

# **Veränderung der Wellenfront des Auges unter Akkommodation**

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

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

von **Marcus Fritsch**  
geboren am 19.08.1978 in Zwickau

17. September 2011

Erster Gutachter : Prof. Dr. med. Jürgen Strobel (Jena)  
Zweiter Gutachter : Prof. Dr. med. Orlando Guntinas-Lichius (Jena)  
Dritter Gutachter : Prof. Dr. med. Marcus Blum (Erfurt)

Tag der öffentlichen Verteidigung: 6. September 2011

Für meine Eltern

## Verzeichnis der Abkürzungen

A	-	Akkommodation
Abb.	-	Abbildung
Akkoabst	-	Akkommodationsabstand
Anadia	-	Analysedurchmesser
bzw.	-	beziehungsweise
CCD	-	charged coupled device
DA	-	Desakkommodation
dpt	-	Dioptrien
et al.	-	und Mitarbeiter
FSU	-	Friedrich – Schiller Universität
mm	-	Millimeter
MW	-	Mittelwert
OSA	-	Optical Society of America
OPD	-	Optical path difference
PSF	-	Point spread function
PupDia	-	Pupillendurchmesser
Sig.	-	Signifikanz
SPSS	-	Statistical package for social sciences
Tab.	-	Tabelle
TA	-	Targetaufsatz
vgl.	-	vergleiche
VT	-	Vorzeichentest
WASCA	-	Wavefront Aberration Supported Corneal Ablation
WF	-	Wellenfront

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Verfahren zur Messung monochromatischer Aberrationen	1
1.1.1 Raytracing nach Smirnov	1
1.1.2 Subjektives Kreuzzylinder-Aberroskop	2
1.1.3 Objektives Kreuzzylinder-Aberroskop	3
1.1.4 Spatially Resolved Refractometer	3
1.1.5 Weitere objektive Aberroskope	3
1.1.6 Der Hartmann-Shack-Wellenfront-Sensor	4
1.2 Anatomisch-physiologische Grundlagen der Akkommodation	5
<b>2 Ziel der Arbeit und Bedeutung für Aberrationskorrekturen</b>	<b>10</b>
<b>3 Probanden und Methode</b>	<b>13</b>
3.1 Physikalisch-technische Grundlagen	13
3.1.1 Abbildungsfehler	13
3.1.2 Aberrationsmessung mittels umgekehrt ophthalmologischem Prinzip	16
3.1.3 Die Wellenfront	16
3.1.4 Wellenfrontaberrationen	17
3.1.5 Zernike Koeffizienten	18
3.1.6 Notationen	21
3.1.7 Bestimmung einer Wellenfront	22
3.1.8 Das Hartmann-Shack-Detektionsverfahren	23
3.2 Charakterisierung der Probanden	24
3.2.1 Probanden der Pilotstudie	24
3.2.2 Probanden der Studie	24
3.2.3 Einschluss- und Ausschlusskriterien	25
3.3 Gerätebeschreibung	26
3.3.1 WASCA	27
3.3.2 Targetaufsatz	28
3.4 Messaufbau	29
3.4.1 Targets	29
3.4.2 Raumbedingungen	30
3.5 Messmethode	31
3.5.1 Ablauf der Messung	31
3.6 Auswertungsmethoden und Statistik	33

<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>35</b>
4.1	Ergebnisse der Pilotstudie	35
4.1.1	Monochromatische Aberrationen bei Nativmessung	35
4.1.2	Einfluss des Targetaufsatzes auf die Wellenfront	36
4.1.3	Vergleich der Wellenfronten von Fern- und Nahakkommodation bei statischer Messung	38
4.2	Ergebnisse der Studie	41
4.2.1	Monochromatische Aberrationen bei Nativmessung	41
4.2.2	Einfluss des Targetaufsatzes auf die Wellenfront	42
4.2.3	Vergleich der Wellenfronten von Fern- und Nahakkommodation bei statischer Messung	43
4.2.4	Dynamische Wellenfrontanalyse während Fern- und Nahakkommodation	51
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>113</b>
5.1	Monochromatische Aberrationen bei Nativmessung	113
5.2	Einfluss des Messaufbaus auf Pilotstudie und Studie	116
5.3	Aberrationen bei Akkommodation	117
5.3.1	Statische Wellenfrontmessung	117
5.3.2	Dynamische Wellenfrontmessung	119
5.3.3	Einfluss des Pupillendurchmesser	125
5.3.4	Betrachtung des zeitlichen Ablaufs der Akkommodation	126
5.4	Interpretation der Ergebnisse im Bezug zu Akkommodationstheorien	130
5.5	Mögliche Fehlerquellen bei den Messungen	134
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>135</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	
<b>8</b>	<b>Anhang</b>	
	<b>Tabellen</b>	
	<b>Danksagung</b>	
	<b>Ehrenwörtliche Erklärung</b>	
	<b>Lebenslauf</b>	

## Zusammenfassung

Mit dem WASCA Wavefront Analyzer konnte während des Akkommodationsvorganges eine objektive und dynamische Wellenfrontbestimmung realisiert werden.

