

# **Aberrationen höherer Ordnung bei Blickbewegungen**

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades  
doctor medicinae (Dr. med.)

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

von **Doreen Lemm**

geboren am 5. März 1978 in Zwickau

12. Dezember 2005

*Der Einfall ersetzt die Arbeit nicht.*

*Max Weber*

## ***Verzeichnis der Abkürzungen***

Abb.	Abbildung
CCD	Charged Coupled Device
cm	Zentimeter
COAS	Complete Ophthalmic Analysis System
dpt	Dioptrie
LASIK	Laser In Situ Keratomileusis
mm	Millimeter
$\mu\text{m}$	Mikrometer
MPE	Maximum Permissible Exposure
ms	Millisekunde
MTF	Modulations Transfer Function
$\mu\text{W}$	Mikrowatt
nm	Nanometer
OPD	Optical Path Difference (Optische Wegdifferenz)
OSA	Optical Society of America
OTF	Optical Transfer Function
PSF	Point Spread Function
PTF	Phase Transfer Function
RMS	Root Mean Square
RMS-HO	Root Mean Square Higher Order (höherer Ordnung)
sec	Sekunde
SLD	Super Luminescence Diode
WASCA	Wavefront Aberration Supported Corneal Ablation

# ***Inhaltsverzeichnis***

## **Verzeichnis der Abkürzungen**

<b>Zusammenfassung</b> .....	1
------------------------------	---

## **1. Einleitung**

1.1 Die Bedeutung der Aberrationen höherer Ordnung für das Sehen.....	3
1.2 Medizinische Grundlagen	
1.2.1 Physiologie und Aufbau des menschlichen Auges.....	7
1.2.2 Der Bewegungsapparat des Auges.....	9
1.2.3 Die optischen Aberrationen des Auges.....	11
1.2.4 Auswirkungen der optischen Aberrationen auf die Bildqualität des Auges.....	13
1.3 Physikalische Grundlagen	
1.3.1 Die Beschreibung optischer Aberrationen.....	16
1.3.2 Grundlagen von Wellenfronten.....	17
1.3.3 Aberrationen einer Wellenfront.....	18
1.4 Aberrometrische Messverfahren	
1.4.1 Aberrometrie nach dem Shack-Hartmann-Prinzip.....	19
1.4.2 Aberrometrie nach dem Tscherning-Prinzip.....	24
1.4.3 Laser-Ray-Tracing.....	25

<b>2. Problemstellung und Zielsetzung</b> .....	26
---	----

## **3. Probanden und Methodik**

3.1 Gerätetechnologie – Der WASCA Wavefront Analyzer.....	28
3.2 Rekonstruktionen von Wellenfronten	
3.2.1 Zonale Wellenfrontrekonstruktion.....	32
3.2.2 Modale Wellenfrontrekonstruktion durch Zernike-Darstellung.....	33
3.2.3 Mathematische Beschreibung der Wellenfront.....	33
3.2.4 Darstellung und genaue Bezeichnung der Zernike-Basisfunktionen.....	35
3.2.5 Kombination der Zernike-Polynome zu komplexen Wellenfronten.....	37
3.2.6 Die Standardabweichung der Wellenfront (RMS-Wert).....	38

3.3	Beschreibung der experimentellen Untersuchung	
3.3.1	Versuchsablauf.....	39
3.3.2	Einstellung der Blickrichtungen.....	41
3.3.3	Ausmessung der Blickwinkel.....	44
3.4	Probanden.....	46
3.5	Statistische Datenanalyse.....	48
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse</b>	
4.1	Gemessene RMS-Werte und Zernike-Koeffizienten .....	50
4.2	Betrachtungen der Differenzen der Aberrationswerte bei Blickrichtungsänderung	
4.2.1	Verhalten der Aberrationen bei Abduktion des Auges.....	50
4.2.2	Verhalten der Aberrationen bei Adduktion des Auges.....	58
4.2.3	Verhalten der Aberrationen bei Infraduktion des Auges .....	67
4.2.4	Verhalten der Aberrationen bei Supraduktion des Auges.....	74
<b>5.</b>	<b>Diskussion</b>	
5.1	Methodik der Messungen	
5.1.1	Gerätetechnologie.....	82
5.1.2	Probanden.....	82
5.1.3	Durchführung der Messungen.....	85
5.2	Einordnung der eigenen Messergebnisse.....	90
5.2.1	Die Aberrationsänderungen bei Abduktion des Auges.....	91
5.2.2	Die Aberrationsänderungen bei Adduktion des Auges.....	92
5.2.3	Die Aberrationsänderungen bei Infraduktion des Auges .....	94
5.2.4	Die Aberrationsänderungen bei Supraduktion des Auges .....	95
<b>6.</b>	<b>Schlussfolgerungen</b> .....	97
<b>7.</b>	<b>Literatur- und Quellenverzeichnis</b> .....	99
<b>8.</b>	<b>Anhang</b>	
8.1	Probandendaten.....	108
8.2	Tabellen.....	109

<b>Lebenslauf</b> .....	112
<b>Danksagung</b> .....	113
<b>Ehrenwörtliche Erklärung</b> .....	114

## **Zusammenfassung**

Bereits vor über 100 Jahren stellten Helmholtz, Gullstrand und Tscherning die Existenz von optischen Aberrationen des menschlichen Auges fest und untersuchten sie. Aberrationen höherer Ordnung reduzieren das auf der Netzhaut entstehende Bild. Im Jahr 1961 schlug Smirnov eine Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung vor, um die optischen Eigenschaften des Auges zu verbessern. Seit gut zehn Jahren ist es klinisch möglich, die Aberrationen mit Aberrometern genau zu vermessen, und seit etwa vier Jahren können die Aberrationen höherer Ordnung über die Erstellung eines individuellen Ablationsprofils durch wellenfrontgeführte refraktiv-chirurgische Eingriffe (LASIK) auch korrigiert werden.

Allerdings sind die Ergebnisse der Korrekturen noch nicht optimal. Sie verändern ein durch die kornealen und internen Aberrationen fein aufeinander abgestimmtes optisches System. Gerade die Aberrationen höherer Ordnung werden durch Akkommodationsvorgänge, das Tragen von harten und weichen Kontaktlinsen, die natürliche Alterung des menschlichen Auges, einen sich ändernden Pupillendurchmesser, die Gabe von Mydriatika oder durch Tränenfilminstabilitäten beeinflusst. Vermutet wird auch eine Einwirkung von Blickbewegungen auf die optischen Aberrationen, wie beispielsweise beim Lesen.

Das Ziel dieser experimentellen Studie ist deshalb die Untersuchung des Verhaltens der Aberrationen höherer Ordnung bei Blickbewegungen des Auges, um ein größeres dynamisches Verständnis der optischen Aberrationen zu erhalten. Es soll die Frage geklärt werden, ob eine exakte Positionierung des Auges bei wellenfrontgeführten Eingriffen eine Induzierung von Aberrationen während der Behandlung verhindern kann.

An jeweils 49 rechten Augen von 49 augengesunden Probanden (28 Männer, 21 Frauen) im Alter zwischen 20 und 33 Jahren (mittleres Alter  $25,20 \pm 2,86$  Jahre) wurden mit dem WASCA Wavefront Analyzer der Firma Carl Zeiss Meditec AG Jena, basierend auf einem Shack-Hartmann-Sensor, die optischen Aberrationen aus vier Blickrichtungen (Abduktion, Adduktion, Supra- und Infraduktion) im Vergleich zur Primärposition gemessen und miteinander verglichen. Durchgeführt wurde je eine Messung pro Blickrichtung für 49 Probanden bei 2 und 4 mm sowie für 17 Probanden bei 6 mm Pupillendurchmesser bei natürlich dilatierter Pupille. Die Zernike-Polynome wurden bis zur vierten Ordnung analysiert.

Die Wellenfrontmessungen in der vorliegenden Arbeit weisen erstmals den signifikanten Einfluss von Blickbewegungen auf die Aberrationen niederer und höherer Ordnung nach. Vor allem die astigmatischen Aberrationen wie primärer und sekundärer Astigmatismus sowie primäres und sekundäres Trefoil werden durch Blickbewegungen signifikant verändert. Innerhalb des Gebrauchsblickfeldes zeigen dabei die horizontalen Blickbewegungen einen stärkeren Einfluss auf die Aberrationen des Auges als die vertikalen Blickbewegungen. Vor allem die Blickbewegung nach nasal (Adduktion des Bulbus) verändert die Aberrationen.

Die Ursachen für die Aberrationsänderungen liegen wahrscheinlich in kornealen Aberrationsänderungen sowie in einer Modifikation der Feinabstimmung der optischen Elemente des Auges zueinander, die durch den Zug der äußeren Augenmuskeln und die Bewegung des Bulbus in der Orbita erzeugt werden.

Die Beträge der durch Blickbewegungen induzierten Aberrationen der einzelnen Zernike-Koeffizienten sind im Mittel sehr gering und reichen von  $0,09 \mu\text{m}$  bis  $-0,09 \mu\text{m}$ . Die RMS-Werte werden außer der Adduktion des Auges durch Blickbewegungen nicht signifikant verändert. Damit sind sie klinisch nicht relevant.

In Einzelfällen weichen die Beträge der Aberrationsänderungen durch Blickbewegungen jedoch erheblich davon ab. Bei diesen Patienten können die Beträge, wenn sie im Wellenfrontprofil einer Kontaktlinse oder im Ablationsprofil eines wellenfrontgeführten refraktivchirurgischen Eingriffs enthalten sind, nach der Behandlung durchaus eine Beeinträchtigung des Sehvermögens hervorrufen.

Die Erstellung eines Wellenfrontprofils für eine refraktivchirurgische Behandlung oder zur individuellen Kontaktlinsenanpassung sollten in jedem Fall in Primärposition des Auges durchgeführt werden. Vor allem eine Abweichung von der Primärposition nach nasal sollte vermieden werden. Auch bei refraktivchirurgischen Eingriffen selbst sollte darauf geachtet werden, um ein optimales Behandlungsergebnis zu erzielen. Sonst besteht die Gefahr, dass zum individuellen Wellenfrontprofil zusätzliche überlagernde Effekte durch die Blickbewegung hinzukommen.

# **1. Einleitung**

## **1.1 Die Bedeutung der Aberrationen höherer Ordnung für das Sehen**

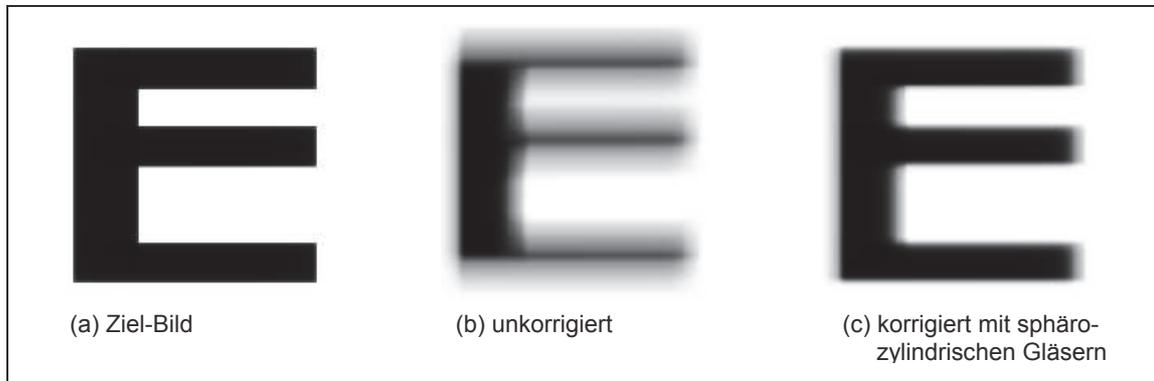
Das Sehen hat für uns Menschen größte Bedeutung. Mit diesem sehr leistungsfähigen Fernsinn können wir unsere Umwelt begreifen und vielfältigste Eindrücke aufnehmen. Farben, Formen und Bewegungen werden dadurch lebendig. Das Sehen erfolgt als Bildanalyse in Netzhaut (Retina), Sehbahn und Gehirn. Dafür ist eine scharfe optische Abbildung der Umwelt auf der Retina eine wesentliche Voraussetzung (Donders 1866).

Der dioptrische Apparat des menschlichen Auges ist jedoch mit vielen Fehlern (Aberrationen) behaftet, die zu „unscharfen“ und weniger kontrastreichen Abbildungen auf der Retina führen. Die klassischen *Aberrationen niederer Ordnung*, Myopie, Hyperopie und Astigmatismus, sind dafür bekannt, das retinale Bild zu verzerren und dadurch die Sehleistung stark zu reduzieren. Sie können heute durch sphärozyklindrische Brillengläser, Kontaktlinsen und refraktive Chirurgie gut korrigiert werden.

Allerdings wird das Auge auch bei normalsichtigen Menschen von Abbildungsfehlern beeinflusst, die über Sphäre und Astigmatismus hinausgehen und als *Aberrationen höherer Ordnung* bezeichnet werden. Zu ihnen zählen beispielsweise Koma oder sphärische Aberration. Durch sie kommt es zu einer Beeinträchtigung der Qualität des Netzhautbildes auch beim rechtsichtigen (emmetropen) oder genau akkommodierenden Auge und damit zu Verschlechterungen des Kontrastsehens (Liang und Williams 1997).

Die Existenz von Aberrationen höherer Ordnung ist schon seit über 100 Jahren bekannt. Sie wurden unter anderem von Helmholtz, Gullstrand und Tscherning untersucht. Abbildungsfehler dritter Ordnung wurden erstmals von Ludwig von Seidel (1821-1896) betrachtet. Helmholtz beschrieb 1867 das menschliche Auge als eine Optik von schlechter Qualität. Gullstrand berichtet 1900 in seinem Buch „Allgemeine Theorie der monochromatischen Aberrationen und ihre nächsten Ergebnisse für die Ophthalmologie“ von der großen Bedeutung der Asymmetrien und Aberrationen für das Sehen.

Die Wirkung der Aberrationen höherer Ordnung auf das Sehvermögen wird in Abbildung 1 veranschaulicht.



**Abb. 1:** Simulation des Sehvermögens (Fa. Meditec). (a) Bild, auf das der Patient schaut. (b) Sicht des Patienten ohne Korrektur. (c) Sicht des Patienten nach einer Korrektur mit sphärozyklindrischen Gläsern, die die Aberrationen niederer Ordnung (Sphäre und Astigmatismus) ausgleichen. Man sieht deutlich den verbleibenden Effekt durch die unkorrigierten Aberrationen höherer Ordnung.

Unter Tageslichtbedingungen (photopisches Sehen) ist die Pupille der meisten Augen klein und wirkt als Blende, so dass die Aberrationen höherer Ordnung zu vernachlässigen sind. In Dämmerung (mesopisches Sehen) oder Dunkelheit (skotopisches Sehen) aber, bei größeren Pupillendurchmessern, spielen die Aberrationen höherer Ordnung eine signifikante Rolle (Liang et al. 1997, Mrochen et al. 2004).

Smirnov (1961) schlug als erster eine Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung zur Verbesserung der optischen Eigenschaften des Auges vor. Allerdings lassen sie sich mit Brillen oder Kontaktlinsen nicht berichtigen, da das Auge beweglich ist und eine Aberrationskorrektur augenzentriert erfolgen muss.

Eine bedeutende Rolle spielen die Aberrationen höherer Ordnung auch in der refraktiven Chirurgie. Diese laserchirurgischen Eingriffe, zum Beispiel die häufig durchgeführte Laser in situ Keratomileusis (LASIK), werden an der Hornhaut des Auges vorgenommen. Sie bewirken durch eine Änderung der Hornhautbrechkraft einen Ausgleich von Aberrationen des optischen Systems. Korrigiert werden damit bisher vor allem Kurz- oder Weitsichtigkeit sowie Astigmatismus.

Die maximal erreichbare Sehschärfe, die durch die Dichte der Lichtsensoren in der Retina vorgegeben ist (Applegate 2000, Wesemann 2004), bezeichnet man als supernormalen Visus. Sie wird bei einer konventionellen Laseroperation trotz optimaler Korrektur nicht erreicht, da die Aberrationen höherer Ordnung dabei keine Berücksichtigung finden.

Selbst nach erfolgreichen Eingriffen empfinden einige Patienten, obwohl sie dann eine verbesserte Sehschärfe besitzen, eine Verschlechterung der „Qualität des Sehens“. Sie beschreiben typischerweise eine verringerte Kontrastsensitivität und Dämmerungssehschärfe. Auftretende Blenderscheinungen und Lichtkränze um helle Lichtquellen (Halos, Abbildung 2) wirken sich beispielsweise beim Autofahren in Dunkelheit störend aus (Helgesen et al. 2004).



**Abb. 2:** Links: Nächtliches Autofahren bei gutem Sehvermögen. Rechts: Gefährdung des nächtlichen Autofahrens durch Lichtkränze (Halos) um helle Lichtquellen (<http://www.lasikinfocenter.net>).

Als Ursache dieser postoperativen Sehverschlechterung konnte die Verstärkung von Aberrationen höherer Ordnung durch konventionelle refraktivchirurgische Korrekturen nachgewiesen werden (Marcos 2001, Marcos et al. 2001, Moreno-Barriuso et al. 2001, Panagopoulou und Pallikaris 2001, Miller et al. 2002, Llorente et al. 2004, Spitzlberger 2004, Yamane et al. 2004).

Seit einiger Zeit ist es im Zuge der fortschreitenden technischen Entwicklung, mit Einführung der Excimer-Lasersysteme und der wellenfrontgeführten Hornhautabtragung (Ablation), möglich geworden, die Aberrationen höherer Ordnung genau zu bestimmen und operativ zu minimieren. Bei einem solchen Eingriff wird zuerst mit einem Wellenfrontscanner (Aberrometer) der gesamte Brechungsfehler des Auges an einer Vielzahl von Punkten über

der ganzen Pupille vermessen. Das individuelle Ablationsprofil wird erstellt, welches dann mit einem Scanning-Spot-Laser selektiv vom Hornhautgewebe abgetragen wird.

Die weltweit ersten wellenfrontgeführten Behandlungen wurden 1999 durch Seiler in Dresden durchgeführt (MacRae 2000, Mrochen et al. 2000b, Seiler et al. 2003). Dabei traten die typischen, durch konventionelle refraktive Verfahren erzeugten Sehverschlechterungen im mesopischen Bereich nicht ein. In Einzelfällen erreichten die behandelten Patienten sogar eine über das Normale hinaus gehende Sehschärfe (Supernormales Sehen).

In zahlreichen weiteren Studien konnte nachgewiesen werden, dass man mit der Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung die Sehleistung sowohl theoretisch (Liang et al. 1997, Williams et al. 2000, Guirao et al. 2002) als auch praktisch (Navarro et al. 2000, Seiler et al. 2000, Yoon und Williams 2002, Yoon et al. 2004) verbessern kann.

Stevens und Sekundo (2003) konnten in einer Pilotstudie an 34 Patienten mit Nachsichtproblemen nach ansonsten erfolgreicher Standard-refraktivchirurgischer Operation belegen, dass es nach wellenfrontgeführter Nachbesserung der Aberrationen höherer Ordnung bei 48 % der Patienten zu einer signifikanten Verbesserung des nächtlichen Sehvermögens kam.

Die Wellenfrontkorrektur nützt vor allem auch Patienten mit pathologischen Augen wie bei Keratokonus, da diese Erkrankung mit hohen Werten der Aberrationen höherer Ordnung einhergeht (Maeda et al. 2002).

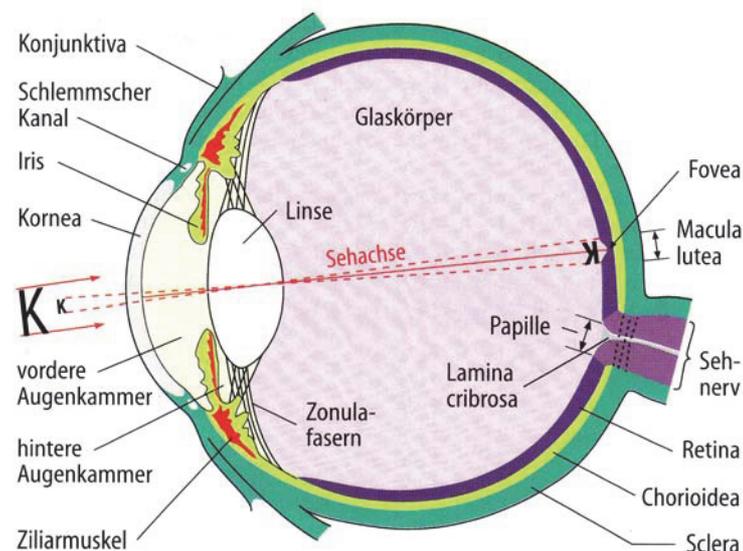
Allerdings konnte das Hauptziel der wellenfrontgeführten Ablation, die Aberrationen in jedem Fall wirkungsvoll zu verringern, noch nicht erreicht werden. Die Messung des refraktiven Status eines Auges entspricht immer nur einer Momentaufnahme. Gerade Aberrationen höherer Ordnung können aufgrund von Akkommodation (Ninomiya et al. 2002) und Tränenfilminstabilität (Hofer et al. 2001) starken Fluktuationen unterliegen. Deshalb ist die Vorhersagbarkeit der Reduktion von Aberrationen höherer Ordnung noch verbesserungsbedürftig.

In dieser Arbeit soll dem dynamischen Aspekt der Aberrationen höherer Ordnung Rechnung getragen werden, indem ihre Veränderungen bei verschiedenen Blickbewegungen gemessen und ausgewertet werden.

## 1.2 Medizinische Grundlagen

### 1.2.1 Physiologie und Aufbau des menschlichen Auges

Der menschliche Augapfel (Bulbus) ist kugelig geformt (Abbildung 3). Die äußere Begrenzung des Auges wird von der weißen äußeren Augenhaut (Sklera) gebildet, die aus festem Bindegewebe besteht. In die Sklera ist vorn die durchsichtige Hornhaut (Kornea) eingelassen. Hinter der Kornea liegt, getrennt durch die mit Kammerwasser gefüllte Vorderkammer, die Pupille des Auges. Die Pupille wird von der Regenbogenhaut (Iris) gebildet. Sie wirkt als Blende und reguliert den Lichteinfall ins Auge.



**Abb. 3:** Schematische Darstellung des Auges (aus: Schmidt-Thews, 1997: Physiologie des Menschen. Springer-Verlag, Berlin, Seite 284)

Hinter der Iris liegt die Linse, die an den Zonulafasern aufgehängt ist. Durch Kontraktion bzw. Erschlaffung des Ziliarmuskels ist eine Änderung der Linsenform und damit eine Änderung der Brechkraft des Auges möglich (Akkommodation). So können sowohl nah liegende als auch ferne Objekte scharf auf der Netzhaut abgebildet werden (Donders 1866).

Die Linse ist dem Glaskörper vorgelagert. Die hintere Oberfläche des Auges wird von der Netzhaut (Retina) ausgekleidet. Am hinteren Augenpol befindet sich die Macula mit der

Stelle des schärfsten Sehens (Fovea centralis). Der dioptrische Apparat entwirft auf der Netzhaut ein verkleinertes, umgekehrtes Bild.

Bei dem dioptrischen Apparat des Auges handelt es sich um ein zusammengesetztes optisches System (Donders 1866) mit mehreren Übergangsflächen und brechenden Medien (Luft-Kornea-Kammerwasser-Linse-Glaskörper). Zur Bildentstehung tragen dabei alle lichtdurchlässigen Bestandteile zwischen vorderem und hinterem Augenpol bei. Die maßgebliche Wirkung entsteht hierbei an räumlich gekrümmten Grenzflächen zwischen zwei Medien mit unterschiedlichen Brechzahlen. Je größer die Brechzahldifferenz, umso größer ist der Beitrag zur Entstehung des retinalen Bildes. Der optische Übergang von der Luft zur Hornhautoberfläche mit dem Tränenfilm ist dabei durch die größte Brechzahldifferenz gekennzeichnet.

Kornea/Vorderkammer und Linse/Glaskörper bilden zwei Funktionseinheiten. Sie wirken wie Sammellinsen und bündeln die einfallenden Lichtstrahlen zu einem Brennpunkt. Bei einem dioptrisch rechtsichtigen (emmetropen) Auge stimmen Bulbuslänge und Brechkraft überein, die Retina befindet sich genau in der Hauptbrennweite des Systems (Donders 1866).

Die Brechkraft ( $D$ ) einer Linse bzw. eines Linsensystems entspricht dem Kehrwert der in Metern gemessenen bildseitigen Brennweite ( $f$ ) und wird in Dioptrien (dpt) angegeben:

$$D = \frac{1}{f} \quad (1)$$

Zur Vereinfachung der Betrachtung und zur Umsetzung der anatomischen Gegebenheiten des Auges in ein optisches System bedient man sich eines schematischen Augenmodells, das die Dimensionen und Brechungseigenschaften vereinfacht wiedergibt. Das bekannteste der unterschiedlichen "Normalaugen" ist das schematische Auge nach Alvar Gullstrand (1909). Danach trägt die Kornea 75% oder 43 dpt der Gesamtbrechkraft (Refraktion) von etwa 58 dpt des Auges. Auf die Linse entfallen 25% oder 19 dpt im akkommodationslosen Auge.

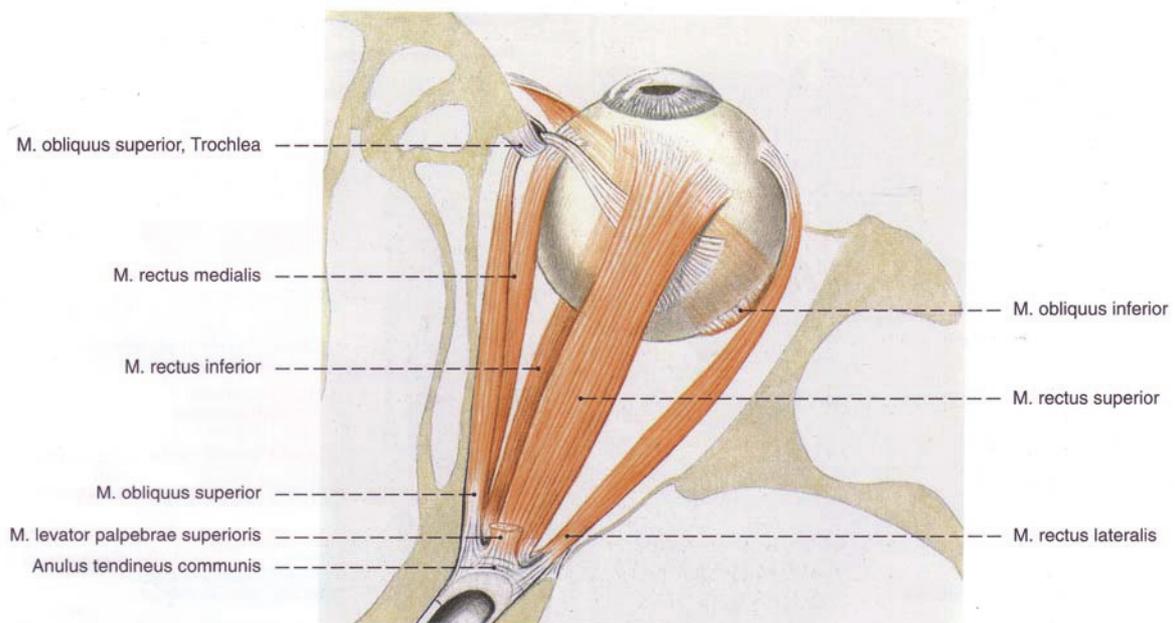
Mit dem WASCA Wavefront Analyzer wird der gesamte dioptrische Apparat des Auges untersucht.

### 1.2.2 Der Bewegungsapparat des Auges

Die knöchernen Augenhöhle (Orbita) hat die Form einer unregelmäßigen Pyramide, deren Spitze der Sehnervenkanal ist. Innerhalb der Orbita sind alle Augenmuskeln, Nerven und Gefäße in den retrobulbären Fettkörper (Corpus adiposum retrobulbare) eingebettet, der die Augenbewegungen sowie die Verlagerung der Augenmuskeln, Nerven und Gefäße ermöglicht. Die Tenon-Kapsel, eine die gesamte Sklera umhüllende Faszie, bildet die vordere Begrenzung des Fettkörpers und trennt periorbitales Fettgewebe von der Sklera.

Der Augapfel ist in einem System von Bändern aufgehängt, das mit der Muskulatur zusammen eine funktionelle Einheit bildet. Der Bulbus ist ein nahezu kugelförmiger Körper, der sich innerhalb bestimmter Grenzen um beliebig viele Achsen drehen kann, aber seinen Ort in der Orbita beinahe nicht verändert.

Die Augenbewegungen werden durch den Muskelzug der vier gerade (Musculus rectus lateralis, medialis, superior und inferior) und zwei schräg (Musculus obliquus superior und inferior) verlaufenden äußeren (extraokularen) Augenmuskeln bewirkt. Sie bestehen aus quergestreiftem Muskelgewebe, das zu sehr schnellen und präzisen Bewegungen fähig ist. Die sechs äußeren Augenmuskeln (Musculi bulbi) sind in Abbildung 4 dargestellt.



**Abb. 4:** Der Augapfel wird durch vier gerade und zwei schräg verlaufende Augenmuskeln bewegt (aus: Sobotta J, 1993: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1, Urban & Schwarzenberg Verlag, München: Seite 346).

Unmittelbar vor der Orbitaspitze liegt ein bindegewebiger Ring (Anulus tendineus communis), der fest mit dem Knochen verwachsen ist und den Ursprung der geraden Augenmuskeln sowie des Musculus obliquus superior bildet. Der Musculus obliquus inferior entspringt am medialen Orbitalrand. Die äußeren Augenmuskeln setzen vor dem Äquator des Bulbus im Abstand von ca. 5 bis 7 mm zum Hornhautlimbus an der Sklera an.

Ihre Funktionen ergeben sich aus der Lage der Muskelebenen innerhalb der Orbita. Je zwei Muskeln weisen die gleiche Muskelebene auf, die durch Ursprung, Ansatz und Drehpunkt definiert ist. Sie unterscheiden sich nur durch ihre Drehrichtung (Antagonisten), wirken teilweise aber auch synergistisch. Jede Augenbewegung setzt ein sehr komplexes Muster aus Aktivierung und Hemmung aller äußeren Augenmuskeln voraus.

Alle Kräfte greifen ausschließlich am Umfang des Bulbus an. Die Kraftübertragung auf den Bulbus ist vergleichbar mit dem mechanischen Prinzip der Rolle. Die Augenmuskeln sind in keiner Richtung entspannt: In der Zugrichtung eines Muskels steigt die kontraktile Spannung. In seiner Gegenrichtung steigt mit zunehmender Dehnung die elastische Spannung, die ein zurückziehen in die Ausgangslage bewirkt. Wenn sich der Bulbus in Primärposition befindet, liegt ein Kräftegleichgewicht der Augenmuskeln vor.

Die Drehbewegungen des Auges werden Duktationen genannt. Bei der *Adduktion* wird das Auge nach nasal bewegt, bei *Abduktion* nach temporal, bei *Supraduktion* bzw. Elevation nach oben und bei *Infraduktion* nach unten. Als *Primärposition* bezeichnet man den nach geradeaus gerichtetem Blick bei gerader Kopfhaltung. Tabelle 1 verdeutlicht die genauen Wirkungen der einzelnen Muskeln.

**Tabelle 1:** Die Wirkung der äußeren Augenmuskeln auf das Auge

<b>Augenmuskel</b>	<b>Wirkung</b>
M. rectus superior	Supraduktion, Adduktion und Innenrotation
M. rectus inferior	Infraduktion, Adduktion und Außenrotation
M. rectus medialis	Adduktion
M. rectus lateralis	Abduktion
M. obliquus superior	Infraduktion, Abduktion und Innenrotation
M. obliquus inferior	Supraduktion, Abduktion und Außenrotation

Limitiert wird die Exkursionsfähigkeit des Bulbus durch Hemmbänder, die Nerven und Gefäße vor Zerrungen oder Zerreißen schützen.

Die Musculi obliqui halten die vertikalen Achsen stets parallel. Die Ausrichtung des horizontalen und vertikalen Meridians des Auges und der Retina bleibt in Beziehung zum Kopf mit dem horizontalen und vertikalen Meridian der Umgebung für alle Blickrichtungen erhalten. Eine Verkippung der Abbildung der visuellen Umwelt wird verhindert.

Innerviert werden die äußeren Augenmuskeln durch den Nervus oculomotorius (Musculus rectus superior, inferior, medialis sowie Musculus obliquus inferior), den Nervus abduzens (Musculus rectus lateralis) sowie den Nervus trochlearis (Musculus obliquus superior).

### **1.2.3 Die optischen Aberrationen des Auges**

Die Abbildungsfehler oder optischen Aberrationen (lat. Aberratio = Ablenkung, Zerstreuung) des menschlichen Auges sind die Ursache für das Nichterreichen der maximal möglichen retinalen Auflösung, die durch die Dichte der Lichtsinneszellen auf der Netzhaut vorgegeben ist (Applegate 2000, Wesemann 2004). Es kommt zur Fehlsichtigkeit (Ametropie).

Man kann zwei Gruppen von optischen Aberrationen unterscheiden: monochromatische und chromatische Aberrationen.

Wir sehen die Objekte der Außenwelt durch die Vermittlung des Lichtes. Chromatische Aberrationen resultieren aus der Abhängigkeit der Brechkräfte von der Wellenlänge des Lichts (Dispersion). Dass für verschiedenfarbige Lichtstrahlen unterschiedliche Brennweiten existieren, wurde erstmals 1823 von Fraunhofer im Fernrohr bemerkt (Helmholtz 1909). Dadurch decken sich die Bilder für verschiedene Farben auf der Retina nicht genau. Allerdings konnte durch ihre Korrektur bisher keine (Bradley et al. 1991) bzw. eine geringe Verbesserung des Sehens erreicht werden (Yoon und Williams 2002). Chromatische Aberrationen sollen hier deshalb nicht betrachtet werden.

Monochromatische Aberrationen treten auch bei einfarbigem (monochromatischem) Licht auf. Sie werden in *Aberrationen niederer und Aberrationen höherer Ordnung* unterteilt.

*Bildfeldwölbung* und *Verzeichnung* können ebenfalls zu den monochromatischen Aberrationen gezählt werden. Sie werden hier nicht betrachtet, da sie aufgrund der Anatomie des menschlichen Auges und der höheren neuronalen Verarbeitung des Netzhautbildes keine große Rolle spielen (Seiler 2000).

Zu den Aberrationen niederer Ordnung (erster und zweiter Ordnung) gehören refraktive Fehler wie Kurzsichtigkeit (*Myopie*), Weitsichtigkeit (*Hyperopie*) und *Astigmatismus*. Sie sind durchschnittlich für 85 % der Wellenfrontaberrationen verantwortlich (Chalita und Krueger 2004). Ihre Korrektur verbessert das Sehen maßgeblich.

Zu den Aberrationen höherer Ordnung (ab einschließlich dritter Ordnung) zählen *Koma*, *sphärische Aberration* und andere Terme höherer Ordnung (*Trefoil*, *Tetrafoil*, *sekundärer Astigmatismus*, *Pentafoil*). Sie haben einen Anteil von etwa 15 % am durchschnittlichen Wellenfrontfehler normaler Augen (Chalita und Krueger 2004) und können durch sphärozyklische Gläser nicht berichtigt werden (Tscherning 1894).

Diese Baufehler des menschlichen Auges lassen sich durch die Unregelmäßigkeiten in Aufbau und Homogenität der brechenden Medien und Flächen sowie deren Anordnung zueinander (genaue Zentrierung oder Verkipfung) begründen.

Bei Myopie und Hyperopie ist die Brechkraft des optischen Systems im Verhältnis zur Bulbuslänge zu stark oder zu schwach, so dass der Brennpunkt des optischen Systems und die Netzhautenebene nicht zusammenfallen. Durch das Vorsetzen von Zerstreuungs- bzw. Sammellinsen vor das Auge können Myopie und Hyperopie korrigiert werden. Die Verwendung von Brillengläsern ist etwa seit dem 13. Jahrhundert bekannt (Bergdolt 1994).

Beim Menschen ist ein physiologischer Astigmatismus vorhanden (Donders 1866, Seiler 2000). Das wichtigste brechende optische Element des Augensystems ist die vordere Hornhautfläche. Häufig ist sie nicht rotationssymmetrisch, sondern astigmatisch geformt. Die Kristalllinse ist schichtweise aufgebaut, wobei die einzelnen Schichten verschiedene Brechungsindices besitzen, so dass das Licht sowohl an den Außenflächen als auch an den Übergängen der verschiedenen Schichten gebrochen wird. Oftmals sind die Schichten ungleichmäßig angeordnet und können dadurch einen Astigmatismus bewirken. Eine

astigmatische Wirkung wird auch dann erzeugt, wenn Linse und Pupille des Auges nicht zentriert sind oder gegenüber der Achse des Hornhautsystems schief liegen.

Aberrationen entstehen ferner durch unterschiedliche Krümmung der Hornhautvorderfläche in der Mitte und am Rand. Die Außenflächen der Linse und der Kornea sind in der Mitte schwächer gekrümmt als am Rand und können sphärische Aberrationen hervorrufen. Der Anteil der sphärischen Aberration an der Wellenfrontaberration eines Individuums hängt stark mit der Krümmung der Kornea und der Form der Linse zusammen (El-Hage und Berny 1973).

In mehreren Studien konnte die Theorie bestätigt werden, dass das Auge die kornealen Aberrationen durch seine innere okulare Optik, vor allem durch die kristalline Linse, teilweise zu kompensieren vermag (Artal und Guirao 1998, Artal et al. 2001, Kelly et al. 2004). Die Aberrationen von Kornea und innerer Optik des Auges ergaben zusammen höhere Werte als für das gesamte Auge gemessen wurden. Es konnte eine gewisse Balance der optischen Elemente des Auges bzw. der kornealen und internen Aberrationen zueinander festgestellt werden. Sie bilden zusammen ein fein aufeinander abgestimmtes optisches System mit verbesserten retinalen Abbildungseigenschaften.

Zudem fanden Artal et al. (2004) in ihrer Untersuchung heraus, dass das neurale Sehsystem an die vertrauten eigenen optischen Aberrationen adaptiert ist und diese ebenfalls zu kompensieren vermag. Das binokulare Sehen hat darüber hinaus einen zusätzlichen positiven Effekt und trägt zur Reduzierung der Wirkung der Aberrationen bei (Fam und Lim 2004).

Die Messung der optischen Aberrationen kann des weiteren Aussagen darüber treffen, in wieweit das optische Abbildungssystem im Auge an einer beeinträchtigten Sehschärfe beteiligt ist oder andere Funktionsstörungen, beispielsweise der Netzhaut oder höherer Sehzentren, bestehen.

