werden.

Um den Anforderungen des Patientenauges gerecht zu werden und die postoperative Visuskorrektur so gering wie möglich zu halten, wird die Brechkraft der jeweilig zu implantierenden Linse an das Patientenauge angepasst. Die biometrische Anpassung der Linse erfolgt mit dem IOL Master der Firma Carl Zeiss. Es ist sinnvoll die Intraokularlinse den Bedürfnissen des Alltags anzupassen, deshalb wurde in dieser Studie eine Zielrefraktion nach der Linsenimplantation von ± 0 angestrebt. War dies nicht möglich, wurden die Patienten ein wenig myopisiert, da die Erfahrung zeigt, dass ältere Menschen so besser in ihrem Umfeld zurecht kommen und nicht mehr unbedingt auf eine Brille für Naharbeit angewiesen sind.

3.2.1. CeeOn[®] Edge Linse Modell 911A

Die CeeOn[®] Edge Linse Modell 911A besteht, wie in Abbildung 3.1 zu sehen ist, aus drei Teilen. Dabei wird ein Teil von der Optik gebildet und die beiden anderen Teile von den zwei Haptiken. Es handelt sich bei dieser Linse um eine faltbare Hinterkammerlinse mit scharfer Optikkante. Der Refraktionsindex beträgt 1,46. Die Optik besteht aus Silikon. Der Durchmesser der Optik ist 6,0 mm. An diese schließt sich die C – Cup Haptik an, welche aus PVDF (Polyvinylidenfluorid) besteht. Der Übergang zur Optik bildet einen 90° Winkel. Die Haptikanwinkelung beträgt 6°. Der Durchmesser von Optik und Haptik, also der Linse insgesamt beträgt 12,0 mm.



Abbildung 3.1: Modell 911A. (modifiziert nach www.iol-info.de)

3.2.2. CeeOn[®] Linse Modell 808C

Bei der CeeOn[®] Linse Modell 808C bilden Optik und Haptik eine Einheit (Abbildung 3.2). Sie besteht komplett aus PMMA (Polymethylmethacrylat) und ist mit Heparin beschichtet, was den postoperativen Reizzustand und somit Komplikationen reduzieren soll. Der Durchmesser der Optik beträgt 6,5 mm. Auch bei dieser Linse schließt sich die Haptik im 90° Winkel an die Optik an. Die Haptikanwinkelung beträgt 10°. Optik und Haptik bilden zusammen einen Durchmesser von 12,0 mm. Aufgrund des Materials handelt es sich bei diesem Modell um eine nicht faltbare Linse.



Abbildung 3.2: Modell 808C. (modifiziert nach www.iol-info.de)

3.3. Angewandte Operationstechnik zur Implantation der Linsen

Die Implantation sowohl der faltbaren Silikon - Linse (911A) als auch der formstabilen PMMA - Linse (808C) erfolgt nach durchgeführter Phakoemulsifikation. Zunächst wird dazu eine Bindehautpräparation vorgenommen, um dann den Korneoskleralschnitt setzen zu können. Im Anschluss daran wird ein Tunnel in die Kornea präpariert, durch den später die Linse eingesetzt wird. Dieser Schnitt wurde jeweils bei beiden Linsentypen bei 12 Uhr gesetzt. Nun wird die vordere Linsenkapsel eröffnet und kreisförmig aufgerissen (Rhexis). Der Durchmesser der dabei entstehenden Öffnung beträgt ca. 5mm. Anschließend wird durch Phakoemulsifikation die natürliche Linse entfernt. Bei der Phakoemulsifikation wird der Linsenkern mit einer speziellen, vibrierenden Ultraschallsonde zerkleinert und anschließend abgesaugt. Danach kann die zu implantierende Linse in den Kapselsack eingesetzt werden. Der Rand der Linse wird nach der Implantation vom Rand des Kapselsackes bedeckt. Um den Augeninnendruck während der Operation konstant zu halten, wird ständig Spülflüssigkeit zugeführt.

Ein Unterschied im Operationsablauf zwischen beiden Linsentypen besteht hinsichtlich des Korneoskleralschnittes. Bei der Silikonlinse wird die frown incision eingesetzt. Dabei handelt es sich um einen ca. 3mm langen, bogenförmigen Schnitt am Rand der Kornea. Im Gegensatz dazu wird bei der PMMA Linse ein ca. 6 mm langer, gerader Schnitt gesetzt. Für die Implantation der Silikonlinse ist ein kleinerer Schnitt ausreichend, da sie gefaltet in das Auge eingeführt wird und sich erst im Kapselsack entfaltet. Bei der PMMA Linse ist keine Faltung möglich. Deshalb ist hier ein größerer Schnitt nötig.

Durch den größeren Schnitt ist normalerweise im Anschluss ein Wundverschluss durch mindestens eine Einzelknopfnahm nötig. Bei der Silikonlinse ist dies in der Regel nicht nötig, da der kleinere Schnitt durch den Innendruck des Auges verschlossen wird.

Am Ende der Operation wird der korneoskleral Schnitt wieder mit Bindehaut gedeckt.

3.4. Verwendete Geräte zum Erheben der Messdaten

Mit Hilfe des WASCA™ Wavefront Analyzers der Firma Carl Zeiss Meditec AG wurden die Messungen der Wellenfrontaberrationen des Auges in dieser Studie durchgeführt.

Seine Funktionsweise basiert auf dem umgekehrt ophthalmologischen Prinzip (Abbildung 3.3). Dabei wird das dioptrische System von einem infraroten Lichtstrahl zweimal durchlaufen. Ein ca. 1 mm großer Lichtpunkt wird zunächst auf die Retina des Auges projiziert. Von diesem Lichtpunkt ausgehend generiert sich eine sphärische Welle, die den optischen Apparat in entgegengesetzter Richtung zum einfallenden Licht durchläuft. Die das Auge verlassende und in charakteristischer Weise verformte Wellenfront wird durch den Hartmann–Shack–Sensor erfasst. Dieser besteht aus einer Anordnung von 1452 Sammellinsen. Durch die vergleichsweise hohe Anzahl an Linsen, ist eine hohe Auflösung (210µm) möglich. Der hinter den Linsen entstehende Spot wird in charakteristischer Weise abgelenkt. Es entsteht ein Muster von Fokusspots. Die Auflösung des entstehenden Bildes ist durch die Anzahl der Linsen begrenzt. In der sich hinter der Linsenebene befindenden Detektorebene, werden nun die Spots mit Hilfe einer CCD - Kamera (Couplet Charge Device – Kamera) registriert, mit Referenzpositionen verglichen und mittels eines Computers analysiert (Abbildung 3.4). Die Abweichungen der gemessenen Wellenfront von der idealen Wellenfront werden entweder mit Hilfe der Zernike Polynome oder zonal rekonstruiert. Bei der zonalen Darstellungsweise wird Messpunkt für Messpunkt rekonstruiert und durch Interpolation zwischen den Punkten als Falschfarbentarte der Refraktion des Auges dargestellt. Dies bedeutet, dass die Qualität der Messung von der Anzahl der Messpunkte abhängig ist (Stevens und Sekundo, 2003). Es werden die Zernike Polynome von der 2. bis zur 4. Ordnung dargestellt. Die Zernike Koeffizienten werden dabei so überlagert, dass sich ihre Form der Wellenfront des untersuchten Auges annähert. Die Koeffizienten der 0. und 1. Ordnung werden nicht berücksichtigt. Da sie mit konstanten Verschiebungen korrelieren, haben sie keinen Einfluss auf die optische Qualität (Thibos, 2001). Der WASCA™ Wellenfrontanalysator verfügt über eine Reproduzierbarkeit der Messwerte von 0,1 dpt. Die Genauigkeit der Messungen beträgt 0,5 dpt (Fa Zeiss Meditec AG).

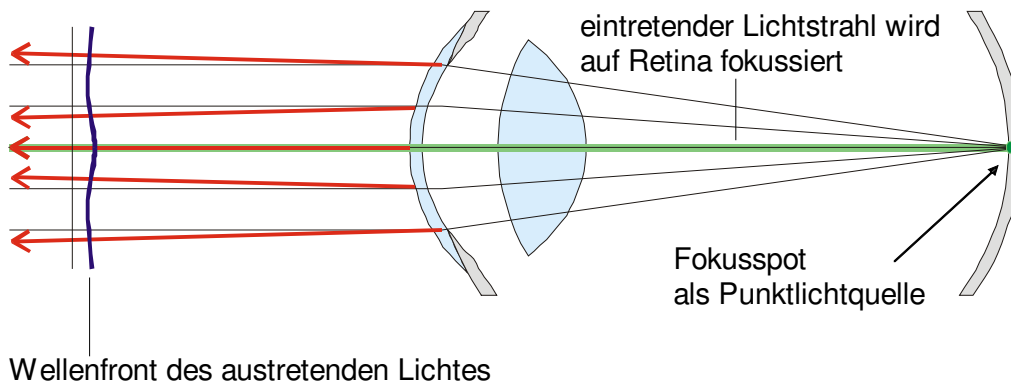


Abbildung 3.3: Umgekehrtes ophthalmologisches Prinzip. Ein Lichtpunkt wird auf die Retina projiziert (Fokusspot). Die von der Punktlichtquelle ausgehende sphärische Welle durchläuft das Auge in umgekehrter Richtung. Die Wellenfront wird charakteristisch abgelenkt. (Fa. Zeiss Meditec AG)

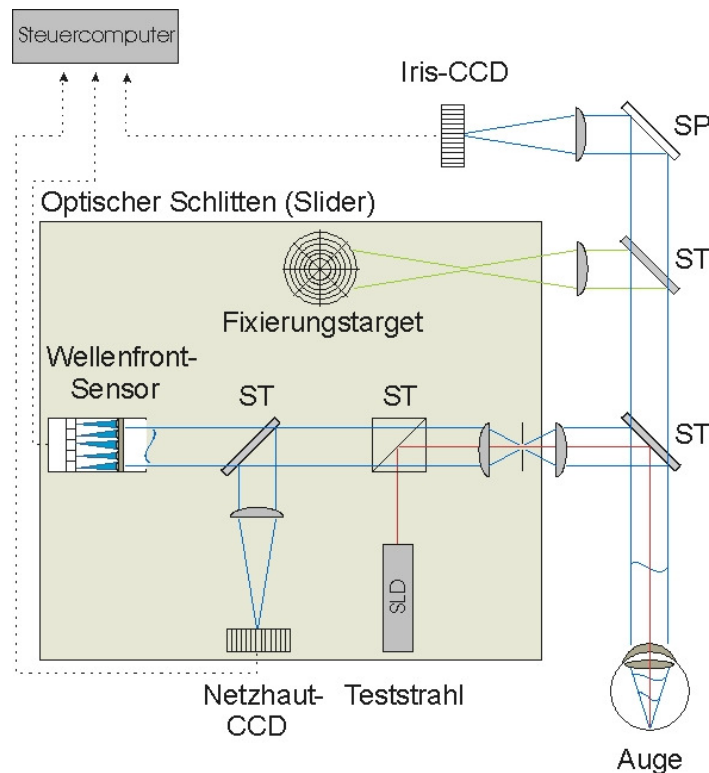


Abbildung 3.4: Schematischer Aufbau des WASCA Wavefront Analyzer der Fa. Zeiss - Meditec AG. Erläuterungen siehe Text.

