

4. DISKUSSION

Das optische System Auge mit den Hauptelementen Hornhaut und Linse konnte bisher nur mittels Sphäre, Zylinder und Achse quantitativ beschrieben werden. Mittlerweile ist die Bedeutung der Aberrationen und die Auswirkung auf die menschliche Sehqualität erkannt worden. Die Höhe der Aberrationen hängt dabei neben der Transparenz der Hornhaut und der Qualität der Linse besonders von der Pupillenweite und der Akkommodation ab. Weitere beeinflussende Faktoren sind Alter, Art und Größe der Fehlsichtigkeit und Symmetriefehler.

Messungen und Korrektur dieser Aberrationen stehen seit einigen Jahren im Fokus der wellenfrontgeführten refraktiven Chirurgie. Die individuell maßgeschneiderte korneale Ablation ermöglicht, Ametropien zu korrigieren, okuläre und korneale Aberrationen zu minimieren oder in geringerem Maße zu induzieren.

Präoperative Wellenfrontanalysen können detaillierte Informationen bezüglich der Abbildungsfehler niedriger und höherer Ordnung liefern. Ergänzend zu den bisherigen Topographie-Aufnahmen können nunmehr auch korneale Wellenfrontkarten als Grundlage für die Bestimmung des individuellen Ablationsprofils dienen und ermöglichen eine genauere Korrektur, sowohl der sphärisch-zylindrischen Refraktionsfehler als auch der Fehler der höheren Ordnung. Anhand eines Vergleichs der korneal und okulär bestimmten Aberrationen kann der Betrag und die Bedeutung der inneren Aberrationen abgeleitet und bei einer chirurgischen Korrektur berücksichtigt werden.

In der vorliegenden Untersuchung wurden mittels zwei verschiedener Wellenfront-Meßverfahren die kornealen und okulären Aberrationen der 2. bis 4. Ordnung einer Normal-Population erhoben. Es galt die Frage zu klären, ob die kornealen und okulären Aberrationen sich unter Berücksichtigung der genannten Faktoren voneinander unterscheiden und inwieweit die inneren Aberrationen eine Rolle spielen. Daher wurden die Korrelationen zwischen den kornealen und okulären Wellenfrontfehlern evaluiert, nach der Bland-Altman-Methode bewertet und signifikante Unterschiede zwischen beiden Meßverfahren mittels T-Test für gepaarte Stichproben gesichert. Die Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse wurde ermittelt sowie die Änderungen mit dem Alter, die Abhängigkeit der Refraktion und der Symmetrie-Status zwischen rechtem und linkem Auge analysiert und diskutiert.

4.1 Korneale und okuläre Aberrationen

Die klinisch relevanten Aberrationen liegen auf Grund von Untersuchungen zur Korrelation zwischen einzelnen bzw. kombinierten Zernike-Polynomen und der Kontrast-Sehschärfe, im Zentrum des Periodensystems. Das erklärt, neben Defokus (C04) und Astigmatismus (C03/05), die Bedeutung von Koma (C07/C08), sphärischer Aberration (C12) und sekundärem Astigmatismus (C13) (*Applegate 2002; Applegate 2003*). Diese und andere Abbildungsfehler haben einen Anteil von 98,6% für die ersten 3 Ordnungen bzw. 99,8% zum gesamten Wellenfrontfehler bis zur 4. Ordnung (*Castejón-Mochón 2002; Porter 2001*).

Daher konzentriert sich die Diskussion der Ergebnisse der hier vorliegenden Untersuchungen im Vergleich mit anderen Studien auf die optischen Aberrationsfehler der 2. bis 4. Ordnung. Die ungleichen methodischen Voraussetzungen bisheriger Studien erschweren jedoch den Vergleich der Wellenfrontmeßergebnisse erheblich. Allein bezüglich der Patientenkollektive mit unterschiedlicher Größe und Zusammensetzung (normalgesunde, pathologische oder Z. n. refraktiver Chirurgie), Alter, Refraktion, Visus können Unterschiede zu Meßergebnissen und Interpretation verursachen. Zudem fanden Untersuchungen ohne oder mit Mydratika unterschiedlicher Wirkungsweise statt und die Wellenfront-Ableitungen erfolgten für verschiedene Pupillenweiten von 4 bis 7 mm. Gemessen wurde ausschließlich korneal (*Guirao 2000a; Martinez 1998; Oshika 1999a; Oshika 2002a*) oder okulär (*Moreno-Barrusio 2001; Porter 2001; Seiler 2000*), selten aber vergleichend (*Barbero 2000; Barbero 2000a; Marcos 2001a; Mrochen 2003*). Außerdem wurden Aberrometer verschiedener Meßverfahren mittels Tscherning-Prinzip (*Mrochen 2001b; Seiler 2000a*) oder Hartmann-Shack (*Chalita 2004a; Liang 1997; Wang 2003b*) von unterschiedlichen Herstellern mit selbstentwickelten internen Formeln und Rechenmodellen eingesetzt. Selbst die Auswertung der Wellenfront-Meßergebnisse basierte auf uneinheitliche Kriterien, Definitionen und Darstellungen der Zernike-Koeffizienten, RMS-Fehler oder höheren Ordnungsfehler. Aus diesen Gründen beschränkte sich im folgenden die Diskussion auf nur vergleichbare Studien.

Die vorliegenden **Mittelwerte der kornealen und okulären Zernike-Koeffizienten** der 2. bis 4. Ordnung fielen mit Ausnahme von Defokus C04 (korneal 0,603 μm , okulär 0,720 μm) generell kleiner als 0,2 μm aus. Die mittleren Koma-Aberrationen C07 (korneal -0,025 μm ; okulär -0,055 μm) und insbesondere C08 (0,004 μm bzw. -0,003 μm) waren hierbei unbedeutend. Dagegen ergaben die sphärischen Aberrationen C12 (0,189 μm bzw. 0,089 μm) beider Verfahren größere Beträge als die Koma-Aberrationen (Kapitel 3.1.2, Tabelle 7 und 8).

Die dominierenden Aberrationen **niedrigerer Ordnung** mit Defokus C04 und Astigmatismus C05 bestätigten frühere Beobachtungen (*Castejón-Mochón 2002; Porter 2001*). Die allgemein sehr geringen Werte der mittleren Zernike-Koeffizienten der **höheren Ordnungen**, mit Ausnahme von sphärischer Aberration, die generelle **Abnahme der Aberrationen mit steigender Ordnung** sowie die bereits bei gesunden, normalen Augen auftretende hohe polynomabhängige **Variabilität**, wurde übereinstimmend auch von anderen Autoren berichtet (*Castejón-Mochón 2002; Kaemmerer 2000; Mrochen 2001b; Porter 2001; Wang 2003; Wang 2003b*).

Außerdem konnten zwischen den einzelnen Meßergebnissen große individuelle Unterschiede festgestellt werden. Beobachtet wurde eine hohe Streuung der Mittelwerte innerhalb eines Polynoms mit relativ großen Standardabweichungen und je kleiner die Meßwerte wurden, desto größer wurde auch die relative Schwankungsbreite. Innerhalb der 3. Ordnung reichte die Verteilung korneal von -0,987 μm bis 0,735 μm bzw. okulär von -0,784 μm bis 0,350 μm und in der 4. Ordnung von -0,154 μm bis 0,294 μm bzw. -0,130 μm bis 0,268 μm . Die Koma-Formen wiesen die größten Streuungen auf, wobei diese okulär geringer ausfielen als korneal (Kapitel 3.1.2, Tabelle 7 und 8).

Die Größe der kornealen und okulären Zernike-Koeffizienten stimmte gut mit den Angaben von größeren Studien überein. Vergleichsweise rangierten bei *Wang (2003 und 2003b)* die Zernike-Koeffizienten der 3. Ordnung korneal zwischen -0,58 μm bis 0,57 μm ; bzw. okulär -0,56 μm bis 0,38 μm und der 4. Ordnung -0,32 μm bis 0,54 μm bzw. -0,33 μm bis 0,36 μm .