Dabei wurden anhand der an 25 Probanden erhobenen Daten zahlreiche Veränderungen der Aberrationen des Auges festgestellt. Bei einer theoretischen Akkommodationsanforderung von 5 dpt in unserer Messanordnung lassen sich mit dynamischer Wellenfrontanalyse folgende signifikante Änderungen nachweisen:

Die Sphäre nimmt um durchschnittlich 3,81 dpt zu, was die Akkommodationsleistung des Auges belegt. Gleichzeitig verkleinert sich der Pupillendurchmesser im Mittelwert um 0,31 mm, was die physiologische Miosis bei Nahsicht bestätigt.

Die Wellenfrontneigung in x-Richtung ( $Z_1^1$ ) verändert sich bedingt durch die akkommodative Konvergenzbewegung des Auges.

Bei den Aberrationen 2.Ordnung kommt es zu einer Veränderung des  $Z_2^{-2}$ -Koeffizienten (entspricht dem Astigmatismus mit einer Achse von +/- 45°) in positiver Richtung.

Der Defokus ( $Z_2^0$ ) steigt an, was eine Zunahme der Sphärizität und damit der Brechkraft des dioptrischen Apparates anzeigt.

Auch bei den Abbildungsfehlern der 3.Ordnung finden sich signifikante Veränderungen. Die Koma in y-Richtung ( $Z_3^{-1}$ ) als auch in x-Richtung ( $Z_3^1$ , jedoch nur bei statischer Wellenfrontmessung signifikant) verringern sich bei Nahakkommodation.

Die Aberrationen der 4. Ordnung weisen ebenfalls signifikante akkommodationsbedingte Veränderungen auf. Es zeigt sich eine besonders starke Zunahme der sphärischen Aberration ( $Z_4^0$ ) während der Nahsicht des Auges. Gleichzeitig bewegt sich  $Z_4^0$  in den negativen Bereich. Auch hiermit wird wieder die ansteigende Sphärizität der Wellenfront bei Nahfokussierung nachgewiesen. Der vierachsige Astigmatismus (Quadrafoil) in x – Richtung ( $Z_4^4$ ) nimmt zu. Bei statischer Wellenfrontmessung findet sich darüber hinaus zusätzlich eine Steigerung des sekundären Astigmatismus in y - Richtung ( $Z_4^{-2}$ ).

Die Gesamtaberrationen der 2. bis 4. Ordnung, welche im Root Mean Square (RMS-Wert) zusammengefasst sind, erfahren während der Akkommodation eine durchschnittliche Zunahme um 2,247  $\mu\text{m}$ . Das entspricht einer theoretischen Defokussierung von 1,98 dpt.

Auch beim RMS Higher-Order - Term, welcher die Abbildungsfehlern höherer Ordnung zusammenfasst, die in der vorliegenden Arbeit Z3 bis Z4 umfassen, kommt es bei Nahfokussierung des Auges zu einem deutlichen Anstieg. Dieser lässt sich jedoch nur bei statischer Messung als signifikant nachweisen und beträgt im Mittelwert 0,031  $\mu\text{m}$ , was einer

Defokussierung von 0,027 dpt entspricht. Den größten Anteil trägt die sphärische Aberration. Zusammenfassend lässt sich eine statistisch signifikante Zunahme der monochromatischen Abbildungsfehler bei Akkommodation nachweisen, die rechnerisch mit einer Reduzierung der Abbildungsqualität verbunden ist.

Darüber hinaus wurde der Einfluss der Pupillengröße auf die monochromatischen Abbildungsfehler mittels Vergleich zweier unterschiedlicher Analysedurchmesser (4 mm und 6 mm) untersucht. Dabei wurde bei folgenden Aberrationen eine signifikante Zunahme bei steigendem Pupillendurchmesser nachgewiesen:

Defokus ( $Z_2^0$ ) und sphärische Aberration ( $Z_4^0$ ) zeigen einen deutlichen Einfluss der Pupillengröße auf sphärische Wellenfrontparameter. Auch der vierachsige Astigmatismus (Quadrafoil) in x – Richtung nimmt zu ( $Z_4^4$ ). RMS und RMS Higher-Order steigen ebenfalls signifikant an und beweisen damit die Beeinflussung der Gesamtaberrationen sowie Abbildungsfehler höherer Ordnung durch die Pupillengröße.

Beim RMS beträgt die Zunahme im Mittelwert 1,009  $\mu\text{m}$ , was einer theoretischen Defokussierung von 0,89 dpt entspricht. Für RMS-HO ergibt sich eine durchschnittliche Steigerung von 0,286  $\mu\text{m}$ , was eine rechnerische Defokussierung von 0,25 dpt bedeutet.

