

Universitätsklinikum Hamburg- Eppendorf

Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde

des Kopf und Hautzentrums

Direktor: Prof. Dr. med. Gisbert Richard

„Intraoperative Visualisierung von Wellenfronten am Auge“

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von:

Milena Pahlitzsch

aus Berlin

Hamburg 2012

Angenommen von der

Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am:

09.01.2013

Veröffentlicht mit Genehmigung

der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende:

Prof. Dr. med. G. Richard

Prüfungsausschuss, zweite Gutachterin:

PD Dr. med. A. Hassenstein

Prüfungsausschuss, dritter Gutachter:

PD Dr. med. E. Scharein

Inhaltsverzeichnis

1.1. Arbeitshypothese und Ziel der Arbeit	8
1.2. Abbildungsfehler des menschlichen Auges	10
1.2.1. LOA-lower order aberrations	11
1.2.2. HOA-higher order aberrations	13
1.3.1. Verschiedene Verfahren der Wellenfrontanalyse	17
1.3.1.1. Der Hartmann-Shack-Sensor.....	17
1.3.1.2. Tscherning-Aberrometrie und „Ray-Tracing“ Methode	20
1.3.1.3. Scheiner-Smirnov-Refraktometrie (SSR).....	21
1.3.1.4. Skiaskopie	22
1.3.2. Limitationen aller Wellenfrontanalysesysteme (Stevens, Sekundo 2003)	22
1.4. Katarakt.....	23
1.4.1. Katarakt-Operationstechnik	24
2. Patienten und Methoden	26
2.1. Patienten	26
2.1.1. Einschluss-/Ausschlusskriterien	26
2.2. Untersuchungen	28
2.2.1. WASCA-Analyzer	28
2.2.2. APC-W Wellenfront-Aberrometer am Operationsmikroskop Lumera T	29
2.2.3. Autorefraktion.....	30
2.2.4. Subjektive Refraktion	30

2.2.5. Messung der Hornhauttopographie: Pentacam	30
2.2.6. Biometrie	31
2.3. Ablauf der klinischen Prüfung.....	31
2.3.1. W1.1. Präoperative Untersuchung	31
2.3.2. Intraoperative Untersuchung	31
2.3.3. Postoperative Untersuchungen.....	32
2.4. Methode der operativen Astigmatismuskorrektur	33
2.5. Methoden der statistischen Auswertung.....	33
2.6. Subjektive Einteilung der Qualitätsunterschiede der WASCA-Messungen.....	36
3. Ergebnisse	37
3. 1. Demographische Daten des Studienkollektivs.....	37
3.2. Qualitätsbeurteilung der WASCA-Messungen.....	39
3.2.1. Vergleich der Qualität der Messungen während der ersten drei Monate gegenüber der Studienmonate 1-9	39
3.2.2. Subjektive Qualitätsbeurteilung der WASCA-Messungen in der multifokalen Linsengruppe	40
3.2.3. Qualitätsvergleich der WASCA-Messpunkte bezüglich der Altersabhängigkeit	41
3.2.4. Qualitätsvergleich der Visusabhängigkeit (c.c.) $> < 0,7$	42
3.2.5. Zeitlicher Qualitätsverlauf innerhalb der 3 Wiederholungsmessungen am Beispiel von W2.M7.	43
3.3. Präoperative WASCA-Refraktion W1.1.:	43
3.3.1. Reproduzierbarkeit der WASCA-Refraktion am sitzenden Patienten:.....	43

3.3.2. Population 1: Katarakt und höheres Alter.....	44
3.3.2.1. Vergleich der sitzenden WASCA-Refraktion vs. der subjektiven Refraktion:	44
3.3.3. Population 2: keine visusrelevante Katarakt (mittlere BCVA 1.0) und mittleres Alter (54J.).....	49
3.3.3.1. Vergleich der sitzenden WASCA-Refraktion vs. der subjektiven Refraktion-M-IOLs:	49
3.3.4. Vergleich der präoperativen und postoperativen (1 Monat) WASCA-Messung mit der Pentacam (Astigmatismus)	50
3.3.5. Vergleich präoperative WASCA-Refraktion sitzend (W1.1) und präoperative WASCA-Refraktion liegend (W2.M1.) - monofokale IOLs	52
3.3.6. Vergleich präoperative WASCA-Refraktion sitzend (W1.1.) und präoperative WASCA-Refraktion liegend (W2.M1.) - M-IOLs.....	53
3.3.7. Vergleich der subjektiven Refraktion vs. der liegenden WASCA-Refraktion - monofokale IOLs.....	54
3.4. Intraoperative WASCA-Ergebnisse.....	55
3.4.1. Reproduzierbarkeit der Aphakiemessung mit Viskoelastikum	55
3.4.2. Vergleich der Aphakiemessung ohne Viskoelastikum vs. der Aphakiemessung mit Viskoelastikum.....	55
3.4.3. Vergleich Aphakie-Wert vs. berechnetem Emmetropie IOL-Wert ...	56
3.4.4. Intraoperative Ausfallquote	58
3.4.5. Vergleich der W2.M7. (Pseudophakie ohne Visko) vs. 1 Monat postoperativ	61
3.5. Postoperative Ergebnisse	66
3.5.1. Reproduzierbarkeit W1.2 (Messung 1 Tag postoperativ)	66
3.5.2. Reproduzierbarkeit W1.3 (Messung 1 Monat postoperativ)	66

3.5.3. Vergleich der WASCA-Refraktion 1 Monat postoperativ vs. subjektiver Refraktion - monofokale IOLs.....	67
3.5.4. Vergleich der WASCA-Refraktion 1 Monat postoperativ vs. subjektiver Refraktion- M-IOLs	68
3.5.5. Vergleich der WASCA-Refraktion 1 Monat postoperativ vs. der Pentacam (Astigmatismus).....	68
3.5.6. Reproduzierbarkeit W1.4 (WASCA-Messung 3 Monate postoperativ).....	69
3.5.7. Vergleich der WASCA-Refraktion 3 Monate postoperativ vs. der subjektiven Refraktion - monofokale IOLs	69
3.5.8. Vergleich der WASCA-Refraktion 3 Monate postoperativ vs. der subjektiven Refraktion- M-IOLs.....	70
3.6. Aphakie: optisch-refraktive IOL-Kalkulation	71
3.7. Astigmatismuskorrektur.....	74
3.8. Referenzgruppe	76
3.8.1. Vergleich der subjektiven Refraktion mit der präoperativen WASCA- Messung	76
3.8.2. Reproduzierbarkeit der präoperativen WASCA-Messung	77
3.9. Schwer-/Nicht messbare Erkrankungen/Operationen	79
4. Diskussion	80
4.1. Subjektive Refraktion.....	80
4.2. Wellenfrontanalyse.....	80
4.2.1. Schwer durchführbare Messungen: WASCA→Vor-/Nachuntersuchungen	82
4.2.2. Schwer durchführbare Messungen: APC-W Aberrometer→Intraoperativ	83

4.2.3. Vergleich sitzend und liegend	88
4.2.4. Limbus relaxierende Astigmatismuskorrektur (LRI)	89
4.3. Aberrometrie in Mydriasis.....	98
4.4. Intraoperativ optisch refraktive Biometrie zur IOL-Kalkulation	99
5. Zusammenfassung	105
6. Abkürzungsverzeichnis	109
7. Literaturverzeichnis	111
8. Tabellenverzeichnis	118
9. Abbildungsverzeichnis	130
10. Danksagung	132
11. Lebenslauf-entfällt	133
12. Eidesstattliche Versicherung	134

1. Einleitung

1.1. Arbeitshypothese und Ziel der Arbeit

Unsere Arbeit untersucht die Refraktionsmessung mithilfe der Wellenfrontanalyse unter verschiedenen prä-, intra-, und postoperativen Bedingungen. Diese Untersuchungen sind bei Patienten mit ausgewählten Erkrankungen und deshalb notwendigen Operationen (Katarakt, Keratoplastik (KP), Fadenentfernung nach KP und Astigmatismuskorrektur) durchgeführt worden. Prüfprodukt dieser klinischen Studie ist das APC-W Wellenfront-Aberrometer der Firma Zeiss zur intraoperativen Visualisierung von Wellenfronten am Auge. Bei der Wellenfrontanalyse handelt es sich um ein bereits etabliertes Verfahren zur Quantifizierung und Charakterisierung von Fehlsichtigkeiten in der Augenheilkunde. In einem einzigen Messvorgang kann die komplette optische Eigenschaft des Auges bestimmt werden. Durch das in ein Operationsmikroskop integrierte Wellenfrontaberrometer der Firma Zeiss ist es jetzt möglich, während der Operationen okuläre Aberrationen zu messen. In dieser Arbeit steht der sphärozyklindrische Fehler im Vordergrund (= lower order aberrations LOA).

Die folgenden Fragestellungen sollen im Rahmen dieser Arbeit analysiert werden:

Wie ist die Qualität und Reproduzierbarkeit der Messungen prä-, intra-, und postoperativ?

Wie ist die Korrelation mit den bis dato zur Verfügung stehenden apparativen Messmethoden (Pentacam/ WASCA-Refraktion) und der subjektiven Refraktion prä- und postoperativ?

Wie verändert sich die Refraktion während einer Katarakt-Operation, vor und nach Durchführung einer Astigmatismuskorrektur und welche Vorteile ergeben sich für den Patienten/Operateur?

Bei welchen Augenerkrankungen/Operationen ergibt sich ein Vorteil aus der intraoperativen Refraktionsmessung?

Ist eine rein optische IOL-Kalkulation aus den gewonnenen Aphakie-Messwerten möglich und wie ist die Korrelation mit den zur Verfügung stehenden biometrisch/anatomischen IOL-Berechnungsformeln und der empirisch ermittelten Emmetropie IOL?

Ziel dieser klinischen Prüfung ist es, zu evaluieren, ob durch den Einsatz der intraoperativen Refraktionskontrolle eine qualitative Verbesserung refraktiv-chirurgischer Eingriffe möglich ist.

1.2. Abbildungsfehler des menschlichen Auges

Das perfekte Auge wird als beugungsbegrenztes Auge angesehen.

Da das menschliche Auge bekannterweise kein perfektes optisches System widerspiegelt, existieren Abbildungsfehler, die durch Abberationen der Hornhaut, Augenkammer, Linse und Glaskörper entstehen. Diese Arbeit beschäftigt sich nicht mit den Grenzen der Abbildungsqualität, die durch die Photorezeptoren der Netzhaut und dem weiteren neuronalen Verarbeitungsprozess entstehen.

Das Auge ist ein zusammengesetztes optisches System mit mehreren Brechungsebenen; erste Grenzfläche ist die Luft-Kornea-Grenze, zweite Fläche die Kornea-Kammerwasser-Ebene, eine dritte Brechung erfolgt an dem Übergang Kammerwasser-Linse und die vierte Grenze entsteht am Übergang Linse-Glaskörper. Die Brechung von der Luft-Hornhaut-Kammerwasser hin ist die stärkste, abhängig von den unterschiedlichen Brechungsindizes.

Hermann von Helmholtz hat 1867 ein Handbuch über die Optik geschrieben und darin auch die Grenzen des menschlichen Auges zusammengefasst; dabei hat er neben der Ungenauigkeit des Bildes, das durch verschiedene Wellenlängen des Lichtes entsteht, die sphärische Aberration beschrieben. Er sagt, dass auch monochromatisches Licht nicht genau, sondern nur annäherungsweise in einem Punkt wieder zusammentrifft. Dies liegt daran, dass achsenferne Lichtstrahlen stärker gebrochen werden als achsennahe (Helmholtz 1867).

Daraus lassen sich die Abbildungsfehler des menschlichen Auges in chromatische und monochromatische Abberationen einteilen. Chromatische Aberrationen entstehen durch die Abhängigkeit der Brechkraft von der Wellenlänge des Lichtes und werden bei der Wellenfrontanalyse nicht weiter beachtet. Monochromatische Fehler entstehen schon durch das Licht einer Wellenlänge.

Die chromatische Aberration kommt dadurch zustande, dass das Licht verschiedener Wellenlängen in verschiedenen Winkeln gebrochen wird. Blaues, kurzwelliges Licht wird am stärksten gebrochen im Gegensatz zum langwelligen, roten Licht, das am schwächsten gebrochen wird. Das menschliche optische System kann somit nicht alle Farben in einer Brennebene vereinigen.

1.2.1. LOA-lower order aberrations

Myopie und Hyperopie sowie der Astigmatismus gehören zu den monochromatischen Abbildungsfehlern.

Myopie

Bei der Myopie liegt der Brennpunkt parallel eintretender Lichtstrahlen, die von einem unendlich weiten Punkt stammen, vor der Netzhaut. Dies beruht auf einem ungleichen Verhältnis zwischen Brechkraft und Achsenlänge des Auges. Die weitaus häufigere Ursache ist eine zu lange Achsenlänge (Achsenmyopie) im Vergleich zu einer zu starken Brechkraft bei normaler Achse (Brechungsmyopie). Gründe für eine Brechungsmyopie sind eine verstärkte Krümmung der Hornhaut oder Linse oder eine erhöhte Brechkraft der Linse durch Eintrübung.

Nur nah gelegene Objekte werden auf der Netzhaut scharf abgebildet, der Fernpunkt liegt nicht mehr im Unendlichen wie bei einem idealen Auge, sondern bei -2 dpt. zum Beispiel in 50 cm Entfernung. Eine Korrektur geschieht mit einem Konkavglas (Zerstreuungslinse).

Hyperopie

Der Brennpunkt parallel einfallender Lichtstrahlen liegt bei der Hyperopie (Weitsichtigkeit) hinter der Netzhaut. Dies kann Folge einer zu kurzen Achsenlänge des Auges (Achsenhyperopie) sein oder seltener einer zu schwachen Brechkraft bei normaler Achsenlänge (Brechungshyperopie). Konvergent in das Auge eintretende Strahlen können sich auf der Netzhaut zu einem Brennpunkt vereinigen, so dass zur Korrektur einer Hyperopie konvexe Gläser verwendet werden.

Ohne Korrekturgläser kommt es zur Akkommodation beim Blick in die Ferne, um das Bild auf die Netzhaut zu projizieren; um auch in der Nähe scharf zu sehen, ist zusätzlicher Akkommodationsaufwand zu betreiben, der von jüngeren Menschen bei einer nicht zu starken Hyperopie aufgebracht werden kann. Trotzdem resultieren daraus häufig asthenotypische Beschwerden (Augen-/Kopfschmerzen).

Astigmatismus

Ein Astigmatismus kommt zustande, indem es sich bei der Hornhautoberfläche im Speziellen nicht um eine sphärische, kugelförmige Oberfläche handelt, sondern um eine Fläche mit unterschiedlicher Brechkraft. Dadurch kommt es nicht zu einer Objektabbildung in einem Brennpunkt, sondern resultiert in einer strichförmigen Abbildung auf der Netzhaut. Es besteht Brennpunktlosigkeit.

Man unterscheidet zwei Formen des Astigmatismus, den regulären und den irregulären Typ.

Bei der regulären Form besteht in zwei aufeinander senkrecht stehenden Ebenen eine unterschiedliche Brechkraft; hier unterscheidet man nochmals in einen Astigmatismus nach der Regel und einen Astigmatismus gegen die Regel.

Bei dem häufigeren Astigmatismus nach der Regel ist die vertikale Ebene stärker gekrümmt als die horizontale Ebene. Bei dem Astigmatismus gegen die Regel ist es genau umgekehrt und die horizontale Ebene stärker gekrümmt.

Bei dem irregulären Typ findet sich in allen Meridianen ein komplett unregelmäßiges Muster der Brechkraft.

1.2.2. HOA-higher order aberrations

HOA sind eine Art irregulärer Astigmatismus, wobei einschränkend gesagt werden muss, dass die sphärische Aberration symmetrisch ist.

HOA können in monochromatische und chromatische Abbildungsfehler aufgeteilt werden; Koma, sphärische Aberration und die Verzeichnung gehören zu den monochromatischen Fehlern. Unterteilen kann man diese in Schärfefehler (Koma, Sphärische Aberration) und Lagefehler (Verzeichnung).

Die **Koma** ist ein Abbildungsfehler, der bei Lichtstrahlen auftritt, die sich außerhalb der optischen Achse befinden. Es ist ein asymmetrischer Fehler, da die Randstrahlen in einem anderen Winkel brechen als der Hauptstrahl. Es kommt zu einer kometenhaften Verformung des Abbildungspunktes.

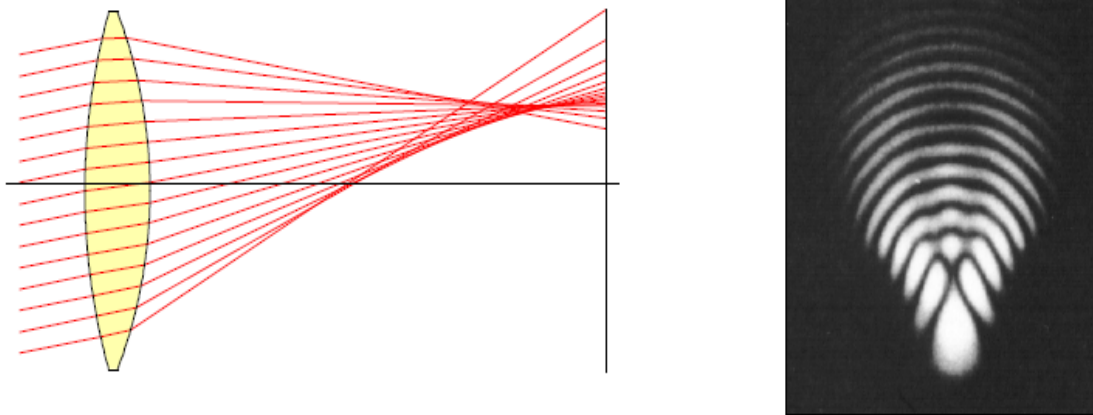


Abbildung 1: Strahlenverlauf und Punktbild bei Koma (Carl Zeiss AG).

Die **sphärische Aberration** (Öffnungsfehler) beschreibt das Phänomen, dass periphere Lichtstrahlen stärker gebrochen werden als Lichtstrahlen, die sich näher an der optischen Achse befinden. Dadurch kommt es zu keiner punktuellen Vereinigung der Strahlen. Dieser Abbildungsfehler wird beim menschlichen Auge durch die periphere Abflachung der Kornea und durch eine schwächere Brechkraft der Linse im Randbereich minimiert. Diese Aberration ist aber auch abhängig von der Pupillenweite (Blendenöffnung): Bei enger Pupille werden die peripheren Strahlen ausgeblendet, so dass die sphärische Aberration verringert wird und die Tiefenschärfe zunimmt.

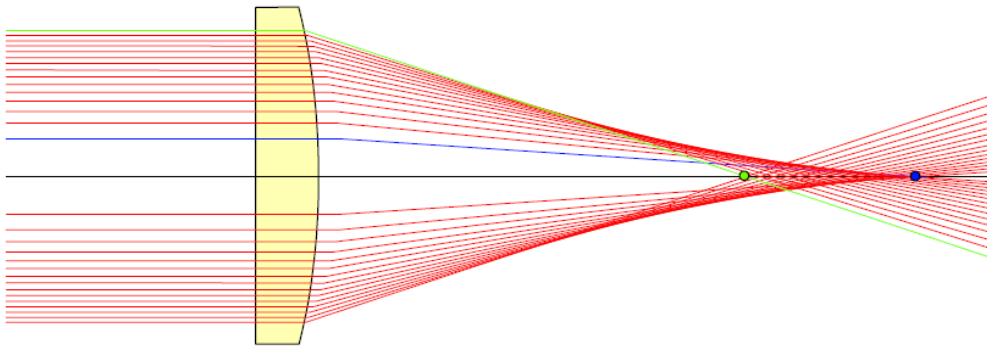


Abbildung 2: Sphärische Aberration (Carl Zeiss AG).

Die **Verzeichnung** ist ein Lagefehler, bei dem der Abbildungsmaßstab von der Höhe des Objektpunktes abhängt. Vergrößert sich der Maßstab zu den Ecken eines Bildes hin, spricht man von einer kissenförmigen Verzeichnung und umgekehrt von einer tonnenförmigen Verzeichnung, bei der die Ecken eines Quadrates verkleinert wiedergegeben werden.

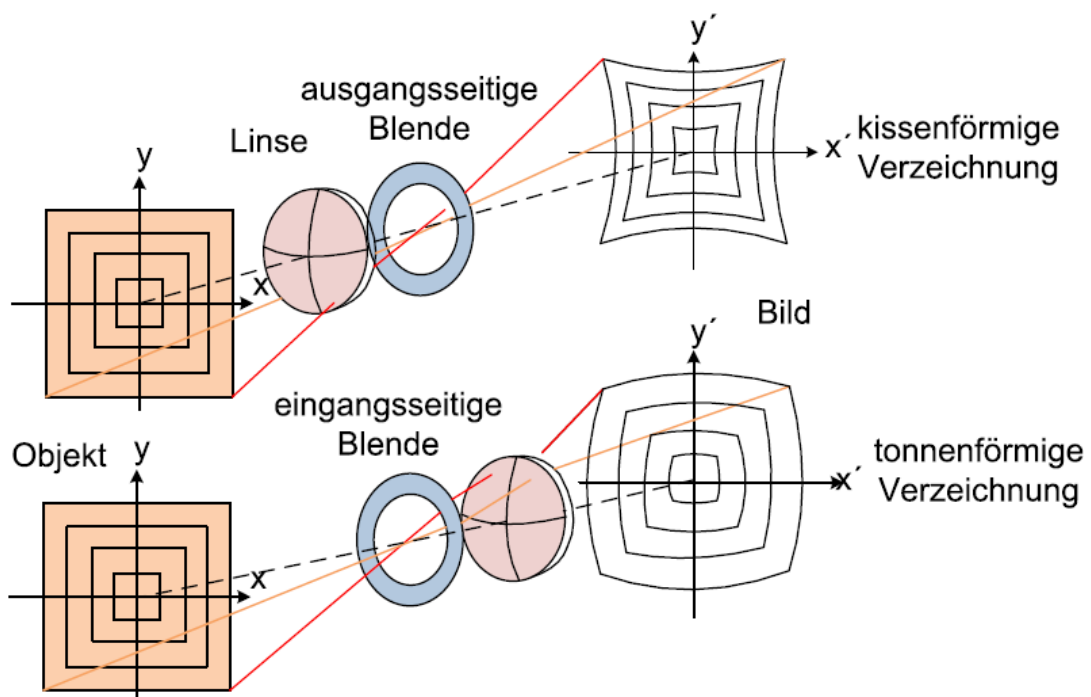


Abbildung 3: Verzeichnungstypen (Carl Zeiss AG).

Diese Aberrationen lassen sich nicht durch sphärische oder zylindrische Gläser ausgleichen.

HOA sind mit photopischen Phänomenen verbunden wie Blendung, Halos, die vor allem problematisch in der Nacht sind. In dieser Arbeit werden wir uns nur mit den LOA beschäftigen.

1.3.Grundlagen der Wellenfrontanalyse

Die Auseinandersetzung mit dem Thema Licht beginnt mit dem Griechen Euklid 300 v.Chr., der eine Theorie zur Ausbreitung des Lichts aufgestellt hat: Sie besagt, dass Licht aus Strahlen besteht, die sich geradlinig im Raum ausbreiten. Fortgesetzt worden sind diese Überlegungen erst wieder im 17.Jh.: Sir Isaac Newton stellt die Korpuskeltheorie auf, nach der Licht aus definierten unveränderlichen Teilchen zusammengesetzt ist. Wenige Jahre später entwickelt Christiaan Huygens seine Wellentheorie, bei der er Licht dieselben Ausbreitungseigenschaften wie einer Schallwelle zuspricht. Dabei hat das Licht seiner Meinung nach longitudinale Ausbreitungseigenschaften. Durch seine Theorie kann er Phänome wie Interferenz und Polarisierung erklären. Anfang des 20. Jh. sind beide Theorien in der Quantenphysik zusammengeführt worden.

Erst der englische Arzt Thomas Young hat erkannt, dass es sich um eine transversale Ausbreitung handelt, so dass man die Wellen als Sinuskurve beschreiben kann. Es existieren also Wellentäler, Minima, und Wellenberge, Maxima. Gleiche Wellenphasen können als konzentrische Kugelschalen abgebildet werden und die äußerste wird Wellenfront genannt.

Eine Wellenfront ist eine Fläche, die aus Punkten gleicher Phase verschiedener Wellen zusammengesetzt ist; dies gilt für sinusförmige Wellen. Als Ebene kann die Wellenfront beschrieben werden, wenn die Lichtquelle in unendlichem Abstand zu ihr steht. Die Ebene steht senkrecht zur Fortpflanzungsrichtung. Die Form der Wellenfront hängt sowohl von der Art des Senders als auch vom Übertragungsmedium ab.

Wenn man dieses System jetzt auf das Auge als optisches System überträgt und dabei eine Punktlichtquelle auf der Retina als Ausgangspunkt annimmt, müssten die Lichtstrahlen bei ihrer Passage durch die lichtbrechenden Medien des Auges so gebrochen werden, dass unter idealen Bedingungen vor dem Auge eine ebene Wellenfront entsteht.

Da das menschliche Auge aber kein optimales System darstellt, erhält man eine unregelmäßige Wellenfront; die Abweichung von der idealen Wellenfront wird dann Wellenfrontaberration genannt.

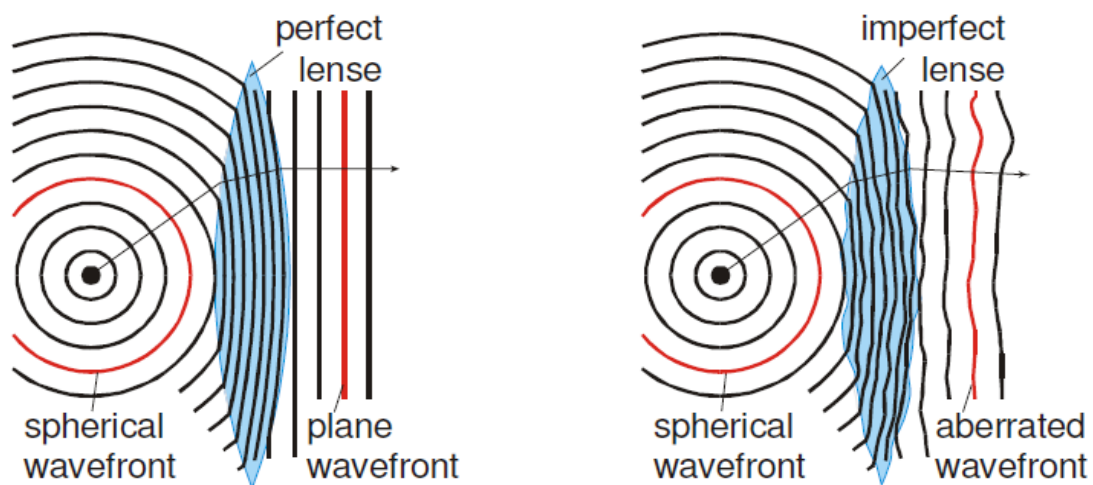


Abbildung 4: Aberrationen einer Wellenfront (Carl Zeiss AG).

Da diese Wellenfrontfehler nicht einem einfachen Muster folgen, berechnet man sie mit den Zernike-Polynomen. Diese orthogonalen Polynome sind von Frits Zernike in den 40er Jahren des 20. Jh. entwickelt worden, um jede mögliche Wellenfront eindeutig beschreiben zu können. Umso höher der Ordnungsgrad der Polynome steigt, desto komplexer die Wellenfrontfehler.

Die erste reproduzierbare und objektive Messung der menschlichen Wellenfrontaberration ist 1978 in Heidelberg durch die Forschungsgruppe um Prof. Bille realisiert worden (Bühren, Kohnen 2007).

1.3.1. Verschiedene Verfahren der Wellenfrontanalyse

Im Laufe der Zeit sind verschiedene prinzipielle Verfahren der Wellenfrontanalyse entwickelt worden. Im Folgenden werden sie mit Vor- und Nachteilen vorgestellt.

1.3.1.1. Der Hartmann-Shack-Sensor

Im Jahr 1900 hat der deutsche Astrophysiker Johannes Hartmann eine Methode erfunden, mit der er Lichtstrahlen trennen konnte, um so Abbildungsfehler verfolgen zu können. Sichtbar gemacht werden konnten diese in einem Spiegel. Praktisch sieht das Gerät so aus, dass er eine Metallscheibe mit Löchern versehen hat, die in regelmäßigen Abständen zueinander stehen, und diese über einen Spiegel gesetzt hat. Wenn Licht auf einen perfekten Spiegel fällt, entsteht ein symmetrisches Abbildungsmuster, während Aberrationen dadurch entdeckt werden können, dass sich ein irreguläres Punktemuster entfaltet. Bekannt ist dieses Gerät als der Hartmann-Test.

Dieses Prinzip ist bis heute die zu Grunde liegende Idee kommerziell erhältlicher Hartmann-Shack-Sensoren.

Bei der Wellenfrontanalyse durch einen Hartmann-Shack-Sensor wird ein monochromatischer, infraroter Lichtstrahl in das zu untersuchende Auge geschickt, der so ausgerichtet ist, dass er direkt von der Fovea reflektiert wird. Dieser Lichtpunkt wirkt als Lichtquelle, deren Licht aus dem Auge austritt (umgekehrtes ophthalmologisches Prinzip). Diese reflektierten Lichtstrahlen werden auf dem Weg durch das Auge von den optischen Medien manipuliert und an der Austrittspupille an verschiedenen Punkten aufgezeichnet. Das Analysesystem besteht aus einem zweidimensionalen Mikrolinsenarray und einem CCD-Chip (charge coupled device) einer Videokamera, das eine Wellenfront in vielen Brennpunkten erfasst. Das entstandene Muster wird dann mit einer ebenen Wellenfront eines theoretisch perfekten optischen Systems verglichen. Die Abweichungen werden dann mit Hilfe der Zernike-Polynome berechnet oder Punkt für Punkt rekonstruiert, um durch Falschfarbentafeln als Refraktion des Auges dargestellt zu werden (Stevens, Sekundo 2003).

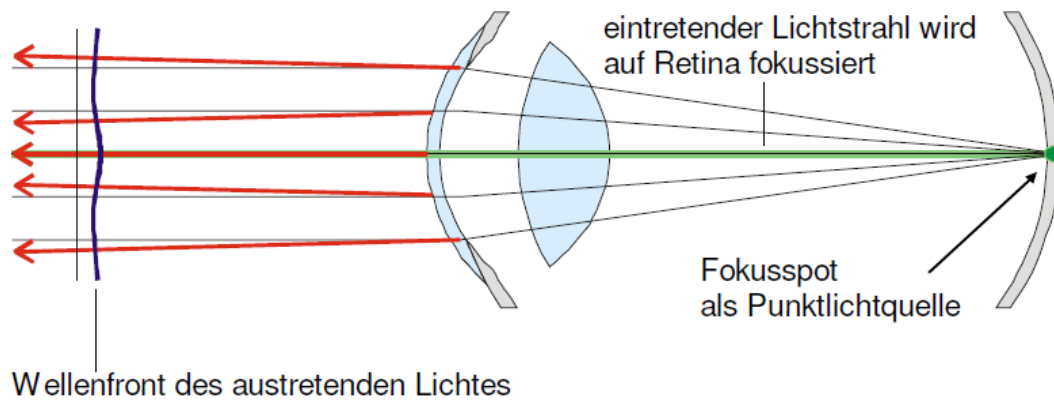


Abbildung 5: Funktionsprinzip des Hartmann-Shack-Systems (Carl Zeiss AG).

Limitiert wird die Genauigkeit der Darstellung der Fehler durch die Anzahl der Punkte, die von einer Wellenfront gemessen werden können.

Schlechter Tränenfilm, geringer Pupillendurchmesser und vor allem bei jungen Menschen eine nicht ausreichende Akkommodationsentspannung führen zu vermehrter Interpolation und somit einer geringeren Qualität.

Augenbewegungen und Zwinkern während der Messung führen zu weiteren Messfehlern.

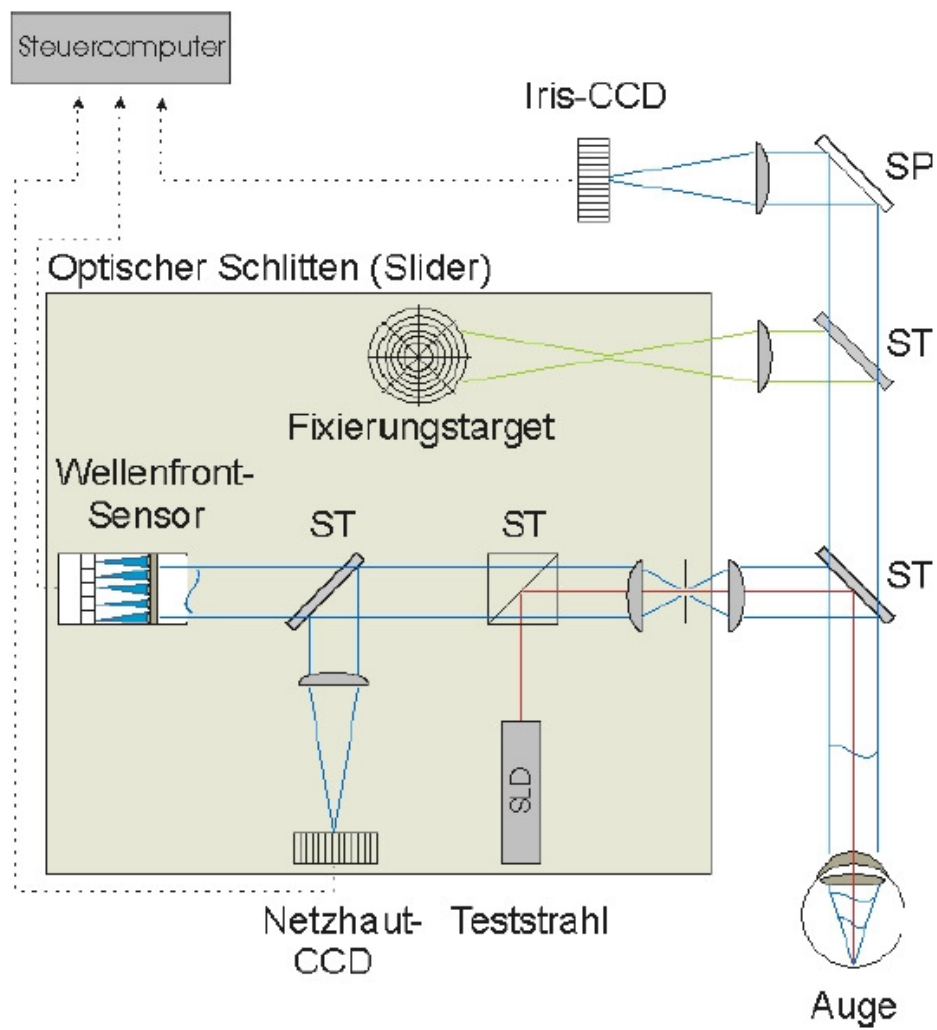


Abbildung 6: Funktionsprinzip eines Hartmann-Shack-Sensors (Carl Zeiss AG).

