

1. EINLEITUNG

1.1 Hintergrund

Die Refraktive- und Katarakt-Chirurgie befinden sich in einer ständigen Weiterentwicklung. In diesem Kontext kommt der Erhaltung und Optimierung des menschlichen Sehvermögens durch gezielte Eingriffe an der Hornhaut und über den Einsatz spezieller individueller Intraokularlinsen eine besondere Bedeutung zu.

Bisher war der Ausgleich des Refraktionsdefizites nur sphärisch-zylindrisch mit einer Korrektur durch Brillengläser oder Kontaktlinsen, und operativ durch Implantation von Intraokularlinsen möglich.

Nach konventioneller refraktiver Chirurgie zeigten sich postoperativ zwar gute Ergebnisse hinsichtlich der un- bzw. bestkorrigierten Tages-Sehschärfe, jedoch wurde über eine erhebliche Beeinträchtigung unter mesopischen Bedingungen, wie verminderte Kontrastsensitivität, Lichtringe, Blendung nach radiärer Keratomie (*Applegate 1998*), photorefraktiver Keratektomie (*Schlote 1999; Seiler 1993; Seiler 2000; Verdon 1996*) und laser-assistierter in situ Keratomileusis (LASIK) (*Knorz 1999; Mrochen 2001; Oshika 1999a*) berichtet.

Einige Studien untersuchten und fanden erste Zusammenhänge zwischen diesen postoperativen subjektiven Befunden und dem objektiv meßbaren Anstieg von optischen Abbildungsfehlern, den sogenannten kornealen und okulären Aberrationen (*Applegate 2000a; Marcos 2001; Moreno-Barriuso 2001; Seiler 2000*).

Nicht nur die chirurgisch induzierten Aberrationen beeinflussen das Sehvermögen, sondern auch die bereits von Natur aus, von der Pupillenweite abhängigen, je nach mesopischen bzw. skotopischen Bedingungen variierenden, präexistierenden Aberrationen. In einem Zentralbereich der Pupille von 2 bis 3 mm sind diese Abbildungsfehler vernachlässigbar klein, so daß sich das Auge, von den Beugungseffekten abgesehen, fast wie ein perfektes optisches System verhält (*Mrochen 2001d; Wesemann 2004*).

Mit zunehmender Pupillengröße steigen jedoch die Aberrationen erheblich. Bereits bei 3,3 mm treten diese signifikant zu 50% und bei 4,5 mm Pupillendurchmesser zu 98% auf. Sie können mit einer erheblichen Beeinträchtigung des Visus einhergehen

(Applegate 2003a; Holladay 1991; Mrochen 2001d) und gewinnen nach refraktiver Chirurgie an zunehmender Bedeutung (Martinez 1998; Oshika 1999a; Seiler 2000).

Die diagnostischen Anwendungsbereiche der Messung von Aberrationen umfassen einerseits die Ermittlung präoperativer Wellenfrontfehler, andererseits die Nutzung adaptiver (anpassungsfähiger) Optiken in Wellenfrontsensoren mit formveränderlichen Spiegeln zur Simulation von Aberrationsfreiheit oder absichtlich induzierten Aberrationen. Auch der Optimierung von Ophthalmoskopen mit verbesserter Auflösung durch Minimierung von geräteinternen Aberrationen zur Beurteilung der Retina kommt eine wesentliche Bedeutung zu. Darüber hinaus erobern besonders die therapeutischen Möglichkeiten das ophthalmologische Feld (Liang 1997a; Stevens 2003). Das Konzept der individuellen, maßgeschneiderten wellenfrontgeführten Laserbehandlung („customized corneal ablation“) kann auch auf die Anpassung von individuellen Kontaktlinsen (López-Gil 2002) und auf den Einsatz spezieller Intraokularlinsen übertragen werden (Applegate 2000a; MacRae 2000; Seiler 2002). Über erste erfolgreiche Implantationen solcher asphärischen Intraokularlinsen ist bereits berichtet worden (Mester 2003; Bellucci 2004).

Die weltweit erste aberrationskorrigierte wellenfrontgeführte LASIK durch Prof. T. Seiler im Juni 1999 in der Augenklinik der Technischen Universität Dresden zeigte hinsichtlich eines überdurchschnittlichen Visus und Senkung der mit konventioneller LASIK bekannten induzierten Aberrationen sehr positive Ergebnisse. Die frühere Zielsetzung einer refraktiven Korrektur wurde geändert, wobei nicht mehr die alleinige sphärisch-zylindrische Korrektur, sondern die zusätzliche Reduzierung von Aberrationen nun auch prinzipiell möglich wurde. Die Erhaltung bzw. Wiederherstellung des mesopisch-skotopischen Sehens mit Erreichung eines übernormalen Visus erscheint technisch realisierbar (Kohnen 2004; MacRae 2000; Mrochen 2000a; Mrochen 2001c; Mrochen 2001d; Seiler 2000a; Seiler 2002).