Bezüglich der sphärischen Aberration C12 waren die eigenen Werte geringer als die der vorgenannten Studien. Korneal wurden 0,013 μm bis 0,294 μm bzw. okulär von -0,058 μm bis 0,268 μm bestimmt. Dagegen ermittelte *Wang (2003 und 2003b)*

korneale Koeffizienten für C12 zwischen 0,06 μm bis 0,54 μm bzw. okulär -0,27 μm bis 0,36 μm .

Dabei wurde die **Dominanz der kornealen gegenüber den okulären Aberrationen** anhand eigener Zahlen (Kapitel 3.1.2, Tabelle 7 und 8) ebenso ersichtlich, wie bereits in früheren Studien (*Mrochen 2003; Wang 2003; Wang 2003b*). Der Gesamt-Anteil der Abbildungsfehler der höheren Ordnung betrug korneal 0,368 μm und okulär 0,255 μm , wobei der Betrag aus der Summe der RMS-Werte der 3. und 4. Ordnung resultierte. Real war die Summe tatsächlich noch kleiner, da eine Summe von RMS-Fehlern stets geringer ist, als das Ergebnis aus der reinen mathematischen Addition. Im Vergleich zu den anderen Studien lag der Gesamtbetrag für die kornealen höheren Ordnungen bei $0,479 \pm 0,124 \mu\text{m}$ und okulär $0,305 \pm 0,095 \mu\text{m}$ bei einem sphärischen Äquivalent korneal von $3,0 \pm 3,0$ Dioptrien sowie okulär von $-3,39 \pm 2,84$ Dioptrien (*Wang 2003; Wang 2003b*). Da das durchschnittliche sphärische Äquivalent der untersuchten Stichprobe nur $-0,78$ Dioptrien (SD $\pm 1,64$ D) betrug, könnten die tendenziell größeren Aberrationen und die größere Variabilität jener Arbeiten auch mit der höheren Refraktionsbreite zusammenhängen.

4.2 Reproduzierbarkeit

Obwohl die Ermittlung der Reproduzierbarkeit von Wellenfront-Messungen bedeutsam für die klinische Anwendung ist, wie beispielsweise für die wellenfrontgeführte LASIK, und mit ihr die Voraussagbarkeit und Genauigkeit von Ergebnissen entscheidend beeinflusst wird, gibt es derzeit dazu nur wenige Untersuchungen (*Gobbe 2002; Hament 2002; Mirshahi 2003; Mrochen 2000; Wang 2003c*).

In vorliegender Arbeit wurde die beste Reproduzierbarkeit für die Aberrationen der höheren Ordnung korneal und okulär für die Polynome Koma C07/C08 und sphärische Aberration C12 ermittelt. Korneal war die Reproduzierbarkeit für Koma vertikal C08 wesentlich besser als für die horizontale Koma C07.

Für schwierige, insbesondere neue biologische Meßverfahren, wurde eine Reproduzierbarkeit bis zu 50% als noch gerade vertretbar erachtet (*Gobbe 2002*). Bei Betrachtung aller Variationskoeffizienten auf Basis des Medians, kann daher eine polynomabhängige gute (5,1% bei korneal C12) bis gerade noch akzeptable (51,5% bei okulär C11) Reproduzierbarkeit festgestellt werden. Dennoch können solche Meßergebnisse noch nicht als ausreichend reproduzierbar angesehen werden, da im Allgemeinen eine Reproduzierbarkeit mit Variationskoeffizienten bis maximal 10% angestrebt werden sollte.

Darüber hinaus zeigten einzelne Messungen zum Teil erhebliche Schwankungen. Zu erklären ist dies auch mit den sehr kleinen, ab der 3. Ordnung gegen Null tendierenden Meßwerten, die eine viel größere Fehlerbreite bedingen und daher zu einer hohen Variabilität bzw. schlechteren Reproduzierbarkeit beitragen.

Für einen Vergleich der **Reproduzierbarkeit kornealer Meßergebnisse** basierend auf Messungen mit einem kornealen Topographen konnte nur eine Studie herangezogen werden (*Gobbe 2002*). Während für die sphärische Aberration 21% angegeben wurde, mußte für Koma C07 mit 72% und C08 mit 111% auch eine ungenügende Reproduzierbarkeit festgestellt werden.

Anhand der eigenen Werte konnte mit dem untersuchten Topographen für Koma horizontal C07 jedoch mit 11,9% und Koma vertikal C08 mit 5,7 % sowie C12 mit 5,1% eine sehr gute Reproduzierbarkeit bewiesen werden.

Die schlechte Reproduzierbarkeit auf Grund sehr kleiner Meßwerte scheint durch Beobachtungen eines parallelen Anstiegs der Reproduzierbarkeit mit der Größe der Aberrationen bei zunehmender Pupillengröße erklärbar zu sein. RMS-Fehler bis zur 4.Ordnung bei 3 mm hatten einen Wert von 84%. Bei einer Pupillenweite von 6 mm konnte eine Verbesserung auf 39% registriert werden (*Gobbe 2002*).

Die polynomabhängige Reproduzierbarkeit scheint auch auf die unterschiedliche Größe der einzelnen Zernike-Koeffizienten zurückzuführen zu sein.

Eine vergleichbare **Reproduzierbarkeit okulärer Messungen** mit einem Hartmann-Shack-Gerät ergab für Sphäre 0,15 D (7%), für Zylinder 0,16 D (22%) und für die höheren RMS-Fehler (3. bis 5. Ordnung) mit 0,097 μm (13,4%) vor (*Mirshahi 2003*). Für Koma (ohne nähere Spezifizierung) berichteten die Autoren einen Wert von 19,3% sowie für sphärische Aberration C12 von 13,9% - ähnlich eigenen Ergebnissen für okuläre Koma C07 mit 21,8% bzw. für C08 mit 24,8% und C12 mit 12,8%. Für einen Hartmann-Shack-Sensor (Zywave) wurde eine Reproduzierbarkeit der Messungen für Sphäre und Zylinder mit je $\pm 0,29$ D bei 20 untersuchten, jeweils dreimal gemessenen, myopen Augen angegeben (*Hament 2002*). Ähnliche Ergebnisse wurden bei der Evaluierung der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von je drei konsekutiven Refraktionsfehler-Messungen an 35 Augen mit einem anderen Hartmann-Shack-Sensor und von 48 Augen mit einem auf „Tracey“-Technologie, die auf die räumliche Auflösung der Refraktionsvermessung basierenden Aberrometer erzielt. Auf der doppelten Standardabweichung beruhend, wurden jeweils für Sphäre 0,29 D und für Zylinder 0,16 D bzw. 0,36 D und 0,33 D ermittelt (*Wang 2003c*). Bereits in Kapitel 1.3 wurde die sehr gute Reproduzierbarkeit von fünf wiederholten Messungen an 300 Augen mit einem Tscherning-Aberrometer erwähnt (*Mrochen 2000*).

Vergleicht man die **Präzision der Geräte** zur Erfassung der kornealen und okulären Aberrationen, so scheint bei gleicher theoretischer Reproduzierbarkeit von 0,1 D (sph) die Ableitung der Wellenfrontfehler auf Basis der kornealen Topographie auf

Grund der kleineren Variationskoeffizienten genauer zu sein. Obwohl das theoretische Auflösungsvermögen beim Aberrometer mit $0,1 \mu\text{m}$ größer ist, als beim Keratron Scout mit $1 \mu\text{m}$, ist zu vermuten, daß die Anzahl der Meßpunkte eine wesentliche Rolle bei der Reproduzierbarkeit und Genauigkeit spielt. Okuläre Messungen basierten auf nur 168 Meßpunkten, demgegenüber wurden 7168 Meßpunkte beim kornealen Topographen ausgewertet.