1.3.1.2. Tscherning-Aberrometrie und „Ray-Tracing“ Methode

Tscherning hat erstmals im Jahre 1894 ein Aberroskop entwickelt, mit dem menschliche Wellenfrontfehler darzustellen sind. Es besteht aus einer einfachen Konstruktion: Eine Linse, die sowohl eine konvexe als auch eine plane Seite besitzt, ist der Hauptbestandteil der Technik. Auf der planen Seite ist ein quadratisches Gitter vorhanden. Wenn ein fehlerhaftes optisches System wie das menschliche Auge hindurch guckt, fallen spezifische Verkrümmungen des Gitters auf.

Howland und Howland (1977) verändern das Aberroskop, indem sie die Linse durch einen Kreuzzylinder ersetzen, durch den eine bessere Qualität der Abbildung auf der Retina erzielt wird. Es bleibt eine subjektive Methode, denn die Verzerrungen müssen von der Testperson aufgezeichnet werden. Objektiviert worden ist es 1984 von Walsh et al., indem sie eine Kamera eingeschaltet haben, die Fotos von dem verzerrten Gittermuster macht. Die Ergebnisse sind nicht nur vergleichbar mit den vorherigen Modellen, sondern erzielen signifikant weniger Abweichungen als die subjektive Methode (Walsh et al. 1984).

Tschernings Idee ist von Mierdel et al. (1997) aufgegriffen und weiterentwickelt worden. Nach dieser Methode wird ein Strahlenbündel durch eine Lochmaske mit 169 Löchern in Einzelstrahlen zerlegt, die dann nach Passieren einer 4 dpt. starken Linse auf die Retina fallen. Nach dem Prinzip der indirekten Ophthalmoskopie werden die Punkte auf der Retina abgebildet und mittels CCD-Kamera und Software in Zernike-Polynome umgerechnet. Der Computer misst die Abweichung der Punkte von dem idealen Lochmaskenmuster. So ist aus dem subjektiven Grundprinzip eine objektivierbare Methode geworden.

Die Methode nach Tscherning misst im Gegensatz zum Hartmann-Shack-Sensor das einfallende Licht.

In der Tscherning-Aberrometrie liegt ein systematischer Fehler bei der Trennung zwischen einfallendem und austretendem Licht vor. Es gibt verschiedene Konzepte diesen so gering wie möglich zu halten (Stevens, Sekundo 2003).

Die Grenzen dieses Systems entsprechen den ausgewählten Retinapunkten; werden diese nicht nur auf ein genau ausgewähltes Gebiet in der Fovea begrenzt, sondern auf ein großes Feld ausgedehnt, fließt die retinale Verkippung in die Wellenfrontanalyse mit ein.

Bei der **Ray-Tracing Methode** wird ebenfalls ein Punktemuster auf der Retina abgebildet, das durch einen engen Lichtstrahl hervorgerufen wird; dies geschieht aber im Gegensatz zur Tscherning-Aberrometrie nicht simultan, sondern sukzessiv (nacheinander).

Der Vorteil dieses Prinzip entsteht durch das Messen einzelner Punkte, so dass auch Augen mit großen Aberrationen gemessen werden können. Ein weiterer Vorteil ist in der Widerstandsfähigkeit zu sehen, in dem bei dieser Methode sowohl gesunde als eben auch postoperative Augen ohne Probleme gemessen werden (Wang et al. 2003).

Limitiert wird das System durch Bewegungsartefakte, die beim Aufzeichnen der einzelnen Punkte entstehen können.

Ein kommerziell erhältliches Gerät ist das Tracey Wavefront Aberrometer.

1.3.1.3. Scheiner-Smirnov-Refraktometrie (SSR)

Im 17.Jh. erstmalig entwickelt Scheiner, und 1961 aufgegriffen von Smirnov, eine subjektiv justierbare Refraktometrie.

Periphere Strahlen zeigen eine höhere Aberrationsrate als zentrale; um diese Aberrationen zu reduzieren, werden die peripheren Strahlen des Lichtes subjektiv zu einem zentralen Punkt umgeleitet (Sanchez et al. 2008).

Das InterWave (Emory Vision) System verwendet dieses Prinzip und benutzt dabei 37 Messpunkte, die manuell kalibriert werden, um das Muster der Wellenfrontaberrationen mit dem zentralen Ziel in Einklang zu bringen.

Der Vorteil dieses Systems besteht in seiner Methode, die Aberrationen eines Patienten individuell zu verifizieren; der Nachteil ist in dem immensen Zeitaufwand für einen Patienten zu sehen.

1.3.1.4. Skiaskopie

Grundlage dieses Verfahrens ist die retinoskopische Aberrometrie, die eine Wellenfront aus der Reflexion des Lichtes berechnet. Das Prinzip beruht auf der Beobachtung, dass ein Strahlengang, der durch eine Barriere behindert wird, im Beobachteraue eine Licht-Schatten-Bewegung hervorruft.

Es werden 360 Meridiane (in jedem Grad von 360°) abgedeckt, auf denen jeweils vier Punkte berechnet werden; so entsteht ein Datensatz von 1440 Punkten.

Nachteile sind in den festgelegten Meridianen und der damit kleinen Größe der axialen Messung zu sehen (Sanchez et al. 2008). Zusätzlich können Bewegungsartefakte bei dem Messen der einzelnen Achsen entstehen (wie auch beim Hartmann-Shack-Sensor). Bei Abmessung einer größeren Fläche als der Fovea fließen Phänomene wie die retinale Verkipfung mit in die Berechnung der Wellenfront ein (Stevens, Sekundo 2003).

Ein kommerziell erhältliches Gerät ist der Nidek OPD-Scan II.

1.3.2. Limitationen aller Wellenfrontanalyssysteme (Stevens, Sekundo 2003)

Ziel ist es, das Auge unter möglichst physiologischen Bedingungen zu vermessen, was vor allem bei einem älteren Patientenkontext in Bezug auf die Pupillengröße ein Problem darstellt, denn das Gerät kann nur durch die sichtbare Öffnung messen; wenn diese medikamentös erweitert wird, weicht man wieder von den natürlichen Bedingungen ab.

Weiterhin legt man sich mit der Größe des retinalen Messfeldes fest, so dass Vergleiche der Datensätze nicht direkt möglich sein können.

Dynamische Vorgänge können bei manchen Verfahren mit Einzelmesspunkten nicht integriert werden; es gibt aber schon Systeme („dynamic stimulation aberrometry“-DSA), die als Aufsatz zu althergebrachter Technik dies einbeziehen.

Der Lichtstrahl jedes Systems besteht aus monochromatischem Licht, weswegen die Ergebnisse auf sichtbares Licht extrapoliert werden müssen. Schwierigkeiten bestehen vor allem bei Augen mit trüben Medien oder irregulärer Hornhautoberfläche in der Bestimmung der Primärmesspunkte und damit der Festlegung des zentralen Punktes. Verzerrungen bei hohem Astigmatismus müssen herausgerechnet werden.

Alle Wellenfrontanalysesysteme sind limitiert durch fehlende Nachvollziehbarkeit im visuellen Kortex (Wilson 2003).

1.4. Katarakt

In dieser Studie steht die Katarakt als ophthalmologische Erkrankung im Vordergrund.

Jede Unregelmäßigkeit der Linse wird als Katarakt bezeichnet; dies schließt Trübungen und Veränderungen im Brechungsindex ein.

Die Katarakt (Grauer Star) wird nach der Lokalisation der Trübung, dem Zeitpunkt des Auftretens, dem Reifegrad und der Ursache eingeteilt. Es interessiert uns vor allem die senile Katarakt, die in drei Hauptgruppen unterteilt ist:

Cataracta corticalis (Wasserspaltens-Speichenstar), Cataracta subcapsularis posterior, Cataracta nuclearis (Kernkatarakt).

Die Cataracta corticalis beginnt durch den Faserzerfall in der Linsenrinde, worauf diese Spalten mit Flüssigkeit aufgefüllt werden. Grauweiße, radiäre Trübungen sind Folge der Verdichtung.

Die Cataracta subcapsularis posterior ist eine Kataraktform, bei der sich eine geringe Flüssigkeitsmenge unter der hinteren Linsenkapsel angesammelt hat. Die Trübung kann sich auf weitere Rindenbereiche ausdehnen.

Bei der Cataracta nuclearis findet sich eine gelb-bräunliche, später schwärzliche zentrale Trübung der Linse.

Weitere Formen sind eine durch Diabetes oder andere Allgemeinerkrankungen induzierte Katarakt oder medikamentös (Steroide) verursacht oder auch durch Verletzungen (Cataracta traumatica).

1.4.1. Katarakt-Operationstechnik

Die Geschichte der Katarakt-Operation beginnt im 17. Jh., nachdem der französische Arzt Francois Quarre erkannt hat, dass es sich bei der Katarakt um eine Linsentrübung handelt. Bis dato ist die gängige Methode das Starstechen, bei der die Linse in den Glaskörper gestoßen wird. Diese Technik verläuft allerdings meistens hoch komplikativ.

In jahrzehntelanger Suche nach einer anderen Methode, ist dem französischen Arzt Jaques Daviel der Durchbruch gelungen: Er hat 1750 die extrakapsuläre Linsenextraktion als Operationstechnik entwickelt, durch die nun die Implantation einer Linse möglich wäre. Es hat aber noch kein passendes Material existiert, die Augen bleiben aphak.

Erst Mitte des 20. Jh. entdeckt der englische Augenarzt Sir Harold Ridley (1906-2001) ein Material, das nicht sofort vom Immunsystem abgestoßen wird: Polymethylmethacrylat (PMMA), welches in den Cockpits von Kriegshubschraubern verwendet worden ist. Bei Unfällen mit Augenverletzungen ist es nach Ridleys Beobachtungen selten zu Abstoßungsreaktionen gekommen, so dass er daraus die erste implantierbare Linse hergestellt hat. Am 29.11.1949 hat er im St. Thomas Hospital in London die erste Kunstlinse eingesetzt.

Trotz gutem anatomischen Erfolg war das refraktive Ergebnis doch eine kleine Überraschung: - 24 dpt. Myopie. In den darauf folgenden Jahren hat man erkannt, dass *eine* Linsenstärke nicht für alle Augen gleich geeignet ist und hat deshalb angefangen, verschiedene Kunstlinsen mit unterschiedlichen Dioptrienstärken zu entwickeln. Heute gibt es neben monofokalen Intraokularlinsen „multifokale“ Linsen, die durch ihren unterschiedlichen Fokusbereich möglichst nah an physiologische Akkommodationsverhältnisse herankommen wollen. Zusätzlich existieren torische Hinterkammerlinsen, die einen mittleren bis starken Astigmatismus ausgleichen können.

Die extrakapsuläre Operationstechnik ist von der Phakoemulsifikation abgelöst worden; einer eleganteren Technik, mit der die Schnitte so klein sind, dass keine Naht benötigt wird und somit die Manipulation am Auge reduziert worden ist. Mit dieser Operationstechnik arbeiten die drei Operateure in dieser Studie, die nachfolgend ausführlich erklärt wird:

Die Operation beginnt mit der Durchführung eines 2,4 mm großen Tunnelschnittes an der korneoskleralen Grenze und eines oder zwei weiteren kleineren Schnitten für die Einführung der Arbeitsinstrumente (Parazentesen).

Danach wird eine viskoelastische Flüssigkeit in die Vorderkammer gespritzt, die vor allem zur Stabilisierung des Augeninnendruckes und zur Aufrechterhaltung der Vorderkammer beiträgt, so dass genügend Platz für den Operateur für die Eröffnung des Kapselsackes (Capsulorhexis) besteht. Es wird ein kreisrundes Stück der vorderen Linsenkapsel mithilfe einer Kanüle oder Pinzette entfernt.

Nach der Capsulorhexis folgt die Zertrümmerung der Linse mit Ultraschall und anschließender Absaugung (Phakoemulsifikation). Bei einer harten Katarakt wird die „divide and conquer“- Technik bevorzugt eingesetzt, bei der die Linse erst einmal in zwei bis vier große Stücke zerkleinert wird. Danach folgt dann die weitere Zerkleinerung per Ultraschall. Jetzt ist nur noch eine dünne Rindenschicht im Kapselsack, die unter Flüssigkeitszufuhr abgesaugt wird (Irrigation-Aspiration). Der Kapselsack muss erhalten werden, damit eine Kunstlinse im Auge intrakapsulär fixiert werden kann.

Daraufhin wird wieder Viskoelastikum in die Vorderkammer und in den Kapselsack gespritzt; dadurch wird das Platzieren der Kunstlinse erleichtert und der Augendruck konstant gehalten.

Die vorgefaltete Kunstlinse wird in den leeren Kapselsack eingesetzt, entfaltet sich und ist aufgrund ihrer beiden Bügel (Haptik) im Kapselsack fixiert. Kunstlinsen bestehen heute aus elastischem Material, vornehmlich aus Silikonen und Acrylkunststoffen, und können dadurch gefaltet durch den 2,4mm kleinen Schnitt eingesetzt werden.

Jetzt kann das Viskoelastikum wieder abgesaugt werden und die Operation ist beendet, nachdem überprüft worden ist, ob das Auge normoton und die Schnittstellen dicht sind. Es bedarf keiner Naht bei einer Routine-Operation.

Der Augeninnendruck wird während der Operation palpatorisch überwacht.

Antibiotische und antiphlogistische (steroidale) Augentropfen werden für circa vier Wochen je nach Bedarf mehrmals täglich vom Patienten getropft.

2. Patienten und Methoden

2.1. Patienten

Für die Studie sind Patienten der Augenklinik des Universitätsklinikums Eppendorf ausgewählt worden.

2.1.1. Einschluss-/Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien:

Patienten müssen zum Eintritt in die Studie für einen der folgenden Eingriffe vorgesehen sein: Katarakt-Operation mit Implantation einer monofokalen, torischen oder multifokalen Intraokularlinse, Keratoplastik, Fadenentfernung nach Keratoplastik oder inzisionale Astigmatismuskorrektur.

Das Patientenalter darf zwischen 20-85 Jahren variieren.

Die schriftliche Einverständniserklärung ist Voraussetzung für die Aufnahme in die Studie.

Weiterhin gehören gesicherte Nachkontrollen, soweit dies möglich ist, zu den Einschlusskriterien.

Geplanter Eingriff	Anzahl Patient	Einschluss-Kriterien	Ausschluss-kriterien	Zielparameter	Durch-führende Ärzte
Keratoplastik (KP)	20	Standard Keratoplastik	- Notfall-KP - Hoch-Risiko - KP	1. Intraoperative Astigmatismus-kontrolle 2. Korrelation mit postoperativer Refraktion	Prof. Dr. Richard Dr. Linke Dr. Katz
Faden-entfernung nach KP	20	Klares Transplantat	Getrübte Medien	1. Intraoperative Astigmatismus-kontrolle 2. Korrelation mit postoperativer Refraktion	Prof. Dr. Richard Dr. Linke Dr. Katz
Implantation einer torischen IOL (AT.Comfort 646TLC) nach Katarakt -OP	20	Implantation einer torischen Linse bei Astigmatismus >2,5 dpt	Reduzierte Visus-prognose wegen okulärer Begleiter-krankungen	1. Intraoperative Kontrolle von Astigmatismus und HKL Position 2. Korrelation mit postoperativer Refraktion	Prof. Dr. Richard Dr. Linke Dr. Katz
Inzisionale Astigmatismuskorrektur	30	Astigmatismus - post Phako >2,0 dpt - post KP > 3,0 dpt Korrektur mit Femtolaser/ Diamant	Trockenes Auge, rheumatische Erkrankung, HH-Vaskularisation	1. Intraoperative Astigmatismus-kontrolle 2. Korrelation mit postoperativer Refraktion	Prof. Dr. Richard Dr. Linke Dr. Katz
Monofokale IOL Implantation nach Katarakt-OP	50	Indikation zur Katarakt-operation	Getrübte Medien	1. Aphake IOL-Bestimmung/ Kalkulation 2. Pseudophake IOL-Kontrolle intraoperativ 3. Korrelation mit postoperativer Refraktion	Prof. Dr. Richard Dr. Linke Dr. Katz

Tabelle 1: Einschlusskriterien.

2.2. Untersuchungen

Folgende Daten werden zu den definierten Zeitpunkten erhoben:

WASCA-Messung: Sphäre, Zylinder, Achsen-Messung

APC-W Wellenfront-Aberrometer intraoperativ: Sphäre, Zylinder, Achsenbestimmung

Autorefraktion

Subjektive Refraktion mit Messbrille/ Phoropter

Sehschärfe in der Ferne ohne Korrektur (Visus sc)

Sehschärfe in der Ferne mit bester Korrektur (Visus cc)

Pentacam (Scheimpflug-Tomographie)

Ophthalmologische Anamnese

Biometrie

Tensio

2.2.1. WASCA-Analyzer

Der WASCA-Analyzer der Carl Zeiss AG dient der Messung von Wellenfrontaberrationen. Nach Ausrichten des Patientenauges wird ein idealer Lichtstrahl (gelb-Laserklasse 1) in das Auge geschickt, dort auf der Retina gebündelt und tritt als Lichtstrahl (lila) wieder aus dem Auge aus. Die Lichtstrahlen werden allerdings durch die optischen Medien des Auges von der Ideallinie abgelenkt und stellen keine glatte Wellenfront dar, sondern besitzen Wellenfrontaberrationen. Dieses Licht trifft nach Verlassen des Auges auf den Hartmann-Shack-Sensor, der mit einer CCD-Kamera verbunden ist. Diese Kamera zeichnet die Abweichungen von einer idealen Wellenfront aufgrund der Positionen der einzelnen Lichtstrahlen im Mikrolinsenarray auf und übermittelt sie an den Computer. Dieser berechnet mit Hilfe seiner Software die Aberrationen des Auges. Die einzelne Messung dauert wenige Sekunden, der wichtigste Schritt der Datengewinnung ist die Aufzeichnung durch den Hartmann-Shack-Sensor mit 13 ms.

Das Lichtbündel liegt im Infrarotbereich, wofür das menschliche Auge beinahe unempfindlich ist, so dass die einzelnen Lichtblitze (Dauer: 250 ms < 50µW) zur Messung keine Fehlerquelle durch Irritation darstellen (Gerätebeschreibung WASCA-Analyzer Zeiss Meditec).

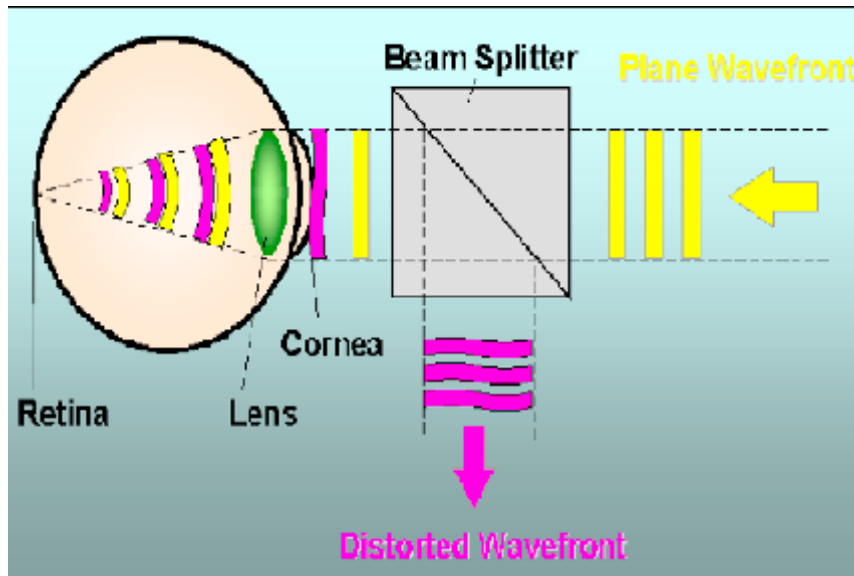


Abbildung 7: Konzept des WASCA-Analyzers (Carl Zeiss AG).

2.2.2. APC-W Wellenfront-Aberrometer am Operationsmikroskop Lumera T

Bei dem Prüfprodukt handelt es sich um eine Anpassung des bereits seit 1998 in den Markt eingeführten Wellenfrontsystems „WASCA“ (Carl Zeiss). Dieses System hat sich im Diagnostikbereich seit Jahren bewähren können. Die Weiterentwicklung des WASCA-Systems besteht in einem Umbau des Messkopfes, so dass dieser an ein Operationsmikroskop (LUMERA T, Carl Zeiss) adaptiert werden kann. Das Messprinzip, der Aufbau des Gerätes und die Auswertesoftware bleiben unverändert.

Das Ausrichten des Patientenauges relativ zum Messstrahlengang erfolgt mit Hilfe des Mikroskopbildes, das durch die Okulare dargestellt wird. Anschließend kann die Messung durchgeführt werden. Das Wellenfront-Aberrometer APC-W erzeugt einen Lichtpunkt auf der Retina, analysiert dann die von dort ausgehende Wellenfront und liefert nahezu verzögerungsfrei Messungen der Aberrationen niederer und höherer Ordnungen des Auges.

Die Wellenfrontaberrationen werden mit Hilfe des Hartmann-Shack- Sensors aufgezeichnet. Die gesamte Messung dauert nur ein paar Sekunden und ist hauptsächlich bestimmt durch die mechanische Bewegung des Refraktorschlittens, der die korrekte Einstellung des Sphärenwertes ermöglicht. Das Verfahren verwendet mehrere Lichtblitze einer SLD (Super-Lumineszenz-Diode), um die optischen Merkmale des Auges zu erfassen. Das Messlicht liegt im nahen infraroten Bereich, in dem das Auge nahezu unempfindlich ist und folglich nicht durch Blitze irritiert wird. Die Dauer der SLD-Lichtblitze beträgt ca. 250ms bei weniger als 50 mikroW. Das bedeutet, dass die Intensität des Messstrahls auf jeden Fall unter der maximal zulässigen Bestrahlung liegt. Die Verwendung des APC-W dauert nur 13ms und sichert so minimale Augenbewegungen während der Messung und kann helfen, die für die verschiedenen Abnormitäten benötigten Korrekturen gezielt zu quantifizieren.

Die Genehmigung der Ethikkommission Hamburg zur Durchführung dieser Studie liegt vor.

2.2.3. Autorefraktion

Die objektive Refraktion wird mit dem Autorefraktometer Auto-Ref R-30 von der Firma Canon gemessen; es werden Sphäre, Zylinder und Achse des zu operierenden Auges bestimmt. Die Messung wird dreimal wiederholt.

2.2.4. Subjektive Refraktion

Die subjektive Refraktion wird mit Hilfe eines erfahrenen Optometristen gemessen. Zu dieser Untersuchung werden eine Messbrille, Probegläser, Kreuzzylinder sowie eine in 5m Entfernung angebrachte Tafel für Sehzeichen benötigt. Mit sphärischen und torischen Gläsern werden die Fehler soweit möglich ausgeglichen und der bestmögliche Visus erreicht.

2.2.5. Messung der Hornhauttopographie: Pentacam

Für die Messung der Hornhauttopographie wird die OCULUS-Pentacam von geschultem Personal eingesetzt. Es ist eine Scheimpflug-Kamera, die durch ihre Rotation Bilder aus den drei Raumebenen liefert.

2.2.6. Biometrie

Die Berechnung der zu implantierenden Linse erfolgt mit dem IOL-Master der Firma Carl Zeiss. Zur IOL-Kalkulation wurde die Haigis-Formel verwendet, die auf den Werten der Achsenlänge, Vorderkammertiefe und den Hornhautradien basiert.

2.3. Ablauf der klinischen Prüfung

2.3.1. W1.1. Präoperative Untersuchung

Übereinstimmung mit Einschlusskriterien

Demographie: Geburtsdatum, Geschlecht

Ophthalmologische Anamnese

Objektive Refraktion, WASCA-Messung, Messung des Augeninnendrucks, Visus s.c./c.c.

Spaltlampenuntersuchung, Funduskopie

Hornhauttopographie

Biometrie

2.3.2. Intraoperative Untersuchung

a. Wellenfrontanalyse bei einer Katarakt-Operation:

W2.M1. am liegenden Patienten vor Beginn der OP

W2.M2. nach Anfertigen von Parazentesen/ Tunnel

W2.M3. nach Injektion von Viskoelastikum in die Vorderkammer

W2.M4. nach Phakoemulsifikation/ Aphakiemessung (ohne Viskoelastikum)

W2.M5. Aphakiemesung mit Viskoelastikum

W2.M6. nach Injektion der IOL mit Viskoelastikum (ggf. nach Rotation bei torischer IOL)

W2.M7. Pseudophakiemessung nach Absaugen von Viskoelastikum

W2.M3b. ggf. nach Limbus relaxierender Inzision (Astigmatismuskorrektur)

b. Wellenfrontanalyse bei Hornhauttransplantation:

1. am liegenden Patienten vor Beginn der OP
2. nach Trepanation und Entfernen der Empfängerhornhaut
3. ggf.(bei kombinierter Keratoplastik- und Kataraktoperation) nach Linsenentfernung- Aphakiemessung
4. nach Fixation der Spenderhornhaut mit 8 Pfofennähten
5. nach einer fortlaufenden Naht
6. nach zwei versetzt fortlaufenden Nähten (Kreuzstichnaht)
7. nach Entfernung der Pfofennähte

c. Wellenfrontanalyse bei Fadenentfernung nach Hornhauttransplantation

1. am liegenden Patienten vor Beginn der OP
- 2a. nach Entfernung eines fortlaufenden Fadens
- 2b. nach Entfernung von Einzelknüpfnähten
3. am Ende der OP

2.3.3. Postoperative Untersuchungen

W1.2. (1 Tag postoperativ)

Objektive Refraktion, Subjektive Refraktion,

WASCA-Messung, Messung des Augeninnendrucks, Visus s.c./c.c.,

Spaltlampenuntersuchung, Funduskopie,

Messung der Hornhauttopographie

W1.3. (1 Monat postoperativ)

Objektive Refraktion, Subjektive Refraktion,

WASCA-Messung, Messung des Augeninnendrucks, Visus s.c./c.c.

Spaltlampenuntersuchung, Funduskopie,

Messung der Hornhauttopographie

W1.4. (3 Monate postoperativ)

Objektive Refraktion, Subjektive Refraktion

WASCA-Messung, Messung des Augeninnendrucks, Visus s.c./c.c.

Spaltlampenuntersuchung, Funduskopie,

Messung der Hornhauttopographie

2.4. Methode der operativen Astigmatismuskorrektur

In dieser Studie ist die einseitig bogenförmige Keratotomie in Verbindung mit der Katarakt-Operation durchgeführt worden oder die bogenförmige Keratotomie ist als selbstständiger Eingriff, vor allem nach einer Keratoplastik, erfolgt.

2.5. Methoden der statistischen Auswertung

Die Auswertung der Daten geschieht zunächst mittels deskriptiver Statistik (Arithmetisches Mittel, Standardabweichung, Korrelationsquotient) und anschließend im Rahmen des gepaarten T-Tests. Der T-Test ist ein Hypothesentest, der auf einen möglicherweise signifikanten Unterschied zwischen zwei Stichproben testet. Die Variablen müssen unabhängig, metrisch und möglichst normalverteilt sein, die Stichprobe größer als 20.

Der Korrelationsquotient (r) nach Pearson und Bravais stellt ein Maß für den linearen Zusammenhang zwischen zwei Variablen dar; er nimmt nur Werte zwischen -1 und $+1$ an. Bei $r = +1$ besteht ein perfekter linearer Zusammenhang, bei $r = 0$ existiert keine lineare Funktion. Es kann keine Aussage bezüglich der Kausalität getroffen werden.

Um die Güte eines Korrelationsquotienten beurteilen zu können, muss man die vorliegende Datenmenge begutachten; in dieser Studie testen wir eine Gerätetechnik, die nicht zuvor eine intraoperative Messung gewährleisten konnte. Aus diesem Grund gilt ein Korrelationsquotient von $r=0,5$ als mäßig gut und ein $r=0,7-0,8$ als hoch korreliert.

Testung der Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov Test: Dieser nichtparametrische Test prüft zwei Wahrscheinlichkeitsverteilungen auf ihre Übereinstimmung. Er ist auch für kleine Stichproben zulässig, die keiner Normalverteilung folgen müssen. Es kann geprüft werden, ob zwei zufällige Variablen die gleiche Verteilung haben oder ob sich eine Zufallsvariable einer vermuteten Verteilung anschließt.

Wir testen die Reproduzierbarkeit dreimalig durch wiederholte Messungen und vergleichen die aus verschiedenen Verfahren gewonnenen Refraktionsdaten.

Zur graphischen Darstellung des Vergleichs der „WASCA Refraktion“ mit dem Goldstandard „subjektive Refraktion“ sind Bland-Altman-Diagramme verwendet worden: Das Punktdiagramm gibt Aufschluss über die Schwankungsbreite der Messpunkte, Ausreißer und einen möglichen systematischen Fehler.

Die Differenz der Refraktionswerte beider Messverfahren (vertikal) wird gegen den Mittelwert der beiden Messungen (horizontal) aufgetragen. Dadurch wird nicht nur die Verzerrung der Messwerte (durchschnittliche Differenz der Messwerte), sondern auch die Streuung der Daten (Differenz der individuellen Messwertpaare) in die statistische Analyse mit einbezogen. Der Mittelwert der zwei Messmethoden ist die bestmögliche Schätzung des unbekannten wahren Wertes. Die Differenzen der einzelnen Messwerte beider Methoden liegen bei ausreichender symmetrischer Verteilung zu 95% der Werte innerhalb von $\pm 1,96 \times$ Standardabweichungen. Diese Grenzen werden „limits of agreement“ (Übereinstimmungsgrenzen) genannt. Um eine steigende Variabilität der Differenzen bei Zunahme der Größenordnung der Messwerte zu vermeiden, können die Messwerte zusätzlich logarithmisch umgerechnet werden (Grouven et al. 2007).

Weiter haben wir eine „Power-Vektor-Analyse“ durchgeführt:

Dabei wird die normalerweise durch Sphäre, Zylinder und Achse beschriebene Fehlsichtigkeit durch Vektorzerlegung dargestellt. Für die Sphäre ergibt sich das Sphärische Äquivalent ($SE=S+0,5 \times Cyl$), für den Astigmatismus und die Achse zwei Vektorkomponenten $J_0 [(-C/2) \cos(2\alpha)]$ und $J_{45} [(-C/2) \sin(2\alpha)]$. Die Vektorkomponente J_0 stellt die Komponente des korrigierenden Jackson-Kreuzzylinders mit horizontaler/vertikaler Achsenausrichtung dar, mit J_{45} wird die Vektorkomponente des korrigierenden Jackson-Kreuzzylinders mit $45^\circ/135^\circ$ Achsenausrichtung ausgedrückt. Alle drei Komponenten werden in Dioptrien angegeben.

2.6. Subjektive Einteilung der Qualitätsunterschiede der WASCA-Messungen

Zur Beurteilung und Klassifizierung der Qualität einer Messung haben wir ein System etabliert, welches auf einer subjektiv-visuellen Einteilung einer jeden WASCA-Messung beruht. Auf diese Weise soll soweit möglich eine grobe Unterteilung in qualitativ gute vs. schlechte Messungen erfolgen, d.h. eine grobe Abschätzung der Verlässlichkeit einer Messung erleichtert werden. Die Einteilung Q1-Q6 gibt primär Auskunft über die Güte der Wellenfront und nicht über die Genauigkeit der Messung; dies spielt besonders bei den intraoperativen Messungen eine wichtige Rolle im Dialog zwischen WASCA-Bediener und Operateur.

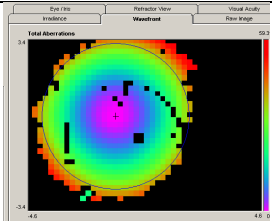
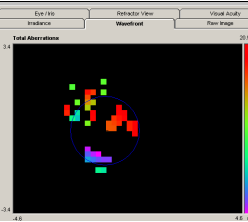
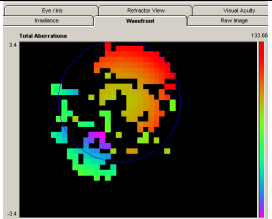
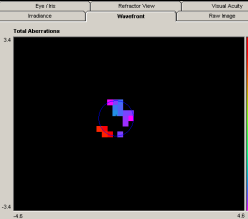
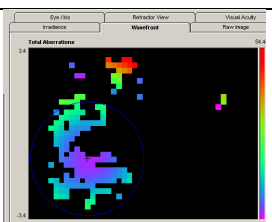
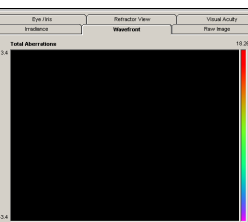
Qualitätsgrading			
	Q1: Große Abbildung, wenig interpolierte Segmente; sehr hohe Zuverlässigkeit		Q4: kleine Abbildung, viele interpolierte Segmente; geringe Zuverlässigkeit
	Q2: Große Abbildung, mäßig interpolierte Segmente; hohe Zuverlässigkeit		Q5: kleine Abbildung, sehr viele interpolierte Segmente; sehr geringe Zuverlässigkeit
	Q3: Große Abbildung, viele interpolierte Segmente; mäßige Zuverlässigkeit		Q6: keine Abbildung

Tabelle 2: Subjektives Qualitätsgrading der WASCA-Messungen.

3. Ergebnisse

3. 1. Demographische Daten des Studienkollektivs

Das Studienkollektiv setzt sich aus 173 präoperativ untersuchten Patienten zusammen, von denen 110 Patienten in dem begrenzten Studienzeitraum operiert worden sind. Endergebnis sind 137 operierte Augen, die zur statistischen Auswertung herangezogen werden. 4 Patienten werden aufgrund anderer Erkrankungen und mangelnder Compliance ausgeschlossen.

Aus der nachfolgenden Tabelle ist ersichtlich, dass vor allem die Katarakt-Patienten mit normaler Hinterkammerlinse (n=114) ein hohes Durchschnittsalter von 68,5 Jahren haben. Das M-IOL-Studienkollektiv (n=16) ist mit einem Durchschnittsalter von 53,2 Jahren ca. 15 Jahre jünger.