Mögliche Fehlerquellen bei dieser Messmethode können durch schlechte Fokussierung, oder Bewegungen des Auges während der Messung entstehen. Auch Zwinkern und Störungen im Tränenfilm können die Messergebnisse verfälschen (Stevens und Sekundo, 2003). Um solche Fehler weitestgehend auszuschließen, wurde nach mehreren Messungen der Median der Messwerte ausgewählt und für die weitere Statistik verwendet.

3.5. Statistische Auswertung

Die Koeffizienten $Z(2;-2)$, $Z(2;2)$, $Z(3;-3)$, $Z(3;-1)$, $Z(3;1)$, $Z(3;3)$ und $Z(4;0)$ wurden für den Vergleich ausgewählt. Weiterhin erfolgt die statistische Betrachtung des RMS (3. und 4. Ordnung).

Die Einzelwerte der genannten Koeffizienten der verschiedenen Gruppen (911A, 808C und Kontrollgruppe) werden miteinander verglichen. Anschließend wird der RMS (3. und 4. Ordnung) der drei Gruppen genauer betrachtet.

Die statistische Auswertung erfolgt mit dem Wicoxon – Mann – Whitney – U – Test. Es handelt sich hierbei um einen Test für unabhängige Stichproben. Eine Normalverteilung der Messwerte wird nicht vorausgesetzt. Getestet wird zweiseitig, da die Richtung der Veränderungen der Messwerte zwischen den unterschiedlichen Gruppen nicht vorausgesagt werden kann.

Bei diesem Test werden die Messwerte beider Stichproben zusammengeworfen und es werden Rangzahlen verteilt.

Da alle Messwerte mit einem Messvorgang erhoben wurden, ist von einem Anstieg der versuchsbedingten Irrtumswahrscheinlichkeit auszugehen. Deshalb macht sich eine Alpha – Adjustierung nach Bonferronie erforderlich. Nach der Bonferronie Korrektur wird jede Irrtumswahrscheinlichkeit P durch die Anzahl der Vergleiche ($Z(2;-2)$, $Z(2;2)$, $Z(3;-3)$, $Z(3;-1)$, $Z(3;1)$, $Z(3;3)$, $Z(4;0)$, RMS) dividiert.

Somit wurde festgelegt, das $P \leq 0,05/8 = 0,006$ ist.

Ist r_1 die Summe aller Rangzahlen von x_{11}, \dots, x_{1n_1} , so wird H_0 zugunsten H_A : $P(X_1 > X_2) \neq 0,006$ auf dem Signifikanzniveau α abgelehnt, falls für

$$|W| > u_{1-\alpha} \text{ gilt.}$$

Vorgegeben sei das Signifikanzniveau $\alpha = 0,006$.

H_0 : die Wellenfront nach Implantation einer IOL unterscheidet sich nicht von der Wellenfront der Kontrollgruppe

H_A : die Wellenfront nach Implantation einer IOL unterscheidet sich von der Wellenfront der Kontrollgruppe

Die statistischen Berechnungen erfolgen mit Hilfe des Programms SPSS Version 12.0.

Die Fallzahlplanung und die statistische Auswertung erfolgte nach umfassender Beratung durch Dr. Vollandt (Institut für medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der Friedrich Schiller Universität Jena).

4. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der einzelnen Messungen aufgezeigt und verglichen. Dazu wird zunächst die Altersverteilung in den drei gebildeten Gruppen (911A, 808C, Kontrolle) untersucht.

Im Anschluss daran werden die Messergebnisse der einzelnen Aberrationen genauer betrachtet und dargestellt. Danach erfolgt die statistische Auswertung der zuvor ausgewählten Zernike Koeffizienten mit Hilfe des Mann – Whitney – U – Testes. Der Unterschied zwischen den Gruppen gilt als signifikant, wenn $p \leq 0,006$ ist.

Die graphische Verteilung der Stichprobenwerte erfolgt in Form von Boxplots. Ein Boxplot besteht aus einer „Box“ deren unterer bzw. oberer Rand durch den Wert des ersten bzw. des dritten Quartils beschrieben wird. Innerhalb der Box wird die Lage des Median durch eine Linie angegeben. x_{\min} und x_{\max} werden als Linien außerhalb der Box dargestellt. Datenpunkte die weiter weg von den Grenzen der Box liegen, werden als Ausreißer (°) eigens ausgewiesen. Besonders weit entfernt liegende Datenpunkte sind als Extremwerte (*) gekennzeichnet.

4.1. Altersverteilung in den Gruppen

Die genaue Altersverteilung der drei untersuchten Gruppen ist in der Abbildung 4.1 dargestellt. Wie der statistischen Auswertung zu entnehmen ist, ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p= 0,520$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p= 0,254$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p= 0,060$

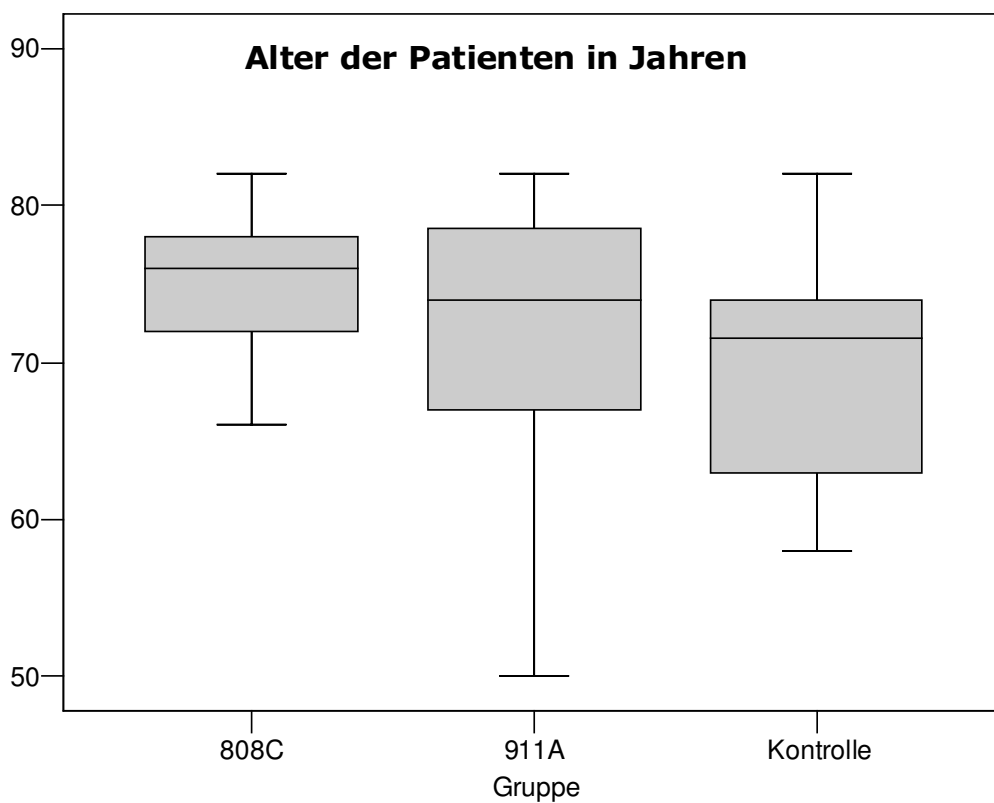


Abbildung 4.1: Altersverteilung in den untersuchten Gruppen.

4.2. Vergleich der Messergebnisse der einzelnen Zernike Koeffizienten

4.2.1. Z(2,-2)

Die Ergebnisse der Messungen für den Zernike Koeffizienten Z(2;-2) werden in Abbildung 4.2 dargestellt. Bei dem Ausreißer handelt es sich um den Patienten 16. Bei ihm konnten keine pathologischen Nebenbefunde am Auge gefunden werden. Der Extremwert kann Patienten 12 zugeordnet werden. Auch bei ihm wurden keine Nebenbefunde diagnostiziert. Die statistische Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p = 0,934$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p = 0,590$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p = 1,000$

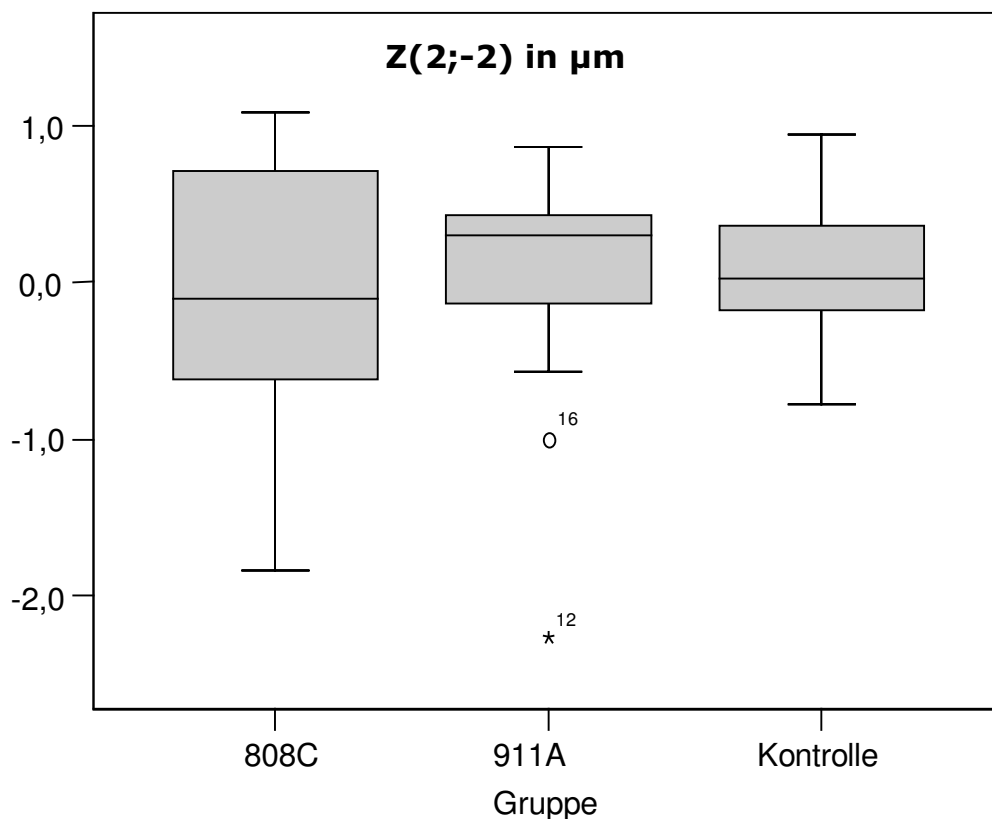


Abbildung 4.2: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(2;-2) in den untersuchten Gruppen.