Inzwischen haben auch weitere Studien in einigen Fällen eine bis zur zweifachen Steigerung der Sehschärfe und Reduzierung der Aberrationen (Aizawa 2003; McDonald 2000; Panagopoulou 2001), einen Anstieg der Kontrastsensitivität (Kaisermann 2004), sowie eine Verbesserung des skotopischen bzw. mesopischen Sehens nachweisen können (Carones 2003; Chalita 2003; Thompson 2004).

Jedoch hat sich auch gezeigt, daß hauptsächlich Patienten mit höherer Myopie, mit Überwiegen von Aberrationen der 3. und 5. Ordnung und einer skotopischen Pupille von mehr als 6 mm, von einer wellenfrontgeführten LASIK profitierten (*Hammer 2004*).

Um international Objektivität und Vergleichbarkeit verschiedener Meßmethoden zu ermöglichen und zu gewährleisten, wurden von führenden Experten (VSIA Taskforce) Kriterien und Definitionen für die Beschreibung der Aberrationen und geeignete Meßverfahren hierfür festgelegt. Hierzu wurden Standards, sogenannte OSA -Standards, formuliert (*Thibos 2002*).

Allerdings wurde die Beschreibung der Aberrationen mit den zur Verfügung stehenden Parametern noch als unzureichend gewertet (*Applegate 2003; Preußner 2004*). Eine weitergehende Beurteilung der kornealen und okulären Aberrationen wurde deshalb im klinischen Gebrauch erforderlich und stellt die Grundlage für die durchgeführten Untersuchungen.

1.2 Mathematische und physikalische Grundlagen

1.2.1 Beschreibung optischer Aberrationen

Optische Aberrationen, die die Abbildungsfehler des Auges darstellen, sind bereits seit über 100 Jahren bekannt. Außer Myopie, Hypermetropie und Astigmatismus, ausgedrückt durch Sphäre und Zylinder, gibt es noch andere optische Phänomene, die bis in die heutige Zeit oft als irregulärer Astigmatismus umschrieben wurden (*Donders 1862; Helmholtz 1867; Tscherning 1894*). Auf Grund der in diesen Fällen nur unbefriedigenden Korrektur und verminderten Sehschärfe wurden diese speziellen Fehler gelegentlich auch als Amblyopie gewertet. Die Ursache hierfür wurde der Retina zugeschrieben (*Tscherning 1894*).

Diese optischen Phänomene können unter dem Begriff **monochromatische Aberrationen** zusammengefaßt werden, d.h. die von einer punktförmigen Lichtquelle ausgehenden parallelen Lichtstrahlen einer bestimmten Wellenlänge werden beim Durchgang einer angenommenen sphärischen Optik mit einheitlichem Brechungsindex unterschiedlich stark gebrochen. Dabei konvergieren diese Strahlen nicht in einem einzigen Fokus, der beim menschlichen Auge idealerweise auf der Netzhaut liegt, sondern in einem kleinen Unschärfebereich. Eine ideale sphärische Linse, bei der sich alle Strahlen in einem Fokus nach dem Passieren der Optik vereinigen, ist allerdings für das menschliche Auge nicht realisierbar (*Helmholtz 1867*).

Die achsfernen Randstrahlen werden stärker gebrochen, als die achsnahen Strahlen. Diese unterschiedliche Brechung wird auch **sphärische Aberration** genannt. Weitere wichtige Aberrationen sind die **Koma Aberrationen**. Diese kommen durch die Entstehung eines schiefen Lichtbündels zustande, auf Grund einer vertikalen oder horizontalen Verschiebung optisch wirksamer Grenzflächen.

Allgemein unterteilt man die Aberrationen in die Fehler der niedrigeren Ordnung - zu diesen gehören **Prisma**, **Sphäre (Defokus)** und **Zylinder (Astigmatismus)** - und in Fehler der höheren Ordnung, die beispielweise durch **komaähnliche** und **sphärischähnliche** Aberrationen vertreten werden. Andere Fehler werden als Dreiblatt (Dreiwelligkeit) und Vierblatt (Vierwelligkeit) bezeichnet oder auch

kleblattförmige Aberrationen (siehe Kapitel 7.4 im Anhang). Nicht nur in der englisch-, sondern auch in der deutschsprachigen Literatur werden dafür die englischen Bezeichnungen wie „Trefoil“ bzw. „Quatrefoil“ benutzt. Allgemein faßt man diese Abbildungsfehler als **Aberrationen höherer Ordnung** zusammen.

Des Weiteren kann zwischen symmetrischen bzw. rotationssymmetrischen Fehlern und asymmetrischen oder nichtrotationssymmetrischen unterschieden werden. Unter den symmetrischen Fehlern versteht man alle Fehler sphärischer Art, während die asymmetrischen Fehler eine Zusammenfassung aller komaähnlichen Aberrationen sind (*Applegate 2001; Mrochen 2001d; Lingelbach 1999*).

1.2.2 Definitionen und Darstellungen der Wellenfront-Aberrationen

Als **Wellenfronten** werden Flächen definiert, die die gleiche optische Weglänge, ausgehend von einer Punktlichtquelle, aufweisen. Die optische Weglänge wird aus dem Produkt geometrischer Wellenlänge und dem Brechungsindex der Optik bestimmt.