Durch die physiologische Pupillenverengung während der Akkommodation werden somit die wachsenden Abbildungsfehler zumindest partiell kompensiert.

Mittels dynamischem Messmodus konnte zusätzlich der zeitliche Ablauf der Wellenfrontänderungen während der Akkommodation analysiert werden.

Dabei fanden sich nur bei der Änderung des Pupillendurchmessers, sowie der Wellenfrontneigung ( $Z_1^1$ , Neigung entlang der x-Achse) signifikante Verzögerungen von durchschnittlich 0,31 sek. bzw. 0,14 sek. in Relation zur Sphärenreaktion bei Nah- und Fernakkommodation.

Darüber hinaus fiel bei Nahakkommodation ein diskreter zeitlicher Vorsprung der Aberrationen 3. Ordnung ( $Z_3^1$ , Koma in x-Richtung: 0,04 sek. und  $Z_3^3$ , dreiachsiger Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse: 0,05 sek.) auf. Alle anderen Aberrationen reagierten entweder zeitgleich oder leicht verzögert zur Sphäre ohne zeitliche Signifikanz. Bei Fernakkommodation traten keinerlei Aberrationsveränderungen vor der Sphärenreaktion auf. Es konnte damit erstmals gezeigt werden, dass bei der Veränderung der monochromatischen Aberrationen höherer Ordnung des Auges während der Akkommodation keine signifikanten zeitlichen Differenzen zur Sphäre bestehen.



# 1 Einleitung

Es gilt als unumstritten, dass das Sehvermögen eine wichtige Funktion im alltäglichen Leben und für die Wahrnehmung der Umwelt darstellt. Es ist Leitsinn des Menschen, der ihm als visuell ausgerichtetes Lebewesen eine sichere Orientierung ermöglicht. Eine Minderung der Sehfähigkeit ist deshalb auch mit erheblicher Einbuße an Lebensqualität verbunden.

Solche Einschränkungen des Sehens können unter anderem durch Abbildungsfehler im dioptrischen Apparat des Auges entstehen. Man spricht auch von Aberrationen (lateinisch *Aberratio* = Abweichung). Sie beschreiben Abbildungsfehler eines optischen Systems, welche dazu führen, dass ein Objektpunkt nicht zu einem Bildpunkt vereint wird, sondern unscharf abgebildet wird. Man teilt Aberrationen physikalisch in chromatische und monochromatische ein. Chromatische Aberration (Dispersion) tritt in allen optischen Medien durch die von der Wellenlänge abhängige Brechzahl auf (Fraunhofer 1823). Nur unter Einsatz besonders schmalbandiger Lichtquellen, wie Lasern können diese Aberrationen verringert werden.

Monochromatischen Aberrationen, welche Gegenstand dieser Arbeit sind, beschreiben Abbildungsfehler die auch bei einfarbigem Licht auftreten und ein Objekt aufgrund der Brechungsfehler des optischen Systems unscharf abbilden. Sie werden unterteilt in Aberrationen niederer und höherer Ordnung. Sie können gemessen und mittels Wellenfronten dargestellt und quantifiziert werden.

## 1.1 Verfahren zur Messung monochromatischer Aberrationen

### 1.1.1 Raytracing nach Smirnov

Eine Möglichkeit der subjektiven Aberrationsmessung führte Smirnov mit dem Prinzip des Raytracing ein. Er stellte das Auge als Summe aus einem idealen, aberrationsfreien Auge und einer vor dem Auge liegenden Platte mit Aberrationen (*error plate*), welche Lichtstrahlen in unterschiedliche Richtungen ablenkt, dar (Smirnov 1961). Diese subjektive Methode misst die Ablenkung dünner Lichtstrahlen, welche an verschiedenen Stellen der Pupille in das Auge eingestrahlt werden. Nachteilig ist, dass das zu untersuchende Auge während der zeitaufwändigen Messung ausreichend fixiert werden muss (Charman 1991). Smirnov stellte eine Reihe interindividueller Unterschiede bei den Aberrationen fest. Weiterhin entdeckte er, dass das Zentrum der Pupille mit einem Durchmesser von 2 mm bis 2,5 mm bei vielen Augen

aberrationsfrei ist. Er schloss daraus, dass Aberrationen wahrscheinlich erst bei großem Pupillendurchmesser das Sehvermögen beeinträchtigen.

### 1.1.2 Subjektives Kreuzzylinder-Aberroskop

Die Arbeitsweise des von Howland und Howland entwickelten „Crossed Cylinder Aberroscope“ basierte auf dem Verfahren Tschernings' (Howland and Howland 1976, 1977). Zwischen den ebenen Flächen einer plankonvexen und einer plankonkaven Zylinderlinse befand sich, wie in Abbildung 1.1 dargestellt, ein quadratisches Gitter. Nach Blick durch das Aberroskop zeichneten die Probanden die subjektiv wahrgenommene Gitterform auf. Ein Computer errechnete aus den Abweichungen der Aufzeichnungen zum idealen Gittermuster, deren monochromatische Aberrationen. Die Abbildungsfehler wurden zunächst in Taylor Polynomen beschrieben und danach in die in der Optik üblichen Zernike-Koeffizienten konvertiert, welche direkt mit den bekannten optischen Aberrationen des Auges korrelieren und auch in dieser Arbeit Anwendung finden. Howland und Howland ermittelten, dass Aberrationen dritter Ordnung (komaähnliche Abbildungsfehler) dominieren.