4.2.2. Z(2;2)

Zur Veranschaulichung sind die Messergebnisse in Abbildung 4.3 dargestellt. Die Verteilung der Messwerte sind in den Gruppen untereinander recht inkonstant. Auch hier fällt ein Extremwert auf. Er ist dem Patienten 35 der Kontrollgruppe zuzuordnen. Dieser ist frei von pathologischen Veränderungen am Auge. Die statistische Betrachtung ergab signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen 911A und 808C, sowie zwischen der Gruppe 808C und der Kontrollgruppe.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p= 0,006$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p= 1,000$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p= 0,000$

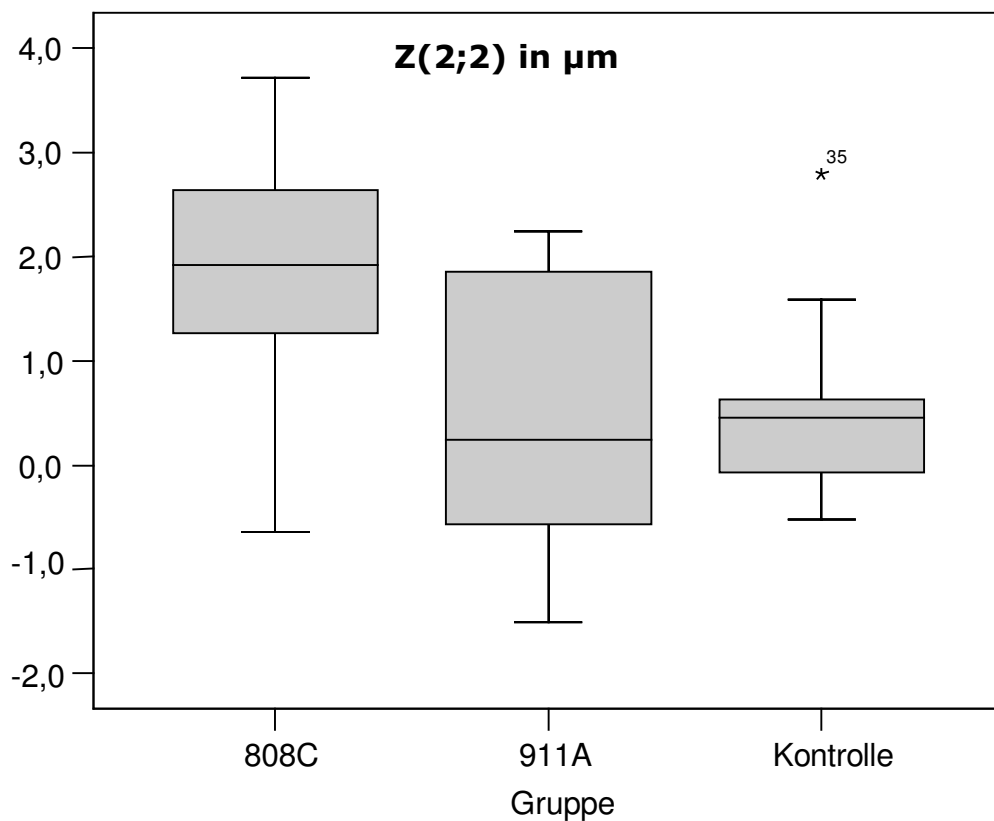


Abbildung 4.3: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(2;2) in den untersuchten Gruppen.

4.2.3. Z(3;-1)

Die Messwerte sind in Abbildung 4.4 dargestellt. Der Extremwert der Kontrollgruppe ist dem Patienten 46 zuzuordnen. Weiterhin findet sich noch ein Ausreißer in der Gruppe 911A. Beide Patienten waren frei von pathologischen Veränderungen am Auge. Die statistische Auswertung erbrachte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p = 0,922$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p = 0,287$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p = 0,338$

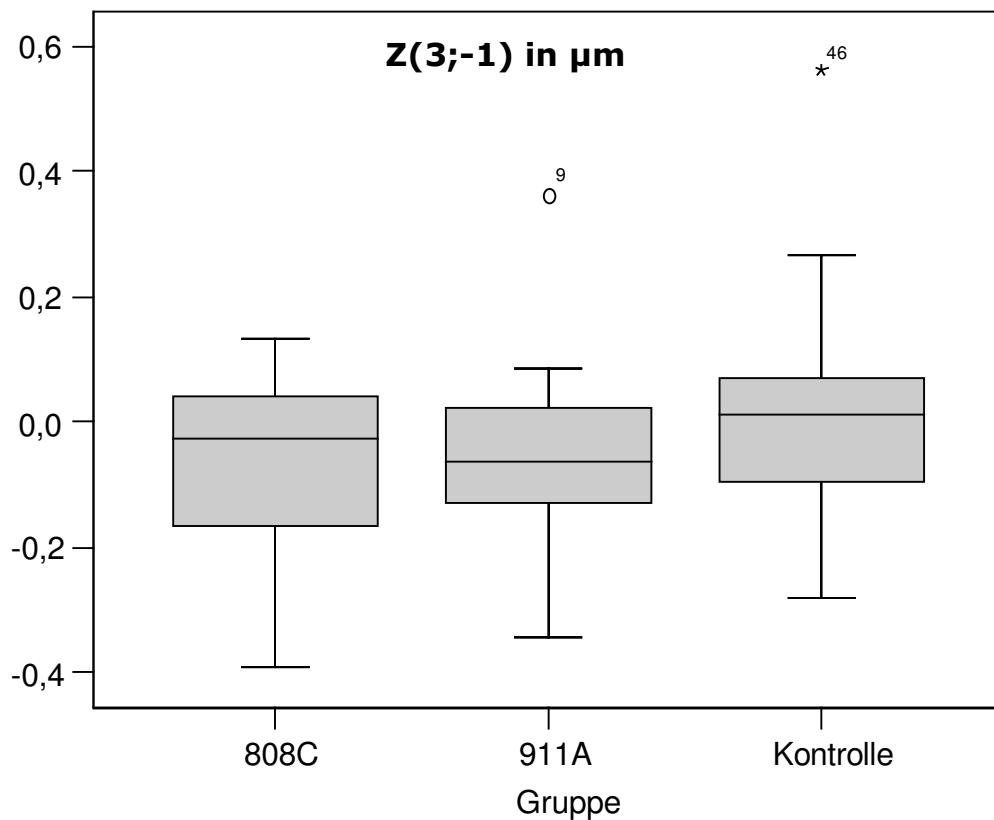


Abbildung 4.4: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(3;-1) in den untersuchten Gruppen.

4.2.4. Z(3;1)

Zur Veranschaulichung wurden die Messergebnisse in Abbildung 4.5 dargestellt. Die graphische Darstellung lässt bereits eine Homogenität zwischen den Gruppen erkennen. In allen drei Gruppen befindet sich jeweils ein Ausreißer. Alle drei Patienten waren frei von Nebenbefunden am Auge. Die statistische Auswertung zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p = 0,446$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p = 0,780$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p = 0,175$

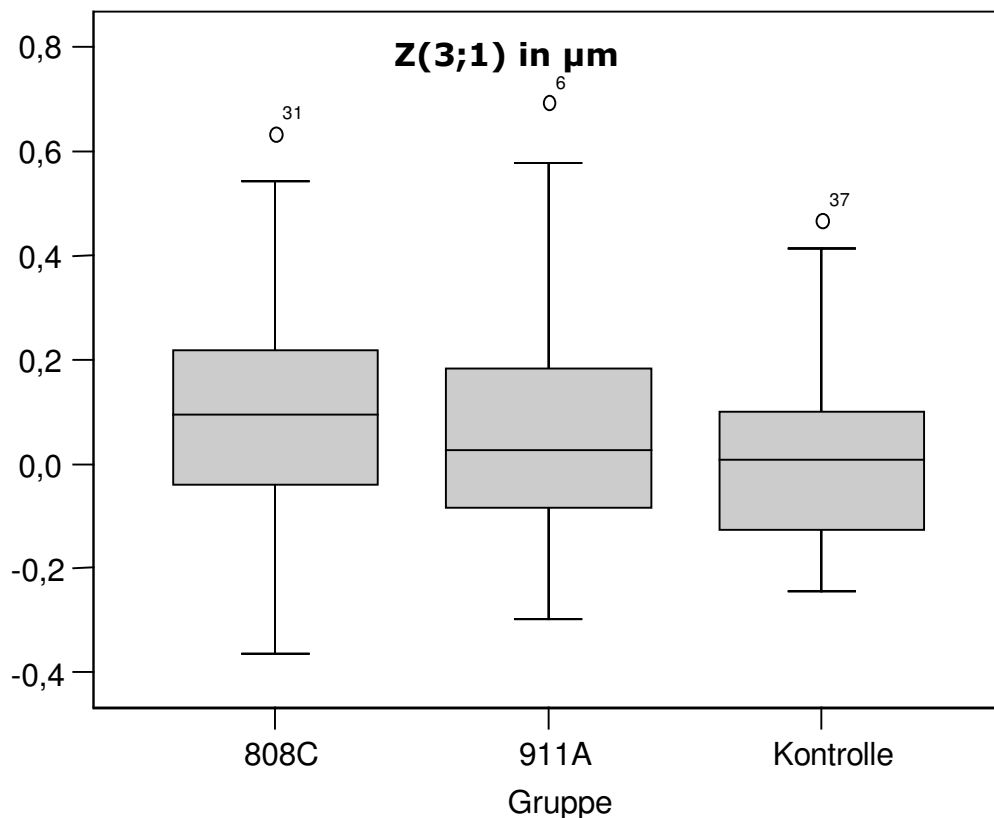


Abbildung 4.5: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(3;1) in den untersuchten Gruppen.