Von der Hornhaut-Topographie abgeleitete Wellenfronten könnten außerdem eine nicht hinreichend präzise Erfassung der Hornhaut-Kurvatur und Rekonstruktion der Geometrie aus den Höhendaten einerseits, als auch die mathematische Zerlegung in Zernike-Funktionen andererseits, zu Grunde liegen (*Guirao 2000; Wilson 2001*). Ursprünglich sind die Topographen zur Aufdeckung und Erkennung von kornealen Irregularitäten (z.B. Keratokonus) entwickelt worden. Zuverlässige Informationen sind nur von einer normalen Hornhaut, die einem sphärozyklindrischem Ideal entspräche, zu erwarten. Eine entsprechende hohe Meßgenauigkeit, besonders in Apexnähe und Peripherie, ist heute für die Ableitung kornealer Wellenfronten und für die individuell angepaßte Ablation notwendig. Derzeit gibt es allerdings noch keine Topographie-Geräte, die die geforderte Präzision für eine wellenfrontgeführte Ablation aufweisen (*Wilson 2001*).

Möglicherweise sind auch **Fehler im Meßprozeß** kornealer Aberrationen nicht auszuschließen, z.B. Kippung zwischen optischer Achse der Kornea und der Achse des Instrumentes, Abbildungsunschärfe (Defokus) der projizierten Ringe und suboptimale Ausrichtung des Auges (*Guirao 2000*). Auch die Messungen der okulären Aberrationen mit dem Wellenfront-Aberrometer können Fehlereinflüssen unterliegen. Auf Grund eigener Erfahrungen können seitens des Untersuchers wegen fehlender Positions- und Fixationskontrolle Meßgenauigkeiten nicht ausgeschlossen werden. Außerdem könnte die Intensität des Lichtstrahls im Augenblick des Meßvorganges Fixationsunruhe auslösen. Bereits durch den Meßvorgang selbst erzeugte geringste Dezentrierungen führten bereits zu großen Standardabweichungen innerhalb einer Meßreihe (*Mirshahi 2003*).

Zusätzlich wird die **Höhe der Variabilität** durch biologische Einflüsse bestimmt. Wie hoch sie sein kann, ging aus Vergleichsmessungen zur Reproduzierbarkeit zwischen

einem menschlichen und künstlichen Auge hervor (*Liang (1997)*). Basierend auf 20 wiederholten Messungen mit einem Hartmann-Shack-Sensor wurde dabei eine mittlere Standardabweichung erfaßt, die beim künstlichen Auge 35fach kleiner als beim menschlichem Auge war. Dabei kann die Meßqualität besonders von der Tränenfilmstabilität abhängen (*Koh 2002*). Auch akkommodative Mikrofluktuationen (*Artal 2002a; He 2000*), die Wahl der Mydriatika zur Pupillendilatation (*Giessler 2002*), eine flukturierende Pupillengröße und geringe Glaskörperänderungen (*Hament 2002*) können Einfluß auf die erhaltenen Werte haben.

Es kann festgehalten werden, daß die Höhe der Reproduzierbarkeit besonders von der Größe der einzelnen gemessenen Aberrationen abhängt. Daher sind neben der höheren Anzahl der Meßpunkte die kornealen Aberrationen im Vergleich zu den okulären Aberrationen, besser reproduzierbar. Da auch mit steigender Ordnung die Werte abnehmen und gegen Null tendieren, nimmt die Fehlerbreite (Standardabweichungen) von wiederholten Messungen zu und die Reproduzierbarkeit wird schlechter. Im Hinblick auf die Anwendung der wellenfrontgeführten Korrekturen mit angestrebter Reduzierung höherer Aberrationen ist präoperativ eine kritische Bewertung der Wellenfrontanalysen unter dem Aspekt der Reproduzierbarkeit deshalb unerlässlich.

4.3 Korrelation kornealer und okulärer Aberrationen

Die Korrelationsanalysen ergaben im wesentlichen mit steigender Ordnung eine **allgemeine Abnahme des Zusammenhanges zwischen kornealer und okulärer Aberrationen**. Besonders relevante signifikante Korrelationen ließen sich für Defokus C04, Astigmatismus C05 und Aberrationen der 3. Ordnung übereinstimmend mit Ergebnissen einer Studie, die ebenfalls korneale und okuläre Aberrationen mit einem Topographiesystem und einem Wellenfrontaberrrometer vom Tscherning-Typ für 33 unbehandelte myope Augen verglich, nachweisen (*Mrochen 2003*). Jedoch konnten im Gegensatz zur vorliegenden Studie keine signifikanten Korrelationen ab der 4. Ordnung gefunden werden, wobei die unterschiedlichen Korrelationen auf die kleinere Fallzahl zurückzuführen sein könnten.

Eine Verringerung der Korrelation ist einerseits mit der abnehmenden Größe der absoluten Wellenfrontfehler mit steigender Ordnung (Kapitel 3.3, Tabelle 9) erklärbar. Eine zu geringe Sensitivität der verwendeten Geräte beider Verfahren, hier mit einem Auflösungsvermögen von 1 µm, führte zu einer höheren Streuung der Werte (*Mrochen 2003*).

Andererseits, deuten die guten Korrelationen, besonders für Astigmatismus und Aberrationen der 3. Ordnung, wegen zu geringer zusätzlicher innerer Einflüsse auf den überwiegenden Ursprung in der Kornea hin. Ab der 4. Ordnung korrelierten die kornealen und okulären Wellenfrontfehler weniger und bei älteren Personen sogar nicht mehr. Daher liegt eine natürliche Kompensation der kornealen Aberrationen durch intraokulare Strukturen, insbesondere durch die kristalline Linse nahe (*Artal 1998; Glasser 1998; Guirao 1999; McLellan 2001; Smith 2001*).

4.4 Bedeutung der korneal-okulären Differenzanalyse

Werden unter dem Aspekt der sogenannten inneren Aberrationen die kornealen und okulären Koeffizienten und deren absolute Differenz je Polynom unter Berücksichtigung der Vorzeichen einzeln betrachtet, so konnte festgestellt werden, daß, sofern der okuläre Koeffizient größer ist als der korneale Koeffizient, die inneren Aberrationen einen zusätzlichen Beitrag zu den kornealen Aberrationen leisten müssen. Ist dagegen der korneale Koeffizient größer als der okuläre Koeffizient, heißt dies, daß die kornealen Fehler zum Teil durch die inneren Strukturen verringert werden. Je größer diese Differenz, um so größer ist der Einfluß der Linse und zu einem geringen Anteil auch der Hornhaurückfläche. Mit abnehmender Differenz verringern sich die inneren Kompensationsmechanismen und die kornealen Fehler dominieren. Sind die kornealen und okulären Koeffizienten von gleicher Größe, sind nur noch die Aberrationen der Hornhaut maßgebend.

Vergleicht man in vorliegender Studie die kornealen und okulären Aberrationen einzelner Polynome, kann keine generelle Übereinstimmung der kornealen Meßwerte mit den okulären Werten innerhalb der vorgegebenen Grenzen festgestellt werden. Die fehlende Übereinstimmung bei den Koeffizienten C04 (Defokus), C07 (Koma horizontal), C08 (Koma vertikal), C12 (sphärische Aberration) weist daher auf einen nicht zu vernachlässigenden Betrag der inneren Aberrationen hin. Eine Interaktion zwischen Linse und Hornhaut scheint daher eine besondere Rolle zu spielen.

Signifikante Differenzen wurden auch für Astigmatismus C05 und Dreiblatt C06/09 ermittelt (Kapitel 3.4 Tabelle 11). Bezüglich Astigmatismus C03 wurde dagegen ein fast gleich großer Betrag beider Aberrationen registriert. Das ließe den Schluß zu, daß dieser Koeffizient vorwiegend korneal dominiert wird.