Der Visus sine correctione (s.c.) präoperativ beträgt in der gesamten Population 0,3 +/- 1 Linie und der Visus cum correctione (c.c.) 0,63 +/- 2 Linien. In der monofokalen IOL-Gruppe ergibt sich ein Visus s.c. 0,25 +/- 1 Linie und Visus c.c. 0,6 +/- 2 Linien präoperativ.

Das Sphärische Äquivalent (SE) des Gesamtkollektivs (-0,47 dpt.) zeigt einen eher geringen sphärozyklindrischen Fehler der untersuchten Patienten. Deutlich höher ist das SE in der torischen IOL-Gruppe (-2,98 dpt.), was in dem stärkeren Astigmatismus begründet liegt.

	Anzahl Personen Männer// Frauen	Mittleres Alter	Anzahl Patient (Augen)	Visus s.c. präoperativ	Visus c.c. präoperativ	SE (dpt.)
gesamt	95/78	64,5	173	0,3 +/- 1 Linie	0,63 +/- 2 Linien	-0,47
IOL (operierte Augen)	48/42	68,5	90 (114)	0,25 +/- 1 Linie	0,6 +/- 2 Linien	-0,4
M-IOL (operierte Augen)	4//6	53,2	10 (16)	0,51 +/- 1 Linie	1,01 +/- 2 Linien	0,16
T-IOL (operierte Augen)	4//2	46,5	6 (6)	0,06 +/- 1 Linie	0,48 +/- 2 Linien	-2,98
AK (operierte Augen)	10//6	47,2	16 (16)	0,3 +/- 2 Linien	0,6 +/- 2 Linien	-0,69
KP (operierte Augen)	3//1	58,9	4 (4)	HBW	0,05	keine Anga- ben

Tabelle 3: Demographie des Studienkollektivs.

3.2. Qualitätsbeurteilung der WASCA-Messungen

3.2.1. Vergleich der Qualität der Messungen während der ersten drei Monate gegenüber der Studienmonate 1-9

Dieser Vergleich soll die Lernkurve des WASCA-Bedieners und das Zusammenspiel Operateur/ WASCA-Bediener charakterisieren. Dazu haben wir eine subjektive Skala zur Beurteilung der WASCA-Qualität festgelegt.

In der Abbildung zeigt sich, dass es eine Eingewöhnungsphase gegeben hat; die Qualität der Wellenfront ist in der ersten Zeit etwas schlechter als im gesamten Zeitraum. Bei den postoperativen Messungen gibt es diesen Effekt schon nicht mehr; die Messungen Tag 1 postoperativ und Monat 1 postoperativ gleichen sich in beiden Gruppen, die Messung Monat 3 postoperativ ist von niedrigerer Qualität in der gesamten Zeit. Besonders die Qualität der Aphakiemessungen mit/ohne Viskoelastikum ist deutlich besser geworden während der Studienzeit. Ebenfalls einen Sprung macht auch die erste intraoperative Messung vor Schnittbeginn und die letzte Messung, Pseudophakie ohne Viskoelastikum.

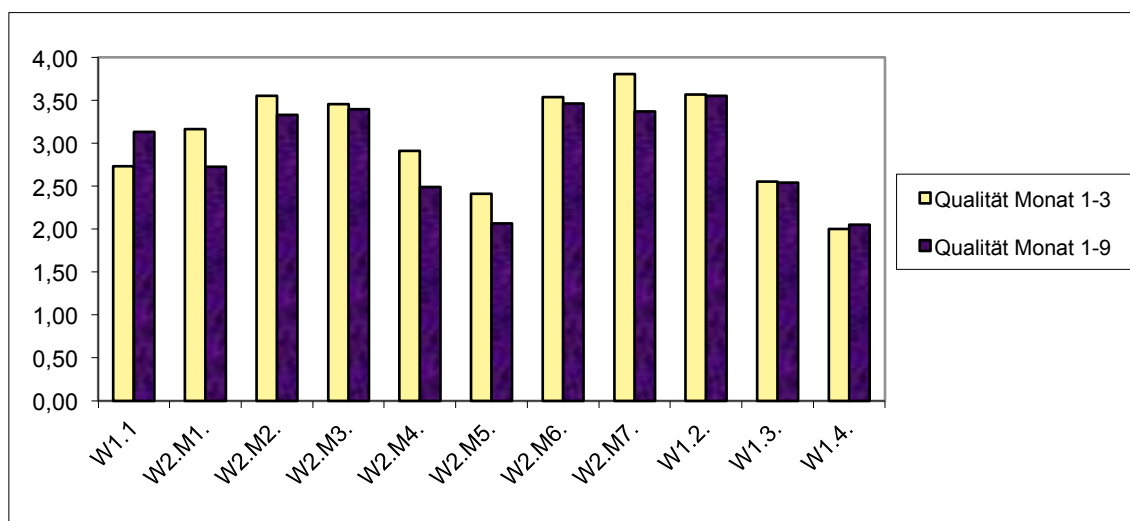


Abbildung 8: Subjektiver Qualitätsvergleich der WASCA-Messung: Monate 1-3 vs. 1-9.

3.2.2. Subjektive Qualitätsbeurteilung der WASCA-Messungen in der multifokalen Linsengruppe

In dieser Graphik lässt sich erkennen, dass die Aphakiemessungen ohne/mit Viskoelastikum mit 2,21 und 1,83 Punkten durchschnittlich die besten Messungen mit den zuverlässigsten Wellenfronten darstellen.

Die Pseudophakie-Messung ohne Viskoelastikum gehört mit 3,30 Punkten zu der schlechtesten Bestimmung, die Pseudophakie-Messung mit Viskoelastikum ist mit 2,84 Punkten etwas besser.

Die Messpunkte vor Entfernung der Linse sind zufriedenstellend, allerdings 0,8-1,2 Punkte schlechter als die Aphakiemessung.

Die postoperativen Messungen (2,30, 2,31, 1,89) sind um 0,1-0,5 besser als die präoperativen Messungen (2,40).

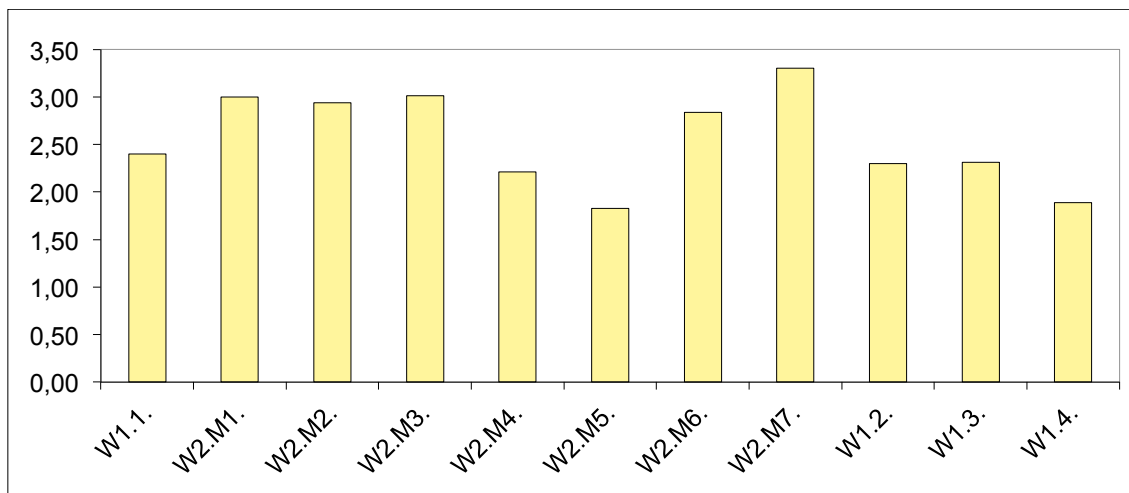


Abbildung 9: Subjektive Qualitätsbeurteilung der WASCA-Messungen-M-IOLs.

3.2.3. Qualitätsvergleich der WASCA-Messpunkte bezüglich der Altersabhängigkeit

In diesem Vergleich wird die Qualität der WASCA-Messung in Abhängigkeit zu dem Patientenalter gesetzt: Es wird eine Gruppe >50 Jahre mit einer Gruppe <50 Jahren verglichen.

Die Qualität der präoperativen und ersten intraoperativen Messung unterscheidet sich um 0,15 und 0,05 Punkte. Die Messung nach dem Tunnelschnitt ist qualitativ um 0,6 Punkte niedriger in der Gruppe >50 Jahren. Bei dem nächsten Messzeitpunkt (Auffüllen der Vorderkammer) ist die Qualität in der Gruppe < 50 Jahre um 0,6 Punkte niedriger. Während der beiden Aphakiemessungen findet sich die bessere Qualität in der Gruppe <50 Jahren mit 1,75 und 2,2 Punkten. Bei den pseudophaken und postoperativen Messzeitpunkten erreicht die Gruppe <50 Jahren eine konstant höhere Qualität um 0,1-0,2 Punkte.

Die höchste Qualität in der Gruppe >50 Jahre findet sich während der beiden Aphakiemessungen und der postoperativen Messung nach Monat 3; in der Gruppe <50 Jahren ergibt sich die beste Qualität während der gleichen Messpunkte.

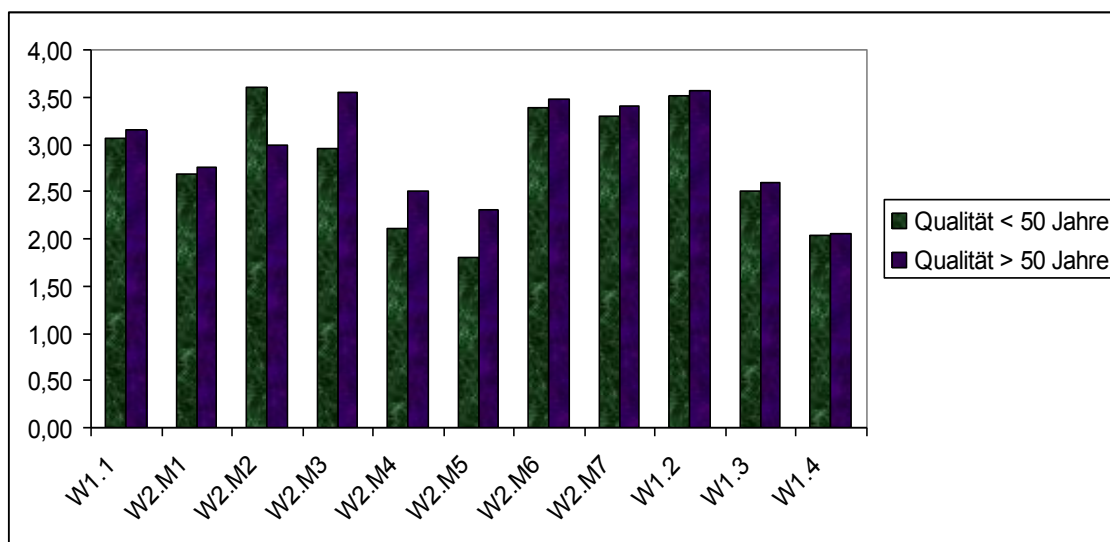


Abbildung 10: Qualitätsvergleich der WASCA-Messpunkte bezgl. der Altersabhängigkeit.

3.2.4. Qualitätsvergleich der Visusabhängigkeit (c.c.) $> 0,7$

In diesem Vergleich wird die Qualität der WASCA-Messungen in Bezug zu dem Visus cum correctione (cc) gesetzt; es wird der Visus c.c. $> 0,7$ mit dem Visus c.c. $< 0,7$ in Abhängigkeit der Qualität verglichen.

Als genereller Trend ergibt sich eine schlechtere Qualität der Messpunkte in der Gruppe $< 0,7$.

Präoperativ lässt sich erkennen, dass Patienten mit einem Visus cc $< 0,7$ um 0,9 Punkte schlechter messbar sind. In der ersten intraoperativen Messung ergibt sich ein Unterschied von 0,3 Punkten. Auffällig sind die Messpunkte nach dem Tunnelschnitt, während der Auffüllung der Vorderkammer und der Aphakiemessung, wo der Qualitätsunterschied 1,25, 1,25 und 1,2 Punkte beträgt.

Die Qualität gleicht sich bei den postoperativen Messpunkten (vor allem Monat 1 und Monat 3) in beiden Gruppen an: Der Unterschied beträgt 0,3 Punkte.

Die besten Messungen in der Gruppe $> 0,7$ sind die Aphakiemessung mit/ohne Viskoelastikum mit 1,5 bzw. 1,4 Punkten; in der Gruppe $< 0,7$ gehören die Aphakiemessungen mit/ohne Viskoelastikum mit 2,7 bzw. 2,5 Punkten sowie die postoperative Messung nach 3 Monaten mit 2,2 Punkten zu denen mit höchster Qualität.

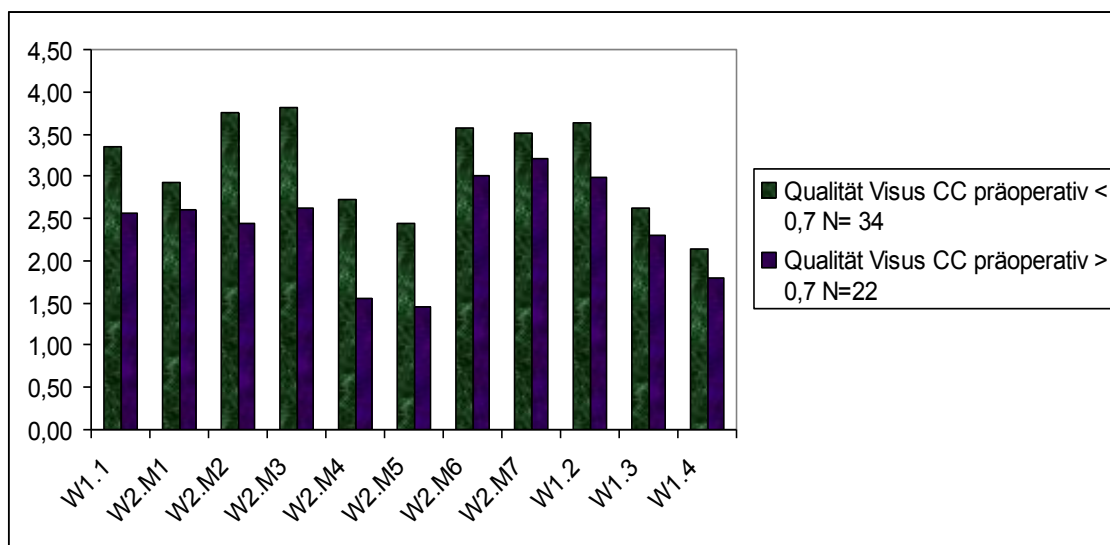


Abbildung 11: Qualitätsvergleich der WASCA-Messungen bzgl. der Visusabhängigkeit.

3.2.5. Zeitlicher Qualitätsverlauf innerhalb der 3 Wiederholungsmessungen am Beispiel von W2.M7.

Betrachtet wird der zeitliche Qualitätsverlauf der drei Wiederholungsmessungen der letzten intraoperativen Messung (Pseudophakie ohne Viskoelastikum): Aus der untenstehenden Abbildung ergibt sich, dass mit ansteigender Zahl der Messungen das Messergebnis besser wird. Es zeigt sich ein Unterschied zwischen der ersten und letzten Messung von 0,71 Punkten unseres subjektiven Gradingystems.

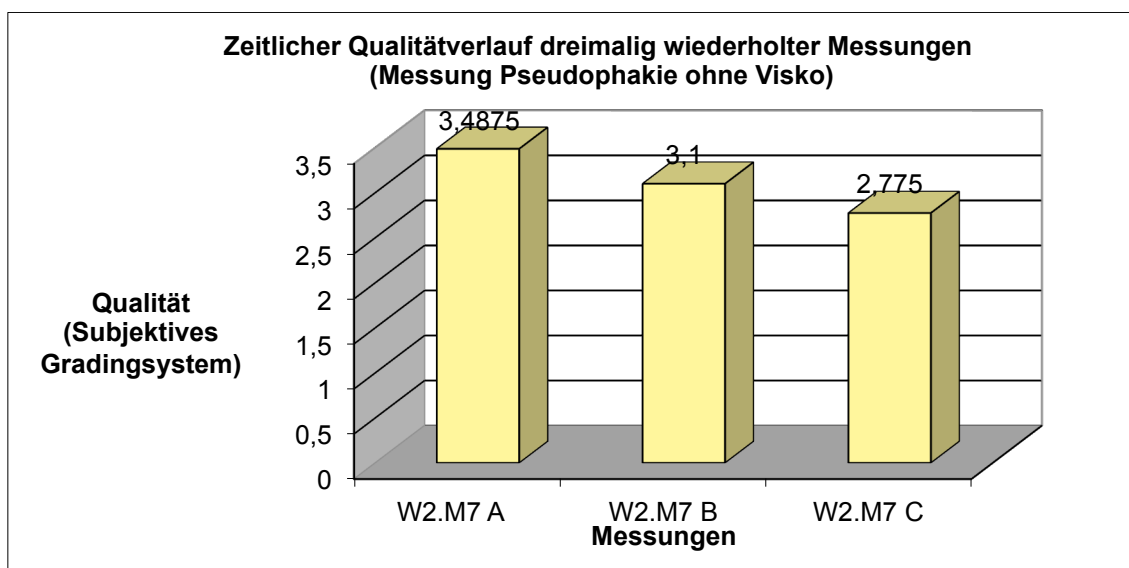


Abbildung 12: Zeitlicher Qualitätsverlauf innerhalb der 3 Wiederholungsmessungen.

3.3. Präoperative WASCA-Refraktion W1.1.:

3.3.1. Reproduzierbarkeit der WASCA-Refraktion am sitzenden Patienten:

Es zeigt sich eine Reproduzierbarkeit von hoher Güte (Korrelation: Sphäre $r=0,91$, Zylinder $r=0,95$) zwischen drei wiederholten Messungen. Auch die Achsenmessung zeigt eine gute Übereinstimmung von $r=0,89$.

Die Untersuchung ist im zeitlichen Abstand von 10 Sekunden durchgeführt worden.

Die Achsenbestimmung zeigt mit einer Standardabweichung von 31,57° eine höhere Ungenauigkeit; allerdings sind in dieser Messung auch Patienten mit geringem Astigmatismus <0,75dpt. eingeschlossen worden.

N=20	Sphäre (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	-0,18	0,14	13,40	-0,45
Stabw	0,95	0,29	31,57	2,10
Korrelationskoeffizient	0,91	0,95	0,89	0,87

Tabelle 4: Reproduzierbarkeit der WASCA-Refraktion am sitzenden Patienten.

3.3.2. Population 1: Katarakt und höheres Alter

3.3.2.1. Vergleich der sitzenden WASCA-Refraktion vs. der subjektiven Refraktion:

Die Stichprobe enthält n=130 Messungen. Es sind Messungen mit einer Wellenfrontqualität 1-4 gefiltert worden, um sie statistisch auszuwerten.

Der Mittelwert des SE liegt bezüglich der WASCA-Messung bei -1,05 dpt. und in der subjektiven Refraktion bei -0,40 dpt., so dass eine Differenz von 0,65 dpt. vorliegt und somit eine Myopisierung durch das objektive Messgerät aufgezeigt worden ist. Die Standardabweichung liegt bei beiden Messungen in ähnlich hohem Bereich (WASCA +/-3,58 dpt., subjektive Refraktion +/-3,48 dpt.). Die Mittelwerte des Sphärischen Wertes ergeben -0,47 dpt. in der WASCA-Refraktion und 0,23 dpt. in der subjektiven Refraktion; die Differenz beträgt somit 0,7dpt. und zeigt wieder eine Myopisierung durch das WASCA-Aberrometer. Im Vergleich des Zylinderwertes ergeben sich nahezu identische Mittelwerte für beide Refraktionsarten und ähnliche Standardabweichungen in einem moderaten Bereich (WASCA Zylinder +/-1,03 dpt., Subjektiver Zylinder +/-1,21 dpt.). Bei Betrachtung der Jackson-Kreuzzylinder J0 und J45 ergibt sich eine Differenz der Mittelwerte von -0,16 dpt. und 0,0077 dpt.

Der Error Vector Component (Subtraktion des Mittelwertes der subjektiven Refraktion von der WASCA-Refraktion) ergibt für SE, J0 und J45 0,65 dpt., -0,16 dpt. und 0,01 dpt..

Der absolute Fehler liegt bei 1,25 dpt. +/- 0,99 dpt. und wird unter Einbeziehung aller sphärozyklindrischen Messwerte errechnet.

Vergleich der WASCA Messung vs der subjektiven Refraktion - Sphärisches Äquivalent

Durch die Regressionsanalyse ergibt sich folgende Gleichung für die Myopie: $y = 0,068 + 0,880x$ ($p < 0.001$). Daraus folgt eine Überschätzung der subjektiven Sphäre-Messung. Wenn beispielsweise durch die WASCA-Messung eine Sphäre -2dpt. erzielt wird, ergibt sich nach der Gleichung $0.068 - 2 \cdot 0.880 = -1.692$ dpt. für den subjektiven Wert. Die Genauigkeit wird mit $R^2 = 0.841$ oder bezüglich der Pearson Korrelation $r = 0.917$ angegeben. Für die Hyperopie ergibt sich folgende Gleichung: $y = 1.081 + 0.633x$ ($p < 0.001$). Daraus folgt eine Unterschätzung der subjektiven Refraktionswerte. Zum Beispiel ergibt sich durch die WASCA-Messung ein Wert von +2 dpt., so dass man nach der Gleichung $1.081 + 2 \cdot 0.633 = 2.327$ dpt. in der manifesten Refraktion erhält. Die Genauigkeit dieser Formel liegt bei $R^2 = 0.639$ oder bezüglich der Pearson Korrelation $r = 0.800$. Die Differenz zwischen Myopie und Hyperopie in Bezug auf das Alter und die Höhe der Sphäre (± 1.9 D/ ≥ 2 D) ist nicht signifikant.

Die Analyse für myope und hyperope Werte zusammengefasst ergibt diese Gleichung: $y = 0,177 + 0,937x$ ($p < 0.001$). Die Genauigkeit der Formel liegt bei $R^2 = 0,636$ oder bezüglich der Pearson Korrelation $r = 0.797$.

Der Mittelwert der Differenz SE beider Messmethoden liegt bei 0,65 dpt.

Vergleich der WASCA Messung vs der subjektiven Refraktion - J0 Vektoranalyse

In der Regressionsanalyse ergibt sich folgende Gleichung für das gesamte Kollektiv von myopen und hyperopen Augen: $y = 0,086 + 0,786x$ ($p < 0.001$). Die Genauigkeit wird mit $R^2 = 0.550$ oder bezüglich des Pearson Korrelationsquotienten $r = 0.742$ angegeben.

Der Mittelwert der Differenz J0 beider Messmethoden liegt bei -0,16 dpt.

Vergleich der WASCA Messung vs der subjektiven Refraktion - J45 Vektoranalyse

In der Regressionsanalyse ergibt sich folgende allgemeine Gleichung (inklusive aller myoper und hyperoper Werte): $y = -0,007 + 0,907x$ ($p < 0.001$). Die Genauigkeit wird mit $R^2 = 0,578$ oder bezüglich des Pearson Korrelationsquotienten $r = 0.760$ angegeben.

Der Mittelwert der Differenz beider Messmethoden liegt bei 0,0077 dpt.

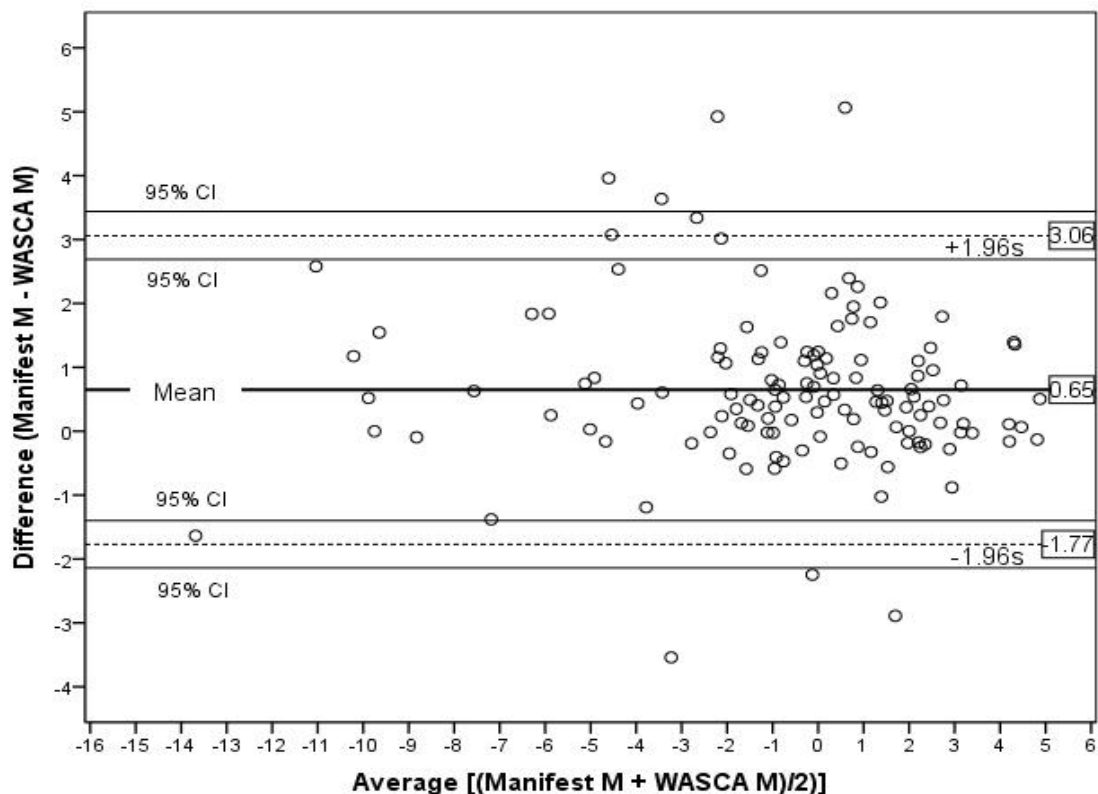


Abbildung 13: Vergleich der subjektiven Refraktion SE vs. WASCA SE mittels eines Bland-Altman-Diagramms. Die schwarze Mittellinie zeigt die durchschnittliche Differenz, die gestrichelten Linien liegen bei $\pm 1,96 \times \text{Stabw}$ der Differenz der individuellen Messwerte.

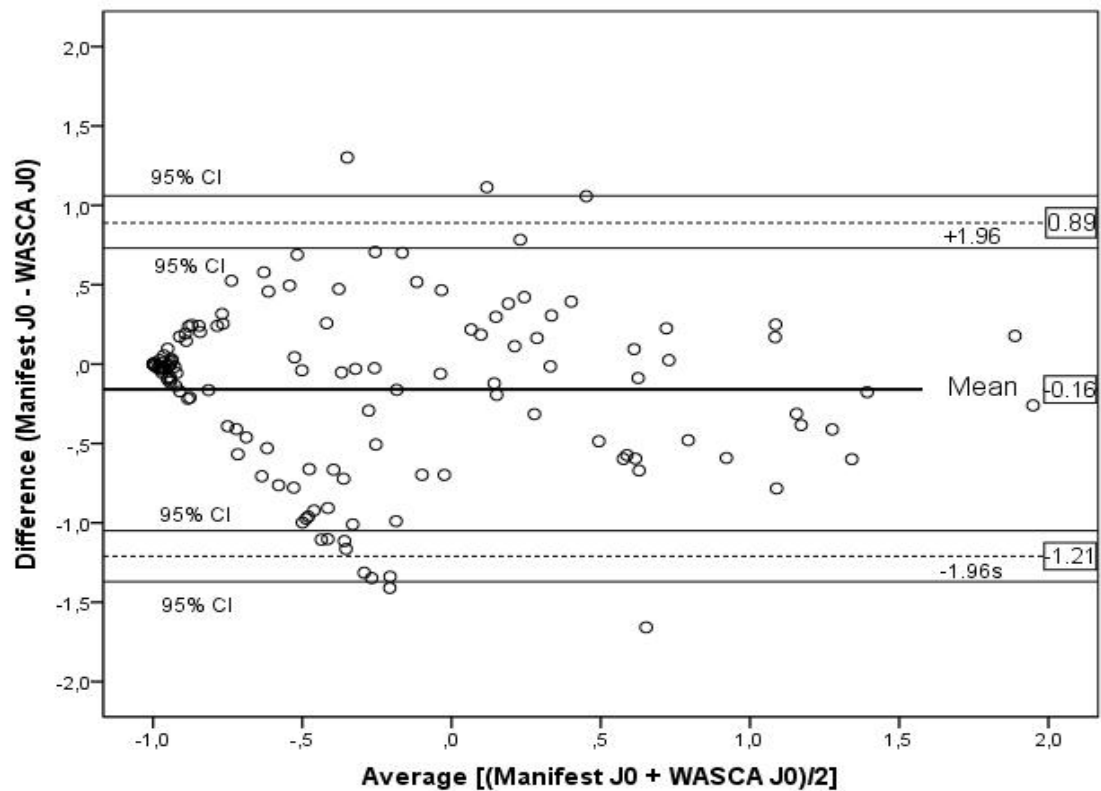


Abbildung 14: Vergleich der subjektiven Refraktion vs WASCA Refraktion unter Betrachtung der Vektorkomponente J0 mittels eines Bland-Altman-Diagramms.

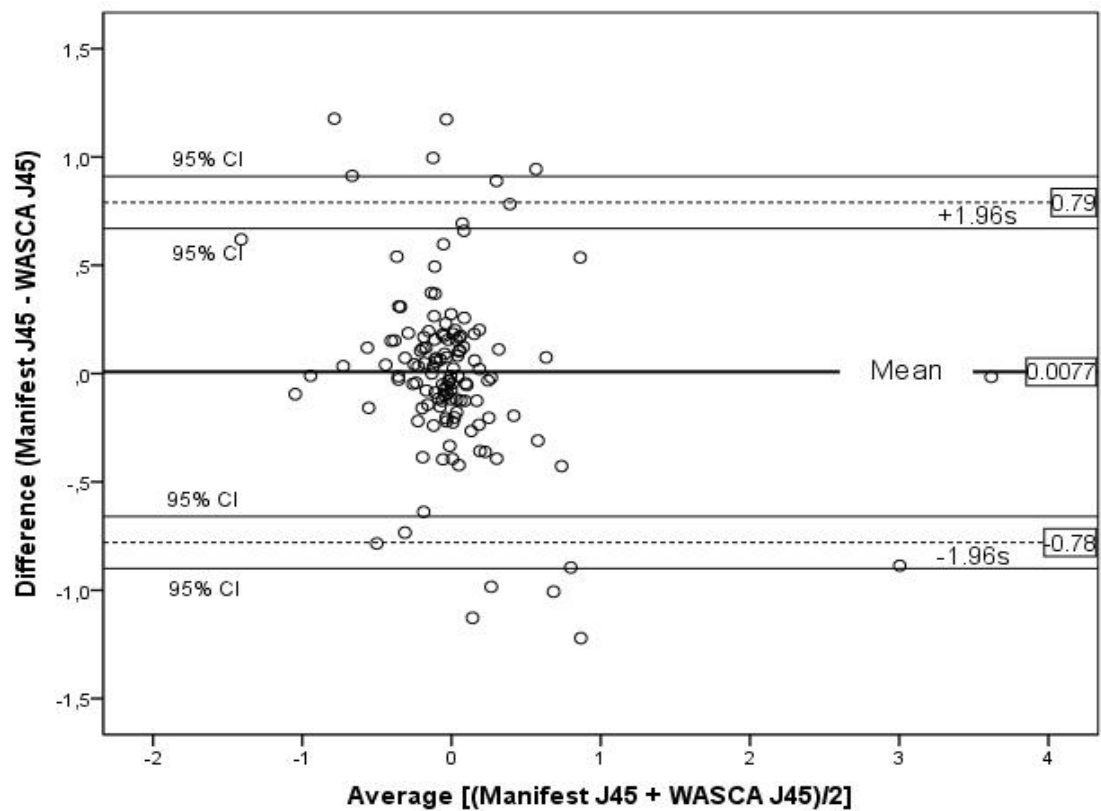


Abbildung 15: Vergleich der subjektiven Refraktion vs der WASCA Refraktion unter Betrachtung der Vektorkomponente J45 mittels eines Bland-Altman-Diagramms.

N=130	Mittelwert (dpt.)	Stabw (dpt.)	Standardfehler /p	95% Konfidenz- Intervall (dpt.)
WASCA SE	-1,05	3,58	0,31	(-1.67; -0.43)
Subjektiv SE	-0,40	3,48	0,31	(-1.0, 0.21)
WASCA J0	-0,34	0,73	0,06	(-0.47; -0.22)
Subjektiv J0	-0,18	0,77	0,07	(-0.32; -0.05)
WASCA J45	0,01	0,52	0,05	(-0.08; 0.10)
Subjektiv J45	0,01	0,61	0,06	(-0.10; 0.11)
WASCA Sphäre	-0,47	3,61	0,32	(-1.10; 0.15)
Subjektiv Sphäre	0,23	3,39	0,30	(-0.36; 0.82)
WASCA Zylinder	-1,25	1,03	0,09	(-1.33; -0.97)
Subjektiv Zylinder	-1,25	1,21	0,11	(-1.46; -1.04)
EVC SE	-0.65	1.25	p < 0.001	(-0.92, -0.49)
EVC J0	-0.16	0.54	p = 0.826	(-0.25, 0.067)
EVC J45	0.01	0.4	p < 0.001	(-0.062, -0.078)
Absoluter Fehler (dpt.)	1.25	0.99	-	(1,075, 1,417)

Tabelle 5: Deskriptive Statistik- Vergleich WASCA-Refraktion sitzend vs. subjektive Refraktion.

3.3.3. Population 2: keine visusrelevante Katarakt (mittlere BCVA 1.0) und mittleres Alter (54J.)

3.3.3.1. Vergleich der sitzenden WASCA-Refraktion vs. der subjektiven Refraktion-M-IOLs:

Das Studienkollektiv beträgt n=12.

Die Übereinstimmung der Sphäre und SE ist mit $r=0,99$ sehr hoch, die Standardabweichung liegt <1 dpt. Zylinder und Achse zeigen immer noch eine gute Korrelation ($r=0,61$; $r=0,71$); die Standardabweichung der Achsenbestimmung ($48,86^\circ$) ist dagegen sehr hoch.