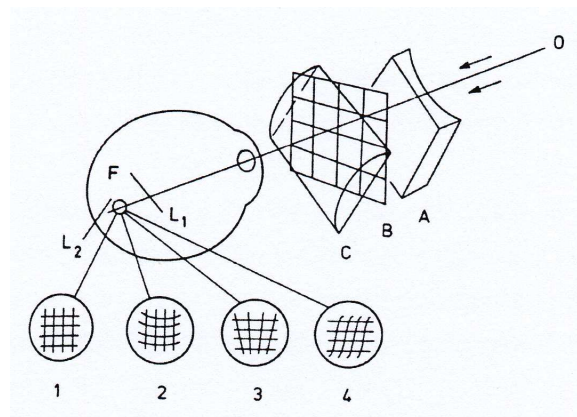


Abbildung 1.1: Kreuzzylinder-Aberroskop (Howland and Howland 1976). Entstehung des retinalen Gitterbildes bei einem aberrationsfreiem Auge (1), Augen mit komaähnlichen Aberrationen (2,3) und ein Auge mit Aberrationen 4.Ordnung (4)

### 1.1.3 Objektives Kreuzzylinder-Aberroskop

Ein Jahrhundert nach Tschernings' erstem Aberroskop gelang Walsh et al. die Entwicklung eines objektiven Verfahrens zur Bestimmung der monochromatischen Aberrationen (Walsh et al. 1984). Das durch ein Kreuzzylinder-Aberroskop wahrgenommene verzerrte retinale Gitterbild wurde nun nicht mehr von der Testperson aufgemalt, sondern das auf der Netzhaut entstandene Gittermuster über einen halbdurchlässigen Spiegel (beam splitter) auf eine Kamera fokussiert und anschließend mittels Computer ausgewertet. Mit dieser Weiterentwicklung wurden die Ergebnisse von Howland und Howland bestätigt, dass komaähnliche Abbildungsfehler bei allen Pupillendurchmessern überwiegen.

### 1.1.4 Spatially Resolved Refractometer

Das von Burns beschriebene Instrument zur Aberrationsmessung beruht auf dem von Julius Scheiner 1897 entwickelten Scheiner-Prinzip (siehe auch Kapitel 1.5). Es ermöglicht eine psychophysikalische Messung der Wellenfront des Auges (Burns 2000). Von diesem Gerät werden zwei dünne Lichtstrahlen in das Auge geschickt. Dabei tritt der Referenz-Strahl durch das Pupillenzentrum, während der Test-Strahl sequenziell variable Pupillenpositionen passiert. Wenn keine Abbildungsfehler vorliegen, schneiden sich beide Strahlen auf Netzhautenebene und der Proband sieht die Lichtpunkte überlappend. Bei Auftreten von Aberrationen erscheinen zwei Lichtpunkte. Der Proband wird gebeten den Winkel des Teststrahles so zu verändern, dass beide Punkte übereinstimmen. Der Winkel zeigt das Ausmaß der Aberration an. Messungen an mehreren Pupillenpositionen können in eine komplette Wellenfront-Funktion konvertiert werden.

### 1.1.5 Weitere objektive Aberroskope

Mierdel et al entwickelten eine ebenfalls auf dem Aberroskop von Tscherning basierende Methode zur objektiven Messung monochromatischen Abbildungsfehler (Mierdel et al. 1997). Man verwendete dabei das Prinzip der indirekten Ophthalmoskopie, in dem parallele Einzelstrahlen auf der Netzhaut ein Lichtpunktmuster erzeugen, welches von einer CCD-Funduskamera aufgezeichnet wird. Der Messaufbau ist in Abbildung 1.2 ersichtlich. Die

Darstellung der Wellenfrontaberration erfolgt in Abbildung 1.3.