Wenn die von einer punktförmigen Lichtquelle emittierten Lichtstrahlen alle dieselbe Phase aufweisen und die Oberfläche der Wellenfront senkrecht zur Ausbreitungsrichtung des Lichtes steht, spricht man von einer **sphärischen idealen Wellenfront**.

Befindet sich die Lichtquelle im Unendlichen, dann verlaufen die Lichtstrahlen parallel, der Krümmungsradius wird so groß, daß eine **ebene Wellenfront** entsteht.

Ändern sich die Phasenbeziehungen bzw. die optischen Weglängen während der Ausbreitung des Lichtes, führt dies zu nachweisbaren Deformationen der Wellenfront. Diese Abweichungen zwischen der deformierten und der idealen Wellenfront werden **Wellenfrontaberrationen** genannt (Abb. 1 und 2) (*Mrochen 2001d; Mierdel 1997; Applegate 2001*).

Abb. 1: Wellenfrontdarstellung für Defokus (modifiziert nach Mrochen 2001)

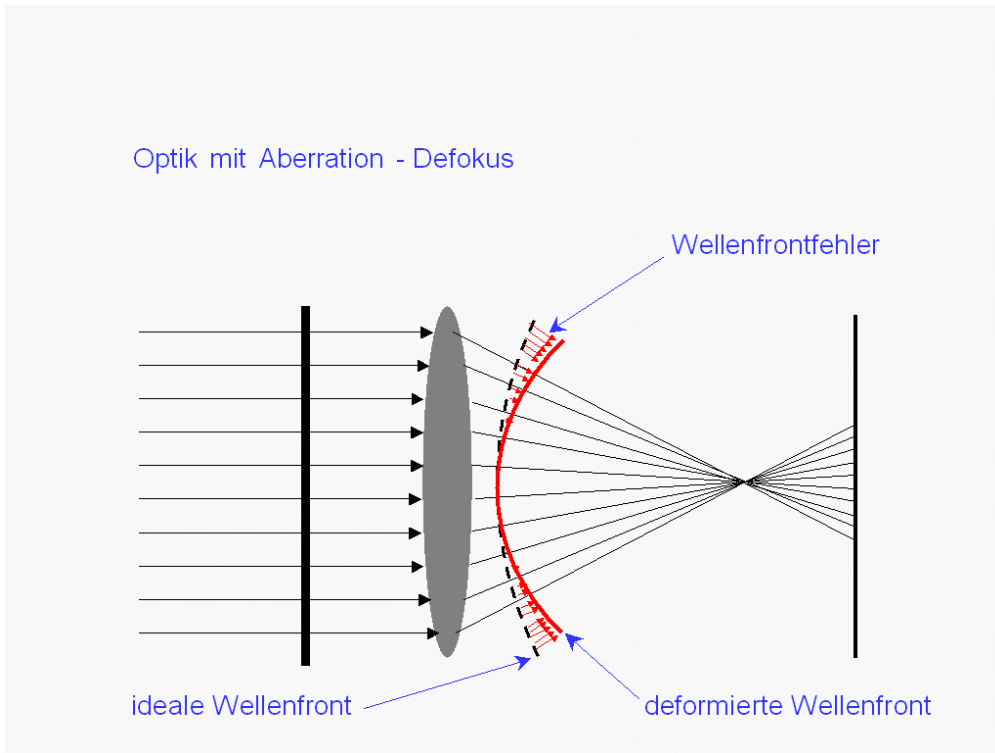
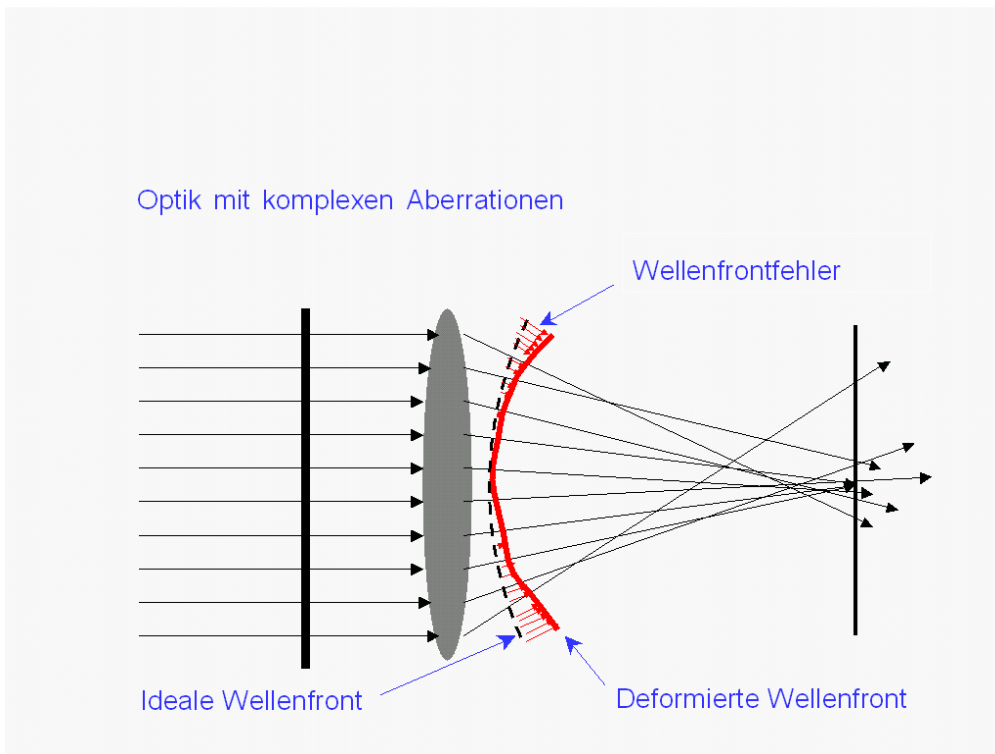