#### **1.2.4 Auswirkung der optischen Aberrationen auf die Bildqualität des Auges**

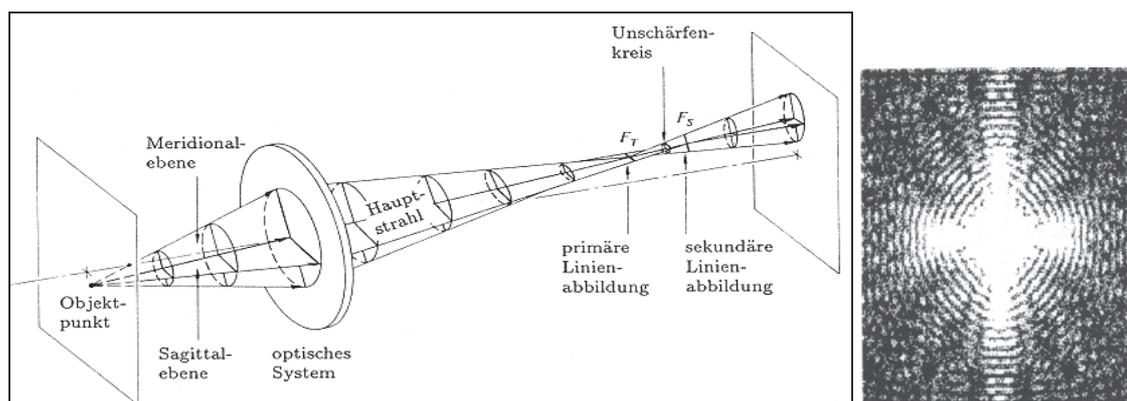
Diese Baufehler und Aberrationen bewirken, dass Objektpunkte nicht punktförmig, sondern in Form von Zerstreuungskreisen auf der Netzhaut abgebildet werden, was zu Unschärfe,

geometrischer Unähnlichkeit zwischen Objekt und Bild, Blendungen und einem verminderten Kontrastsehen führt.

### Astigmatismus

Die Wirkung des dioptrischen Systems ist nicht in allen Meridianen gleich. Diese Entdeckung wurde um 1800 von Thomas Young studiert und beschrieben. Durch Krümmungsanomalien der brechenden Medien, vor allem der Hornhautvorderfläche, existieren unterschiedliche Brennweiten für Meridional- und Sagittalebene (Donders 1866). Dadurch erzeugen die durch die Linse tretenden Lichtstrahlen auf der Netzhaut keinen Brennpunkt, sondern zwei senkrecht zueinander stehende Brennlinien. Ist die Brechkraft im vertikalen Meridian größer als im horizontalen, liegt ein Astigmatismus mit der Regel vor. Beim Astigmatismus gegen die Regel sind die Brechkraftverhältnisse umgekehrt.

Durch die unterschiedliche Brechung der Lichtstrahlen in den einzelnen Meridianen erscheint jeder Objektpunkt, wie in Abbildung 5 dargestellt, elliptisch verzogen oder strichförmig. Das führt zu unscharfen und verzerrten Bildern. Bereits in alten ägyptischen Schriftdenkmälern wurde das Bild eines Sterns als fünfstrahlige Figur abgebildet (Hirschberg 1977). Diese Wirkung des Astigmatismus macht sich schon bei einer engen Blende (Pupille) bemerkbar.



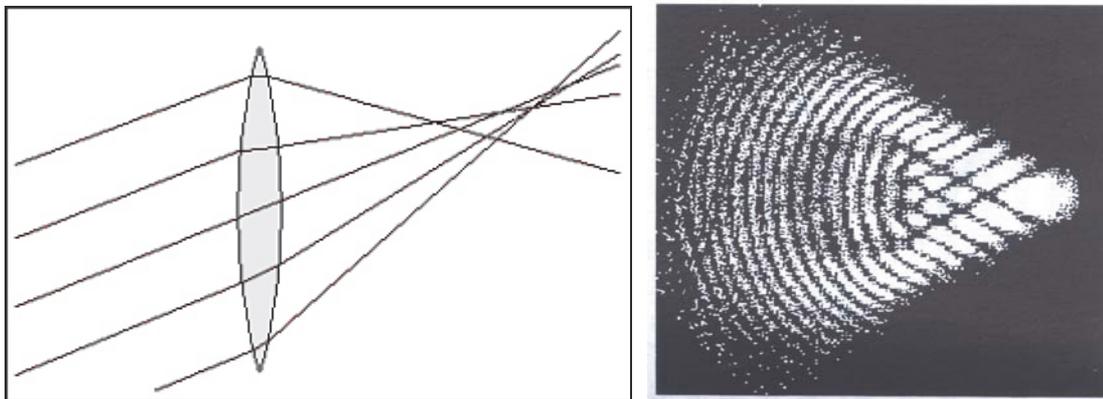
**Abb. 5:** Links: Beim Astigmatismus entstehen auf der Netzhaut statt eines Brennpunktes zwei Brennlinien (<http://www.physik.uni-stuttgart.de/institute/pi/5/lehre/hauptseminar2000>). Rechts: Jeder Objektpunkt erscheint durch den Astigmatismus elliptisch verzerrt (Fa. Meditec)

Durch den dreistrahligen Astigmatismus (englisch *Trefoil*) wird ein Lichtpunkt zu einem unscharfen Fleck mit einer dreistrahligen Symmetrie verzerrt.

### Koma oder Asymmetriefehler

Lichtstrahlen, die von einem Objektpunkt abseits der optischen Achse kommen und schief zur optischen Achse ins Auge einfallen, werden verschieden stark gebrochen (Abbildung 6). Eine Koma liegt vor, wenn eine Seite des Linsensystems einen stärkeren Brechwert aufweist als die andere. Die schrägen Öffnungsstrahlen vereinigen sich im Bildraum nicht in einem Punkt. Sie ergeben Schnittpunkte mit dem Hauptstrahl, die an verschiedenen Stellen liegen.

In der Bildebene entstehen dadurch asymmetrische Zerstreungsfiguren, bei denen sich an einen einigermaßen scharfen Punkt eine kometenschweifartige Figur, die Koma, anschließt.

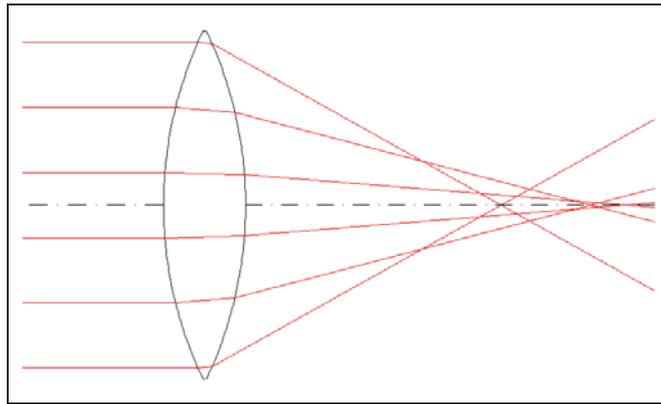


**Abb. 6:** Links: Schräg einfallende außeraxiale Strahlen werden zu einer Koma verzerrt (<http://www.fotonet.de/net/>). Rechts: Durch die Koma wird jeder Objektpunkt als kometenschweifartige Figur auf der Netzhaut abgebildet. (Fa. Meditec)

### Sphärische Aberration oder Öffnungsfehler

Für verschiedene Einfallshöhen der Lichtstrahlen existieren unterschiedliche Brennpunkte. Achsenparallel einfallende Lichtstrahlen nahe der optischen Achse haben eine längere Brennweite als achsenferne Strahlen (Randstrahlen). Mit zunehmender Einfallshöhe (zunehmende Pupillenweite) werden die Strahlen stärker gebrochen (Abbildung 7). Die dadurch in der Wellenfront entstehende Aberration bezeichnet man als sphärische Aberrationen oder Öffnungsfehler.

Durch sphärische Aberrationen werden Objektpunkte nicht als Punkt, sondern als Zerstreungskreis auf der Netzhaut abgebildet. Dadurch erscheinen die Objekte gleichmäßig verwaschen und unscharf.



**Abb. 7:** Darstellung der sphärischen Aberration: Lichtstrahlen mit zunehmender Einfallshöhe werden stärker abgelenkt.

Unter photopischen Bedingungen, bei Helligkeit, ist die Pupille klein. Sie wirkt dann als Blende und nur die zentralen, weniger abgelenkten Lichtstrahlen fallen auf die Retina und erzeugen das Bild. Insbesondere beim Dämmerungssehen treffen verstärkt Randstrahlen in das Auge und verschlechtern das Sehen. So konnten Liang und Williams (1997) in einer Studie belegen, dass Aberrationen höherer Ordnung bei 7,3 mm Pupillenweite einen signifikanten Effekt auf das retinale Bild haben, während diese Aberrationen bei einer Pupille von 3,4 mm die retinale Abbildung nicht schwerwiegend beeinträchtigen.

Berechenbar wird der Anteil der beschriebenen Sehfehler am Auge durch orts aufgelöste Wellenfrontvermessung mittels Aberrometern (siehe Kapitel 1.3 und 1.4). Ein ideales Auge würde dabei eine plane Wellenfront erzeugen. Ein nicht ideales Auge verursacht eine unebene Wellenfront, die eine topografische Karte der gesamten Brechkraft des Auges darstellt. Der niederländische Mathematiker und Physiker *Frits Zernike* (1888-1966, Nobelpreis in Physik 1953) entwickelte in den 30er Jahren ein Funktionensystem zur Qualifizierung und Quantifizierung dieser Abbildungsfehler.

## 1.3 Physikalische Grundlagen

### 1.3.1 Die Beschreibung optischer Aberrationen

Es gibt verschiedene Möglichkeiten zur Charakterisierung von optischen Aberrationen (Cheng et al. 2003c). Auf der Pupillenebene kann man die Eigenschaften eines optischen Instrumentes über den *Wellenfrontfehler*, beispielsweise den *RMS-Wert* und die *Zernike-Polynome*, beschreiben (siehe Kapitel 3.2).

Auf der Bildebene kann man den Effekt der Eigenschaften eines optischen Systems ausgehend von der Wellenfrontaberration in Form der *Point-Spread-Function* (PSF) oder der *Optical Transfer Function* (OTF) veranschaulichen.

Bei der PSF wird die Lichtverteilung einer Punktlichtquelle auf der Retina betrachtet. Ein ideales, aberrationsfreies Auge verzerrt die Lichtstrahlen nicht, so dass sie auf der Netzhaut in einem Punkt fokussiert werden. Beim Vorliegen einer sphärischen Aberration oder einer Koma ist der Punkt verwischt (point spread).

Die OTF setzt sich aus *Phase Transfer Function* (PTF) und *Modulations Transfer Function* (MTF) zusammen, welche die Kontrastwiedergabe bezeichnen, die für den Schärfeneindruck des Auges maßgeblich sind.

Die *Wellenfrontdarstellung* und die Darstellung mittels *Point-Spread Function* gelten als besonders anschaulich (Seiler et al. 2003). In dieser Studie mit dem WASCA Wavefront Analyser wird die *Wellenfrontdarstellung* verwendet.

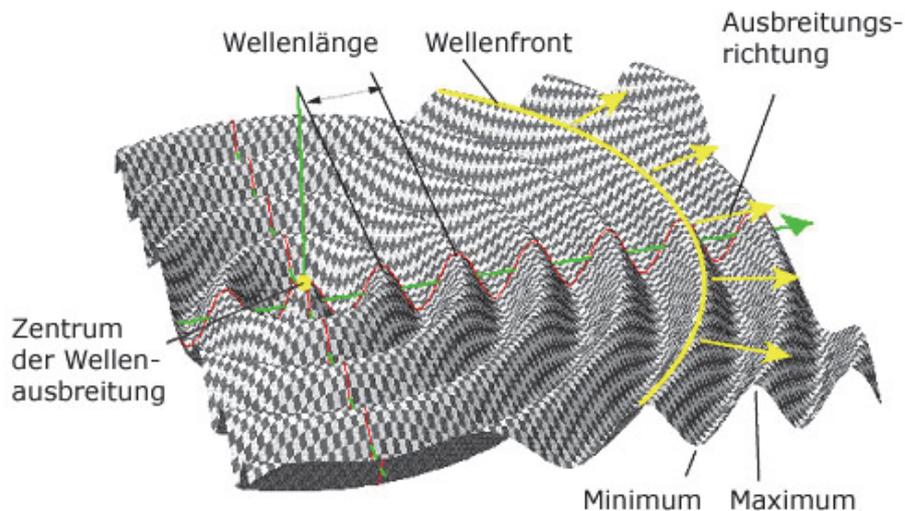
### **1.3.2 Grundlagen von Wellenfronten**

Lichtwellen sind transversale elektromagnetische Wellen, wie James Clerk Maxwell 1871 in seiner elektromagnetischen Lichttheorie postulierte und was 1888 von Heinrich Hertz experimentell nachgewiesen werden konnte. Das elektrische und das magnetische Feld schwingen dabei senkrecht zur Fortpflanzungsrichtung der Welle.

Transversale Wellen können in Form von Sinuslinien dargestellt werden, charakterisiert durch Maxima und Minima, welche die Wellenberge und Wellentäler bilden. Die Wellenlänge ergibt sich aus dem Abstand von Maximum zu Maximum bzw. Minimum zu Minimum. Gleiche Wellenphasen von Kugelwellen (sphärischen Wellen) können durch konzentrische Kugelschalen abgebildet werden. Die äußerste Kugelschale einer sich ausbreitenden Kugelwelle bezeichnet man als Wellenfront. In einer Wellenfront befinden sich alle Punkte zu einem bestimmten Zeitpunkt in der gleichen Schwingungsphase. Das ist in Abbildung 8 durch die gelbe Linie graphisch dargestellt.

Nach der Wellentheorie von Christian Huygens, die er im Jahre 1690 in seinem Buch „*Traité de la Lumière*“ veröffentlichte, bildet jede punktförmige Lichtquelle den Ausgangspunkt von kugelförmigen Lichtwellen. Kugelwellen breiten sich in einem homogenen Medium nach

allen Richtungen mit der gleichen Geschwindigkeit aus. Jeder Punkt einer Welle (ursprüngliche Welle oder Hauptwelle) ist wiederum das Zentrum einer neuen, sich kugelförmig ausbreitenden Welle bzw. Elementarwelle (Huygenssches Prinzip). Die von einer Wellenfront erzeugten Elementarwellen überlagern sich durch Interferenz (Wellentheorie von Thomas Young, 1817) zu einer neuen Welle und ergeben in ihrer Gesamtheit die neue Wellenfront.



**Abb. 8:** 3D-Darstellung einer sphärischen Wellenfront (Fa. Meditec)

Mit zunehmendem Abstand der Lichtwellen von der Lichtquelle nimmt der Radius der Wellenfront zu und damit die Krümmung der Wellenfront ab. In einem unendlich großen Abstand von der Lichtquelle kann die Wellenfront als Ebene, welche senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Wellen liegt, angesehen werden. In diesem Fall sind die Lichtstrahlen parallel.

### 1.3.3 Aberrationen einer Wellenfront

Wellenfrontaberrationen sind die Abweichungen der tatsächlichen, analysierten Wellenfront von der vorgegebenen, idealen Referenzform (Ebene). Wellenfronten werden von der Zusammensetzung der Medien, die sie durchlaufen, beeinflusst (Snellius'sches Brechungsgesetz von 1621). Die Ursache dafür liegt in der Änderung der Geschwindigkeit des Lichts in Abhängigkeit des Mediums, welches durchlaufen wird. In dichteren Medien ist die Fortpflanzungsgeschwindigkeit geringer und die Wellenlänge kürzer. Diese Tatsache ist verantwortlich für das Phänomen der Brechung, das von den Linsen bekannt ist.

Tritt eine sphärische Wellenfront durch eine perfekt fokussierende Linse mit Fokus im Ausbreitungszentrum der Welle, wird die resultierende Wellenfront eben sein. Ist die Linse jedoch nicht perfekt, ergeben sich Abweichungen in der Wellenfront dahinter. Das Prinzip lässt sich auf das menschliche Auge übertragen und zur Feststellung der refraktiven Fehler des Auges mittels aberrometrischer Messverfahren anwenden.

## **1.4 Aberrometrische Messverfahren**

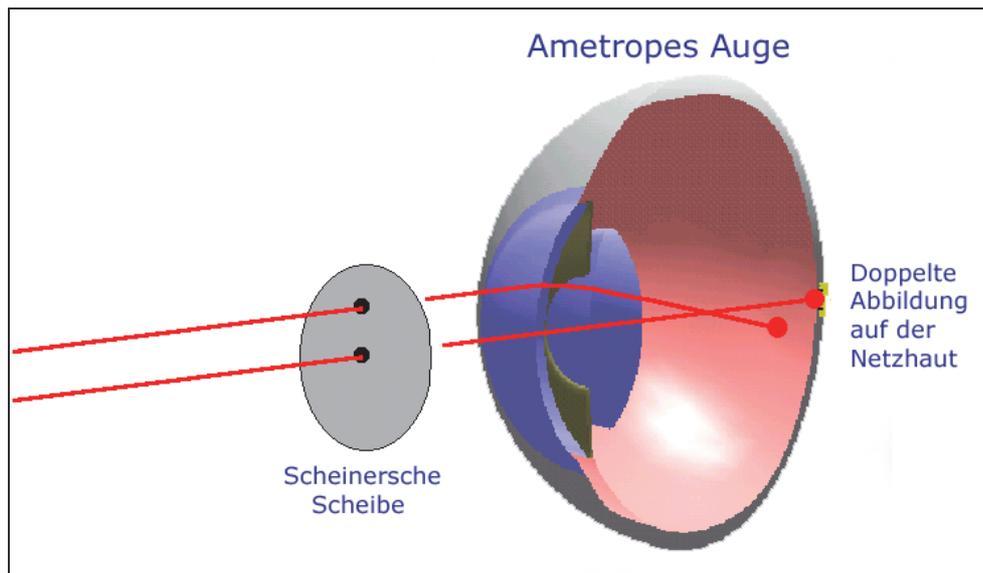
Aberrometrische Messverfahren werden zur Erfassung und genauen Quantifizierung der optischen Aberrationen des Auges eingesetzt. Man unterscheidet subjektive und objektive aberrometrische Messmethoden.

Ein subjektives Verfahren, bei dem die Brechkräfte des Auges mit Hilfe der Angaben des Patienten gemessen werden, ist die aberrometrische Messung mit dem *Spatially Resolved Refractometer*.

Innerhalb der objektiven Messverfahren, die unabhängig von subjektiven Angaben des Patienten arbeiten, kann man zwischen der Messung des in das Auge einfallenden oder aus dem Auge austretenden Lichtes unterscheiden. Das Messprinzip nach *Tscherning* sowie die Messung mittels *Laser Ray Tracing* werten das einfallende Licht aus. Beim *Shack-Hartmann-Sensor* wird das aus dem Auge austretende Licht ausgewertet. Auf die Beschreibung dieser Messmethode wird besonders Wert gelegt, da die Methode bei dieser Studie verwendet wurde.

### **1.4.1 Aberrometrie nach dem Shack-Hartmann-Prinzip**

Die Aberrometrie nach dem Verfahren von Shack-Hartmann geht aus einem alten Prinzip hervor: 1619 veröffentlichte der Astronom Christoph Scheiner (1573-1650) die Abhandlung „*Oculus hoc est: fundamentum opticum*“. Darin beschreibt Scheiner die nach ihm benannte „*Scheinersche Scheibe*“, ein einfaches Hilfsmittel zur Untersuchung der optischen Abbildungsqualität des Auges (Abbildung 9).

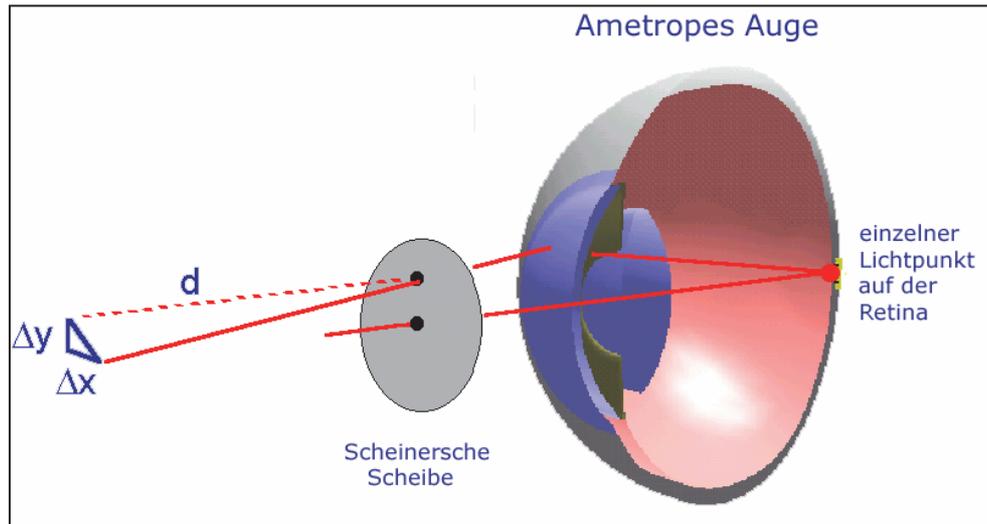


**Abb. 9:** Die Scheinersche Scheibe besteht aus einer undurchsichtigen Scheibe mit einem zentral und einem peripher gelegenen Loch. Bei einem optisch nicht perfekten Auge wird ein weit entfernter Punkt doppelt auf der Netzhaut abgebildet. (adaptiert nach L.Thibos „Principles of Hartmann-Shack-Aberrometry“, 2000)

Dabei handelt es sich um eine undurchsichtige Scheibe mit zwei kleinen Löchern, eines zentral und eines peripher gelegen. Ein einzelner, durch diese Scheibe beobachteter Lichtpunkt in großer Entfernung, zum Beispiel ein Stern, bildet auf der Netzhaut zwei Punkte ab, wenn das Auge optisch nicht perfekt ist. Die untersuchte Person nimmt dabei subjektiv auch zwei Lichtpunkte wahr.

Bei lediglich einfach myopen und hyperopen Augen können die zwei Netzhautabbildungen durch Vorschalten geeigneter Linsen übereinander gebracht werden. Somit war die Scheinersche Scheibe das erste Optometer, mit dem refraktive Fehler des menschlichen Auges gemessen werden konnten.

1961 modifizierte Smirnov das Messprinzip nach Scheiner. Dazu verwendete Smirnov die Scheinersche Scheibe und ließ die Lichtstrahlen durch die zwei Löcher in der Scheibe von zwei verschiedenen Lichtquellen erzeugen. Dabei handelt es sich um eine fest positionierte Lichtquelle für den zentralen Referenzstrahl und eine bewegliche Lichtquelle für den Lichtstrahl durch das periphere Loch (Abbildung 10).



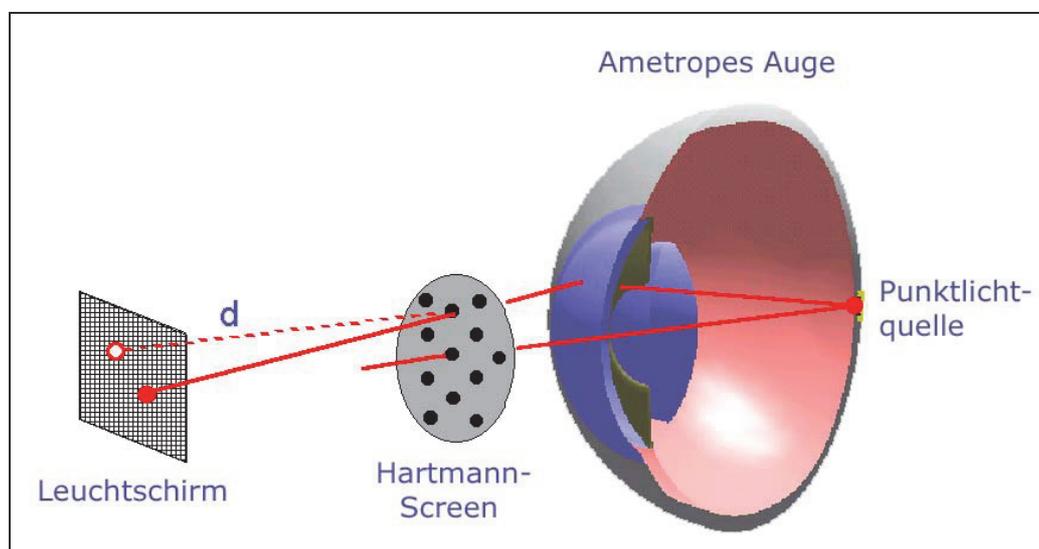
**Abb. 10:** Das Scheinersche Optometer. Durch eine bewegliche Lichtquelle können die zwei Lichtpunkte auf der Retina zur Deckung gebracht werden. Anhand der Verschiebungsparameter kann die Aberration quantifiziert werden. (adaptiert nach L.Thibos „Principles of Hartmann-Shack-Aberrometry“, 2000)

Die veränderliche Lichtquelle kann durch Bewegung in horizontaler und vertikaler Richtung ausgerichtet werden. Dadurch erfolgt die Positionierung des beweglichen Lichtpunktes auf der Retina. Die bewegliche Lichtquelle wird so lange bewegt, bis die zwei auf der Retina auftreffenden Lichtpunkte übereinander gebracht sind und der Untersuchte nur noch einen einzelnen Lichtpunkt wahrnimmt. Nachdem die Ausrichtung vorgenommen wurde, ergeben sich die Verschiebungsparameter  $\Delta x$  und  $\Delta y$ . Sie sind ein Maß für die Aberration des Lichtes an der untersuchten Stelle der Pupillenebene. Damit hatte man erstmals die Möglichkeit, den refraktiven Fehler an einer bestimmten Stelle des Auges zu quantifizieren (Smirnov 1961).

Eine moderne und computerisierte Form dieser Grundidee, bei der die Pupille an vielen Stellen untersucht werden kann, wurde 1992 von Webb, Penny und Thompson beschrieben und wird als *Spatially Resolved Refractometer* bezeichnet (Webb et al. 1992) und wird auch weiterhin zur Untersuchung der Aberrationen des Auges eingesetzt (Burns 2000, Burns und Marcos 2001, Webb et al. 2003).

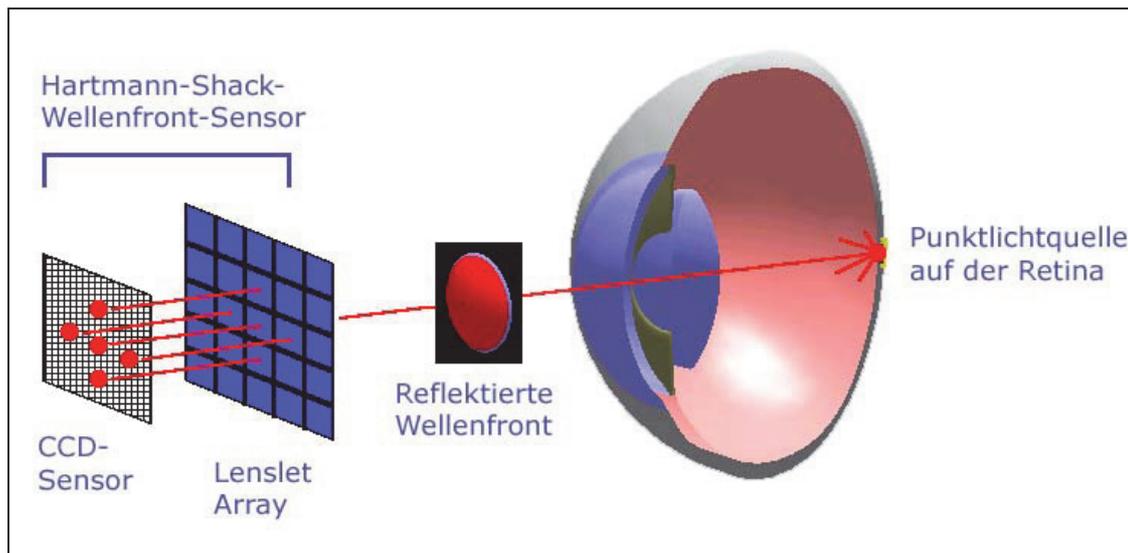
Um die subjektive Technik von Scheiner und Smirnov in ein objektives aberrometrisches Verfahren umzuformen, musste die Richtung der Ausbreitung des Lichtes umgekehrt werden.

Im Jahr 1900 konstruierte Hartmann (ursprünglich für astronomische Geräte) eine Methode zur Messung der Aberrationen von Lichtstrahlen unter Verwendung einer Scheibe, in die mehrere Löcher gebohrt wurden, den Hartmann-Screen (Hartmann 1900). Diese Löcher trennen das von einem Punkt (z. B. einem Stern) ausgehende Lichtbündel in viele dünne Lichtstrahlen auf. So kann der Verlauf jedes einzelnen Lichtstrahls verfolgt werden. Auf einem nachgeschalteten Leuchtschirm wird durch die Lichtstrahlen ein Punktmuster erzeugt. Zur objektiven Erfassung der Aberrationen wird die Abweichung jedes Punktes von seiner idealen, aberrationsfreien Lage gemessen. Anhand der erhaltenen Messwerte kann die Wellenfrontfunktion errechnet werden. Dieses Aberrometer wird als Hartmann-Aberrometer bezeichnet (Abbildung 11).



**Abb. 11:** Das Hartmann-Aberrometer (Hartmann-Screen). Unter Verwendung einer mit mehreren Löchern versehenen Metallscheibe werden von der Retina ausgehende Lichtbündel in dünne Lichtstrahlen aufgetrennt. An einem Leuchtschirm entsteht ein Punktmuster. Die Abweichung der Lichtstrahlen von ihrer aberrationsfreien Position wird gemessen und objektiviert die Aberration. (adaptiert nach L.Thibos „Principles of Hartmann-Shack-Aberrometry“, 2000)

Shack und Platt entwickelten 70 Jahre später eine neue Art des Hartmann-Screens, um das Problem von atmosphärischen Störungen bei Teleskopaufnahmen für die US Air Force zu lösen. Ihre Technik wurde als Shack-Hartmann-Prinzip bekannt (Shack und Platt 1971). Anstelle der modifizierten Scheinerschen Scheibe mit vielen Öffnungen wie beim Hartmann-Screen gibt es hierbei eine Anordnung von vielen winzigen Linsen (2-D-Shack-Array), die als Öffnungen für das Licht dienen (Abbildung 12).



**Abb. 12:** Das Shack-Hartmann-Aberrometer. Das von einer punktuellen Lichtquelle der Retina reflektierte Licht wird durch viele winzige Lenslets in individuelle Lichtstrahlen zerlegt, die sich auf einem CCD-Sensor abbilden. Anhand dieser Verteilung zeigen sich die Aberrationen, und die Wellenfront kann errechnet werden. (adaptiert nach L.Thibos „Principles of Hartmann-Shack-Aberrometry“, 2000)

Bei der Anwendung des Shack-Hartmann-Prinzips am Auge fokussiert eine spezielle Fundus-Kamera auf der Retina einen Lichtspot, der von der Retina reflektiert wird. Mit den Linsen wird das aus dem Auge austretende Licht in viele dünne Einzelstrahlen aufgelöst und von einem Sensor erfasst. In einem optisch nicht perfekten Auge werden die Lichtstrahlen abgelenkt und verursachen ein unregelmäßiges Punktmuster auf dem Sensor. Anhand der Anordnung der Lichtpunkte kann dann über komplexe Gleichungen die Wellenfront berechnet werden. Die Aberrationen können an multiplen Stellen der Pupillenebene gemessen werden (Platt und Shack 2001).

Der Shack-Hartmann-Sensor eignet sich zum Einsatz in vielen Bereichen. Die erste Anwendung fand der Shack-Hartmann-Sensor in der Ophthalmologie Mitte der 80er Jahre unter Dr. J. Bille (Universität Erlangen-Nürnberg). Er setzte den Sensor zur Vermessung des Profils der Kornea ein. Zur Messung von Aberrationen des menschlichen Auges wurde das Shack-Hartmann-Prinzip erstmals 1994 unter Liang verwendet (Liang et al. 1994).

Thibos beschreibt in seinem Artikel „Clinical Applications of the Shack-Hartmann Aberrometer“ verschiedene Indikationen zum Einsatz dieses Aberrometers in der Ophthalmologie, zum Beispiel bei Anomalien des Tränenfilms, bei kornealen Erkrankungen

oder im Bereich der refraktiven Chirurgie, die er in dazugehörigen Studien untersucht hat (Thibos und Hong 1999). Der Hartmann-Shack-Sensor ist das am häufigsten verwendete aberrometrische Messgerät am menschlichen Auge (Kohnen und Bühren 2004).

Aktuelle Anwendungen findet der Shack-Hartmann-Sensor neben der Ophthalmologie (Messung von Sehfehlern sowie deren Korrektur) auch in der Astronomie (adaptive Optik zur Verbesserung der Leistung terrestrischer Teleskope durch Kompensation atmosphärischer Störungen) sowie beim Militär.

#### **1.4.2 Aberrometrie nach dem Tscherning-Prinzip**

Im Jahre 1894 publizierte M. Tscherning „Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges“ (Tscherning 1894). Darin beschrieb er seine Vermutung, dass diese Aberrationen die individuelle Sehqualität herabsetzen. Zu seiner Zeit gab es allerdings noch keine Möglichkeit für eine Korrektur dieser Sehfehler. Zur Untersuchung der Aberrationen verwendete Tscherning das Prinzip der parallelen Strahlen.

Dieses Prinzip zur Untersuchung von optischen Aberrationen wurde in ähnlicher Form in den 70er Jahren von Howland und Howland angewandt (Howland und Howland 1976, Howland und Howland 1977) und bis heute beibehalten (Mierdel et al. 1997, Mrochen et al. 2000a, Mierdel et al. 2001).

Ein Muster von Lichtpunkten wird auf die Retina projiziert. Das Muster entsteht durch parallele Strahlen, die von einem Diodenlaser erzeugt werden. Mit Hilfe einer Charged Coupled Device (CCD) - Kamera wird das Muster aufgenommen. Die Strahlen durchqueren auf dem Weg zur Retina mehrere verschiedene optische Medien mit jeweils unterschiedlicher Brechkraft. Da das menschliche Auge optisch nicht perfekt ist, kommt es zu einer Ablenkung von Lichtstrahlen und dadurch zu einer Verzerrung und Abweichung vom idealen Punktmuster. Diese Abweichung einzelner Lichtpunkte ist die Darstellung der Aberrationen des untersuchten Auges und wird mit Hilfe eines Computers analysiert. Als Ergebnis erhält man die genaue Beschreibung des refraktiven Fehlers dieses Auges.

### **1.4.3 Laser-Ray-Tracing**

Das Prinzip des Laser-Ray-Tracing (Molebny et al. 2000, Moreno-Barriuso et al. 2001b) funktioniert ähnlich dem Shack-Hartmann-Aberrometer und dem Tscherning-Prinzip. Allerdings werden bei den genannten zwei aberrometrischen Messverfahren die Lichtpunkte gleichzeitig auf die Retina gesetzt, während beim Laser Ray Tracing die Lichtpunkte per Laserimpuls nacheinander an multiple Stellen der Pupillenebene gesetzt und nacheinander ausgewertet werden. Der Vorzug dieses Verfahrens ist die Eindeutigkeit der Zuordnung des Laserimpulses zum reflektierten und auf einem CCD-Sensor empfangenen Lichtpunkt (Moreno-Barriuso und Navarro 2000). Auch Augen mit sehr starken Aberrationen können damit gut vermessen werden. Nachteilig kann sich die längere Messdauer auswirken, die eine gute Mitarbeit des Patienten bei der Zentrierung nötig macht.

## **2. Problemstellung und Zielsetzung**

Die technischen Fortschritte in der Wellenfrontanalyse und die damit verbundenen Möglichkeiten zur exakten Messung von Brechungsfehlern niederer und höherer Ordnung am menschlichen Auge haben zum verstärkten Interesse am genauen Verhalten und an den Eigenschaften vor allem der Aberrationen höherer Ordnung geführt. Die optischen Aberrationen sind mit visuellen Symptomen verbunden (Chalita et al. 2003) und beeinträchtigen das Sehvermögen (Liang und Williams 1997).

Auf dem Gebiet der refraktiven Chirurgie (LASIK) zeichnet sich die Aussicht ab, viele Probleme zu mildern oder vielleicht sogar ganz beseitigen zu können. Vorstellbar ist die Reduktion optischer Aberrationen durch wellenfrontgeführte Ablationstechniken. Es existiert die Idee einer simultanen Korrektur von niederen und höheren Aberrationen.

Es ist wichtig, die monochromatischen Aberrationen höherer Ordnung in der chirurgischen Therapie von optischen Aberrationen zu berücksichtigen. Nach Laser-Eingriffen am Auge kann es trotz erfolgreicher Operation zu einer Beeinträchtigung des Sehens kommen (Moreno-Barriuso et al. 2001a). Besonders nachts sind dann Sehschärfe und Kontrastwahrnehmung im Vergleich zu vorher herabgesetzt. Auch Blenderscheinungen und Halos um helle Lichtquellen wie beispielsweise beim Autofahren in Dunkelheit werden beschrieben (Helgesen et al. 2004).

Als Ursache dieser Verschlechterung des Sehens konnte die Verstärkung von Aberrationen höherer Ordnung nach Standard-refraktivchirurgischen Korrekturen nachgewiesen werden (Marcos 2001, Marcos et al. 2001, Moreno-Barriuso et al. 2001a, Panagopoulou und Pallikaris 2001, Miller et al. 2002, Llorente et al. 2004, Spitzlberger 2004, Yamane et al. 2004).

Eine exakte präoperative Bestimmung der monochromatischen Aberrationen des zu operierenden Auges, aber auch die klinische Bewertung der Zernike-Koeffizienten und ihre Auswirkungen auf den Visus sind daher sehr wichtig.

Im Rahmen der wellenfrontgeführten refraktiven Hornhautchirurgie des Auges kann es von Bedeutung sein, das Auge des Patienten nicht nur exakt zu zentrieren (Guirao et al. 2001,

Ciccio et al. 2005), sondern zusätzlich in Primärposition zu fixieren. Möglicherweise kommt es bei der Erstellung des Wellenfrontprofils eines Auges, das sich während der Messung nicht in Primärposition befindet, durch den Zug der Augenmuskeln und der Bewegung des Bulbus in der Orbita zu Veränderungen der Aberrationen. Werden die so veränderten Aberrationswerte in das Ablationsprofil übernommen, kann eine Verschlechterung des Sehens nach dem Eingriff bzw. kein optimales Ergebnis daraus resultieren.

Unabhängig von der refraktiven Chirurgie spielen die Aberrationen höherer Ordnung auch bei jedem normalsichtigen Auge eine individuell verschiedene mehr oder weniger wichtige Rolle (Liang und Williams 1997). In dieser Situation ist es notwendig, grundlegende Daten über die Aberrationen höherer Ordnung zu sammeln.

Bisher wurde noch nicht untersucht, wie sich die okularen Aberrationen beim Blick in verschiedene Richtungen verhalten. Dabei ist dies ein sehr wichtiger Aspekt, zum Beispiel beim Lesen oder generell bei einer dynamischen Betrachtung des menschlichen Auges (Findlay 1998, Wilkie und Wann 2003) und seiner Aberrationen, da die Augen fast nie nur einen Punkt anvisieren, sondern ständig in Bewegung sind.

In dieser Arbeit werden deshalb an einer Probandengruppe die Zusammenhänge zwischen Aberrationen und verschiedenen Blickrichtungen im Zusammenhang mit der Pupillenweite analysiert und mit der aktuellen Literatur verglichen.