Im sphärischen Mittelwert (0,54) zeigt sich eine Myopisierung der WASCA-Messung in Bezug auf die subjektive Refraktion. Betrachtet wird die Differenz zwischen der WASCA-Messung und der subjektiven Refraktion und diese fällt hier positiv aus, so dass eine Myopisierung durch das Messgerät existiert.

N=12	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,54	-0,091	0,58	0,49
Stabw	0,97	0,74	48,86	0,84
Korrelationskoeffizient	0,99	0,61	0,71	0,99

Tabelle 6: Vergleich der sitzenden WASCA-Refraktion vs. der subjektiven Refraktion-M-IOLs.

3.3.4. Vergleich der präoperativen und postoperativen (1 Monat) WASCA-Messung mit der Pentacam (Astigmatismus)

In diesem Vergleich betrachten wir die Korrelation bezüglich der Astigmatismus- und Achsenbestimmung zwischen der subjektiven Refraktion und der Pentacam - bzw. der WASCA-Messung und der Pentacam-Messung. Es zeigt sich, dass es eine gute Übereinstimmung ($r=0,859$, $n=18$) zwischen dem präoperativen Zylinderwert der subjektiven Refraktion und der Pentacam-Messung gibt.

Der Zylinderwert von der präoperativen WASCA-Messung (W1.1) und der Pentacam-Messung zeigt eine Korrelation von mittlerer Güte von $r=0,513$.

Für den Zylinderwert ergibt sich eine durchschnittliche Differenz zwischen der WASCA- und der Pentacam-Messung von 0,36 dpt. ($\pm 2,06$ dpt.) präoperativ, zwischen der subjektiven Refraktion und der Pentacam eine mittlere Differenz von 0,81 dpt. (± 1 dpt.).

Die Achsenbestimmung zeigt eine Korrelation von schlechter Güte zwischen dem Messgerät, der subjektiven Refraktion und der Pentacam. Sowohl präoperativ als auch einen Monat postoperativ ergibt sich ein Korrelationsquotient von $r=0,136$ und $r=0,151$ zwischen der Achsenbestimmung von WASCA und Pentacam.

	Δ Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler
refsubpräcyl vs pentapräcyl	-0,81	1	0,23
refsubpräachse vs pentapräachse	-17,1	80,74	19,03
W1.1 cyl vs W1.1 pentacyl	0,35	2,06	0,48
W1.1 achse vs W1.1 pentaachse	-11,94	87,9	20,71
W1.3 refsubcyl vs W1.3 pentacyl	-5,02	3,69	0,89
W1.3 refsubachse vs W1.3 pentaachse	26,08	75,64	18,34
W1.3 cyl vs W1.3 pentacyl	-4,92	3,37	0,81
W1.3 achse vs W1.3 pentaachse	25,08	95,06	23,05

Tabelle 7: Vergleich der WASCA-Messung mit der Pentacam (Astigmatismus): Mittelwert und Standardabweichung.

	N	Korrelation	Signifikanz
refsubpräcyl vs pentapräcyl	18	0,85	0
refsubpräachse vs pentapräachse	18	0,24	0,33
W1.1 cyl vs W1.1 pentacyl	18	0,51	0,3
W1.1 achse vs W1.1 pentaachse	18	0,13	0,59
W1.3 refsubcyl vs W1.3 pentacyl	17	0,76	0
W1.3 refsubachse vs W1.3 pentaachse	17	0,23	0,36
W1.3 cyl vs W1.3 pentacyl	17	0,71	0
W1.3 achse vs W1.3 pentaachse	17	0,15	0,56

Tabelle 8: Vergleich der WASCA-Messung mit der Pentacam (Astigmatismus): Pearson-Bravais-Korrelationsquotient.

3.3.5. Vergleich präoperative WASCA-Refraktion sitzend (W1.1) und präoperative WASCA-Refraktion liegend (W2.M1.) - monofokale IOLs

Von einer Stichprobe $n=106$ können $n=47$ ausgewertet werden; die übrigen Messungen werden wegen schlechter Wellenfrontqualität (q 5-6) in die statistische Analyse nicht mit einbezogen werden.

Der Vergleich der Refraktionswerte findet zwischen einem sitzenden Patienten während der Voruntersuchungen und einem liegenden Patienten unter operativen Bedingungen statt.

Bei dem sphärischen Wert zeigt sich eine stabile Korrelation von $r=0,79$ und eine Differenz der Mittelwerte von $-0,92$. Dieser Wert zeigt uns, dass bei der liegenden WASCA-Messung positivere Werte ermittelt werden als im Gegensatz zu der Messung im Sitzen. Dies entspricht einer leichten Hyperopisierung während der Liegendmessung zu Beginn der Operation. Es handelt sich um den Mittelwert der Differenzen zwischen den beiden Aberrometer-Messungen.

Zylinder und Achse ($r=0,35$ und $r=0,34$) zeigen hier eine schwache Korrelation.

N=47	Sphäre (dpt)	Zylinder (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	-0,92	0,44	1,23	-0,70
Stabw	2,20	1,42	58,55	2,38
Korrelationskoeffizient	0,79	0,35	0,34	0,78

Tabelle 9: Vergleich W1.1 (sitzend). vs. W2.M1. (liegend)- monofokale IOLs.

3.3.6. Vergleich präoperative WASCA-Refraktion sitzend (W1.1.) und präoperative WASCA-Refraktion liegend (W2.M1.) - M-IOLs

Der Pearson-Bravais-Korrelationsquotient von Sphäre ($r=0,97$) und SE ($r=0,96$) ist sehr hoch. Die Zylinderwerte stimmen dagegen nicht überein.

Aus der Positivität der mittleren Differenz zwischen sitzender und liegender Stellung (0,2 dpt.) lässt sich auf eine Myopisierung der WASCA-Refraktion in liegender Position schließen.

Die Standardabweichungen sind hoch (Sphäre $\pm 2,15$ dpt., Zyl $\pm 1,1$ dpt., Achse $\pm 43,7^\circ$).

Im Vergleich zu dem Patientenkollektiv 1 (Kandidaten für monofokale Kunstlinsen) ist die Korrelation von Sphäre und SE in diesem Patientenkollektiv (M-IOL) deutlich höher, aber die Zylinderwerte noch schlechter korreliert. Für beide Patientengruppen ergibt sich keine stabile Achsenmessung.

Das mittlere Sphärische Äquivalent der M-IOL-Gruppe beträgt +0,16 dpt und zeigt somit einen sehr geringen sphärozyklindrischen Fehler.

N=10	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,2	0,38	29,5	0,38
Stabw	2,15	1,1	43,7	2,3
Korrelationskoeffizient	0,97	-0,008	0,72	0,96

Tabelle 10: Vergleich W1.1. (sitzend) vs. W2.M1. (liegend)- M-IOLs.

3.3.7. Vergleich der subjektiven Refraktion vs. der liegenden WASCA-Refraktion - monofokale IOLs

Es findet sich eine gute Korrelation ($r=0,79$) des sphärischen Wertes und eine hohe Übereinstimmung ($r=0,98$) bezüglich der Zylinderhöhe.

Der Korrelationsquotient der Achse zeigt hier eine negative Korrelation und eine hohe Standardabweichung ($70,26^\circ$).

Der Mittelwert der Differenz zwischen liegender Messung und der subjektiven Refraktion liegt sowohl für den sphärischen Wert (0,15dpt.) als auch für den Zylinder (0,29dpt.) nah beieinander.

	Sphäre (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,15	0,29	7,72	0,17
Stabw	2,07	3,34	70,26	2,8
Korrelationskoeffizient	0,79	0,98	-0,21	0,62

Tabelle 11: Vergleich W2.M1. (liegend) vs. der subjektiven Refraktion.

3.4. Intraoperative WASCA-Ergebnisse

3.4.1. Reproduzierbarkeit der Aphakiemessung mit Viskoelastikum

Die Aphakiemessung nach Injektion von Viskoelastikum ist die am besten reproduzierbare intraoperative Wellenfrontmessung; dies bestätigt der Mittelwert von Sphäre und Zylinder mit geringer Standardabweichung.

Es lässt sich eine hohe Korrelation zwischen den drei aufeinander folgenden Messungen sowohl bei dem sphärischen Wert ($r=0,97$) als auch bei dem SE ($r=0,96$) erkennen. Dagegen zeigt die Zylinder-Bestimmung einzeln betrachtet nur eine Übereinstimmung von mittlerer Qualität ($r=0,51$) auf.

N= 100	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,02	-0,13	4,43	-0,05
Stabw	0,56	0,86	33,93	0,47
Korrelationskoeffizient	0,97	0,51	0,78	0,96

Tabelle 12: Reproduzierbarkeit der Aphakiemessung.

3.4.2. Vergleich der Aphakiemessung ohne Viskoelastikum vs. der Aphakiemessung mit Viskoelastikum

Diese Gruppe der Studienpopulation besteht aus $n=75$ Patienten.

Die Korrelation von Sphäre und SE ist hoch ($r=0,89$ und $r=0,92$), dagegen zeigt sich eine geringe Korrelation im Vergleich der Zylinderwerte ($r=0,34$).

Die Standardabweichungen sind in allen Kategorien groß: Sphäre und Zylinder mit 1,3 dpt. und 1,6 dpt., die Achse mit $43,92^\circ$.

Die Veränderung durch das Viskoelastikum führt zu einer Hyperopisierung um 0,38 dpt., was sich aus der Differenz der beiden sphärischen Mittelwerte ergibt.

N= 75	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,38	-0,17	-13,4	0,3
Stabw	1,3	1,6	43,92	1,17
Korrelationskoeffizient	0,89	0,34	0,68	0,92

Tabelle 13: Vergleich der Aphakiemessung mit Viscoelastikum vs ohne Viscoelastikum.

3.4.3. Vergleich Aphakie-Wert vs. berechnetem Emmetropie IOL-Wert

Emmetropie entspricht einem ausgeglichenen Verhältnis von Achsenlänge und Brechkraft eines Auges; bei einem unendlich weit entfernten Gegenstand wird das Bild ohne Akkommodation auf der Netzhaut abgebildet. Um den erhaltenen Aphakiewert in Relation zur implantierten Linse zu setzen, die durch das konventionelle Biometrieverfahren mit dem Zeiss IOL Master errechnet worden ist, bilden wir die Differenz zwischen dem Sphärischen Äquivalent der Aphakiemessung und dem IOL-Wert. Von Interesse ist aber der IOL-Wert, der tatsächlich zu einer Emmetropie geführt hätte. Es wurde deshalb postoperativ ein IOL-Emmetropie-Wert kalkuliert aus 1. der tatsächlich bestehenden postoperativen Refraktion (SE 1 Monat post OP) und 2. der implantierten IOL. Es ist die IOL ausgewählt worden, die am nächsten bei 0 dpt. liegt. Es ergibt sich ein Mittelwert von 8,16 dpt. und 9,5 dpt.

	Differenz IOL-Wert vs. SE Aphakie	
	Patienten gesamt (N=100)	emmetrope Patienten (N=85)
Mittelwert (dpt)	8,16	9,5
Stabw (dpt)	2,1	2,1

Tabelle 14: Vergleich Aphakie-Wert vs. Linsenwert.

Regressionsanalyse zwischen der WASCA Aphakie Messung (SE) und der retrospektiv berechneten Emmetropie-IOL

Insgesamt lässt sich anhand der Blot-Analyse und Datenverteilung ein linearer Zusammenhang zwischen retrospektiv kalkulierter Emmetropie IOL und dem SE der WASCA Aphakiemessung sehen. Es zeigt sich eine gleichmäßig verteilte Streuung um die Emmetropie-Regressionsgerade.

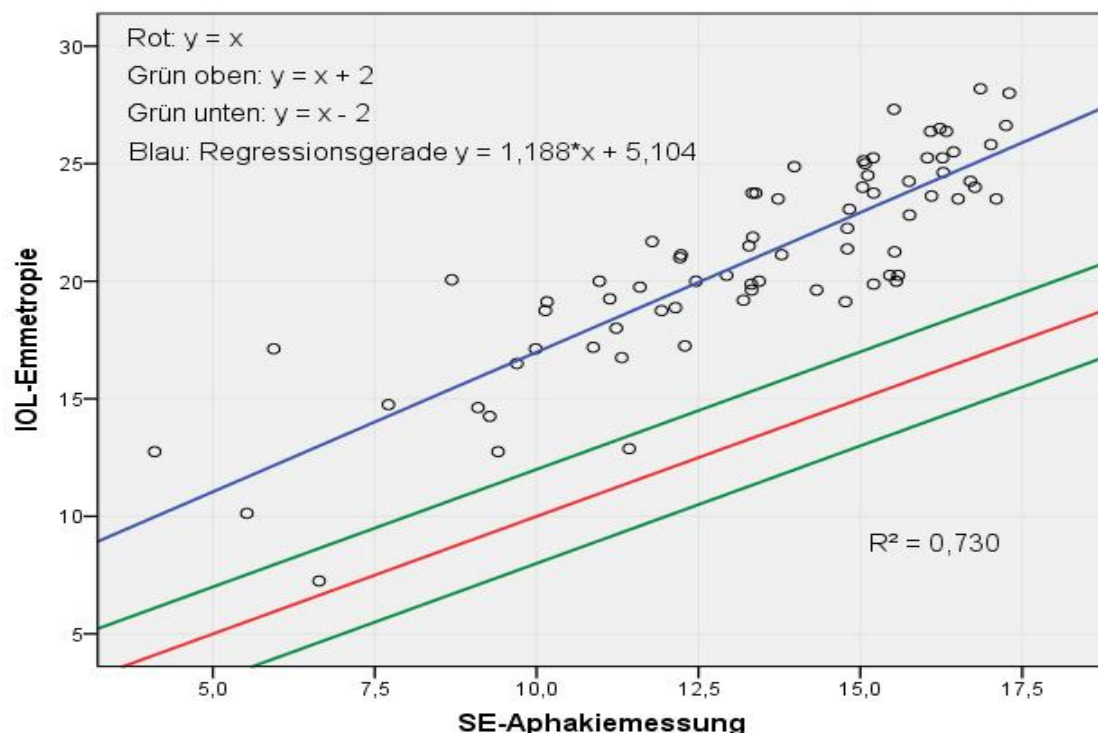


Abbildung 16: Vergleich der biometrisch ermittelten IOL vs. SE der Aphakiemessung.

Aus unseren Daten konnten wir die folgende allgemeine Formel zur Berechnung einer IOL anhand der gemessenen WASCA-Aphakiewerte ermitteln:

$$\text{IOL (Emmetropie)} = 5,104 + 1,188 \times \text{SE (objektive Aphakie-Messung)}.$$

64,9% der operierten Augen liegen innerhalb von 2 dpt. zur erwünschten Emmetropie, 34,4% liegen innerhalb 1 dpt. und 16,2% streuen $\pm 0,5$ dpt. um die Emmetropie.

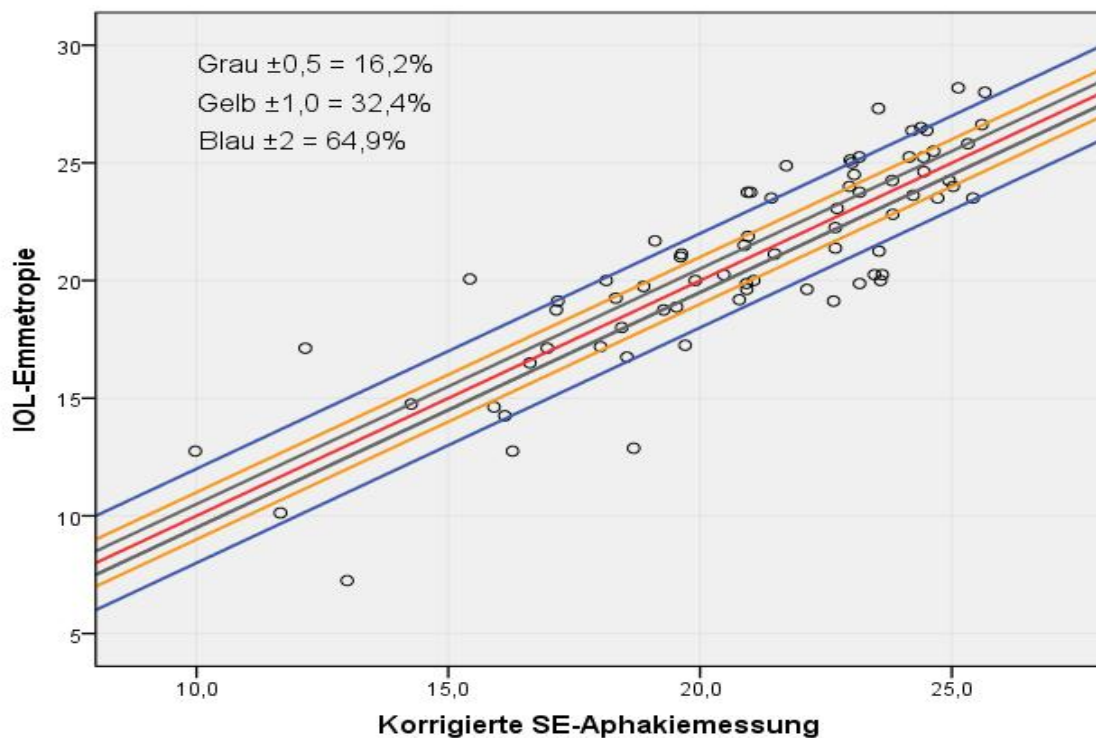


Abbildung 17: Vergleich der biometrisch ermittelten IOL-Stärke vs. der Zielrefraktion der Formel.

3.4.4. Intraoperative Ausfallquote

WASCA-Ausfallquote zu definierten intraoperativen Messzeitpunkten während der Kataraktoperation und Implantation einer monofokalen IOL

Als Ausfallquote wird der prozentuale Anteil der Wellenfrontmessungen an Q6 definiert (vgl. Methodenteil 2.6.); das heißt, dass trotz wiederholtem Versuch keine Messung möglich ist.

Allgemein zeigt sich, dass eine hohe Ausfallquote während der Operation existiert; es zeigen sich Spitzen von 51%, so dass bei gewissen Messungen trotz wiederholter Versuche, nochmaliger Befeuchtung und Umlagerung der Augenposition circa die Hälfte der Patienten nicht messbar gewesen ist.

In der untenstehenden Abbildung lässt sich erkennen, dass zwei Messungen mit guter Qualität reproduzierbar gewesen sind: Die Aphakiemessung ohne und mit Viskoelastikum mit jeweils einer Ausfallquote von 23% und 20%.

Auffällig schwierig durchführbar sind hingegen die Messungen nach dem Tunnelschnitt und Einspritzen des Viskoelastikums in die Vorderkammer sowie die letzte Messung nach Beendigung des operativen Eingriffes. Dies ist umso erstaunlicher, zumal der Patient immer noch unter operativen Bedingungen liegt.

	Anzahl Q6 (gesamt Anzahl)	Prozent (%)
W2.M1. (Intraoperativ prä-Op)	35(106)	33
W2.M2. (Post Tunnel)	46(106)	43
W2.M3. (Visko in Vorderkammer)	53(106)	51
W2.M4. (Aphakie ohne Visko)	25(106)	23
W2.M5. (Aphakie mit Visko)	22(106)	20
W2.M6. (Pseudophakie mit Visko)	44(106)	37
W2.M7. (Pseudophakie ohne Visko)	38(106)	41

Tabelle 15: Intraoperative Ausfallquote- monofokale IOLs.

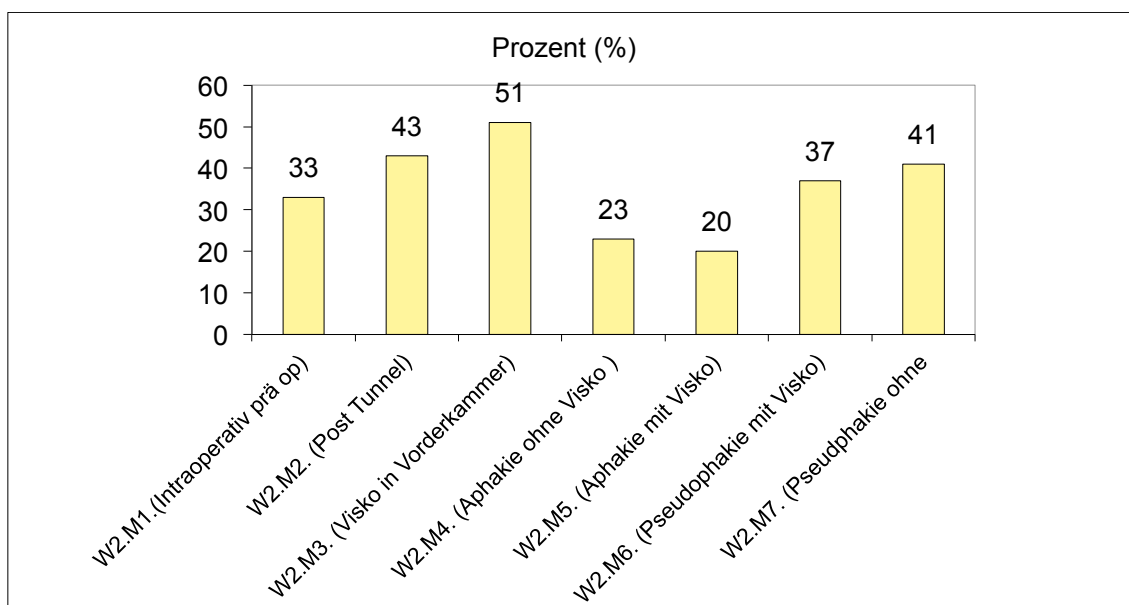


Abbildung 18: Intraoperative Ausfallquote-monofokale IOLs.

WASCA-Ausfallquote zu definierten intraoperativen Messzeitpunkten während der Kataraktoperation und Implantation einer multifokalen IOL

Auffällig ist, dass die Ausfallquote bei den multifokalen IOLs oft geringer ist als bei den monofokalen IOLs; die Messungen mit der nach subjektiven Einschätzung höchsten Qualität sind wie diejenigen in der monofokalen Gruppe die Aphakiemessung ohne und mit Viskoelastikum sowie die Pseudophakie-Messung ohne Viskoelastikum mit jeweils 12,5%.

Die Messungen nach Einspritzen des Viskoelastikums in die Vorderkammer (parallel zu den monofokalen IOLs) und in Pseudophakie mit Viskoelastikum funktionieren nur mit einer Ausfallquote von 31%.

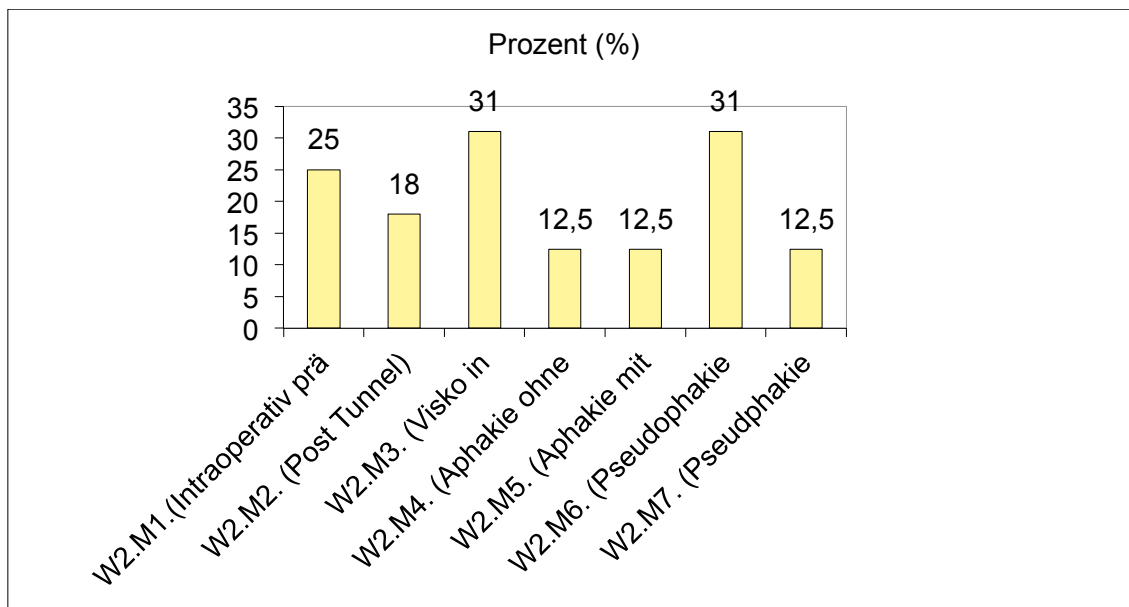


Abbildung 19: Intraoperative Ausfallquote-M-IOLs.

WASCA-Ausfallquote zu definierten intraoperativen Messzeitpunkten während der Kataraktoperation und Implantation einer torischen IOL

Die Ausfallquote liegt mit einer Ausnahme > 65%; die geringste Qualität hat die Aphakie-Messung mit Viskoelastikum und Pseudophakie ohne Viskoelastikum mit 85%.

Die höchste Qualität in dieser Gruppe erreicht die Messung in Pseudophakie mit Viskoelastikum - die Ausfallquote beträgt 50%.

In dieses Studienkollektiv sind zwei Patienten mit einer Keratoplastik eingeschlossen. Zu berücksichtigen ist die geringe Zahl der Operationen (n=6).

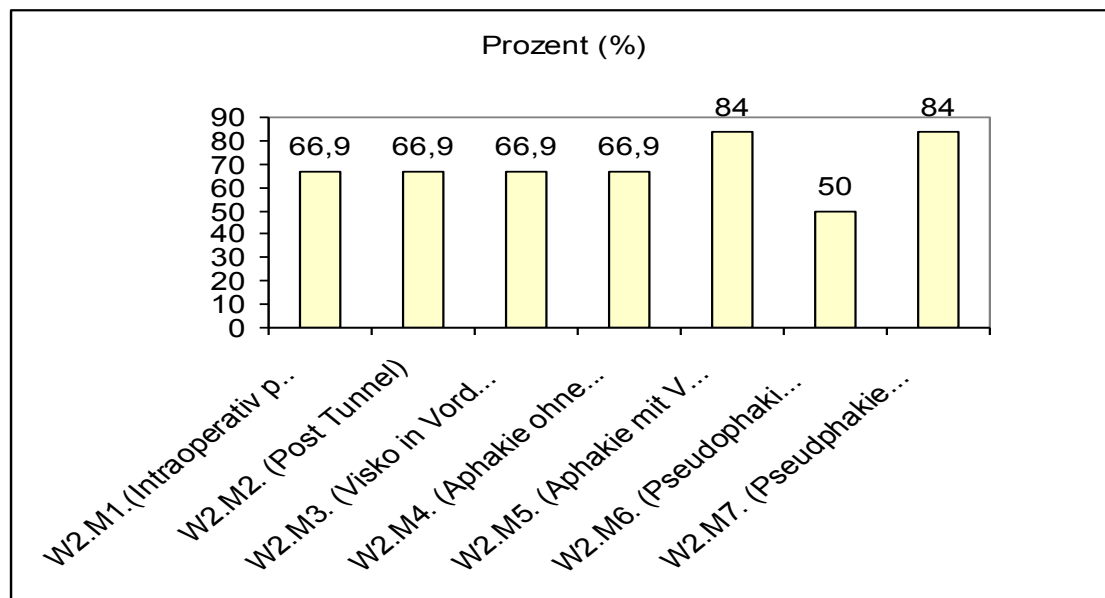


Abbildung 20: Intraoperative Ausfallquote-Torische IOLs.

3.4.5. Vergleich der W2.M7. (Pseudophakie ohne Visko) vs. 1 Monat postoperativ

Dieser Vergleich gilt der Zuverlässigkeit der letzten intraoperativen Messung (Pseudophakie ohne Viskoelastikum). Da keine etablierte, direkte Vergleichsmessung am Ende der OP existiert, sind postoperative Messungen zum Vergleich herangezogen worden. Verglichen worden ist die WASCA Messung am Ende der OP mit der subjektiven Refraktion, bzw. der WASCA Refraktion einen Monat nach Operation. Die Subgruppe besteht aus n=47 (subj. Refra.), bzw. n=48 (WASCA) Patienten. In diese Analyse sind nur WASCA Messungen hoher Qualität (Q1+Q2) eingeschlossen worden.

Eine statistisch signifikante Korrelation ($p < 0,05$) zeigt sich bei der Betrachtung des Zylinders zwischen der WASCA Messung am Ende der OP (W2.M7) und der 1 Monatskontrolle (Korrelationsquotient zwischen dem WASCA-Zylinderwert und Zylinderwert der subjektiven Refraktion $r_{\text{subj Refra}} = 0,59$; Korrelationsquotient zwischen den Zylinderwerten der WASCA-Messungen $r_{\text{WASCA}} = 0,45$). Bei der detaillierten Subgruppenanalyse zeigt sich, dass die Korrelation abhängig von der Stärke des Zylinders am Ende der OP ist: für einen Zylinder < 1 dpt ergibt sich keine signifikante Korrelation, wohingegen für einen Zylinder > 2 dpt ($n = 15$) der Korrelationsquotient $r = 0,69$ beträgt.

Es bestand eine minimale Korrelation des Sphärischen Wertes sowohl im Vergleich WASCA vs. subjektive Refraktion ($r = 0,29$) als auch WASCA vs. WASCA ($r = 0,24$).

Subjektive Refraktion	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler
W2.M7sph	-1,05	47	1,15	0,16
W1.3sph	-0,4	47	1,11	0,16
W2.M7cyl	-1,66	47	1,2	0,17
W1.3cyl	-1,19	47	1,29	0,18
W2.M7achse	97,68	47	54,85	8
W1.3achse	74,06	47	51,66	7,53
W2.M7SE	-1,89	47	1,3	0,19
W1.3SE	-0,63	47	0,82	0,12

Tabelle 16: Vergleich W2.M7 vs. W1.3 (subjektive Refraktion).

WASCA Refraktion	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler
W2.M7sph	-0,78	48	1,51	0,21
W1.3sph	-0,51	48	1,16	0,16
W2.M7cyl	-1,76	48	1,18	0,17
W1.3cyl	-1,31	48	1,05	0,15
W2.M7achse	93,66	48	54,89	7,92
W1.3achse	87,47	48	48,11	6,94
W2.M7SE	-1,67	48	1,58	0,22
W1.3SE	-1,17	48	0,98	0,14

Tabelle 17: Vergleich W2.M7 vs. W1.3 (WASCA-Refraktion).

Subjektive Refraktion	N	Korrelation	Signifikanz
W2.M7sph vs W1.3.sph	47	0,29	0,84
W2.M7cyl vs W1.3.cyl	47	0,58	0
W2.M7achse vs W1.3.achse	47	-0,04	0,77
W2.M7SE vs W1.3.SE	47	0,1	0,49
WASCA Refraktion			
W2.M7sph vs W1.3.sph	48	0,24	0,09
W2.M7cyl vs W1.3.cyl	48	0,45	0
W2.M7achse vs W1.3.achse	48	0,18	0,22
W2.M7SE vs W1.3.SE	48	0,25	0,07

Tabelle 18: Vergleich W2.M7. vs. W1.3: Pearson-Bravais-Korrelationsquotient.

Subjektive Refraktion	N	Δ Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95% Konfidenzintervall der Differenz	Signifikanz
W2.M7sph vs W1.3.sph	46	-1,01	1,58	0,23	(-1,48) (-0,55)	0
W2.M7cyl vs W1.3.cyl	46	-0,47	1,13	0,16	(-0,81) (0,14)	0
W2.M7achse vs W1.3.achse	46	23,61	76,92	11,22	(1,03) (46,20)	0,04
W2.M7SE vs W1.3.SE	46	-1,25	1,47	0,21	(-1,68) (-0,82)	0
WASCA Refraktion						
W2.M7sph vs W1.3.sph	47	-0,27	1,67	0,24	(-0,76)(0,20)	0,25
W2.M7cyl vs W1.3.cyl	47	-0,45	1,18	0,17	(-0,79)(-0,10)	0,01
W2.M7achse vs W1.3.achse	47	6,18	66,15	9,54	(-13,02)(25,39)	0,52
W2.M7SE vs W1.3.SE	47	-0,5	1,63	0,23	(-0,98)(-0,02)	0,03

Tabelle 19: Vergleich W2.M7. vs. W1.3: 95%-Konfidenzintervalle.

Subgruppenanalyse für Zylinder <1 und Zylinder >2

Zylinder <1dpt	N	Korrelation	Signifikanz
W2.M7cyl vs W1.3.cyl	12	-0,32	0,29
W2.M7achse vs W1.3.achse	12	-0,23	0,46
Zylimder >2dpt			
W2.M7cyl vs W1.3.cyl	15	0,69	0
W2.M7achse vs W1.3.achse	15	0,19	0,48

Tabelle 20: Subgruppenanalyse der Zylinderwerte – Pearson-Bravais-Korrelationsquotient.

Zylinder <1dpt	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler
W2.M7cyl	-0,65	12	0,17	0,04
W1.3.cyl	-1,04	12	0,43	0,12
W2.M7achse	77,83	12	55,88	16,13
W1.3achse	86,16	12	59,13	17,07
Zylinder >2dpt				
W2.M7cyl	-3,09	15	1,22	0,31
W1.3.cyl	-1,6	15	1,59	0,41
W2.M7achse	93,4	15	60,23	15,55
W1.3achse	96	15	53,64	13,85

Tabelle 21: Subgruppenanalyse der Zylinderwerte – Mittelwert/Standardabweichung.

3.5. Postoperative Ergebnisse

3.5.1. Reproduzierbarkeit W1.2 (Messung 1 Tag postoperativ)

Die Stichprobe enthält $n = 106$, wovon 60 Messungen auswertbar sind. Die übrigen Messungen ($n=40$) müssen aufgrund der schlechten Messqualität (q5-6) ausgeschlossen werden.

Der Sphärische Wert und das Sphärische Äquivalent zeigen eine sehr gute Reproduzierbarkeit ($r=0,92$ und $r=0,94$). Auch der Zylinder und die Achsenbestimmung zeigen eine gute Korrelation ($r=0,85$ und $r=0,88$).

Hervorzuheben ist auch der Mittelwert von Sphäre und Zylinder mit niedriger Standardabweichung.

N=60	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE
Δ Mittelwert	-0,06	0,00	-2,38	-0,06
Stabw	0,29	0,30	13,45	0,25
Korrelationskoeffizient	0,92	0,85	0,88	0,94

Tabelle 22: Reproduzierbarkeit W1.2. (1 Tag postoperativ).