In diesem Zusammenhang ist die klinisch häufig festgestellte Kompensation des viel höheren kornealen, topographisch nachgewiesenen Astigmatismus durch einen vorhandenen **lentikulären Astigmatismus** erklärbar. Der resultierende refraktive Astigmatismus stellte sich geringer dar, denn zahlreiche Augen haben einen intraokulären Astigmatismus (lentikulär) von etwa 0,5 Dioptrien (*Artal 1998; Mrochen 2003*). Die enge Beziehung zwischen kornealen und inneren Aberrationen wird auch

bezüglich der Achsenlage des Astigmatismus im Altersprozeß deutlich. Die klinisch zu beobachtende Veränderung des Astigmatismus und der Achsenlage auf Grund der Abnahme des kornealen Radius, Änderung der Asphärizität und Entwicklung der ursprünglich ellipsoiden hin zur sphärischen Form der Kornea, ist Ausdruck des Zusammenspiels der beteiligten Aberrationen (*Guirao 2000a*). Der ursprüngliche horizontale Astigmatismus (mit der Regel) in jüngeren Jahren richtet sich zunehmend schräg bzw. vertikal (gegen die Regel) im Alter aus. Dabei bleibt die Achse der inneren Oberflächen generell mit dem Alter konstant bei etwa 90° , die Achse der Kornea ist dagegen bei Jüngeren 0° (*Artal 2002*). Da bei jüngeren Menschen die kornealen Aberrationen allgemein größer als die okulären Aberrationen sind, wirkt die innere Kompensationskraft mit resultierendem geringerem Gesamtastigmatismus mit der Regel. Im Alter geht dieser Kompensationsmechanismus durch die sich ändernden inneren Aberrationen (Linse, Hornhaut-Rückfläche) verloren und bedingt bei Älteren die relativ übereinstimmende korneale und okuläre (refraktive) Achse mit größerem Astigmatismus. Für einen 53jährigen Probanden der vorliegenden Studie traf dies mit okulär um 1 Dioptrie größerem Astigmatismus und relativ übereinstimmender Achse zu. Dieser Ansatz erklärt somit auch die zunächst widersprüchlich anmutende Differenz eigener Messungen bei überwiegend jüngeren Probanden bezüglich der Größe des Astigmatismus und besonders den beobachteten korneal-okulären Achsenunterschieden bis mehr als 90 Grad. In 7 Augen wurde ein lentogener Astigmatismus gefunden, der den kornealen Astigmatismus um mehr als 1 Dioptrie reduzierte. Bei zwei dieser Fälle zeigte sich ein Achslagenunterschied von 113° bzw. 48° (Kapitel 3.1.1, Tabelle 4 und 5). Die genaue Überprüfung der Wechselwirkung zwischen kornealen und okulären Aberrationen bei Menschen mit einem lentogenem Astigmatismus sollte in weitergehenden Untersuchungen erfolgen.

Während für die **Koma-Aberrationen** keine signifikanten korneal-okulären Unterschiede ermittelt wurden, stand im Kontrast dazu die größte Differenz im Fall der **sphärischen Aberrationen**. Die korneale Aberration erwies sich hier signifikant größer als die okuläre Aberration. Daraus kann auf eine teilweise Kompensation der kornealen sphärischen Fehler durch innere Strukturen geschlossen werden.

Bereits frühere experimentelle Studien versuchten, die Bedeutung der inneren Aberrationen zu erfassen. Anhand eines Vergleichs kornealer und okulärer Aberrationen junger Probanden wurde beispielsweise die Rolle der Linse mit Hilfe der direkten Subtraktion voneinander bzw. durch Neutralisation der Kornea mit Salzwasser, untersucht (*Artal 1998*). Dabei wurden signifikant größere korneale Aberrationen für Koma und sphärische Aberration, als für das gesamte Auge nachgewiesen. Die Ermittlung des Betrages innerer Aberrationen ergab, daß durchschnittlich 80% der sphärischen kornealen Aberrationen und 50% der kornealen Koma von der Linse signifikant kompensiert wurden (*Artal 1998*). Es erwies sich, daß der jeweilige Betrag der kornealen und isolierten inneren Aberrationen größer war, als der für das komplette Auge. Der Ausgleich der Fehler von der anterioren Hornhaut-Oberfläche durch innere Strukturen, insbesondere der kristallinen Linse als Hauptkomponente, die posteriore Fläche der Kornea mit eingeschlossen, bewirkte eine Verbesserung der Sehqualität (*Artal 2002*). Der Befund der signifikanten negativen Korrelation zwischen kornealer und innerer Aberrationen untermauert die bedeutsame Verbindung und mit ihr das Gleichgewicht der individuellen Aberrationen zwischen Kornea und intraokularer Strukturen. Negative sphärische Aberrationen der Hornhaut und positive der Linse führen zu einem deutlich niedrigeren Niveau der okulären sphärischen Aberrationen. Die Kompensation der sphärischen Abbildungsfehler kann bei jüngeren Menschen 57 % bis 84,1 % (*Marcos 2001a*) und bei den Älteren noch bis zu 56,2 % betragen (*Smith 2001*).

Daß die **inneren Aberrationen** bei der Kompensation kornealer Aberrationen durch die Linse eine Rolle spielen, erhärtete ein Bericht über beidäugige Untersuchungen an einer jungen 30jährigen unilateralen aphaken Patientin (*Barbero 2002*). Während das aphake Auge eine Korrespondenz von 98,4 % zwischen kornealen und okulären Aberrationen aufwies (mit Ausnahmen für Astigmatismus und Koma), galt dies nicht für das normale Auge, obgleich die kornealen gegenüber den inneren Aberrationen dominierten. Die meisten kornealen Polynome waren größer als die zugehörigen okulären Werte, die für die kompensatorische Rolle der Linse im normalen Auge sprachen. Die kornealen Fehler der 3. Ordnung wurden zu 66,7% durch die inneren Aberrationen kompensiert. Auch resultierte eine viel geringere gesamtsphärische Aberration, als die korneale sphärische Aberration. Im Gegensatz hierzu stand das

aphake Auge, bei dem sich die inneren Aberrationen (z.B. von der posterioren Kornea) zu den kornealen Aberrationen noch addierten und zum fast gleich großen Betrag der okulären Aberrationen führten (*Barbero 2002*).

Die inneren Aberrationen werden überwiegend, aber nicht allein durch die Linse bestimmt. Da die Rückfläche der Hornhaut mit daran beteiligt ist, kann sie bei Auftreten eines Keratokonus die Aberrationen mit beeinflussen. Die hochdominanten Aberrationen der Hornhautoberfläche, neben Astigmatismus insbesondere Koma (3,7fach gegenüber normal), begründen den ähnlich hohen Betrag der okulären Aberrationen. Die Ähnlichkeit der kornealen und okulären Aberrationen ist für das Auge im früheren Stadium des Keratokonus wegen der zunehmenden Hornhaut-Rückflächen-Änderung und des resultierenden Anstiegs der inneren Aberrationen größer als im fortgeschrittenen pathologischen Prozeß. Die sphärischen Aberrationen dagegen bleiben, auf Grund der mehrfach erwähnten kompensatorischen Rolle der Linse, unbeeinflusst (*Barbero 2002a*).