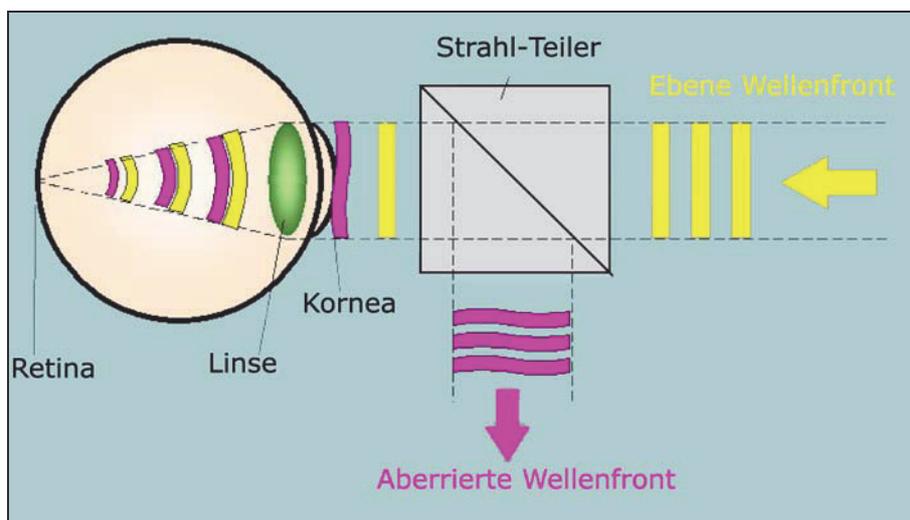
### 3. Probanden und Methodik

#### 3.1 Gerätetechnologie - Der WASCA Wavefront Analyzer

Die in dieser Arbeit vorgenommenen Untersuchungen wurden alle mit dem WASCA Wavefront Analyzer (Carl Zeiss Meditec AG Jena) durchgeführt. Die Aberrationen wurden mit einem kommerziellen Aberrometer (Complete Ophthalmic Analysis System = COAS, WaveFront Sciences Inc. 2003, Version 1.41.6) gemessen.

Der WASCA (**W**avefront **A**berration **S**upported **C**orneal **A**blation) Wavefront Analyzer ist ein System zur Erfassung der Abbildungseigenschaften des menschlichen Auges, basierend auf dem Mess-Prinzip des Shack-Hartmann-Sensors.

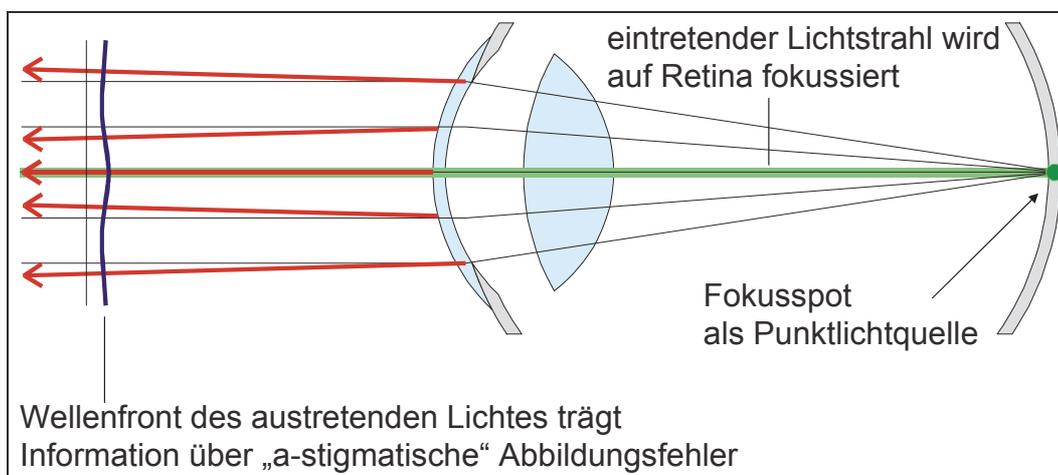
Durch Beleuchtung des Auges mit einem fokussierten Lichtstrahl wird ein Lichtpunkt auf der Retina erzeugt (Abbildung 13). Diese in das Auge einfallenden Lichtwellen bestehen aus ebenen Wellenfronten. Das Licht wird von der Retina reflektiert. Der Lichtpunkt auf der Retina bildet eine punktuelle Lichtquelle des Lichtbündels, welches aus dem Auge austritt und das vom WASCA Wavefront Analyzer erfasst wird.



**Abb. 13:** Verlauf der Wellenfronten (Fa. Meditec): Die ebene Wellenfront (gelb) wird vom Messgerät ausgesendet und bildet auf der Retina einen Fokus. Davon ausgehend wird das Licht reflektiert. Beim Durchtritt durch das gesamte optische System wird die Wellenfront verzerrt (pink). Der Strahlteiler trennt die Wellenfronten, die verzerrte Wellenfront kann dann vom WASCA gemessen und analysiert werden.

Das aus dem Auge austretende Lichtbündel wird beim Durchtritt durch das optische System des Auges gebeugt und gebrochen. Daraus resultierend sind die austretenden Lichtwellen ungleich einer ebenen Wellenfront.

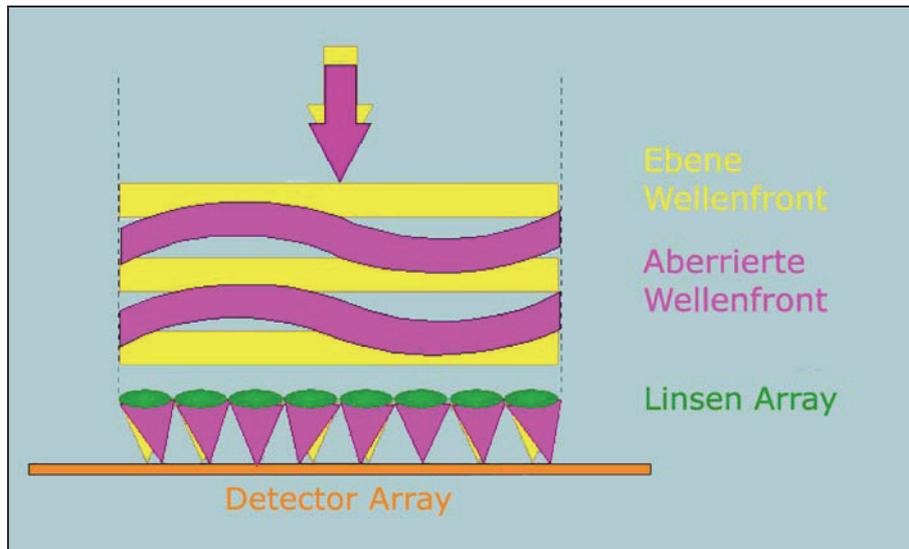
Die Aberrationen der gemessenen Wellenfront enthalten die für jedes Auge spezifischen Informationen über die Abweichungen von der idealen optischen Abbildung des Auges. Man bezeichnet diesen Strahlengang auch als „umgekehrtes ophthalmologisches Prinzip“ (Abbildung 14).



**Abb. 14:** Umgekehrtes ophthalmologisches Prinzip (Fa. Meditec)

Der WASCA Wavefront Analyzer löst diese Wellenfront des aus dem Auge austretenden Lichts auf und ermittelt Sphäre und Zylinder sowie die Aberrationen höherer Ordnung des Auges. Dazu wird die aberrierte Wellenfront durch das Gerät zum *Shack-Hartmann-Sensor* geleitet. Dieser Sensor besteht aus einem Linsensystem, genauer gesagt aus einer Anordnung von winzigen Linsen (den Lenslets) auf dem Linsenarray (Abbildung 15).

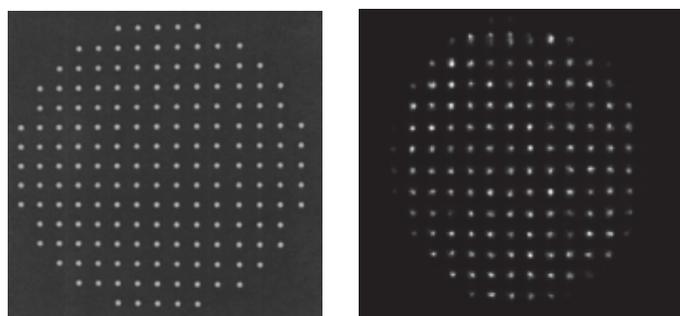
Die Lenslets bilden das Raster zur Wellenfrontmessung und sind mit einem Detektor verbunden. Die Wellenfront erzeugt ein Muster von Lichtpunkten auf dem Detektor. Mit einer CCD-Kamera wird das Bild in Pixel-Einheiten des Punktmusters aufgenommen. Die Daten des Detektors werden an den Computer gesendet, der diese dann analysiert und verarbeitet.



**Abb. 15:** Bei einer abgelenkten Wellenfront (pink) weichen die durch das Linsensystem des Shack-Hartmann-Sensors erzeugten Lichtpunkte von der Centroid-Position einer ebenen Wellenfront (gelb) ab. Die genaue Position wird von einem Detektor erfasst. (Fa. Meditec)

Bei einer einfallenden ebenen Wellenfront eines optisch perfekten Auges befinden sich die Spots der Lenslets, die durch das Mikrolinsensystem des Shack-Hartmann-Sensors entstehen, in der sogenannten Centroid-Position (Referenzposition). Das würde ein perfekt angeordnetes Gitter von Lichtpunkten im Shack-Hartmann-Sensor ergeben. Eine abweichende Wellenfront durch ein optisch nicht fehlerfreies Auge verhält sich anders. Die Lenslet-Spots weichen von der Centroid-Position ab und führen zu einem verzerrten Gitter.

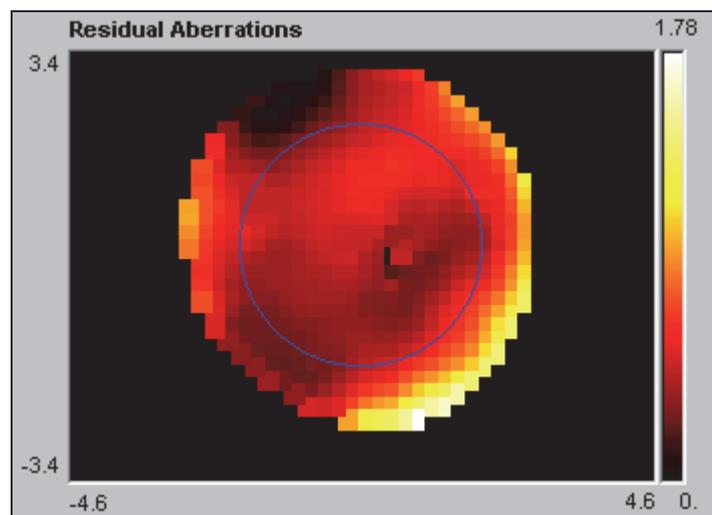
Ein optisch perfektes Gitter von Lichtpunkten in Centroid-Position sowie ein davon abweichendes Muster werden in Abbildung 16 dargestellt.



**Abb. 16:** Links: Das Punktmuster, das durch den Durchtritt der Lichtstrahlen durch das Mikrolinsensystem des Shack-Hartmann-Sensors erzeugt wird, ist perfekt in Centroid-Position. Rechts: Das verzerrte Muster einer abgelenkten Wellenfront ist dargestellt.

Der WASCA Wavefront Analyzer kann durch Messung der Abweichung der Lenslet-Spots von der Referenzposition die Verzerrungen in diesem Gitter analysieren. Darüber werden die Wellenfront und damit die Brechung des Lichts in jedem Punkt der Pupille bestimmt. Die Genauigkeit der Auflösung der Wellenfront steht in direktem Bezug zur Menge der Lenslets. Der WASCA Wavefront Analyzer besitzt 1452 (33 x 44) Lenslets im Linsenarray. Damit wird eine sehr hohe Auflösung (210  $\mu\text{m}$ ) erreicht. Durch dieses Design können Aberrationen bis zu einem Pupillendurchmesser von 9 mm gemessen werden.

Die vom WASCA ermittelten Werte werden als Korrekturwerte angegeben. Die Daten der Aberrationen werden als topografisch farblich-kodierte Wellenfront-Karten (Abbildung 17) in Mikrometer ( $\mu\text{m}$ ) dargestellt. Die Farbskala der Wellenfront repräsentiert die Optical Path Difference (OPD) bzw. optische Wegdifferenz zwischen Wellenfrontmaximum und -minimum, die durch den Durchtritt der Lichtstrahlen durch die verschiedenen Medien des Auges erzeugt wird.



**Abb. 17:** Beispiel einer farblich kodierten Wellenfront-Karte in zweidimensionaler Darstellung mit Analyse-Pupillendurchmesser.

Die Wellenfront wird durch Zernike-Polynome beschrieben (siehe Kapitel 3.2.). Die analysierten Daten werden dann als Zernike-Terme in einer Datenbank gespeichert.

Der WASCA Wavefront Analyzer verwendet zur Beleuchtung des Auges spezielle „Lichtblitze“ von einer SLD (Super Luminescence Diode) mit weniger als 50 Mikrowatt ( $\mu\text{W}$ ) Leistung und einer Dauer von etwa 250 Millisekunden (ms). Damit liegt die Leistung des Gerätes gut unterhalb der Grenze der maximal gestatteten Belichtung des Auges,

Maximum Permissible Exposure (MPE) genannt, um die Sicherheit der untersuchten Personen zu gewährleisten. Das Licht der Messung liegt in der nahen Infrarotregion des Lichtspektrums bei 830 Nanometer (nm). Für Licht dieser Wellenlänge ist das menschliche Auge unempfindlich und wird somit nicht irritiert. Damit Ergebnisse wie unter sichtbarem Licht erhalten werden können, wird das Messergebnis anschließend automatisch auf 550 nm umgerechnet. Eine einzelne Messung dauert 13 ms.

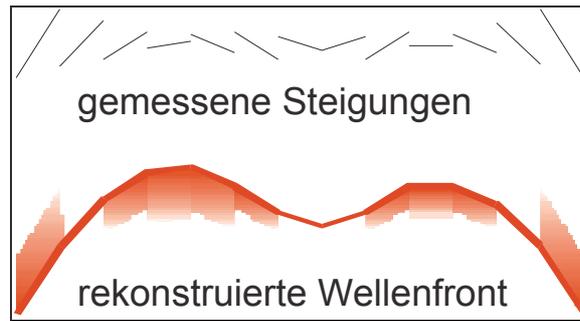
Der WASCA Wavefront Analyzer misst mit einer Genauigkeit von 0,15 dpt für Sphäre und Zylinder und einer Reproduzierbarkeit von 0,1 dpt. Neben Sphäre und Zylinder als Aberrationen zweiter Ordnung können die Achse des Zylinders, die Pupillengröße, der Root Mean Square (RMS) und die Koeffizienten der Zernike-Polynome bestimmt werden. Das Gerät ermöglicht die Messung der niederen Aberrationen sowie der höheren Aberrationen bis zur zehnten Ordnung.

## **3.2 Rekonstruktionen von Wellenfronten**

Die erhaltenen Daten der aberrierten Wellenfront werden durch eine CCD-Kamera im Shack-Hartmann-Sensor aufgenommen und als Pixel-Einheiten dargestellt. Zur Verwertung und weiteren Verarbeitung der Daten muss die gemessene Wellenfront rekonstruiert werden. Dafür stehen verschiedene Typen der Wellenfrontrekonstruktion zur Verfügung.

### **3.2.1 Zonale Wellenfrontrekonstruktion**

Bei der zonalen Rekonstruktion wird das Höhenprofil einer gegebenen Wellenfront durch stückchenweises Aneinanderfügen der Wellenfrontsteigungen Punkt für Punkt rekonstruiert (Abbildung 18). Eine Bereitstellung aller Informationen über die Wellenfront ist jedoch nicht möglich. Sphäre, Zylinder oder andere Werte müssen über zusätzliche Schritte errechnet werden. Allerdings können mit Hilfe zonaler Wellenfrontrekonstruktion Details gezeigt werden, die durch die Zernike-Polynome nicht wiedergegeben werden, zum Beispiel Kratzer oder Narben auf der Kornea.



**Abb. 18:** Das Prinzip der zonalen Rekonstruktion funktioniert über stückchenweises Aneinanderfügen der gemessenen Wellenfrontsteigungen (Fa. Meditec)

In dieser Arbeit wurden RMS-Wert und RMS-HO (Higher Order bzw. RMS der Aberrationen höherer Ordnung) aufgrund der größeren Aussagekraft zonal rekonstruiert.

### 3.2.2 Modale Wellenfrontrekonstruktion durch Zernike-Darstellung

Das in der Ophthalmologie gängige und auch in dieser Arbeit vorrangig zur Wellenfrontrekonstruktion verwendete Verfahren ist das der modalen Rekonstruktion. Dabei werden die Daten der Wellenfront an Basisfunktionen (Polynome) angepasst und dann die komplexe Wellenfront aus diesen Polynomen zusammengesetzt (Thibos 2001). Die am häufigsten verwendete Sammlung solcher Basisfunktionen wurde von Frits Zernike erstellt. Diese Basisfunktionen werden Zernike-Terme ( $Z$ ) genannt.

Sowohl zonale als auch modale Wellenfrontrekonstruktionen sind mit Hilfe des WASCA Wavefront Analyzers möglich.

### 3.2.3 Mathematische Beschreibung der Wellenfront

Zernike-Polynome sind Funktionen zur mathematischen Darstellung der Basisfunktionen (Einheitsvektoren) und der dazugehörigen Skalierungsfaktoren (Koeffizienten) einer Wellenfront. Diese Funktionen beschreiben die Wellenfrontfehler des optischen Systems an jedem Punkt der Pupille. Jedem Polynom lässt sich ein bestimmter Abbildungsfehler zuordnen. Die Zernike-Terme sind orthogonal und untereinander unabhängig (Malacara 1978).

Mathematisch stellt die Wellenfront eine Reihenentwicklung der Zernike-Basisfunktionen mit gewichtetem Koeffizientensatz in der Funktion  $WR(x,y)$  dar. Durch die der Zernike-Polynome wird eine vollständige und universelle Darstellung aller Punkte im Raum erreicht, die in ihrer Gesamtheit die Wellenfront ergeben. Dabei kann kein Basiselement aus Überlagerung der anderen Elemente dargestellt werden, diese Beschreibung ist eindeutig.

Die rekonstruierte Wellenfront ( $WR$ ) über der Pupillenebene mit den Koordinaten  $(x, y)$  kann durch folgende Summenformel wiedergegeben werden:

$$WR(x, y) = \sum_{n,m} c_n^m \cdot Z_n^m(x, y) \quad (2)$$

$Z_n^m$  bezeichnet die Zernike-Polynome und  $c_n^m$  die jeweiligen Koeffizienten der Rekonstruktion, durch welche eine Wichtung jedes speziellen Zernike-Terms erfolgt. Die Zernike-Koeffizienten werden in der Einheit Mikrometer ( $\mu\text{m}$ ) angegeben.

Die Berechnung der Wellenfrontfehler kann durch die Punkte  $x$  und  $y$  in einem rechtwinkligen, kartesischen Koordinatensystem erfolgen. Aus Gründen der Vereinfachung existiert neben dieser Darstellungsweise auch die Berechnung der Wellenfrontfehler in einem polaren Koordinatensystem. Dabei wird jeder Punkt der Kreisfläche durch den Radius  $\rho$  und den Winkel  $\theta$  beschrieben. Beide Darstellungsweisen kann man ineinander umrechnen.

In der polaren Schreibweise wird der *Defokus* (Koeffizient  $Z_2^0$ ) beispielsweise durch die Gleichung

$$W(\rho, \theta) = 2\rho^2 - 1 \quad (3)$$

beschrieben. Der *Astigmatismus* (Koeffizient  $Z_2^2$ ) wird durch die Formel

$$W(\rho, \theta) = \rho^2 \cos(2\theta) \quad (4)$$

angegeben.

Der WASCA Wavefront Analyzer verwendet 15 Basisfunktionen zur Berechnung der ersten vier Ordnungen der Zernike-Polynome. Eine Übersicht über diese Polynome bietet Tabelle 2.

**Tabelle 2:** Notation und Beschreibung der Zernike-Polynome bis zur vierten Ordnung in der Malacara-Notation (WASCA Wavefront Analyzer User Manual 08/2001, Version 2.0, Fa. Meditec)

Bezeichnung	Polare Schreibweise	Kartesische Schreibweise	Beschreibung
$Z_0^0$	1	1	Piston Term
$Z_1^{-1}$	$\rho \sin(\theta)$	$x$	Neigung um die y-Achse
$Z_1^1$	$\rho \cos(\theta)$	$y$	Neigung um die x-Achse
$Z_2^{-2}$	$\rho^2 \sin(2\theta)$	$2xy$	Astigmatismus mit der Achse von $\pm 45^\circ$
$Z_2^0$	$2\rho^2 - 1$	$-1 + 2x^2 + 2y^2$	Defokus
$Z_2^2$	$\rho^2 \cos(2\theta)$	$-x^2 + y^2$	Astigmatismus mit der Achse von $0^\circ$ oder $90^\circ$
$Z_3^{-3}$	$\rho^3 \sin(3\theta)$	$-x^3 + 3xy^2$	dreistrahliger Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse
$Z_3^{-1}$	$(3\rho^3 - 2\rho)\sin(\theta)$	$-2x + 3x^3 + 3xy^2$	Primäre Koma entlang der x-Achse
$Z_3^1$	$(3\rho^3 - 2\rho)\cos(\theta)$	$-2y + 3x^2y + 3y^3$	Primäre Koma entlang der y-Achse
$Z_3^3$	$\rho^3 \cos(3\theta)$	$-3x^2y + y^3$	dreistrahliger Astigmatismus mit Basis auf der y-Achse
$Z_4^{-4}$	$\rho^4 \sin(4\theta)$	$-4x^3y + 4xy^3$	
$Z_4^{-2}$	$(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin(2\theta)$	$6xy + 8x^3y + 8xy^3$	
$Z_4^0$	$6\rho^4 - 6\rho^2 + 1$	$1 - 6x^2 - 6y^2 + 6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4$	sphärische Aberration
$Z_4^2$	$(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos(2\theta)$	$3x^2 - 3y^2 - 4x^4 + 4y^4$	
$Z_4^4$	$\rho^4 \cos(4\theta)$	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$	

Durch eine unterschiedliche Definition des Winkels  $\theta$  und der dazugehörigen Normierungsfaktoren existieren verschiedene Konventionen für die Zernike-Koeffizienten:

- Optical Society of America-Notation (OSA-Notation)
- Malacara-Notation („WASCA-Notation“)

Beide Systeme lassen sich ineinander umrechnen. Zum Vergleich von Wellenfrontprofilen können die Zernike-Koeffizienten gleicher Notationsweise miteinander verglichen werden, die sich auf denselben Pupillendurchmesser beziehen. Entsprechend den allgemeingültigen Standards wird in dieser Studie die OSA-Schreibweise verwendet (Thibos et al. 2002a).

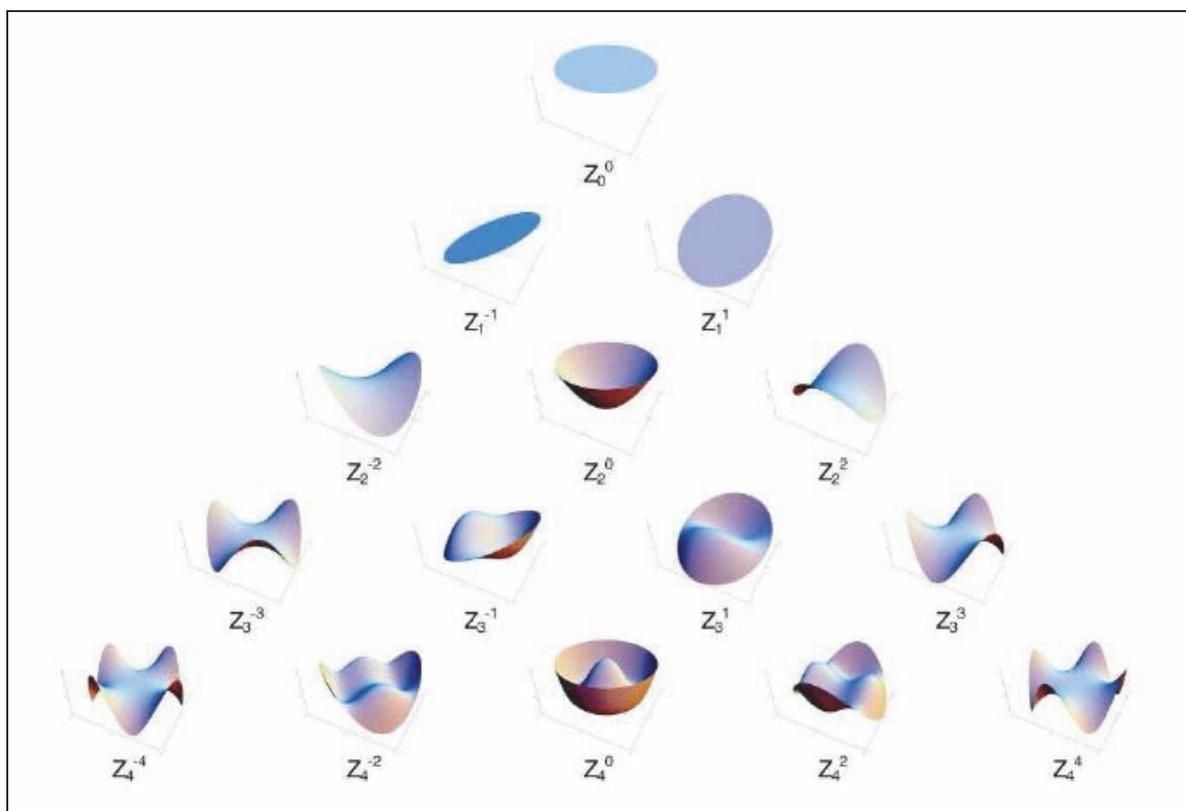
### 3.2.4 Darstellung und genaue Bezeichnung der Zernike-Basisfunktionen

Gemäß dem OSA-Standard werden die Zernike-Koeffizienten nach dem Double-Index-Schema  $Z_n^m$  dargestellt (Thibos et al. 2002a). Dabei entspricht  $n$  der radialen Ordnung

(tiefgestellt) und  $m$  der Meridional-Frequenz (hochgestellt). Graphisch werden diese Basis-Zernike-Funktionen mit einem Computer als zwei- oder dreidimensionale „Landkarten“ dargestellt.

Aufgrund des abnehmenden Einflusses der Aberrationen ab der fünften Ordnung an der Wellenfront (Porter et al. 2001, Castejón-Mochón et al. 2002, Thibos et al. 2002b) und der großen Bedeutung der Aberrationen dritter und vierter Ordnung für die refraktive Hornhautchirurgie (Moreno-Barriuso et al. 2001, Llorente et al. 2004) werden in dieser Arbeit die Aberrationen bis einschließlich vierter Ordnung betrachtet.

In Abbildung 19 sind die fünfzehn Zernike-Terme der ersten vier Ordnungen dargestellt. Sie sind entsprechend den Exponenten der polaren Koordinaten pyramidenförmig zusammengestellt und in dreidimensionaler Form veranschaulicht. Die Terme einer radialen Ordnung befinden sich jeweils in einer Zeile und sind entsprechend ihrer Winkelfrequenz angeordnet.



**Abb. 19:** Die „Tafel der Zernike-Polynome“ bis zur vierten Ordnung (Fa. Meditec): Durch Kombination dieser einfachen Zernike-Terme können komplexe Wellenfronten dargestellt werden. Diese Abbildung beruht auf der Malacara-Notation.

Der *Piston Term*  $Z_0^0$  kann je nach Zweck manipuliert werden und dient dazu, die Wellenfrontmitte auf Null zu setzen.

Die Zernike-Koeffizienten der ersten Ordnung  $Z_1^1$  und  $Z_1^{-1}$  bezeichnen die *Neigung der Wellenfront in X- bzw. Y-Richtung*.

Die Koeffizienten zweiten Ordnung beinhalten die konventionellen Refraktionsmaße Sphäre und Zylinder. Sie stellen den *Astigmatismus* um die Achse von  $\pm 45^\circ$  durch den Term  $Z_2^{-2}$  und den Astigmatismus um die Achse  $0^\circ/90^\circ$  durch  $Z_2^2$  dar. Der Koeffizient  $Z_2^0$  beschreibt den *Defokus* des Auges. Defokus bedeutet „nicht im Brennpunkt“, und wird von Myopie oder Hyperopie des Auges verursacht.

Die Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung beginnen ab der dritten Ordnung. Sie bezeichnen mit  $Z_3^1$  die *horizontale Koma*, mit  $Z_3^{-1}$  die *vertikale Koma* und mit  $Z_3^3$  und  $Z_3^{-3}$  das *Trefoil (3-strahliger Astigmatismus)*.

Die Koeffizienten der vierten Ordnung beinhalten mit  $Z_4^0$  die *sphärische Aberration* (Öffnungsfehler).  $Z_4^2$  und  $Z_4^{-2}$  bezeichnen den *sekundären Astigmatismus*. Das *Tetrafoil (4-strahliger Astigmatismus)* wird durch  $Z_4^4$  und  $Z_4^{-4}$  angegeben.

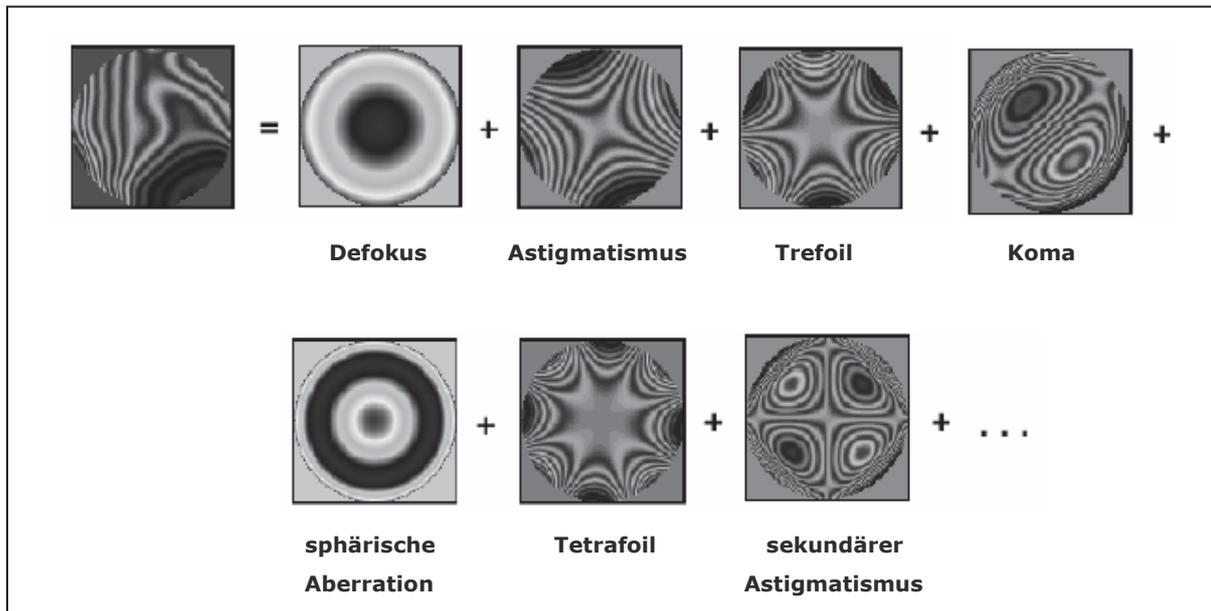
Mit den weiteren Ordnungen werden *sekundäre Koma*, *sekundäres Trefoil*, *sekundäre sphärische Aberration* usw. beschrieben.

Die Zernike-Polynome nahe dem Zentrum jeder radialen Ordnung (also in der Mitte der Zernike-Pyramide) haben eine stärkere Wirkung auf die Sehschärfe als Zernike-Polynome am Rand der Pyramide (Applegate et al. 2002, Marsack et al. 2004), die auch mehr die Peripherie der Pupille betreffen. Je mehr die Aberrationen nahe dem Zentrum der Pupille konzentriert sind, umso schwerwiegender ist ihre Wirkung auf das Sehen.

### **3.2.5 Kombination der Zernike-Polynome zu komplexen Wellenfronten**

Um komplexere Wellenfronten real existierender Augen abbilden zu können, werden die einfachen Wellenfronten bzw. Zernike-Basisfunktionen miteinander kombiniert. In

Abbildung 20 wird die Zusammensetzung der Wellenfront aus den Zernike-Basisfunktionen in zweidimensionaler Darstellung illustriert.



**Abb. 20:** Komplexe Wellenfronten werden aus den Zernike-Basisfunktionen zusammengesetzt (adaptiert nach Spitzberger 2004).

### 3.2.6 Die Standardabweichung der Wellenfront (RMS-Wert)

Eine wichtige Größe zur Charakterisierung der Wellenfrontaberrationen ist der RMS-Wert (**Root Mean Square**). Er gibt an, wie stark die rekonstruierte Wellenfront von einer ebenen Wellenfront abweicht. Dazu wird die Wellenfront ( $WR$ ) gemittelt und die Wellenfrontvarianz  $\sigma^2$  errechnet:

$$\sigma^2 = \frac{\iint (WR - \overline{WR})^2 dx dy}{\pi} \quad (5)$$

$\overline{WR}$  bezeichnet die gemittelte Wellenfront. Der RMS-Wert ist vom Betrag her immer positiv. Er berechnet sich aus der Wellenfrontvarianz durch Bildung der Quadratwurzel:

$$RMS = +\sqrt{\sigma^2} \quad (6)$$

Mit dem RMS-Wert lassen sich Aberrationen quantifizieren: Je höher der RMS-Wert, desto größer sind die Verzerrungen einer Wellenfront. Aberrationen aus verschiedenen Messungen und von unterschiedlichen Personen können mit Hilfe des RMS-Wertes miteinander verglichen werden.

### **3.3 Beschreibung der experimentellen Untersuchung**

Das Ziel der Untersuchung war die Messung der Aberrationen höherer Ordnung bei Blickbewegungen mit dem WASCA Wavefront Analyzer. Dazu wurden 49 rechte Augen von 49 Probanden untersucht. Korrekturhilfen durften von den Probanden zum Zeitpunkt der Messung nicht getragen werden.

#### **3.3.1 Versuchsablauf**

Zu Beginn des Versuchs wurde der Raum abgedunkelt und bei allen Versuchspersonen eine Dunkeladaptionszeit von mindestens fünf Minuten eingehalten. Da der Einfluss von Mydriatika auf die optischen Aberrationen nicht auszuschließen ist, wurden keine Mydriatika zur Pupillendilatation eingesetzt, um möglichst reale Bedingungen zu erhalten.

Der Versuch selbst dauerte insgesamt etwa 15 bis 20 Minuten. Der Proband wurde am WASCA Wavefront Analyzer platziert, indem Kinn und Stirn direkt an den dafür angebrachten Kinn- und Stirnriemen angelegt wurden (Abbildung 21).

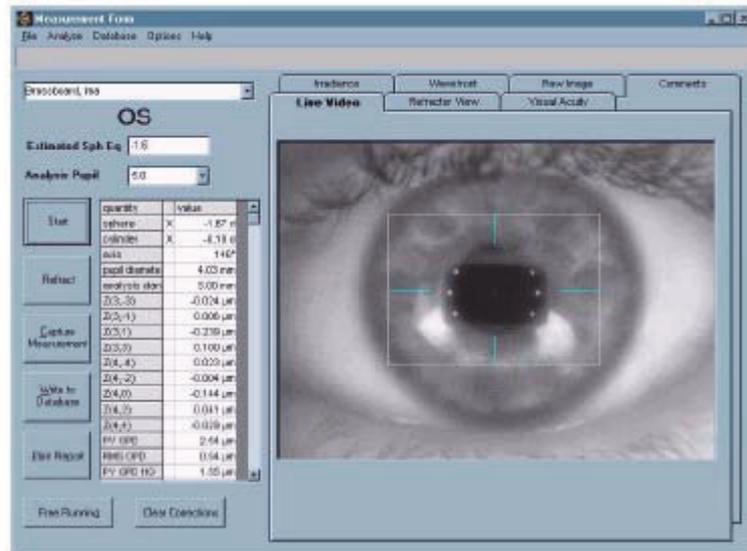


**Abb. 21:** Proband am WASCA Wavefront Analyzer

Die genaue Einstellung der verschiedenen Blickwinkel des Probanden wird im Kapitel 3.3.2 ausführlich geschildert. Die folgende Beschreibung der Messung nach der jeweiligen Einstellung des Blickwinkels ist bei allen Messungen gleich.

Zur Einstellung der optischen Achse auf die des Aberrometers sollte der Proband auf die Mitte des im Messkopf des WASCA Wavefront Analyzer erscheinenden Zielkreuzes blicken. Das Zielkreuz erscheint unscharf. Es stellt sich „umnebelt“ dar, um möglichst Akkommodationsfreiheit zu erreichen. Mit dem freien Auge sollte der Proband über das Gehäuse des Messkopfes in die Ferne hinwegsehen. Die Bilder beider Augen sollten vom Probanden zur Überlappung gebracht werden, ebenfalls, um die Akkommodation zu verringern. Diese Messweise dient außerdem der Untersuchung der Aberrationen bei binokularem Sehen.

Anschließend wurde unter Verwendung der Live-Video-Funktion der Iris-Kamera mit dem Joystick die korrekte Position des WASCA-Sensors zum Auge eingestellt. Der richtige Abstand zum Sensor sowie die korrekte Zentrierung und Fokussierung des Auges sind erreicht, wenn sich auf dem gesendeten Videobild die sechs eingeblendeten und von der Kornea reflektierten Lichtpunkte symmetrisch und scharf darstellen (Abbildung 22). Es wurde darauf geachtet, jede Messung kurz nach dem Zwinkern des Probanden vorzunehmen.



**Abb. 22:** Videobild der Iriskamera zwecks Messkopfausrichtung (Fa. Meditec)

Nach dieser exakten Platzierung des Probanden begann der eigentliche Messvorgang mit dem WASCA Wavefront Analyzer, der aus zwei Schritten besteht: Zuerst wurde die Auto-Refract-Funktion des WASCA aktiviert, durch die sich das innere Teleskop des WASCA einstellt, um die sphärischen Fehler des Auges auszugleichen. Danach wurde die Messung des Probandenauges ausgelöst. Anschließend wurden die erhobenen Daten in die Datenbank eingetragen.

### 3.3.2 Einstellung der Blickrichtungen

Bei jedem Probanden wurden die Aberrationen höherer Ordnung am rechten Auge bei Blick in die fünf folgenden Richtungen gemessen:

- Primärposition
- maximaler Blick nach temporal bzw. Abduktion des Bulbus
- maximaler Blick nach nasal bzw. Adduktion des Bulbus
- Blicksenkung bzw. Infraduktion des Bulbus
- Blickhebung bzw. Supraduktion des Bulbus

Da Messkopf und Kopfhalterung des WASCA Wavefront Analyzers nicht beweglich sind, wurde zur Einstellung der Blickrichtungen der Kopf der jeweiligen Versuchsperson bewegt.

Bei der Messung der *Primärposition* sollte der Proband den Kopf auf den Kinnriemen auflegen, Kinn und Stirn nach vorn an Kinn- und Stirnriemen anlehnen und nach geradeaus auf das WASCA-Zielkreuz schauen.

Zur Messung der Aberrationen beim *Blick nach temporal* bzw. *Abduktion* des Augapfels wurde der Proband gebeten, den Kopf horizontal nach links zu drehen und nach rechts (temporal) auf das Zielkreuz im WASCA schauen (Abbildung 23). Der Blickwinkel sollte einer maximalen Abduktion des Auges entsprechen, ohne jedoch dem Probanden unangenehm zu sein. Er sollte mit diesem Blickwinkel auch das Zielkreuz im WASCA noch gut fixieren können. Die sechs Lichtpunkte mussten dabei gut erfassbar bleiben, weil sonst nicht mehr alle Pupillenanteile messbar sind.



**Abb. 23:** Proband am WASCA bei Messung des rechten Auges mit Abduktion des Bulbus

Die Einstellung des maximalen *Blicks nach nasal* (*Adduktion* des Auges) erfolgte durch horizontale Rechtsdrehung des Kopfes und Blick nach links (nasal) auf das Zielkreuz im Messkopf (Abbildung 24). Dabei musste aufgrund des Nasenrückens, der bei maximaler Adduktion den nasalen Teil der Pupille verdeckte, der Winkel soweit angepasst werden, bis alle sechs Lichtpunkte im Videobild sichtbar waren und die ganze Pupillenfläche vom WASCA-Sensor erfasst werden konnte.