Abb. 2: Wellenfrontdarstellung komplexer Aberrationen (modifiziert nach Mrochen 2001)



Auf Grund dieser Wellenfrontaberrationen kann keine reale Linse einen idealen Fokuspunkt erreichen. Je nach Dominanz einzelner optischer Fehler (z.B. Sphäre, Astigmatismus, Koma oder sphärische Aberration) lassen sich mit Hilfe der Abbildung einer durch Aberrationen verzerrten Punktlichtquelle - „point spread function“ (PSF) - verschiedene typische Unschärfebereiche um den Fokuspunkt herum darstellen (Abb. 3 bis 6 aus Keratron Scout OPTIKON).

Abb. 3: PSF Defokus - Myopie

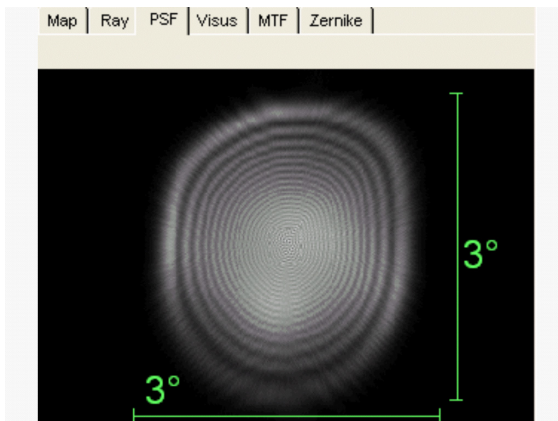


Abb. 4: PSF Defokus und Astigmatismus

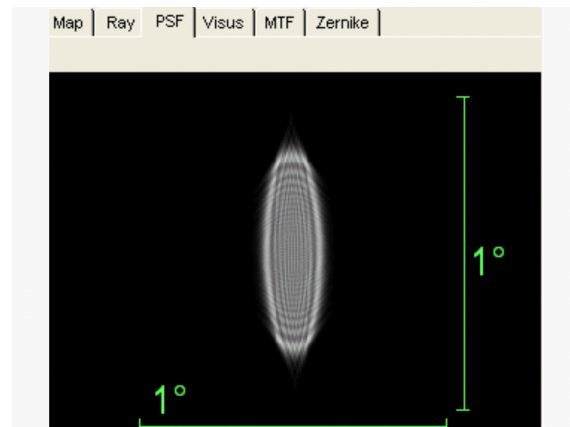


Abb. 5: PSF Koma Aberrationen

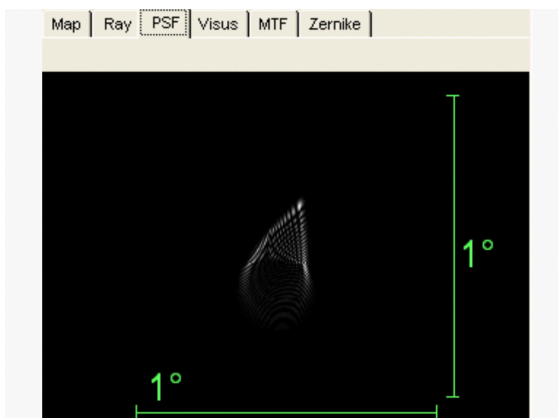


Abb. 6: PSF Sphärische Aberration



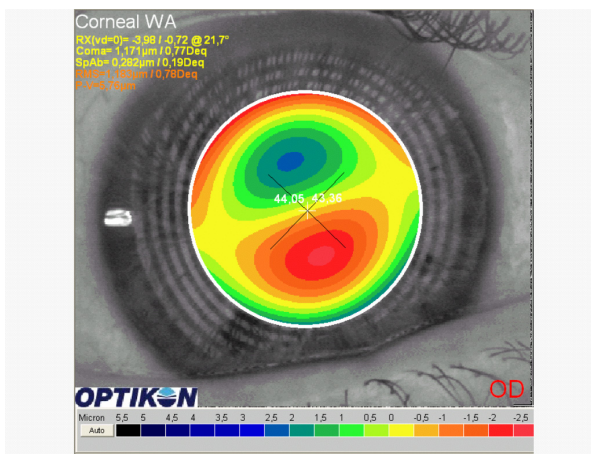
Ist das abzubildende Objekt eine Linie, spricht man auch von der „line spread function“ (LSF).