3.5.2. Reproduzierbarkeit W1.3 (Messung 1 Monat postoperativ)

Sphäre und SE zeigen eine gute Korrelation ($r=0,73$ und $r=0,69$), die Zylinder-Messung eine besonders hohe Übereinstimmung ($r=0,9$) auf.

Diese Messung ist gut reproduzierbar bei einem Mittelwert von Sphäre und Zylinder von 0,0 dpt. und -0,1 dpt. mit einer Standardabweichung von 0,57 dpt. und 0,39 dpt..

Die Achsenbestimmung zeigt eine gute Korrelation sowie eine hohe Standardabweichung, die durch das Einbeziehen aller hauptsächlich niedriger Zylinderwerte zu erklären ist.

N=62	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE
Δ Mittelwert	0,00	-0,10	2,66	-0,05
Stabw	0,57	0,39	25,04	0,54
Korrelationskoeffizient	0,73	0,9	0,7	0,69

Tabelle 23: Reproduzierbarkeit W1.3. (1 Monat postoperativ).

3.5.3. Vergleich der WASCA-Refraktion 1 Monat postoperativ vs. subjektiver Refraktion - monofokale IOLs

Bei diesem Vergleich bestätigt sich eine stabile Korrelation (Sphäre $r=0,75$ und Zylinder $r=0,8$) zwischen der WASCA-Messung und der subjektiv durchgeführten Refraktion. Hervorzuheben ist die Übereinstimmung der Astigmatismus-Werte (Mittelwert=0,11, Stabw=0,07).

Die Achsenbestimmung korreliert am schwächsten ($r=0,42$) mit einer Standardabweichung ($6,14^\circ$) von hoher Genauigkeit.

N= 82	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE
Δ Mittelwert	0,44	0,11	-8,90	0,50
Stabw	0,80	0,07	6,14	0,09
Korrelationskoeffizient	0,75	0,80	0,42	0,68

Tabelle 24: Vergleich W1.3. vs. der subjektiven Refraktion.

3.5.4. Vergleich der WASCA-Refraktion 1 Monat postoperativ vs. subjektiver Refraktion- M-IOLs

In diesem Vergleich zeigt die Achsenbestimmung mit $r=0,98$ die beste Korrelation; die Standardabweichung ist mit $11,7^\circ$ gut, verglichen mit den anderen Ergebnissen.

Sphäre, Zylinder und SE spiegeln eine gute Übereinstimmung wieder ($r=0,65$, $r=0,72$ und $r=0,74$).

Hier sieht man auch eine Myopisierung des sphärischen Wertes (Mittelwert 0,62) im Vergleich der WASCA-Messung vs. der subjektiven Refraktion. Der Mittelwert ist die Differenz des sphärischen Wertes aus beiden Refraktionsverfahren. Das Aberrometer misst um 0,62 dpt. negativere Werte als in der subjektiven Refraktion feststellbar sind.

N= 16	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,62	-0,06	1,31	0,58
Stabw	0,73	0,45	11,7	0,6
korrelationskoeffizient	0,65	0,72	0,98	0,74

Tabelle 25: Vergleich W1.3. vs. der subjektiven Refraktion- M-IOLs.

3.5.5. Vergleich der WASCA-Refraktion 1 Monat postoperativ vs. der Pentacam (Astigmatismus)

1 Monat postoperativ messen wir eine gute Übereinstimmung ($r=0,768$) zwischen subjektiver Refraktion und Pentacam; zwischen der W1.3. WASCA-Messung und der Pentacam-Messung sehen wir einen Korrelationsquotienten von $r=0,718$.

Für den Zylinderwert ergibt sich eine durchschnittliche Differenz zwischen der WASCA und der Pentacam: 1 Monat postoperativ beträgt der Mittelwert -4,93 dpt. ($\pm 3,37$ dpt.). Weiter erhält man eine durchschnittliche Differenz zwischen den Zylinderwerten der subjektiven Refraktion und der Pentacam von -5,02 dpt. ($\pm 3,69$ dpt.).

Daraus folgern wir, dass wir 1 Monat postoperativ fast die gleiche Abweichung (ca. 5 dpt.) zwischen der Pentacam versus der subjektiven Refraktion und der WASCA-Messung haben.

Die Achsenbestimmung zeigt eine Korrelation von niedriger Güte zwischen der WASCA, der subjektiven Refraktion und der Pentacam: 1 Monat postoperativ ergibt sich ein Korrelationsquotient $r=0,151$ (WASCA + Pentacam).

3.5.6. Reproduzierbarkeit W1.4 (WASCA-Messung 3 Monate postoperativ)

Die Reproduzierbarkeit der WASCA-Messung ist drei Monate postoperativ von hoher Qualität; der Korrelationsquotient von Sphäre, Zylinder und Achse liegt $>0,9$.

Die Standardabweichung von Sphäre und Zylinder ist mit $\pm 0,38$ dpt. und $\pm 0,34$ dpt. mittelmäßig, die Standardabweichung der Achse ist mit $15,69^\circ$ hoch.

N= 48	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	-0,06	0,02	1,97	-0,06
Stabw	0,38	0,34	15,69	0,24
Korrelationskoeffizient	0,95	0,94	0,9	0,88

Tabelle 26: Reproduzierbarkeit der WASCA-Messung 3 Monate postoperativ.

3.5.7. Vergleich der WASCA-Refraktion 3 Monate postoperativ vs. der subjektiven Refraktion - monofokale IOLs

Dieser Vergleich verweist auf eine gute Korrelation zwischen der WASCA-Messung und der subjektiven Refraktion. Der Korrelationsquotient von Sphäre und SE ($r=0,69$ und $r=0,73$) schließt darauf. Wir betrachten die Differenz beider Messungen.

Durch den sphärischen Mittelwert (0,67) erkennt man wieder eine Myopisierung der WASCA-Messung um 0,67 dpt. in Bezug auf die subjektive Refraktion.

Der Zylinder-Wert ist in beiden Messungen sehr ähnlich erfasst worden (Mittelwert=0,08 dpt., Stabw=0,51). Die Achsen-Messung lässt nur eine schwache Korrelation ($r=0,41$) zu; es findet sich eine hohe Standardabweichung von fast 50° .

N= 60	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,67	0,08	-8,38	0,71
Stabw	0,83	0,51	49,92	0,75
Korrelationskoeffizient	0,69	0,77	0,41	0,73

Tabelle 27: Vergleich W1.4. vs. der subjektiven Refraktion.

3.5.8. Vergleich der WASCA-Refraktion 3 Monate postoperativ vs. der subjektiven Refraktion- M-IOLs

Die Korrelation von Zylinder und Achse ($r=0,86$ und $r=0,95$) besitzt in diesem Vergleich eine hohe Güte; die Standardabweichung der Achse liegt $<5^\circ$.

Die Übereinstimmung der Sphäre und SE ($r=0,54$ und $r=0,56$) ist mittelmäßig; auch hier zeigt sich, dass die objektive Sphären-Messung um 0,39 dpt. negativer (Myopisierung) misst als die subjektive Refraktion. Bedenkt man die geringen sphärozyklindrischen Werte in der subjektiven Refraktion 3 Monate nach einer Katarakt-Operation, können Ausreißer in der WASCA-Messung einen starken Einfluss haben. So könnte auch diese Differenz der Sphäre zustande kommen.

N= 16	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,39	-0,075	1,18	0,35
Stabw	0,8	0,33	4,78	-0,05
Korrelationskoeffizient	0,54	0,86	0,95	0,56

Tabelle 28: Vergleich der W1.4. vs. der subjektiven Refraktion- M-IOLs.

3.6. Aphakie: optisch-refraktive IOL-Kalkulation

Während unserer intraoperativen WASCA-Messungen hat sich herausgestellt, dass die Aphakiemessung die Messung mit der höchsten Qualität ist, basierend auf unserer Qualitäts-Einteilung der Wellenfront (Q1-Q6). Zur weiteren Charakterisierung der Aphakiemessung haben wir soweit möglich und intraoperativ praktikabel 3 Messungen durchgeführt, um daraus einen Mittelwert für das aphake Sphärische Äquivalent zu bilden. Im Verlauf sind durch Mehrfachmessungen Ausreißer gefiltert worden. In der Literatur existieren einige optisch biometrische IOL-Kalkulationsformeln, die zur Berechnung der Linsenstärke nur das aphake sphärische Äquivalent benötigen. Dieses wurde mit dem portablen Autorefraktor Retinomax (Nikon) gemessen. Im Folgenden haben wir drei Formeln aus der Literatur ausgewählt und mit unseren WASCA-Aphakiemessungen die Linsenstärke kalkuliert:

Ianchulevs allgemeine Formel ($IOL = \text{Aphakes SE} \times 2,01449$) und eine für stark myope Augen ($SE > -4,75 \text{ dpt.}$) erweiterte Fortsetzung ($IOL = \text{aphakes SE} \times 1,3 + 1,45$).

Leccisottis Formel: $IOL = 0,07 (\text{aphakes SE})^2 + 1,27 (\text{aphakes SE}) + 1,22$.

Wong unterscheidet in seinen Formeln bezüglich der Achsenlänge:

$AXL < 25,5 \text{ mm}$: $IOL = \text{aphakes SE} \times 1,97$

$AXL > 25,5 \text{ mm}$: $IOL = 0,015 (\text{aphakes SE})^2 + 1,5 (\text{aphakes SE}) + 1,5$.

Die Formeln von Ianchulev zeigen folgende Ergebnisse: Bei einem präoperativen $SE < -4,75 \text{ dpt.}$ ($n=17$) ergibt sich eine Differenz zwischen der von dem IOL-Master kalkulierten Linse und der errechneten von 0,00 dpt. bis -6,90 dpt.. Das postoperative SE unterteilt sich in 29,4% (5) $\leq 0,25 \text{ dpt.}$, 23,5% (4) $\leq 0,5 \text{ dpt.}$, 29,4% (5) $\leq 1 \text{ dpt.}$, 17,6% (3) $> 1 \text{ dpt.}$. Die Differenzbreite bezieht hier den Nullwert mit ein, so dass es Ergebnisse gibt, bei denen beide Verfahren zum gleichen Ergebnis kommen. Betrachtet man jetzt die durchschnittliche Differenz in den Subgruppen $\leq 0,25 \text{ dpt.}$ von 2,84 dpt. und $> 1 \text{ dpt.}$ von 3,59 dpt., ergibt sich ein enger Zusammenhang zwischen beiden Kalkulationsverfahren in der emmetropen Gruppe. Es gilt zu testen, ob in der Gruppe $> 1 \text{ dpt.}$ die durchschnittlichen 3,59 dpt. Differenz in der Linse zu Emmetropie führen würde.

Bei einem SE $> -4,75$ ($n=41$) erzielen wir Folgendes: Die Differenz zwischen biometrisch ermittelter und errechneter Linse liegt im Bereich von $-0,17 - 5,56$ dpt. Das postoperative SE unterteilt sich in 24,4% (10) $\leq 0,25$ dpt., 19,5% (8) $\leq 0,5$ dpt., 26,8% (11) ≤ 1 dpt., 29,3% (12) > 1 dpt. In den Subgruppen $\leq 0,25$ dpt. und > 1 dpt. erhalten wir einen Mittelwert der Differenz von 1,55 dpt. und 3,69 dpt. Auch hier ist der Unterschied zwischen Biometrie und Ianchulev-Formel in der Gruppe > 1 dpt. am deutlichsten.

Durch Leccisottis Formel erhalten wir diese Ergebnisse ($n=61$): Die Differenz zwischen biometrisch ermittelter und errechneter Linse liegt im Bereich von $-4,30$ bis $-12,29$ dpt. Das postoperative SE unterteilt sich in 26,2% (16) $\leq 0,25$ dpt., 19,7% (12) $\leq 0,5$ dpt., 27,9% (17) ≤ 1 dpt., 26,2% (16) > 1 dpt. Die durchschnittliche Differenz in den Subgruppen $\leq 0,25$ dpt. und > 1 dpt. ergeben 8,55 dpt. und 9,70 dpt.; diese Differenzen sind die höchsten unter allen Formeln. Wenn man der emmetropen Gruppe Hinterkammerlinsen mit einem Unterschied von 8,55 dpt. implantiert hätte, wäre das Ergebnis für die Patienten frustrierend.

Die Formel nach Wong ergibt folgende Ergebnisse:

Bei Augen mit einer Achsenlänge $< 25,5\text{mm}$ ($n=49$) findet sich eine Differenzbreite zwischen der implantierten und berechneten Linse von 0,31 bis $-12,06$ dpt. Betrachtet man die Differenzen (Mittelwert) in der Gruppe $\leq 0,25$ dpt. von 5,34 dpt. und der Gruppe > 1 dpt. von 4,45 dpt., kann man keine deutliche Aussage treffen, bei welcher Gruppe beide Formen der IOL-Kalkulation besser übereinstimmen.

Die implantierte Linse (biometrisch berechnet) führt in dieser Rangfolge zu Emmetropie (bemessen am dem SE 1-3 Monate postoperativ): 26,5% (13) $\leq 0,25$ dpt., 18,4% (9) $\leq 0,5$ dpt., 30,6% (15) ≤ 1 dpt., 24,5% (12) > 1 dpt.

In der modifizierten Formel für extrem lange Augen ($AXL > 25,5\text{mm}$, $n=12$) geht die Differenz zwischen der implantierten und berechneten Linse von $-6,34$ bis $-22,06$ dpt. Diese Differenz ist enorm groß. Zwischen dieser Formel für stark myope Augen und der Biometrie lassen sich keine Werte finden, die annähernd übereinstimmen.

Die erzielte Refraktion (SE), 1-3 Monate postoperativ gemessen, ergibt folgendes: 25% (3) $\leq$ 0,25 dpt., 25% (3) $\leq$ 0,5 dpt., 16,7% (2) $\leq$ 1 dpt., 33,3% (4) $>$ 1 dpt. Schlussfolgernd kann man sagen, dass ein Drittel eine Abweichung von $>$ 1dpt. von der Emmetropie hat. Bei genauerer Betrachtung dieses Drittels sehen wir eine Differenz zwischen implantierter und berechneter Linse von -8,07 bis -18,82 dpt.. Allerdings tritt die maximale Differenz -22,06 dpt. bei einem postoperativen SE von 0,38 dpt. auf. Diese Differenz korreliert schlecht mit dem tatsächlichen Outcome in dieser Gruppe. Der Mittelwert der Differenz zwischen implantierter und kalkulierter Linse liegt in der Gruppe $\leq$ 0,25 dpt. bei 11,38 dpt. und in der Gruppe $>$ 1 dpt. bei 12,03 dpt., so dass keine Korrelation zwischen beiden Verfahren zu sehen ist. Wenn einem Emmetropen eine neue Linse mit einem Unterschied von 11,38 dpt. implantiert werden würde, wäre das Ergebnis ethisch nicht mehr vertretbar.

Fazit ist, dass die Aphakie-Kalkulation zur IOL- Bestimmung bei diesen Studiendaten mit der Ianchulev Formel noch am besten funktioniert hat, während die Wong- und Leccisotti-Formeln große Sprünge zu den biometrisch errechneten Linsen gezeigt haben. Allerdings ist die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der IOL Kalkulation mit den bekannten Formeln als nicht ausreichend zu bewerten. Es bleibt zu eruieren, ob die Ursache für diesen mismatch die Formeln selbst sind oder das aberrometrisch erhaltene aphake SE.

Die Tabellen finden sich in dem Tabellenverzeichnis.

3.7. Astigmatismuskorrektur

Die Astigmatismuskorrektur (LRI) ist während einer Katarakt-Operation (monofokale IOLs) vor dem Tunnelschnitt durchgeführt worden; Grundlage für die Schnittführung ist die Hornhauttopographie (Pentacam). In der untenstehenden Graphik sind vier Patienten aus einem Kollektiv n=16 in ihrem Astigmatismusverlauf dargestellt. Bei den anderen konnten nicht alle Datenpunkte erhoben werden. Der präoperative Astigmatismus liegt < 1dpt.

Nach der LRI kommt es direkt nur bei einem Patienten zu einer Reduktion des Zylinders (0,66 dpt. auf 0,18 dpt.); bei den anderen 3 Patienten führt die Intervention zu einem Anstieg von 0,31 dpt. auf 2,29 dpt., 0,37 dpt. auf 0,73 dpt. und von 0,83 dpt. auf 0,95 dpt..

In Aphakie kommt es bei allen vier Patienten zu einem enormen Anstieg, so dass die Zylinder-Bestimmung während der Aphakie keine genaue Aussagekraft zulässt, da keine andere Manipulation am Auge getätigt wird als während der ganzen Operation.

In Pseudophakie mit Viscoelastikum steigt bei zwei Probanden der Zylinder deutlich an (0,66 dpt. auf 2,06 dpt. und 0,83 dpt. auf 2,28 dpt.); nur bei einem Patienten sinkt der Wert von 0,31 dpt. auf 0,22 dpt..

1 Monat postoperativ kommt es bei zwei Patienten zu einer Senkung des Zylinders (0,66 auf 0,63 dpt. und 0,31 auf 0,28 dpt.); bei den anderen zwei Studienteilnehmern kommt es einmal zu einer Verdopplung des Zylinders (0,37 auf 0,61 dpt.) und bei dem anderen zu einem Anstieg von 0,83 auf 1,12 dpt..

In zwei Fällen hat der LRI zu einer Astigmatismuskorrektur geführt.

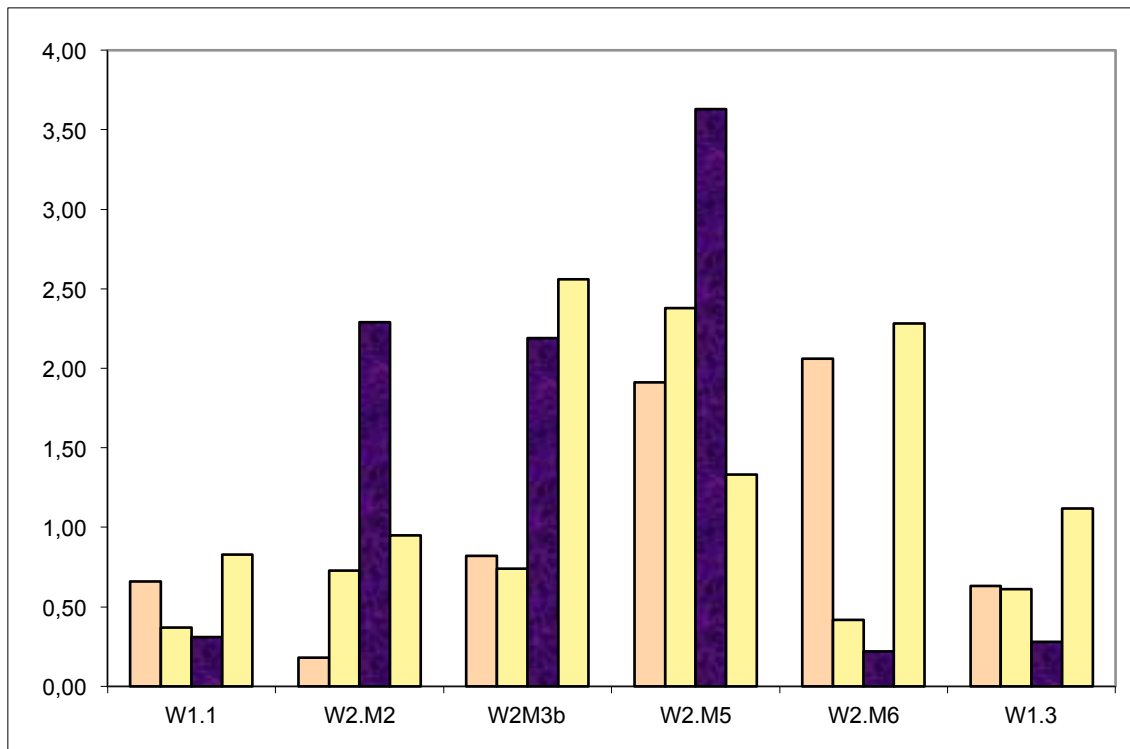


Abbildung 21: Astigmatismusverlauf nach LRI (4 Katarakt-Patienten)

Cyl (dpt)	Cyl (dpt)	Cyl (dpt)	Cyl (dpt)	Cyl (dpt)	Cyl (dpt)
W1.1	W2.M2	W2.M3b	W2.M5	W2.M6	W1.3
0,66	0,18	0,82	1,91	2,06	0,63
0,37	0,73	0,74	2,38	0,42	0,61
0,31	2,29	2,19	3,63	0,22	0,28
0,83	0,95	2,56	1,33	2,28	1,12

Tabelle 29: Astigmatismusverlauf (n=4).

N=4	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,69	0,31	5,25	0,85
Stabw	1,04	0,53	59,55	1,2
Korrelationskoeffizient	0,84	0,62	0,59	0,86

Tabelle 30: Vergleich W1.3. vs. der subjektiven Refraktion.

N=4	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,86	-0,05	-11,25	0,83
Stabw	0,75	0,36	12,26	0,85
Korrelationskoeffizient	0,9	0,65	0,56	0,89

Tabelle 31: Vergleich W1.4. vs. der subjektiven Refraktion.

3.8. Referenzgruppe

Die Referenzgruppe setzt sich aus 14 gesunden Probanden (Frauen:Männer 9:5) ohne intraokulare Erkrankungen zusammen; das durchschnittliche Alter beträgt 33,9 Jahre (Stabw 13,16 Jahre). Sie haben sich am UKE bezüglich refraktiver Chirurgie (LASIK) behandeln lassen. Der mittlere subjektive sphärische Wert in dieser Gruppe ergibt -0,41 dpt. (Stabw 3,16 dpt.).

3.8.1. Vergleich der subjektiven Refraktion mit der präoperativen WASCA-Messung

Die Korrelationsquotienten von Sphäre ($r=0,98$), Zylinder ($r=0,97$) und SE ($r=0,97$) zeigen eine sehr hohe Übereinstimmung; und auch die Korrelation der Achsenbestimmung ist sehr genau ($r=0,92$).

Subjektive Refraktion und WASCA-Messung differieren durchschnittlich beim sphärischen Wert um 0,5 dpt (+/- 0,6 dpt.); besonders genau ist die Zylindermessung -0,08 dpt. (+/- 0,35 dpt.) und auch die Achse liegt nur 6,5° (+/- 26,4°) im Mittel auseinander.

N=28	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	0,50	-0,08	6,5	0,467
Stabw	0,62	0,35	26,38	0,65
Korrelationskoeffizient	0,98	0,97	0,92	0,97

Tabelle 32: Vergleich der präoperativen WASCA-Messung vs. der subjektiven Refraktion.

3.8.2. Reproduzierbarkeit der präoperativen WASCA-Messung

In diesem gesunden Kollektiv sieht man eine bestmögliche Übereinstimmung mit einem Korrelationsquotienten von Sphäre $r=1$ und SE $r=1$ genauso wie von der Astigmatismus- und Achsenbestimmung (jeweils $r=0,99$).

Mittelwerte von Sphäre und Zylinder betragen 0,02 dpt. ($\pm 0,12$ dpt.) und auch die Achsenmessung zeigt eine sehr gute Reproduzierbarkeit mit einem Mittelwert von $0,51^\circ$ ($\pm 3,66^\circ$).

Es sind drei Messungen zeitlich hintereinander durchgeführt worden.

N=28	Sph (dpt)	Cyl (dpt)	Achse (°)	SE (dpt)
Δ Mittelwert	-0,02	0,02	0,51	-0,01
Stabw	0,12	0,12	3,66	0,15
Korrelationskoeffizient	1	0,99	0,99	1

Tabelle 33: Reproduzierbarkeit der präoperativen WASCA-Messung.

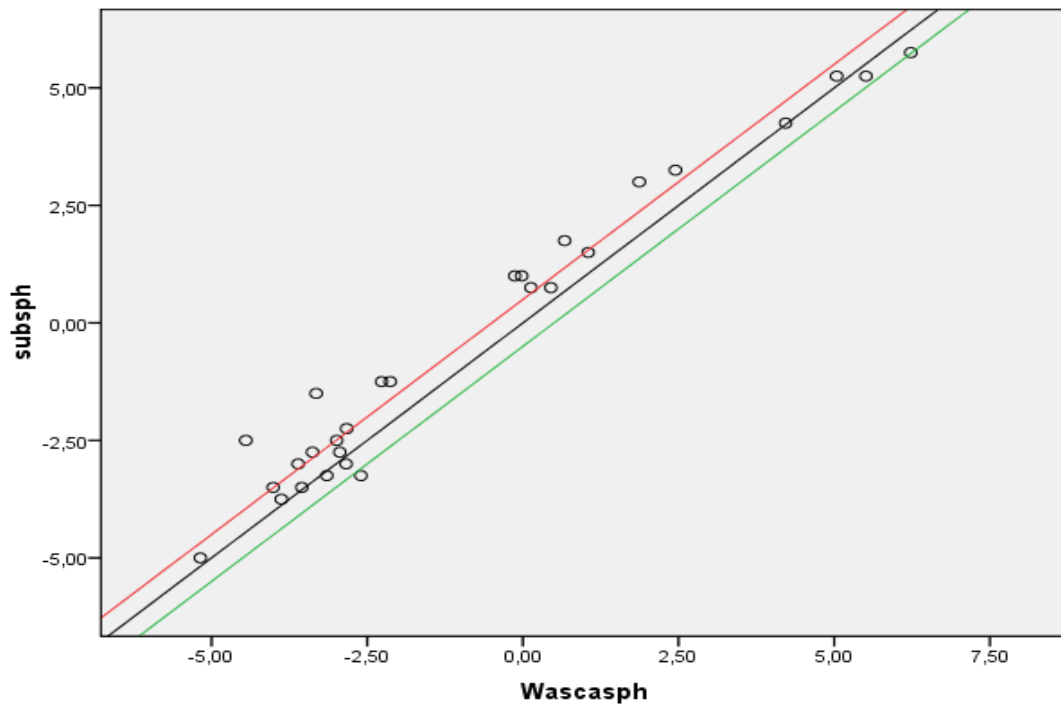


Abbildung 22: Betrachtung der Sphäre im Vergleich der subjektiven Refraktion vs. W.1.1-Referenzgruppe.

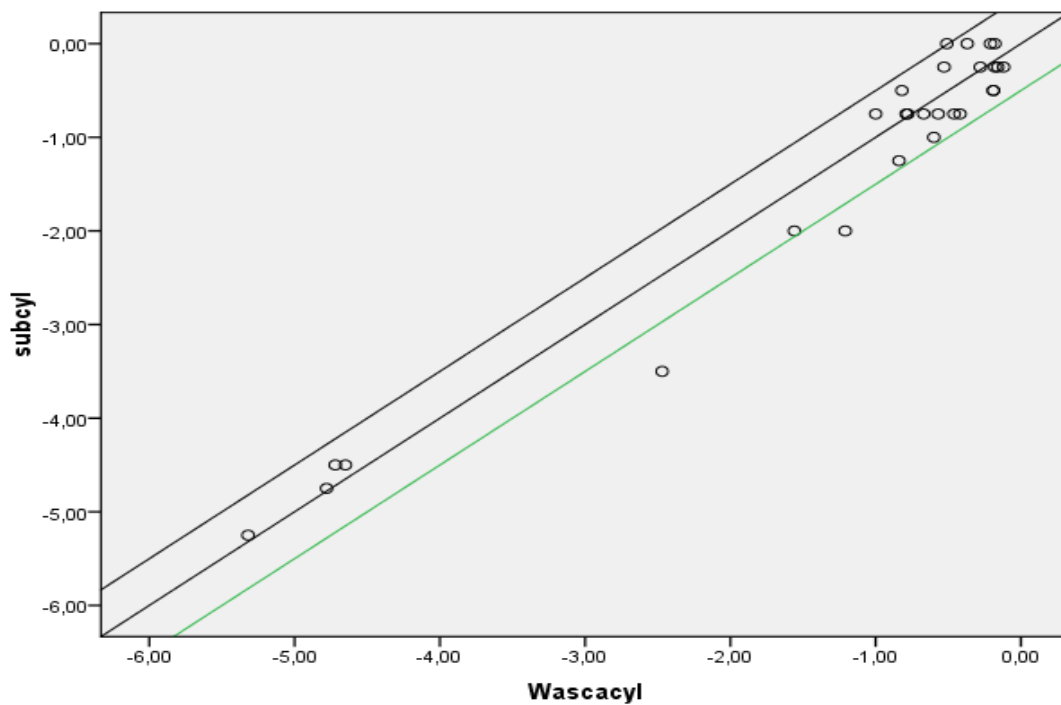


Abbildung 23: Betrachtung des Zylinders im Vergleich der subjektiven Refraktion vs. W1.1.-Referenzgruppe.

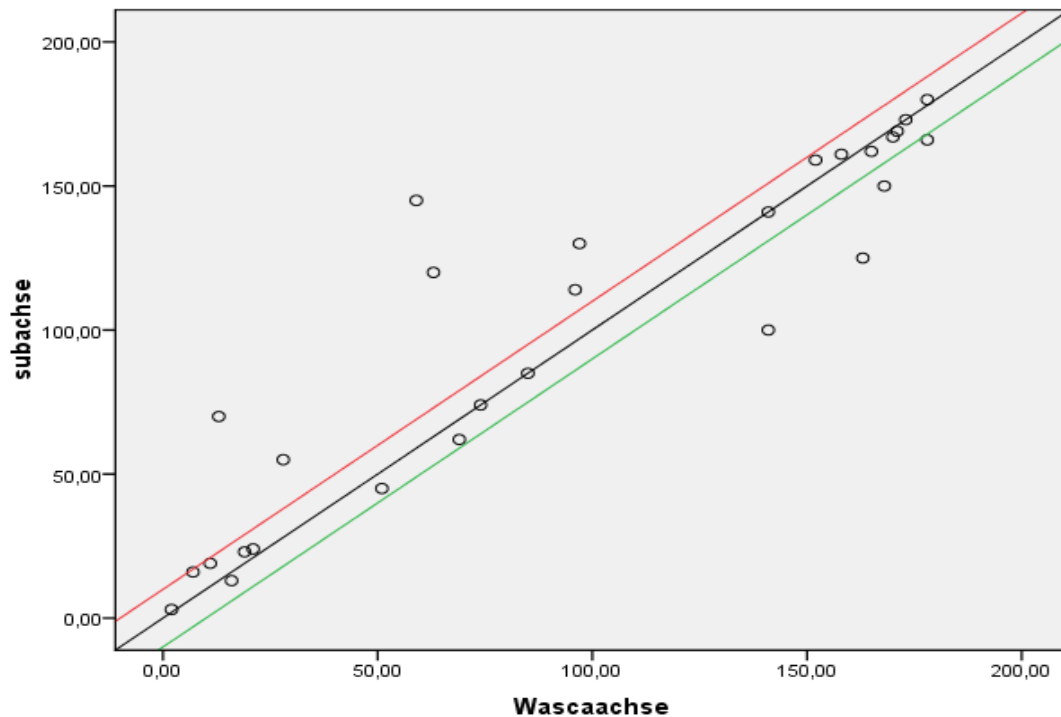


Abbildung 24: Betrachtung der Achse im Vergleich der subjektiven Refraktion vs. W1.1.-Referenzgruppe.

3.9. Schwer-/Nicht messbare Erkrankungen/Operationen

Messschwierigkeiten haben sich bei Patienten mit schweren, irregulären Hornhauterkrankungen ergeben, so dass aufgrund hoher Ausfallquoten und fehlender Reproduzierbarkeit keine statistisch auswertbaren Daten erhoben werden konnten.

Bei Hornhaut transplantierten Augen (Keratoplastik oder Fadenentfernung nach KP) konnte mit der WASCA weder prä-/ und postoperativ eine Messung durchgeführt werden noch während der Operation verschiedene Messpunkte aufgezeichnet werden. Nach wenigen Patienten und nach Ausschluss sämtlicher Fehlerquellen (z.B. Intensität des WASCA-Lichtstrahls, Befeuchtung, Augenposition) haben wir diese Fälle in der Studie nicht weiter verfolgt.

4. Diskussion

Die Genauigkeit (accuracy) eines neuen Messverfahrens z.B. Wellenfrontanalyse wird durch den Vergleich mit dem Goldstandard (subjektive Refraktion) beschrieben. Zur Beschreibung der Präzision (precision) eines neuen Messverfahrens wird die Abweichung von Wiederholungsmessungen (repeatability) sowie die Verlässlichkeit der Messungen (reliability) herangezogen.

4.1. Subjektive Refraktion

Die subjektive Refraktion wird unter hellen Lichtbedingungen und spielender Pupille durchgeführt. Die Untersuchung ist nicht immer oder nur schwer durchführbar bei Patienten mit stark vermindertem Visus bei zum Beispiel fortgeschrittener Katarakt oder einer begrenzten Mitarbeit der Patienten gewesen.

4.2. Wellenfrontanalyse

Das klinische Einsatzgebiet der Wellenfrontanalyse liegt heutzutage vor allem in der wellenfrontgeführten oder -optimierten refraktiven Chirurgie, die hauptsächlich von jungen Erwachsenen mit klaren Medien und ohne vorherige Augenoperationen in Anspruch genommen wird. Die Patienten unserer Studie sind in einem Alter, in dem sich die Medien durch z.B. Katarakt getrübt haben und auch noch andere altersbedingte Augenerkrankungen der Hornhaut vorliegen können, so dass teilweise Schwierigkeiten bei der WASCA-Messung schon präoperativ aufgetreten sind. Die geringere Pupillengröße mit zunehmendem Alter kann die WASCA-Messung zusätzlich erschweren. Die Relaxation der Pupille in Dunkelheit ist bei älteren Menschen geringer ausgeprägt.

Mihashi et al. (2006) können in einer Studie zur Veränderung der Wellenfrontmessung durch eine Katarakt zeigen, dass eine verdichtete Linse ($n=17$, PSF $81.8 \pm 65.2\mu\text{m}$) deutlich von gesunden Augen ($n=7$, PSF $9.3 \pm 4.3\mu\text{m}$), aber auch von Keratokonus-Augen ($n=22$, PSF $30.0 \pm 20.1\mu\text{m}$) durch Hartmann-Shack-Aberrometrie abgegrenzt werden kann.

Weiter gibt es eine signifikante Erhöhung der totalen okulären HOA in Augen mit einer Katarakt, während es keinen Unterschied in kornealen HOA zwischen gesunden und getrübten Augen gibt. Dies legt nahe, dass die HOA vor allem aufgrund der lokalen Medientrübung der Linse steigen.

Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der durchschnittlichen Linsendichte und den HOA in Augen mit Katarakt, so dass man nicht sagen kann, dass je dichter die Katarakt umso höher die HOA sind (Kuroda T et al. 2002). In Zahlen steigen bei einer nukleären Katarakt die totalen Aberrationen um das Sechsfache und die HOA um das 21fache in Bezug zur Kontrollgruppe. Eine nukleäre Katarakt führt hauptsächlich zu einem Anstieg von Defokus und Sphärischer Aberration (Wali et al. 2009).

Auch das Alter an sich hat verschiedene Effekte auf unser Sehen. Das Durchschnittsalter (68,5 Jahre) der Katarakt-Patienten in unserer Studie, denen eine monofokale IOL implantiert worden ist, muss deshalb berücksichtigt werden. Jahnke et al. (2006) können in ihrer Studie zeigen, dass steigendes Alter zu einer deutlichen Erhöhung der gesamten okulären Aberrationen führt; besonders der HOA der dritten und vierten Ordnung sowie zu einem zehnfachen Anstieg der Koma-Aberration. Dieses wird von der Arbeitsgruppe auf den Effekt der Linsenveränderung zurückgeführt. Eine weitere Gruppe um Athaide et al. (2009) sieht den gleichen Effekt: Ein Anstieg der HOA und der sphärischen Aberration in Bezug zum wachsenden Alter. Veränderungen der Hornhaut-Aberrationen sind nicht signifikant, so dass auch hier die Linsentrübung im Mittelpunkt der Erklärung der Veränderungen steht.

Vergleicht man das monofokale Kollektiv (68,5 Jahre) mit der M-IOL-Gruppe (53,2 Jahre), so ist diese durchschnittlich 15 Jahre jünger. Die Patienten mit Multifokallinsen-Implantation sind aufgrund klarer Medien und einer niedrigeren Prävalenz von Vorerkrankungen als weitere Vergleichsgruppe ausgewählt worden. Auffällig ist, dass besonders die intraoperative Ausfallquote bei den multifokalen IOLs oft geringer ist als bei den monofokalen IOLs. Die niedrigste Quote zeigt in der M-IOL-Gruppe die Aphakiemessung ohne und mit Viskoelastikum sowie die Pseudophakie-Messung ohne Viskoelastikum mit jeweils 12,5%. In der monofokalen Gruppe beträgt die Ausfallquote der Aphakiemessung mit Viskoelastikum schon 20%.

In der höheren Altersgruppe ergibt sich beispielweise bezüglich dem sphärischen Äquivalent (präoperativ) eine hohe Korrelation zwischen subjektiver Refraktion und WASCA ($r=0,917$). In der jüngeren Kohorte ist die Übereinstimmung der Sphäre und SE ($r=0,99$) noch stärker ausgeprägt.

Der Unterschied der beiden Kohorten liegt sicher nicht nur im Alter. Um die Stärke des Einflusses abklären zu wollen, müsste man weitere Studien anschliessen.

Berio et al. (2010) untersuchen in einem Studienkollektiv ($n=46$, 20-77 Jahre) den altersabhängigen Effekt der okulären und kornealen Aberrationen. Der Root mean square (RMS) der okulären und kornealen HOA steigt $0.0032 \mu\text{m}/\text{Jahr}$ und $0.0015 \mu\text{m}/\text{Jahr}$ an. Während in der jungen Gruppe der korneale RMS signifikant höher als der gesamte RMS ist, was durch Kompensationsmechanismen der inneren Augenoberflächen erklärt wird, gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen dem kornealen und okulären Wert in der älteren Gruppe. Die okuläre sphärische Aberration ($0.0011 \mu\text{m}/\text{Jahr}$) und die horizontale Koma ($0.0017 \mu\text{m}/\text{Jahr}$) steigen langsam mit dem Alter an. Der RMS der inneren okularen Strukturen bleibt auch in zunehmendem Alter stabil ($p = 0.50$). Im Fazit erklärt auch diese Studiengruppe den Zuwachs der HOA mit der strukturellen Veränderung der Augenlinse.

4.2.1. Schwer durchführbare Messungen: WASCA→Vor-/Nachuntersuchungen

Während der Vor-/Nachuntersuchungen ist uns vor allem aufgefallen, dass Augen mit schwerwiegenden Irregularitäten der Hornhaut z.B. nach einer Keratoplastik nicht zu messen sind, so dass wir keine fundierten Ergebnisse zu diesen Augenerkrankungen sammeln konnten.

Weitere Ursachen einer erschwerten oder einer Unmöglichkeit der Messung beinhalten einen nicht ausreichend stabilen Tränenfilm oder -qualität, eine fortgeschrittene Linsentrübung, mangelnde Mitarbeit des Patienten und auch nicht ausreichende Mydriasis. Eine dichte, sehr weit fortgeschrittene Katarakt ist unabhängig von der Messintensität nicht zu messen.

Thibos and Hong (1999) können in einer Studie über die Durchführbarkeit der Aberrometrie mittels Hartmann-Shack-Sensor zeigen, dass Veränderungen des Auges wie Keratokonus, Katarakt, trockenes Auge oder stattgehabte LASIK einen Verlust von Daten verursachen und trotzdem die Messung in aller Regel möglich ist.

Eine aktuelle Studie (Zarei-Ghanavati et al. 2011) hat den Einfluss einer Makulaerkrankung auf die durch einen Hartmann-Shack-Aberrometer gewonnenen Aberrationsfehler untersucht: Signifikant steigen die HOA und das Trefoil an.

Unsere Messungen sind nach einem Zwinkern des Patienten aufgenommen worden, um die Stabilität des Tränenfilms und eine verringerte Dispersion sicher zu stellen. Empfohlen werden 3-5 Sekunden nach dem Blinken (Hagyo et al. 2009).

Auch die Fähigkeit, das Auge ruhig im Fokus zu halten, beeinflusst die Messungen. Augenbewegungen haben einen signifikanten Einfluss auf astigmatische Aberrationen, vor allem bei einer Adduktion-Bewegung. Generell haben horizontale Bewegungen einen größeren Einfluss als vertikale (Lemm et al. 2010).

4.2.2. Schwer durchführbare Messungen: APC-W Aberrometer→ Intraoperativ

In der vorliegenden Studie haben wir jeden Schritt einer Katarakt-Operation mit einer aberrationsgestützten WASCA-Refraktionsmessung verfolgt. Im Verlauf der Studie kristallisiert sich heraus, dass besonders die Aphakiemessungen gut reproduzierbar sind.

Intraoperative Ausfallquote:

Als Ausfallquote wird der prozentuale Anteil von Q6-Messungen definiert. Bei einer Q6 Messung war trotz wiederholtem Versuch keine Messung möglich ist.

In dieser Studie existiert insgesamt eine hohe intraoperative Ausfallquote. Bei den monofokalen Linsen zeigen sich Spitzenwerte von 51%, bei den M-IOLs deutlich besser mit 31% und sehr hoch bei den torischen IOLs (n=6, inklusive 2 KP) mit >65%.

Zwei von den intraoperativen Messungen waren bei den monofokalen IOLs und den M-IOLs zuverlässig durchzuführen: Die Aphakiemessung ohne und mit Viskoelastikum mit jeweils einer Ausfallquote von 23% und 20% (monofokale IOLs) und 12,5% (M-IOLs). Interessant ist, dass die Aphakie-Messung mit Viskoelastikum bei den torischen IOLs zu den schlechtesten Messungen gehört (Ausfallquote >85%).

Die Messungen nach dem Tunnelschnitt (monofokale IOLs), Einspritzen des Viskoelastikums in die Vorderkammer (monofokale IOLs, M-IOLs) sowie die Messung in Pseudophakie mit (M-IOLs)/ohne (monofokale IOLs) Viskoelastikum weisen eine hohe Ausfallquote auf. Allerdings gehört die Pseudophakie-Messung ohne Viskoelastikum mit 12,5% zu den hochwertigsten Messungen bei den M-IOLs.

Das Auffüllen der Vorderkammer mit Viskoelastikum kann die Spannung der Hornhaut variieren und für einen veränderten Lichtstrahl sorgen.

Auffällig ist, dass die Ausfallquote bei den M-IOL-Operationen deutlich geringer ist als bei den monofokalen IOLs, was man auf den Altersunterschied und auf fehlende Vorerkrankungen/Voroperationen (Linsentrübung) zurückführen kann.

Die hohe Ausfallquote am Ende der Operation (Pseudophakie ohne Viskoelastikum) könnte neben anderen Faktoren z.B. durch die Enfaltungszeit der Kunstlinse bedingt sein.

Eine hypothetische Ursache für den Unterschied der Ausfallquote zwischen monofokaler und multifokaler IOL könnte im Linsendesign vermutet werden: Im Gegensatz zur monofokalen IOL (Acrysof SA60AT) mit Bügelhaptiken handelt es sich bei der Multifokallinse um ein Plattenhaptikdesign (AcriTORBI). Diese Hypothese bedarf einer detaillierten Analyse durch weitere Messungen. Bei den torischen IOLs ist die Ausfallquote mit einer Ausnahme > 65%. Die Aphakie-Messung mit Viskoelastikum und Pseudophakie ohne Viskoelastikum zeigen die höchste Ausfallquote mit jeweils 85%. In dieses Studienkollektiv (n=6) sind zwei Patienten nach einer Keratoplastik eingeschlossen.

Eine klare Aussage bezüglich Zuverlässigkeit, Reproduzierbarkeit und Korrelation mit postoperativer Refraktion ist in dem begrenzten Kollektiv nach Implantation einer torischen Linse nicht möglich. In zukünftigen Studien ist eine größere Fallzahl geeigneter Patienten erforderlich.

Qualitätsvergleich der WASCA-Messungen bezüglich unterschiedlicher Variablen:

In dem Qualitätsvergleich der WASCA-Messungen ist die Qualität bezüglich der Zeit, des Alters (>50 Jahre) und des Visus ($\text{Visus} > 0.7$) untersucht worden.

Auf die Zeit bezogen zeigt sich, dass es eine Eingewöhnungsphase/Erprobungsphase gegeben hat; die Qualität ist in der ersten Zeit (Monat 1-3) etwas geringer als im gesamten Zeitraum. Bei den postoperativen Messungen gibt es diesen Effekt schon nicht mehr; die Messungen Tag 1 postoperativ und Monat 1 postoperativ gleichen sich in beiden Gruppen. Besonders die Qualität der Aphakiemessungen mit/ohne Viskoelastikum ist während der Studienzeit deutlich besser geworden. Genauso einen Sprung macht auch die erste intraoperative Messung vor Schnittbeginn und die letzte Messung, Pseudophakie ohne Viskoelastikum.

Im Qualitätsvergleich bezüglich des Visus c.c. ergibt sich als genereller Trend eine schlechtere Qualität der Messpunkte in der Gruppe Visus cc < 0.7 . Dieses entspricht den Erwartungen, da aufgrund dichter Trübungen, irregulärer Hornhaut oder anderen Vorerkrankungen die Messfähigkeit des WASCA-Aberrometers eingeschränkt ist.

Basierend auf unserer subjektiv visuellen Qualitätseinteilung der Messungen (Q1-Q6) ergeben sich deutliche Qualitätsunterschiede von >1 Punkt (subjektive Skala): Präoperativ lässt sich erkennen, dass Patienten mit einem korrigierten Visus < 0.7 um 0,9 schwieriger zu messen sind als Patienten mit einem korrigierten Visus > 0.7 . Eine deutliche Differenz zwischen den beiden Studiengruppen ($\text{Visus} > 0.7$ vs. $\text{Visus} < 0.7$) zeigt sich bei den Messungen nach dem Tunnelschnitt (Q-Differenz 1,25), nach Eingabe von Viskoelastikum in die Vorderkammer (Q-Differenz 1,25) und der Aphakiemessung (Q-Differenz 1,2).

Der korrigierte Visus bei unseren Kataraktpatienten und damit indirekt die Transparenz der optischen Medien haben demnach (wie zu erwarten) einen Einfluss auf die Messbarkeit durch ein Wellenfrontaberrometer präoperativ, aber auch intraoperativ. Eine mögliche Erklärung für die deutliche Differenz kann die längere Phakozeit bei schlechterem Ausgangsvisus sein. Postoperativ (Trübung der Linse entfernt) verringert sich die Differenz hinsichtlich Qualität der Messungen (vor allem Monat 1 und Monat 3 postoperativ) in beiden Gruppen. Der Unterschied zwischen beiden Gruppen beträgt 0,3.

Die Messungen mit höchster Qualität sind in beiden Visus-Gruppen die Aphakiemessung mit/ohne Viskoelastikum mit einem Unterschied allerdings von 1,2 und 1,1 Punkten. In der Visus-Gruppe $<0,7$ ergibt die WASCA Messung (3 Monate nach Katarakt-Operation) eine durchschnittliche Qualitätsstufe von 2,2 und somit eine höhere Qualität im Vergleich zu präoperativ. Dies ist auf die Entfernung der getrüben Linse und Verbesserung der Transmission zurückzuführen.

Der Qualitätsvergleich bezüglich des Alters zeigt als generelle Tendenz, dass die Gruppe <50 Jahren eine konstant höhere Qualität um 0,1-0,2 Punkte besitzt.

Die höchste Qualität der Messungen wird in der Gruppe >50 Jahre während der beiden Aphakiemessungen und der postoperativen Messung nach Monat 3 erreicht. In der Gruppe <50 Jahren ergibt sich die beste Qualität während der gleichen Messpunkte.

Im Vergleich der Qualität zeigt sich sowohl in dem Alters- als auch in dem Visusvergleich, dass die Aphakiemessungen konsistent zu den qualitativ wertvollsten Messungen gehören.

Zur Reduzierung der Anzahl schwer durchführbarer WASCA-Messungen können folgende Änderungsvorschläge beitragen:

Da in diesem Aberrometer kein Fixationslicht integriert ist, ist es sehr schwer für den Patienten zu wissen, wo er hinschauen soll, um den gewünschten 90° -Winkel zwischen Auge und Messgerät herzustellen.

Der Operateur hat auch keine bessere Möglichkeit diesen Winkel aufzusuchen, als sein Mikroskop circa in diesem Winkel auszurichten (Fundusrot-Reflex), so dass Schwankungen unausweichbar sind. Ein apparativer Verbesserungsvorschlag wäre, ein Fixationslicht einzurichten, dass entweder trotz Mikroskoplicht gesehen werden kann oder mit Pause und Licht aus erkannt werden kann. Weiter wäre es von Vorteil, wenn der Arzt eine Kontrollmöglichkeit dieses Winkels direkt am Mikroskop hätte.

In Zukunft ist auch eine Messung und Speicherung der Fixation ohne Licht zu Beginn der OP denkbar. Diese Position könnte automatisch bei Folgemessungen wieder „angesteuert“ werden.

Das WASCA-Aberrometer emittiert infrarotes Licht mit dem Vorteil, dass es im nicht sichtbaren Bereich liegt und so den Patienten nicht irritiert und damit nicht zu einer Pupillenverengung führt. Der Nachteil liegt darin, dass das gemessene Ergebnis in Wellenlängen sichtbaren Lichtes durch theoretische Modelle konvertiert werden muss. Die größte Fehlerquelle des Auges liegt in dem sphärischen Fehler, so dass bei Änderung der Wellenlänge hauptsächlich der Defokus beeinflusst wird (Larry, Thibos 2004).

Eine elegante Lösung wäre ein Autofokusbereich, in dem das Gerät sich die beste Wellenfront aussucht und automatisch auslöst oder dem Operateur anzeigt, jetzt auszulösen.

Irreguläre Hornhautfehler zum Beispiel nach Hornhauttransplantation konnten in unserer Messserie nicht evaluiert werden, da keine verwertbare Wellenfront vom Gerät detektiert werden konnte.

Außerdem müssen eine ausreichende Befeuchtung der Hornhautoberfläche und Tonisierung des Auges während der Operation gewährleistet sein.

Selten kommt es auch vor, dass der Messbereich überschritten wird; dies passiert bei sehr hoher Myopie und/oder hohem Astigmatismus.

Schlussendlich hat auch die Kooperation zwischen dem Operateur und dem WASCA-Bediener einen Einfluss auf das Ergebnis, so dass am Ende der Produktentwicklung eine Messung ohne zusätzliche Person anzustreben ist.

Cervino et al. (2007) haben in einer Studie zur Bestimmung der Operateur induzierten Fehler mit Modellaugen festgestellt, dass bei einer Änderung der Augenposition und dabei Verschiebung des Winkels signifikante Fehler, hauptsächlich bei der Bestimmung von HOA (Koma) auftreten sowie bei einer Neuausrichtung des Modellauges die Standardabweichung um das Dreifache ansteigt bezüglich der Messung ohne diese Anordnung.

In dieser Untersuchung haben wir festgestellt, dass vor allem die letzte Messung am Ende der Operation eine hohe Unregelmäßigkeit aufweist. Ein Grund dafür könnte die Entfaltungszeit der Linse sein, wodurch die Lichtstrahlen der WASCA abgelenkt werden, neben den anderen vermutlichen Gründen wie Augeninnendruck, Veränderung der Refraktion durch Hydratation der Parazentesen/ Tunnel, Tränenfilm und Fixation.

4.2.3. Vergleich sitzend und liegend

In dieser Studie vergleichen wir die mit der WASCA gewonnene präoperative Refraktion mit der ersten intraoperativen Refraktion. Diese findet bereits unter operativen Bedingungen statt, d.h. die Pupille ist in maximaler Mydriasis und das Auge wird durch eine Lidsperre aufgehalten. Des Weiteren ist der Patient der Stresssituation eines invasiven Eingriffes ausgesetzt.

Einflussfaktoren wie der intraokulare Druck, Zyklotorsion, die Schwerkraft oder auch der Tränenfilm spielen eine Rolle bei den gemessenen Unterschieden. Der Tränenfilm entspricht durch das fehlende Zwinkern nicht den physiologischen Bedingungen.

Der Augeninnendruck ist im Liegen höher als im Sitzen, wobei der Einfluss der Schwerkraft höher ist als der des Augendruckes (Kawamorita 2006).

Der mittlere sphärische Wert im Liegen weist positivere Werte (Δ Mittelwert = -0,92) als im Sitzen auf in dem Vergleich beider WASCA-Messungen. Dies entspricht einer leichten Hyperopisierung.

Dobos et al. (2009) postulieren, dass eine Myopisierung bei weiter Pupille der sphärischen Aberration zugeschrieben wird und dass sie bei Menschen mit hoher sphärischer Aberration stärker ausgeprägt ist.

Es findet sich für die Zylinder- und Achsenbestimmung nur eine geringe Korrelation ($r=0,35$ und $r=0,34$) zwischen sitzender WASCA Messung präoperativ und liegender Messung intraoperativ. Die Zyklorotation des Auges sorgt für eine Achsendrehung zwischen sitzender und liegender Position. Hori-Komai et al. (2007) finden eine absolute Achsendrehung von $2,33^\circ \pm 1,16^\circ$ (Range $0-6,21^\circ$). Allerdings besteht deren Patientengut aus gesunden, jungen Patienten (Alter $33,5 \pm 8,0$ Jahre) im Gegensatz zu unserem Studienkollektiv mit Katarakt und höherem Durchschnittsalter (68,5 Jahre). Smith et al. (1994) konnten keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Zylinderachse zwischen einem sitzenden und liegenden Patienten erkennen. Allerdings haben 25% von 50 Augen eine Achsenveränderung von $7-16^\circ$.

4.2.4. Limbus relaxierende Astigmatismuskorrektur (LRI)

Die LRI sind immer vor der eigentlichen Katarakt-Operation (Vor Setzen des Tunnelschnittes) durchgeführt worden. Als Grundlage dienen die durch die Pentacam gewonnenen Hornhauttopographie-Daten. Problematisch ist die genaue Festlegung der Achse. Die intraoperative Wellenfrontanalyse könnte sich hier als hilfreich erweisen, den Effekt der LRI in situ zu quantifizieren und zu adaptieren. Packer (2010) hat eine Studie durchgeführt, in der er eine Gruppe ($n=30$) mit intraoperativer Wellenfront-Messung des Zylinders (Talbot-Moire Technologie) mit einer Kontrollgruppe ($n=37$) ohne wellenfrontgeführte Astigmatismuskorrektur vergleicht. In der Kontrollgruppe haben 16,2% eine nachfolgende Laserkorrektur wegen postoperativem Astigmatismus in Anspruch genommen, während es in der wellenfrontgeführten LRI Gruppe nur 3,3% sind. Der Effekt war statistisch nicht signifikant, vielmehr handelt es sich um die Beobachtung eines Trends. Packer führt die Astigmatismuskorrektur nach dem Einsetzen der Linse durch.

LRI gelten als eine stabile, sichere und einfache Art, einen Astigmatismus mit/ohne Katarakt-Operation zu korrigieren (Carvalho et al. 2007, Roman et al. 2009, Muftuoglu et al. 2010). Carvalho et al. haben 50 Augen (37 Patienten, Durchschnittsalter 66,5 Jahre) untersucht; bei circa der Hälfte ist eine LRI während der Katarakt-Operation durchgeführt worden: Es zeigt sich eine durchschnittliche Astigmatismuskorrektur von $1,93 \pm 0,58$ dpt. auf $1,02 \pm 0,6$ dpt.. Roman et al. kombinieren auch die Durchführung von LRI und Katarakt-OP (50 Augen):

Der präoperative Astigmatismus beträgt $1,6 \pm 0,39$ dpt., 1 Monat postoperativ nur noch $0,77 \pm 0,29$ dpt. Eine detaillierte Vektoranalyse ist in diesen Studien nicht erfolgt.

Aufgrund der Messqualität kommen in unserer Analyse (Operator G.R.) nur vier Patienten mit LRI zur Auswertung. Die übrigen können wegen mangelnder Qualität der Messung (Q5+Q6) nicht analysiert werden. Bei zwei von vier Patienten ist es zu einer geringen Reduktion des Astigmatismus gekommen: Bei dem ersten Studienteilnehmer von 0,66 auf 0,63 dpt. (4,5%), bei dem anderen von 0,31 auf 0,28 dpt. (9,7%). Bei den anderen beiden ist postoperativ trotz LRI eine Zunahme des Zylinders von 0,37 auf 0,61 dpt. und von 0,83 auf 1,12 dpt beobachtet worden.

In der Studie von Packer (2010) wird ein durchschnittlicher postoperativer Zylinderwert in der Kontrollgruppe von 0,48 dpt. und von 0,37 dpt. in der Aberrometer-Gruppe beschrieben. Unser Studienkollektiv gleicht dem Kollektiv von Packer in der Kategorie Alter, allerdings operierte Packer nur blande Katarakte und keine Patienten mit diversen Vorerkrankungen wie im UKE.

Da unsere Probandenzahl zu gering ist, lassen sich keine signifikanten Schlüsse ziehen oder deutliche Trends darstellen. Ersichtlich ist, dass die Messung des Zylinders direkt nach der LRI und an weiteren Punkten während der Operation (Aphakiemessung und Messung in Pseudophakie) zurzeit noch keine zuverlässige Aussagekraft hat. Zur detaillierten Exploration ist eine größere Fallzahl unbedingt ratsam, da eine intraoperativ wellenfront-basierte Refraktion diesem Patientenkollektiv nachfolgende invasive Eingriffe ersparen könnte. Als geeignetes Kollektiv erscheinen primär Kandidaten mittleren Alters und mit nur geringer Kataraktausprägung, also typischerweise Kandidaten für einen refraktiven Linsenaustausch oder Interessenten für Multifokallinsen. Bei diesen Patienten sind intraoperative WASCA Messungen hoher Qualität zu erwarten und damit am ehesten Aussagen über die Zuverlässigkeit und Praktikabilität der Messtechnik bei LRI's zu treffen. Packer verwendet bei seiner Analyse eine auf der Talbot-Moire Technik basierende Wellenfrontanalyse, welche er als robuster im Vergleich zur Hartmann-Shack-Aberrometrie oder zum Tscherning –Aberroskop beschreibt (Packer 2010).

4.2.5. Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

Wir haben sowohl die Reproduzierbarkeit der WASCA prä- und postoperativ als auch die des APC-W Wellenfront-Aberrometer am Operationsmikroskop Lumera T der Firma Zeiss intraoperativ untersucht. Dabei haben wir eine durchschnittlich hohe Korrelation von Sphäre, Zylinder und Achse gefunden.

Bis dato dient die subjektive Refraktion als Goldstandard der Refraktionsbestimmung, da sie dem Patienten das beste Sehen ermöglicht (Wang et al. 2003, Reinstein et al. 2006, Gießler et al. 2002). Aus diesem Grund haben wir die subjektive Refraktion und nicht die Autorefraktion als primäre Vergleichsgröße gewählt. Auf der anderen Seite ist die Autorefraktion ebenso wie die WASCA-Refraktion ein objektives Messverfahren.

Deshalb erfolgt auch eine Korrelation von der Autorefraktion mit WASCA-Messwerten. Reinstein et al. (2006) berichten über eine hohe Übereinstimmung der WASCA-Refraktion mit der subjektiven Refraktion in myopen Augen, allerdings hat es auch einige Ausreißer gegeben (2 von 25 Augen hatten >1 dpt. Abweichung bei einer einzigen Messung). Dobos et al. 2009 vergleichen die subjektive Refraktion mit der Hartmann-Shack-Aberrometer (Bausch&Lomb Zywave) Refraktion, bzw der Nidek Autorefraktion. Das sphärische Äquivalent mit dem Hartmann-Shack-Aberrometer war besser reproduzierbar als mit dem Autorefraktometer sowohl unter physiologischen als auch zykloplegischen Bedingungen: Nidek ARK-700A (Subjektive Refraktion: SE -0.03 dpt./ Stabw +/-0.28 dpt.; Zykloplegisch SE +0.01 dpt./ Stabw +/-0.23 dpt.) versus Zywave (Subjektive Refraktion: SE +0.04/ Stabw +/-0.22 dpt.; Zykloplegisch: SE +0.04 dpt/ Stabw +/-0.17 dpt.). Thibos et al. (2004) postulieren in einer Studie zur Genauigkeit von objektiven Wellenfrontverfahren, dass der Zernike-Koeffizient für Defokus ein unsicherer Indikator für das durch die subjektive Refraktion gewonnene SE ist.

Die Kalkulation der Refraktion mit Hilfe des Zernike-Koeffizienten für Defokus ergibt, dass Augen im Schnitt -0,39 dpt myoper sind als in der subjektiven Vergleichsrefraktion. Bei einem Vergleich zwischen objektiver und subjektiver Refraktionsmessung müssen auch physikalische Grundlagen berücksichtigt werden: Die Wellenlänge, die bei der subjektiven Refraktion zugrunde liegt, ist unbekannt – jedenfalls nicht monochromatisch.

Thibos et al. (2004) finden bei einer Vergleichswellenlänge (570 nm) heraus, dass man als Fehlerquelle eine Abweichung des Defokus um 0,1 dpt. bei Veränderung um 20nm erhält. Mögliche Unterschiede in der subjektiven Refraktion als Goldstandard sind eine Quelle für die Differenz zwischen subjektiven und objektiven Messverfahren (Pupillengröße unter photopischen und skotopischen Bedingungen); die Standardabweichung SE unter allen 33 objektiv physikalischen Verfahren ist mit 1/8 dpt. sehr gering (0,29-0,42 dpt.), so dass eine einzelne Fehlerquelle vermutet wird. Weiter nimmt Thibos et al. (2004) an, dass diese in der subjektiven Refraktion liegt, so dass sie von objektiven Verfahren als Goldstandard abgelöst werden müsste. Eine generelle Fehlerquelle liegt in dem Vergleich der subjektiven Refraktion mit ihrem systematischem Fehler (Bias) gegenüber einer objektiven Messung;

bei der subjektiven Refraktion bleibt das Auge immer leicht myop (Retina fokussiert noch auf das nächstliegende Objekt ohne signifikante Verluste der Bildqualität). Eine objektive Messung zielt aber darauf ab, eine optimale Lösung ohne Systemfehler zu finden. Ein weiteres Problem der Aberrometrie ist die Auswertung der aufgezeichneten Karte der Wellenfrontfehler; sollte die gesamte Wellenfront ausgewertet werden oder nur der zentrale Anteil, da man weiß, dass die Peripherie in der subjektiven Refraktion eine untergeordnete Rolle spielt. (Thibos 2004).

Unsere Studie ergibt im Vergleich zwischen präoperativer WASCA- und subjektiver Refraktion eine Differenz der Mittelwerte von 0,7 dpt. für die Sphäre und 0 dpt. für den Zylinder. In einer Vergleichsstudie (226 Probanden, 418 Augen) zum WaveScan WavePrint System (VISX, Santa Clara, California) zeigt sich eine Differenz von 0,4 +/-0,44 dpt. und 0,28 +/-0,32 dpt. (Netto et al. 2005). Unsere Ergebnisse zeigen bezüglich der Sphäre einen größeren Unterschied, allerdings sind in die Vergleichsstudie vor allem jüngere Patienten ohne Voroperationen eingegangen. In unserer gesunden Referenzgruppe (mittleres Alter 33,9 Jahre/ mittlerer subjektiver Sphärischer Wert -0,41 dpt. (Stabw 3,16 dpt.)) erkennt man bezüglich der Reproduzierbarkeit einen hervorragenden Korrelationsquotienten von Sphäre ($r=1$) und SE ($r=1$) genauso wie von der Astigmatismus- und Achsenbestimmung (jeweils $r=0,99$). Erstaunlicherweise erhält man diese hohe Korrelation des Zylinderwertes trotz des geringen Astigmatismus in der Gruppe.

Der Mittelwert der Abweichung dreier konsekutiver Messungen, der die Präzision der WASCA Messung widerspiegelt, beträgt von Sphäre und Zylinder 0,02 dpt. (+/-0,12 dpt.). Auch die Achse zeigt eine sehr gute Reproduzierbarkeit mit einem Mittelwert von $0,51^\circ$ (+/- $3,66^\circ$) und somit eine hohe Präzision. Diese Messungen gehen mit publizierten Daten konform.

Zhu et al. (2009) berichten in ihrer Studie mit einem myopen chinesischen Kollektiv über einen Pearson-Bravais-Korrelationsquotienten für Sphäre und Zylinder von $r = 0,9668$ und $r = 0,8761$; das Durchschnittsalter in der chinesischen Gruppe beträgt 27,6 Jahre (Range: 18-57 Jahre). Bei dem Vergleich zwischen der präoperativen WASCA-Messung im Sitzen und der subjektiven Refraktion zeigt sich, dass der sphärische Wert (Mittelwert=-0,47 dpt.) in der WASCA-Messung negativer gemessen wird als in der subjektiven Refraktion (Mittelwert=0,23 dpt.).

Diese Myopisierung wird in der Literatur (Dobos et al. 2009) der sphärischen Aberration eines Auges zugeschrieben. Zieht man den Vergleich zwischen liegender WASCA-Messung (maximal dilatierte Pupille) zu Beginn der Katarakt-Operation und der präoperativen subjektiven Refraktion im Sitzen heran, zeigt sich, dass der Mittelwert der Differenz der Sphäre im Liegen sinkt (0,15 dpt.). Hier liegt eine schwächere Myopisierung vor, obwohl die Pupille maximal weit ist und somit die sphärische Aberration den größten Einfluss auf die refraktiven Werte hätte (Dobos et al. 2009, Hament et al. 2002). Ein Grund kann im hyperopisierenden Effekt des Betäubungsgels liegen, so dass hierdurch die schwächere Myopisierung im Liegen erklärt werden könnte.

Die Ergebnisse stehen auch unter dem Einfluss einer induzierten Myopisierung durch das Wellenfrontaberrometer selbst. Cervino et al. (2006) vergleichen drei Aberrometer (OPD-Scan, WASCA, Allegretto) mit einer Autorefraktion (SRW-500) und finden eine durchschnittliche Myopisierung von 0,3 dpt. bei der Aberrometer Refraktion. Die geprüften Techniken messen insgesamt negativere Werte für die M Komponente: OPD-Scan um $0,41 \pm 0,79$ dpt. (range: 0,23 – 0,58 dpt., $p = 0,001$), WASCA $0,51 \pm 0,55$ dpt. (range: 0,39 – 0,63 dpt., $p = 0,001$) und Allegretto, $0,43 \pm 0,77$ dpt. (range: 0,23 – 0,63 dpt., $p = 0,001$).

Für die Vektorkomponenten J0 und J45 (-0,01 +/-0,29, p=0,832 und -0,03+/-0,32, p=0,474) können keine signifikanten Unterschiede für den OPD-Scan, WASCA und Allegretto-Aberrometer festgestellt werden.

Einflussfaktoren wie mittleres Alter und Refraktion müssen bei der Interpretation bedacht werden. Jorge et al. berichten über eine Geräte-induzierte Myopie durch ein Autorefraktometer (SE -0,44 +/- 0,54 dpt.) und ein Retinoskop (SE - 0,02 +/- 0,33 dpt. - nicht signifikant) verglichen zur subjektiven Refraktion.

Bei dem Vergleich zwischen der präoperativen WASCA-Messung im Sitzen und der subjektiven Refraktion stellen wir fest, dass der Korrelationsquotient der Achsen-Bestimmung mit zunehmendem Astigmatismus steigt: Bei einem Zylinderwert <1dpt. erhalten wir einen Korrelationsquotient von $r=0,28$ ($n=80$) im Vergleich zu einem Korrelationsquotient von $r=0,97$ bei einem Zylinderwert >2 dpt ($n=18$). Auch die Standardabweichung sinkt stetig von $47,54^\circ$ auf $14,84^\circ$ mit zunehmendem Astigmatismus.

Trotz allem bleibt die Standardabweichung der Achse hoch. Dies lässt sich auch im Vergleich der liegenden WASCA-Messung mit der präoperativen subjektiven Refraktion feststellen; hier beträgt die Standardabweichung der Achse sogar $70,26^\circ$ ($r=-0,21$). Ein Einflussfaktor könnte die Zyklotorsion des Augapfels, der intraokulare Druck, die Schwerkraft oder auch der Tränenfilm sein.

Bei dem Vergleich zwischen der präoperativen WASCA-Messung im Sitzen und der subjektiven Refraktion stellen wir fest, dass vorangegangene Studien hauptsächlich auf myopen Patientenkollektiven basieren: Cervino et al. (2006): - 1,83 dpt. Mittelwert der Sphäre (Autorefraktion); Reinstein et al. (2006): rein myopes Klientel: Range -1,00 bis -8,25 dpt. (subjektive Refraktion) (kein Mittelwert erwähnt); Taneri et al. (2011): Mittelwert SE -4,25 dpt. (subjektive Refraktion), Zhu et al. (2009): Mittelwert SE - 6,0 dpt. (subjektive Refraktion). In unserer Studie sind mehr hyperope Probanden eingeschlossen; der Mittelwert SE liegt mit 0,23 dpt. im hyperopen Bereich.