4.5 Einfluß von chirurgischen Eingriffen auf die Aberrationen

Refraktiv-chirurgische Eingriffe können das **korneal-okuläre Gleichgewicht** nachhaltig stören (*Guirao 2002*). Auch nach einer Katarakt-Operation mit Implantation einer intraokularen Linse (IOL) kann es beispielsweise trotz Sehverbesserung zu einer Verminderung der Sehqualität kommen. Die Kontrastsehfähigkeit nach Operation der Katarakt und Versorgung mit bisher noch üblicher sphärischer IOL ist verringert gegenüber Personen gleichen Alters ohne Operation (*Guirao 2002*). Die Entwicklung und der Einsatz asphärischer intraokularer Linsen bessert dagegen die Kontrastsensitivität (*Bellucci 2004; Mester 2003; Werner 1999*). Aber eine bereits gering dezentrierte IOL dieser Art reduziert die Bildqualität mehr als die konventionellen Intraokularlinsen (*Guirao 2002; Marcos 2002*).

Auch die LASIK führt zu einem Verlust des Gleichgewichtes der Aberrationen. Insbesondere sphärische korneale und okuläre Aberrationen sind nach Standard-LASIK individuell gesteigert. Obwohl sich bei normalen Augen die kornealen und okulären Aberrationen unterscheiden, läßt sich nach einem chirurgischem Eingriff an der Hornhaut ein hoher Grad der Übereinstimmung nachweisen (RMS total/korneal

$r = 0,97$; $p < 0,0001$) (Marcos 2001). Da die Korrelation zwischen kornealen und okulären Aberrationen präoperativ ($r = 0,73$; $p < 0,0024$) kleiner als postoperativ war, stützt dieser Befund die bedeutende Beziehung zwischen kornealen und inneren Aberrationen (Marcos 2001). Es ist in etwa einem Drittel der Fälle möglich, daß ein präoperativer Betrag von negativen inneren Aberrationen den Betrag von positiven sphärischen kornealen Aberrationen übertrifft. Durch die von der LASIK produzierten positiven sphärischen Aberrationen an der anterioren Hornhaut kann es zum Ausgleich der negativen inneren sphärischen Aberrationen kommen. Entgegen der erwarteten topographischen Voraussage resultiert mit einer möglichen Senkung der okulären sphärischen Aberration ein gutes Sehvermögen ohne Kontrastverlust (Marcos 2001a).

Um das empfindliche Gleichgewicht auch nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen zu erhalten, ist die Berücksichtigung der inneren sphärischen Aberrationen mit von großer Bedeutung. Obwohl die meisten Änderungen an der vorderen Hornhautoberfläche stattfinden, sind häufig die chirurgisch induzierten Aberrationen nur durch Kenntnis allein der kornealen Aberrationen nicht zu erklären. Auf Grund intra- und postoperativer biomechanischer Wirkungen an der Rückfläche der Hornhaut und der Interaktionen zwischen verschiedenen okulären Komponenten, kann eine Kombination der Messung der kornealen und der gesamten okulären Aberrationen, zu einem besseren Verständnis und vollständigen Beurteilung der visuellen Qualität führen.

4.6 Einfluß von Alter auf die kornealen und okulären Aberrationen

Mit zunehmendem **Alter** kann das Sehvermögen auf Grund optischer und neuronaler Faktoren sinken. Die reduzierte retinale Abbildung ist, neben einem Anstieg der Lichtstreuung (Kuroda 2002), auf die Abnahme der Kontrastsensitivität und die damit verbundene Senkung der MTF zurückzuführen. Es wurden die Altersprozesse der Linse untersucht (Glasser 1998) sowie die Änderung der optischen Qualität der Hornhaut mit dem Alter auf Grund von Radius- und Astigmatismusänderungen nachgewiesen (Guirao 2000a). Die endgültige Abbildungsqualität wurde hauptsächlich vom Gleichgewicht zwischen den Aberrationen der Linse und der

Kornea bestimmt (*Artal 1998; Artal 2002*). In diesem Zusammenhang stand ein mit zunehmendem Alter annähernd linearer Anstieg der monochromatischen Aberrationen (*Calver 1999; Guirao 1999; Guirao 2000a; McLellan 2001; Oshika 1999*). Der Anstieg sowohl kornealer als auch okulärer Aberrationen der höheren Ordnung scheint ab dem 45. bzw. bereits ab dem 40. Lebensjahr klinisch relevant zu sein (*Artal 2002; Kaemmerer 2000*). Während einige Studien keine Steigerung der sphärischen, aber aller übrigen kornealen und okulären Aberrationen belegten (*Oshika 1999; Wang 2003; Calver 1999*), wurde andererseits von signifikanten okulären sphärischen Änderungen, aber fehlenden Signifikanzen für Koma sowie vom Trend der allgemeinen Abnahme der Korrelation mit steigender Ordnung und höherem Alter berichtet (*McLellan 2001*).

Die eigenen Messungen bestätigten bei den älteren Probanden einen Anstieg der kornealen und okulären Fehler höherer Ordnung. Trotz der ungleichen Gruppengröße standen die Resultate im Konsens zu den Ergebnissen weiterer Studien (*Wang 2003; Wang 2003b*).

Der Anstieg des okulären horizontalen Koma-Fehlers beruhte auf der Zunahme der kornealen Koma-Aberrationen wegen der altersbedingten Änderung der Hornhautgeometrie (*Guirao 2000a*). Dafür sprachen auch die besonders hohe Korrelation der Koma-Aberrationen bei den älteren Probanden und die fehlende korneal-okuläre Differenz auf Grund nachlassender Kompensation durch die alternde Linse.

Während für die jüngeren Teilnehmer signifikante Korrelationen für die Wellenfrontfehler aller vier Ordnungen ermittelt wurden, könnte die fehlende Korrelation für Astigmatismus C05 und der Aberrationen der 4. Ordnung bei den Älteren, auf altersbedingte Veränderungen der Linse zurückzuführen sein.

Da sich im Gegensatz zu den asymmetrischen Fehlern rotationssymmetrische Aberrationen der Hornhaut von Jung und Alt nicht wesentlich unterscheiden (*Oshika 1999a*) und die kornealen Aberrationen mit dem Alter nur moderat steigen, sind die größeren okulären Aberrationen der Älteren gegenüber jüngeren Personen infolge Änderungen linsenbedingter Aberrationen anzunehmen. Unterstützt wurde diese Annahme auf Grund einer größeren Variabilität der Aberrationen innerer Strukturen mit steigender Tendenz bei älteren Probanden (*Artal 2002*).

Es scheint, daß eine nicht sklerotische Linse die kornealen Aberrationen (einschließlich Astigmatismus, Koma und sphärische Aberration) teilweise kompensieren kann. Daher sind im Vergleich zu den Älteren die ermittelten okulären Aberrationen kleiner als die kornealen Aberrationen, die letztlich zu einer Steigerung der Bildqualität führen sollen (*Artal 1998; Artal 2002*). Mit der Änderung linsenbedingter Aberrationen mit dem Alter ist ein zunehmender Verlust der Kompensation teilweise oder komplett möglich und erklärt den Gesamtanstieg der Aberrationen bis auf das 10fache (gegenüber korneal) und die Reduktion der Bildqualität im höheren Lebensalter (*Artal 2002*). Ein 10facher Anstieg konnte für Koma durch die eigenen Untersuchungen bestätigt werden. Die der Linse zuzuschreibende Steigerung der okulären Aberrationen ist allerdings nicht überraschend, denn die Linse wächst im Laufe des Lebens mit Änderungen im Vertex-Radius der Krümmung und in der Verteilung des refraktiven Index (*Smith 2001*). Mittels direkter Messungen monochromatischer Aberrationen an isolierten Linsen wurden ebenfalls altersbezogene Änderungen untersucht (*Glasser 1998*). Die Autoren schlossen auf eine Verschiebung von negativen sphärischen zu positiven sphärischen Werten der kristallinen Linse mit dem Alter, wobei die Umkehrung der Vorzeichen bei etwa 40 Jahren liegen soll.