Im Zusammenhang mit der Ermittlung des Kontrastverlustes werden weitere Funktionen wie die Modulationsübertragungsfunktion („modulation transfer function“ -

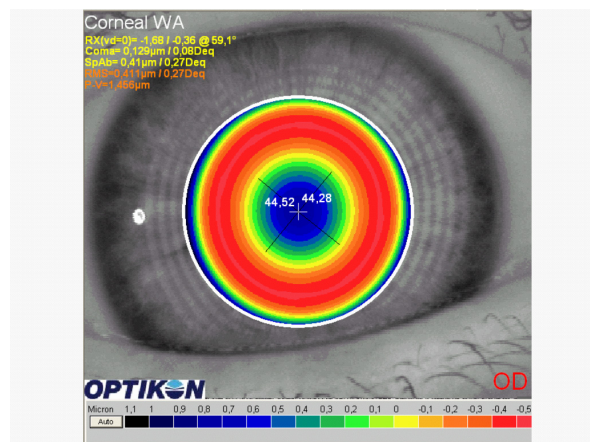
MTF), optische Übertragungsfunktion („optical transfer function“ - OTF) und die Strehl-Zahl zur Beschreibung der optischen Qualität verwendet. Wellenfrontdeformationen können auch mittels farbkodierter Wellenfront-Karten dargestellt werden (Applegate 2001; Mrochen 2001d).

Typische Formen von kornealen Wellenfrontaberrationen zeigen folgende Beispiele für Koma und sphärische Aberration (Abb. 7 und 8).

**Abb. 7: Koma (vertikal) Aberrationen
(Keratron Scout OPTIKON)**



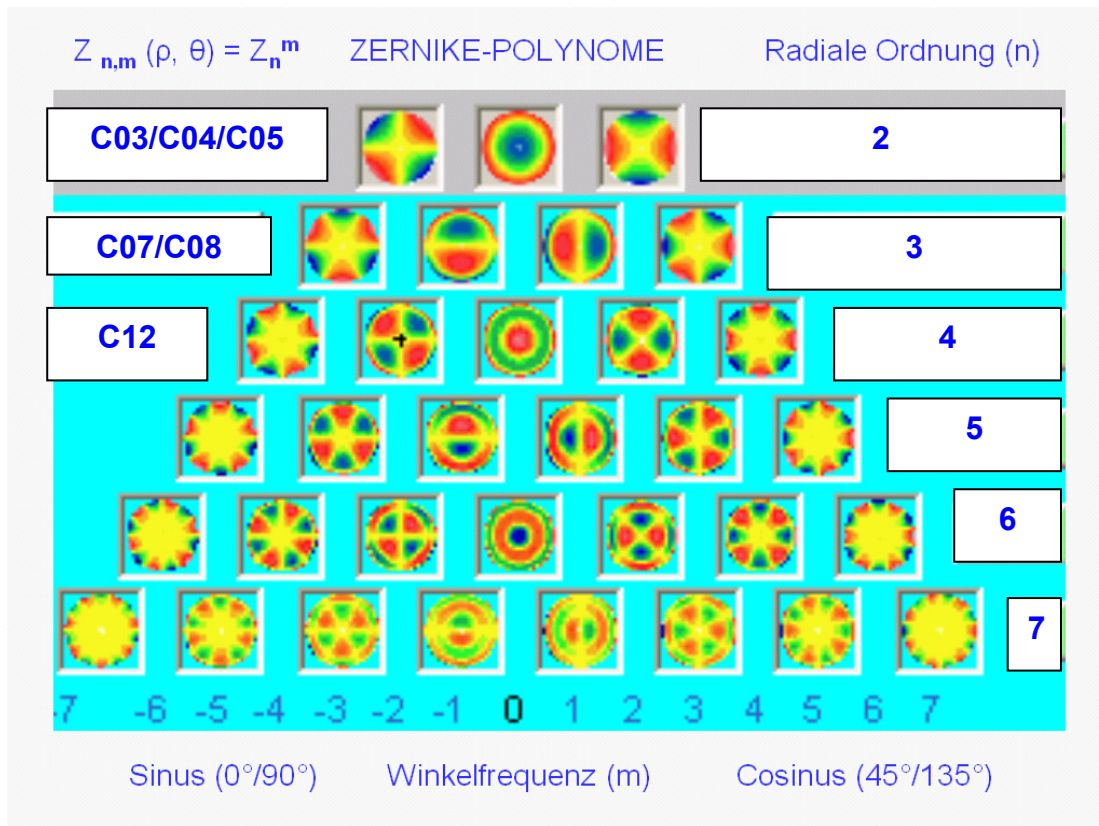
**Abb. 8: Sphärische Aberrationen
(Keratron Scout OPTIKON)**



Die mathematische Beschreibung der Gesamt-Wellenfrontaberration durch Zerlegung in ihre unterschiedlich wirkenden Komponenten in Form eines Funktionensystems erfolgt nach einem von dem Mathematiker und Physiker Frits Zernike entwickelten Modell (Mrochen 2001d; Lingelbach 1999). Dabei läßt sich die Gesamt-Wellenfrontaberration als eine Summe unabhängiger Basisfunktionen (Polynome) unterschiedlicher Ordnung in Pyramiden-Form veranschaulichen (Abb. 9).