4.2.5. Z(3;-3)

Die Abbildung 4.6 stellt die Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(3;-3) dar. Es zeigt sich eine relativ homogene Verteilung der Messwerte. Der Extremwert der Gruppe 911A ist dem Patienten 15 zuzuordnen. Bei ihm ist eine asteroide Hyalose bekannt. Die statistische Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Gruppen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p = 0,054$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p = 0,361$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p = 0,264$

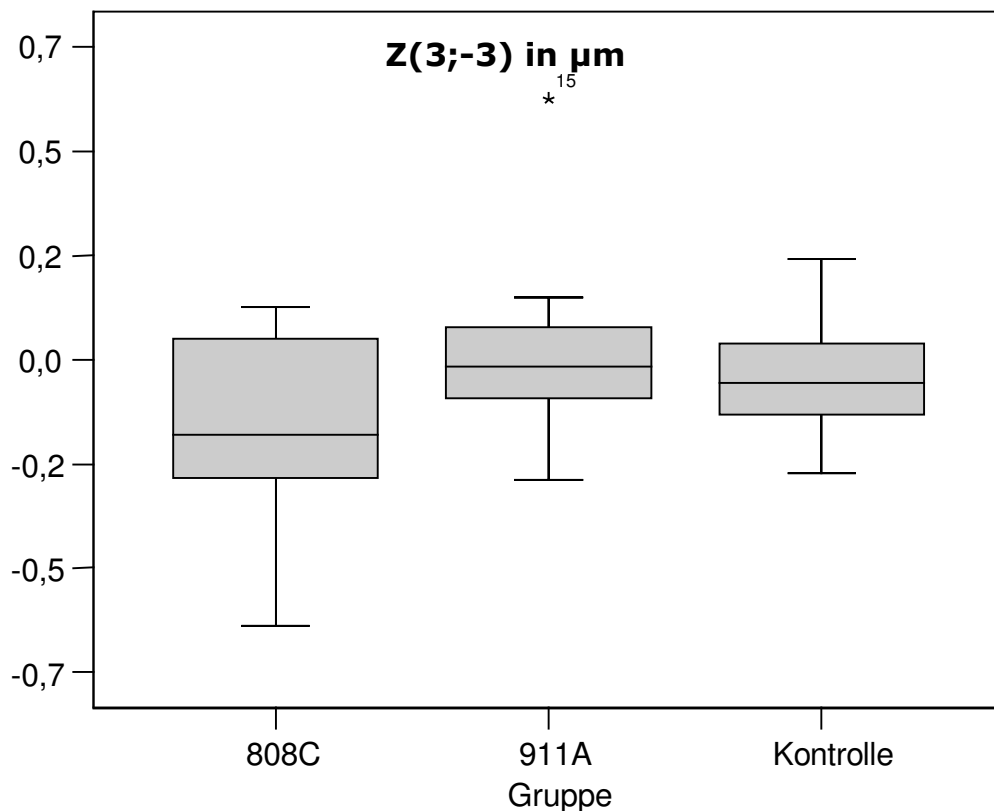


Abbildung 4.6: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(3;-3) in den untersuchten Gruppen.

4.2.6. Z(3;3)

Die Messwerte werden in Abbildung 4.7 graphisch dargestellt. In der Kontrollgruppe befinden sich zwei Ausreißer, in der Gruppe 911A einer. Keiner dieser Ausreißer hatte pathologische Befunde am vermessenen Auge. Der Extremwert der Gruppe 808C ist dem Patienten 25 zuzuordnen. Bei diesem war ein Glaucom bekannt. Zwischen der Gruppe 808C und der Kontrollgruppe ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messwerten nachweisen. Zwischen den anderen Gruppen zeigte sich allerdings kein signifikanter Unterschied.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p= 0,072$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p= 0,102$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p= 0,003$

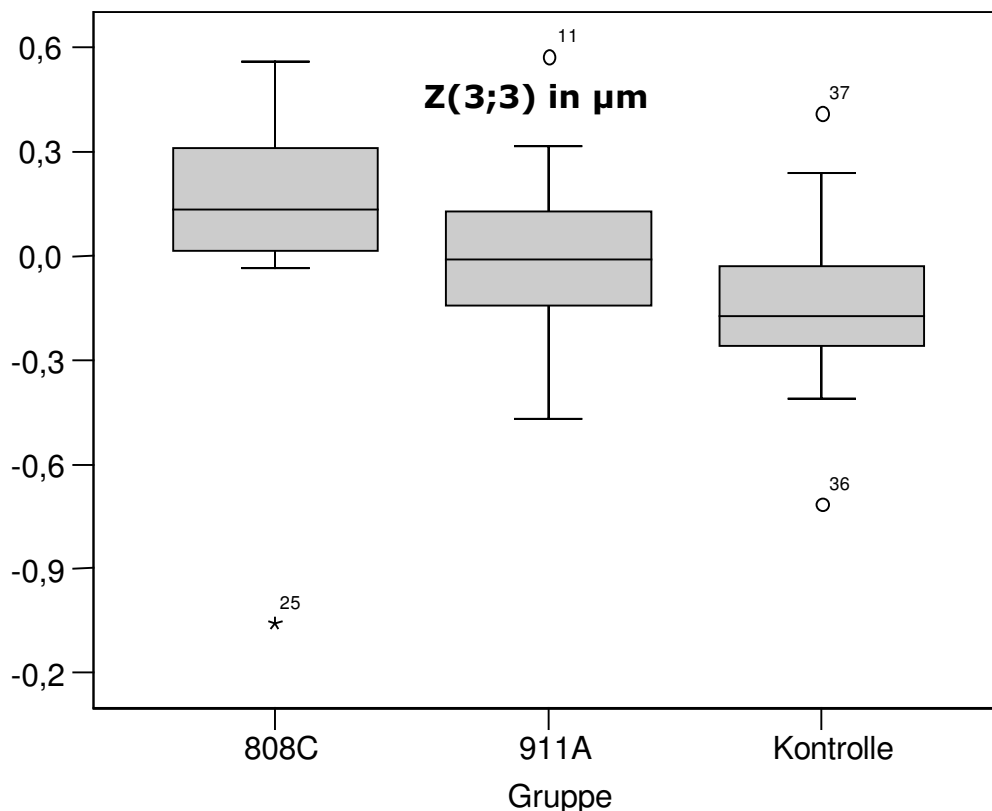


Abbildung 4.7: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(3;3) in den untersuchten Gruppen.

4.2.7. Z(4;0)

Abbildung 4.8 zeigt die Verteilung der Messwerte in den drei Gruppen. Auch in diesem Fall finden sich Ausreißer die den Patienten 15,16 und 29 zugeordnet wurden. Der Patient 15 wies als Nebendiagnose eine trockene altersbedingte Makuladegeneration (AMD) auf und bei dem Patienten 15 handelt es sich wieder um den Patienten mit der asteroiden Hyalose, welcher bereits bei Z(3;-3) einen Ausreißer bildet. Die statistische Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p= 0,338$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p= 0,160$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p= 0,093$

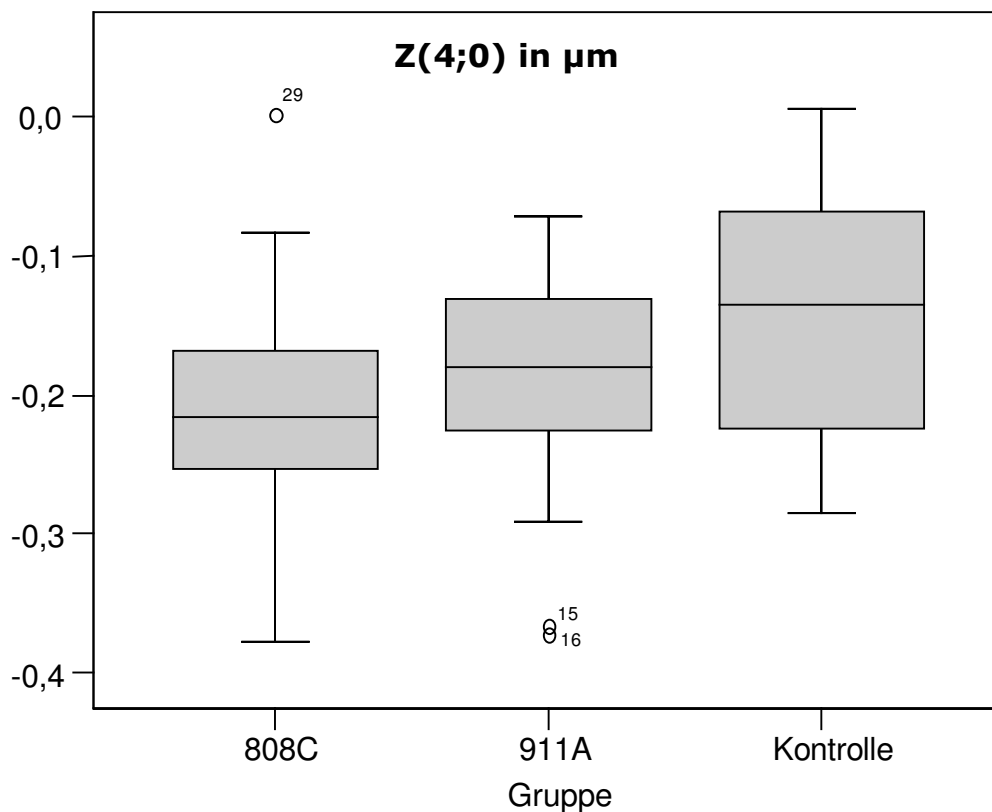


Abbildung 4.8: Verteilung der Messwerte des Zernike Koeffizienten Z(4;0) in den untersuchten Gruppen.

4.3. RMS 3. und 4. Ordnung

In den RMS 3. und 4. Ordnung fließen nicht die Messwerte der 2. Ordnung mit ein. In Abbildung 4.9 sind die Ergebnisse dargestellt. Die statistische Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen, wobei der Unterschied zwischen der Gruppe 808C und der Kontrollgruppe nur knapp nicht signifikant war.

Der Ausreißer in der Gruppe 808C ist dem Patienten 25 zuzuordnen.