**Abb. 24:** Proband bei Messung des rechten Auges mit Adduktion

Die Messung der Aberrationen bei *Blicksenkung* bzw. *Infraduktion* des Augapfels wurde mit einem 3 cm großen Kunststoffwürfel durchgeführt, den der Proband mit der Stirn am Stirnriemen festhalten sollte, während das Kinn vorn am Kinnriemen angelehnt blieb (Abbildung 25). Durch das Einsetzen des Keils wurde der Kopf nach hinten geneigt, so dass der Proband beim Blick auf das Zielkreuz nach unten schaute.



**Abb. 25:** Proband bei Messung mit Infraduktion

Zur Messung bei *Blickhebung* bzw. *Supraduktion* des Auges wurde ebenfalls ein Kunststoffwürfel von 3 cm Kantenlänge eingesetzt. Dieser sollte vom Probanden mit dem Kinn am Kinnriemen festgehalten werden, während die Stirn am Stirnriemen angelehnt blieb. Dadurch wurde der Kopf nach vorn geneigt und der Proband schaute nach oben in das Zielkreuz (Abbildung 26).

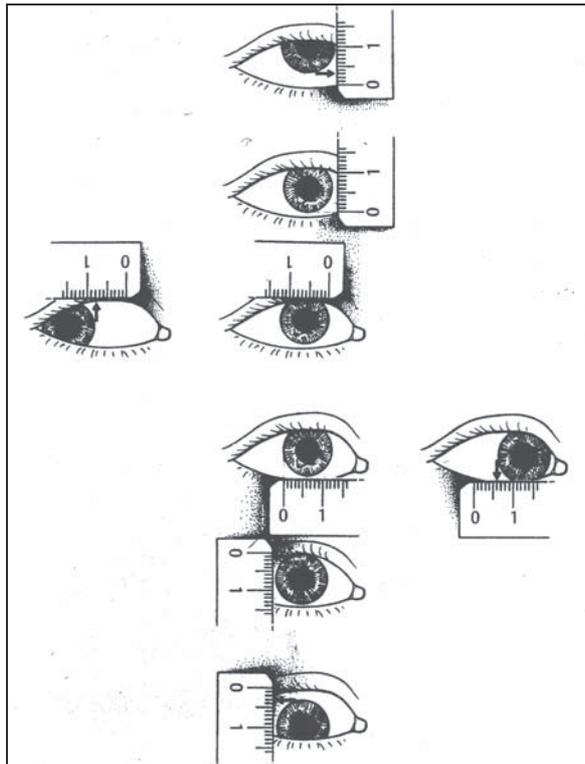


**Abb. 26:** Proband bei Messung mit Supraduktion

### **3.3.3 Ausmessung der Blickwinkel**

Die Quantifizierung der Blickwinkel der Probanden in die verschiedenen Blickrichtungen erfolgte nach der Methode des *Limbustest nach Kestenbaum*. Dazu wurde mit einem durchsichtigen Lineal mit Millimeterskala die Verschiebung des der Blickbewegung entgegengesetzten Limbusrandes aus der Hauptblickrichtung gemessen (Abbildung 27). Dabei entspricht 1 mm Limbusverschiebung einem Blickwinkel von etwa 5°.

Als Normwerte einer maximalen Blickbewegung gelten für Infraduktion, Ab- und Adduktion 9–10 mm, für Supraduktion 5–7 mm (Rüssmann 2003).



**Abb. 27:** Limbustest nach Kestenbaum: Mit einem Lineal wird die Verschiebung des Limbus aus der Hauptblickrichtung gemessen. Dabei entspricht 1 mm Limbusverschiebung einem Blickwinkel von 5° (aus: Kaufmann H. 2004: Strabismus, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Seite 341).

Zur Messung der *Abduktions- und Adduktionswinkel* gemäß den oben beschriebenen Blickwinkeleinstellungen am WASCA wurde mit horizontaler Skala die Verschiebung des medialen bzw. lateralen Limbusrandes gemessen. Bei der *Abduktion* erreichten die Probanden Blickwinkel von durchschnittlich 8 mm bzw. 40° und bei *Adduktion* 5 mm bzw. 25°.

Vergleichbar dazu wurden die *Hebungs- und Senkungsblickwinkel* mit vertikal ausgerichteter Skala unter Beobachtung des unteren bzw. oberen Limbus geprüft. Für die *Hebung* und die *Senkung* des Auges ergaben sich durchschnittlich Werte der Blickwinkel von jeweils 3 mm oder 15°.

### 3.4 Probanden

Für diese Arbeit wurden die Daten von insgesamt 49 augengesunden Probanden (28 Männer, 21 Frauen) ausgewertet.

Das Alter der Probanden lag zum Zeitpunkt der Messung zwischen 20 und 33 Jahren (Abbildung 28). Das mittlere Alter aller Probanden betrug 25,20 ( $\pm 2,86$ ) Jahre. Genaue Angaben zu den Probanden befinden sich im Anhang dieser Arbeit (Tabelle 3).

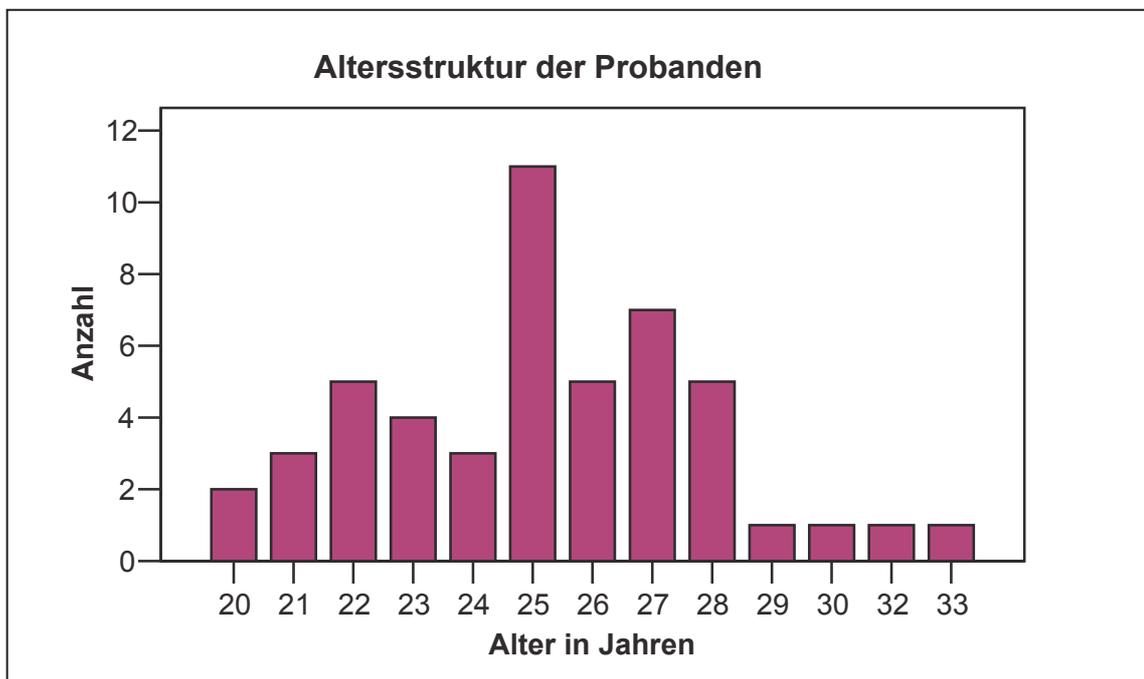
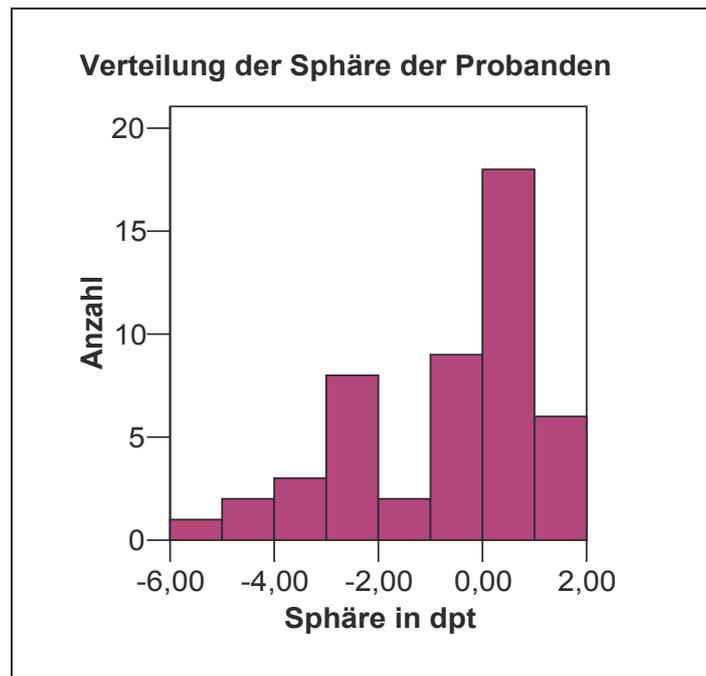


Abb. 28: Darstellung der Altersverteilung aller Probanden

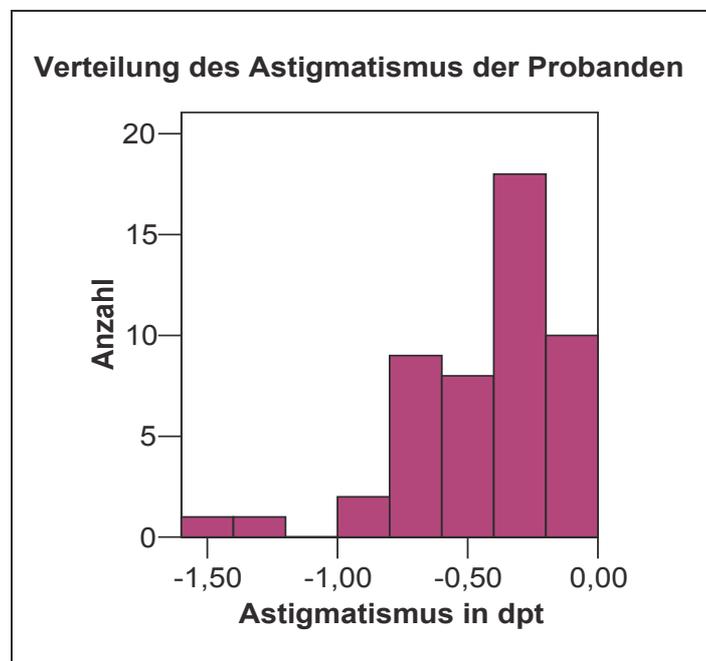
Vor Beginn der Messung wurde eine kurze ophthalmologische Anamnese durchgeführt. Ausschlusskriterien waren anamnestische Augenerkrankungen (Infektionen, Defekte der Hornhaut bzw. der Linse), Störungen der Augenmotorik oder vorausgegangene Augenoperationen. Myopie, Hyperopie und Astigmatismus stellten keine Ausschlusskriterien dar. Um eine Verfälschung der Ergebnisse aufgrund einer Hornhautveränderung durch häufiges Tragen von Kontaktlinsen zu verhindern, wurden ständige Kontaktlinsenträger vom Versuch ausgeschlossen.

Die Sphäre aller Probanden lag im Bereich von +1,40 dpt und -5,62 dpt (Abbildung 29). Der Mittelwert der Sphäre betrug -0,76 ( $\pm 1,75$ ) dpt.



**Abb. 29:** Darstellung der Verteilung der Sphäre aller Probanden

Der Astigmatismus betrug weniger als -1,60 dpt, wie in Abbildung 30 zu sehen ist. Der Mittelwert des Astigmatismus lag bei -0,44 ( $\pm 0,30$ ) dpt.



**Abb. 30:** Graphische Darstellung der Verteilung des Astigmatismus aller Probanden

### 3.5 Statistische Datenanalyse

Sämtliche Daten wurden unter der Beratung des Instituts für Medizinische Statistik der Friedrich-Schiller-Universität Jena ausgewertet.

Für die statistische Auswertung wurde die deutsche SPSS Version 12.0.1 für Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) verwendet.

Die Probanden wurden alle nach dem in Kapitel 3.3.1 beschriebenen Messprotokoll untersucht und erfüllen die unter 3.4 genannten Kriterien.

Die Stichprobe umfasst insgesamt 49 Probanden. Bei jedem Probanden wurde je eine Messung der optischen Aberrationen in den fünf Blickrichtungen durchgeführt. In Abhängigkeit vom maximal erreichten natürlichen Pupillendurchmesser wurden aus der Gesamtstichprobe drei Gruppen (2 mm, 4 mm und 6 mm) gebildet:

- Bei allen 49 Probanden konnte die Analyse der optischen Aberrationen für die Pupillendurchmesser von 2 mm und 4 mm durchgeführt werden.
- Bei 17 Probanden war auch eine Analyse der Aberrationen des Auges für einen Pupillendurchmesser von 6 mm möglich.

Die untersuchten Parameter sind RMS, RMS-HO sowie Zernike-Koeffizienten erster bis vierter Ordnung. Der verwendete *RMS-Wert* beinhaltet alle Zernike-Koeffizienten bis einschließlich der vierten Ordnung zusammen. Der *RMS-HO* enthält ausschließlich die Aberrationen der dritten und vierten Ordnung zusammen.

Um die Zahlenwerte bei den unterschiedlichen Pupillenweiten aufzuführen und miteinander vergleichen zu können, wurden die Mittelwerte mit Standardabweichung der gemessenen Aberrationen für die verschiedenen Blickrichtungen errechnet und jeweils für 2 mm, 4 mm und 6 mm Pupillenweite aufgeführt.

Die Hauptvariable in dieser Arbeit ist die Differenz der Wellenfrontfehler vor und nach Blickbewegung. Anhand des Differenzwertes können Aussagen darüber getroffen werden, ob sich der Wert der betrachteten Parameter nach Blickbewegung vergrößert oder verkleinert hat. Dazu wird immer vom Betrag der Aberrationen in Primärposition der Betrag der Aberrationen der jeweiligen anderen Blickrichtung abgezogen. Diese Betrachtung erfolgt

aufgrund der Abhängigkeit der Aberrationswerte von der Pupillengröße für die verschiedenen Pupillenweiten voneinander getrennt.

Um die Aberrationsänderungen bei Blickbewegung zu analysieren und die Daten miteinander vergleichen zu können, wurden die Mittelwerte mit Standardabweichung der Differenzen der Blickrichtungen ermittelt. Die Prüfung der Signifikanzen erfolgte mit dem *Wilcoxon-Test* für verbundene Stichproben, wobei exakte p-Werte errechnet wurden.

Anschließend wurde die  $\alpha$ -Adjustierung nach *Bonferroni-Holm* vorgenommen, da alle Messwerte für die jeweilige Blickrichtung gleichzeitig während derselben Messung gewonnen wurden. Dazu erfolgte eine Betrachtung der vier erhaltenen p-Werte für jeden einzelnen Parameter (da vier Blickrichtungsdifferenzen pro Parameter). Die kritischen Werte betragen 0,0125;  $0,016\bar{6}$ ; 0,025 und 0,05. Die vier p-Werte wurden aufsteigend sortiert und mussten jeweils kleiner sein als der dazugehörige kritische Wert, um als signifikant gewertet zu werden.

Anmerkung: In einigen Tabellen dieser Arbeit ist die Signifikanz „p = 0,000“ angegeben. Das ist eine programmbedingte und eigentlich nicht sinnvolle Angabe. Eine Signifikanz „p = 0,000“ bedeutet „p < 0,001“.

Die graphische Darstellung der untersuchten Parameter aller Probanden erfolgt in Form von Boxplotdiagrammen, um neben den Messwerten und ihren Medianen auch ihre Streuung in die Betrachtung mit einzubeziehen. Die Boxplots wurden allesamt mit SPSS erstellt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Gemessene RMS-Werte und Zernike-Koeffizienten

Die Mittelwerte mit Standardabweichung der Zernike-Koeffizienten sowie der RMS-Werte aller Probanden in den fünf untersuchten Blickrichtungen bei den Pupillenweiten von 2 mm, 4 mm und 6 mm sind den Tabellen 4, 5 und 6 (im Anhang) enthalten.

Der verwendete *RMS-Wert* beinhaltet alle Zernike-Koeffizienten zusammen bis einschließlich der vierten Ordnung. Der *RMS-Wert höherer Ordnung (RMS-HO)* enthält ausschließlich die Aberrationen der dritten und vierten Ordnung zusammen.

### 4.2 Betrachtung der Differenzen der Aberrationswerte bei Blickrichtungsänderung

#### 4.2.1 Verhalten der Aberrationen bei Abduktion des Auges

- Aberrationsänderungen bei Abduktion und 2 mm Pupillendurchmesser

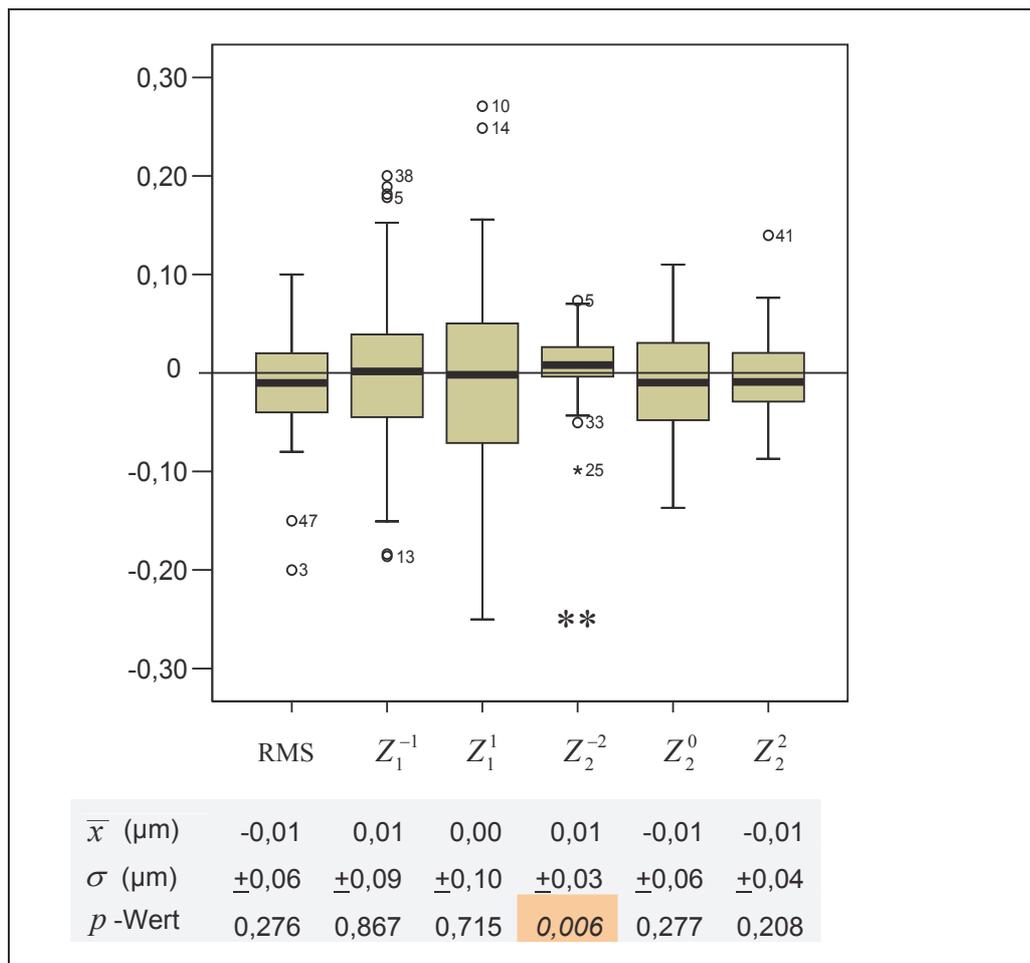
Die Differenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Abduktion des Auges bei 2 mm Pupillendurchmesser verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,01 \mu\text{m}$  und  $0,01 \mu\text{m}$ . Dabei zeigt sich ein leichter Trend zur Vergrößerung der Aberrationen in Abduktionsstellung. Der mittlere RMS der Blickrichtungsdifferenz beträgt  $-0,01 \mu\text{m}$ .

Die Spannweiten der Differenzen sind vor allem bei den Aberrationen erster Ordnung, aber auch bei denen der zweiten Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen dritter und vierter Ordnung.

Bei dem Koeffizienten  $Z_2^{-2}$ , der den *Astigmatismus* der Achse  $45^\circ/135^\circ$  beschreibt, besteht bei Abduktion des Bulbus und 2 mm Pupillenweite ein signifikanter Unterschied gegenüber der Primärposition von im Mittel  $0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,006$ ). In Abduktionsstellung des Bulbus existiert ein geringerer Astigmatismus. Insgesamt 29 von 49 Probandenaugen weisen bei Abduktion kleinere astigmatische Werte auf, bei 12 Augen vergrößert sich der

Astigmatismus, und bei 8 Probanden Augen sind die Werte bei Abduktion im Vergleich zur Primärposition unverändert.

Abbildung 31 zeigt die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zwischen Abduktion und Primärposition des Auges bei einer Pupillenweite von 2 mm anhand eines Boxplotdiagramms. Differenzwerte, die sich im negativen Wertebereich abbilden, bedeuten im Mittel eine Zunahme der Aberrationen bei Abduktion des Bulbus.



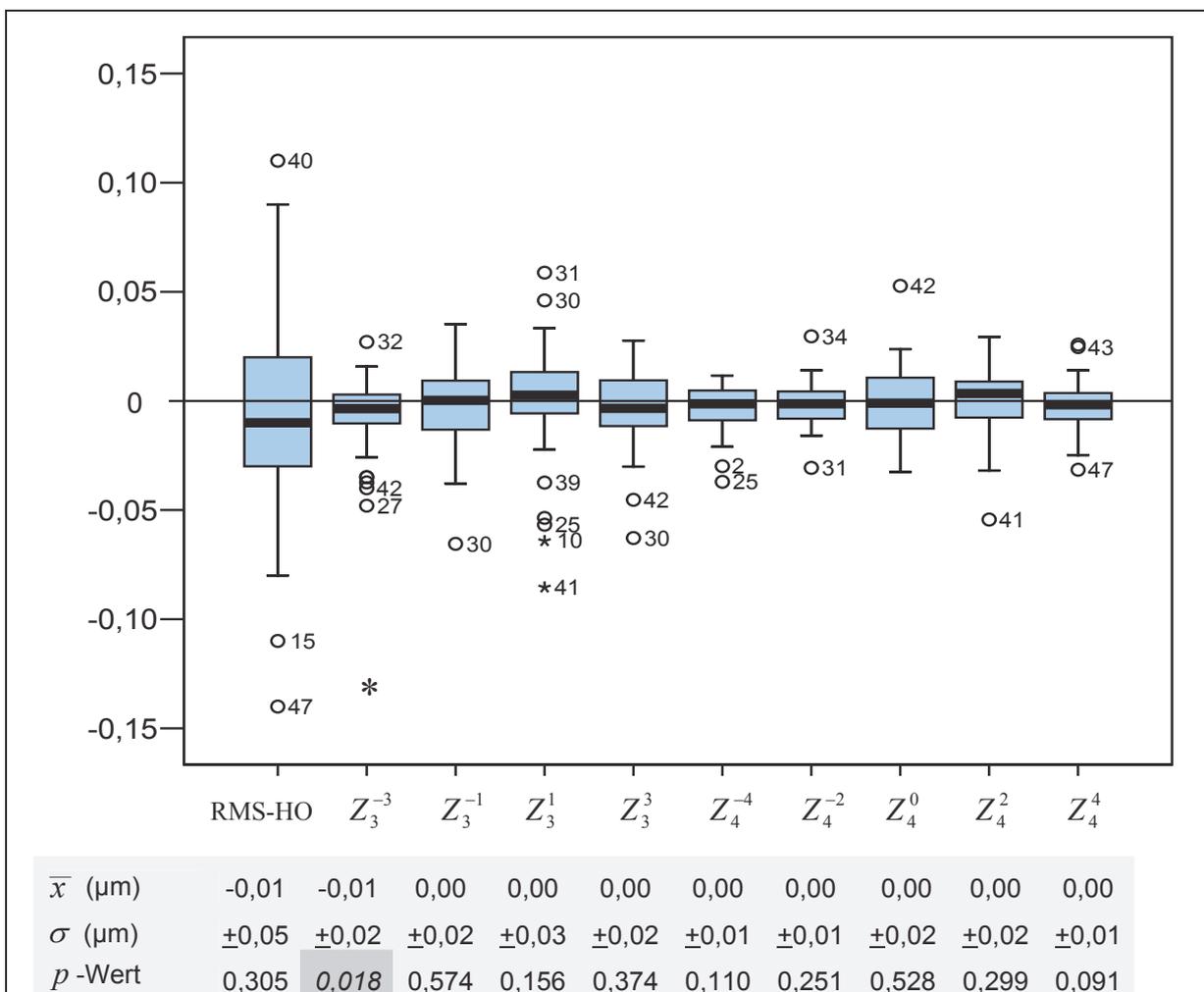
**Abb. 31** : Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Abduktion des Bulbus mit 2 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_2^{-2}$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung sind die Aberrationsänderungen bei Abduktion des Augapfels und 2 mm Pupillendurchmesser durchschnittlich sehr gering. Der RMS-HO beträgt im Mittel  $-0,01 \mu\text{m}$ .

Nach  $\alpha$ -Adjustierung ergeben sich keine signifikanten Veränderungen der Aberrationen höherer Ordnung. Ohne  $\alpha$ -Adjustierung ist der Unterschied beim *Trefoil*  $Z_3^{-3}$  mit  $p < 0,05$  statistisch signifikant. Bei Abduktion des Auges kommt es gegenüber Primärposition zu einer Vergrößerung des Trefoil von im Mittel  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,018$ ). Bei insgesamt 20 von 48 Probandenaugen vergrößern sich die Werte für das Trefoil, 9 Augen zeigen eine Verminderung, und 18 Augen keine Veränderung des Trefoil bei Abduktion.

In Abbildung 32 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Abduktion des Auges bei 2 mm Pupillendurchmesser dargestellt.



**Abb. 32:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Abduktion des Auges mit 2 mm Pupillenweite: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

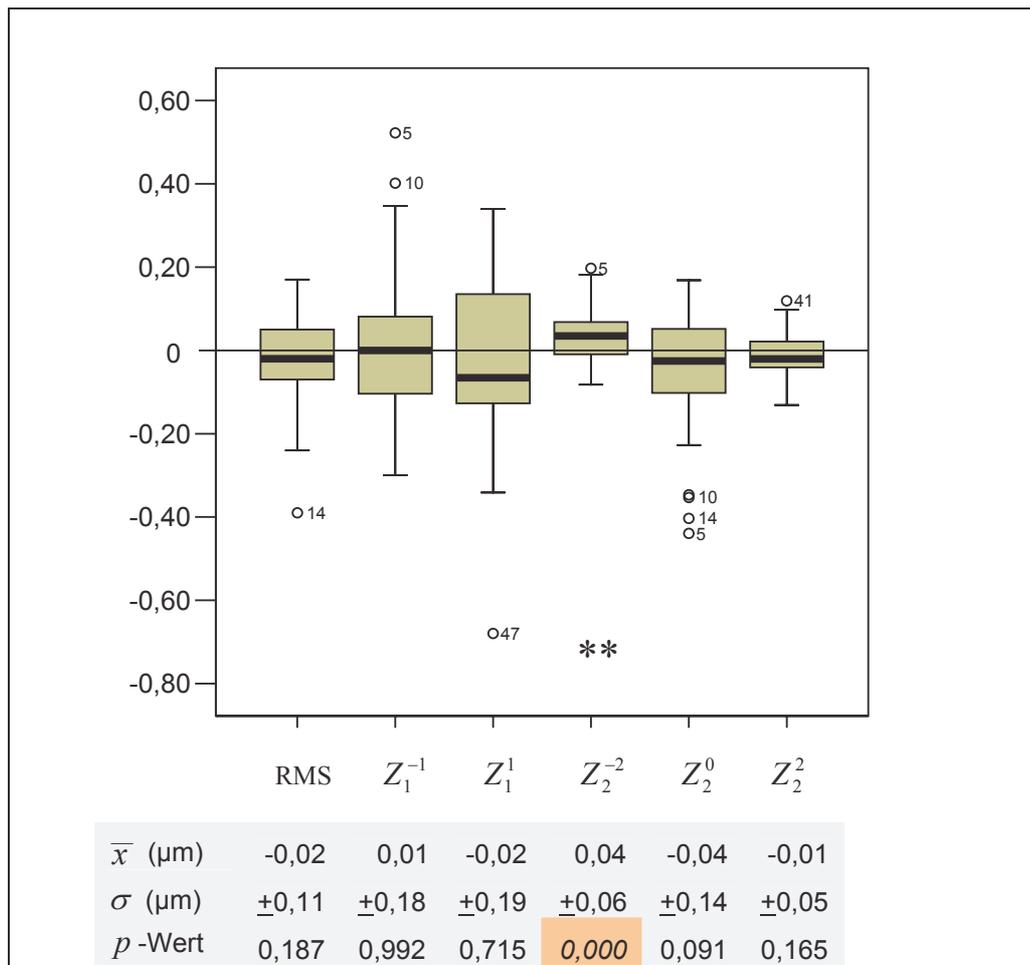
\*: Der Unterschied bei  $Z_3^{-3}$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ).

- **Aberrationsänderungen bei Abduktion und 4 mm Pupillendurchmesser**

Die Differenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Abduktion des Auges und bei einem Pupillendurchmesser von 4 mm verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,04 \mu\text{m}$  ( $Z_2^0$ ) und  $0,04 \mu\text{m}$  ( $Z_2^{-2}$ ). Es zeigt sich ein leichter Trend zur Vergrößerung der Aberrationen bei Abduktion. Der mittlere RMS beträgt  $-0,02 \mu\text{m}$ .

Bei dem Koeffizienten  $Z_2^{-2}$ , dem *Astigmatismus* der Achse  $45^\circ/135^\circ$ , besteht in Abduktionsstellung des Auges gegenüber der Primärposition bei 4 mm Pupillendurchmesser ein höchst signifikanter Unterschied von im Mittel  $0,04 \mu\text{m}$  ( $p = 0,000$ ) und damit durchschnittlich ein geringerer Astigmatismus bei abduziertem Auge. Bei insgesamt 36 von 49 Probandenaugen hat sich der Astigmatismus nach der Blickrichtungsänderung verringert, und bei 13 Augen vergrößern sich diese Werte.

Abbildung 33 zeigt die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zwischen Primärposition und Abduktion des Auges bei der Pupillenweite von 4 mm anhand eines Boxplotdiagramms. Differenzwerte, die sich im negativen Wertebereich abbilden, bedeuten im Mittel eine Zunahme der Aberrationen bei Abduktion des Auges.

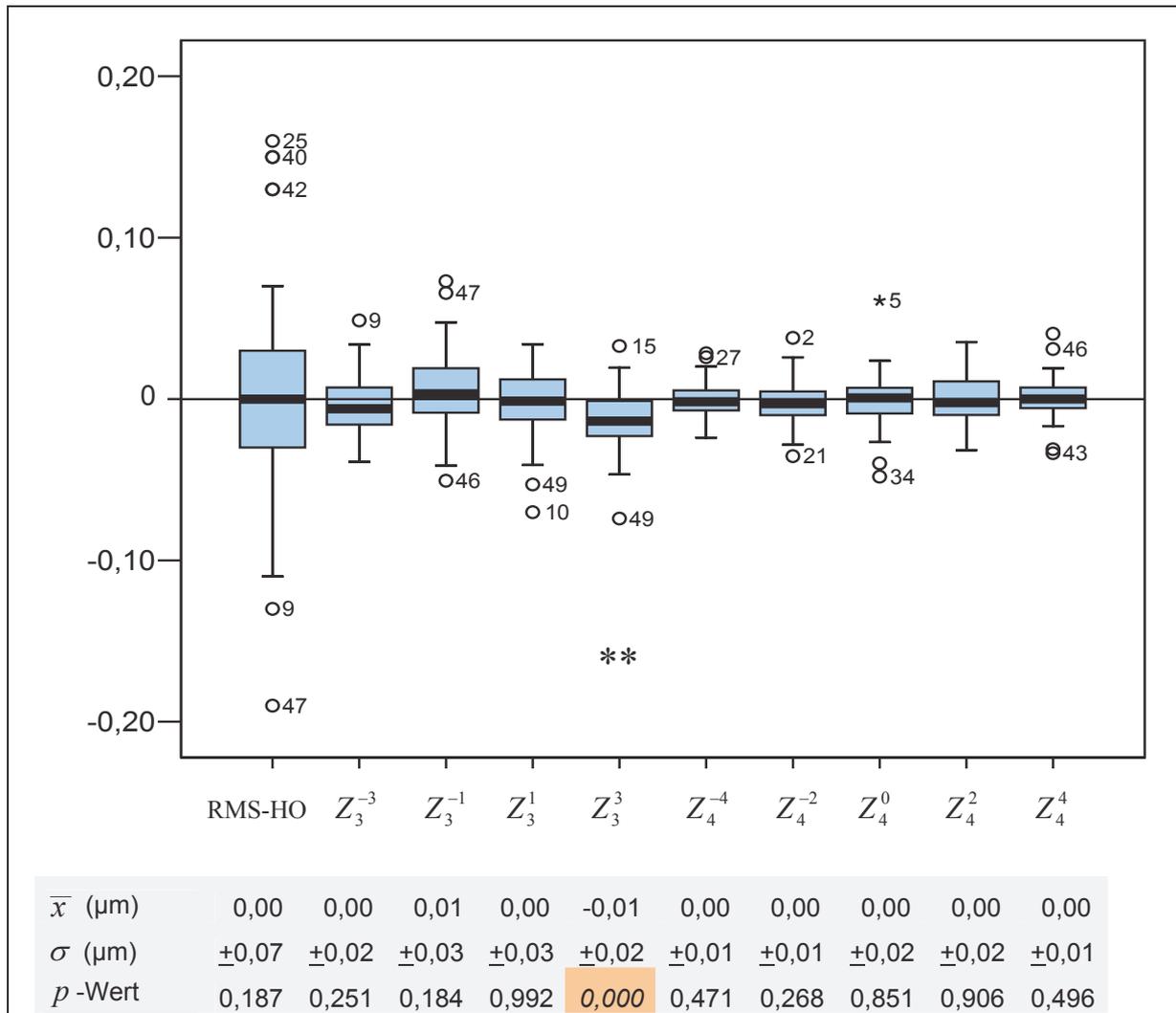


**Abb. 33:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Abduktion des Auges mit 4 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen runden Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_2^{-2}$  ist signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung ergibt sich bei 4 mm Pupillenweite bei  $Z_3^3$ , dem *Trefoil*, ein höchst signifikanter Unterschied bei Abduktion des Auges. Der Mittelwert der Blickrichtungsdifferenz für  $Z_3^3$  beträgt  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,000$ ). Es kommt bei Abduktion gegenüber Primärposition des Auges im Mittel zu einer Vergrößerung des Trefoil. Bei insgesamt 31 von 49 Probandenaugen nimmt das Trefoil zu, bei 9 Augen nimmt es ab, und bei 9 Probandenaugen verändern sich die Aberrationswerte für  $Z_3^3$  bei Abduktion nicht.

In Abbildung 34 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Abduktion des Auges bei 4 mm Pupillenweite graphisch dargestellt.



**Abb. 34:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Abduktion des Auges mit 4 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_3^3$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

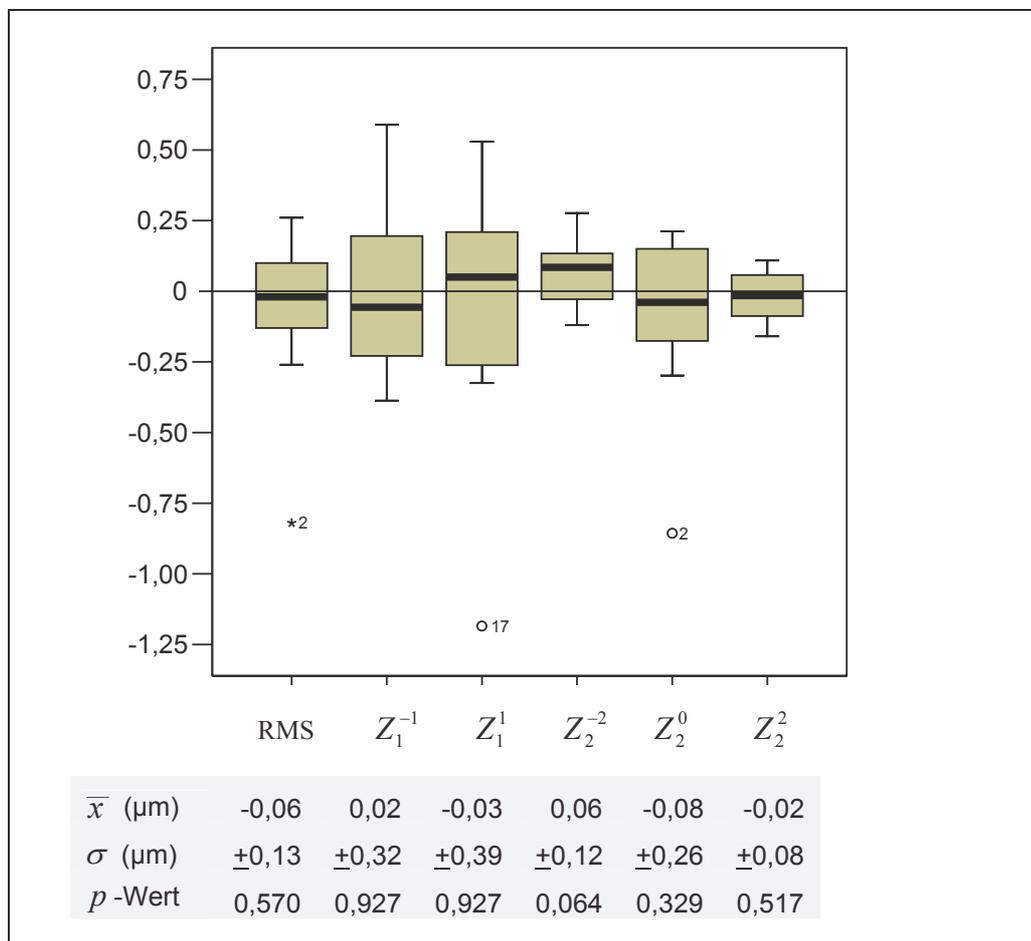
- **Aberrationsänderungen bei Abduktion und 6 mm Pupillendurchmesser**

Die Differenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Abduktion des Auges bei 6 mm Pupillendurchmesser verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,08 \mu\text{m}$  ( $Z_2^0$ ) und  $0,06 \mu\text{m}$  ( $Z_2^{-2}$ ).

Die Spannweiten der Differenzen sind bei den Aberrationen niederer Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen höherer Ordnung.

Innerhalb der Aberrationen erster und zweiter Ordnung ergibt sich bei Abduktion des Auges bei 6 mm Pupillenweite keine signifikante Änderung gegenüber der Primärposition. Es zeigt sich ein Trend zur Vergrößerung der Aberrationen bei Abduktion. Der mittlere RMS beträgt  $-0,06 \mu\text{m}$ . Es sind keine statistisch signifikanten Unterschiede erkennbar.

In Abbildung 35 ist die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zwischen Primärposition und Abduktion des Bulbus bei einem Pupillendurchmesser von 6 mm graphisch dargestellt. Differenzwerte, die sich im negativen Wertebereich abbilden, bedeuten im Mittel eine Zunahme der Aberrationen bei Abduktion des Auges.