Kennzeichnend für die **Zernike-Polynome** ist, daß eine ganze Reihe dieser Polynome einzeln betrachtet den auch bisher schon gebräuchlichen Klassifizierungen entsprechen, wie z.B. Astigmatismus und Sphäre. Die Periodenschreibweise liegt den OSA-Standards zu Grunde. Die Reihennummer kennzeichnet den Grad der Ordnung n , die Spaltennummer entspricht der Winkelfrequenz m und die Modusnummer j ist der zu jedem Polynom gehörende jeweilige Zernike-Koeffizient (Thibos 2002).

Abb. 9: Zernike-Pyramide (Keratron Scout OPTIKON)



1.2.3 Berechnung der Zernike-Funktionen

Die Herleitung der Zernike-Funktionen erfolgt aus einem gedachten Koordinatensystem über einer Kreisfläche in der Pupillen-Eintrittsebene.

Eine Wellenfront kann mit Hilfe **kartesischer Koordinaten** x (horizontal) und y (vertikal), die ihren Ursprung im Pupillenzentrum haben, entlang einer z -Achse dreidimensional beschrieben werden. Die z -Achse kennzeichnet die Richtung des Lichtstrahls, mit ihm die Ausbreitung der Wellenfront und bildet die optische Achse des Auges zur Fovea.

Ausgehend von den idealen Koordinaten, die eine aberrationsfreie Optik voraussetzen, können davon die Abweichungen der aberrierten, retinal reflektierten Wellenfront in mathematische Funktionen umgewandelt werden.

Da aber eine Darstellung in Form kartesischer Koordinaten unübersichtliche Funktionen liefert und ungeeignet ist, eine Kreisfläche zu beschreiben, ist eine

Darstellung durch **Polarkoordinaten**, mit dem **Radius r** ausgehend vom Pupillenzentrum und dem **Winkel θ** verständlicher.

Da die Berechnungen für alle Kreisflächen gelten sollen, muß der Radius r zu einer **Relativkoordinate ρ** normiert werden:

$$\rho = \frac{r}{r_{\max}} \quad (1)$$

Die normierte radiale Koordinate kann dabei zwischen 0 und 1 liegen, die Winkelkomponente, auch „Meridian“ genannt, zwischen 0 bis 2π .

Mathematisch beinhaltet jede Zernike - Basisfunktion (Polynom)

$$Z_n^m(\rho, \theta) \quad (2)$$

ein Produkt aus 3 Elementen: den Normalisierungsfaktor, eine radiale und eine winkelabhängige Komponente.

Die Potenz, mit der ein optischer Fehler vom Pupillradius abhängt, wird auch als **Zernike-Ordnung, d.h. radiale Ordnung, n** bezeichnet. Ab einer Ordnung von $n = 3$ spricht man von höheren Ordnungen.

Die Variable für die Winkelfunktion ist **m**, die **Winkelfrequenz**, welche die Anzahl der Perioden im Umlauf angibt.

Jede einzelne Zernike-Funktion wird durch einen individuellen Gewichtungsfaktor, den sogenannten **Zernike-Koeffizienten $c(n, m)$** , der als eine Zahl mit der Einheit Mikrometer oder Wellenlänge des Lichtes angegeben wird, quantitativ bestimmt.

Schließlich ergibt die Summe aller Basisfunktionen Z_n^m die **gesamte Wellenfrontaberration $W(x, y)$** :

$$W(x, y) = W(\rho, \theta) = \sum c_n^m Z_n^m \quad (3)$$

Auf Grund der Orthogonalität der Zernike-Funktionen, d.h. der Unabhängigkeit eines jeden Terms, können diese beliebig addiert werden.

Mit Hilfe der metrischen Darstellung des **Wellenfrontfehlers „RMS“ („root mean square“)** - wird die Wellenfrontvarianz ausgedrückt, die ein statistisches Streumaß

zur quantitativen Ermittlung der Abweichung eines jeden Meßpunktes der Wellenfront vom Durchschnittswert über der Pupille ist.

Die RMS-Wellenfrontfehler können entweder als Gesamt-Wellenfrontvarianz durch die Summe der Zernike-Polynome über alle Ordnungen oder mit der Einzelvarianz aus dem Anteil der Polynome innerhalb einer Zernike-Ordnung, ausgedrückt werden (*Applegate 2001; Lingelbach 1999; Mierdel 1997; Mrochen 2001d; Thibos 2001; Thibos 2002*).

Vereinfacht dargestellt, ist der RMS-Fehler die Wurzel summierter quadrierter Zernike-Polynome:

$$RMS = \sqrt{(Z_2^{-2})^2 + (Z_2^0)^2 + (Z_2^2)^2 + (Z_3^{-3})^2 \dots} \quad (4)$$

Der RMS-Wert ist mittlerweile in der klinischen Diagnostik etabliert und je größer dieser Wert ist, desto stärker ist der Wellenfrontfehler. Bei emmetropen Augen beträgt der Wert für höhere Aberrationen über einer 6,0-mm-Pupille etwa 0,2 µm, einer größeren Studie zufolge - Myope und Hyperope (SE -3,39 ± 0,095 µm) eingeschlossen - etwa 0,3 µm (*Wang 2003b*).