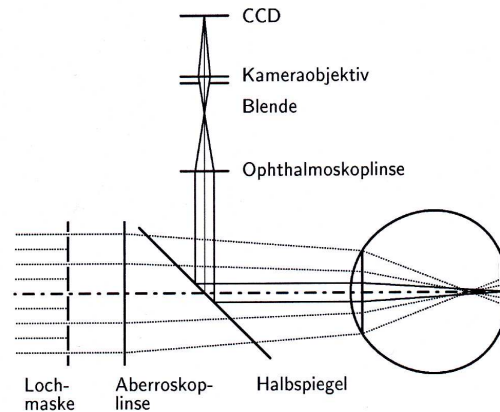


Abbildung 1.2: Messaufbau zur Bestimmung der monochromatischen Aberrationen des Auges nach Mierdel, Krinke, Wiegand, Kaemmerer und Seiler (1997)

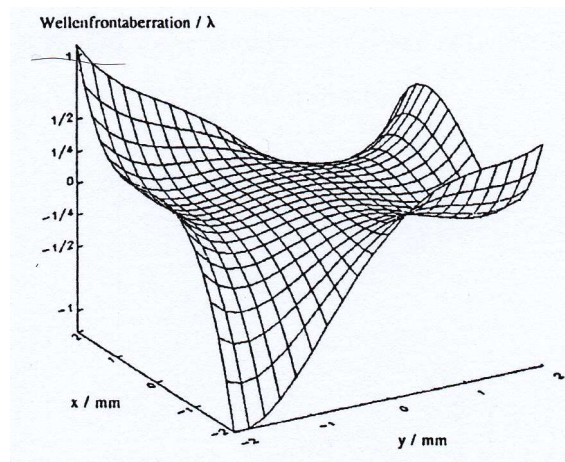


Abbildung 1.3: Darstellung der Wellenfrontaberration (Mierdel et al. 1997)

#### 1.1.6 Der Hartmann-Shack-Wellenfront-Sensor

Die Grundidee rührt von dem aus Erfurt stammenden Astronom Johannes Franz Hartmann (1865 – 1935) her. Er entwickelt 1904 in Potsdam den Hartmann-Test, welcher die Brechungsfehler optischer Apparaturen mit einer Lochmaske und einer Photoplatte bestimmt. Der Hartmann-Shack-Wellenfront-Sensor wird zur Messung von Aberrationen des dioptrischen Apparates benutzt, indem eine Wellenfront ins Auge gesandt und die an der

Netzhaut reflektierte, spezifisch veränderte Wellenfront vom Sensor empfangen und durch Zernike-Polynome rekonstruiert wird. Damit ist eine schnelle, präzise und objektive Messung der Aberrationen des Auges möglich (Liang et al. 1994, Thibos 2000). Eine detaillierte Beschreibung der Funktionsweise erfolgt im Kapitel 3.1.7.

## **1.2 Anatomisch-physiologische Grundlagen der Akkommodation**

Akkommodation (lateinisch *accomodare* „anpassen, adaptieren“) ist die Fähigkeit durch Änderung der optischen Brechkraft des Auges, auf Ziele unterschiedlicher Entfernung zu fokussieren und diese scharf auf der Netzhaut abzubilden.

Durch eine Kontraktion des Ziliarmuskels stellen sich optisch-geometrische Veränderungen im dioptrischen Apparat, vor allem in der Linse ein, die die Gesamtbrechkraft des Auges um bis zu 14 Dioptrien verändern (Sachsenweger 1994).

Abbildung 1.4 zeigt den anatomischen Aufbau des menschlichen Auges. Das einfallende Licht durchdringt Kornea (Hornhaut) sowie Kammerwasser der vorderen und hinteren Augenkammer. Es passiert danach Linse und Glaskörper um dann als umgekehrtes, verkleinertes Bild auf der Fovea der Retina (Netzhaut) abgebildet und nach Umwandlung in nervale Signale über den Sehnerv an das Gehirn (visueller Kortex) weitergeleitet zu werden. Das Licht wird auf seinem Weg durch den optischen Apparat des Auges mehrfach gebrochen.

Die Brechkraft kann durch verschiedene Faktoren verändert werden: einerseits durch die Kraft der äußeren Muskeln, die zu einer ellipsoiden Deformierung des gesamten *Bulbus oculi*, d.h. auch der Hornhaut, führen kann, andererseits aufgrund der unterschiedliche Krümmung der Linse durch den Ziliarmuskel.

Die äußere Oberfläche der Hornhaut trägt wegen ihrer Grenzfläche zur Luft mit 43 dpt den wesentlichsten Teil zum Brechwert des Auges bei. Die Linsenbrechkraft beträgt etwa 19 dpt (je nach Akkommodationszustand), die des Kammerwassers -3,6 dpt. Die Länge des Auges misst 24 mm, die Gesamtbrechkraft beträgt ca. 58 dpt, die gegenstandsseitige Brennweite 17 mm und die bildseitige 23 mm (Sachsenweger 1994).

Bei Akkommodationsruhelage des Ziliarmuskels, beispielsweise in absoluter Dunkelheit, ist das Auge auf die Ferne scharf gestellt. Werden nähere Objekte angeschaut, dann werden die optischen Grenzflächen des Auges stärker gewölbt und somit die Brechkraft erhöht.