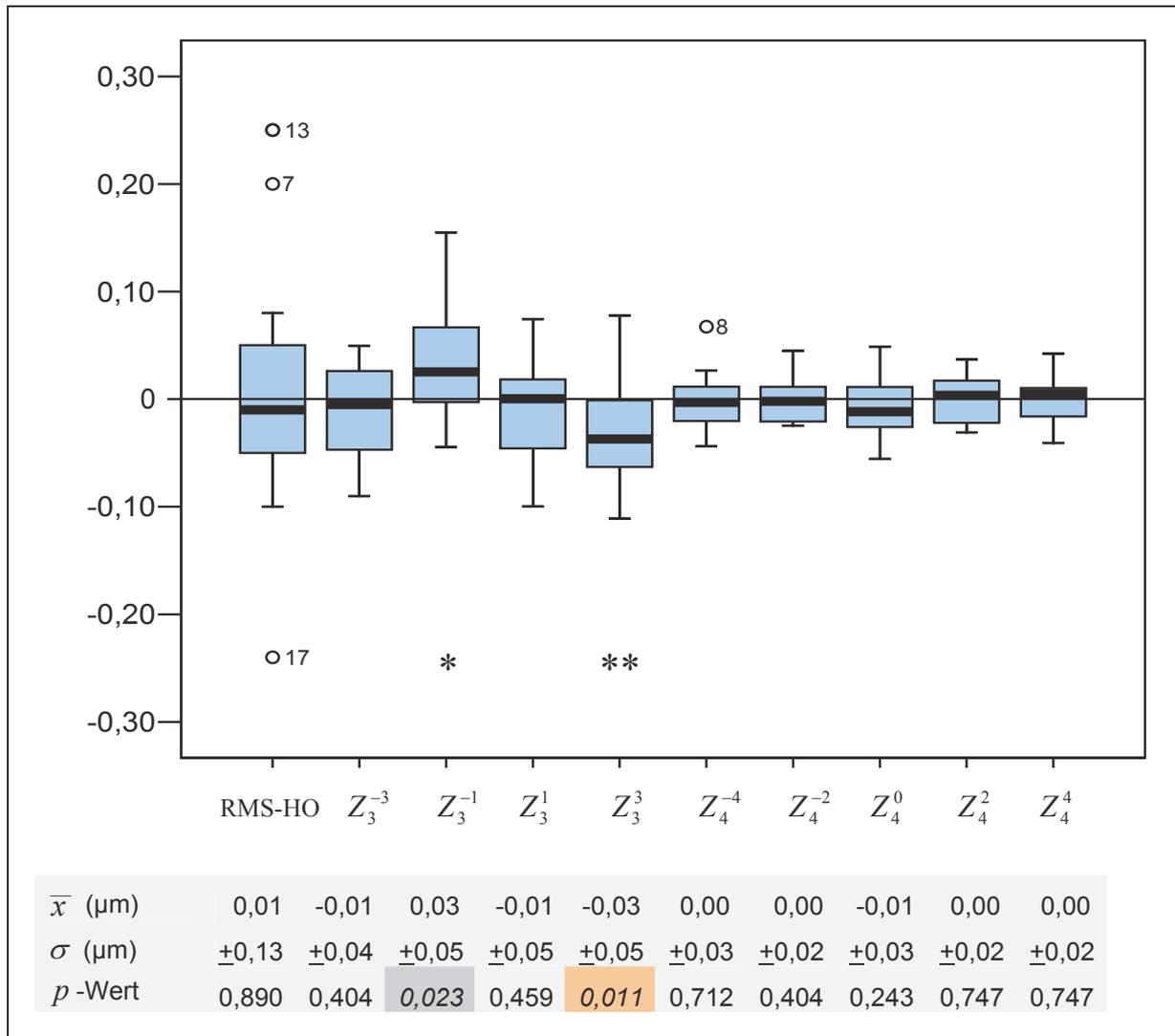
**Abb. 35:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Abduktion mit 6 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung sind die Aberrationsänderungen bei Abduktion des Auges bei 6 mm Pupillendurchmesser durchschnittlich relativ gering. Der RMS-HO beträgt im Mittel  $0,01 \mu\text{m}$ .

Auch bei 6 mm Pupillendurchmesser ergibt sich beim *Trefoil* ( $Z_3^3$ ) ein statistisch signifikanter Unterschied bei Abduktion gegenüber der Primärposition des Bulbus. Die Blickrichtungsdifferenz beträgt im Mittel  $-0,03 \mu\text{m}$  ( $p = 0,011$ ), das Trefoil nimmt bei Abduktion zu. Bei insgesamt 12 Probandenaugen vergrößern sich die Werte für das Trefoil, bei 3 Augen verringern sie sich, und bei 2 Probandenaugen bleibt das Trefoil bei abduziertem Augapfel gleich.

Bei der *vertikalen Koma*  $Z_3^{-1}$  ist der Blickrichtungsunterschied bei 6 mm Pupillenweite ohne  $\alpha$ -Adjustierung mit  $p < 0,05$  statistisch signifikant. Hierbei kommt es bei der Abduktion des Augapfels gegenüber der Primärposition zu einer Abnahme der vertikalen Koma von im Mittel  $0,03 \mu\text{m}$  ( $p = 0,023$ ). Bei insgesamt 12 von 17 Probandenaugen verringern sich die Aberrationswerte, bei 4 Probandenaugen nehmen sie zu, und in einem Fall verändern sie sich nicht.

In Abbildung 36 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Abduktion des Auges bei 6 mm Pupillenweite in einem Boxplotdiagramm dargestellt.



**Abb. 36:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Abduktion des Auges mit 6 mm Pupillendurchmesser. Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_3^3$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

\* : Die Änderung bei  $Z_3^{-1}$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ).

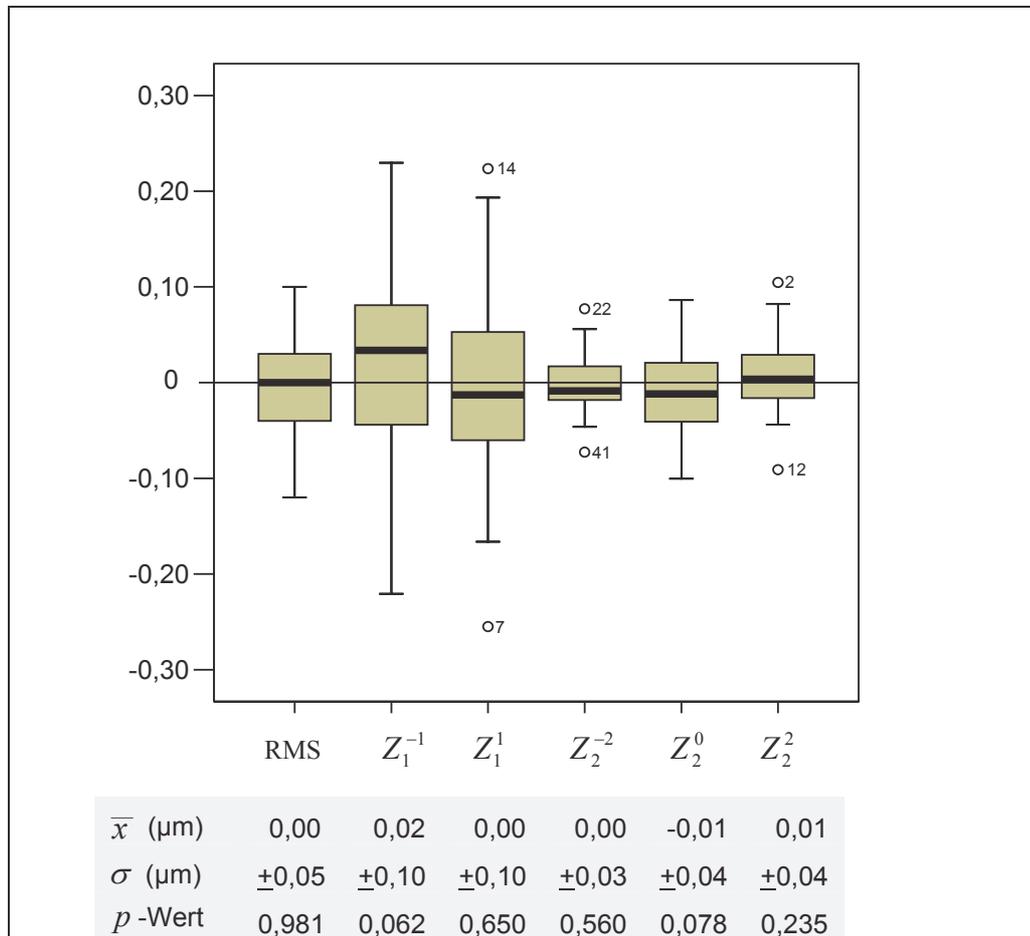
#### 4.2.2 Verhalten der Aberrationen bei Adduktion des Auges

- Aberrationsänderungen bei Adduktion und 2 mm Pupillendurchmesser

Die mittleren Blickrichtungsdifferenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Adduktion des Auges bei einem Pupillendurchmesser von 2 mm verteilen sich zwischen  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $Z_2^0$ ) und  $0,02 \mu\text{m}$  ( $Z_1^{-1}$ ). Die Mehrzahl der Aberrationen verändert

sich bei Adduktion im Mittel nicht. Es können keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

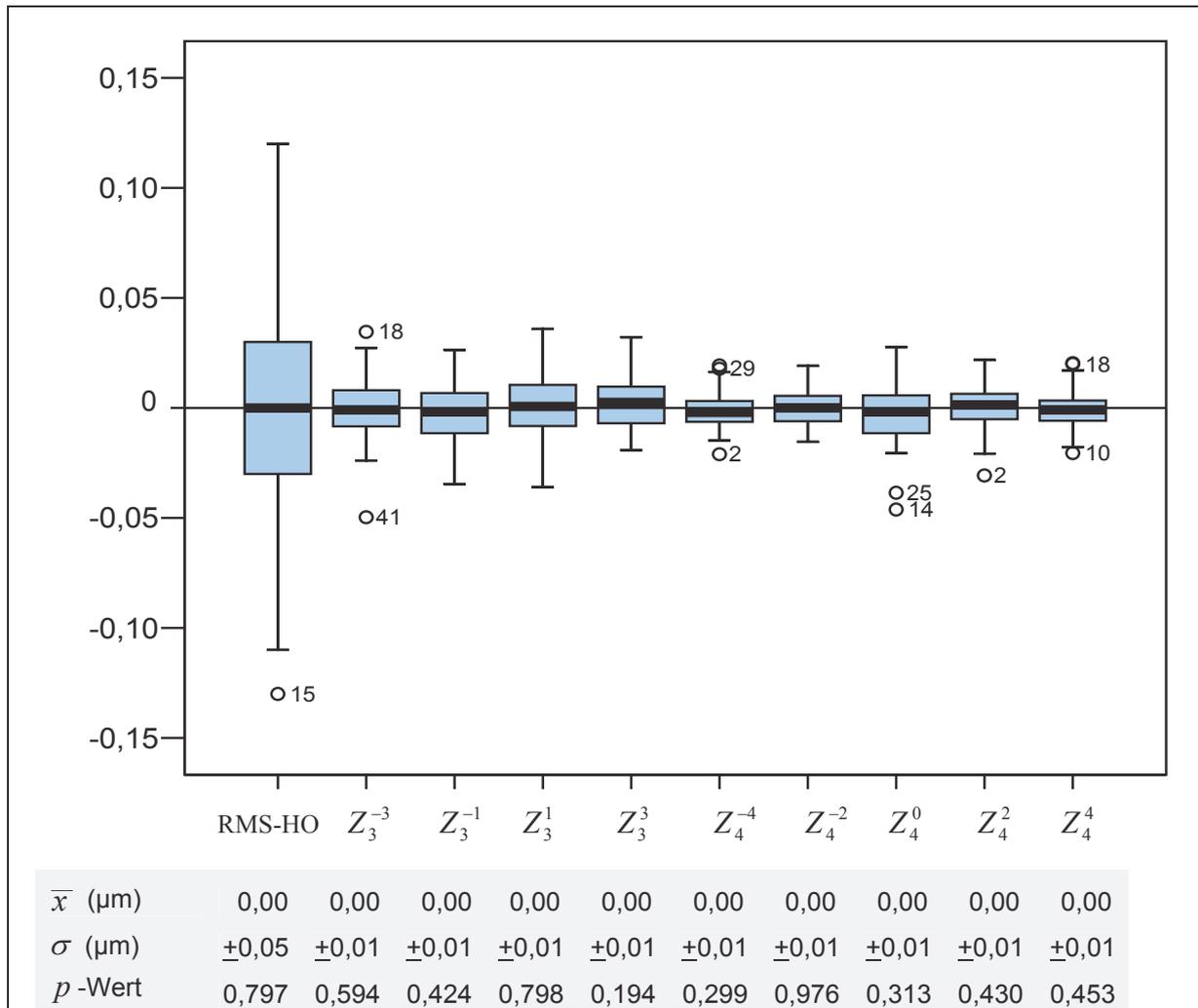
In Abbildung 37 ist die Verteilung der Differenzen der Aberrationen niederer Ordnung zwischen Primärposition und Adduktion des Auges bei 2 mm Pupillenweite dargestellt.



**Abb. 37:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Adduktion des Auges mit 2 mm. Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung ergeben sich bei 2 mm Pupillenweite ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen Primärposition und Adduktionsstellung des Bulbus.

Abbildung 38 zeigt die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung und des RMS-HO zwischen Primärposition und Adduktion des Bulbus bei 2 mm Pupillendurchmesser in Form eines Boxplotdiagramms.



**Abb. 38:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Adduktion des Auges mit 2 mm Pupillendurchmesser; Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

- **Aberrationsänderungen bei Adduktion und 4 mm Pupillendurchmesser**

Die Blickrichtungsdifferenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Adduktion des Auges und einer Pupillenweite von 4 mm verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,04 \mu\text{m}$  ( $Z_2^2$ ) und  $0,06 \mu\text{m}$  ( $Z_2^0$ ).

Die Spannweite der Differenzen ist dabei vor allem bei den Aberrationen erster Ordnung, aber auch bei denen der zweiten Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen dritter und vierter Ordnung.

Innerhalb der Aberrationen niederer Ordnung zeigt sich bei 4 mm Pupillenweite ein Trend zur Vergrößerung der Aberrationen bei Adduktion des Auges. Beim RMS-Wert ist der Unterschied ohne  $\alpha$ -Adjustierung mit  $p < 0,05$  statistisch signifikant. Die Vergrößerung der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zusammen beträgt bei Adduktion im Mittel  $-0,04 \mu\text{m}$  ( $p = 0,021$ ).

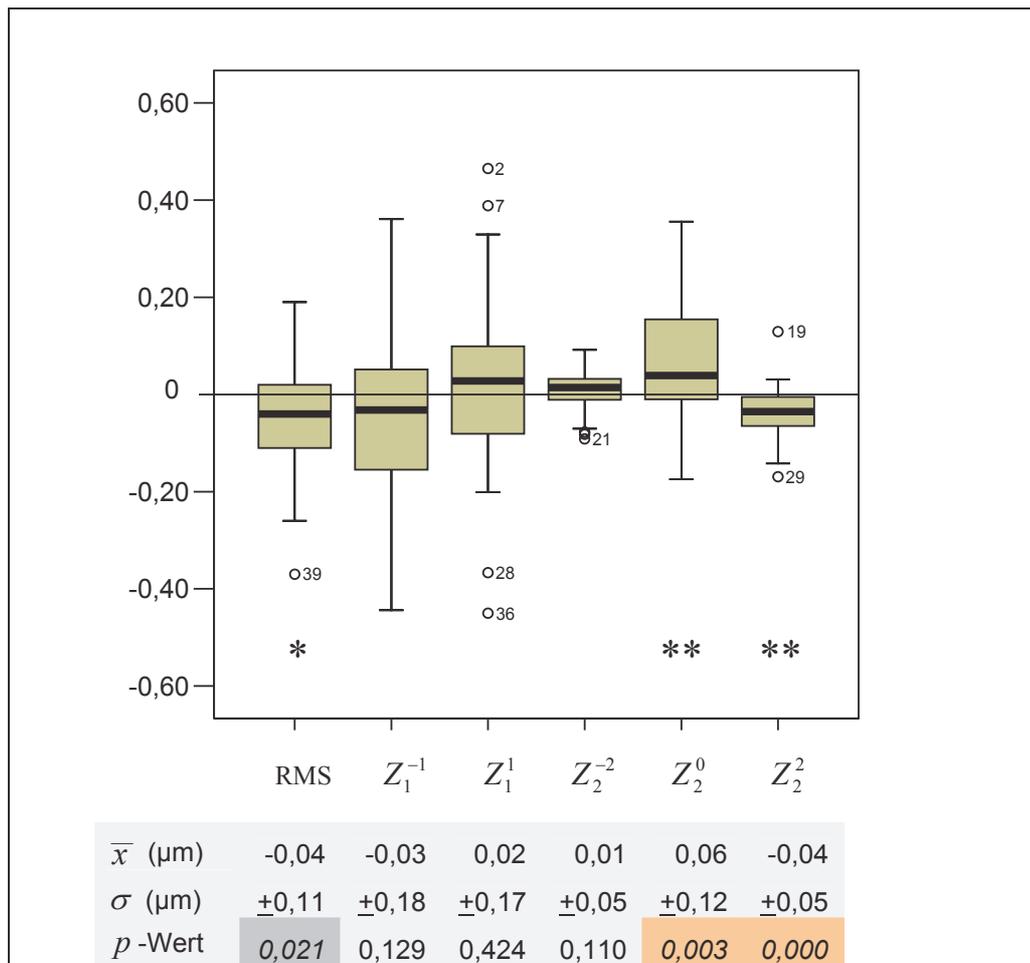
Nach  $\alpha$ -Adjustierung lassen sich bei  $Z_2^0$  und bei  $Z_2^2$  signifikante Änderungen in den Aberrationswerten zwischen Primärposition und Adduktionsstellung des Auges bei 4 mm Pupillendurchmesser feststellen.

Die Differenz des *Defokus*  $Z_2^0$  zwischen Primärposition und Adduktion des Auges beträgt im Mittel  $0,06 \mu\text{m}$  ( $p = 0,003$ ). Bei insgesamt 35 von 49 Probandenaugen verringert sich der Defokus bei Adduktion, während er sich bei 14 Probandenaugen vergrößert.

Beim *Astigmatismus*  $Z_2^2$  beträgt die Differenz der Aberrationswerte bei Adduktion des Auges gegenüber Primärposition im Mittel  $-0,04 \mu\text{m}$  ( $p = 0,000$ ). Der Astigmatismus vergrößert sich im Mittel bei Adduktion. Dieser Unterschied ist statistisch höchst signifikant. Insgesamt 37 von 49 Probandenaugen besitzen nach der Blickrichtungsänderung einen größeren Astigmatismus, bei 6 Augen verringert er sich, und bei 6 Probanden bleibt der Astigmatismus identisch.

In Abbildung 39 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung sowie des RMS zwischen Primärposition und Adduktionsstellung des Auges bei 4 mm Pupillenweite in einem Boxplotdiagramm dargestellt.

Differenzwerte, die sich im negativen Wertebereich abbilden, bedeuten im Mittel eine Zunahme der Aberrationen bei der Blickrichtungsänderung.



**Abb. 39:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Adduktion des Auges mit 4 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

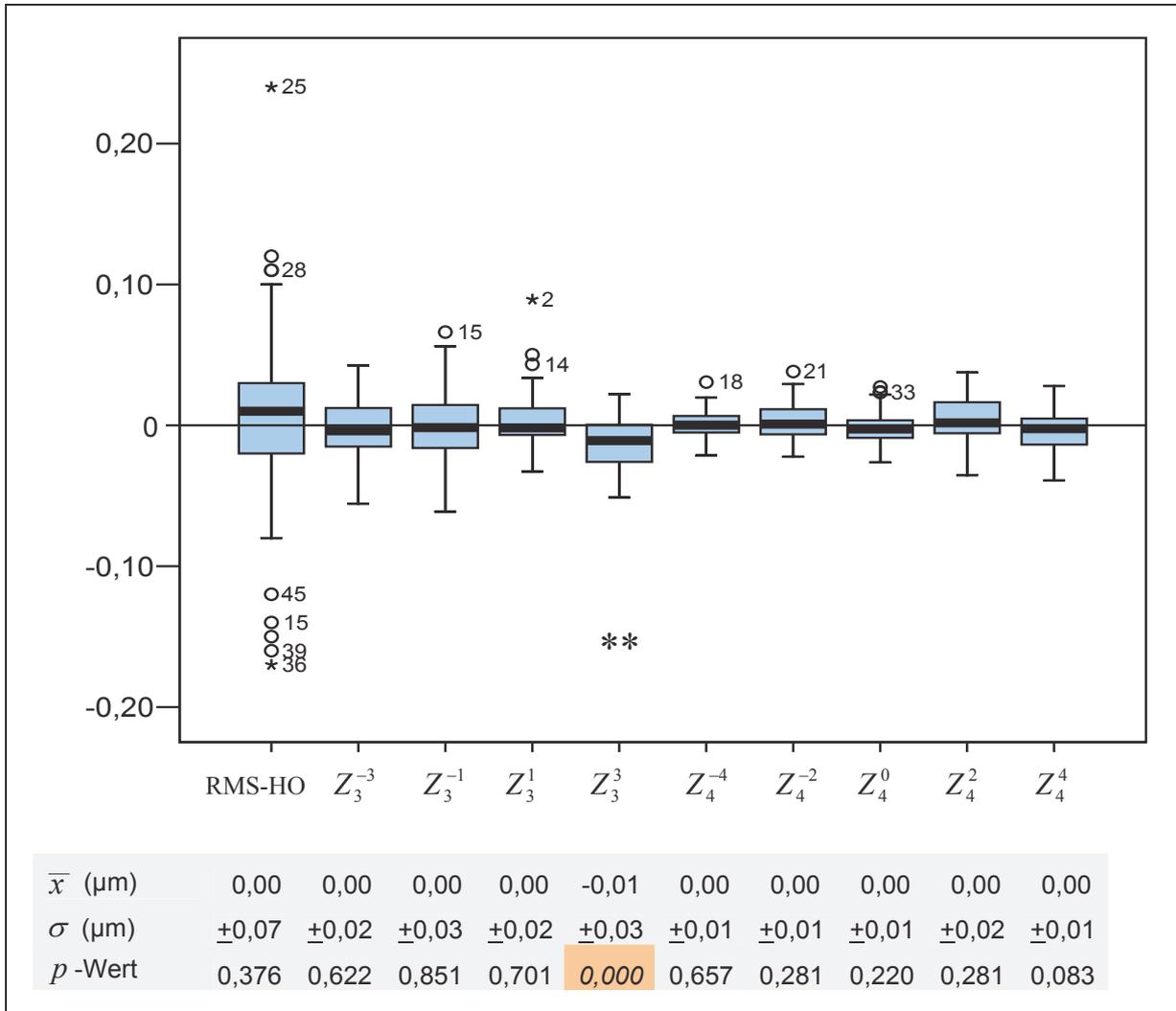
\*\* : Die Unterschiede bei  $Z_2^0$  und  $Z_2^2$  sind statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

\* : Der Unterschied beim RMS ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ).

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung ergibt sich bei adduziertem Auge und 4 mm Pupillenweite bei dem Koeffizienten  $Z_3^3$ , dem *Trefoil*, ein höchst signifikanter Unterschied gegenüber der Primärposition des Auges. Der Mittelwert der Blickrichtungsdifferenzen bei  $Z_3^3$  beträgt  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,000$ ). Bei Adduktion des Auges kommt es im Mittel zu einer Vergrößerung des Trefoil. Bei insgesamt 32 von 49 Probandenaugen nimmt das Trefoil zu, bei 8 Augen nimmt es ab, und bei 9 Probandenaugen bleiben die Aberrationswerte für  $Z_3^3$  unverändert.

Die anderen Aberrationen höherer Ordnung ändern sich im Mittel kaum.

In Abbildung 40 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Adduktion bei 4 mm Pupillenweite graphisch dargestellt.



**Abb. 40:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Adduktion des Auges mit 4 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_3^3$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

### • Aberrationsänderungen bei Adduktion und 6 mm Pupillendurchmesser

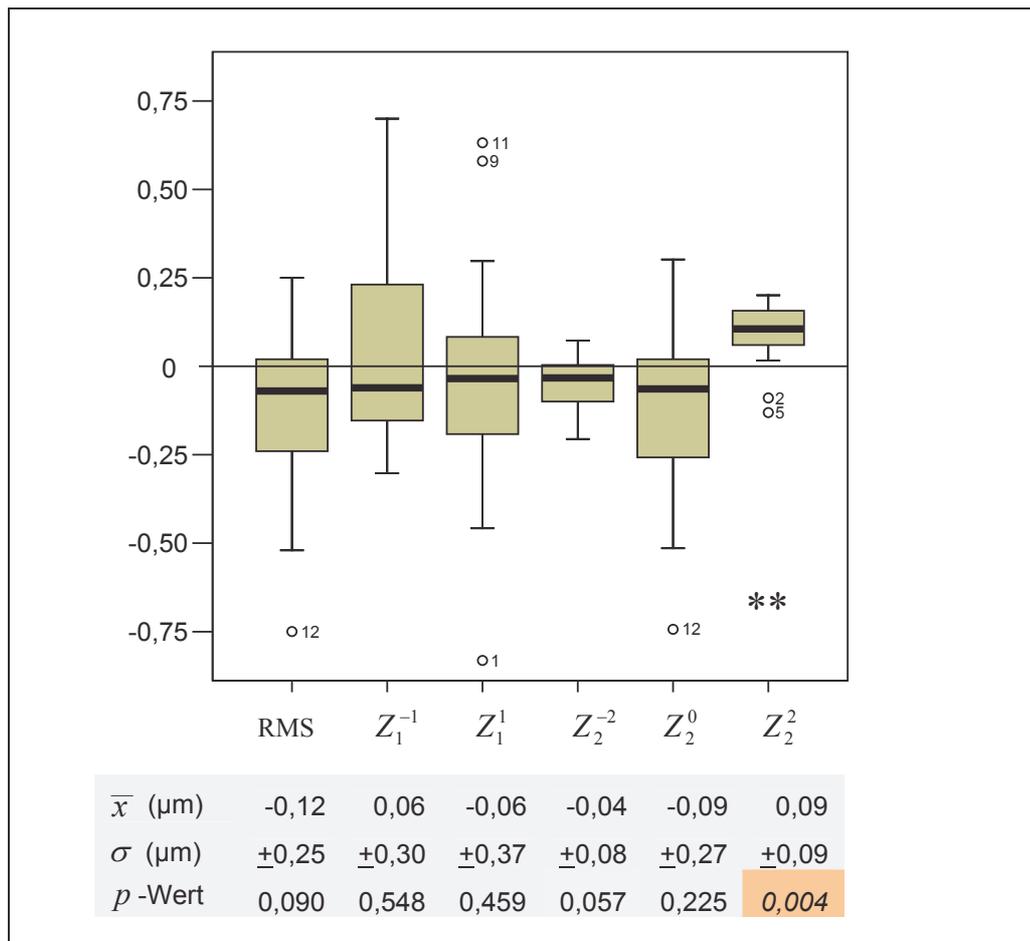
Die Differenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen der Adduktion des Auges und der Primärposition, analysiert bei 6 mm Pupillendurchmesser, verteilen sich im Mittel

zwischen  $-0,09 \mu\text{m}$  ( $Z_2^0$ ) und  $0,09 \mu\text{m}$  ( $Z_2^2$ ). Der mittlere RMS-Wert beträgt  $-0,12 \mu\text{m}$  und zeigt deutlich die Vergrößerung der Aberrationswerte bei adduziertem Auge.

Die Spannweite der Differenzen ist bei den Aberrationen niederer Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen höherer Ordnung.

Innerhalb der Aberrationen niederer Ordnung lässt sich bei dem Koeffizienten  $Z_2^2$ , der den *Astigmatismus* beschreibt, bei 6 mm Pupillenweite ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Blickrichtungen feststellen. Die Differenz des Astigmatismus beträgt in Adduktionsstellung des Auges gegenüber der Primärposition im Mittel  $0,09 \mu\text{m}$  ( $p = 0,004$ ), der mittlere Astigmatismus verringert sich bei Adduktion. Insgesamt 15 von 17 Probandenaugen besitzen nach der Blickrichtungsänderung einen geringeren Astigmatismus, nur bei 2 Augen vergrößert er sich.

Abbildung 41 zeigt die Verteilung der Differenzen der Aberrationen niederer Ordnung zwischen Primärposition und Adduktion des Auges bei 6 mm Pupillendurchmesser.



**Abb. 41:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Adduktion des Auges mit 6 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

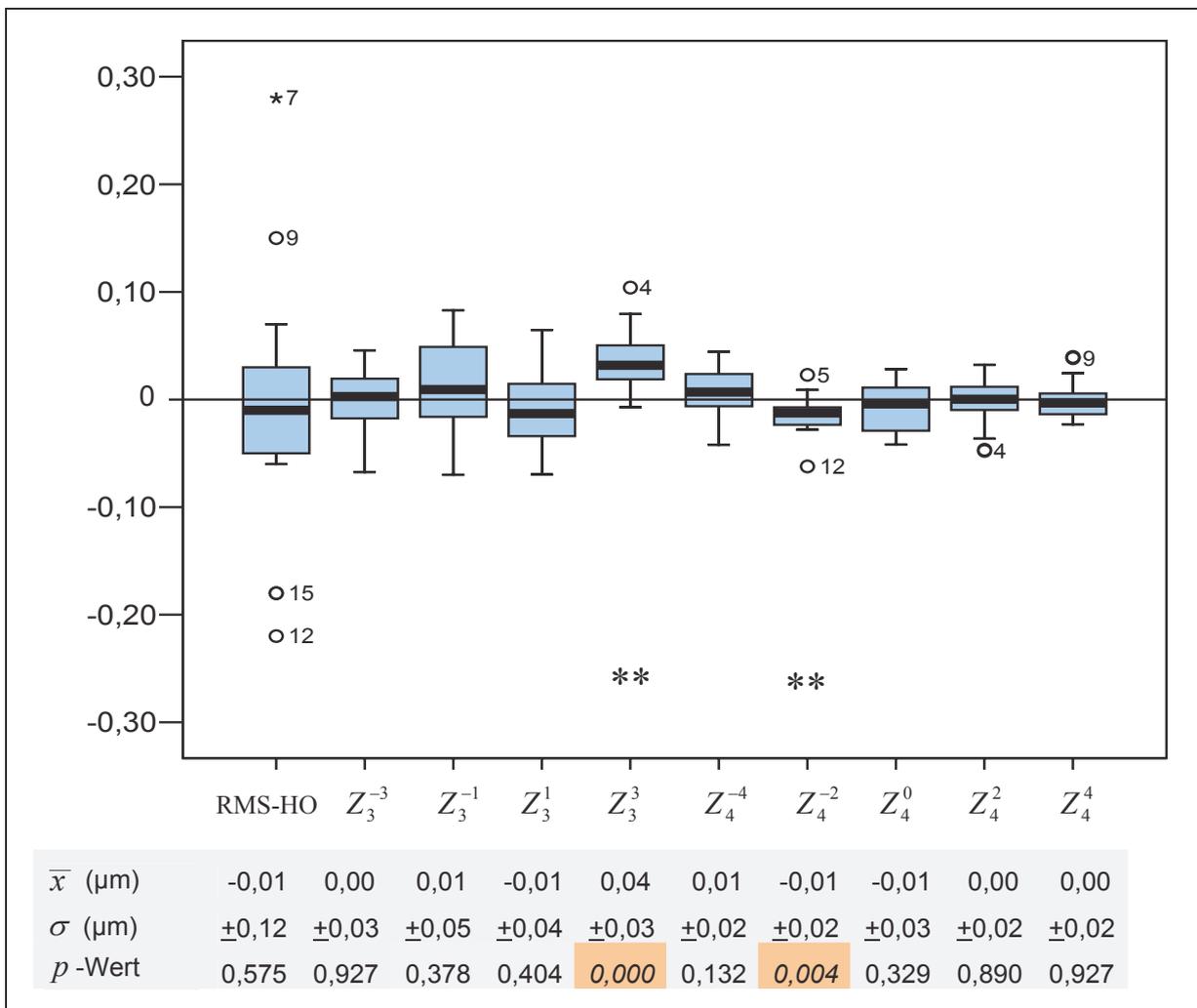
**\*\*:** Der Unterschied bei  $Z_2^2$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung sind die Änderungen bei Adduktion des Bulbus bei 6 mm Pupillenweite im Durchschnitt vergleichsweise relativ gering. Der RMS-HO beträgt im Mittel -0,01 µm.

Beim *Trefoil*  $Z_3^3$  zeigt sich bei Adduktion des Auges ein statistisch höchst signifikanter Unterschied gegenüber der Primärposition. Die Blickrichtungsdifferenz beträgt im Mittel 0,04 µm ( $p = 0,000$ ), das Trefoil nimmt im Mittel bei Adduktion ab. Bei insgesamt 15 von 17 Probandenaugen verringert sich das Trefoil bei Adduktion des Bulbus, und bei 2 Augen vergrößert es sich.

Beim sekundären Astigmatismus  $Z_4^{-2}$  ergibt sich bei 6 mm Pupillenweite ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Primärposition und Adduktionsstellung des Auges. Hierbei kommt es bei Adduktion zu einer Vergrößerung des sekundären Astigmatismus von im Mittel  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,004$ ). Bei insgesamt 13 von 17 Probandenaugen vergrößern sich die Werte des sekundären Astigmatismus, bei 2 Probanden verringern sie sich, und bei 2 Augen bleibt der sekundäre Astigmatismus unverändert.

In Abbildung 42 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Adduktion des Augapfels bei 6 mm Pupillenweite in einem Boxplotdiagramm dargestellt.



**Abb. 42:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Adduktion des Auges mit 6 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

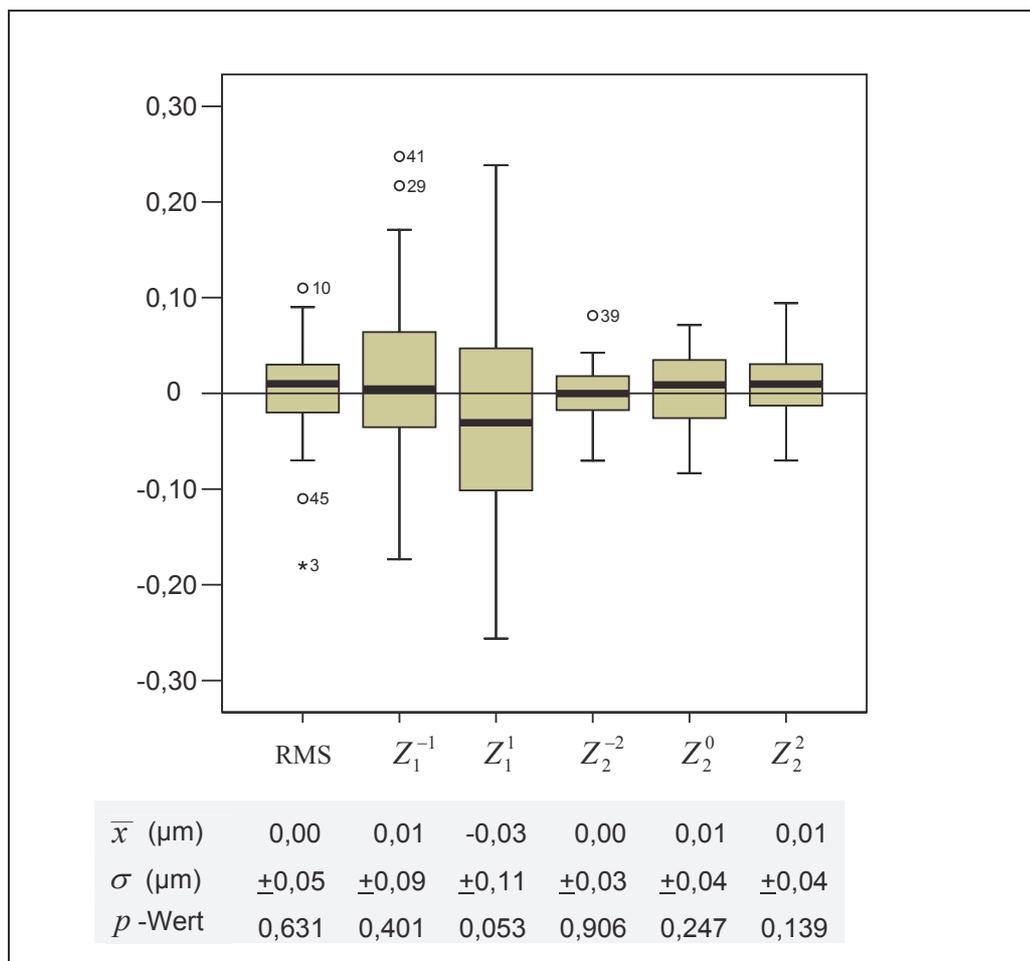
**\*\***: Die Unterschiede bei  $Z_3^3$  und  $Z_4^{-2}$  sind statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

### 4.2.3 Verhalten der Aberrationen bei Infraduktion des Auges

- Aberrationsänderungen bei Infraduktion und 2 mm Pupillendurchmesser

Die Blickrichtungsdifferenzen der betrachteten Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Infraduktion bzw. Blicksenkung, analysiert bei 2 mm Pupillenweite, verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,03 \mu\text{m}$  ( $Z_1^1$ ) und  $0,01 \mu\text{m}$  ( $Z_1^{-1}$ ,  $Z_2^0$  und  $Z_2^2$ ). Die Mehrzahl der Aberrationen verändert sich dabei im Mittel nicht. Innerhalb der Aberrationen niederer Ordnung können keine statistisch signifikanten Unterschiede ermittelt werden.

In Abbildung 43 ist die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zwischen Primärposition und Infraduktion bei 2 mm Pupillenweite dargestellt.