1.3 Meßverfahren kornealer und okulärer Aberrationen

Wellenfront-Meßverfahren zur Ermittlung niedrigerer und höherer Aberrationsfehler beruhen zur Zeit auf unterschiedlichen Meßprinzipien (*Applegate 2001; Seiler 2002; Stevens 2003*). Dabei kann zwischen der Ableitung kornealer und gesamter (okulärer) Wellenfront-Aberrationen unterschieden werden.

Die Messungen der kornealen und okulären Wellenfrontfehler sollen in vorliegender Arbeit mit dem computergestützten Videokeratographen Keratron Scout (OPTIKON 2000, Rom, Italien) und mit einem Wellenfront-Aberrometer nach dem Tscherning-Prinzip, modifiziert nach Mierdel (ORK SCHWIND, Kleinostheim, Deutschland), durchgeführt und verglichen werden.

Die **kornealen Aberrationen** werden mathematisch auf Grundlage von Hornhaut-Topographien mit computergestütztem Videokeratographen nach dem Placido-Prinzip bestimmt.

Der Keratron Scout ist ein seit einigen Jahren bereits eingeführtes Topographie-Gerät, welches Labor-Studien zufolge mit einem Höhenmeßfehler von weniger als 0,25 µm innerhalb 3 mm von der Keratoskop-Achse, bzw. weniger als 1 µm in der Peripherie, als besonders präzise und effizient gilt (*Mattioli 1997; Tripoli 1995*). Erste klinische Messungen in einer Spenderaugen-Bank bestätigten den hohen Grad der Genauigkeit auf Grund der hohen Zahl der Meß- und Analyse-Punkte und eines neuen geometrischen Algorithmus (*Stoiber 2001*).

Ausgehend von der kornealen Krümmung werden die Höhendaten nach sphärischen oder asphärischen Rechenmodellen ermittelt und mittels mathematischer Funktionen in Seidel-, Taylor- bzw. Zernike-Polynome umgerechnet (*Schwiegerling 1995; Schwiegerling 2003; Roberts 1996*).

Hierbei hat sich die Beschreibung der Wellenfront durch Zernike-Polynome mittlerweile auch in der physiologischen Optik durchgesetzt, da jedes einzelne Polynom einem typischen optischen Abbildungsfehler zugeordnet werden kann (*Mrochen 2001d*, siehe auch Kapitel 1.2.2 und 1.2.3).

Die korneale Topographie kann dadurch direkte Informationen über die Geometrie und Aberrationen der Hornhaut durch Zerlegung in Zernike-Polynome liefern. Jedoch

werden die kornealen Aberrationen durch die inneren optischen Elemente modifiziert, die letztendlich die endgültige Abbildungsqualität bestimmen (*Artal 1998*). Daher ist die alleinige Messung der anterioren kornealen Aberrationen für die Beschreibung der Bildqualität des gesamten optischen Systems allein nicht ausreichend. Wellenfrontmessungen mit der Erfassung der retinalen Abbildungseigenschaften sind ebenso notwendig.

Die **okulären Aberrationen** können mit subjektiven (*Tscherning 1894*) und objektiven Aberroskopen (*Howland 1977*) bestimmt werden. Objektiv können die Messungen auch nach dem Hartmann-Shack-Prinzip (*Liang 1994*) oder nach dem Tscherning-Prinzip erfolgen (*Kaemmerer 2000; Mierdel 1997; Mrochen 2000*). Auch andere Meßverfahren und Prinzipien wurden entwickelt und beschrieben (*Stevens 2003; Kohnen 2004*).

Der hier verwendete Tscherning-Aberrometer befindet sich mit einer sehr guten Reproduzierbarkeit - für Sphäre und Zylinder mit $\pm 0,08$ Dioptrien, für den gesamten RMS bei 7 mm mit $0,04 \mu\text{m}$ bzw. für den RMS der höheren bis 8. Ordnung mit $0,02 \mu\text{m}$ (*Mrochen 2000*) - ebenfalls seit Jahren im klinischen Einsatz (*Mierdel 1999; Mrochen 2000a; Mrochen 2001c; Mrochen 2002; Seiler 2000a*).

Dabei werden die okulären Aberrationen aus der Differenz einer direkt gemessenen Wellenfront, bezogen auf eine ideale sphärische Referenz -Wellenfront, ermittelt. Aus diesen Wellenfrontaberrationen können andere, die optische Qualität beschreibenden Funktionen abgeleitet werden. Zur Quantifizierung des durchschnittlichen Wellenfrontfehlers wird der RMS-Wert verwendet (*Applegate 2001; Mrochen 2001d*).