Für das myope Kollektiv findet sich eine hohe Korrelation des Sphärischen Äquivalents $r=0,92$ von WASCA-Messung und subjektiver Refraktion in Einklang mit den anderen Studien (Zhu et al. (2009) $r= 0,97$, Reinstein et al. (2006) $r=0,97$). In Betracht auf das gesamte Studienkollektiv (einschliesslich hyperope Probanden) sinkt die Korrelation SE auf $r=0,79$. Erkennbar sind diese Ergebnisse an den niedrigeren Übereinstimmungsgrenzen des Sphärischen Äquivalents im Bland-Altman-Diagramm im Vergleich zu den benannten Studien.

In vorhergehenden Studien (Cervino et al. 2006, Reinstein et. al 2006) ist postuliert worden, dass zur vergleichbaren statistischen Analyse Refraktionswerte in standardisierte Vektorkomponente übertragen werden müssen: Für das Sphärische Äquivalent erhält man die sphärische Komponente M und der zylindrische Wert wird mittels eines Jackson-Kreuzzyinders bei 0° und bei 45° in die Vektorkomponenten J0 und J45 umgerechnet.

In unserer Studie erhalten wir einen Pearson-Korrelationsquotienten $r=0.797$, $r= 0.742$ und $r= 0.760$ für SE, J0 und J45.

In einer Studie von Reinstein et al. (2004) zum Vergleich der Genauigkeit des WASCA Aberrometers mit der manifesten Refraktion ist eine signifikante Korrelation mit Korrelationsquotienten $r= 0.97$, $r= 0.85$ und $r= 0.79$ für SE, J0 und J45 gezeigt worden. Es sind 50 Augen (25 Probanden) mit einem Durchschnittsalter von 36 Jahren (21-56 Jahre) untersucht worden. Man erkennt eine höhere Korrelation der WASCA zur subjektiven Refraktion verglichen zu unserem älteren Studienkollektiv. Im Vergleich haben unsere Probanden eine Linsentrübung, so dass wir eine gute Korrelation auch in dieser Altersgruppe zeigen können.

Bei Betrachtung des Astigmatismus (Jackson Kreuzzyylinder J0 und J45) ist die hyperope Bias geringer als bei der sphärischen Analyse.

Ausserdem berichten wir in Übereinstimmung mit den Studien von Zhu et al. (2009) und Reinstein et al. (2006) über geringere Korrelationsquotienten und Übereinstimmungsgrenzen. In unserer Studie fällt auf, dass die Mittelwerte des Zylinders beider Messmethoden fast komplett übereinstimmen, obwohl die Achsenmessung abgewichen ist; die EVC-Werte J0 (-0,16 dpt. +/-0,54 dpt.) und J45 (0,01 dpt. +/-0,4 dpt.) bestätigen das.

Unsere Ergebnisse gehen konform mit einer Studie zur Testung der Genauigkeit des WASCA-Aberrometers in einer myopen chinesischen Population; es zeigt sich, dass generell eine hohe Übereinstimmung zwischen der subjektiven Refraktion (Goldstandard) und der WASCA-Messung vorliegt. Limitierend ist festgestellt worden, dass bei geringer Sphäre und Zylinder die Genauigkeit nachlässt und bei einem Astigmatismus $<0,75$ dpt. die Messung der Achse nicht mehr präzise ist. In dieser Gruppe ($<0,75$ dpt.) beträgt die durchschnittliche Achsenabweichung $9,8^\circ$, während es im Gesamtkollektiv nur $4,9^\circ$ sind (Zhu et al. 2009). Mirshahi et al. (2003) setzen die Grenze des Wertes auf $<0,5$ dpt. Astigmatismus, bei der die Variabilität der Achse ansteigt. In einer Studie zur Reproduzierbarkeit eines Hartmann-Shack Aberrometers (Zywave, Bausch&Lomb) mit 40 myopen (+/- Zylinder) Augen ist bei 32 Augen (80%) eine Achsenabweichung von mindestens 10° gemessen worden. Es wird empfohlen, Ausreißer zu eliminieren und die Messungen mehrfach zu wiederholen (Mirshahi et al. 2003).

Aus diesem Grund könnte man annehmen, dass das WASCA-Aberrometer in einem myopen Kollektiv eine höhere Genauigkeit aufweist; dafür müssen sich weitere Studien zur Klärung der Frage anschliessen.

Eine statistisch signifikante Korrelation ($p < 0,05$) zeigt sich bei der Betrachtung des Zylinders zwischen der WASCA Messung am Ende der OP (W2.M7) und der 1 Monatskontrolle (Korrelationsquotient subj. Refraktion $r = 0,59$; WASCA $r = 0,45$).

Es besteht allerdings nur eine minimale Korrelation des Sphärischen Wertes sowohl im Vergleich WASCA vs. subjektive Refraktion ($r = 0,029$) als auch WASCA vs. WASCA ($r = 0,24$).

Chen (2011) vergleicht in einer Studie (32 Patienten, 58-85 Jahre) zur Vorhersagbarkeit des ORange-Aberrometers den intraoperativen, pseudophaken Refraktionswert mit der Zeiss-Autorefraktion 1 Woche postoperativ; der Pearson-Bravais-Korrelationsquotient SE beträgt $r=0,56$, so dass eine stabile Korrelation angenommen wird. Interessant an dieser Studie wären auch die Einzelergebnisse der Sphäre und des Zylinders, um sie direkt mit unserer Studie vergleichen zu können.

Bei der detaillierten Subgruppenanalyse zeigt sich, dass die Korrelation abhängig von der Stärke des Zylinders am Ende der OP ist: für einen Zylinder < 1 dpt. ergibt sich keine signifikante Korrelation, wohingegen für einen Zylinder > 2 dpt. ($n= 15$) der Korrelationsquotient $r = 0,69$ beträgt. Diese Korrelation des Zylinders zwischen letzter intraoperativer und postoperativer Messung ist entscheidend für eine intraoperative Kontrolle bei z.B. Implantation einer torischen Linse.

Besonders sticht die geringe Differenz der Astigmatismus-Werte in der monofokalen Gruppe hervor (Monat 1: $0,11 \pm 0,07$ dpt. / Monat 3: $0,08 \pm 0,51$ dpt.). In Bezug auf die M-IOL-Gruppe gleichen sich die Ergebnisse (Monat 1: $-0,06 \pm 0,46$ dpt./ Monat 3: $-0,075 \pm 0,33$ dpt.).

Generell sieht man postoperativ eine hohe Übereinstimmung zwischen der WASCA-Refraktion und der subjektiven Refraktion. Bezüglich der monofokalen Gruppe erkennt man 3 Monate postoperativ eine gute Korrelation von Sphäre und SE ($r=0,69$ und $r=0,73$).

In der M-IOL-Gruppe ist vor allem die Korrelation von Zylinder und Achse ($r=0,86$ und $r=0,95$) von hoher Güte; die Standardabweichung der Achse liegt $< 5^\circ$. Die Übereinstimmung der Sphäre und SE ($r=0,54$ und $r=0,56$) ist moderat.

Bei Betrachtung des sphärischen Mittelwertes ($0,67$) erkennt man sowohl in dem monofokalen als auch in dem multifokalen Kollektiv eine Myopisierung der WASCA-Messung (monofokal: $0,67$ dpt., M-IOL: $0,39$ dpt.) in Bezug auf die subjektive Refraktion. Bedenkt man die geringen sphärozyklindrischen Werte in der subjektiven Refraktion 3 Monate nach einer Katarakt-Operation, können Ausreißer in der WASCA-Messung einen starken Einfluss haben. So könnte auch diese Differenz der Sphäre zustande kommen.

Die Reproduzierbarkeit der WASCA-Messung ist drei Monate postoperativ von hoher Qualität; der Korrelationsquotient von Sphäre, Zylinder und Achse liegt $>0,9$.

Zieht man den Vergleich des Zylinderwertes der Pentacam vs. WASCA/ subjektive Refraktion heran, ergibt sich 1 Monat postoperativ eine gute Korrelation ($r=0,768$) zwischen subjektiver Refraktion und Pentacam; und auch zwischen der W1.3. WASCA-Messung und der Pentacam-Messung sehen wir einen guten Korrelationsquotienten ($r=0,718$).

Für den Zylinderwert ergibt sich eine durchschnittliche Differenz zwischen der WASCA und der Pentacam: 1 Monat postoperativ beträgt der Mittelwert $-4,93$ dpt. ($\pm 3,37$ dpt.). Weiter erhält man eine durchschnittliche Differenz zwischen den Zylinderwerten der subjektiven Refraktion und der Pentacam von $-5,02$ dpt. ($\pm 3,69$ dpt.) Daraus folgern wir, dass wir 1 Monat postoperativ fast die gleiche Abweichung (ca. 5 dpt.) zwischen der Pentacam vs. der subjektiven Refraktion und der WASCA-Messung haben.

4.3. Aberrometrie in Mydriasis

In unserer Studie ist die WASCA-Messung in einem abgedunkelten Raum durchgeführt worden, um die Wellenfrontanalyse durch physiologische Mydriasis zu optimieren. Bei nicht ausreichender Mydriasis haben wir das Mydriaticum Tropicamid verwendet. Gießler et al. (2002) untersuchen in 50 myopen LASIK Kandidaten den Effekt von medikamentöser Mydriasis auf die Wellenfront-Refraktion. Als „Goldstandard“ dient auch hier die subjektive Refraktion. Die Tropicamid-Gabe resultiert in $0,35$ dpt. weniger Myopie im Vergleich zu der subjektiven Refraktion. Jankov et al. (2006) vergleichen in 151 myopen Augen die Sphäre der Wellenfront-Refraktion (Allegro Wave) mit der subjektiven Sphäre und die Autoren konnten eine Myopisierung von $-0,66$ dpt. durch die Wellenfrontmessung (Phenylephrin-Mydriasis) zeigen. Des Weiteren folgern die Autoren, dass die objektive, wellenfrontgemessene Sphäre nicht abhängig von der Pupillenweite ist.

In einer weiteren Studie (Taneri et. al 2011) zur Veränderung der Aberrometer- und Autorefraktor-Refraktion im Vergleich zu der subjektiven Refraktion mittels Mydriatika (1.Tropicamid-Gruppe/ 2.Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe) kann gezeigt werden, dass subjektive Refraktionswerte in Mydriasis weniger myop als in Miosis gemessen werden.

Bezüglich des Aberrometers kann gezeigt werden, dass in Miosis der Sphärische Wert um 0,34 dpt. weniger myop in der Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe und 0,29 dpt. in der Tropicamid-Gruppe im Vergleich zu der subjektiven Refraktion ist. Der Astigmatismus ist durchschnittlich 0,1 dpt. höher in der Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe und 0,06 dpt. höher in der Tropicamid-Gruppe in Bezug zu der subjektiven Refraktion. Im Gegensatz dazu ist in 44 (22%) Augen (37 Patienten) die Sphäre um 0,23 dpt. myoper gemessen worden.

Die Refraktionswerte nach medikamentöser Erweiterung fallen weniger myop aus. Das Sphärische Äquivalent ist durchschnittlich um 0,36 +- 0,36 dpt. weniger myop in der Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe und 0,24 +- 0,43 dpt. in der Tropicamid-Gruppe. Die Sphäre ändert sich durchschnittlich um 0,33 +- 0,36 dpt. in der Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe und 0,24 +- 0,35 dpt. in der Tropicamid-Gruppe.

Bezüglich der Autorefraktion ist der Sphärische Wert in Miosis um 0,15 dpt. weniger myop in der Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe und um 0,1 dpt. in der Tropicamid-Gruppe als die subjektive Refraktion. Der Astigmatismus ist durchschnittlich 0,15 dpt. geringer in der Tropicamid-Phenylephrin-Gruppe und 0,18 dpt. geringer in der Tropicamid-Gruppe in Bezug zu der subjektiven Refraktion.

4.4. Intraoperativ optisch refraktive Biometrie zur IOL-Kalkulation

Die Linsenberechnung für Patienten des UKE erfolgt durch den IOL-Master der Firma Zeiss unter Verwendung der Haigis-Formel. Das Prinzip des IOL-Master beruht auf der partiellen Kohärenz-Interferometrie, welche keinen direkten Hornhautkontakt und somit ein vermindertes Verletzungs- und Infektionsrisiko im Vergleich zu der Ultraschall-Biometrie mit sich bringt. Die Ultraschall-Biometrie war lange Zeit der Goldstandard für die Bestimmung der Achsenlänge und IOL- Kalkulation und wird heute insbesondere noch bei besonders dichten optischen Medien verwendet.

Der Zeiss IOL-Master misst die Entfernung von dem cornealen Scheitelpunkt zum Pigmentepithel der Retina exakt auf bis zu $\leq 0,02\text{mm}$. Die Ungenauigkeit der Ultraschall-Biometrie liegt um ein Fünffaches höher ($0,1-0,12\text{mm}$) (Wiley W., Bafna S. 2011).

Kim et al. (2009) überprüften die Vorhersagbarkeit der Refraktion eines IOL-Master und konstatieren, dass die Vorhersagbarkeit generell gut ist und kein anderer Faktor wie eine dichte subkapsuläre Katarakt, individuelle Patientendaten oder ein geringer Visus einen signifikanten Einfluss auf die Berechenbarkeit der Refraktion hat, obwohl diese Faktoren eng miteinander verknüpft sind. Noch bessere Ergebnisse sind durch Personalisierung der A-Konstante zu erzielen. Dadurch haben 88% der Fälle in der von Kim et al. analysierten myopen Gruppe eine Abweichung $< 1,0$ dpt. von der Ziel-Emmetropie.

In unserer Studie ist die intraoperative WASCA-Refraktionsmessung in Aphakie mit Viskoelastikum die zuverlässigste und die am besten reproduzierbare intraoperative Messung, so dass hieraus die Möglichkeit einer optisch refraktiven Biometrie zur IOL-Kalkulation basierend auf der WASCA Aphakie Refraktion (SE) erwachsen könnte. Die Grenzen der IOL-Master Biometrie sind bei stark myopen oder hyperopen Augen und Patienten nach bereits stattgefundener refraktiver Laserbehandlung einer Fehlsichtigkeit zu sehen. Bei immer noch sehr hoher Präzision ist doch die Vorhersagbarkeit der IOL-Kalkulation in diesen Patientenkollektiven etwas reduziert und einzelne Ausreißer sind häufiger zu beobachten als im „mittleren“ refraktiven Spektrum. Wong et al. (2010) untersuchen und vergleichen zwei Formeln zur optisch refraktiven Linsenberechnung, die Ianchulev- und die Leccisotti-Formel. Beide Formeln benötigen das aphake Sphärische Äquivalent. Dieses ist durch eine intraoperative, aphake Refraktionsmessung per Autorefraktometer (Retinomax, Nikon) gewonnen worden. In dieser Studie von Wong et al. zeigt sich, dass die Ianchulev-Formel generell eine gute Vorhersagbarkeit der Linsenstärke (Ausnahme: sehr lange Augen) besitzt, während die Leccisotti-Formel vor allem in myopen Augen ($AXL > 25,5\text{mm}$) funktioniert, aber generell die IOL-Stärke überschätzt.

Leccisotti (2008) untersucht den Zusammenhang zwischen der intraoperativen Aphakie-Autorefraktion (Retinomax, Nikon) und einer retrospektiv kalkulierten „Emmetropie-IOL“. Diese „Emmetropie-IOL“ ist anhand der 2 Monate postoperativ ermittelten subjektiven Refraktion rekalkuliert worden.

Leccisotti untersucht 82 Augen mit einer mittleren präoperativen Myopie von -12,84 dpt (range -3 bis -27 dpt. SE). Hier zeigt sich eine parabolische Funktionskurve ($y = 0,07x^2 + 1,27x + 1,22$), so dass eine Linearregression nur für bestimmte Abschnitte zu funktionieren scheint, aber nicht über den gesamten refraktiven Bereich. Ausschlusskriterium in dieser Studie ist unter anderem ein Astigmatismus >1,25 dpt.

In der Gruppe mit vorheriger Kornea-Chirurgie zeigt keine der beiden Formeln eine generelle Überlegenheit; hier müssen eventuell weitere Korrelationsfaktoren und/ oder Variablen in Betracht gezogen werden. Eine weitere Formel zur rein optisch refraktiven IOL-Kalkulation entwickelt Ianchulev et al. (2005). Auch diese Berechnung ist unabhängig von anatomischen Parametern und basiert ebenfalls auf dem aphaken sphärischen Äquivalent, welches durch eine intraoperative Retinoskopie-Refraktion (Retinomax-Nikon) gewonnen worden ist. Mit Hilfe der Regressionsanalyse ist von den Autoren die folgende Gleichung formuliert worden:

$$IOL = \text{Aphakes SE} \times 2,01449.$$

Es zeigt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem SE und der final adjusted emmetropic IOL-Power über eine Achsenlänge von 21,43-25,25 mm, so dass dadurch auch gleich die Grenzen der Formel aufgezeigt werden. Ianchulev kann erstmals zeigen, dass besonders post-LASIK Patienten von der rein optisch refraktiven Biometrie profitieren können: bei der rein optisch refraktiven IOL Kalkulation liegen 83% der post LASIK-Augen im Zielbereich +/- 1dpt, während es mit konventionellen Methoden (Ultraschall-Biometrie oder Zeiss IOL-Master) nur 67% der Augen sind. Anzumerken ist, dass in der Studie von Ianchulev die Anzahl der post-LASIK Augen mit n=6 gering ist.

Wir haben in unserer Studie das aphake SE aus Refraktionswerten der Wellenfrontaberrometrie rekrutiert und mit den bereits publizierten rein optisch refraktiven Biometrie-Formeln von Ianchulev, Leccisotti und Wong die IOL-Stärken „neu“ berechnet. Diese Berechnungen haben wir mit den implantierten IOL-Stärken verglichen.

Im Detail handelt es sich um die folgenden Formeln:

1a. Ianchulevs allgemeine Formel: $IOL = \text{Aphakes SE} \times 2,01449$

1b. Ianchulev für stark myope Augen ($SE > -4,75$ dpt.) erweiterte Formel:

$$IOL = \text{Aphakes SE} \times 1,3 + 1,45$$

2. Leccisotti Formel: $IOL = 0,07 (\text{aphakes SE})^2 + 1,27 (\text{aphakes SE}) + 1,22$

3a. Wong für $AXL < 25,5\text{mm}$: $IOL = \text{aphakes SE} \times 1,97$

3b. Wong für $AXL > 25,5\text{mm}$:

$$IOL = 0,015 (\text{aphakes SE})^2 + 1,5 (\text{aphakes SE}) + 1,5$$

Die oben genannten Formeln, die auf einer intraoperativen Aphakiemessung mit dem Autorefraktometer Retinomax beruhen, ergeben mit unseren WASCA Aphakie-Daten keine gute Korrelation mit den implantierten IOL-Stärken. Aus diesem Grund haben wir unser aphakes WASCA SE der retrospektiv berechneten „Emmetropie-IOL“ gegenübergestellt.

Die „Emmetropie-IOL“, d.h. eine IOL-Stärke die zur Emmetropie führen würde, berechnen wir anhand der subjektiven Refraktion 1 Monat postoperativ und der tatsächlich implantierten IOL. In einem weiteren Schritt führen wir mit unserem eigenen Datensatz eine Regressionsanalyse durch und hieraus ergibt sich die folgende Formel:

$$IOL (\text{Emmetropie}) = 5,104 + 1,188 \times SE (\text{objektive Aphakie-Messung}).$$

Die A-Konstante in unserem Kollektiv beträgt 118,4 (Acrysof SA 60AT).

Die allein optisch refraktiv errechnete IOL-Stärke zeigt einen linearen Zusammenhang mit dem Sphärischen Äquivalent der Aphakiemessung.

Es ergibt sich eine gleichmäßig verteilte Streuung um die Emmetropie-Regressionsgerade. Die Abweichungen von der Zielrefraktion sind allerdings noch ausgeprägt. Weitere Studien zur Überprüfung, Adaptation und Optimierung der Messmethode und Formel sind sicherlich notwendig. Eine Tendenz ist aber deutlich zu erkennen und so scheint uns die rein optisch refraktive Biometrie-Methode mit der WASCA ein neues Verfahren mit Potential zu sein, insbesondere im wachsenden Bereich der refraktiven IOL-Presbyopiekorrektur. Eine besondere Herausforderung stellen in der IOL-Berechnung die Patienten dar, die sich schon einer refraktiven Laserbehandlung ihrer Fehlsichtigkeit unterzogen haben. Ob auch post-LASIK Patienten wie bereits von Ianchulev et al. (2005) berichtet von der rein optisch refraktiven Biometrie mit der WASCA profitieren könnten im Sinne der Vermeidung einer „refraktiven Überraschung nach Katarakt OP“, wird sich durch weitere Studien erst zeigen müssen.

Sheppard et al. (2008) vergleichen die Ianchulev, Leccisotti und Mackool-Formeln und finden heraus, dass die korneale Brechkraft (corneal power) und die präoperative Linsenstärke einen nur geringen Effekt auf die Beziehung zwischen der aphaken Refraktion und der Linsenstärke bezüglich des Ziels Emmetropie haben. Eine signifikante Einflussgröße scheint aber der effektiven IOL-Position zuzukommen. Ianchulev und Leccisottis Formeln sind am genauesten in posterioren IOL-Positionen (HKL), die Mackool-Formel ist besonders akkurat bei Linsen, die eine anteriore Position einnehmen. Die IOL-Position ist entscheidend, um Emmetropie zu erreichen und um somit falsche IOL-Werte zu vermeiden.

Obwohl die A-Konstante bekannt ist, müssen weitere Faktoren in Betracht gezogen werden, die die IOL-Position beeinflussen könnten (Sheppard et al. 2008).

Ein Fallbericht über eine spontane Dezentration einer Intraokularlinse 1 Monat nach Implantation bei einem stark myopen Patienten kommt zu dem Ergebnis, dass dieses Ereignis mit steigenden Aberrationen (Koma, Sphärische Aberration) einhergeht, aber nicht zwangsweise zu einem Verlust der visuellen Qualität führt. Bei einer 3 Monatskontrolle ist der Visus weiterhin konstant (Perez-Cambrodi et al. 2011).

Das einzige auf Aberrometrie-basierende Messverfahren, welches bis dato in der intraoperativen IOL-Bestimmung im Rahmen einer Studie beschrieben worden ist, ist die Talbot Moire Interferometrie (Orange). Als Vorteile dieser Messtechnik sind vor allem das kleine Designformat und die Breite des Messspektrums genannt worden (Wiley W, Bafna S 2011).

In unserer Studie können wir erstmals zeigen, dass sich die Hartmann-Shack-Aberrometrie (WASCA) auch in ein speziell den operativen Bedürfnissen angepasstes Format integrieren lässt und intraoperative Refraktionsmessungen ermöglicht.

Der einzige Unterschied beider Instrumente ist die unterschiedliche Messung der Wellenfronten, so dass eine vergleichende Studie die Überlegenheit klären müsste.

Ein weiteres Spektrum für eine mögliche Linsenberechnung basierend auf der intraoperativen WASCA-Aphakiemessung könnte die pädiatrische Ophthalmologie sein. Säuglinge und Kleinkinder zeigen keine gute Mitarbeit bei präoperativen Messungen, so dass viele Untersuchungen in Narkose durchgeführt werden müssen. Das ins Operationsmikroskop integrierte Wellenfrontmesssystem könnte präoperative Extrauntersuchungen in Narkose wie z.B. Achsenlängenmessung (Ultraschall), K-Wertbestimmung (Retinomax) minimieren und somit die Narkosezeit reduzieren. Schwierigkeiten ergeben sich in der richtigen Kalkulation einer Kunstlinse bei kongenitaler Katarakt, da das Bulbuswachstum schwer vorhersagbar, aber trotzdem bestmöglich geschätzt werden muss.

Vor allem bei Säuglingen mit kongenitaler Katarakt und Kleinkindern kann die erzielte Refraktion mehrere Dioptrien von der errechneten entfernt liegen und die optisch refraktive Biometrie könnte zunächst als Zusatzmethode zur Überprüfung der IOL-Stärke einen Platz in der klinischen Anwendung finden.

5. Zusammenfassung

In dieser Studie zur intraoperativen Visualisierung von Wellenfronten am Auge können wir erstmals zeigen, dass eine Messung der Wellenfronten mit dem im Operationsmikroskop Lumera T integrierten APC-W Aberrometer (Hartmann-Shack-Sensor) 1. prinzipiell technisch möglich und 2. auch in den klinisch-operativen Ablauf integrierbar ist. So können wir zu verschiedenen, definierten Zeitpunkten während der Katarakt-Operation Wellenfrontmessungen durchführen, die den zeitlichen Ablauf nur unerheblich verzögern. Die Stabilität der Wellenfront, bzw. die Qualität einer Messung (subjektive Einteilung) ist von vielen Faktoren abhängig, insbesondere aber von der Transparenz und Regularität der optischen Medien. Bei Patienten mit starken Hornhautirregularitäten und instabilen Vorderkammeverhältnissen wie z.B. im Rahmen einer Hornhauttransplantation oder nach Transplantation (Fadenentfernung) sind zuverlässige Messungen nicht möglich.

Wir können in einem ersten Schritt den zeitlich–qualitativen Verlauf der WASCA-Messungen während der Katarakt Operation charakterisieren. Auffällig ist dabei die Güte und Reproduzierbarkeit der Aphakiemessung (W2.M5). Entscheidend für den klinisch praktischen Gebrauch im Sinne der Vermeidung einer postoperativen „refraktiven Überraschung“ ist die Zuverlässigkeit der letzten intraoperativen Messung (W2.M7). Für diese Messung gibt es keine direkte Referenzmessung, da im Liegen unter operativen Bedingungen eine subjektive Refraktion nicht möglich ist. Als Referenz dient deshalb sowohl die subjektive Refraktion als auch die WASCA Wellenfront-Refraktion einen Monat postoperativ.

Eine statistisch signifikante Korrelation ($p < 0,05$) zeigt sich bei der Betrachtung des Zylinders zwischen der WASCA Messung am Ende der OP (W2.M7) und der 1 Monatskontrolle (Korrelationsquotient subj. Refraktion $r = 0,59$; WASCA $r = 0,45$). Bei der detaillierten Subgruppenanalyse zeigt sich, dass die Korrelation abhängig von der Stärke des Zylinders am Ende der OP ist: Für einen Zylinder <1 dpt. ergibt sich keine signifikante Korrelation, wohingegen für einen Zylinder >2 dpt. ($n=15$) der Korrelationsquotient $r = 0,69$ beträgt.

Diese Korrelation des Zylinders zwischen letzter intraoperativer und postoperativer Messung (1 Monat post OP) ist entscheidend für eine intraoperative Kontrolle bei z.B. der Implantation torischer Linsen oder einer Astigmatismuskorrektur.

Ziel zukünftiger Studien muss deshalb sein, diese Korrelation zu optimieren durch z.B. W2.M7 Mehrfachmessungen und Streichen von „Ausreißern“, Analyse der Qualität der W2.M7 Messung in Abhängigkeit von der Zeit (Entfaltungszeit der Linse?) und Auswahl geeigneter Kandidaten.

Anhand der vorliegenden Datenlage kann nicht endgültig differenziert werden, ob die ordentliche (aber nicht hervorragende) Zylinder-Korrelation zwischen finaler intraoperativer und postoperativer Messung auf eine Messungenauigkeit am Ende der Operation (Pseudophakie ohne Viskoelastikum) oder eine tatsächliche Refraktionsdifferenz zurückzuführen ist.

Der Einfluss des Augeninnendruckes, der Vorderkammer-Tiefe und der effektiven Linsenposition auf die Refraktion bleibt zu eruieren. Zu berücksichtigen bei der Beurteilung ist eine fehlende direkte und zeitnahe Referenzmessung zum Ende der Operation. Eine etablierte und klinisch erprobte Referenzmethode existiert zurzeit nicht. Um weitere Informationen über die Güte der letzten intraoperativen Messung zu erhalten, sollte die WASCA-Messung in zukünftigen Studien mit anderen Messverfahren wie z.B. Retinomax-Refraktion verglichen werden. Eine intensive medline-Suche konnte aber keine Studien, die die Zuverlässigkeit der Retinomax Refraktion am Ende der Katarakt-OP analysiert, finden.

Die gute Reproduzierbarkeit der Aphakiemessung könnte eine Basis für eine neue Methode der Aphakie-IOL Kalkulation bilden. Bei insgesamt hoher Reproduzierbarkeit (sphärischer Wert $r=0,97$, SE $r=0,96$) dreier konsekutiver Messungen in Aphakie sind aber auch einzelne Messausreißer zu verzeichnen. Eine Serie von z.B. 5 Messungen und Streichen von Ausreißern könnte die Verlässlichkeit der Aphakie-IOL-Kalkulation erhöhen. Die Vorteile und möglichen Anwendungsbereiche einer WASCA Aphakie-IOL-Kalkulation könnten sein:

1. Verifizieren der präoperativen IOL-Kalkulation („Sicherheit für den Patienten“)
2. Unabhängigkeit von präoperativen Messungen (+ „Zeitersparnis“?)
3. Eventuell genauere IOL-Kalkulation nach refraktiv chirurgischen Eingriffen (Vermeidung „refraktiver Überraschung“?)
4. Möglichkeit der intraoperativen Messung (in Narkose) bei Patienten, die schwierig Anweisungen folgen können (Kinder, Menschen mit geistigen/körperlichen Handicaps). Bisher wird in diesen Fällen eine Ultraschall-AXL-Bestimmung und Retinomax-Keratometrie zur IOL-Kalkulation in Narkose durchgeführt.

Aus unseren Daten ergibt sich die folgende Formel einer Emmetropie IOL-Kalkulation auf Basis der Aphakie-Messung:

$$\text{IOL (Emmetropie)} = 5,104 + 1,188 \times \text{SE (WASCA Aphakie-Messung)}.$$

Die Differenz zwischen errechneter Emmetropie und der subjektiven Refraktion 1 Monat postoperativ zeigt uns die Genauigkeit der Formeln an.

Die Zielgenauigkeit ist im Vergleich zum Goldstandard IOL-Master reduziert und muss sicherlich vor einem breiten klinischen Einsatz weiter entwickelt werden. Unsere Daten sind als Ausgangsbasis für weitere Studien zu sehen.

Zusätzlich zu diesen Operationen haben wir Astigmatismuskorrekturen (LRI) vor Beginn der eigentlichen Katarakt-Operation verfolgt. Unsere Studiengruppe ist mit n=4 zu klein, um generelle Trends abzulesen.

Neben unserer Hauptstudiengruppe (Implantation monofokaler Intraokularlinsen) haben wir Katarakt-Operationen analysiert, in denen Multifokallinsen und torische Linsen eingesetzt worden sind. Die Ausfallquote (reduzierte Qualität der Messung) der M-IOL-Gruppe bezüglich der Aphakiemessung ist im Gegensatz zu den monofokalen Linsen halbiert. Dies könnte auf das geringere Durchschnittsalter zurückzuführen sein (53,2 Jahre multifokal IOL vs. 68,5 Jahre monofokal IOL). Unser torisches Kollektiv ist mit n=6 zu klein, um zuverlässige Aussagen treffen zu können.

Auch hier erweist sich die letzte Messung am Ende der Operation (Pseudophakie ohne Viskoelastikum) als technisch schwierig und von geringerer Qualität als die Aphakiemessung. Diese Messung ist aber zur Kontrolle des postoperativen Ergebnisses insbesondere nach Implantation einer torischen Linse entscheidend.

Diese Studie ist ein erster Schritt, die praxisnahe Anwendung der intraoperativen Wellenfrontanalyse für verschiedene chirurgische Verfahren zu demonstrieren. Die intraoperative Refraktionsmessung und somit online Kontrolle verschiedener Schritte der Katarakt-Operation zeigt vielversprechende Ergebnisse, die es durch verfeinerte Technik und Lernverhalten der Anwender auszubauen gilt.

Vorschläge zur Geräteoptimierung:

- Fixierlicht für Patient während der Messung
- Auslöser der Messung durch Operateur (Autofokus), während akustisch eine stabile Wellenfront angezeigt wird oder automatische Auslösung
- automatische Mehrfachmessungen (z.B. 5x) und „Streichen von Ausreißern“
- Messwertübermittlung optisch (Mikroskop) oder akustisch.

Eine breite klinische Anwendung der intraoperativen Wellenfrontmessung basierend auf unseren Messdaten ist aus unserer Sicht zu früh. Die differenzierte Betrachtung einiger Teilaspekte unserer Studie deuten aber bereits jetzt vielversprechende Optionen für eine praktisch-klinische Integration der intraoperativen Wellenfrontanalyse an. Hierzu empfiehlt es sich, die erhobenen Daten durch weitere Messungen in geeigneten Patientenkollektiven z.B. milde Katarakt oder refraktiver Linsenaustausch zu verifizieren und hiernach kontinuierlich die praktische Anwendung der intraoperativen Wellenfrontanalyse zu optimieren. Eine Schlüsselfunktion kommt hier der Zuverlässigkeit und Genauigkeit der letzten intraoperativen Messung zu.

6. Abkürzungsverzeichnis

AMD	Altersbedingte Maculadegeneration
AXL	Achsenlänge
BCVA	best corrected visual acuity
BSS	Balanced Salt Solution
CCD	charge coupled device
Cyl	Zylinder
Dpt.	Dioptrie
EVC	Error vector component
Hbw	Handbewegung
IOL	Intraokularlinse
J0	Vektorkomponente J0 (Jackson Cross Zylinder bei 0°)
J45	Vektorkomponente J45 (Jackson Cross Zylinder bei 45°)
LA	linkes Auge
Lb	Linsenwert berechnet
Li	Linsenwert implantiert
LASIK	Laser in situ Keratomileusis
LSF	line spread function
LRI	Limbus relaxierende Inzision
M	Vektorkomponente M für das Sphärische Äquivalent
M-IOL	Multifokallinse
MTF	modulation transfer function (Modulationstransferfunktion)

MW	Mittelwert
PRK	Photorefraktive Keratektomie
PSF	point spread function
RA	rechtes Auge
RMS	root mean square
SE	Sphärisches Äquivalent
Sph	Sphäre
Stabw	Standardabweichung
T-IOL	Torische Intraokularlinse
V c.c.	Visus cum correctione
V s.c.	Visus sine correctione
Vs	versus
WASCA	Wavefront Aberration Supported Cornea Ablation

7. Literaturverzeichnis

O Khan A, AlGaeed A (2006): Paediatric secondary intraocular lens estimation from the aphakic refraction alone: comparison with a standard biometric technique. *British Journal of Ophthalmology* 90:1458–1460.