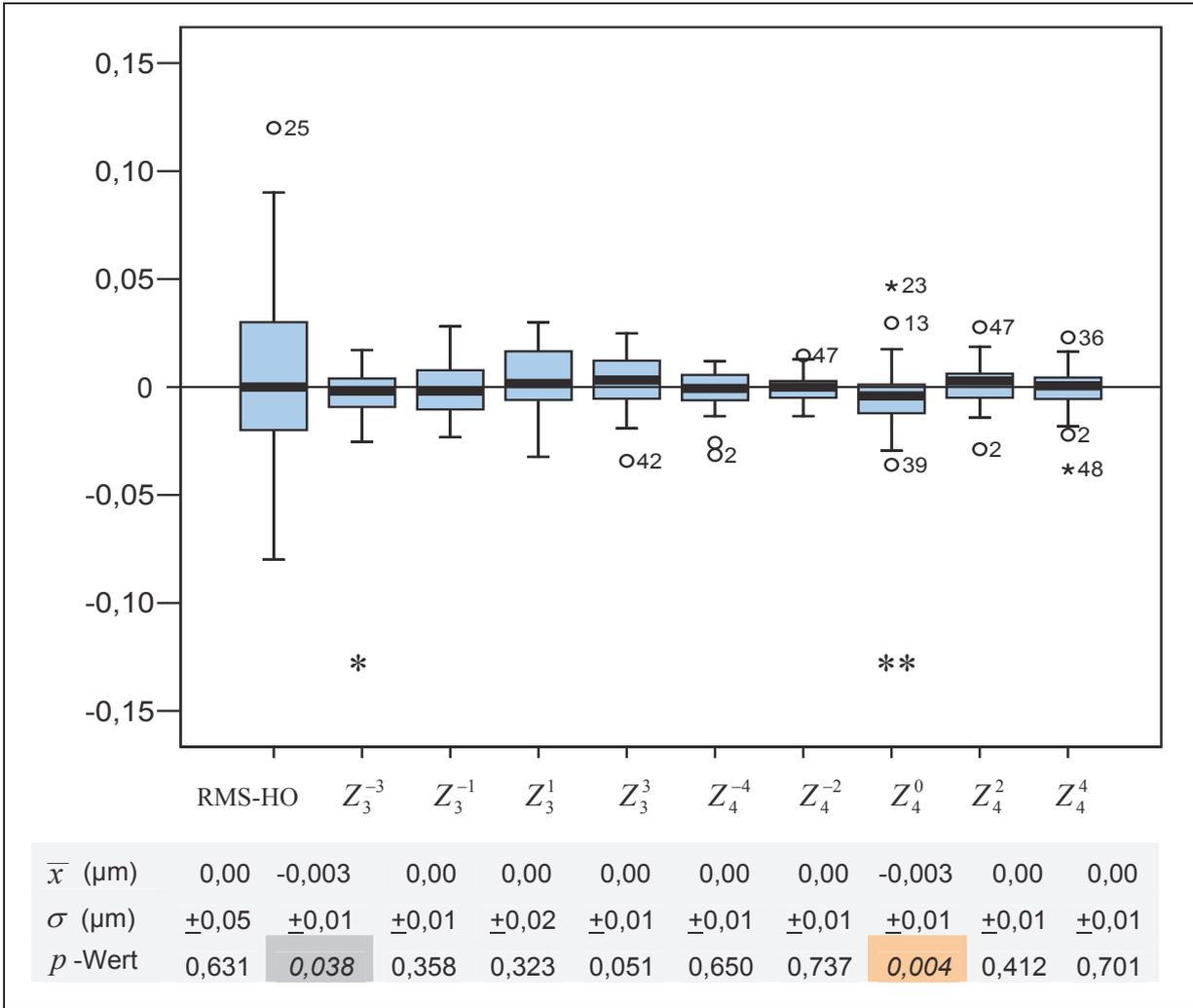


**Abb. 43:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Infraduktion mit 2 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Bei Infraduktion und 2 mm Pupillenweite lässt sich innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung für  $Z_4^0$ , die *sphärische Aberration*, ein signifikanter Unterschied gegenüber der Primärposition feststellen. Die Differenz der sphärischen Aberration zwischen Primärposition und Infraduktion beträgt im Mittel  $-0,003 \mu\text{m}$  ( $p = 0,004$ ), die sphärische Aberration ist im Mittel bei Blicksenkung geringfügig größer. Bei insgesamt 23 von 49 Probanden vergrößert sich die sphärische Aberration, 8 Probanden zeigen eine Verringerung und 18 Probanden einen gleich bleibenden Wert bei Infraduktion.

Der Unterschied beim *Trefoil*  $Z_3^{-3}$  bei 2 mm Pupillendurchmesser ist mit  $p < 0,05$  ohne Bonferroni-Holm-Adjustierung statistisch signifikant. Die Differenz des Trefoil zwischen Primärposition und Infraduktion beträgt im Mittel  $-0,003 \mu\text{m}$  ( $p = 0,038$ ). Zusammengerechnet 18 von 49 Probandenaugen zeigen nach Blicksenkung mehr, 8 Augen zeigen weniger und 23 Augen gleich bleibende Werte für das Trefoil.

Abbildung 44 zeigt die Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung und des RMS-HO zwischen Primärposition und Infraduktion bei 2 mm Pupillenweite in Form eines Boxplots.



**Abb. 44:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Infraduktion des Auges mit 2 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_4^0$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

\* : Die Differenz bei  $Z_3^{-3}$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ).

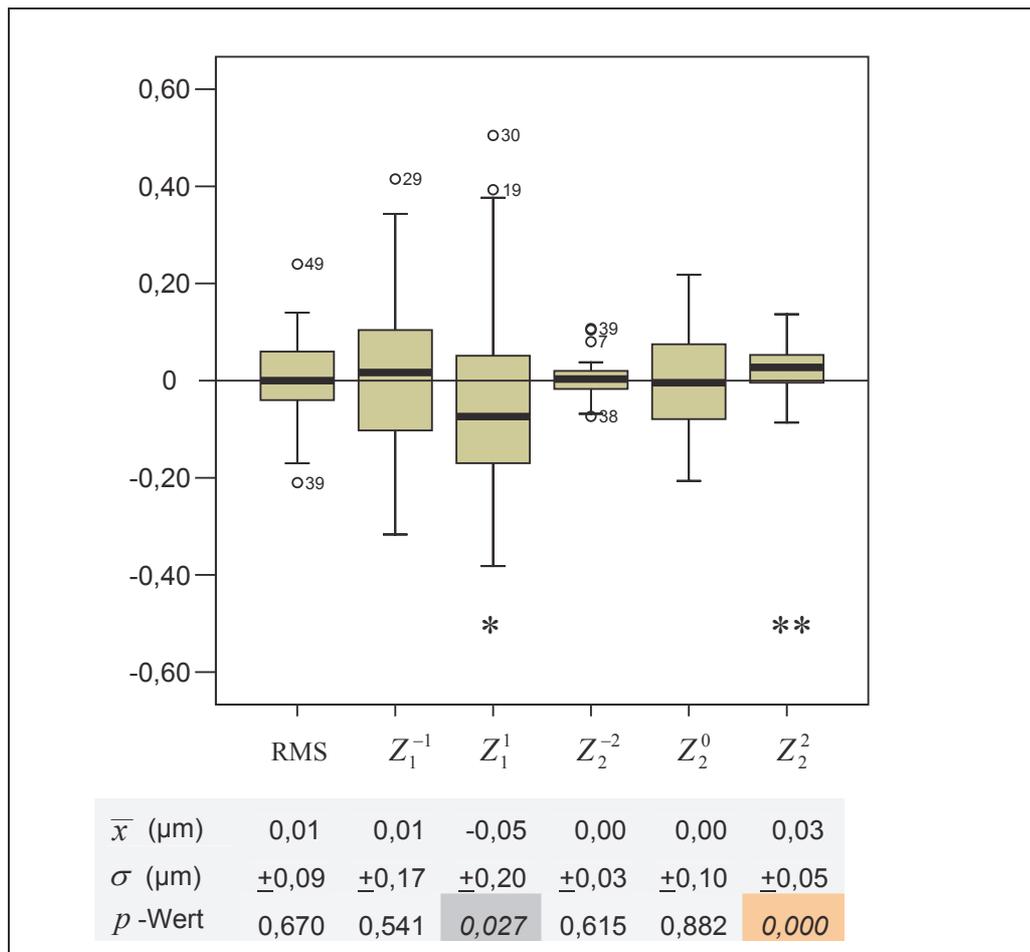
- **Aberrationsänderungen bei Infraduktion und 4 mm Pupillendurchmesser**

Die mittleren Blickrichtungsdifferenzen der betrachteten Aberrationen aller Probanden zwischen Infraduktion und Primärposition, analysiert bei 4 mm Pupillenweite, verteilen sich im Bereich zwischen  $-0,05 \mu\text{m}$  ( $Z_1^1$ ) und  $0,03 \mu\text{m}$  ( $Z_2^2$ ). Die Mehrzahl aller betrachteten Parameter ändert sich hierbei nicht. Der mittlere RMS beträgt  $0,01 \mu\text{m}$ .

Die Spannweite der Differenzwerte ist vor allem bei den Aberrationen erster Ordnung, aber auch bei denen der zweiten Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen dritter und vierter Ordnung.

Innerhalb der Aberrationen niederer Ordnung lässt sich beim *Astigmatismus*  $Z_2^2$  bei einem Pupillendurchmesser von 4 mm ein höchst signifikanter Unterschied zwischen beiden Blickrichtungen feststellen. Die Blickrichtungsdifferenz beträgt im Mittel  $0,03 \mu\text{m}$  ( $p = 0,000$ ). Der Astigmatismus nimmt im Durchschnitt bei Blicksenkung bei 4 mm Pupillenweite ab. Bei insgesamt 35 von 49 Probandenaugen vergrößert sich der Astigmatismus, bei 11 Augen verringert er sich, und bei 3 Augen bleibt der Wert gleich.

Abbildung 45 zeigt die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zwischen Primärposition und Infraduktion bei einer Pupillenweite von 4 mm anhand eines Boxplotdiagramms. Differenzwerte, die sich im negativen Wertebereich abbilden, bedeuten im Mittel eine Zunahme der Aberrationen bei Infraduktion des Auges.



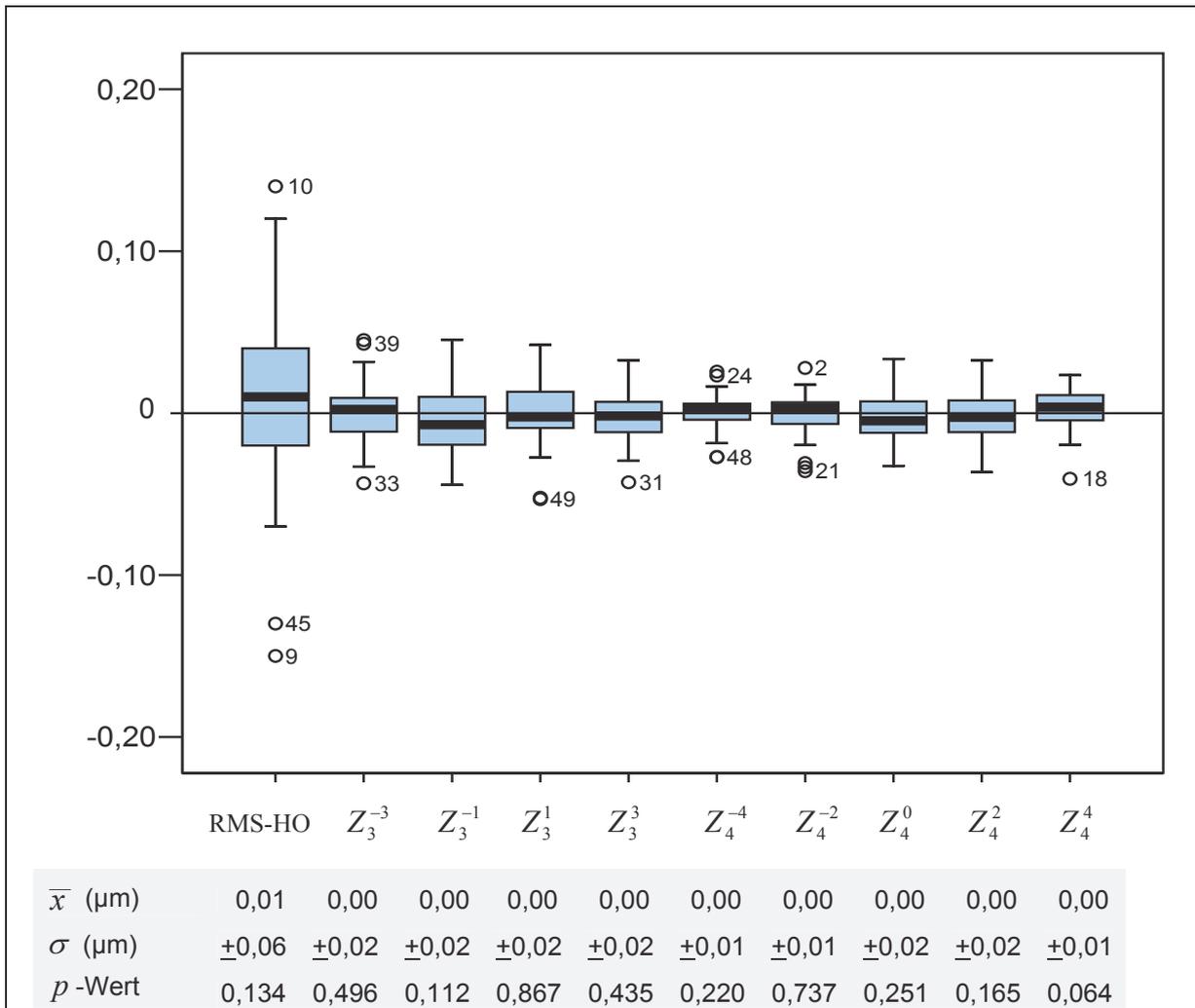
**Abb. 45:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Infraduktion des Auges mit 4 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*\* : Der Unterschied bei  $Z_2^2$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,0125$ ).

\* : Der Unterschied bei  $Z_1^1$  ist statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ).

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung sind die Aberrationsänderungen bei 4 mm Pupillendurchmesser bei Blicksenkung gegenüber der Primärposition nur sehr gering. Es gibt einen leichten Trend zur Verringerung der Aberrationen höherer Ordnung durch Infraduktion des Bulbus. Der mittlere RMS-HO beträgt  $0,01 \mu\text{m}$ . Es ergeben sich keine signifikanten Veränderungen.

In Abbildung 46 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen beiden Blickrichtungen bei 4 mm Pupille graphisch dargestellt.



**Abb. 46:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Infraduktion des Auges mit 4 mm Pupillenweite: Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

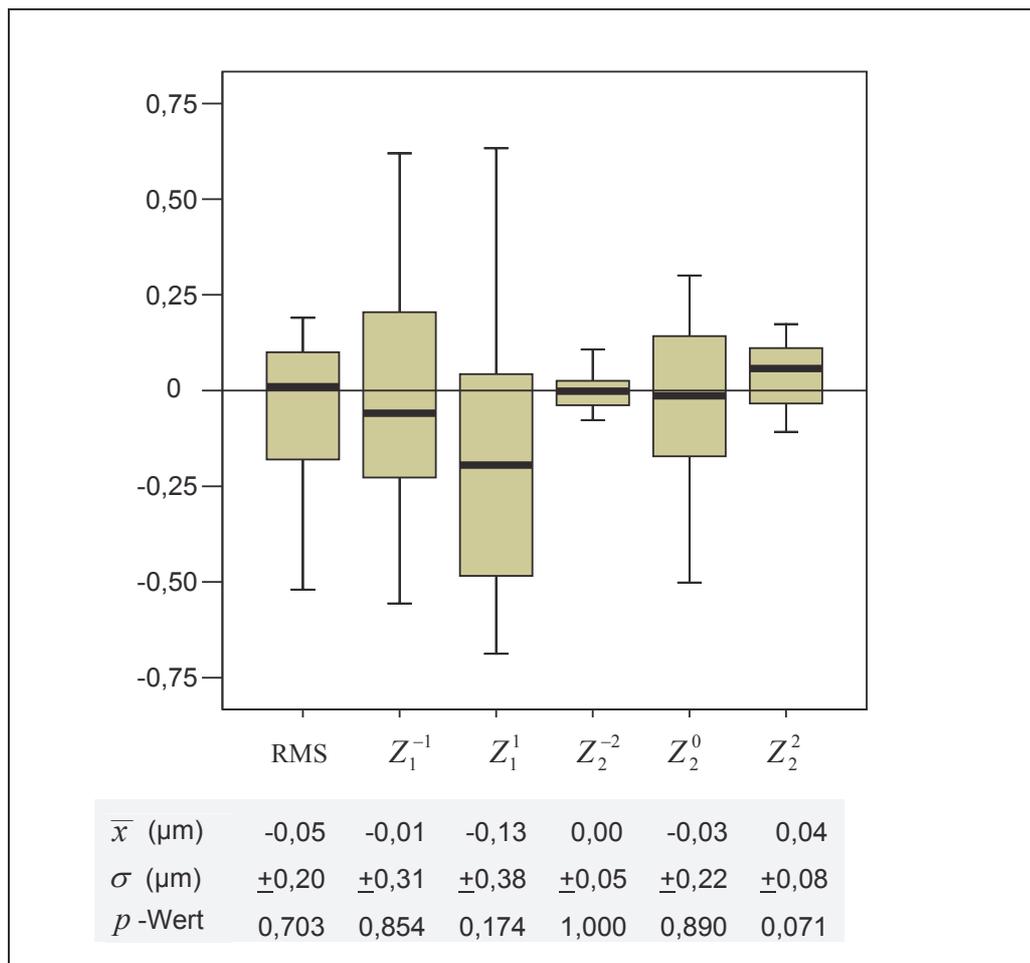
- **Aberrationsänderungen bei Infraduktion und 6 mm Pupillendurchmesser**

Die Differenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Infraduktion des Auges, analysiert bei 6 mm Pupillendurchmesser, verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,13 \mu\text{m}$  ( $Z_1^1$ ) und  $0,04 \mu\text{m}$  ( $Z_2^2$ ). Der mittlere RMS-Wert beträgt  $-0,05 \mu\text{m}$ , im Durchschnitt vergrößern sich die Aberrationen durch Blickrichtungsänderung nach unten.

Die Spannweite der Differenzwerte ist bei den Aberrationen niederer Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen höherer Ordnung.

Die untersuchten Parameter weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Blickrichtungen auf.

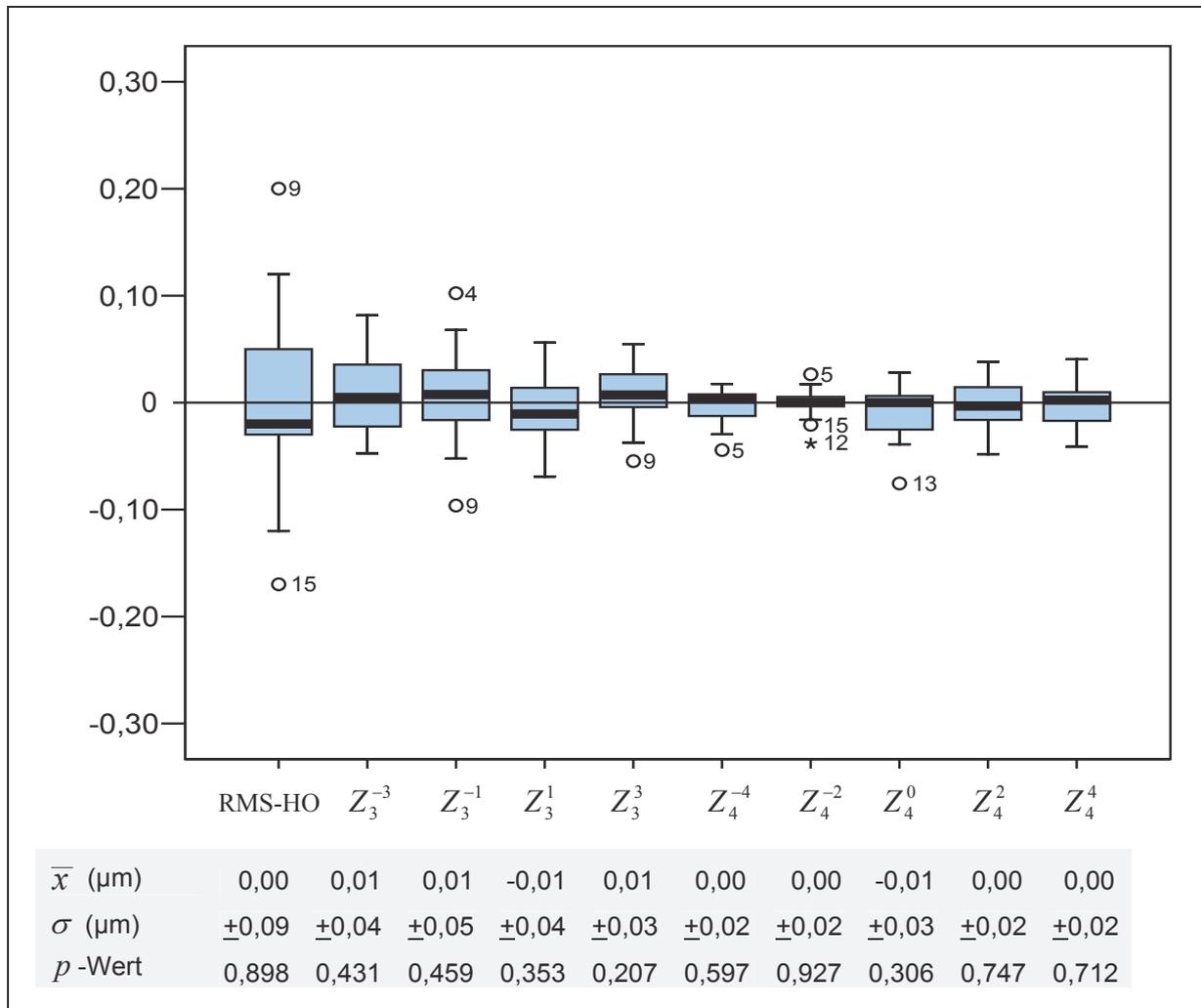
Abbildung 47 zeigt die Verteilung der Differenzwerte der Aberrationen niederer Ordnung zwischen Primärposition und Infraduktion bei 6 mm Pupillendurchmesser. Differenzwerte, die sich im negativen Wertebereich abbilden, bedeuten im Mittel eine Zunahme der Aberrationen bei Blickrichtungsänderung nach unten.



**Abb. 47:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Infraduktion des Auges mit 6 mm Pupillendurchmesser. Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung sind die Aberrationsänderungen bei Infraduktion bei 6 mm Pupillendurchmesser nur sehr gering. Es ergeben sich keine signifikanten Veränderungen.

In Abbildung 48 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Infraduktion bei 6 mm Pupillenweite graphisch dargestellt.



**Abb. 48:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Infraduktion des Auges mit 6 mm Pupillendurchmesser. Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

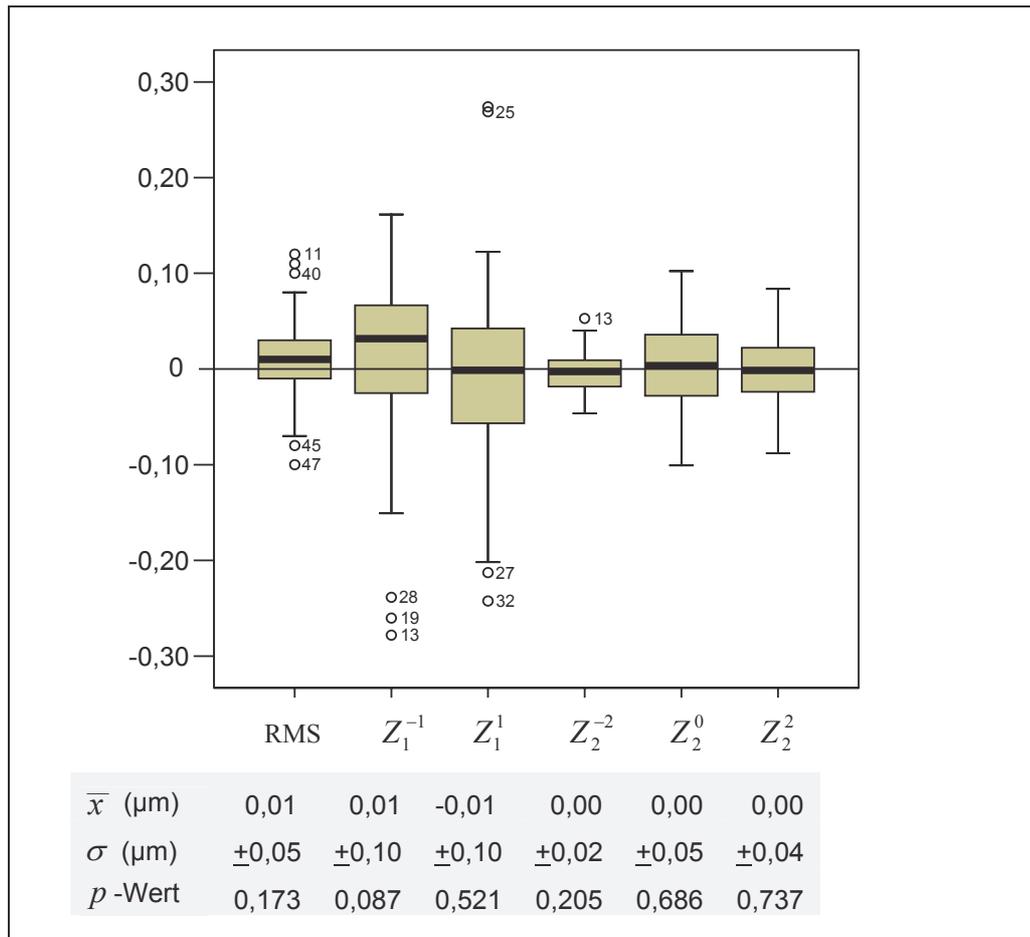
#### 4.2.4 Verhalten der Aberrationen bei Supraduktion des Auges

- Aberrationsänderungen bei Supraduktion und 2 mm Pupillendurchmesser

Die Blickrichtungsdifferenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges, analysiert bei 2 mm Pupillendurchmesser, verteilen sich im

Mittel zwischen  $-0,01 \mu\text{m}$  und  $0,01 \mu\text{m}$ . Es können keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

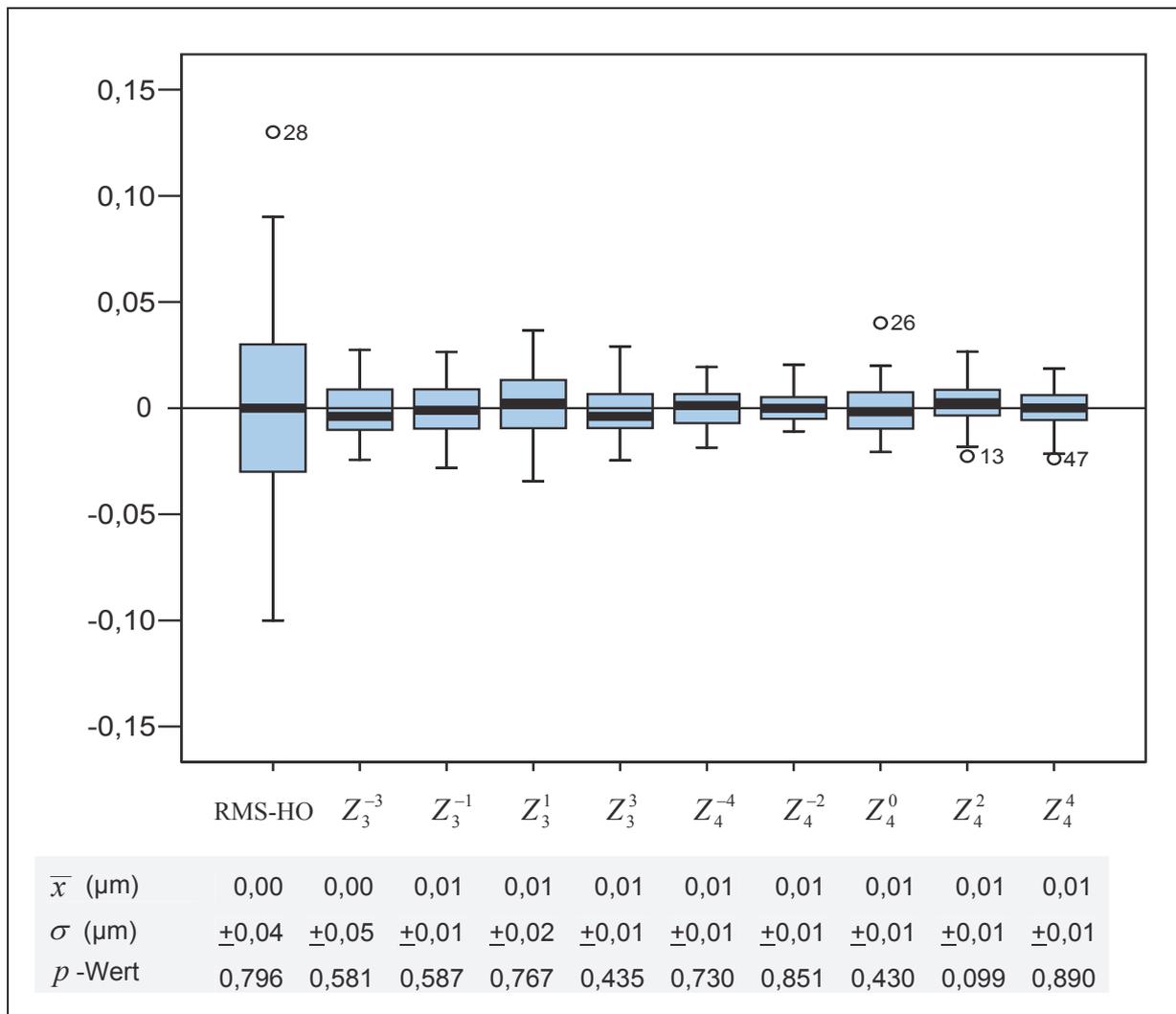
In Abbildung 49 sind die Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges bei 2 mm Pupillenweite als Boxplotdiagramm dargestellt.



**Abb. 49:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Supraduktion des Auges mit 2 mm Pupillendurchmesser. Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Bei Supraduktion des Auges und 2 mm Pupillenweite ergeben sich innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung keine signifikanten Unterschiede.

Abbildung 50 zeigt die Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung und des RMS-HO zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges bei 2 mm Pupillenweite in Form eines Boxplotdiagramms.



**Abb. 50:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Supraduktion des Auges mit 2 mm Pupillenweite: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehene Markierungen bezeichnen Ausreißer.

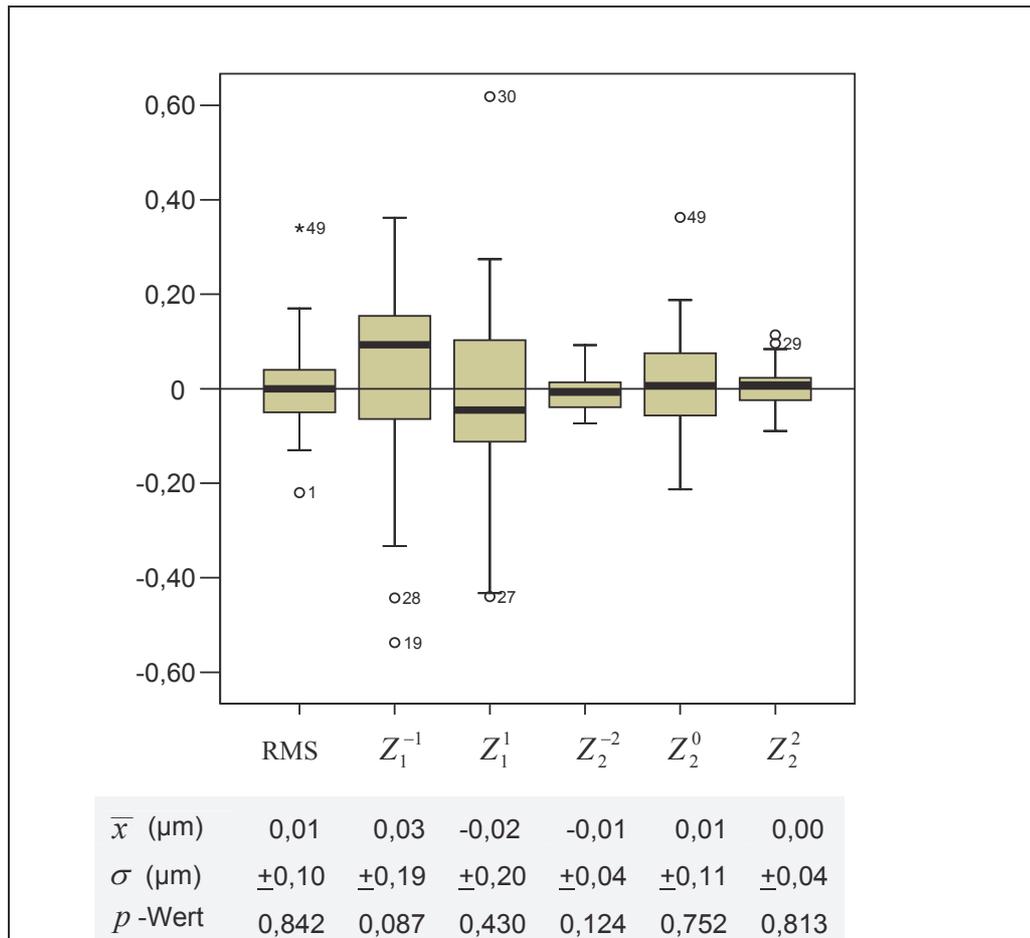
- **Aberrationsänderungen bei Supraduktion und 4 mm Pupillendurchmesser**

Die mittleren Differenzen der Aberrationen aller Probanden zwischen Supraduktion und Primärposition des Auges, untersucht bei 4 mm Pupillenweite, verteilen sich im Bereich zwischen  $-0,02 \mu\text{m}$  ( $Z_1^1$ ) und  $0,03 \mu\text{m}$  ( $Z_1^{-1}$ ). Der mittlere RMS-Wert beträgt  $0,01 \mu\text{m}$ .

Die Spannweite der Differenzen ist vor allem bei den Aberrationen erster Ordnung, aber auch bei denen der zweiten Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen dritter und vierter Ordnung.

Die betrachteten Parameter weisen keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Blickrichtungen auf.

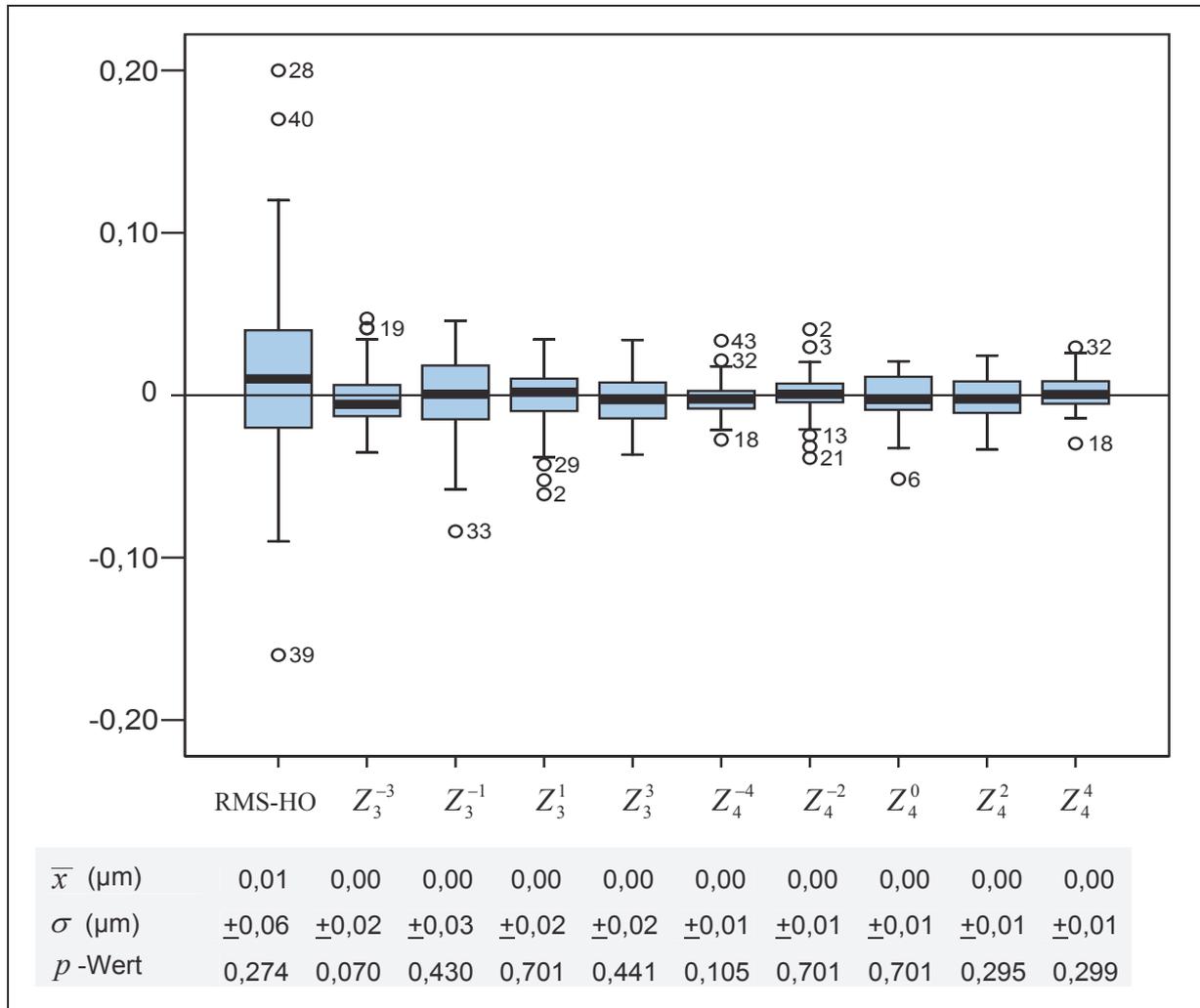
In Abbildung 51 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung sowie des RMS zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges bei 4 mm Pupillenweite in einem Boxplotdiagramm dargestellt.



**Abb. 51:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Supraduktion des Auges mit 4 mm Pupillendurchmesser. Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung ergeben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede der Blickrichtungsänderung zwischen Supraduktion und Primärposition bei 4 mm Pupillenweite. Die Aberrationen ändern sich dabei im Durchschnitt kaum. Der mittlere RMS-HO beträgt  $0,01 \mu\text{m}$ .

Abbildung 52 zeigt die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung und des RMS-HO zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges bei 4 mm Pupillenweite in Form eines Boxplotdiagramms.



**Abb. 52:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Supraduktion des Auges und 4 mm Pupillenweite: Y-Achse: Messwerte (in µm), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

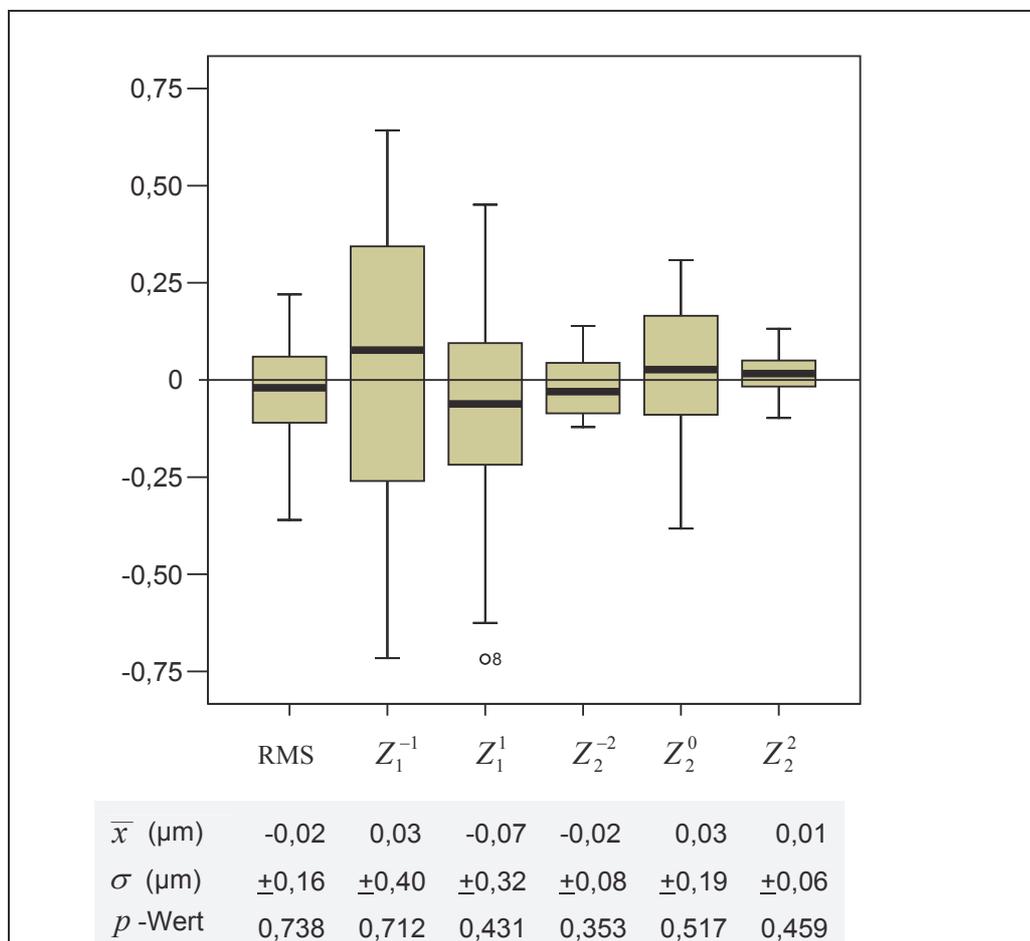
- **Aberrationsänderungen bei Supraduktion und 6 mm Pupillendurchmesser**

Die Differenzen der Aberrationswerte aller Probanden zwischen Supraduktion und Primärposition des Auges bei 6 mm Pupillendurchmesser verteilen sich im Mittel zwischen  $-0,07 \mu\text{m}$  ( $Z_1^1$ ) und  $0,03 \mu\text{m}$  ( $Z_1^{-1}$ ,  $Z_2^0$ ). Die Spannweite der Differenzwerte ist bei den

Aberrationen niederer Ordnung sowie bei den RMS-Werten deutlich größer als bei den Aberrationen höherer Ordnung.