Gruppe 911A und Gruppe 808C : $p = 0,163$

Gruppe 911A und Kontrollgruppe: $p = 0,956$

Gruppe 808C und Kontrollgruppe: $p = 0,054$

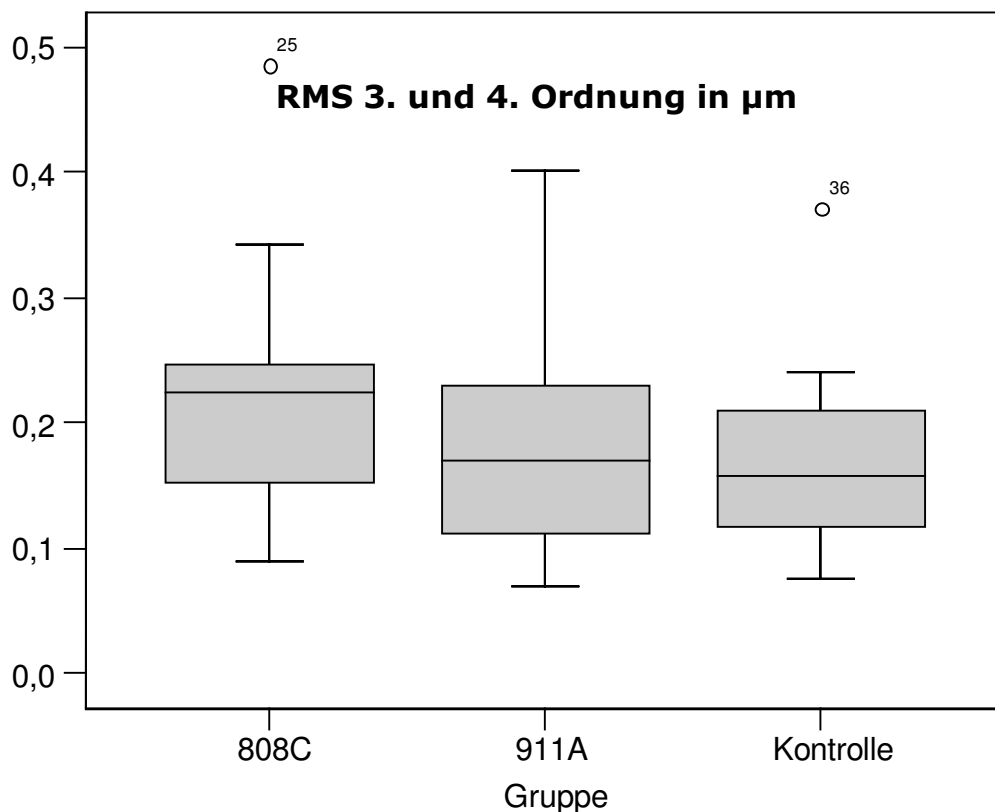


Abbildung 4.9: Verteilung der Messwerte des RMS 3. und 4. Ordnung in den untersuchten Gruppen.

5. Diskussion

Mit Hilfe der Wellenfrontanalyse ist es möglich, präzise Messungen der Aberrationen des optischen Apparates zu machen. Auch die Folgen der Manipulationen am optischen Apparat, welche z.B. bei der Kataraktchirurgie entstehen, lassen sich mit Hilfe der Wellenfrontanalyse darstellen. Viele Studien haben bereits gezeigt, dass die Implantation einer IOL entscheidenden Einfluss auf die Abbildungsqualität des menschlichen Auges hat. Will man also die Verhältnisse im Brechungsapparat des Auges weiter optimieren, ist es notwendig Fehlerquellen zu erkennen, um diese gezielt beeinflussen zu können.

Studien an aphaken Augen (Augen ohne Linse) zeigten, dass die Linse einen kompensierenden Einfluss auf die Aberrationen der Hornhaut hat (Barbero et al., 2002). Ist es demzufolge sinnvoll die kompensatorischen Fähigkeiten der natürlichen Linse zu imitieren beziehungsweise auszugleichen, oder ist die Abbildungsqualität der hier untersuchten konventionellen Linsentypen ausreichend?

In die vorliegende Studie wurden Patienten einbezogen, welche aufgrund einer altersbedingten Katarakt mit einer IOL versorgt wurden. Es wurde eine Gruppe gebildet mit Patienten, denen eine formstabile PMMA- Linse implantiert wurde und eine zweite Gruppe mit Patienten, denen eine faltbare Silikonlinse eingesetzt wurde. Weiterhin wurde eine Kontrollgruppe mit Patienten untersucht, welche frei von operationspflichtigen Linsentrübungen und anderen pathologischen Veränderungen am Auge waren. Beginnende Linsentrübungen mussten jedoch bei dieser Gruppe aufgrund des Alters der Patienten in Kauf genommen und bei der Auswertung berücksichtigt werden. Die Gruppen mit den Patienten denen eine künstliche IOL implantiert wurde, wurden untereinander sowie mit der gesunden Kontrollgruppe verglichen.

Die Ergebnisse zeigten, dass in den Augen, denen eine formstabile Linse implantiert wurde, der Astigmatismus postoperativ stark zunahm. Betrachtete man allerdings nur die Aberrationen höherer Ordnung (Zernike Koeffizienten 3. und 4. Ordnung, RMS 3. und 4. Ordnung) ergaben sich bis auf Z(3;3) zwischen der Kontrollgruppe und Gruppe 808C, keine Unterschiede zwischen den operierten und den gesunden Augen.

Die derzeit zu diesem Thema existierenden Studien kommen zu ähnlichen Ergebnissen. Auch Guirao et al. (2002) fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Aberrationen nach Implantation einer IOL im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe. Sie beschrieben die gleiche retinale Bildqualität bei operierten Augen wie bei der gleichaltrigen Vergleichsgruppe. Genau wie Babero et al. (2003), welche ebenfalls nur geringe Unterschiede zwischen prä- und postoperativ erhobenen Werten der höheren Aberrationen fanden. Hayashi et al. (2000) beschrieben hauptsächlich eine signifikante Änderung der kornealen Aberrationen nach Kataraktchirurgie. Auch diese Studie deckt sich mit den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie, denn auch hier konnte eine signifikante Änderung der Aberrationen 2. Ordnung festgestellt werden. Man kann dabei davon ausgehen, dass die Aberrationen der 2. Ordnung hauptsächlich durch die Kornea verursacht werden (Oshika et al., 2000; Barbero et al., 2003). Da mit WASCA die Gesamtaberrationen des Auges erfasst werden, kann mit der hier vorliegenden Studie die hauptsächliche Beteiligung der Hornhaut an den Aberrationen der 2. Ordnung nicht bewiesen werden. Hierfür wäre eine weitere Diagnostik mit geeigneten Hornhauttopographiesystemen notwendig.

5.1. Altersverteilung

Die statistische Auswertung der Altersverteilung zeigt, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen gibt ($p > 0,05$). Das bedeutet, dass es sich um eine ausgewogene Altersverteilung handelt. Dies ist wichtig um die Gruppen direkt miteinander vergleichen zu können, da sich die Wellenfrontaberrationen mit dem Alter verändern (Calver et al., 1999; Oshika et al., 1999; Guirao et al., 2000; McLellan, 2001; Amano et al., 2004), was unter anderem daran liegt, dass die Balance zwischen Linse und Kornea verloren geht (Artal et al., 2001). Die Ursache dafür ist hauptsächlich den Veränderungen der Linse zuzuschreiben. Besonders die sphärischen Aberrationen der Linse nehmen mit dem Alter zu, was insbesondere mit der Verfestigung der Linse zu begründen ist. Die Kornea hingegen verändert sich nur unwesentlich (Guirao et al., 2000; Smith et al., 2001).

5.2. Auswertung der Ergebnisse der einzelnen Zernike Koeffizienten

5.2.1. Auswertung von $Z(2;-2)$ und $Z(2;2)$

Diese Koeffizienten beschreiben den Astigmatismus. Dabei beschreibt $Z(2;-2)$ den Astigmatismus in der Achse 45° beziehungsweise 135° und $Z(2;2)$ den Astigmatismus bei 0° beziehungsweise 90° .

Bei $Z(2;-2)$ hob sich in der Gruppe 911A der Messwert des Patienten 16 als Ausreißer von den übrigen Werten ab. Der Extremwert kann dem Patienten 12 zugeordnet werden. Beide zeigten bei der Voruntersuchung keine Auffälligkeiten. Sie waren frei von Nebenbefunden am Auge.

Der Extremwert bei $Z(2;2)$ ist dem Patienten 35 zuzuordnen. Er ist der Kontrollgruppe zugehörig. Bei ihm konnten keine pathologischen Veränderungen am Auge nachgewiesen werden.

Die statistische Auswertung von $Z(2;-2)$ ergab keine signifikanten Unterschiede, weder zwischen der Gruppe 808C und der Gruppe 911A, noch zwischen den Gruppen 808C bzw. 911A und der Kontrollgruppe.

Es waren keine signifikanten Änderungen dieses Wertes zu erwarten, da keine Manipulationen an den untersuchten operierten Augen durchgeführt wurden, welche sich auf $Z(2;-2)$ ausgewirkt hätten.

Da der korneoskleral Schnitt im Rahmen dieser Studie jeweils bei 12 Uhr gesetzt wurde, müsste eine Zunahme der Steilheit der Hornhaut auf der Achse 0° induziert werden (Kohnen, 1995). Denn ein superiorer Schnitt verursacht eine Abflachung der Kornea entlang des Schnittmeridians und eine Zunahme des Astigmatismus auf der entgegengesetzten Achse (Kohnen et al., 1996; Vass et al., 1997). Es würde demzufolge ein Astigmatismus gegen die Regel induziert werden, beziehungsweise ein bestehender Astigmatismus mit der Regel abgeschwächt werden (Oshika et al., 2000). Das bedeutet, dass $Z(2;2)$ ansteigen müsste.

Tatsächlich fanden sich, wie die folgenden Ausführungen zeigen werden, bei der Auswertung von Z(2;2) signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Die statistische Bewertung ergab einen hoch signifikanten Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und der Gruppe mit der Linse 808C ($P=0,000$).

Auch zwischen der Gruppe 911A und der Gruppe 808C ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied nachweisen ($P=0,006$).

Da der Schnitt bei der Implantation der formstabilen PMMA Linse aufgrund seiner Größe mit mindestens einer Einzelknopfnahnt verschlossen wurde, ist durch den dadurch bedingten Zug an der Hornhaut mit einer stärkeren Abflachung im vertikalen Meridian und einer Zunahme der Krümmung im horizontalen Meridian und somit mit einer Zunahme des Astigmatismus zu rechnen. Dies erklärt den Anstieg der Messwerte in der Gruppe 808C.

Der kleinere Schnitt, der für die Implantation der Silikonlinse nötig ist, wurde dagegen nicht durch eine zusätzliche Naht verschlossen. Dies ist nicht notwendig, da der bestehende Augeninnendruck dafür sorgt, dass sich die verschiedenen Schichten des geschaffenen Tunnels aufeinanderlegen und somit der deutlich kleinere Schnitt dicht verschlossen bleibt. Dadurch wird kaum Zug auf die Hornhaut ausgeübt. Die Hornhaut wird weniger manipuliert und so nimmt der Astigmatismus deutlich weniger zu. Dies wiederum erklärt, weshalb es keinen signifikanten Unterschied zwischen der Kontrollgruppe und der Gruppe 911A gibt ($p= 1,000$).

Andere Studien betrachteten in ihren Untersuchungen explizit die Aberrationen der Hornhaut nach Implantation einer IOL (Oshika et al., 2000). Auch sie beobachteten eine Zunahme des Astigmatismus.