Diese Fakten erklären auch die eigenen Meßergebnisse okulärer sphärischer Aberrationen, die eine Verschiebung um das 2fache in positive Richtung bei Älteren zeigen (Tabelle 13). Bei konstanten kornealen sphärischen Aberrationen unterstützt zusätzlich die fehlende Korrelation zwischen kornealen und okulären Aberrationen ($r = -0,27$; $p = 0,2320$) im Vergleich zur jüngeren Altersgruppe ($r = 0,56$; $p < 0,0001$) - auf Grund der Entkopplung dieser Aberrationen und des Kompensationsverlustes - die Hypothese der Veränderung innerer Aberrationen mit zunehmender Sklerosierung der Linse.

Klinisch relevant werden die veränderten Aberrationen insbesondere nach refraktiven Eingriffen. Auf Grund der sich in Richtung positiver Werte verändernden Aberrationen der Linse mit zunehmendem Alter, könnten beispielsweise im Falle einer LASIK die zusätzlich induzierten positiven sphärischen Aberrationen an der Hornhaut das Sehvermögen mehr beeinträchtigen, als bei vergleichbaren Personen ohne vorausgegangener konventioneller LASIK (*Marcos 2002*). Erfolgt später eine Operation der Katarakt, würden sich die positiven sphärischen Aberrationen der Intraokularlinse

(Mester 2003) zu den ohnehin schon erhöhten kornealen sphärischen Aberrationen addieren, die eine weitere Reduzierung der retinalen Bildqualität verursachen könnten. Frühere chirurgische Korrekturen könnten dadurch im Alter mehr Sehprobleme als bei Unbehandelten verursachen (Marcos 2002). Dies sollte bei der weiteren Entwicklung von refraktiv-chirurgischen Verfahren berücksichtigt werden. Zusätzlich steigt noch mit zunehmendem Alter die schon bestehende hohe Variabilität der Aberrationen (McLellan 2001; Guirao 1999; Calver 1999; Guirao 2000a). Diskutiert wurden als mögliche Quellen, die Form der optischen Komponenten, Dezentrierungen der Pupille, außerdem altersbedingte zunehmende Linsenhärte, Linsenrinde, Linsendichte und neuronale Faktoren (McLellan 2001). Abnehmendes Tränenvolumen, Instabilität des Tränenfilms, dadurch bedingter fehlender Ausgleich der Hornhaut-Irregularitäten, die ebenfalls die kornealen Aberrationen steigern, sind weitere mögliche Gründe (Guirao 2000a). Andere Ursachen könnten unkorrigierter Defokus und Astigmatismus sein sowie abnorme Augenbewegungen und Akkommodationsschwankungen trotz Zykloplegie (Guirao 1999). Als mögliche Fehlerquelle kommen auch die Genauigkeit der gemessenen Form der Kornea und die Kalkulation der Aberrationen sowie die Wahl der Referenzachse zu videokeratographischer Achse in Betracht (Guirao 2000a). Jedoch scheint es parallel zur altersbedingten Entwicklung natürliche Mechanismen zur Verringerung der Aberrationen zu geben. Die mit dem Alter beobachtete zunehmende Miosis (Calver 1999) und Defokustoleranz sprechen beispielsweise dafür (Guirao 1999; McLellan 2001; Netto 2004).

4.7 Einfluß der Refraktion

Ein **Zusammenhang zwischen der Größe der Fehlsichtigkeit und den optischen Aberrationen** wurde bisher kontrovers diskutiert. Einerseits wurde die Tendenz der größeren kornealen gesamten Aberrationen der Myopen im Vergleich zu den Emmetropen betont (Applegate 1998) und auch eine statistisch signifikante Abhängigkeit der okulären höheren Ordnungsfehler von der Höhe der Myopie nachgewiesen (Marcos 2002). Diese Ansicht wurde durch die Beobachtung gestützt, daß für höhere Myopien ab -6,5 Dioptrien okuläre Aberrationen mit RMS-Werten ab

der 3. Ordnung größer als 0,5 μm in 100% der Fälle zu finden waren, jedoch bei geringergradigen Myopien nur in 66% der Fälle (*Moreno-Barusio 2001*).

Dagegen konnten andere Autoren keine Korrelationen zwischen manifester Refraktion und der Gesamtaberrationen höherer Ordnungen feststellen (*Chalita 2004; Chalita 2004a; Cheng 2003; Porter 2001; Preußner 2004*).

Die zumeist größeren Werte der Koma und sphärischen Aberrationen erwähnter Studien im Vergleich zu eigenen Untersuchungen könnten die These unterstützen, daß die Höhe der Aberrationen von der Höhe des Refraktionsdefizites mitbestimmt wird. Überwiegend wurden Studienteilnehmer mit höherer Myopie bis zu einem sphärischen Äquivalent von -6,9 Dioptrien (*Oshika 2002a; Moreno-Barusio 2001*) vermessen.

Die untersuchte Probandengruppe wies mit nur einem mittlerem SE von $-0,78 \pm 1,71$ D die geringste durchschnittliche Refraktion auf. Eine Analyse der hier vorliegenden Daten bestätigte die geringsten kornealen und okulären Aberrationen aller Ordnungen für Normalsichtige (SE 0,02 D) im Vergleich mit den Aberrationen der Kurz- (SE -2,22 D) und Weitsichtigen (SE +1,7 D). Bezüglich Defokus unterschieden sich auch die Wellenfrontfehler signifikant.

Der fehlende Zusammenhang zwischen Refraktionsdefizit und Wellenfrontfehler der höheren Ordnung stand im Einklang mit den eigenen Ergebnissen für die Koma-Aberrationen, die zwischen allen drei Gruppen Emmetropie, Myopie und Hyperopie keine wesentlichen Unterschiede aufwiesen. Jedoch bestand ein markanter Unterschied bei der sphärischen Aberration (C12). Nicht korneal, aber okulär war die Differenz bei den kurz- und normalsichtigen Probanden gegenüber den Weitsichtigen signifikant. Jedoch sollte dieser Befund angesichts der geringen Zahl der Hyperopen ($n = 8$) zurückhaltend interpretiert werden.

Da die eigenen Ergebnisse einen Zusammenhang der Größe der Aberrationen höherer Ordnungen mit dem Refraktionsdefizit nicht bestätigen konnten, sind möglicherweise die Unterschiede im Vergleich zu den anderen Studien auf das zu geringe sphärische Äquivalent sowie auf die kleine Fallzahl der jeweiligen Ametropie-Gruppe zurückzuführen.

Bezüglich der klinisch relevanten Aberrationen traten besonders die signifikanten Korrelationen der sphärischen Aberration C12 sowie des sekundären Astigmatismus der Emmetropen im Vergleich zu den Myopen hervor (Kapitel 3.6.2, Tabelle 15). Die

schwache bis fehlende Korrelation der kornealen und okulären Aberrationen der 4. Ordnung bei den Ametropen läßt wiederum auf eine Beteiligung innerer Komponenten schließen. Neben der bekannten Rolle der Linse könnte im Falle einer Brechungsmyopie auf Grund verringerter Hornhautradien eine veränderte Geometrie der posterioren Hornhaut ebenfalls zum Verlust der Korrelation beitragen.

4.8 Einfluß der Symmetrie zwischen rechtem und linkem Auge

Außer dem Einfluß von Alter und Refraktion wurde in der vorliegenden Studie der **Zusammenhang zwischen rechtem und linkem Auge** untersucht, der signifikant starke Korrelationen für alle Polynome mit Ausnahme von Astigmatismus C03 und sekundärem Astigmatismus C11 erkennen ließ. Neben Defokus zeigten sich die größten Korrelationskoeffizienten korneal und okulär für beide Koma-Formen und sphärische Aberration im Bereich zwischen $r = 0,75$ bis $0,95$; $p < 0,0001$ (Kapitel 3.7, Tabellen 16 und 17).