Die Aberrationen erster und zweiter Ordnung nehmen bei 6 mm Pupillenweite bei Supraduktion im Vergleich zur Primärposition des Bulbus durchschnittlich zu. Der mittlere RMS beträgt  $-0,02 \mu\text{m}$ . Die Aberrationen niederer Ordnung weisen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden untersuchten Blickrichtungen auf.

Abbildung 53 zeigt die Differenzen der Aberrationen niederer Ordnung zwischen Primärposition und Supraduktion des Bulbus bei 6 mm Pupillendurchmesser.



**Abb. 53:** Differenzen der Aberrationen erster und zweiter Ordnung bei Supraduktion des Bulbus und 6 mm Pupillendurchmesser: Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS und der Aberrationen erster und zweiter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung sind die Aberrationsänderungen bei Supraduktion gegenüber der Primärposition des Auges bei 6 mm Pupillendurchmesser durchschnittlich vergleichsweise gering. Der RMS-HO beträgt im Mittel  $0,01 \mu\text{m}$ .

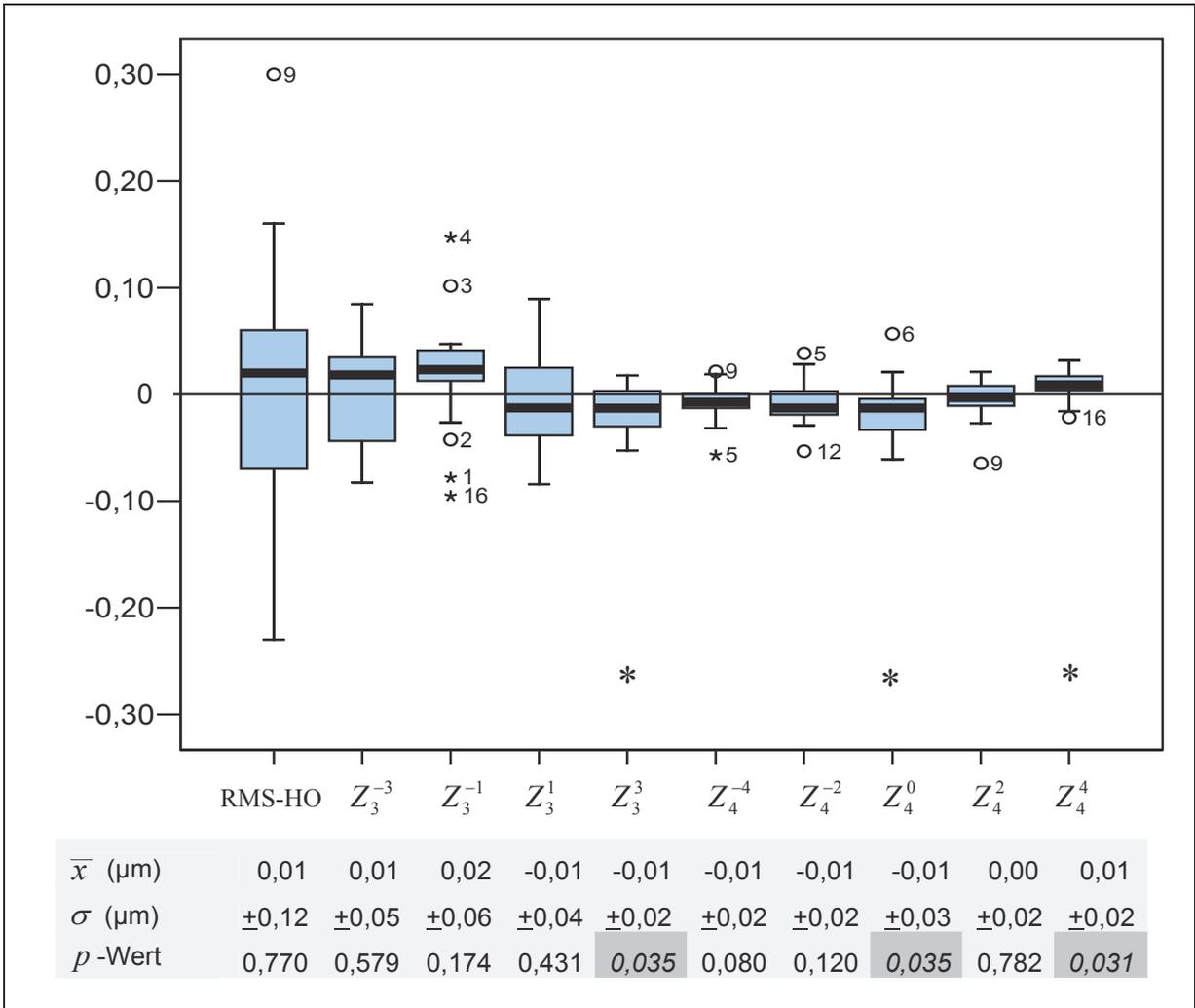
Nach  $\alpha$ -Adjustierung ergeben sich keine signifikanten Veränderungen. Ohne  $\alpha$ -Adjustierung sind die Blickrichtungsdifferenzen bei  $Z_3^3$ ,  $Z_4^0$  und  $Z_4^4$  mit  $p < 0,05$  statistisch signifikant.

Beim *Trefoil*  $Z_3^3$  beträgt die Differenz zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges bei einer Pupillenweite von 6 mm im Mittel  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,035$ ), das Trefoil vergrößert sich im Durchschnitt bei Supraduktion. Bei insgesamt 10 Augen nimmt das Trefoil zu, bei 3 Augen nimmt es ab, und in 4 Fällen ändert es sich nicht.

Die *sphärische Aberration*, die durch den Zernike-Koeffizienten  $Z_4^0$  beschrieben wird, nimmt bei Supraduktion gegenüber der Primärposition des Augapfels im Mittel um  $-0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,035$ ) zu. Bei zusammen 12 Augen vergrößert sich die sphärische Aberration durch Supraduktion bei 6 mm Pupille, bei 3 Augen verringert sich die sphärische Aberration, und bei 2 Augen bleibt sie unverändert.

Das *Tetrafoil*, dargestellt durch den Koeffizienten  $Z_4^4$ , wird bei 6 mm Pupille und bei Supraduktion des Auges im Vergleich zur Primärposition im Mittel um  $0,01 \mu\text{m}$  ( $p = 0,031$ ) kleiner. Insgesamt 10 von 17 Probandenaugen zeigen nach der Blickrichtungsänderung nach oben ein geringeres Tetrafoil, bei 3 Augen vergrößern sich die Werte, und in 4 Fällen ändern sie sich nicht.

In Abbildung 54 wird die Verteilung der Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung sowie des RMS-HO zwischen Primärposition und Supraduktion des Auges bei 6 mm Pupillenweite graphisch dargestellt.



**Abb. 54:** Differenzen der Aberrationen höherer Ordnung bei Supraduktion des Auges und 6 mm Pupillendurchmesser. Y-Achse: Messwerte (in  $\mu\text{m}$ ), X-Achse: betrachtete Parameter. Das Diagramm enthält die Differenzen und die Mediane von RMS-HO und der Aberrationen dritter und vierter Ordnung. Die mit Zahlen versehenen Markierungen bezeichnen Ausreißer.

\*: Die Unterschiede bei  $Z_3^3$ ,  $Z_4^0$  und  $Z_4^4$  sind statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ).

## **5. Diskussion**

### **5.1 Methodik der Messungen**

#### **5.1.1 Gerätetechnologie**

Mit dem Shack-Hartmann-Aberrometer stand für diese Arbeit ein zuverlässiges und leistungsfähiges Messgerät zur Verfügung, mit dem sich die optischen Aberrationen des menschlichen Auges gut und genau wiederholbar beschreiben lassen (Salmon et al. 1998, Thibos und Hong 1999, Salmon et al. 2003). Cheng et al. (2003b) fanden, dass akkurates und wiederholbares Messen der Aberrationen bis vierter Ordnung mit dem COAS-Aberrometer gut möglich ist und dass Störungen der Messungen durch das Gerät selbst sehr gering sind.

Aufgrund der großen Menge an Lenslets, die der WASCA Wavefront Analyzer besitzt, kann zudem eine hohe Auflösung und damit eine gute Aussagekraft der Messungen erreicht werden.

#### **5.1.2 Probanden**

##### **Geschlecht der Probanden**

Keine in der Literatur veröffentlichten Studien lassen auf einen Einfluss des Geschlechtes auf die Aberrationen höherer Ordnung schließen. Um die Allgemeingültigkeit der erhaltenen Ergebnisse zu gewährleisten, wurde auf eine annähernd gleichmäßige Verteilung beider Geschlechter in dieser Studie geachtet.

##### **Alter der Probanden**

Es ist bekannt, dass die Aberrationen des menschlichen Auges mit zunehmendem Alter signifikant ansteigen und sich dadurch die Abbildungsqualität des Auges verschlechtert (Calver et al. 1999, McLellan et al. 2001, Marcos 2002, Amano et al. 2004). Diese altersabhängige Zunahme der Aberrationen ist vor allem bei größeren Pupillendurchmessern gut zu beobachten (Oshika et al. 1999). Die Untersuchungen von Oshika et al. ergaben eine signifikante Zunahme der Komma im Alter. Andere Analysen zeigten vor allem verstärkte

Ausprägungen der sphärischen Aberration bei Personen im mittleren und höheren Alter (Guirao et al. 2000, Fujikado et al. 2004).

Artal et al. studierten die Altersabhängigkeit von kornealen und gesamtokulären Aberrationen an gesunden Probanden zwischen 20 und 70 Jahren. Sie stellten ebenfalls eine Zunahme der Aberrationen des Auges mit höherem Alter fest. In den Augen der jüngeren Probanden waren die kornealen Aberrationen im Allgemeinen größer als die Gesamtaberrationen des Auges. Das weist in Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen (Artal und Guirao 1998, Artal et al. 2001, Amano et al. 2004) auf eine teilweise Kompensationsfunktion der kornealen Aberrationen dritter und vierter Ordnung durch die inneren Optiken des Auges, vor allem durch die Linse, bei jüngeren Menschen hin.

Diese wirkungsvolle Kompensation lässt bei älteren Menschen nach. Die Ursachen vermutet man im normalen Alterungsprozess des Auges mit daraus folgenden Veränderungen der Linse, einer Dezentration der Pupille oder Fehlausrichtungen der optischen Elemente zueinander (Marcos 2002). Der Umkehrpunkt der Kompensation der Aberrationen scheint bei etwa 45 Jahren zu liegen (Artal et al. 2002b). Andere Studien sehen das Alter, in dem ein sprunghafter Anstieg der Aberrationen höherer Ordnung beginnt, bei über 50 Jahren (Fujikado et al. 2004).

Andere Verhältnisse im Auge gibt es aber nicht nur im höheren Alter. Neue Untersuchungen von Wang und Candy (2005) an fünf bis sieben Wochen alten Kindern ergaben andere Werte in den optischen Aberrationen als bei Erwachsenen. Die Aberrationen höherer Ordnung waren etwa um den Faktor zwei größer als für ein Erwachsenenauge dieses Alters vorhergesagt wurde. Das ist beispielsweise durch die anderen Größen- und Brechungsverhältnisse im kindlichen Auge zu erklären. Die Länge des Augapfels beträgt nur zwei Drittel der erwachsenen Länge. Die Kornea hat eine größere Krümmung und die Linse unterliegt rekonfigurierenden Wachstumsprozessen. Andere Begründungen für dieses Ergebnis sehen Wang und Candy aber auch in den erschwerten Messbedingungen in betracht des Alters der Kinder liegen, die dadurch natürlich nicht genau instruiert werden konnten.

Um eine Beeinflussung unserer Ergebnisse durch altersbedingte Veränderungen zu verhindern, wurde die Altersspanne der Probanden in dieser Arbeit eingegrenzt. Die

vermessenen Probanden waren zum Zeitpunkt der Messung alle zwischen 20 und 33 Jahre alt (siehe Abbildung 28 im Kapitel 3.4).

### **Refraktiver Fehler der Probanden**

Die refraktiven Fehler der ausgewählten Probanden unserer Studie lagen für die Sphäre im Mittel bei  $-0,76 (\pm 1,75)$  dpt und für den Astigmatismus im Mittel bei  $-0,44 (\pm 0,30)$  dpt (siehe Kapitel 3.4).

Das entspricht den Gerätevorschriften des WASCA Wavefront Analyzer, nach welchen die Sphäre im Bereich zwischen  $-15$  dpt und  $+7$  dpt und der Astigmatismus zwischen  $-5$  dpt und  $+5$  dpt liegen sollte.

Der refraktive Fehler verändert die signifikanten Korrelationen zwischen den Zernike-Polynomen bei myopen, emmetropen und hyperopen Personen im Vergleich zur Gesamtpopulation nicht (Porter et al. 2001).

Cheng et al. (2003a) stellten ebenfalls keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem refraktiven Fehler und den Aberrationen höherer Ordnung fest. Lediglich sehr stark astigmatische Augen haben einen geringfügig größeren Betrag an Aberrationen höherer Ordnung.

Llorente et al. (2004) fanden hinsichtlich ihrer Untersuchung der optischen Aberrationen keine signifikanten Unterschiede zwischen einer myopen und einer hyperopen Gruppe. Sie stellten bei den stark hyperopen Probanden einen geringfügig erhöhten RMS-Wert der Aberrationen dritter und vierter Ordnung sowie erhöhte Werte für die sphärische Aberration fest.

Personen nach einer refraktiven Operation oder Patienten mit Keratokonus wurden von unserer Studie ausgeschlossen, da die Zernike-Polynome bei Augen mit diesen Veränderungen nicht bei allen Aberrationen höherer Ordnung verwendbar sind (Klyce et al. 2004).

### 5.1.3 Durchführung der Messungen

#### Auswahl der Zernike-Koeffizienten

Die Zernike-Polynome sind effizient bei der Spezifizierung der gesamten Wellenfrontaberrationen eines Auges (Marsack et al. 2004). Sie korrespondieren mit klassischen optischen Aberrationen wie Sphäre, Astigmatismus, Koma etc. (Malacara 1978).

Für diese Studie wurden zur genauen Betrachtung der Aberrationen die Zernike-Koeffizienten bis einschließlich der vierten Ordnung ausgewählt (Liang und Williams 1997, Artal et al. 2001, Panagopoulou und Pallikaris 2001, Cheng et al. 2003b, Fam und Lim 2004, Yamane et al. 2004, Zhu et al. 2004).

Es gibt aber auch Untersucher, welche die Zernike-Koeffizienten bis zur fünften (Porter et al. 2001, Hofer et al. 2001), bis zur sechsten (Amano et al. 2004, Cheng et al. 2004a), bis zur siebenten (McLellan et al. 2001) oder bis zur zehnten Ordnung (Thibos und Hong 1999) in ihre Betrachtungen einbeziehen.

Allerdings tragen die Aberrationen ab der fünften Ordnung wesentlich weniger zur totalen Wellenfrontaberration bei. Die monochromatischen Aberrationen werden mit zunehmender Ordnung immer kleiner und haben damit auch einen geringeren Einfluss auf die Bildqualität (Porter et al. 2001, Castejón-Mochón et al. 2002, Thibos et al. 2002b).

99 % des RMS-Wellenfrontfehlers ist in den ersten vier Ordnungen der Zernike-Polynome enthalten. Über 90 % der Aberrationen korrespondieren allein mit der zweiten Ordnung (Castejón-Mochón et al. 2002, Guirao et al. 2002, Thibos et al. 2002b, Cheng et al. 2004a). Der Zernike-Defokus  $Z_2^0$  trägt dabei naturgemäß den größten Anteil aller Zernike-Polynome an der Wellenfrontaberration (Williams et al. 2000, Porter et al. 2001).

Verschiedene Untersucher fanden eine im Allgemeinen dominante Rolle der Aberrationen dritter (Howland und Howland 1977, Walsh et al. 1984, Guirao et al. 2002) und vierter Ordnung (Williams et al. 2000) an den Aberrationen der Wellenfront.

### **Pupillendurchmesser**

Für diese Studie wurden natürliche Pupillendurchmesser von 2 mm zur Demonstration des Verhaltens der Aberrationen höherer Ordnung unter photopischen Bedingungen sowie 4 mm für das mesopische und 6 mm für das skotopische Sehen ausgewählt.

Die Einteilung der Pupillendurchmesser von 4 und 6 mm wird häufig verwendet (Calver et al. 1999, Ninomiya et al. 2002, Amano et al. 2004, Artal et al. 2004, Montés-Micó et al. 2004a). Die Pupillendurchmesser von 2, 4 und 6 mm wurden beispielsweise auch von Hjortdal et al. (2002) und von Strang et al. (1999) zur Untersuchung von Aberrationen und Kontrastsensitivität gewählt.

In anderen Studien zur Vermessung von Pupillengrößen lagen die durchschnittlichen Werte der mesopischen Beleuchtung bei einem Pupillendurchmesser von etwa 4 mm (Netto et al. 2004, Müller et al. 2004) und die der skotopischen Beleuchtung bei gut 6 mm (Colvard 1998, Sekundo et al. 2003, Cheng und Lam 2004, Müller et al. 2004, Netto et al. 2004, Schulze und Sekundo 2005). Allerdings gibt es hier eine große interindividuelle Varianz.

Die Aberrationen höherer Ordnung verändern sich durch die Gabe verschiedener Mydriatika (Carkeet et al. 2003, Spitzlberger 2004). Die Ursachen dafür liegen vor allem in der Veränderung des Pupillendurchmesser sowie bei den parasymphomimetischen Cycloplegica in einer durch Tonusänderung des Muskulus ciliaris veränderten Akkommodationsfähigkeit des Auges (Carkeet et al. 2003).

Um die natürliche Situation wiederzuspiegeln und um Einflüsse durch die Mydriatika zu verhindern, wurden bei dieser Studie keinerlei Medikamente zur Pupillendilatation eingesetzt, sondern die natürliche Pupillendunkeladaptation der Probanden genutzt.

### **Akkommodation**

Monochromatische Aberrationen höherer Ordnung steigen mit zunehmender Akkommodation an (He et al. 2000, Krueger et al. 2001, Plainis et al. 2005). Ein gleichwohl variables Verhalten der Aberrationen höherer Ordnung fanden Pallikaris et al. (2001).

Die sphärische Aberration zeigt im akkommodierten Auge einen eindeutigen Trend zu negativen Werten (He et al. 2000, Artal et al. 2002a, Ninomiya et al. 2002, Cheng et al. 2004a, Plainis et al. 2005). Auch die Koma ändert sich dynamisch mit dem Akkommodationsvorgang (Artal et al. 2002a, Cheng et al. 2004a, Plainis et al. 2005). Krueger et al. (2001) fanden gleich bleibende Werte des Astigmatismus während Akkommodation.

Die Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung bleiben bei Akkommodation annähernd gleich (Ninomiya et al. 2002, He et al. 2003, Cheng et al. 2004a).

Um möglichst Akkommodationsfreiheit zu erreichen, erscheint das Zielkreuz des WASCA-Analyzer, das die Probanden während der Messung fixieren sollte, unscharf. Obwohl der Akkommodationsreiz nach allen Richtungen gleich blieb und die Probanden immer dasselbe Zielkreuz fokussierten, kann eine geringe Akkommodation nicht ganz ausgeschlossen werden.

### **Einstellung der Blickrichtungen**

Die Einstellung der Blickrichtungen wurde immer von demselben Untersucher und mit großer Aufmerksamkeit und Sorgfalt vorgenommen. Die Instruktion der Probanden sollte zur Vermeidung individueller Fehler beitragen. Auf die genaue Einstellung der Pupille bzw. auf die Ausrichtung der optischen Achse des Gerätes und des Auges wurde größtmögliche Sorgfalt verwendet, um von vorn herein Fehler aufgrund einer schlechten Ausrichtung zu vermeiden.

Um mögliche Störeinflüsse durch eventuelle Kopfbewegungen auszuschließen, verwendeten die Probanden die Kinn- und Kopfstütze zur Kopfstabilisierung nicht nur während der Messung in Primärposition, sondern auch bei den verschiedenen Blickrichtungseinstellungen.

Sowohl durch die vom Messgerät vorgegebene und nicht bewegliche Vorrichtung als auch durch die menschliche Gesichtsanatomie (Nasenrücken, Augenhöhle, Wangenknochen) waren die Auslenkungen des Kopfes und damit die Blickwinkel, die vermessen werden konnten, begrenzt. Eine noch stärkere Drehung und Neigung des Kopfes wäre im Sinne einer noch deutlicher zu erwartenden Veränderung wünschenswert.

Das im täglichen Leben verwendete Gebrauchsblickfeld beinhaltet einem Winkel von 20° für die Blickwendung nach temporal bzw. nasal, einen Winkel von 10° bei Blickhebung und 30° bei Blicksenkung. Die gleichzeitige Kopfbewegung setzt nicht erst dann ein, wenn die Grenzen des Blickfeldes erreicht sind, sondern ist auch schon bei kleinen Augenbewegungen nachweisbar. So wird nahezu jede Blickbewegung von einer Kopfbewegung begleitet.

Bei drei Blickrichtungseinstellungen gingen die Winkel mit etwa 25° (Adduktion), 40° (Abduktion) und 15° (Supraduktion) über das Gebrauchsblickfeld hinaus. Lediglich bei der Infraduktion wurde mit 15° Blickwinkel die Grenze des Gebrauchsblickfeldes unterschritten. Es kann davon ausgegangen werden, dass der am häufigsten benutzte Radius der Blickbewegungen mit dieser Messung erfasst werden konnte.

### **Zeitliche Beeinflussung der Einzelmessungen durch Mikrofluktuationen**

Trotz sehr guter Wiederholbarkeit der Messungen mit dem Shack-Hartmann-Sensor (Cheng et al. 2003b) können die Ergebnisse durch biologische Fluktuationen während der Messung beeinträchtigt sein.

Innerhalb kurzer Zeit bleiben die gemessenen Aberrationen höherer Ordnung relativ gleich. Mit zunehmender Zeitspanne zwischen den Messungen (Tage, Monate, Jahre) steigt aber die Variabilität der Aberrationen an (Cheng et al. 2004b).

Hofer et al. (2001) wiesen in einer Studie das Auftreten und die dynamischen Veränderungen von Mikrofluktuationen bei den Messungen optischer Aberrationen nach. Den Ursprung dieser Fluktuationen vermuten sie in den winzigen Augenbewegungen beim Fixieren des Blickes, in sehr kleinen Schwankungen des Kopfes auf dem Kinnriemen, in der Akkomodation des Auges sowie in lokalen Tränenfilminstabilitäten, wie sie beispielsweise nach dem Zwinkern oder durch Verdunstung vorkommen können.

Die Ursachen für Mikrofluktuationen können aber auch in feinen lentikulären Veränderungen liegen, die durch den ziliaren Blutfluss oder den intraokularen Druck hervorgerufen werden (Zhu et al. 2004). Hampson et al. (2005) konnten einen schwachen Zusammenhang zwischen der Dynamik der Aberrationen am menschlichen Auge und dem kardiopulmonalen System (Blutdruck, Puls, Respiration, Thermoregulation) feststellen.

Wachsende Tränenfilm-Irregularitäten zeigen sich vor allem mit zunehmender Zeit nach dem Zwinkern (Montés-Micó et al. 2004a). Dadurch kommt es zu verstärkten Veränderungen sowohl der sphärischen als auch der koma-ähnlichen Aberrationen (Montés-Micó et al. 2004c). Bis zu etwa zehn Sekunden nach dem Zwinkern verhält sich der Tränenfilm aber stabil (Montés-Micó et al. 2004b). Es wurde in unserer Untersuchung darauf geachtet, alle Probanden kurz nach dem Zwinkern zu vermessen. Die hier vorgenommenen Einzelmessungen dauerten jeweils nur 13 msec. Deswegen sollten Modifikationen im Tränenfilm kaum Einfluss auf unsere erhaltenen Messergebnisse haben.

Die Aberrationen höherer Ordnung fluktuieren im Laufe des Tages geringfügig. Mierdel et al. (2004) analysierten diese tageszeitabhängigen Veränderungen der Zernike-Koeffizienten bis zur vierten Ordnung. Ihre Ergebnisse zeigten ein relativ stabiles Verhalten der Aberrationen höherer Ordnung über den Tag. Mierdel et al. messen den Veränderungen keine signifikante Rolle bei, sie bleiben ohne praktische Konsequenzen für das Sehvermögen während des Tages. Die Probanden in dieser Studie wurden überwiegend am Nachmittag und innerhalb von 15 bis 20 Minuten vermessen.

### **Mechanische Einflüsse auf das Auge**

Während des Versuchs durften keinerlei Manipulationen am Auge vorgenommen werden. Kontaktlinsenträger wurden nicht in die Probandengruppe aufgenommen, weil das Tragen von Kontaktlinsen zu Veränderungen an der Kornea führt und damit die Aberrationen des menschlichen Auges durch das Tragen von Kontaktlinsen verändert werden (Atchison 1995, Dorransoro et al. 2003, Joslin et al. 2003, Dietze und Cox 2004).

## 5.2 Einordnung der eigenen Messergebnisse

Es ist bekannt, dass die optischen Aberrationen interindividuell stark variieren (Smirnov 1961, Howland und Howland 1977, Charman 1991, Porter et al. 2001, Castejón-Mochón et al. 2002, Wang et al. 2003, Wang und Koch 2003).

Die Ergebnisse dieser Stichprobe stimmen dabei mit der Literatur überein. Sie zeigen bei zusammenfassender Betrachtung der Aberrationen erster und zweiter Ordnung, insbesondere beim Defokus  $Z_2^0$ , eine starke interindividuelle Streuung der Messwerte. Die Aberrationswerte der dritten und vierten Ordnung erscheinen dagegen eher homogen verteilt und weisen eine geringere Spannweite in den Messwerten auf. Zudem sind die meisten Mittelwerte der Aberrationen höherer Ordnung und demzufolge auch die Mittelwerte der RMS-Werte höherer Ordnung im Mittel deutlich geringer als die der ersten und zweiten Ordnung.

Des Weiteren ist bei den vorliegenden Ergebnissen in Übereinstimmung mit der Literatur eine deutliche Verstärkung der Aberrationswerte mit zunehmenden Pupillendurchmessern und demzufolge auch der mittleren RMS-Werte zu beobachten (Applegate et al. 2000, Castejón-Mochón et al. 2002, Thibos et al. 2002b, Wang et al. 2003, Spitzlberger 2004). Deshalb führen die Aberrationen höherer Ordnung vor allem unter skotopischen Bedingungen zu Beeinträchtigungen des Sehens (Chalita und Krueger 2004).

Mit zunehmendem RMS-Wellenfrontfehler wird die Sehleistung stärker beeinträchtigt (Applegate et al. 2003, Marsack et al. 2004). Ein RMS-Wert-Anstieg des Defokus von  $0,25 \mu\text{m}$  über einer Pupille von 6 mm Durchmesser entspricht einem dioptrischen Äquivalent von etwa 0,19 dpt (Applegate et al. 2002).

In der aktuellen Literatur wurde bisher noch keine vergleichbare Studie angefertigt. Es gibt zwar bereits Untersuchungen zur Veränderung kornealer Aberrationen durch längeres Lesen (Buehren et al. 2003), aber die Rolle der Augenbewegungen während des Lesens wurde nicht untersucht.

Die in dieser Studie erzielten Ergebnisse zeigen einen signifikanten Einfluss von Blickbewegungen auf verschiedene Zernike-Koeffizienten.

### 5.2.1 Die Aberrationsänderungen bei Abduktion des Auges

Die vorliegenden Ergebnisse demonstrieren, dass die Abduktion des Auges bei 2 mm und 4 mm Pupillenweite einen signifikanten Einfluss auf den *Astigmatismus*  $Z_2^{-2}$  hat. Bei 6 mm Pupillenweite ist kein signifikanter Einfluss mehr nachweisbar, höchstwahrscheinlich aufgrund der geringeren Stichprobenmenge bei diesem Pupillendurchmesser.

Veränderungen der astigmatischen Werte entstehen beispielsweise, wenn sich die Zentrierung von Linse und Pupille des Auges verändert oder sie gegenüber der Achse des Hornhautsystems schief liegen. Kelly et al. (2004) stellten eine signifikante Kompensation der kornealen Aberrationen für den horizontalen/vertikalen Astigmatismus, die laterale Koma und die sphärische Aberration durch die Linse des Auges fest. In weiteren Studien konnte ebenfalls ein gewisser Ausgleich der kornealen und lentogenen Aberrationen zueinander eruiert werden (Artal und Guirao 1998, Artal et al. 2001).

Eine Modifikation der Balance der optischen Elemente des Auges zueinander kann durch die Abduktion des Auges durchaus erzeugt werden. Die dabei hervorgerufene Verformung des okularen Bulbus durch die Augenmuskulaturbewegung und die Rotation des Auges in der Orbita kann die Zentrierung der optischen Elemente zueinander stören. Ferner können durch den Zug der äußeren Augenmuskeln an der Sklera korneale Aberrationsänderungen hervorgerufen werden, was aber mit dieser Messmethode nicht weiter differenziert werden kann.

Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung ist ein signifikanter Einfluss der Abduktion des Auges auf das *Trefoil*  $Z_3^{-3}$  (dreistrahliger Astigmatismus) bei 2 mm Pupillenweite festzustellen, der bei 4 mm und 6 mm Pupillenweite nicht mehr nachweisbar ist. Ferner führt eine abduzierende Augenbewegung bei den Pupillenweiten von 4 mm und 6 mm zu einem ebenfalls signifikanten Einfluss auf das *Trefoil*  $Z_3^3$ .

Die ermittelten Aberrationsänderungen des dreistrahligen Astigmatismus bei Abduktion des Bulbus beruhen vermutlich, wie auch beim Astigmatismus der zweiten Ordnung, auf der veränderten Lage von Linse, Pupille und Kornea zueinander und auf kornealen Aberrationsänderungen durch Augenbewegung und Muskelzug.

Die vertikale Koma  $Z_3^{-1}$  wird durch Abduktion des Augapfels bei 6 mm Pupillendurchmesser signifikant beeinflusst. Die Koma tritt gerade bei größeren Pupillendurchmessern in Erscheinung, weil bei dieser Form der Aberration die schrägen Öffnungsstrahlen durch einen veränderten Brechwert einer Seite eines optischen Systems asymmetrische Zerstreuungsfiguren auf der Retina erzeugen. Zudem finden sich im Allgemeinen in der Peripherie höhere Aberrationswerte (Navarro et al. 1998).

Die Ursachen der signifikanten Aberrationsänderungen der Koma bei Abduktion des Auges liegen höchstwahrscheinlich in der Verformung des okularen Bulbus, hervorgerufen durch die Augenmuskelanspannung, die Augenrotation innerhalb der Orbita und den damit verbundenen Druckänderungen im Auge. Vorstellbar ist auch die Veränderung der Koma durch korneale Aberrationsänderungen infolge des Muskelzuges an der Sklera, was aber mit dieser Methode nicht differenzierbar ist.

Auf die Ergebnisse des RMS erster bis vierter Ordnung sowie den RMS höherer (dritter und vierter) Ordnung hat die Abduktion des Auges keine signifikante Auswirkung, obwohl bei 6 mm Pupillendurchmesser im Durchschnitt eine deutliche Vergrößerung des RMS bei abduziertem Auge feststellbar ist. Erkennbar ist auch eine größere Streuung innerhalb des RMS-Wertes mit zunehmender Pupillenweite, was auf erhebliche interindividuelle Unterschiede der Probanden zurückzuführen ist.

### **5.2.2 Die Aberrationsänderungen bei Adduktion des Auges**

Die Adduktion des Auges übt den größten Einfluss auf die optischen Aberrationen innerhalb der untersuchten Blickbewegungen aus. Feststellen lässt sich das bereits an den Änderungen des RMS-Wertes. Bei 4 mm Pupillenweite und adduziertem Auge ist eine statistisch signifikante Vergrößerung des RMS-Wertes der Aberrationen erster bis vierter Ordnung erkennbar.

Von den äußeren Augenmuskeln ist der Musculus rectus medialis, welcher die Adduktion des Bulbus bewirkt, mit dem größten Muskelquerschnitt (Kaufmann 2004) der kräftigste der äußeren Augenmuskeln. Zudem ist sein Ansatz von allen Muskeln der dem Hornhautlimbus am nächsten liegende. Dadurch hat er vermutlich die größte Auswirkung hinsichtlich der Erzeugung kornealer Aberrationen bei Blickbewegungen.

Hinzu kommt eine inhomogene Verteilung der Aberrationen im Blickfeld. Im nasalen Blickfeld finden sich höhere Aberrationswerte als im temporalen Blickfeld (Atchison und Scott 2002, Atchison 2004). Denkbar ist, dass sich der Muskelzug auf die höheren Aberrationswerte stärker auswirkt.

Großen Anteil an den Änderungen des RMS-Wertes haben der *Defokus*  $Z_2^0$ , der bei 4 mm Pupillenweite durch die Adduktion des Auges signifikant verändert wird, sowie der *Astigmatismus*  $Z_2^2$ , für den bei 4 mm und 6 mm Pupillenweite ein signifikanter Einfluss nachweisbar ist.

Die signifikante Veränderung des Defokus und damit der Brechkraft der Linse wird am ehesten durch Akkommodation während der Aberrationsmessung erzeugt. Zudem haben die Probanden der vorliegenden Studie mit durchschnittlich 25 Jahren eine gute Akkommodationsfähigkeit. Hervorgerufen werden kann die Akkommodation beispielsweise durch die Fixierung des Zielkreuzes im Messkopf oder des Messgerätes selbst mit dem freien Auge. Möglicherweise regt die Drehung des Kopfes und das ins Bild kommen des Nasenrückens zur Akkommodation an.

Dazu wurden die Differenzen der Sphäre der Probanden zwischen Primärposition und den vier abweichenden Blickrichtungen untersucht. Die Änderung der Akkommodation aller Probanden zwischen Primärposition und den überprüften Blickrichtungen des Auges liegt insgesamt im Mittel zwischen -0,15 dpt (Adduktion bei 2 mm Pupillendurchmesser) und 0,07 dpt (Abduktion und Adduktion bei jeweils 4 mm Pupillendurchmesser).

Bei Adduktion des Auges ist die mittlere Akkommodationsänderung mit 0,07 dpt bei 4 mm Pupillenweite bei  $p < 0,05$  statistisch signifikant. Bei Infraduktion des Auges beträgt die mittlere Akkommodationsänderung -0,15 dpt und ist ebenfalls bei  $p < 0,05$  signifikant.

Die meisten Studien, welche die Akkommodation des Auges im Zusammenhang mit den optischen Aberrationen des Auges untersuchen (siehe Kapitel 5.1), beziehen sich auf höhere akkommodative Werte (Pallikaris et al. 2001, Artal et al. 2002a, Ninomiya et al. 2002, He et al. 2003).

Cheng et al. (2004a) und He et al. (2000) betrachteten den Einfluss der Akkommodation auf die optischen Aberrationen auch zwischen 0 dpt und 1 dpt und fanden keine bis sehr geringe Änderungen in den Aberrationen bis zur sechsten bzw. siebten Ordnung. Zudem stellten Plainis et al. (2005) eine interindividuell variierende und vom refraktiven Fehler jedes Probanden abhängige physiologische Fluktuation innerhalb der Akkommodation fest.

Die durch die vorliegende Arbeit ermittelten Akkommodationsänderungen der Probanden stimmen im Mittel mit der Größenordnung der akkommodativen Fluktuationen überein und können auch durch diese mit verursacht sein.

Deshalb sind die in dieser Dissertation ermittelten Aberrationsänderungen höchstwahrscheinlich auf die untersuchten Blickbewegungen und nicht auf einen Einfluss durch die Akkommodation zurückzuführen.

Der signifikante Einfluss auf den *Astigmatismus*  $Z_2^2$  wird vermutlich durch die Adduktion des Auges verursacht. Innerhalb der Aberrationen höherer Ordnung wird das *Trefoil*  $Z_3^3$  bei den Pupillenweiten von 4 mm und 6 mm durch die Adduktion des Auges signifikant beeinflusst. Bei 6 mm Pupillenweite besteht auch für den *sekundären Astigmatismus*  $Z_4^{-2}$  ein signifikanter Einfluss.

Bei Adduktion des Auges kann sich die exakte Zentrierung von Linse und Pupille des Auges oder deren Lage gegenüber der Kornea ebenfalls verändern und variierte Aberrationswerte für den *Astigmatismus*  $Z_2^2$ , das *Trefoil*  $Z_3^3$  und den *sekundären Astigmatismus*  $Z_4^{-2}$  provozieren. Die Ursachen der Störung der Balance innerhalb der Feinabstimmung des optischen Augensystems (Kelly et al. 2004) können die Verformung des okularen Bulbus durch die Augenmuskulbewegung, die Rotation des Bulbus in der Orbitahöhle und die durch den Zug der äußeren Augenmuskeln an der Sklera hervorgerufenen kornealen Aberrationsänderungen sein.

### **5.2.3 Die Aberrationsänderungen bei Infraduktion des Auges**

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen bei den vertikalen Blickrichtungen eine insgesamt geringere Beeinflussung der optischen Aberrationen im Vergleich zu den horizontalen

Blickrichtungen. Die Ursache dafür liegt vermutlich in der Versuchsanordnung und der Einstellung der Blickrichtungen am WASCA Wavefront Analyzer. Aufgrund der nicht flexibel justierbaren Kopfstütze des WASCA und der stärkeren Entfernung des Auges vom Sensor waren die Auslenkungen und damit die Blickwinkel bei Blickhebung und –senkung geringer.

Die Infraduktion des Auges wirkt sich auf den *Astigmatismus*  $Z_2^2$  bei 4 mm Pupillenweite signifikant aus. Bei 2 mm Pupillendurchmesser ist dieser Aberrationswert möglicherweise noch zu gering ausgeprägt und bei 6 mm Pupillenweite ist vermutlich aufgrund der geringeren Stichprobenmenge kein signifikanter Einfluss vorhanden.

Die Werte der *sphärischen Aberration*  $Z_4^0$  werden durch die Infraduktion bei 2 mm Pupillenweite signifikant beeinflusst. Die sphärische Aberration verändert sich am ehesten durch eine Brechkraftänderung der Linse. Möglicherweise trägt neben der Blickbewegung die bei  $p < 0,05$  statistisch signifikante Akkommodationsänderung von -0,15 dpt zwischen Primärposition und Infraduktion des Auges zu der Veränderung bei der sphärischen Aberration bei.

Das *Trefoil*  $Z_3^{-3}$  wird bei 2 mm Pupille durch die Infraduktion des Auges signifikant beeinflusst.