Auch bei der Kontrollgruppe konnte ein Astigmatismus nachgewiesen werden. Dieser war geringer ausgeprägt als der Astigmatismus der Gruppen mit den implantierten Linsen. Ursache hierfür ist der physiologisch existierende Astigmatismus, welcher im Alter zunimmt (Baldwin und Mills, 1981). Verantwortlich für den altersbedingten Astigmatismus machte man anfangs nur die natürliche Linse (Hirsch, 1959), welche sich im Alter durch Verdickung des Linsenkerne und Sklerosierungsvorgänge verändert. Aber auch andere Abschnitte des Auges sind für die Zunahme des Astigmatismus im Alter verantwortlich. Baldwin und Mills (1981) bewiesen mit ihrer

Längsschnittstudie die Zunahme der horizontalen Steilheit der Hornhaut, welche die Zunahme des Astigmatismus gegen die Regel verursacht.

In Anbetracht der vorangegangenen Ausführungen ist es sinnvoll, bei der Planung der Operation, die Hornhautveränderungen mit einzubeziehen wie es bereits in den meisten Fällen geschieht. Für jeden Patienten sollte also eine individuelle Planung erfolgen. Bei einem physiologischen Astigmatismus, müsste der Schnitt für die Linsenimplantation bei 12 Uhr gesetzt werden, um den Astigmatismus abzuschwächen. Handelt es sich dagegen um einen Astigmatismus gegen die Regel, sollte ein temporaler Zugang gewählt werden.

5.2.2. Auswertung von Z(3;-1) und Z(3;1)

Z(3;-1) und Z(3;1) auch Koma genannt, änderten sich nicht nach Implantation einer Intraokularlinse, egal ob es sich um eine faltbare oder formstabile Linse handelte. Bei allen drei Gruppen befanden sich die Messwerte ungefähr im gleichen Wertebereich. Die statistische Auswertung erbrachte keine Unterschiede zwischen den Gruppen. In jeder der untersuchten Gruppen für Z(3;1) fand sich ein Ausreißer. Diese drei Patienten waren frei von Nebenbefunden am Auge. Auch die Patienten die dem Ausreißer in der Gruppe 911A bzw. dem Extremwert in der Kontrollgruppe für den Wert Z(3;-1) zuzuordnen waren, wiesen keine pathologischen Nebenbefunde am Auge auf.

Da die Aberrationen der dritten Ordnung vor allem bei Dezentrierung und Verkippung der Intraokularlinse erhöht sind (Baumeister et al. 2002), kann man davon ausgehen, dass die in dieser Studie implantierten Linsen gut zentriert und kaum verkippt waren.

Durch die Koma werden Lichtpunkte kometenähnlich auf der Netzhaut abgebildet. Es ist nicht möglich die Koma durch eine Brillenkorrektur zu beseitigen (Wesemann, 2004). Wie diese Studie zeigt, wird die Koma auch nicht signifikant durch eine künstliche Intraokularlinse beeinflusst.

Als alternative Möglichkeit die Koma zu reduzieren, könnte die refraktive Laserchirurgie der Hornhaut postoperativ zum Einsatz kommen. Allerdings sind auch diese Verfahren noch nicht vollständig ausgereift, denn der Wellenfrontfehler des Auges kann durch die refraktive Laserchirurgie durchaus verstärkt werden (Applegate et al., 1998; McLellan et al., 2001; Moreno-Barriuso et al., 2001). Eventuell findet sich die Lösung dieses Problems in der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie. Die Idee hierbei ist, zunächst die Aberrationen des Auges über den gesamten Pupillenquerschnitt mit geeigneter Technik zu ermitteln, um danach mit einem Computer ein Ablationsprofil zu ermitteln, welches die individuelle Korrektur dieser Fehler ermöglichen könnte. In anderen Bereichen, wie der Korrektur nach herkömmlicher refraktiver Laserchirurgie, konnte diese Methode bereits erste Erfolge bei der Reduktion der Aberrationen höherer Ordnung verzeichnen (Mrochen et al., 2002; Carones et al., 2003).

5.2.3. Auswertung von Z(3;-3) und Z(3;3)

Z(3;-3) und Z(3;3) stellen den dreistrahligen Astigmatismus dar. Dieser ist dafür verantwortlich, dass ein Lichtpunkt nicht punktförmig auf der Netzhaut abgebildet wird, sondern zu einem Fleck verzerrt wird, der eine dreistrahlige Symmetrie aufweist. Auch dieser Wellenfrontfehler lässt sich nicht durch ein Brillenglas ausgleichen (Applegate et al., 1998).

Der Extremwert in der Gruppe 911A für den Wert Z(3;-3) ist dem Patienten 15 zuzuordnen. Bei ihm ist eine asteroide Hyalose bekannt, welche sicher nicht für diesen abweichenden Messwert verantwortlich ist. Bei dem Messwert Z(3;3) fanden sich zwei Ausreißer in der Kontrollgruppe und einer in der Gruppe 911A. Keiner dieser Ausreißer hatte pathologische Befunde am Auge. Der Extremwert in der Gruppe 808C ist dem Patienten 25 zuzuordnen. Bei ihm waren 2 Einzelknopfnähte zum Verschluss des Schnittes notwendig.

Die statistische Auswertung ergab lediglich einen signifikanten Unterschied zwischen der Gruppe 808C und der Kontrollgruppe des Wertes Z(3;3).

Auch bei dem Koeffizienten Z(3;3) ist wahrscheinlich die Einzelknopfnahrt, welche zum Verschluss des Schnittes in der Gruppe mit der formstabilen PMMA Linse gesetzt wurde, ursächlich für den Anstieg der Messwerte. Der Zug welcher auf die Hornhaut ausgeübt wird, dehnt diese in typischer Weise ein. Man kann dies bereits während der Operation makroskopisch beim Anziehen des Knotens erkennen. Diese typische Verziehung bleibt, wie diese Ergebnisse zeigen, auch nach Abschluss der Wundheilung bestehen, auch wenn sie makroskopisch nicht sichtbar ist.

Die Einzelknopfnahrt verstärkt also nicht nur den einfachen Astigmatismus, sondern auch den dreistrahligen Astigmatismus. Es wäre somit sinnvoll abzuwägen, ob ein solcher Verschluss des Schnittes nicht umgangen werden kann, indem man entweder den Schnitt so anlegt, dass er sich selbständig verschließt, beziehungsweise andere Verschlussmöglichkeiten anwendet, welche einen nicht so starken Zug auf die Hornhaut ausüben. Hier liegt der Vorteil bei den faltbaren Intraokularlinsen, da der Zugang für deren Implantation nicht mit einer Naht verschlossen werden muss.

5.2.4. Auswertung von Z(4;0)

Z(4,0) beschreibt die sphärischen Aberrationen.

Die Ausreißer in der Gruppe 911A sind den Patienten 15 und 16 zuzuordnen. Wobei es sich bei Patient 15 wieder um den Patienten mit der asteroiden Hyalose handelt. Patient 16 dagegen war frei von Nebenbefunden. In der Gruppe 808C handelt es sich bei dem Ausreißer um den Patienten 29. Bei ihm war es notwendig den Schnitt mit zwei Einzelknopfnähten zu verschließen.

Die Gruppen unterscheiden sich hinsichtlich der sphärischen Aberrationen nicht signifikant. Betrachtet man aber die Mittelwerte, so fällt auf, dass Z(4;0) in der Kontrollgruppe am geringsten ist, gefolgt von der Gruppe 911A und der Gruppe 808C, auch wenn die Unterschiede nur sehr gering sind.

Das sich in dieser Studie kein deutlicher signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachweisen ließ, könnte am gewählten Pupillendurchmesser (4mm) liegen. Bei einer Pupillenweite von 4 mm werden keine randnahen Strahlen in den Strahlengang mit eingeschlossen, welche für die sphärischen Aberrationen verantwortlich sind. Auch frühere Studien zeigten bereits, dass besonders bei Z(4;0) eine starke Abhängigkeit von der Pupillenweite besteht (Wang et al., 2003; Kasper et al., 2004). Geht man allerdings von dem Trend der Mittelwerte aus, so steht dieses Ergebnis im Einklang mit den Ergebnissen von Babero und Mitarbeitern. Ihnen gelang es 2003 mit Hilfe des ray-tracing in vivo Messungen an Augen durchzuführen, denen eine Intraokularlinse implantiert wurde. Zusätzlich isolierten sie mit Hilfe von in vitro durchgeführten Messungen die sphärischen Aberrationen (Z4;0) der Linse (Babero et al., 2003). Sie erkannten, dass künstliche Linsen mehr sphärischen Aberrationen aufweisen als natürlichen Linsen. Dass die Aberrationen auch von der implantierten Linse abhängig sind, zeigten bereits Untersuchungen am Modellauge in einer von Smith und Lu (1991) publizierten Studie. Sie befanden, dass die sphärischen Aberrationen von Linsen niemals null sein können, jedoch zu minimieren sind.

Auch Atchison (1989) bestätigte am Modellauge, dass sich die Linsenform intensiv auf die sphärische Aberration auswirkt. Insgesamt konnte man nachweisen, dass die sphärischen Aberrationen der Hornhaut, durch die negativen Aberrationen der natürlichen Linse ausgeglichen werden (Hage und Berny, 1973; Artal und Guiaro, 1998).

Miller und Mitarbeiter (2002) beurteilten die Aberrationen höherer Ordnung mit Hilfe eines Hartmann-Shack-Sensors an Augen denen eine Intraokularlinse implantiert wurde und auch sie beobachteten eine Zunahme der sphärischen Aberrationen.

Da die Pupillenweite also eine hervorragende Rolle spielt, scheint die Bedeutung der Veränderung von $Z(4;0)$ im Alter nur noch beschränkt zu sein, denn bei einem 60jährigen Patienten beträgt der durchschnittliche Pupillendurchmesser unter mesopischen Bedingungen ca. 3 mm und unter skotopischen Bedingungen ca. 4 mm. Mit zunehmenden Alter nimmt die Pupillenweite noch weiter ab (Trotter, 1982).

Die sphärischen Aberrationen stellen jedoch bei jungen Patienten mit größerem Pupillendurchmesser ein wichtiges Problem bei der Abbildungsqualität von Intraokularlinsen dar.

Die natürliche Linse ist an den Rändern abgeflacht. Das bedeutet, dass sie annäherungsweise asphärisch geformt ist (Tscherning, 1849). Man versuchte unlängst sich der Form der natürlichen Linse zu nähern. Es existieren bereits asphärische Linsen mit einer prolabierten Vorderfläche, welche in der Lage sind die Funktion der natürlichen Linse teilweise zu imitieren und somit die Aberrationen der Hornhaut auszugleichen. Erste Untersuchungen kamen zu durchaus befriedigenden Ergebnissen. Die sphärischen Aberrationen konnten signifikant vermindert und somit die Kontrastsensitivität verbessert werden (Kasper, 2004; Packer et al., 2002; Packer et al. 2004).