Diese Befunde bestätigten die bereits von anderen Autoren dokumentierten Beobachtungen (*Castejón-Mochón 2002; Porter 2001; Wang 2003; Wang 2003b*). Dabei fielen die eigenen Korrelationskoeffizienten vergleichsweise höher aus. Es existierte zwischen den rechten und linken Augen ein hoher Grad der Spiegelsymmetrie. Eine spiegelbildähnliche Struktur der Aberrationen bedeuten Wellenfronten mit entgegengesetzten Vorzeichen entlang der y-Achse (vertikal). Tatsächlich kam diese Symmetrie besonders bei Astigmatismus C03 (korneal RA: $0,014 \mu\text{m}$ LA: $-0,020 \mu\text{m}$; okulär $0,059 \mu\text{m}$ versus $-0,067 \mu\text{m}$) und Koma vertikal C08 (korneal $-0,227 \mu\text{m}$ versus $0,234 \mu\text{m}$; okulär $-0,050 \mu\text{m}$ versus $0,044 \mu\text{m}$) mit fast identischen Beträgen mit unterschiedlichen Vorzeichen zum Ausdruck (Kapitel 3.7, Tabellen 16 und 17). Die negativen Korrelationskoeffizienten für C08 bis C11 stärken diese Annahme. Dieses spiegelsymmetrische Aberrationsmuster ist offenbar genetisch und anatomisch bedingt (*Liang 1997; Porter 2001*).

Wie vielfach klinisch beobachtet, müssen die Lagen der Achsen beider Augen insbesondere bei einem Astigmatismus obliquus nicht notwendigerweise miteinander korrelieren. Eine mögliche astigmatismusbedingte und topographisch nachgewiesene Asymmetrie (Kapitel 3.1.1, Tabelle 5) könnte die fehlende

Korrelation der Zernike-Koeffizienten C03 und C11, die jeweils die schrägen Astigmatismen repräsentieren, zwischen rechten und linken Augen erklären. Ein bestehender Zusammenhang zwischen topographischen Befunden und Wellenfrontfehlern wurde kürzlich beschrieben (*Chalita 2004*).

Die Feststellung, daß im Mittel die okulären Aberrationen zwischen rechts und links besser korrelieren als die kornealen Aberrationen, könnte die schon diskutierte These der kompensierenden Kraft innerer Strukturen unterstützen.

4.9 Einfluß der Akkommodation

An besonders relevanten Einflußfaktoren mit Auswirkung auf die Größe und Änderung der Aberrationen sind die **Akkommodation** und die Pupillengröße (Kapitel 4.10) zu nennen.

Auf Grund der Akkommodationsfähigkeit des Auges, bis zu zweimal pro Sekunde und das Unterliegen einem Tagesrhythmus, wurde das menschliche Auge treffend als „Dynamisches System“ charakterisiert (*Artal 2002a; Hofer 2001*).

Akkommodationsbedingte variable Änderungen für Koma und mit unterschiedlicher Häufigkeit eine Senkung der sphärischen Aberrationen wurden aufgezeigt (*Atchison 1995; He 2000*). Während die sphärische Aberrationen klassisch zur Verschiebung hin zu negativen Werten neigen, wurde aber auch eine entgegengesetzte Reaktion infolge der Akkommodation von durchschnittlich 0,18 µm auf 0,24 µm berichtet (*Krueger 2001*).

Die Akkommodation geschieht nicht nur allein über die Linse, sondern auch zusätzlich über die periphere Aufsteilung der Kornea, die mit einer kornealen Refraktionssteigerung verbunden ist (*He 2003; Martin 2002; Yasuda 2003*). Dabei wird sowohl kein signifikanter Anstieg der peripheren kornealen Refraktion um 0,25 bis 0,5 D (*Martin 2002*), als auch eine signifikante Refraktionsänderung um 0,6 bis 0,7 D beobachtet (*Yasuda 2003*).

Die kornealen Oberflächenänderungen während der Akkommodation beruhen auf einer signifikanten Steigerung des kornealen Vertex-Radius und der Oberflächenparameter, der eine zentrale Abflachung mit signifikanter Senkung der Refraktion um 0,16 D und ein Anstieg der peripheren Krümmung folgt (*He 2003*). Eine

signifikante Änderung der gesamten kornealen Wellenfrontaberration erfolgt dabei nicht. Dennoch können sich derselben Studie zufolge individuelle signifikante Unterschiede ergeben. Bezogen auf die einzelnen Zernike-Koeffizienten wurden für Koma C08 und sphärische Aberrationen C12 generell statistisch signifikante Änderungen nachgewiesen (*He 2003*).

4.10 Einfluß des Pupillendurchmessers

Nicht nur die Akkommodation, sondern auch der **Pupillendurchmesser** und die Wahl des Mydriatikums beeinflussen die Ergebnisse der Wellenfrontmessungen und deren Variabilität.

Um alle relevanten Aberrationen meßtechnisch zu erfassen und ein vollständiges, genaues retinales Gitterbild erhalten zu können, muß ein möglichst großer Pupillendurchmesser gewählt werden. Er muß mindestens der Abdeckung eines physiologischen mesopischen Pupillenbereichs mit durchschnittlich 5,5 mm entsprechen. Pupillen können sich insbesondere bei jüngeren Menschen auch bis auf 6,0 mm und mehr erweitern (*Gießler 2002*). Üblicherweise wurde daher für Untersuchungen ein Pupillendurchmesser von 6,0 mm (*Mierdel 1999; Mrochen 2003; Mrochen 2001c; Wang 2003b*), 6,5 mm (*Barbero 2002; Marcos 2001a; Moreno-Barriuso 2001*) und 7 mm gewählt (*Bueeler 2003; Mrochen 2000a; Mrochen 2001c; Seiler 2000a*).

Zur medikamentösen Mydriasis gibt es kontroverse Meinungen. Einerseits soll die Akkommodation gerade bei Jüngeren ausgeschaltet werden, andererseits soll unter möglichst natürlichen realen Bedingungen gemessen werden. Bei Älteren spielt die Akkommodation dagegen keine Rolle mehr, aber eine vorhandene senile Miosis erschwert die Messung der Aberrationen, die doch eine medikamentöse Pupillendilatation erfordern.

Die Mydriatika beeinflussen geringfügig die Aberrationen (*Carkeet 2003; Förster 2003; Gießler 2002*). Auf Grund bisher ermittelter pupillenabhängiger Steigerungen der 3. und 4. Ordnung mit und ohne Mydriatika und höherer RMS-Werte in Mydriasis, als unter natürlichen Bedingungen, wurden Messungen der Aberrationen unter realen Bedingungen bevorzugt (*Förster 2003*). Sofern mesopische Untersuchungs-

bedingungen nicht ausreichen, könnte die Gabe von Tropicamid bzw. Phenylephrin erwogen werden (*Gießler 2002*).

Neben dem unterschiedlichen Einfluß der sympathomimetischen (Phenylephrin) und anticholinergen Agenzien (Tropicamid, Cyclopentolat) auf die Aberrationen und ihrer Höhe (*Carkeet 2003; Gießler 2002*), wird die Variation des Zentrums der Pupille mit dem Pupillendurchmesser diskutiert. Die asymmetrische Pupillendilatation bedingt eine Verschiebung um bis zu 0,2 mm des Pupillenzentrums (*Barbero 2002a*). Unter Phenylephrin wurde ein Dezentrierungseffekt von 0,14 mm nach nasal und 0,2 mm nach inferior beobachtet. Dieser Effekt könnte, neben einer akkommodationsbedingten Kippung der Linse, mit einer lateralen Verschiebung und asymmetrischer Linsenflächenänderung, eine zusätzliche Erklärung für die signifikante Differenz der Koma Aberrationen zwischen dem Vergleich zykloplegischer und nicht-zykloplegischer Dilatation sein (*Carkeet 2003*).