Für die klinische Anwendung müssen neue Meßsysteme, wie die vorgestellten Verfahren zur Bestimmung der Aberrationen des Auges, auf Sicherheit, Vorhersagbarkeit, Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen hinreichend getestet und zugelassen werden. Bezüglich der Reproduzierbarkeit von Meßergebnissen mit Wellenfrontsensoren wurden jedoch nur wenige Studien durchgeführt (*Hament 2000; Mirshahi 2003; Wang 2003c*).

Hierbei wurden eine hohe Variabilität zwischen den einzelnen Untersuchungen und eine unterschiedliche Reproduzierbarkeit in Abhängigkeit von einzelnen Zernike-Polynomen beobachtet.

Die Mehrzahl der bisherigen Studien untersuchten die optischen Aberrationen und ihre Änderungen durch refraktiv-chirurgische Eingriffe mit nur einem Wellenfrontmeßverfahren unterschiedlicher Meßprinzipien und Algorithmen, entweder ausschließlich korneal oder okulär. Bisherige präoperative Wellenfrontanalysen und nachfolgender wellenfrontgeführter LASIK basierten nur auf okulären Wellenfrontmeßverfahren (*Aizawa 2003; Kanjani 2004; Mc Donald 2000; Mrochen 2000a; Mrochen 2001c; Nagy 2002; Nagy 2002a; Panagopoulou 2001; Seiler 2000a*). Erfahrungen auf korneal basierter wellenfrontgeführter LASIK werden derzeit gesammelt. Über die ersten erfolgreichen Fälle von Koma-Korrekturen mit kornealer Wellenfrontgeführter LASIK wurde berichtet (*Schmickler 2002*).

Weiterhin gab es über korrelierende Untersuchungen zwischen kornealen und/oder okulären Aberrationen nur vereinzelte Publikationen (*Hong 2003; Marcos 2001; Marcos 2001a; Moreno-Barriuso 2000; Moreno-Barriuso 2001a*) und nur wenige Normalpopulationen überwiegend geringer Fallzahl ($n < 50$) wurden mit unterschiedlichen Meßverfahren untersucht (*Artal 2002; Castejón-Mochón 2002; Kaemmerer 2000; Mrochen 2003; Porter 2001; Wang 2003; Wang 2003b*).

Unabhängig von einem chirurgischen Eingriff wurden vergleichende Untersuchungen an normalen Augen (*Artal 1998; Artal 2002; Mrochen 2003*) und an pathologischen Augen publiziert (*Barbero 2002; Barbero 2002a*).

1.4 Fragestellung

Im Bereich der Wellenfront-Aberrometrie gibt es noch viele unbekannte Faktoren, die die Aberrationen des menschlichen Auges und seine Sehqualität beeinflussen. Die normalen, „wahren“ Referenzwerte bezüglich der Wellenfrontfehler sind ebenfalls noch unbekannt.

Da es zur Quantifizierung der kornealen und okulären Aberrationen noch keine Standard-Untersuchungen bzw. Goldstandards gibt, war es zunächst erforderlich, die Messungen an gesunden normalen Augen mit nur mäßigem Refraktionsdefizit und gutem Visus innerhalb einer durchschnittlichen, repräsentativen Bevölkerungsgruppe durchzuführen.

Dabei sollten beide Hauptelemente - Hornhaut und Linse - des optischen Systems Auge mit zwei verschiedenen Meßverfahren untersucht werden (Kapitel 1.3).

Ein Vergleich beider Aberrationen könnte Rückschlüsse auf innere Aberrationen erlauben. Da linsenbedingte Aberrationen direkten Messungen zur Zeit noch nicht zugänglich sind, müssen die Meßverfahren für die kornealen und okulären Aberrationen so aufeinander und vergleichbar abgestimmt werden, daß die Differenz aus den ermittelten Aberrationen ein möglichst genaues Bild der inneren Aberrationen wiedergibt.

Das Ziel der vorliegenden Dissertation bestand darin, im Rahmen einer prospektiven klinischen Studie die Größe und Verteilung der optischen Aberrationen des menschlichen Auges sowie den Einfluß des Alters zu untersuchen. Es sollte die Bedeutung der klinischen Anwendbarkeit und Vergleichbarkeit der beiden unterschiedlichen Methoden herausgearbeitet werden, um festzustellen, ob der klinische Einsatz und die Kombination beider Meßverfahren zur objektiven Beurteilung der Aberrationen möglich und sinnvoll, ggf. sogar erforderlich sind.

Folgende Fragestellungen wurden auf Grund der bisherigen Ausführungen formuliert:

- 1) Führen die mittels kornealer Topographie ermittelten Wellenfrontaberrationen und die mit dem nach dem Tscherning-Prinzip gemessenen okulären Wellenfrontaberrationen zu statistisch nachweisbaren vergleichbaren Meßergebnissen?

- 2) Wie hoch ist die Reproduzierbarkeit der Messungen?
- 3) Wie groß sind korneale und okuläre Aberrationen in einem Normalkollektiv?
- 4) Können die inneren Aberrationen klinisch vernachlässigt werden?
- 5) Beeinflußt das Alter die kornealen und okulären Aberrationen?
- 6) Beeinflußt eine Ametropie die Aberrationen?
- 7) Gibt es eine Symmetrie der Aberrationen zwischen rechten und linken Augen?