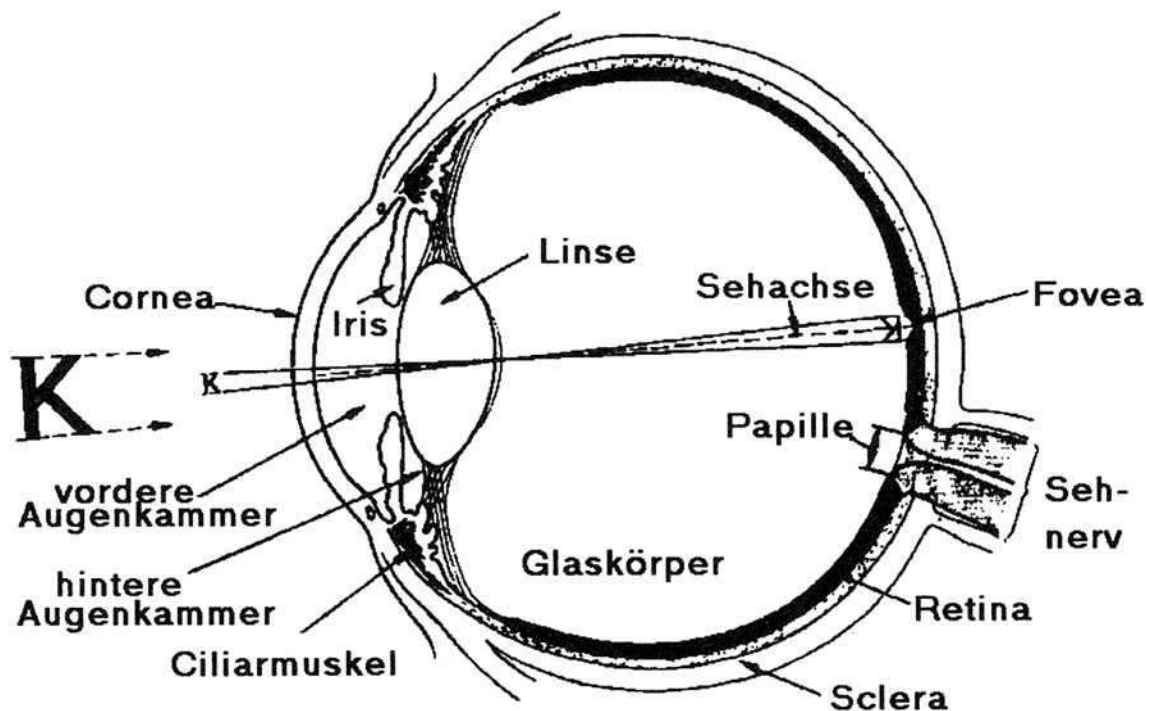


Abbildung 1.4: Aufbau des menschlichen Auges (aus Schmidt&Thews:1997)

Es existieren derzeit zwei führende Theorien über die Funktionsweise der aktiven Brechkraftveränderung durch Akkommodation:

Die Theorie von Helmholtz (Helmholtz 1855), dargestellt in Abbildung 1.5, geht von folgender Linsenverformung während der Akkommodation aus: Die elastische Augenlinse wird beim Blick in die Ferne durch den Zug der Zonulafasern an der Linsenkapsel in eine Ellipsenform aufgespannt. Bei Nahakkommodation entspannen sich die Zonulafasern durch die konzentrische Verengung des Musculus ciliaris. Die Linse verzieht sich dann durch die elastischen Kräfte der Linsenkapsel in ihre kugelartigere Ruheform (mechanischer Memory-Effekt), was mit einer Zunahme der Brechkraft einhergeht. In seinem Werk „Über die Akkommodation des Auges“ (Helmholtz 1855) schrieb er: „Die Veränderungen, welche ich im Auge bei der Akkommodation für die Nähe beobachten konnte, sind also folgende:

- 1) Die Pupille verengt sich;
- 2) Der Pupillenrand der Iris bewegt sich nach vorn;
- 3) Die peripherischen Theile der Iris treten zurück;
- 4) Die vordere Linsenfläche wölbt sich stärker, und ihr Scheitel bewegt sich nach vorn;
- 5) Die hintere Linsenfläche wird ebenfalls ein wenig gewölbt, und ändert ihren Platz nicht

merklich. Die Linse wird also in ihrer Mitte dicker. Da das Volumen der Linse constant bleiben muß, können wir noch schließen, dass die queren Durchmesser der Linse sich verkürzen müssen.“

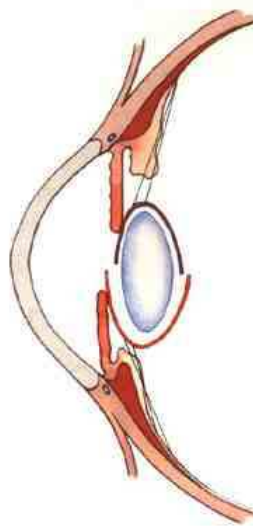


Abbildung 1.5: Akkommodationstheorie nach Helmholtz

obere Bildhälfte: Fernblick; der Ziliarmuskel ist relaxiert, die Zonulafasern angespannt, die Linse hat eine flache Krümmung und eine geringe Brechkraft

unterer Bildabschnitt: Nahsicht; der Ziliarmuskel ist kontrahiert, die Zonulafasern sind entspannt, die Linsenkrümmung und Brechkraft nehmen deutlich zu