5.3. Auswertung des RMS 3. und 4. Ordnung

Der RMS 3. Ordnung und 4. Ordnung lässt den Astigmatismus außer Acht.

Er beinhaltet alle Koeffizienten der 3. und 4. Ordnung. Es erfolgt demzufolge eine Mittelung dieser Messwerte.

Hier findet sich der höchste Wert in der Gruppe 808C, gefolgt von der Gruppe 911A. Den kleinsten Wert bildet die Kontrollgruppe.

Bei dem Ausreißer in der Gruppe 808C handelt es sich wieder um den Patienten 25, dessen Korneoskleralschnitt mit zwei Einzelknopfnähten versorgt wurde. Der Ausreißer in der Kontrollgruppe, Patient 36, war dagegen frei von pathologischen Befunden am Auge.

Ein statistisch signifikanter Unterschied findet sich zwischen keiner der drei Gruppen. Auch wenn sich keine Signifikanz nachweisen lässt, ist ein Trend zu erkennen, welcher besagt, dass die Aberrationen höherer Ordnung nach Implantation einer Intraokularlinse zunehmen.

Babero und Mitarbeiter (2003) verglichen den RMS 3. Ordnung und höher prä- und postoperativ an wenigen Patienten. Auch sie beschrieben eine geringe Zunahme dieses Wertes nach Implantation einer Intraokularlinse. Allerdings konnten auch sie keine statistische Signifikanz nachweisen.

Da der RMS sich nicht deutlich zwischen den Gruppen unterscheidet, spricht für eine gut optische Qualität der Linsen und macht wiederum den großen Einfluss des Astigmatismus deutlich, der in diesen Wert nicht mit einfließt.

Warum sich einzelne Messwerte von den übrigen abheben, konnte nicht eindeutig geklärt werden. Bei den Ausreißern der Kontrollgruppe wäre es möglich, dass bereits bestehende beginnende Linsentrübungen die Ursache für die abweichenden Messwerte waren, denn bereits diskrete Linsentrübungen haben einen Einfluss auf die Aberrationen des Auges (Kuroda et al., 2002).

Bei den Gruppen mit den implantierten Linsen, handelt es sich eventuell um minimale Verkippungen beziehungsweise Dezentrierungen der Linse.

Natürlich können auch während des Messvorgangs Fehler, wie minimale Augenbewegungen, Zwinkern und Störungen im Tränenfilm auftreten, welche die Ergebnisse beeinflussen. Um diesen Fehler so gering wie möglich zu halten, wurden Mehrfachmessungen gemacht und im Anschluss der Median der Messwerte für die weitere Statistik verwendet.

Bei den beiden Patienten 25 und 29 der Gruppe 808C, welche mit zwei Einzelknopfnähten versorgt wurden, ist der Grund für die Abweichung der Messwerte eventuell in den zwei Einzelknopfnähten zu sehen. Allerdings wich Patient 18, welcher auch mit zwei Einzelknopfnähten versorgt wurde, bei keinem der Messwerte von den übrigen Patienten der Gruppe ab. Dabei ist zu bedenken, dass der Einfluss der Nähte auf die Aberrationen, sicherlich von der Straffheit der Nähte und den daraus resultierenden unterschiedlichen Zugwirkungen auf die Hornhaut abhängig ist.

5.4. Theoretische Grenzen der Visussteigerung

Das optische System Auge verfügt nicht nur über statische Aberrationen, es ist vielmehr dynamischen Aberrationsänderungen zum Beispiel im Tagesverlauf oder bei Akkomodationsvorgängen (Artal et al., 2002) unterworfen. Diese dynamischen Aberrationsänderungen scheinen zwar nicht sehr groß zu sein, haben aber trotzdem einen Effekt auf die Abbildungsqualität des Auges (Charman und Heron, 1988; Hofer et al., 2001).

Mit statischen Linsen könnten zwar die starren Aberrationen theoretisch ausgeglichen werden, die sich ständig verändernden Aberrationen bleiben hingegen außen vor. Bei einer Pupillengröße unter 4,7 mm fällt die Fluktuation der Aberrationen allerdings kaum noch ins Gewicht (Hofer et al., 2001). Da es sich bei den Patienten, welche aufgrund einer bestehenden Katarakt eine künstliche Linse implantiert bekommen, meist um ältere Patienten handelt, findet man bei ihnen auch in der Mehrzahl der Fälle eine bestehende Altersmiosis (Trotter, 1982). Der Pupillendurchmesser liegt demzufolge, wie auch bei dem hier untersuchten Patientenkollektiv, meist unter 4,7 mm und so erscheint es nicht sinnvoll adaptive Optiken im Alltag einzusetzen, um eine für den Alltag ausreichende Sehkraft zu erreichen (Hofer et al., 2001).

Der best mögliche Visus beim jungen Menschen liegt bei einer ausschließlich beugungsbegrenzten Optik theoretisch bei etwa 2,0, was sich aus dem Abstand der Zapfen auf der Netzhaut ergibt (Curcio et al., 1987; Williams, 1988; Williams und Coletta, 1987). Nach bestmöglicher Brillenkorrektur von bestehenden Brechungsfehlern war es Wesemann (2002) gelungen nachzuweisen, dass junge Augen tatsächlich in der Lage sind, einen durchschnittlichen Visus von 1,9 und besser zu erreichen. Es gab Probanden, welche auch einen Visus über 2,0 erreichten. Ob diese einen geringeren Zapfenabstand aufwiesen, ist nicht eindeutig geklärt (Wesemann, 2004).

Diese Ausführungen zeigen, dass es demzufolge fraglich, ist inwiefern sich der Visus durch Reduktion der höheren Aberrationen steigern lässt. Auf Grund der beugungsbegrenzten Optik wäre eine größere Sehschärfe falls überhaupt, nur bei größeren Pupillendurchmessern zu erreichen. Es wäre folglich vorwiegend für junge Patienten bzw. unter mesopischen Bedingungen sinnvoll auch die höheren Aberrationen zum Beispiel mit optimierten Intraokularlinsen oder Wellenfront gestützter Hornhautchirurgie auszugleichen.

6. Schlussfolgerungen

Mit Hilfe der Wellenfrontanalyse gelingt es schnell und präzise, die Aberrationen des menschlichen Auges nach Implantation von Intraokularlinsen zu quantifizieren und darzustellen. In dieser Studie konnten Unterschiede hinsichtlich der Aberrationen zwischen den verschiedenen untersuchten Gruppen nachgewiesen werden.

Da der Astigmatismus ($Z(2;2)$) und der dreistrahlige Astigmatismus ($Z(3;3)$) in der Gruppe mit der formstabilen Linse am höchsten ist, gefolgt von der Gruppe mit der faltbaren Linse und am geringsten in der Kontrollgruppe, erscheint es sinnvoll weiterhin nach Möglichkeiten zu suchen, wie man die durch die Operationstechniken induzierten Astigmatismus so gering wie möglich halten kann. Die Einzelknopfnah, welche im Rahmen der Linsenimplantation noch häufig benutzt wird sollte vermieden werden, da sie sich ungünstig auf die optische Qualität des Auges auswirkt. Heutzutage ist auch bei PMMA- Linsen mit großem Tunnelschnitt nur in wenigen Fällen eine Tunnelstütznaht notwendig. Sie sollte also nicht mehr routinemäßig angewandt werden, sondern es sollte individuell von Fall zu Fall abgewogen werden, um die optischen Resultate nicht zu verschlechtern.

Bei allen Betrachtungen welche die Aberrationen des Auges betreffen, ist die Pupillenweite des Patienten zu beachten. Bei älteren Patienten mit geringeren Pupillendurchmessern, können durchaus befriedigende Ergebnisse mit den derzeit implantierten Linsen erzielt werden. Auch formstabile Linsen können zu guten Ergebnissen führen. Bei jungen Patienten dagegen, sollte die Manipulation der Hornhaut im Rahmen der Linsenimplantation so geringfügig wie möglich bleiben. Hier ist es sinnvoll asphärische Linsen einzusetzen, um die sphärischen Aberrationen zu reduzieren, welche besonders bei großen Pupillendurchmessern störend sein können.

7. Literatur- und Quellenverzeichnis

Amano S, Amano Y, Yamagami S, Miyai T, Miyata K, Samejima T, Oshika T. Age – related changes in corneal and ocular higher – order wavefront aberrations. *Am J Ophthalmol* 2004; 137(6): 988-92.

Applegate RA, Howland CH und Sharp RP (1998) Corneal aberrations and visual performance after radial keratotomy. *J Refract Surg* 14: 397-407.

Artal P und Guirao A (1998) Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye. *Optics Letters* 23(21): 1713-1715.

Artal P, Guirao A, Berrio E und Williams DR (2001). Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vis* 1: 1-8.

Artal P, Marcos S, Navarro R, Miranda I und Ferro M (1995). Through focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses. *Optics Engineering* 34: 772-779.

Artal R, Fernandez J und Manzanera S (2002). Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg* 18: 563–566.

Atchison DA (1989) Third – order aberration of pseudophakic eyes. *Ophthalmic Physiol Opt* 9: 205-211.

Atchison DA (1991) Design of aspheric intraocular lenses. *Ophthalmic Physiol Opt* 11: 137-146.

Baldwin WR und Mills D (1981). A longitudinal study of corneal astigmatism and total astigmatism. *Am J Opt* 58(3): 206-211.

Barbero S, Marcos S und Jimènez-Alfaro I (2003) Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro. *J Opt Soc Am A* 20(10): 1841-1851.

Barbero S, Marcos S und Merayo-Llodes J (2002) Corneal and total optical aberrations in a unilateral aphakic patient. *J Cataract Refract Surg* 28(9): 1594-600.

Baumeister M, Kasper T, Bühren J und Kohnen T (2003) Einfluss von Dezentrierung und Verkipfung der IOL-Optik bei einer asphärischen Intraokularlinse auf Aberrationen höherer Ordnung. *Ophthalmologe* 100: 1611-1617.

Bellucci R, Morselli S und Piers P (2004) Comparison of wavefront aberrations and optical quality of eyes implanted with five different intraocular lenses. *J Refract Surg* 20(4):297-306.

Calver RI, Cox MJ und Elliott DB (1999) Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A* 16(9): 2069-2078.

Carones F, Vigo L und Scandola E (2003) Wavefront-guided treatment of abnormal eyes using the LADARVision platform. *J Refract Surg* 19(6): 703-8.