#### **5.2.4 Die Aberrationsänderungen bei Supraduktion des Auges**

Bei Supraduktion des Auges ist der Einfluss auf die optischen Aberrationen am geringsten. Die Ursache dafür liegt vermutlich in der Anatomie des Auges begründet. Die vordere Begrenzung der Orbita stellen die Augenlider dar. Sie enthalten jeweils eine festigende bindegewebige, knorpelartige Platte (Tarsus). Im Oberlid bildet die Sehne des Musculus levator palpebrae superioris eine fächerförmige Sehnenplatte (Levatoraponeurose), die sich bogenartig horizontal über den Bulbus spannt. Damit übt das obere Augenlid einen Druck auf die Kornea aus, der möglicherweise die durch den Musculus rectus superior entstandenen Aberrationen kompensiert.

Die Supraduktion des Auges beeinflusst bei 6 mm Pupillendurchmesser das *Trefoil*  $Z_3^3$  und das *Tetrafoil*  $Z_4^4$  (vierstrahliger Astigmatismus) statistisch signifikant. Die Ursachen liegen auch hierbei wahrscheinlich in kornealen Aberrationsänderungen infolge des Muskelzugs des *Musculus rectus superior* sowie in einer Abweichung der feinen Ausrichtung der Elemente des dioptrischen Apparates zueinander.

Der signifikante Einfluss bei der *sphärischen Aberration*  $Z_4^0$  bei 6 mm Pupillendurchmesser ist vermutlich auch bei der Supraduktion des Auges auf die geringe Akkommodation von im Mittel -0,07 dpt zurückzuführen.

## **6. Schlussfolgerungen**

Die vorliegende Arbeit zeigt den signifikanten Einfluss von Blickbewegungen auf die Aberrationen niederer und höherer Ordnung. Vor allem die astigmatischen Aberrationen wie primärer und sekundärer Astigmatismus sowie primäres und sekundäres Trefoil werden durch Blickbewegungen induziert. Die untersuchten horizontalen Blickbewegungen weisen dabei einen stärkeren Einfluss auf die Aberrationen des Auges auf als die vertikalen Blickbewegungen.

Vermutlich liegen die Ursachen für die Aberrationsänderungen bei Blickbewegungen sowohl in kornealen Modifikationen als auch in einer veränderten Feinabstimmung der einzelnen Elemente des Auges zueinander. Zur genaueren Ursachenforschung sollte die Wellenfrontmessung mit weiteren funktionellen Testverfahren wie beispielsweise der Hornhauttopographie gekoppelt werden.

Auf jeden Fall ist bei jeder Wellenfrontvermessung des Auges auf eine Primärposition des Auges zu achten. Wenn das Auge unbemerkt von der Primärposition abweichend vermessen wird, kommen zum individuellen Wellenfrontprofil zusätzliche überlagernde Effekte durch die Blickbewegung hinzu. Sollten diese Effekte mit in den Betrag einbezogen werden, welcher dann von der Hornhaut abgetragen oder in eine Kontaktlinse eingearbeitet wird, kann es zu einer Beeinträchtigung des Sehens nach der Behandlung kommen.

Bei der Erstellung des individuellen Wellenfrontprofils sollte vor allem auf eine Vermeidung einer nasalen Blickbewegung des Auges (Adduktion) geachtet werden. Innerhalb der in dieser Studie untersuchten Blickrichtungen wurden durch die Adduktion des Auges die größten Aberrationsänderungen festgestellt. Bereits bei 4 mm Pupillendurchmesser ist ein signifikanter Einfluss auf den RMS-Wert feststellbar, der allerdings bei 6 mm Pupillendurchmesser nicht mehr nachweisbar ist.

Zukünftige Untersuchungen des Verhaltens von Aberrationen bei Blickbewegungen sollten bei größeren Pupillenweiten umfangreichere Stichprobenmengen umfassen als in dieser Studie.

Die Beträge der durch Blickbewegungen induzierten Aberrationen sind im Mittel sehr gering. Die Aberrationsänderungen reichen von  $0,09 \mu\text{m}$  ( $Z_2^2$  bei Adduktion des Auges) bis

-0,09  $\mu\text{m}$  ( $Z_2^0$  bei Adduktion des Auges) und sind damit klinisch nicht relevant. In Einzelfällen weichen die Beträge der Aberrationsänderungen durch Blickbewegungen aber erheblich davon ab. Bei diesen Patienten können die Beträge, wenn sie im Wellenfrontprofil enthalten sind, durchaus eine Beeinträchtigung des Sehvermögens hervorrufen.

Um Aussagen zur optischen Qualität bei Blickbewegungen treffen zu können, müssen diese Untersuchungen mit zusätzlichen funktionellen Tests gekoppelt werden.

Auffällig ist der signifikante Einfluss der vergleichsweise geringen Akkommodation von durchschnittlich 0,07 dpt bis -0,15 dpt auf Defokus und sphärische Aberration. Gerade bei zukünftigen Untersuchungen der optischen Aberrationen bei jungen Patienten sollte sehr darauf geachtet werden, dass das Fernziel fixiert wird, um überlagernde Effekte durch Akkommodation zu vermeiden. Besonders große Bedeutung kommt dem vor allem bei der Erstellung des Ablationsprofils vor refraktivchirurgischen Eingriffen (LASIK) zu, da sonst Akkommodationseffekte in das endgültige Wellenfrontprofil übernommen und dann bei der Korrektur von der Hornhaut mit abgetragen werden.

Zusammenfassend unterstreicht diese Studie, dass der finale RMS und die einzelnen Zernike-Koeffizienten, die während einer Messung oder nach einer Korrektur erhalten werden, von der Genauigkeit und der Einstellung des Auges bei der Messung und auch bei der Korrektur selbst abhängen. Das hebt die Notwendigkeit einer präzisen Arbeitsweise sowohl während der Messung als auch bei der Korrektur hervor, um ein optimales Resultat zu erhalten.

## 7. Literaturverzeichnis

- Amano S**, Amano Y, Yamagami S, Miyai T, Miyata K, Samejima T, Oshika T. 2004. Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations. *Am J Ophthalmol*, 137 (6):988-992.
- Applegate RA**. 2000. Limits to Vision: Can We Do Better Than Nature? *J Refract Surg*, 16:S547-S551.
- Applegate RA**, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. 2003. Visual Acuity as a Function of Zernike Mode and Level of Root Mean Square Error. *Optom Vis Sci*, 80 (2):97-105.
- Applegate RA**, Hilmantel G, Howland HC, Tu EY, Starck T, Zayac EJ. 2000. Corneal first surface optical aberrations and visual performance. *J Refract Surg*, 16 (5):507-514.
- Applegate RA**, Sarver EJ, Khemsara V. 2002. Are all Aberrations equal? *J Refract Surg*, 18:556-562.
- Artal P**, Berrio E, Guirao A, Piers P. 2002a. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A*, 19 (1):137-143.
- Artal P**, Chen L, Fernandez EJ, Singer B, Manzanera S, Williams DR. 2004. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *J Vis*, 4:281-287.
- Artal P**, Fernandez EJ, Manzanera S. 2002b. Are Optical Aberrations During Accommodation a Significant Problem for Refractive Surgery? *J Refract Surg*, 18:S563-S566.
- Artal P**, Guirao A. 1998. Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye. *Opt Lett*, 23 (21):1713-1715.
- Artal P**, Guirao A, Berrio E, Williams DR. 2001. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J Vis*, 1:1-8.
- Atchison DA**. 1995. Aberrations associated with rigid contact lenses. *J Opt Soc Am A*, 12 (10):2267-2273.
- Atchison DA**. 2004. Anterior corneal and internal contributions to peripheral aberrations of human eyes. *J Opt Soc Am A*, 21 (3):355-359.
- Atchison DA**, Scott DH. 2002. Monochromatic aberrations of human eyes in the horizontal visual field. *J Opt Soc Am A*, 19 (11):2180-2184.
- Bergdolt K**. 1994. Die Erfindung und Verbreitung der Brille im Spätmittelalter. *Medizinhist J*, 29:111-120.
- Bradley A**, Zhang XX, Thibos LN. 1991. Achromatizing the human eye. *Optom Vis Sci*, 68 (8):608-616. (Abstract)

- Buehren** T, Collins MJ, Carney L. 2003. Corneal aberrations and reading. *Optom Vis Sci*, 80 (2):159-166.
- Burns** SA. 2000. The Spatially Resolved Refractometer. *J Refract surg*, 16:566-569.
- Burns** SA, Marcos S. 2001. Measurement of the Image Quality of the eye with the Spatially Resolved Refractometer. *Customized Corneal Ablations, Slack Publishing*:1-8.
- Calver** RI, Cox MJ, Elliott DB. 1999. Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A*, 16 (9):2069-2078.
- Carkeet** A, Velaedan S, Tan YK, Lee DY, Tan DT. 2003. Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation. *J Refract Surg*, 19 (3):316-322.
- Castejón-Mochón** JF, López-Gil N, Benito A, Artal P. 2002. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Res*, 42 (13):1611-1617.
- Chalita** MR, Krueger RR. 2004. Correlation of aberrations with visual acuity and symptoms. *Ophthalmol Clin North Am*, 17 (2):135-142.
- Chalita** MR, Xu M, Krueger RR. 2003. Correlation of aberrations with visual symptoms using wavefront analysis in eyes after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg*, 19 (6):S682-686.
- Charman** WN. 1991. Wavefront Aberration of the Eye: A Review. *Optom Vis Sci*, 68:574-583.
- Cheng** ACK, Lam DSC. 2004. Comparison of the Colvard Pupillometer and the Zywave for Measuring Scotopic Pupil Diameter. *J Refract Surg*, 20:248-252.
- Cheng** H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, Roorda A. 2004a. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis*, 4:272-280.
- Cheng** X, Bradley A, Hong X, Thibos LN. 2003a. Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye. *Optom Vis Sci*, 80 (1):43-49.
- Cheng** X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. 2003b. Validation of clinical Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci*, 80 (8):587-595.
- Cheng** X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. 2004b. Test-Retest Reliability of Clinical Shack-Hartmann Measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 45 (1):351-360.
- Cheng** X, Thibos LN, Bradley A. 2003c. Estimating Visual Quality from Wavefront Aberration Measurements. *J Refract Surg*, 19 (5):579-584.
- Ciccio** AE, Durrie DS, Stahl JE, Schwendeman F. 2005. Ocular Cyclotorsion During Customized Laser Ablation. *J Refract Surg*, 21 (6):S772-774.

- Colvard M.** 1998. Defining Preoperative measurement of scotopic pupil dilation using an office pupillometer. *J Cataract Refract Surg*, 24:1594-1597.
- Dietze HH, Cox MJ.** 2004. Correcting ocular spherical aberration with soft contact lenses. *J Opt Soc Am A*, 21 (4):473-485.
- Donders FC.** 1866. Die Anomalien der Refraction und Accommodation des Auges. Wien.
- Dorrnsoro C, Barbero S, Llorente L, Marcos S.** 2003. On-Eye Measurement of Optical Performance of Rigid Gas Permeable Contact Lenses Based on Ocular and Corneal Aberrometry. *Optom Vis Sci*, 80 (2):115-125.
- El-Hage SG, Berny F.** 1973. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J Opt Soc Am*, 63 (2):205-211.
- Fam HB, Lim KL.** 2004. Effect of higher-order wavefront aberrations on binocular summation. *J Refract Surg*, 20 (5):S570-575.
- Findlay J.** 1998. Active Vision: Visual activity in everyday life. *Curr Biol*, 8:R640-R642.
- Fujikado T, Kuroda T, Ninomiya S, Maeda N, Tano Y, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T.** 2004. Age-related changes in ocular and corneal aberrations. *Am J Ophthalmol*, 138 (1):143-146.
- Guirao A, Porter J, Williams DR, Cox IG.** 2002. Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. *J Opt Soc Am A*, 19 (1):1-9.
- Guirao A, Redondo M, Artal P.** 2000. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A*, 17 (10):1697-1702.
- Guirao A, Williams DR, Cox IG.** 2001. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *J Opt Soc Am A*, 18 (5):1003-1015.
- Gullstrand A.** 1909. Appendix in von Helmholtz H. Handbuch der physiologischen Optik, Bd 1, 3. Aufl, Leopold Voss, Hamburg-Leipzig.
- Hampson KM, Munro I, Paterson C, Dainty C.** 2005. Weak correlation between the aberration dynamics of the human eye and the cardiopulmonary system. *J Opt Soc Am A*, 22 (7):1241-1250.
- Hartmann J.** 1900. Bemerkungen über den Bau und die Justirung von Spektrographen. *Z Instrumentenkde*, 20:47-58.
- He JC, Burns SA, Marcos S.** 2000. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Res*, 40:41-48.
- He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R, Huang W.** 2003. Change in corneal shape and corneal wave-front aberrations with accommodation. *J Vis*, 3:456-463.

- Helgesen** A, Hjortdal J, Ehlers N. 2004. Pupil Size and night vision disturbances after LASIK for myopia. *Acta Ophthalmol Scand*, 82:454-460.
- Helmholtz** H.v. 1909. Handbuch der physiologischen Optik. Leipzig.
- Hirschberg** J. 1977. Geschichte der Augenheilkunde. Hildesheim: Olms.
- Hjortdal** JO, Olsen H, Ehlers N. 2002. Prospective randomized study of corneal aberrations 1 year after radial keratotomy or photorefractive keratectomy. *J Refract Surg*, 18 (1):23-29.
- Hofer** H, Artal P, Singer B, Aragón JL, Williams DR. 2001. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A*, 18 (3):497-506.
- Howland** HC, Howland B. 1976. Subjective Measurement of high-order aberrations of the eye. *Science*, 193:580-582.
- Howland** HC, Howland B. 1977. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A*, 67 (11):1508-1518.
- Joslin** CE, Wu SM, McMahon TT, Shahidi M. 2003. Higher-order wavefront aberrations in corneal refractive therapy. *Optom Vis Sci*, 80 (12):805-811.
- Kaufmann** H. 2004. Strabismus. 3. Aufl. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Kelly** JE, Mihashi T, Howland HC. 2004. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye. *J Vis*, 4:262-271.
- Kestenbaum** A. 1961. Clinical Methods of neuro-ophthalmologic Examination. Zweite Aufl. New York, London: Grune & Stratton, 237
- Klyce** SD, Karon MD, Smolek MK. 2004. Advantages and disadvantages of the Zernike expansion for representing wave aberration of the normal and aberrated eye. *J Refract Surg*, 20 (5):S537-S541.
- Kohnen** T, Bühren J. 2004. Derzeitiger Stand der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie zur Korrektur von Refraktionsfehlern. *Ophthalmologe*, 101:631-647.
- Krueger** R, Mrochen M, Kaemmerer M, Seiler T. 2001. Understanding Refraction and Accommodation through 'Retinal Imaging' Aberrometry. *Ophthalmology*, 4:674-678.
- Liang** J, Grimm B, Goelz S, Bille J. 1994. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A*, 11 (7):1949-1957.
- Liang** J, Williams DR. 1997. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A*, 14 (11):2873-2883.
- Liang** J, Williams DR, Miller DT. 1997. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *J Opt Soc Am A*, 14 (11):2884-2892.

- Llorente L**, Barbero S, Merayo J, Marcos S. 2004. Total and Corneal Optical Aberrations Induced by Laser in situ Keratomileusis for Hyperopia. *J Refract Surg*, 20:203-216.
- MacRae S**. 2000. Supernormal vision, hypervision, and customized corneal ablation. *J Cataract Refract Surg*, 26 (2):154-157.
- Maeda N**, Fujikado T, Kuroda T, Mihashi T, Hirohara Y, Nishida K, Watanabe H, Tano Y. 2002. Wavefront Aberrations Measured with Hartmann-Shack Sensor in Patients with Keratoconus. *Ophthalmology*, 109 (11):1996-2003.
- Malacara D**. 1978. Optical Shop Testing. Appendix 2. (Z-Polynomials and Wavefront Fitting) Wiley, New York.
- Marcos S**. 2001. Aberrations and Visual Performance Following Standard Laser Vision Correction. *J Refract Surg*, 17:S596-602.
- Marcos S**. 2002. Are changes in ocular aberrations with age a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg*, 18 (5):S572-S578.
- Marcos S**, Barbero S, Llorente L, Merayo-Lloves J. 2001. Optical Response to LASIK Surgery for Myopia from Total and Corneal Aberration Measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 42:3349-3356.
- Marsack JD**, Thibos LN, Applegate RA. 2004. Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. *J Vis*, 4:322-328.
- McLellan JS**, S.Marcos, Burns SA. 2001. Age-Related Changes in Monochromatic Wave Aberrations of the Human Eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 42:1390-1395.
- Mierdel P**, Kaemmerer M, Mrochen M, Krinke HE, Seiler T. 2001. Ocular optical aberrometer for clinical use. *J Biomed Opt*, 6 (2):200-204.
- Mierdel P**, Krinke HE, Pollack K, Spoerl E. 2004. Diurnal fluctuation of higher order ocular aberrations: correlation with intraocular pressure and corneal thickness. *J Refract Surg*, 20 (3):236-242.
- Mierdel P**, Krinke HE, Wiegand W, Kaemmerer M, Seiler T. 1997. Messplatz zur Bestimmung der monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges. *Ophthalmologie*, 94 (441-445)
- Miller JM**, Anwaruddin R, Straub J, Schwiegerling J. 2002. Higher Order Aberrations in Normal, Dilated, Intraocular Lens, and Laser in situ Keratomileusis Corneas. *J Refract Surg*, 18:S579-583.
- Molebny VV**, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YS, Pallikaris IG. 2000. Principles of ray tracing aberrometry. *J Refract Surg*, 16 (5):S572-575.
- Montés-Micó R**, Alió JL, Muños G, Charman WN. 2004a. Temporal Changes in Optical Quality of Air-Tear Film Interface at Anterior Cornea after Blink. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 45:1752-1757.

- Montés-Micó R**, Alió JL, Muños G, Pérez-Santonja JJ, Charman WN. 2004b. Postblink Changes in Total and Corneal Ocular Aberrations. *Ophthalmology*, 111 (4):758-767.
- Montés-Micó R**, Cáliz A, Alió JL. 2004c. Wavefront Analysis of Higher Order Aberrations in Dry Eye Patients. *J Refract Surg*, 20 (3):243-247.
- Moreno-Barriuso E**, Lloves JM, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. 2001a. Ocular Aberrations before and after Myopic Corneal Refractive Surgery: LASIK-Induced Changes Measured with Laser Ray Tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 42 (6):1396-1403.
- Moreno-Barriuso E**, Marcos S, Navarro R, Burns SA. 2001b. Comparing Laser Ray Tracing, the Spatially Resolved Refractometer, and the Hartmann-Shack Sensor to Measure the Ocular Wave Aberration. *Optom Vis Sci*, 78 (3):152-156.
- Moreno-Barriuso E**, Navarro R. 2000. Laser Ray Tracing versus Hartmann-Shack sensor for measuring optical aberrations in the human eye. *J Opt Soc Am A*, 17 (6):974-985.
- Mrochen M**, Iseli HP, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T. 2004. Relevance of Wavefront Aberrations of the Human Eye in Corneal Laser Surgery. *Med Laser Appl*, 19 (126-135)
- Mrochen M**, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T. 2000a. Principles of Tscherning aberrometry. *J Refract Surg*, 16 (5):S570-571.
- Mrochen M**, Kaemmerer M, Seiler T. 2000b. Wavefront-guided laser in situ keratomileusis: early results in three eyes. *J Refract Surg*, 16 (2):116-121. (Abstract)
- Müller A**, Schnaidt A, Buchwald HJ, Kampmeier J. 2004. Vergleich verschiedener Pupillometrieverfahren unter mesopischen und skotopischen Bedingungen. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 221:843-848.
- Navarro R**, Moreno E, Dorronsoro C. 1998. Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eye across the visual field. *J Opt Soc Am A*, 15 (9):2522-2529.
- Navarro R**, Moreno-Barriuso E, Bará S, Mancebo T. 2000. Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye. *Opt Lett*, 25 (4):236-238.
- Netto MV**, Ambrosio R, Wilson SE. 2004. Pupil Size in refractive surgery candidates. *J Refract Surg*, 20 (4):337-342.
- Ninomiya S**, Fujikado T, Kuroda T, Maeda N, Tano Y, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T. 2002. Changes of ocular aberration with accommodation. *Am J Ophthalmol*, 134 (6):924-926.
- Oshika T**, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC. 1999. Changes in Corneal Wavefront Aberrations with Aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40:1351-1355.
- Pallikaris IG**, Panagopoulou SI, Siganos CS, Molebny VV. 2001. Objective Measurement of Wavefront Aberrations with and without Accommodation. *J Refract Surg*, 17:602-607.

- Panagopoulou** SI, Pallikaris IG. 2001. Wavefront customized ablations with the WASCA Asclepion workstation. *J Refract Surg*, 17 (5):S608-S612.
- Plainis** S, Ginis HS, Pallikaris A. 2005. The effect of ocular aberrations on steady-state errors of accommodative response. *J Vis*, 5:466-477.
- Platt** BC, Shack R. 2001. History and Principles of Shack-Hartmann Wavefront Sensing. *J Refract Surg*, 17:S573-577.
- Porter** J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. 2001. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A*, 18 (8):1793-1803.
- Rüssmann** W. 2003. Basisuntersuchungen der Strabismologie. *Ophthalmologe*, 100:416–432.
- Salmon** TO, Thibos LN, Bradley A. 1998. Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor. *J Opt Soc Am A*, 15 (9):2457-2465.
- Salmon** TO, West RW, Gasser W, Kenmore T. 2003. Measurement of Refractive Errors in Young Myopes Using the COAS Shack-Hartmann Aberrometer. *Optom Vis Sci*, 80 (1):6-14.
- Schulze** S, Sekundo W. 2005. Vermessung der skotopischen Pupille im Vergleich zwischen Grünlichttest und Wellenfrontanalyser WASCA. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 222:424-428.
- Seiler** T. 2000. Refraktive Chirurgie der Hornhaut. Thieme-Verlag Stuttgart.
- Seiler** T, Iseli HP, Hafezi F, Mrochen M. 2003. Supernormales Sehvermögen. *Dtsch Arztebl*, 100 (11):A700-704.
- Seiler** T, Mrochen M, Kaemmerer M. 2000. Operative correction of ocular aberrations to improve visual acuity. *J Refract Surg*, 16 (5):S619-S622.
- Sekundo** W, Nietgen G, Schmidt JC. 2003. Vermessung der skotopischen Pupille. *Ophthalmologe*, 100:815-818.
- Shack** RV, Platt BC. 1971. Production and Use of a Lenticular Hartmann Screen. *J Opt Soc Am*, 61 (Spring Meeting):656.
- Smirnov** MS. 1961. Measurement of the wave aberrations of the human eye. *Biophysics*, 6:687-703.
- Sobotta** J, 1993: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1, Urban & Schwarzenberg Verlag, München, 346.
- Spitzlberger** GM. 2004. Änderung der optischen Aberrationen des menschlichen Auges durch Laser in situ keratomileusis [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.

- Stevens** JD, Sekundo W. 2003. Wellenfrontanalyse und adaptive Optiken. *Ophthalmologe*, 100:593-601.
- Strang** NC, Atchison DA, Woods RL. 1999. Effects of defocus and pupil size on human contrast sensitivity. *Ophthalmic Physiol Opt*, 19 (5):415-426.
- Thibos** LN. 2000. Principles of Hartmann-Shack Aberrometry. *J Refract Surg*, 16 (5):S563-565.
- Thibos** LN. 2001. Wavefront Data Reporting and Terminology. *J Refract Surg*, 17:S578-S583.
- Thibos** LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. 2002a. Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes. *J Refract Surg*, 18:S652-S660.
- Thibos** LN, Hong X. 1999. Clinical Applications of the Shack-Hartmann Aberrometer. *Optom Vis Sci*, 12:817-825.
- Thibos** LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. 2002b. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A*, 19 (12):2329-2348.
- Tscherning** M. 1894. Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges. *Z Psychol Physiol Sinne*, 6:456-471.
- Walsh** G, Charman WN, Howland HC. 1984. Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A*, 1 (9):987-992.
- Wang** J, Candy DR. 2005. Higher order monochromatic aberrations of the human infant eye. *J Vis*, 5:543-555.
- Wang** L, Koch DD. 2003. Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*, 29 (10):1896-1903.
- Wang** Y, Zhao K, Jin Y, Niu Y, Zuo T. 2003. Changes of higher order aberrations with various pupil sizes in the myopic eye. *J Refract Surg*, 19 (2):S270-274.
- Webb** RH, Penney CM, Sobiech J, Staver PR, Burns SA. 2003. SSR (spatially resolved refractometer): a null-seeking aberrometer. *Appl Opt*, 42 (4):736-744.
- Webb** RH, Penney CM, Thompson KP. 1992. Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer. *Appl Opt*, 31 (19):3678-3686.
- Wesemann** W. 2004. Optische und physiologische Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie. *Ophthalmologe*, 101:521-537.
- Wilkie** RM, Wann JP. 2003. Eye-movements aid the control of locomotion. *J Vis*, 3:677-684.
- Williams** DR, Yoon G, Porter J, Guirao A, Hofer H, Cox I. 2000. Visual Benefit of Correcting Higher Order Aberrations of the Eye. *J Refract Surg*, 16 (S554-559)

- Yamane** N, Miyata K, Samejima T, Hiraoka T, Kiuchi T, Okamoto F, Hirohara Y, Mihashi T, Oshika T. 2004. Ocular Higher-Order Aberrations and Contrast Sensitivity after Conventional Laser In Situ Keratomileusis. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 45 (11):3986-3990.
- Yoon** G, Jeong TM, Cox IG, Williams DR. 2004. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with phase plates in normal eyes. *J Refract Surg*, 20 (5):S523-527.
- Yoon** G, Williams DR. 2002. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A*, 19 (2):266-275.
- Zhu** M, Collins MJ, Iskander DJ. 2004. Microfluctuations of wavefront aberrations of the eye. *Ophthalmic Physiol Opt*, 24:562-571.

## 8. Anhang

### 8.1 Probandendaten

Tabelle 3: Verzeichnis aller Probanden

Proband	Geschlecht	Alter
P01	w	25
P02	w	20
P03	w	21
P04	m	21
P05	m	22
P06	m	26
P07	m	30
P08	m	21
P09	m	22
P10	m	25
P11	m	22
P12	w	25
P13	m	29
P14	m	23
P15	m	32
P16	w	26
P17	w	26
P18	m	22
P19	m	25
P20	w	25
P21	m	23
P22	m	22
P23	m	27
P24	w	23
P25	m	27
P26	m	28
P27	m	27
P28	m	27
P29	w	25
P30	w	25
P31	w	24
P32	w	23
P33	w	24
P34	m	27
P35	w	26
P36	w	24
P37	w	33
P38	m	26
P39	w	25
P40	m	27

Proband	Geschlecht	Alter
P41	w	20
P42	m	28
P43	w	27
P44	m	28
P45	m	25
P46	m	25
P47	w	25
P48	w	28
P49	m	28

## 8.2 Tabellen

**Tabelle 4:** Mittelwerte und Standardabweichung der gemessenen Parameter aller betrachteten Blickrichtungen (Primärposition, Abduktion, Adduktion, Infraduktion und Supraduktion) bei einem Pupillendurchmesser von 2 mm.

Betrachtete Parameter	Mittelwerte in $\mu\text{m}$ (in Klammern: Standardabweichung)				
	Primärposition	Abduktion	Adduktion	Infraduktion	Supraduktion
<b>RMS</b>	0,251 ( $\pm 0,18$ )	0,261 ( $\pm 0,18$ )	0,255 ( $\pm 0,19$ )	0,250 ( $\pm 0,18$ )	0,241 ( $\pm 0,19$ )
<b>RMS-HO</b>	0,102 ( $\pm 0,05$ )	0,109 ( $\pm 0,04$ )	0,104 ( $\pm 0,05$ )	0,099 ( $\pm 0,04$ )	0,099 ( $\pm 0,04$ )
$Z_1^{-1}$	0,026 ( $\pm 0,09$ )	0,021 ( $\pm 0,10$ )	0,004 ( $\pm 0,09$ )	0,015 ( $\pm 0,10$ )	0,014 ( $\pm 0,10$ )
$Z_1^1$	-0,092 ( $\pm 0,11$ )	-0,089 ( $\pm 0,10$ )	-0,089 ( $\pm 0,11$ )	-0,065 ( $\pm 0,12$ )	-0,083 ( $\pm 0,11$ )
$Z_2^{-2}$	0,003 ( $\pm 0,03$ )	-0,007 ( $\pm 0,04$ )	0,004 ( $\pm 0,03$ )	0,002 ( $\pm 0,03$ )	0,006 ( $\pm 0,02$ )
$Z_2^0$	0,145 ( $\pm 0,26$ )	0,154 ( $\pm 0,25$ )	0,156 ( $\pm 0,25$ )	0,139 ( $\pm 0,25$ )	0,143 ( $\pm 0,25$ )
$Z_2^2$	-0,014 ( $\pm 0,05$ )	-0,007 ( $\pm 0,06$ )	-0,022 ( $\pm 0,06$ )	-0,023 ( $\pm 0,05$ )	-0,012 ( $\pm 0,05$ )
$Z_3^{-3}$	-0,007 ( $\pm 0,01$ )	-0,001 ( $\pm 0,01$ )	-0,006 ( $\pm 0,01$ )	-0,004 ( $\pm 0,01$ )	-0,006 ( $\pm 0,01$ )
$Z_3^{-1}$	0,007 ( $\pm 0,01$ )	0,010 ( $\pm 0,01$ )	0,009 ( $\pm 0,01$ )	0,009 ( $\pm 0,01$ )	0,009 ( $\pm 0,01$ )
$Z_3^1$	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )	0,002 ( $\pm 0,02$ )
$Z_3^3$	0,000 ( $\pm 0,02$ )	0,003 ( $\pm 0,02$ )	-0,003 ( $\pm 0,01$ )	-0,003 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^{-4}$	-0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	-0,001 ( $\pm 0,01$ )	-0,001 ( $\pm 0,01$ )	-0,002 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^{-2}$	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,003 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^0$	0,000 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,02$ )	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,004 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^2$	0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )	-0,001 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^4$	-0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	-0,001 ( $\pm 0,01$ )

**Tabelle 5:** Mittelwerte und Standardabweichung der gemessenen Parameter aller betrachteten Blickrichtungen (Primärposition, Abduktion, Adduktion, Infraduktion und Supraduktion) bei einem Pupillendurchmesser von 4 mm.

Betrachtete Parameter	Mittelwerte in $\mu\text{m}$ (in Klammern: Standardabweichung)				
	Primärposition	Abduktion	Adduktion	Infraduktion	Supraduktion
<b>RMS</b>	0,896 ( $\pm 0,77$ )	0,919 ( $\pm 0,78$ )	0,934 ( $\pm 0,80$ )	0,889 ( $\pm 0,80$ )	0,888 ( $\pm 0,78$ )
<b>RMS-HO</b>	0,199 ( $\pm 0,08$ )	0,198 ( $\pm 0,07$ )	0,195 ( $\pm 0,09$ )	0,187 ( $\pm 0,08$ )	0,188 ( $\pm 0,06$ )
$Z_1^{-1}$	0,115 ( $\pm 0,18$ )	0,103 ( $\pm 0,20$ )	0,081 ( $\pm 0,17$ )	0,103 ( $\pm 0,17$ )	0,083 ( $\pm 0,19$ )
$Z_1^1$	-0,165 ( $\pm 0,23$ )	-0,146 ( $\pm 0,23$ )	-0,148 ( $\pm 0,21$ )	-0,112 ( $\pm 0,22$ )	-0,146 ( $\pm 0,22$ )
$Z_2^{-2}$	0,035 ( $\pm 0,09$ )	0,000 ( $\pm 0,12$ )	0,044 ( $\pm 0,10$ )	0,031 ( $\pm 0,10$ )	0,043 ( $\pm 0,09$ )
$Z_2^0$	0,655 ( $\pm 0,95$ )	0,699 ( $\pm 0,95$ )	0,710 ( $\pm 0,96$ )	0,660 ( $\pm 0,96$ )	0,649 ( $\pm 0,96$ )
$Z_2^2$	-0,026 ( $\pm 0,20$ )	-0,018 ( $\pm 0,19$ )	-0,065 ( $\pm 0,21$ )	-0,053 ( $\pm 0,20$ )	-0,029 ( $\pm 0,20$ )
$Z_3^{-3}$	-0,023 ( $\pm 0,04$ )	-0,020 ( $\pm 0,04$ )	-0,024 ( $\pm 0,04$ )	-0,024 ( $\pm 0,04$ )	-0,020 ( $\pm 0,04$ )
$Z_3^{-1}$	0,017 ( $\pm 0,05$ )	0,012 ( $\pm 0,05$ )	0,019 ( $\pm 0,06$ )	0,022 ( $\pm 0,05$ )	0,016 ( $\pm 0,06$ )
$Z_3^1$	0,003 ( $\pm 0,04$ )	0,005 ( $\pm 0,04$ )	0,006 ( $\pm 0,04$ )	0,003 ( $\pm 0,03$ )	0,004 ( $\pm 0,04$ )
$Z_3^3$	-0,003 ( $\pm 0,04$ )	0,010 ( $\pm 0,03$ )	-0,014 ( $\pm 0,03$ )	-0,001 ( $\pm 0,03$ )	0,000 ( $\pm 0,03$ )
$Z_4^{-4}$	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,004 ( $\pm 0,01$ )	0,003 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,004 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^{-2}$	0,000 ( $\pm 0,01$ )	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,003 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^0$	0,024 ( $\pm 0,03$ )	0,025 ( $\pm 0,03$ )	0,022 ( $\pm 0,03$ )	0,026 ( $\pm 0,03$ )	0,025 ( $\pm 0,03$ )
$Z_4^2$	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,005 ( $\pm 0,01$ )	0,005 ( $\pm 0,01$ )	0,004 ( $\pm 0,01$ )
$Z_4^4$	0,002 ( $\pm 0,01$ )	0,001 ( $\pm 0,01$ )	-0,002 ( $\pm 0,02$ )	-0,001 ( $\pm 0,01$ )	0,000 ( $\pm 0,01$ )

**Tabelle 6:** Mittelwerte und Standardabweichung der gemessenen Parameter aller betrachteten Blickrichtungen (Primärposition, Abduktion, Adduktion, Infraduktion und Supraduktion) bei einem Pupillendurchmesser von 6 mm.

Betrachtete Parameter	Mittelwerte im $\mu\text{m}$ (in Klammern: Standardabweichung)				
	Primärposition	Abduktion	Adduktion	Infraduktion	Supraduktion
<b>RMS</b>	2,796 ( $\pm 2,20$ )	2,851 ( $\pm 2,27$ )	2,914 ( $\pm 2,30$ )	2,842 ( $\pm 2,31$ )	2,812 ( $\pm 2,28$ )
<b>RMS-HO</b>	0,427 ( $\pm 0,13$ )	0,416 ( $\pm 0,11$ )	0,439 ( $\pm 0,12$ )	0,428 ( $\pm 0,12$ )	0,413 ( $\pm 0,09$ )
$Z_1^{-1}$	0,165 ( $\pm 0,50$ )	0,142 ( $\pm 0,41$ )	0,104 ( $\pm 0,38$ )	0,179 ( $\pm 0,41$ )	0,139 ( $\pm 0,40$ )
$Z_1^1$	-0,395 ( $\pm 0,50$ )	-0,325 ( $\pm 0,42$ )	-0,302 ( $\pm 0,45$ )	-0,226 ( $\pm 0,42$ )	-0,289 ( $\pm 0,40$ )
$Z_2^{-2}$	0,147 ( $\pm 0,23$ )	0,085 ( $\pm 0,29$ )	0,187 ( $\pm 0,25$ )	0,145 ( $\pm 0,23$ )	0,163 ( $\pm 0,23$ )
$Z_2^0$	2,505 ( $\pm 2,44$ )	2,583 ( $\pm 2,50$ )	2,596 ( $\pm 2,59$ )	2,533 ( $\pm 2,58$ )	2,475 ( $\pm 2,55$ )
$Z_2^2$	0,053 ( $\pm 0,55$ )	0,069 ( $\pm 0,51$ )	-0,034 ( $\pm 0,57$ )	0,010 ( $\pm 0,53$ )	0,040 ( $\pm 0,54$ )
$Z_3^{-3}$	-0,072 ( $\pm 0,09$ )	-0,062 ( $\pm 0,08$ )	-0,071 ( $\pm 0,11$ )	-0,082 ( $\pm 0,10$ )	-0,079 ( $\pm 0,10$ )
$Z_3^{-1}$	0,021 ( $\pm 0,15$ )	-0,013 ( $\pm 0,14$ )	0,011 ( $\pm 0,16$ )	0,013 ( $\pm 0,16$ )	0,003 ( $\pm 0,16$ )
$Z_3^1$	0,006 ( $\pm 0,09$ )	0,016 ( $\pm 0,09$ )	0,014 ( $\pm 0,09$ )	0,015 ( $\pm 0,09$ )	0,013 ( $\pm 0,09$ )
$Z_3^3$	-0,021 ( $\pm 0,10$ )	0,013 ( $\pm 0,10$ )	-0,058 ( $\pm 0,10$ )	-0,029 ( $\pm 0,09$ )	-0,008 ( $\pm 0,10$ )
$Z_4^{-4}$	0,009 ( $\pm 0,03$ )	0,010 ( $\pm 0,04$ )	0,001 ( $\pm 0,03$ )	0,013 ( $\pm 0,03$ )	0,017 ( $\pm 0,03$ )
$Z_4^{-2}$	-0,009 ( $\pm 0,03$ )	-0,007 ( $\pm 0,03$ )	0,005 ( $\pm 0,03$ )	-0,008 ( $\pm 0,03$ )	-0,001 ( $\pm 0,03$ )
$Z_4^0$	0,057 ( $\pm 0,10$ )	0,066 ( $\pm 0,11$ )	0,064 ( $\pm 0,11$ )	0,066 ( $\pm 0,11$ )	0,072 ( $\pm 0,10$ )
$Z_4^2$	0,006 ( $\pm 0,06$ )	0,004 ( $\pm 0,05$ )	0,009 ( $\pm 0,06$ )	0,008 ( $\pm 0,06$ )	0,009 ( $\pm 0,06$ )
$Z_4^4$	0,016 ( $\pm 0,04$ )	0,015 ( $\pm 0,04$ )	0,014 ( $\pm 0,04$ )	0,019 ( $\pm 0,05$ )	0,008 ( $\pm 0,04$ )

## ***Danksagung***

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Strobel für die Überlassung des Themas und die wohlwollende Unterstützung dieser Dissertation bedanken.

Herrn Dr. Jurkutat danke ich herzlich für die intensive fachliche und persönliche Anleitung während der Doktorarbeit.

Für die ausführliche Beratung zur statistischen Datenauswertung in Rahmen meiner Dissertation bedanke ich mich bei Herrn Dr. Vollandt vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation.

Bei meinen zahlreichen freiwilligen Probandinnen und Probanden möchte ich mich ganz besonders für ihre Mithilfe bei der Umsetzung dieser Arbeit bedanken.

Der Firma Carl Zeiss Meditec AG Jena gilt mein Dank für das zur Verfügung stellen des WASCA Wavefront Analyzers und der technischen Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit. Herrn Dr. Bergt und Herrn Cabeza danke ich für die bereitwillige physikalische Mithilfe.

Bedanken möchte ich mich auch bei allen meinen Freunden und Bekannten, die mir mit ihrer Inspiration und ihrem Interesse an meiner Arbeit zur Seite standen.

## ***Ehrenwörtliche Erklärung***

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. Strobel und Herr Dr. Jurkutat,
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen
- und ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, am 12. Dezember 2005

Doreen Lemm, Verfasserin