Die Theorie nach dem US-amerikanischen Mediziner und Physiker Ronald A. Schachar widerspricht dem Helmholtz-Modell und geht davon aus, dass die Formänderung der Linse bei Akkommodation durch das Zusammenspiel der Zonulafasern bedingt ist (Schachar et al. 1992). Er unterscheidet zwischen vorderen, äquatorialen und hinteren Zonulafasern. Die vorderen Fasern inserieren an der vorderen Linsenperipherie, die äquatorialen Fasern am Linsenäquator und die hinteren Fasern setzen an der hinteren Linsenperipherie an. Sie verleihen der Linse Stabilität in allen Akkommodationslagen. Der Ziliarmuskel kontrahiert seiner Ansicht nach in der Weise, dass sich bei Nahakkommodation nur die äquatorialen Fasern anspannen, während vordere und hintere Zonulae entspannt bleiben. Dadurch kommt es zu einer steileren Krümmung im Zentrum der Linse, während die Peripherie eine flachere Krümmung annimmt (Schachar et al. 1992, 1993, 1996, 2004 und 2008). Es resultiert eine Brechkraftzunahme der Linse. Schachar zufolge geht die aktive Ziliarmuskelbewegung während der Fernakkommodation in eine partielle Anspannung der anterioren und posterioren Fasern über, während Helmholtz eine vollständige Entspannung aller Zonulafasern annimmt.

Die Schachar-Theorie ist in Abbildung 1.6 skizziert.

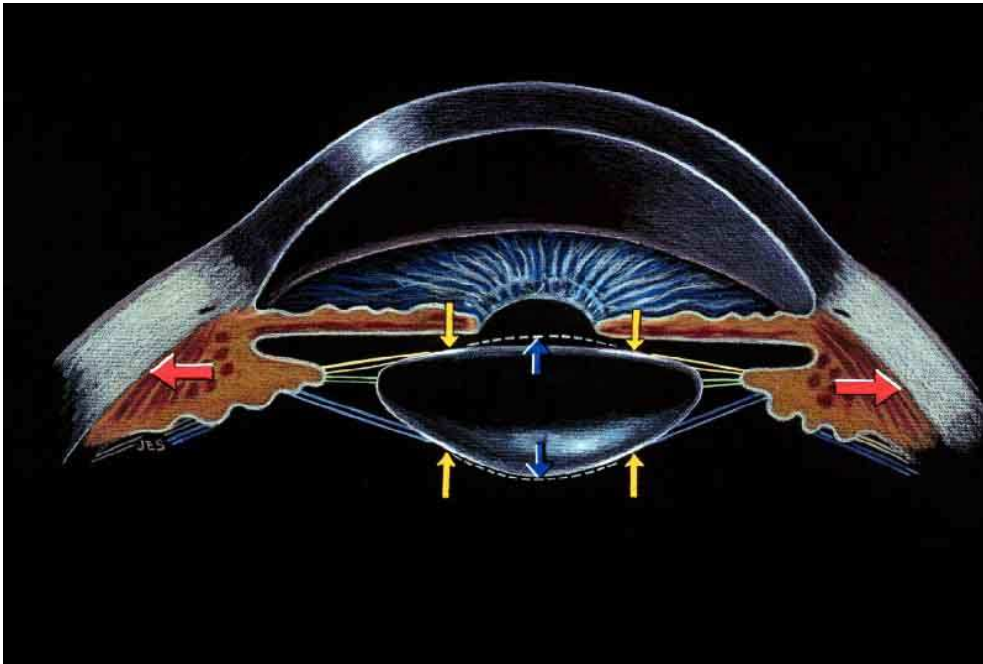


Abbildung 1.6: Schematische Darstellung des Akkommodationsmodells nach Schachar: Durch Ziliarmuskelkontraktion steigt die Zonulaanspannung woraus eine Umformung der Linse mit stärkerer Krümmung im Zentrum resultiert.

Andere Studien unterstützten evidenzbasiert die Helmholtz-Theorie durch Nachweis der Abnahme des äquatorialen Linsendurchmessers während der Akkommodation (Glasser & Kaufman 1999). Diese Erkenntnis konnte auch mit Magnetresonanztomografie-Studien und Infrarot-Retroillumination bestätigt werden (Strenk & Semmlow 1995, Wilson 1997).

Nach heutigem Wissensstand wird Akkommodation als „Anpassung des Auges an verschiedene Objektentfernungen durch Zunahme der Linsen-Plusbrechkraft mittels Kontraktion des Ziliarmuskels, Erschlaffung der Zonulafasern und stärkerer Wölbung der Linse durch Eigenelastizität“ definiert (zitiert nach Augustin 2000).