Curcio CA, Sloan KR und Packer O et al. (1987) Distribution of cones in human and monkey retina: individual variability and radial asymmetry. *Science* 236: 579-582.

Charman WN (1991) Wavefront aberration of the eye: A review. *Optom Vis Sci* 68: 574-583.

Charman WN (1996) Handbook of Optics Volume I. McGraw-Hill 24: 17-18.

Charman WN und Heron G (1988) Fluctuations in accommodation: a review. *Ophthalmic Physiol Opt* 8: 153-163.

Deutsches Ärzteblatt (2005). Kataraktoperation: Risikominderung einer Blutung bei oraler Antikoagulation 102; Ausgabe 1-2 vom 10.01.2005, Seite A-58 / B-49 / C-46.

Dick HB, Krummenauer F, Schwenn O, Krist R, Pfeiffer N. Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation. *Ophthalmology* 1999; 106(10): 1878-86.

Dick HB, Eisenmann D, Fabian E und Schwenn O (1999) Refraktive Kataraktchirurgie mit multifokalen Intraokularlinsen. Springer Verlag Berlin, Heidelberg.

Falkenberg B, Kutschan A und Wiegand W (2005) Analysis of optical parameters after cataract surgery and implantation of foldable lens. *Ophthalmologe*;102(6): 587-91.

Großkopf U, Wagner R, Jacobi FK und Krzizok T (1998) Contrast sensitivity and glare sensitivity in patients with monofocal or multifocal pseudophakic eyes. *Ophthalmologie* 95(6): 432-437.

Guirao A, Redondo M und Artal P (2000) Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A* 17(10): 1697-1702.

Guirao A, Redondo M, Geraghty E, Piers P, Norrby S und Artal P (2002). Corneal optical aberrations and retinal image quality in patients in whom monofokal intraocular lenses were implantated. *Arch Ophthalmol* 120: 1143-1151.

Hage SG, Berny F (1973) Contribution of crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J Opt Soc Am* 63: 205-211.

Hartmann J (1900) Bemerkungen über den Bau und die Justierung von Spektrographen. *Z Instrumentenk* 20: 47.

Hecht E (2001) Optik. 3., vollst. überarb. Aufl., Oldenbourg Verlag, München 2001.

Hess C von (1911): Graefe-Saemisch Handbuch der Gesamten Augenheilkunde, 3. neubearb. Aufl. Leipzig. (hrsg.) Engelmann W.: 16-22.

Hayashi K, Hayashi H, Oshika T, Hayashi F (2000) Fourier analysis of irregular astigmatism after implantation of 3 types of intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 26: 1510-1516.

He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R (2003) Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *Opt Soc Am* 20(7): 1155-1163.

Hirsch MJ (1959) Changes in astigmatism after the age of forty. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 36(8): 395-405.

Hirschberg, Julius: Geschichte der Augenheilkunde, in: Th. Saemisch (Hrsg.), Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 2. Aufl. Bd. 13, W. Engelmann, Leipzig 1908.

Hofer H, Artal P, Singer B, Aragón JL und Williams DR (2001) Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A* 18(3): 497-506.

Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, van der Mooren M und Norrby NES (2002) A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Refract Surg* 18: 683-692.

Howland HC (2000) The history and methods of ophthalmic wavefront sensing. *J Refract Surg* 16: 552-553.

Howland HC und Howland B (1977) A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am* 67(11): 1508-1514.

Kasper T, Bühren J, Kohnen T (2004) Intraindividual comparison of higher order aberrations after implantation of aspherical and spherical IOLs depending on pupil diameter. *Ophthalmologe* (Abstract).

Kohnen T, Dick B und Jacobi KW (1995) Comparison of the induced astigmatism after temporal clear corneal tunnel incisions of different sizes. *J Cataract Refract Surg* 21: 417-424.

Kohnen T, Mann PM und Husain SE (1996) Corneal topographic changes and induced astigmatism resulting from superior and temporal scleral pocket incisions. *Ophthalmic Surg Lasers* 27: 263-9.

Liang J und Williams DR (1997) Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A* 14(11): 2873-2883.

Liang J, Grimm B, Goelz S und Bille JF (1994) Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am* 11(7): 1949-1957.

McLellan JS., Marcos S. und Burns SA (2001) Age – related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42(6): 1390-5.

Mester U, Dillinger P und Anterist N (2003) Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg* 29(4): 652-60. (Abstract)

Mierdel P., Kaemmerer M., Krinke H.-E. und Seiler T (1999) Effects of photorefractive keratectomy and cataract surgery on ocular optical errors of higher order. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 237: 725-729.

Miller JM, Anwaruddin R, Straub J und Schwiegerling J (2002) Higher order aberrations in normal, dilated, intraocular lens, and laser in situ keratomileusis corneas. *J Refract Surg* 18: 579-583.

Moreno-Barriuso E, Lloves JM und Marcos S (2001) Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42: 1351-1355.

Mrochen M, Krueger RR, Bueeler M und Seiler T (2002) Aberration-sensing and wavefront-guided laser in situ keratomileusis: management of decentered ablation. *J RefractSurg* 18(4): 418-29.

Oshika T, Klyce SD, Applegate RA und Howland HC (1999) Changes in corneal wavefront aberrations with aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 40(7): 1351-1355.

Oshika T, Sugita G, Tanabe T, Tomidokoro A und Amano S (2000) Regular and irregular astigmatism after superior versus temporal scleral incision cataract surgery. *Ophthalmol* 107 (11): 2049-2053.

Packer M, Fine IH und Hoffman RS (2004) Wavefront technology in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 15: 56-60.

Packer M, Fine IH, Hoffman RS und Piers PA (2002) Prospektive randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens. *J Refract Surg* 18(6): 692-6.

Pesudovs K, Dietze H, Stewart OG, Noble BA und Cox MJ (2005) Effect of cataract surgery incision location and intraocular lens type on ocular aberrations. *J Refract Surg* 31(4): 725-34.

Platt BC und Shack R (2001) History and prinziplles of Shack-Hartmann wavefront sensing. *J Refract Surg* 17: 573-577.

Ridley NHL (1951) Intraocular acrylic lenses. *Transaction of the ophthalmological society UK and Oxford Ophthalmological Congress*;LLXXI: 617-621.

Sachsenweger M (2003) Lens cristallina. In: Sachsenweger M (Hrsg.): *Augenheilkunde*. Thieme Verlag. S. 146-171.

Shack RV und Platt BC (1971) Production and use of a lenticular Hartmann screen. *J Opt Soc Am* 61: 656.

Smith G und Lu C-W (1991) Peripheral power errors and astigmatism of eyes corrected with intraocular lenses. *Optom Vis Sci* 68(1): 12-21.

Stevens JD und Sekundo W (2003) Wellenfronanalyse und adaptive Optiken. *Ophthalmologe* 0: 593-602.

Thibos LN (2001) Wavefront data reporting and terminology. *J Refract Surg* 17:578-583.

Trotter J (1982) Das Auge. DOZ-Verlag.

Tscherning M (1894) Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges. *Psychol Physiol Sinne* 6: 456-71.

Vass C, Menapace R und Rainer G (1997) Corneal topographic changes after frown and straight sclerocorneal incisions. *J Cataract Refract Surg* 23: 913-22.

Wang Y, Zhao K, Jin Y, Niu Y und Zuo T (2003) Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye. *J Refract Surg* 19: 270-274.

Walsh G, Charman WN und Howland HC (1984) Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am* 1(9): 987-992.

Wesemann W (2002) Sehschärfebestimmung mit Freiburger Visustest, Bailey-Lovie-Tafel und Landoltring-Tafel. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 219: 660-667.

Wesemann W (2004) Optische und physiologische Grenzen der Wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie. *Ophthalmologe* 5: 521-537.

Williams DR (1988) Topography of the foveal cone mosaic in the living human eye. *Vision Res* 28: 433-454.

Williams DR und Coletta NJ (1987) Cone spacing and the visual resolution limit. *J Opt Soc Am A4*: 1514-1523.

Zrenner E und Eysel U: Visuelles System. In: Deetjen P. und Speckmann E.-J. (Hrsg.): Physiologie. Urban & Schwarzenberg (1994) S. 77-111.

8. Anhang

Lebenslauf

Name:	Beate Schulze
Geburtsdatum:	24.10.1977
Geburtsort:	Neubrandenburg
Schulbildung:	
06/ 1984 – 06/ 1986	Otto Grothwohl Grundschule in Neubrandenburg
06/ 1986 – 06/ 1989	Erweiterte Oberschule Karl Marx in Sömmerda
06/ 1989 – 06/ 1996 1996	Albert Schweitzer Gymnasium in Sömmerda Abschluss: Abitur
07/ 1996 – 09/ 1998	Aushilfstätigkeit in einer Augenarztpraxis und im Einzelhandel
10/ 1998 – 07/ 2005	Studium der Humanmedizin an der Friedrich Schiller Universität Jena
31.05.2005	Abschluss: Staatsexamen
seit 01.08.2005	Assistenzärztin in der Augenklinik des Helios Klinikums Berlin Buch

Berlin, 30.12.2005

Beate Schulze

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei denen bedanken die es mir ermöglicht haben diese Arbeit fertig zu stellen.

Als erstes möchte ich Herrn Prof. Dr. Strobel danken. Nicht nur für die Auswahl des Themas dieser Arbeit und die versierte Beratung bei fachlichen Problemen, sondern auch für die immer währende Ermunterung mich der Herausforderung zu stellen. Weiterhin ist Herrn Dr. Jurkutat und Frau Dr. Müller zu danken, die auch in ausweglos scheinenden Situationen immer eine Lösung fanden und mir mit vielen nützlichen Tipps und Ratschlägen den Weg geebnet haben. Außerdem gilt mein Herr Dr. Vollandt vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der FSU Jena für die Planung der statistischen Auswertung und die kompetente Beratung bei Problemen.

Auch Herrn Dr. Bergt und Herrn Dr. Vogelsang von der Firma Carl Zeiss Meditec AG sei gedankt für die Einführung in die technischen Aspekte sowie die Vermittlung wesentlicher Grundlagen.

Besonders möchte ich auch meinen Eltern danken, vor allem meiner Mutter, die ihre Erfahrungen als Augenärztin mit mir teilte und mir somit half so manche Hürde zu überwinden.

Nicht zuletzt sein all denen gedankt, die mir den Rücken gestärkt haben und mich immer wieder ermuntert haben und von Zeit zu Zeit dafür gesorgt haben, dass ich auch mal den Kopf frei bekomme, um mich dann erneut dieser Arbeit zu widmen.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. Strobel, Herr Dr. Jurkutat, Herr Dr. Vollandt, Frau Dr. Müller, Herr Dr. Bergt, Herr Dr. Vogelsang

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Berlin, 30.12.2005

Beate Schulze