Die Bedeutung der auf die Pupillen bezogenen Zentrierung der Messungen wurde häufig betont. Refraktiv-chirurgische Eingriffe, basierend auf eine dezentriert gemessene Wellenfront, beeinträchtigten das visuelle Ergebnis (*Bueeler 2004; Bueeler 2003; Mrochen 2001; Mrochen 2001c; Mrochen 2002*).

Insbesondere beim Vergleich kornealer und okulärer Aberrationen ist eine einheitliche Achse, bezogen auf das Zentrum der Pupille, wichtig. Da sich eine korneale Topographieaufnahme an der Ausrichtung der konzentrischen Ringe mittels Hornhaut-Reflex orientiert, muß eine gleichzeitige Zentrierung bezüglich der Pupille nicht gegeben sein. Bei der Rezentrierung zur Referenzachse solcher Aufnahmen wird eine Änderung der Aberrationen der 3. bis 7. Ordnung um 10%, davon allein der 3. Ordnung um 22% sichtbar. Der Einfluß auf die sphärische Aberration fiel mit 3% dagegen gering aus (*Marcos 2001a*).

Die Problematik von Dezentrierungen und Größe der behandelten Zonen in Abhängigkeit von der Pupillengröße und den Auswirkungen auf die Sehqualität ist allerdings noch nicht abschließend geklärt

4.11 Schlußfolgerungen

In dieser Untersuchung an normalen Probanden konnten folgende Schlußfolgerungen gezogen werden:

Die mittels kornealer Topographie und nach dem Tscherning-Prinzip gemessenen kornealen und okulären Wellenfrontaberrationen korrelierten nicht generell, sondern wiesen polynomabhängig signifikante Unterschiede voneinander auf. Da zur Zeit eine direkte Messung der inneren Aberrationen noch nicht möglich ist, können vergleichende Untersuchungen kornealer und okulärer Aberrationen Aufschluß über innere Einflüsse geben. Die Kombination beider Verfahren konnte wesentlich zum optischen Verständnis beitragen. Die klinische Anwendung nur eines dieser Verfahren hinsichtlich eines geplanten refraktiv-chirurgischen Eingriffs scheint unzureichend zu sein. Das Wissen um den Ursprung der Aberrationen und die Berücksichtigung aller optischen Fehler kann entscheidend zur Optimierung des Sehens, insbesondere unter mesopischen Bedingungen, beitragen.

Die Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse war akzeptabel, kann aber noch nicht als ausreichend gelten. Es konnte festgestellt werden, daß es polynomabhängige und individuelle hochvariable Unterschiede gab. Da die Reproduzierbarkeit mit abnehmender Größe der Aberrationen schlechter wurde, sollte die Sensitivität der Meßgeräte und das Auflösungsvermögen noch verbessert werden. Auch wurde die geringe Anzahl der Meßpunkte für die okuläre Bestimmung der Aberrationen als noch ungenügend beurteilt.

Die kornealen Aberrationen der höheren Ordnung waren größer als die okulären Aberrationen. Die Dominanz der kornealen Wellenfrontfehler konnte bestätigt werden und würde daher auch refraktive Manipulationen an der Hornhaut rechtfertigen. Dabei ist anzumerken, daß die okulären Aberrationen der niedrigen Ordnung für Defokus und Astigmatismus mit der Regel signifikant größer als die kornealen Aberrationen waren.

Innere Aberrationen können klinisch nicht vernachlässigt werden. Die bisherige Unterschätzung könnte daher zum Teil erklären, weshalb nicht alle refraktiven Behandlungen die gewünschte sphärisch-zylindrische Zielrefraktion erreichten.

Das Alter beeinflusste die kornealen und okulären Aberrationen. Der Einfluß des Alters war durch einen Anstieg der Aberrationen für Fehler der 3. und 4. Ordnung, mit stärkerer Korrelation für die Koma-Formen, nachweisbar. Okulär wiesen die horizontalen Koma-Aberrationen eine 10fache, die sphärischen Aberrationen eine zweifache Steigerung im Vergleich zu den Jüngeren auf. Im Zusammenhang mit refraktiven Eingriffen in der Jugend und Katarakt-Operationen im Alter können sie deshalb klinisch relevant werden und das Sehvermögen nachhaltig beeinträchtigen.

Es konnte keine Abhängigkeit zwischen dem Refraktionsfehler und der Größe der Aberrationen höherer Ordnung nachgewiesen werden. Im Gegensatz zu den Koma-Aberrationen konnte für die Wellenfrontfehler der niedrigeren Ordnung ein Zusammenhang mit dem Refraktionsdefizit festgestellt werden. Bezüglich der sphärischen Aberration konnte wegen der geringen Fallzahl keine sichere Aussage getroffen werden.

Zwischen rechten und linken Augen bestand ein hoher Grad der Spiegelsymmetrie. Diese Symmetrie scheint anatomisch bedingt zu sein und trägt zur Optimierung des binokularen Sehens bei.

Abschließend kann resümiert werden, daß es nicht *einen* statischen Sehzustand des menschlichen Auges gibt, sondern *viele* ständig wechselnde Zustände in Abhängigkeit von Akkommodation, Alter, photopisch-mesopisch-skotopischen Bedingungen, ophthalmologischem und allgemeinem Gesundheitszustand. Die Abbildungsqualität wird physikalisch durch Beugung, Lichtstreuung und chromatische Aberrationen beeinflusst - aber auch biologisch limitiert durch ein begrenztes Auflösungsvermögen der Netzhaut auf Grund der Photorezeptorgröße und -dichte (*Applegate 2000; MacRae 2001; Schwiegerling 2000; Wesemann 2004*). Biomechanische Effekte an der Hornhaut durch Schnitt und Wundheilung, infolge chirurgischer Eingriffe, tragen ebenfalls zu schwankenden Aberrationen bei (*Roberts 2000; Roberts 2002*). Das Auge ist ein dynamisches, stets veränderliches System, welches sich den umgebenden Bedingungen und Voraussetzungen anpaßt (*Artal 2002a*).

Gegenwärtig beruht die wellenfrontgeführte LASIK auf statisch erfaßten Wellenfront-Messungen, auf einem subjektiv ausgewählten, vermeintlich optimalen Meßzustand für eine bestimmte monochromatische Wellenlänge. Allerdings bleibt noch ungeklärt welcher Zustand gemessen und korrigiert wird und für welchen Abstand die Korrektur erfolgen soll.

Es wird bereits eine leicht akkommodierte Wellenfront-Korrektion zur Erhöhung der Akkommodationsbreite diskutiert (*Artal 2002a*). Koma-Aberrationen könnten für Presbyope vorteilhaft sein (*Oshika 2002; Stevens 2003*), und sphärische Aberrationen verbessern das Tiefensehen (*Stevens 2003*). Nach Katarakt-Operation mit implantierter IOL können sphärische Aberrationen mittels Pseudoakkommodation präoperative Biometrie-Fehler sogar kompensieren (*Preußner 2004*).

Sowohl eine Optimierung kornealer und okulärer Wellenfrontmessungen, als auch eine bessere Übereinstimmung verschiedener Methoden zur genaueren Charakterisierung innerer Aberrationen, scheint unumgänglich zu sein.

Die technische Weiterentwicklung und Präzisierung der Wellenfrontsensoren ist erforderlich und teilweise auch inzwischen erfolgt. Ergebnisse von Aberrationsmessungen müssen trotz unterschiedlicher Meßprinzipien vergleichbar und reproduzierbar werden und innerhalb der jeweiligen okulären oder kornealen Wellenfrontanalyse im optimalen Fall identisch sein. Idealerweise sollten durch eine Kombination beider Meßmethoden simultane Messungen der jeweiligen Aberrationen mittels eines Gerätes ermöglicht werden (*Bellucci 2004*).