Ahmed I, Toufееq A (2005): Accuracy of intraoperative retinoscopy in corneal power and axial length estimation using a high plus soft contact lens. *Ophthalmic and Physiological Optics* 25(1):52-6.

Apple D (2007): Nicholas Harold Lloyd Ridley. 10 July 1906 - 25 May 2001: Elected FRS 1986 *Biographical Memories of Fellows of the Royal Society* 53: 285-307.

Athaide H, Campos M, Costa C (2009): Study of ocular aberrations with age. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia* 72(5):617-21.

Berrio E, Tabernero J, Artal P. (2010): Optical aberrations and alignment of the eye with age. *Journal of Vision* 10(14): 34.

Bohm T, Wirbelauer C, Pham D (2006): Optische Qualität der Hornhaut nach inzisionaler Astigmatismuskorrektur. *Ophthalmologie* 113:325–330.

Bühren J, Kohnen T (2007): Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft. Vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höherer Ordnung – Teil I: Grundlagen. *Ophthalmologie* 114:909–925.

Bühren J, Kohnen T (2007): Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft. Vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höherer Ordnung – Teil II: Beispiele. *Ophthalmologie* 114:991–1008.

Carvalho MJ, Suzuki SH, Freitas LL, Branco BC, Schor P, Lima AL (2007): Limbal relaxing incisions to correct corneal astigmatism during phacoemulsification. *Journal of Refractive Surgery* 23(5):499-504.

Cerviño A, Hosking S, Rai G, Naroo S, Gilmartin B (2006): Wavefront Analyzers Induce Instrument Myopia. *Journal of Refractive Surgery* 22(8): 795-803.

Cervino A; Hosking SL; Dunne MC (2007): Operator-induced errors in Hartmann-Shack wavefront sensing: model eye study. *Journal of cataract and refractive surgery* 33(1): 115-21.

Chen M (2011): Correlation between ORange® (Gen 1 pseudophakic) intraoperative refraction and 1-week postcataract surgery autorefraction. *Clinical Ophthalmology* 5: 197-199.

Dang M, Raj P (1989): SRK II formula in the calculation of intraocular lens power. *British Journal of Ophthalmology* 73, 823-826.

Dobos M, Twa M, Bullimore M (2009): An evaluation of the Bausch&Lomb Zywave aberrometer. *Clinical and Experimental Optometry* 92(3): 238-245.

Gerten G, Michels A, Olmes A (2001): Torische Intraokularlinsen - Klinische Ergebnisse und Rotationsstabilität. *Ophthalmologe* 98:715–720.

Giessler S, Hammer T, Duncker GI. (2002): Aberrometry due dilated pupils - Which mydriatic should be used? *Klinische Monatsblätter Augenheilkunde* 219(9):655-9.

Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S (2007): Vergleich von Messmethoden-Artikel Nr. 24 der Statistik-Serie in der DMW. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* 132: 69-73.

Hagyó K, Csakany B, Lang Z, Németh J (2009): Variability of Higher Order Wavefront Aberrations After Blinks. *Journal of Refractive Surgery* 25(1):59-68.

Hament WJ, Nabar VA, Nuijts RM (2002): Repeatability and validity of Zywave aberrometer measurements. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 28 (12):2135-41.

Hasson M (2008): Aphakic refraction drives IOL power calculation in challenging cases. *Ocular Surgery News*. 26 (12): 28.

Helmholtz H(1867): *Handbuch der physiologischen Optik*. Leopold Voss, Leipzig S.137-8.

Herrmann C, Ludwig U, Duncker G (2008): Korneale Topographie - Oberflächenanalyse der Hornhaut. *Ophthalmologe* 105: 193–206.

Hori-Komai Y, Sakai C, Toda I, Ito M, Yamamoto T, Tsubota K (2007): Detection of cyclotorsional rotation during excimer laser ablation in LASIK. *Journal of refractive surgery* 23 (9): 911-5.

Howland B, Howland HC (1976): Subjective measurement of high-order aberrations of the eye. *Science* 193(4253): 580-2.

Howland H and Howland B (1977): A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *Journal of the Optical Society of America* 67: 1508-1518.

Ianchulev T, Salz J, Hoffer K, Albin T, Hsu H, Labree L (2005): Intraoperative optical refractive biometry for intraocular lens power estimation without axial length and keratometry measurements. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 31(8): 1530-6.

Jahnke M, Wirbelauer C, Pham DT (2006): Influence of age on optical aberrations of the human eye. *Ophthalmologie* 103(7): 596-604.

Jankov (2006): The effect of phenylephrine and cyclopentolate on objective wavefront measurements. *Journal of Refractive Surgery* 22(5): 472-81.

Jorge J, Queiros A, Almeida JB, Parafita MA (2005): Retinoscopy/ autorefractometry: which is the best starting point for a noncycloplegic refraction? *Optometry and Vision Science* 82: 64-68.

Jurkutat S, Loosberg B, Hemmelmann C, Dawczynski J, Strobel J (2007): Einfluss von Phenylephrin und Tropicamid auf Aberrationen höherer Ordnung. *Ophthalmologie* 104: 226–229.

Kapamajian M, Miller K (2008): Efficacy and Safety of Cataract Extraction with Negative Power Intraocular Lens Implantation. *The Open Ophthalmology Journal* 2: 15-19.

Kawamorita T, Handa T, Uozato H (2006): Changes of Corneal Aberrations in Sitting and Supine Positions. *American Journal of Ophthalmology* 141: 412–414.

Kim SM, Choi J, Choi S (2009): Refractive Predictability of Partial Coherence Interferometry and Factors that can affect It. Korean Journal of Ophthalmology 23: 6-12.

Koh S, Maeda N, Kuroda T, Hori Y, Watanabe H, Fujikado H, Tano Y, Hirohara Y, Mihashi T (2002): Effect of Tear Film Break-up on Higher-order Aberrations measured with Wavefront Sensor. American Journal of Ophthalmology 134: 115–117.

Kuroda T, Fujikado T, Maeda N, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T (2002): Wavefront Analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. American Journal of Ophthalmology 134: 1-9.

Leccisotti A (2008): Intraocular lens calculation by intraoperative autorefraction in myopic eyes. Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology 246(5): 729-33.

Lemm D, Jurkutat S, Dawczynski J, Vollandt R, Strobel J (2010): The influence of eye movements on monochromatic wavefront aberrations. Ophthalmologie 107(8): 740-5.

Mackool RJ, Ko W, Mackool R (2006): Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis: Aphakic refraction technique. Journal of Cataract and Refractive Surgery 32(3): 435-7.

Mihashi T, Hirohara Y, Bessho K, Maeda N, Oshika T, Fujikado T (2006): Intensity analysis of Hartmann-Shack images in cataractous, keratoconic, and normal eyes to investigate light scattering. Japanese Journal of Ophthalmology 50(4): 323-333.

Mirshahi A, Bühren J, Gerhard D, Kohnen T (2003): In vivo and in vitro repeatability of Hartmann-Shack aberrometry. Journal of Cataract and Refractive Surgery 29(12): 2295-301.

Mrochen M, Seiler T (2001): Grundlagen der wellenfrontgeführten refraktiven Hornhautchirurgie. Ophthalmologie 98: 703–714.

Muftuoglu O, Dao L, Cavanagh HD, McCulley JP, Bowman RW (2010): Limbal relaxing incisions at the time of apodized diffractive multifocal intraocular lens implantation to reduce astigmatism with or without subsequent laser in situ keratomileusis. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 36(3): 456-64.

Netto MV, Ambrosio R, Shen TT, Wilson SE (2005): Wavefront analysis in normal refractive surgery candidates. *Journal of refractive surgery* 21 (4): 332-8

Norn M, Jensen O Marius (2004): Tscherning (1854–1939): his life and work in optical physiology. *Acta Ophthalmologica.Scandinavica*.82: 501–508.

Packer M, Fine I and Hoffman R (2004): Wavefront technology in cataract surgery. *Current Opinion in Ophthalmology* 15: 56-60.

Packer M (2010): Effect of intraoperative aberrometry on the rate of postoperative enhancement: Retrospective study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 36: 747-755.

Perez-Cambrodi RJ, Blanes-Mompo FJ, Pinero Llorens DP, Cervino A (2011): Clinical Impact of a spontaneous decentration of a phakic refractive lens. *Optometry and Vision Science* 88(11): 1375-9.

Reinstein DZ, Archer TJ, Couch D (2006): Accuracy of the WASCA-aberrometer refraction compared to manifest refraction in myopia. *Journal of Refractive Surgery* 22(3): 268-74.

Prof. Dr. Richard: Kataraktoperation. Intranet des Universitätsklinikums Eppendorf <http://elearning.uke.uni-hamburg.de/moodle/file.php/170/OP-Beschreibungen/Kataraktoperation.pdf> 19.09.2010 11.14.

Roman S, Auclin F, Baudouin C (2009): Limbal relaxing incisions to correct preexisting astigmatism during cataract surgery. *Journal of French Ophtalmology*. 32(6): 390-5.

Sachsenwegger M (2003): *Duale Reihe-Augenheilkunde*, Seite 149-167, 331-336, Thieme, Stuttgart.

Sanchez MJ, Mannsfeld A, Borkenstein AFM, Ehmer A, Limberger IJ, Holzer MP, Auffarth GU (2008): Die Wellenfrontanalyse in der ophthalmologischen Diagnostik. *Ophthalmologe* 105: 818–824.

Sheppard AI, Dunne MC, Wolffsohn JS, Davies LN (2008): Theoretical evaluation of the cataract extraction-refraction-implantation techniques for intraocular lens power calculation. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 28(6): 568-76.

Smith EM Jr, Talamo JH, Assil KK, Petashnick DE (1994): Comparison of astigmatic axis in the seated and supine positions. *Journal of refractive and corneal surgery* 10(6): 615-20.

Stein R (2005): Abhängigkeit der optischen Aberrationen höherer Ordnung von Augenerkrankungen und vom besten korrigierten Visus anhand der Wellenfrontanalyse des menschlichen Auges. Medizinische Dissertation, Seite 8-25. Universität Jena.

Stevens JD, Sekundo W (2003): Wellenfrontanalyse und adaptive Optiken. *Ophthalmologie* 100: 593–601.

Taneri S, Oehler S, Azar D (2011): Influence of Mydriatic Eye Drops on Wavefront Sensing With the Zywave Aberrometer. *Journal of Refractive Surgery* 27 (9): 678-85.

Thibos L (2004): Unresolved Issues in the Prediction of Subjective Refraction From Wavefront Aberration Maps. *Journal of Refractive Surgery* 20 (5): 533-36.

Thibos L, Hong X, Bradley A, Applegate R (2004): Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *Journal of Vision* 4: 329-351.

Thibos L, Wheeler W, Horner D (1997): Power Vectors: An Application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error. *Optometry and Vision Science* 74 (6): 367-75.

Wali U, Bialasiewicz A, Al-Kharousi N, Rizvi S, Baloushi H (2009): Subjective and quantitative measurement of wavefront aberrations in nuclear cataracts- a retrospective case controlled study. *Middle East African Journal of Ophthalmology* 16 (1): 9-14.

Walsh G, Charman WN, Howland HC (1984): Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye. *Journal of the Optical Society of America* 1(9): 987-92.

Walter KA, Gagnon MR, Hoopes PC Jr, Dickinson PJ (2006): Accurate intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis, bypassing corneal power. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 32(3): 425-9.

Wang L, Wang N, Koch DD (2003): Evaluation of refractive error measurements of the WaveScan Wavefront system and the Tracey Wavefront aberrometer. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 30(5): 942.

Wiley W, Bafna S (2011): Intraoperative Aberrometry guided cataract surgery. *International Ophthalmology Clinics* 51(2): 119-129.

Wilson S (2003): Wavefront analysis: Are we missing something? *American Journal of Ophthalmology* 136(2): 340-2.

Wong AC, Mak ST, Tse RK (2010): Clinical evaluation of the intraoperative refraction technique for intraocular lens power calculation. *Ophthalmology* 117(4): 711-6.

Zarei-Ghanavati S, Banaee T, Abrishami M, Dehghani A. (2011): Macular disease affects the outcome of ZyWave aberrometry. *Ophthalmic Surgery, Lasers & Imaging*. 42(1): 26-30.

Zhu X, Dai J, Chu R, Lu Y, Zhou X, Wang L (2009): Accuracy of WASCA aberrometer refraction compared to manifest refraction in Chinese adult myopes. *Journal of Refractive Surgery* 25: 1026-1033.

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einschlusskriterien.....	27
Tabelle 2: Subjektives Qualitätsgrading der WASCA-Messungen.....	36
Tabelle 3: Demographie des Studienkollektivs.....	38
Tabelle 4: Reproduzierbarkeit der WASCA-Refraktion am sitzenden Patienten.....	44
Tabelle 5: Deskriptive Statistik- Vergleich WASCA-Refraktion sitzend vs. subjektive Refraktion.....	48
Tabelle 6: Vergleich der sitzenden WASCA-Refraktion vs. der subjektiven Refraktion-M-IOLs.	49
Tabelle 7: Vergleich der WASCA-Messung mit der Pentacam (Astigmatismus): Mittelwert und Standardabweichung.....	51
Tabelle 8: Vergleich der WASCA-Messung mit der Pentacam (Astigmatismus): Pearson-Bravais-Korrelationsquotient.	52
Tabelle 9: Vergleich W1.1 (sitzend). vs. W2.M1. (liegend)- monofokale IOLs.	53
Tabelle 10: Vergleich W1.1. (sitzend) vs. W2.M1. (liegend)- M-IOLs.	53
Tabelle 11: Vergleich W2.M1. (liegend) vs. der subjektiven Refraktion.	54
Tabelle 12: Reproduzierbarkeit der Aphakiemessung.	55
Tabelle 13: Vergleich der Aphakiemessung mit Viscoelastikum vs ohne Viscoelastikum.	56
Tabelle 14: Vergleich Aphakie-Wert vs. Linsenwert.	56
Tabelle 15: Intraoperative Ausfallquote- monofokale IOLs.	59
Tabelle 16: Vergleich W2.M7 vs. W1.3 (subjektive Refraktion).....	62

Tabelle 17: Vergleich W2.M7 vs. W1.3 (WASCA-Refraktion).....	63
Tabelle 18: Vergleich W2.M7. vs. W1.3: Pearson-Bravais-Korrelationsquotient.	63
Tabelle 19: Vergleich W2.M7. vs. W1.3: 95%-Konfidenzintervalle.....	64
Tabelle 20: Subgruppenanalyse der Zylinderwerte – Pearson-Bravais-Korrelationsquotient.	65
Tabelle 21: Subgruppenanalyse der Zylinderwerte – Mittelwert/Standardabweichung.	65
Tabelle 22: Reproduzierbarkeit W1.2. (1 Tag postoperativ).	66
Tabelle 23: Reproduzierbarkeit W1.3. (1 Monat postoperativ).	67
Tabelle 24: Vergleich W1.3. vs. der subjektiven Refraktion.	67
Tabelle 25: Vergleich W1.3. vs. der subjektiven Refraktion- M-IOLs.	68
Tabelle 26: Reproduzierbarkeit der WASCA-Messung 3 Monate postoperativ.	69
Tabelle 27: Vergleich W1.4. vs. der subjektiven Refraktion.	70
Tabelle 28: Vergleich der W1.4. vs. der subjektiven Refraktion- M-IOLs.	70
Tabelle 29: Astigmatismusverlauf (n=4).	75
Tabelle 30: Vergleich W1.3. vs. der subjektiven Refraktion.	76
Tabelle 31: Vergleich W1.4. vs. der subjektiven Refraktion.	76
Tabelle 32: Vergleich der präoperativen WASCA-Messung vs. der subjektiven Refraktion.....	77
Tabelle 33: Reproduzierbarkeit der präoperativen WASCA-Messung	77
Tabelle 34: Ianchulev-Formel < -4,75 dpt.....	121
Tabelle 35: Ianchulev-Formel > -4,75 dpt.....	123

Tabelle 36: Leccisotti-Formel.....	126
Tabelle 37: Wong-Formel <25,5mm.....	129
Tabelle 38: Wong-Formel >25,5mm.....	129

lanchulev-Formel < -4,75 dpt.

N	Achsenlänge	SE	Li (Linsenwert implantiert)	Lb (Linsenwert berechnet)	SE (3Monate)	Li -Lb	SE-(Li-Lb)
1	24,76	7,71	15,50	15,50	-0,75	0,00	-0,75
2	24,29	9,10	15,50	18,28	-0,88	-2,78	1,91
3	28,01	6,64	7,50	13,35	0,50	-5,85	6,35
4	27,73	5,26	7,50	10,57	-0,25	-3,07	2,82
5	22,51	9,83	18,50	19,75	-0,13	-1,25	1,12
6	25,34	4,10	14,00	8,24	-1,25	5,76	-7,01
7	25,62	9,41	12,00	18,90	0,50	-6,90	7,40
8	25,65	5,53	9,00	11,11	-1,63	-2,11	0,48
9	24,27	10,14	19,50	20,37	-0,75	-0,87	0,12
10	23,50	9,25	21,50	18,59	-1,50	2,91	-4,41
11	23,75	10,16	19,50	20,42	-0,38	-0,92	0,55
12	26,14	9,28	19,50	18,64	0,38	0,86	-0,48
13	25,93	8,69	14,50	17,47	-0,25	-2,97	2,72
14	23,06	10,97	20,00	22,05	0,00	-2,05	2,05
15	24,36	9,99	17,50	20,07	-0,88	-2,57	1,69
16	24,20	5,94	18,00	11,94	-0,88	6,06	-6,94
17	24,48	10,88	17,00	21,86	0,13	-4,86	4,98

Tabelle 34: lanchulev-Formel < -4,75 dpt.

lanchulev-Formel > - 4,75 dpt.

N	Achsenlänge	SE	Li	Lb	SE	Li -Lb	SE- (Li-Lb)
1	24,78	12,15	19,00	17,24	-0,13	1,76	-1,89
2	24,70	12,94	19,50	18,27	0,50	1,23	-0,73
3	21,94	13,92	22,50	19,55	0,13	2,95	-2,83
4	23,36	16,28	20,00	22,61	-0,63	-2,61	1,98
5	24,07	15,53	22,50	21,64	-0,13	0,86	-0,99
6	24,46	12,22	22,00	17,33	-1,00	4,67	-5,67
7	23,58	14,83	21,00	20,73	1,38	0,27	1,10
8	22,89	15,46	19,50	21,54	0,13	-2,04	2,17
9	23,38	15,76	21,50	21,94	0,88	-0,44	1,31
10	23,04	15,21	24,50	21,22	-0,75	3,28	-4,03
11	23,04	13,39	24,50	18,85	-0,75	5,65	-6,40
12	25,03	12,29	18,00	17,43	-0,75	0,57	-1,32
13	23,45	14,33	22,00	20,07	-2,38	1,93	-4,30
14	24,05	14,77	20,00	20,65	-0,88	-0,65	-0,22
15	24,18	13,44	20,00	18,92	0,00	1,08	-1,08
16	24,44	11,32	17,00	16,16	-0,25	0,84	-1,09
17	22,78	16,23	27,00	22,55	-0,50	4,45	-4,95
18	21,57	16,16	25,50	22,45	-2,50	3,05	-5,55
19	22,20	16,28	25,50	22,61	-0,88	2,89	-3,76
20	23,82	12,46	20,00	17,65	0,00	2,35	-2,35
21	21,69	15,08	25,50	21,05	-0,50	4,45	-4,95
22	22,33	15,04	25,50	21,00	-1,50	4,50	-6,00
23	22,89	16,09	27,50	22,36	-1,13	5,14	-6,26

24	22,40	16,04	26,00	22,30	-0,75	3,70	-4,45
25	23,35	15,12	25,50	21,10	-0,50	4,40	-4,90
26	23,25	13,34	22,50	18,79	-0,63	3,71	-4,33
27	23,26	11,79	20,00	16,77	1,13	3,23	-2,10
28	24,48	11,60	19,00	16,52	0,50	2,48	-1,98
29	23,41	13,28	22,00	18,71	-0,50	3,29	-3,79
30	23,59	13,32	20,00	18,76	-0,13	1,24	-1,37
31	23,96	15,56	21,50	21,67	-1,50	-0,17	-1,33
32	22,25	16,33	28,00	22,68	-1,63	5,32	-6,95
33	25,83	11,43	14,00	16,31	-1,13	-2,31	1,18
34	22,31	14,98	23,50	20,92	0,50	2,58	-2,08
35	24,00	12,23	22,00	17,35	-0,88	4,65	-5,53
36	23,06	11,23	18,00	16,05	0,00	1,95	-1,95
37	24,02	13,20	19,00	18,60	0,13	0,40	-0,27
38	27,30	13,73	25,00	19,30	-1,50	5,70	-7,20
39	21,10	13,49	27,00	18,99	2,25	8,01	-5,76
40	23,46	13,18	21	18,58	-0,50	2,42	-2,92
41	21,23	12,71	20,00	17,97	-0,63	2,03	-2,65

Tabelle 35: Ianchulev-Formel > -4,75 dpt.

Leccisotti-Formel

N	SE	Linsenwert	Lb	SE	Li-Lb	Lb-Se
1	7,71	15,50	23,08	-0,75	-7,58	6,83
2	9,10	15,50	23,08	-0,88	-7,58	6,70
3	12,15	19,00	28,01	-0,13	-9,01	8,89
4	12,94	19,50	28,72	0,50	-9,22	9,72
5	13,92	22,50	32,95	0,13	-10,45	10,57
6	16,28	20	29,42	-0,63	-9,42	8,80
7	15,53	22,50	32,95	-0,13	-10,45	10,32
8	6,92	11,00	16,73	0,13	-5,73	5,86
9	12,22	22,00	32,24	-1,00	-10,24	9,24
10	14,83	21,00	30,83	1,38	-9,83	11,21
11	15,46	19,50	28,72	0,13	-9,22	9,34
12	15,76	21,50	31,54	0,88	-10,04	10,91
13	9,68	12,5	18,85	-0,75	-6,35	5,60
14	15,21	24,50	35,77	-0,75	-11,27	10,52
15	13,39	24,50	35,77	-0,75	-11,27	10,52
16	6,64	7,50	11,80	0,50	-4,30	4,80
17	5,26	7,50	11,80	-0,25	-4,30	4,05
18	9,83	18,50	27,31	-0,13	-8,81	8,68
19	12,29	18,00	26,60	-0,75	-8,60	7,85
20	14,33	22,00	32,24	-2,38	-10,24	7,87
21	4,10	14,00	20,96	-1,25	-6,96	5,71
22	9,41	12,00	18,14	0,50	-6,14	6,64
23	5,53	9,00	13,91	-1,63	-4,91	3,29

24	14,77	20,00	29,42	-0,88	-9,42	8,55
25	13,44	20,00	29,42	0,00	-9,42	9,42
26	6,44	8,5	13,21	4,75	-4,71	9,46
27	10,14	19,50	28,72	-0,75	-9,22	8,47
28	11,32	17,00	25,19	-0,25	-8,19	7,94
29	16,23	27,00	39,29	-0,50	-12,29	11,79
30	16,16	25,50	37,18	-2,50	-11,68	9,18
31	16,28	25,50	37,18	-0,88	-11,68	10,80
32	12,46	20,00	29,42	0,00	-9,42	9,42
33	15,08	25,50	37,18	-0,50	-11,68	11,18
34	15,04	25,50	37,18	-1,50	-11,68	10,18
35	16,09	27,50	40,00	-1,13	-12,50	11,37
36	16,04	26,00	37,88	-0,75	-11,88	11,13
37	15,12	25,50	37,18	-0,50	-11,68	11,18
38	13,34	22,50	32,95	-0,63	-10,45	9,82
39	11,79	20,00	29,42	1,13	-9,42	10,55
40	11,60	19,00	28,01	0,50	-9,01	9,51
41	13,28	22,00	32,24	-0,50	-10,24	9,74
42	13,32	20,00	29,42	-0,13	-9,42	9,30
43	15,56	21,50	31,54	-1,50	-10,04	8,54
44	9,25	21,50	31,54	-1,50	-10,04	8,54
45	10,16	19,50	28,72	-0,38	-9,22	8,84
46	16,33	28,00	40,70	-1,63	-12,70	11,08
47	9,28	19,50	28,72	0,38	-9,22	9,59
48	8,69	14,50	21,67	-0,25	-7,17	6,92

49	10,97	20,00	29,42	0,00	-9,42	9,42
50	9,99	17,50	25,90	-0,88	-8,40	7,52
51	11,43	14,00	20,96	-1,13	-6,96	5,84
52	14,98	23,50	34,36	0,50	-10,86	11,36
53	12,23	22,00	32,24	-0,88	-10,24	9,37
54	5,94	18,00	26,60	-0,88	-8,60	7,73
55	10,88	17,00	25,19	0,13	-8,19	8,32
56	11,23	18,00	26,60	0,00	-8,60	8,60
57	13,20	19,00	28,01	0,13	-9,01	9,14
58	13,73	25,00	36,47	-1,50	-11,47	9,97
59	13,49	27,00	39,29	2,25	-12,29	14,54
60	13,18	21	30,83	-0,50	-9,83	9,33
61	12,71	20,00	29,42	-0,63	-9,42	8,80

Tabelle 36: Leccisotti-Formel.

Wong-Formel < 25,5mm

N	Achsenlänge	SE	Linsewert	Lb	SE	Li-Lb	SE- (Li-Lb)
1	24,76	7,71	15,50	15,19	-0,75	0,31	-1,06
2	24,29	9,10	15,50	17,92	-0,88	-2,42	1,54
3	24,78	12,15	19,00	23,93	-0,13	-4,93	4,80
4	24,70	12,94	19,50	25,48	0,50	-5,98	6,48
5	21,94	13,92	22,50	27,42	0,13	-4,92	5,05
6	23,36	16,28	20,00	32,06	-0,63	-12,06	11,44
7	24,07	15,53	22,50	30,59	-0,13	-8,09	7,97
8	24,46	12,22	22,00	24,06	-1,00	-2,06	1,06
9	23,58	14,83	21,00	29,22	1,38	-8,22	9,59
10	22,89	15,46	19,50	30,45	0,13	-10,95	11,07
11	23,38	15,76	21,50	31,05	0,88	-9,55	10,42
12	23,04	15,21	24,50	29,95	-0,75	-5,45	4,70
13	23,04	13,39	24,50	26,37	-0,75	-1,87	1,12
14	22,51	9,83	18,50	19,36	-0,13	-0,86	0,73
15	23,45	14,33	22,00	28,22	-2,38	-6,22	3,85
16	24,05	14,77	20,00	29,10	-0,88	-9,10	8,22
17	24,18	13,44	20,00	26,47	0,00	-6,47	6,47
18	24,27	10,14	19,50	19,97	-0,75	-0,47	-0,28
19	24,44	11,32	17,00	22,29	-0,25	-5,29	5,04
20	22,78	16,23	27,00	31,97	-0,50	-4,97	4,47
21	21,57	16,16	25,50	31,83	-2,50	-6,33	3,83
22	22,20	16,28	25,50	32,07	-0,88	-6,57	5,70
23	23,82	12,46	20,00	24,55	0,00	-4,55	4,55

24	21,69	15,08	25,50	29,70	-0,50	-4,20	3,70
25	22,33	15,04	25,50	29,62	-1,50	-4,12	2,62
26	22,89	16,09	27,50	31,69	-1,13	-4,19	3,06
27	22,40	16,04	26,00	31,59	-0,75	-5,59	4,84
28	23,35	15,12	25,50	29,78	-0,50	-4,28	3,78
29	23,25	13,34	22,50	26,28	-0,63	-3,78	3,15
30	23,26	11,79	20,00	23,22	1,13	-3,22	4,34
31	24,48	11,60	19,00	22,84	0,50	-3,84	4,34
32	23,41	13,28	22,00	26,16	-0,50	-4,16	3,66
33	23,59	13,32	20,00	26,23	-0,13	-6,23	6,11
34	23,96	15,56	21,50	30,64	-1,50	-9,14	7,64
35	23,50	9,25	21,50	18,22	-1,50	3,28	-4,78
36	23,75	10,16	19,50	20,02	-0,38	-0,52	0,14
37	22,25	16,33	28,00	32,17	-1,63	-4,17	2,55
38	23,06	10,97	20,00	21,61	0,00	-1,61	1,61
39	24,36	9,99	17,50	19,67	-0,88	-2,17	1,30
40	22,31	14,98	23,50	29,50	0,50	-6,00	6,50
41	24,00	12,23	22,00	24,09	-0,88	-2,09	1,22
42	24,20	5,94	18,00	11,70	-0,88	6,30	-7,17
43	24,48	10,88	17,00	21,42	0,13	-4,42	4,55
44	23,06	11,23	18,00	22,12	0,00	-4,12	4,12
45	24,02	13,20	19,00	25,99	0,13	-6,99	7,12
46	2,73	13,73	25,00	27,05	-1,50	-2,05	0,55
47	21,10	13,49	27,00	26,58	2,25	0,42	1,83
48	23,46	13,18	21	25,96	-0,50	-4,96	4,46

49	21,23	12,71	20,00	25,04	-0,63	-5,04	4,41
----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	------

Tabelle 37: Wong-Formel <25,5mm.

Wong-Formel > 25,5mm

N	Achsenlänge	SE	Li	Lb	SE	Li-Lb	SE- (Li-Lb)
1	25,98	11,00	6,92	18,33	0,13	-11,41	11,54
2	26,62	12,5	9,68	20,625	-0,75	-10,95	10,20
3	28,01	7,50	6,64	12,975	0,50	-6,34	6,84
4	27,73	7,50	5,26	12,975	-0,25	-7,72	7,47
5	25,03	18,00	12,29	29,04	-0,75	-16,75	16,00
6	25,34	14,00	4,10	22,92	-1,25	-18,82	17,57
7	25,62	12,00	9,41	19,86	0,50	-10,46	10,96
8	25,65	9,00	5,53	15,27	-1,63	-9,75	8,12
9	27,36	8,5	6,44	14,505	4,75	-8,07	12,82
10	26,14	19,50	9,28	31,335	0,38	-22,06	22,44
11	25,93	14,50	8,69	23,685	-0,25	-15,00	14,75
12	25,83	14,00	11,43	22,92	-1,13	-11,49	10,37

Tabelle 38: Wong-Formel >25,5mm.

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Strahlenverlauf und Punktbild bei Koma (Carl Zeiss AG).....	13
Abbildung 2: Sphärische Aberration (Carl Zeiss AG).....	14
Abbildung 3: Verzeichnungstypen (Carl Zeiss AG).....	14
Abbildung 4: Aberrationen einer Wellenfront (Carl Zeiss AG).	16
Abbildung 5: Funktionsprinzip des Hartmann-Shack-Systems (Carl Zeiss AG).....	18
Abbildung 6: Funktionsprinzip eines Hartmann-Shack-Sensors (Carl Zeiss AG).....	19
Abbildung 7: Konzept des WASCA-Analyzers (Carl Zeiss AG).....	29
Abbildung 8: Subjektiver Qualitätsvergleich der WASCA-Messung: Monate 1-3 vs. 1-9.....	39
Abbildung 9: Subjektive Qualitätsbeurteilung der WASCA-Messungen-M-IOLs.	40
Abbildung 10: Qualitätsvergleich der WASCA-Messpunkte bezgl. der Altersabhängigkeit.	41
Abbildung 11: Qualitätsvergleich der WASCA-Messungen bzgl. der Visusabhängigkeit.....	42
Abbildung 12: Zeitlicher Qualitätsverlauf innerhalb der 3 Wiederholungsmessungen.	43
Abbildung 13: Vergleich der subjektiven Refraktion SE vs. WASCA SE mittels eines Bland-Altman-Diagramms. Die schwarze Mittellinie zeigt die durchschnittliche Differenz, die gestrichelten Linien liegen bei $\pm 1,96 \times \text{Stabw}$ der Differenz der individuellen Messwerte.	46

Abbildung 14: Vergleich der subjektiven Refraktion vs WASCA Refraktion unter Betrachtung der Vektorkomponente J0 mittels eines Bland-Altman-Diagramms.....	47
Abbildung 15: Vergleich der subjektiven Refraktion vs der WASCA Refraktion unter Betrachtung der Vektorkomponente J45 mittels eines Bland-Altman-Diagramms.	47
Abbildung 16: Vergleich der biometrisch ermittelten IOL vs. SE der Aphakiemessung.	57
Abbildung 17: Vergleich der biometrisch ermittelten IOL-Stärke vs. der Zielrefraktion der Formel.	58
Abbildung 18: Intraoperative Ausfallquote-monofokale IOLs.	59
Abbildung 19: Intraoperative Ausfallquote-M-IOLs.....	60
Abbildung 20: Intraoperative Ausfallquote-Torische IOLs.....	61
Abbildung 21: Astigmatismusverlauf nach LRI (4 Katarakt-Patienten).....	75
Abbildung 22: Betrachtung der Sphäre im Vergleich der subjektiven Refraktion vs. W1.1-Referenzgruppe.....	78
Abbildung 23: Betrachtung des Zylinders im Vergleich der subjektiven Refraktion vs. W1.1-Referenzgruppe.....	78
Abbildung 24: Betrachtung der Achse im Vergleich der subjektiven Refraktion vs. W1.1-Referenzgruppe.....	79

10. Danksagung

Mein Dank gilt in erster Linie der Augenklinik am UKE und Herrn Prof. Dr. med. Richard für die Ermöglichung dieser Dissertation. Mein spezieller Dank richtet sich an meinen Betreuer, Herr Dr. med. S. Linke, der mir mit Rat und Tat stets schnellstmöglich zur Seite gestanden hat und immer ein offener Ansprechspartner für mich gewesen ist. Desweiteren möchte ich mich bei der Firma Zeiss Meditec und Herrn Schiller bedanken: Wir sind ausführlich in das Gerät WASCA eingearbeitet worden und es hat ein reger Wissensaustausch zwischen forschender und klinischer Seite stattgefunden. Mein besonderer Dank richtet sich an unseren Optometristen Jan Dräger, der sowohl während der klinischen Phase eine wichtige Stütze für uns gewesen ist, als auch die statistische Auswertung vorgenommen hat.

Ausserdem möchte ich mich noch bei meiner Familie und meinem Freund für die ausdauernde moralische Unterstützung bedanken.

11. Lebenslauf

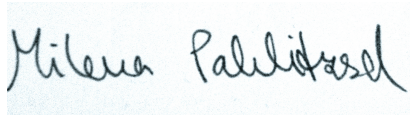
- Entfällt

12. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift:

A handwritten signature in blue ink, reading "Milena Paludis". The signature is written in a cursive style with a light blue background.