Mit zunehmender Akkommodation kommt es vor allem auf der Linsenvorderseite zur stärkeren Kurvation (Dubbelman et al. 2005). Die Linsenvorderfläche bewegt sich nach vorn. Damit verringert sich die Tiefe der Augenvorderkammer (Brown 1973, Müller & Strobel 2007). Die zentrale Linsendicke nimmt zu, was vor allem durch die Formveränderung im Linsenkern bedingt ist (Dubbelman et al. 2003, Koretz et al. 1997). Der zentrale Linsendurchmesser wird kleiner (Brown 1973, Strenk et al. 1999). Die Linsentransparenz



nimmt ab (Müller & Strobel 2007). Auch Veränderungen der Hornhaut wurden während der Akkommodation beschrieben (Pierscionek et al. 2001, Yasuda et al. 2003). Deren Krümmung nimmt durch Ziliarmuskelkontraktion bei Nahsicht zu (Yasuda et al. 2004). Die stärkere Kurvatur findet sich vor allem in der Hornhautperipherie, während der Scheitelpunkt eher abflacht (He et al. 2003, Müller & Strobel 2007).

Parallel zur Anspannung des Ziliarkörpers führen beide Augen eine Konvergenzbewegung aus. Diese Konvergenzbewegung ist Voraussetzung für die Fusion der Bilder beider Augen zu einem dreidimensionalen Seheindruck in der Nähe. Begleitet werden die Prozesse von einer Pupillenverengung (Miosis), zum Ausblenden von abbildungsverschlechternden Randstrahlen. Bis heute existiert jedoch insgesamt noch kein einheitliches Akkommodationsmodell.

## 2 Ziel der Arbeit und Bedeutung für Aberrationskorrekturen

Seit dem 13. Jahrhundert sind Brillen der klassische Weg, um Sehschwächen zu korrigieren. Seit dem vorigen Jahrhundert können Abbildungsfehler des Auges auch operativ behandelt werden. Die "Refraktive Chirurgie" fasst chirurgische Eingriffe zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten zusammen.

Man unterscheidet damit Operationen, die die Brechkraft der Hornhaut verändern (z.B. PRK, LASIK) von sogenannten Linsenverfahren, die durch zusätzliches Einsetzen, Austauschen oder Entfernen der Linse die Brechkraft ändern.

Die Refraktive Chirurgie ist noch ein relativ junges Fachgebiet und befindet sich in ständiger Weiterentwicklung. Die ersten kontrollierten Studien zur Hornhautkorrektur stammen aus den 1930er Jahren mit Untersuchungen zur radialen Keratotomie. Schnitte in der Korneaoberfläche sollten diese mittels Destabilisierung abflachen. Aufgrund von Vernarbung traten jedoch oftmals Komplikationen auf.

1965 entwickelte der spanische Ophthalmologe Jose Barraquer das Verfahren der Keratomileusis (Barraquer 1965). Dabei wurde eine Abflachung der Kornea durch den flächigen Gewebeabtrag innerer Hornhautschichten erzielt.

1986 wurde mit der photorefraktiven Keratektomie (PRK) erstmals der Laser für den Abtrag von Hornhautgewebe eingesetzt (Krauss et al. 1986, Munnerlyn et al. 1988)

In den 1990er-Jahren wurde die PRK zur LASEK (Laser Epithelial Keratomileusis) weiterentwickelt. Bei der PRK bzw. LASEK wird zunächst die oberste Schicht der Hornhaut, das Epithel, mechanisch entfernt. Anschließend wird mittels eines Excimer Lasers das Zentrum der Hornhaut abgeschliffen, um die Fehlsichtigkeit auszugleichen. Das Epithel bildet sich in wenigen Tagen neu und schließt den oberflächlichen Defekt.

1990 wurde die Keratomileusis zum ersten Mal mit einer Hornhaut-Schnitttechnik als Laser-in-situ-Keratomileusis (LASIK) kombiniert (Pallikaris et al. 1990). Bei der LASIK wird zunächst mit einem Mikrokeratom (oszillierende winzige Klinge; "Hobel") eine ca. 0,15 mm dicke Lamelle der Hornhaut teilweise abgetrennt und wie ein Deckel umgeklappt, sodass das Innere des Hornhautgewebes frei liegt. Hier kommt nun der Excimer-Laser zum Einsatz, der die gewünschte Menge an Hornhautgewebe verdampft. Dies ist die eigentliche Korrektur der Fehlsichtigkeit. Dann wird die Lamelle wieder in seine ursprüngliche Position geklappt, sodass die Hornhautoberfläche wieder intakt ist

Die LASIK wird angewandt zur Korrektur der Myopie, des Astigmatismus und der Hyperopie.

In der weiteren Entwicklung konnten mit Hilfe der Wellenfrontanalyse individuelle Korrekturprofile, welche auf das Aberrationsmuster des jeweiligen Patienten zugeschnitten waren, berechnet werden. Dabei werden auch Aberrationen höherer Ordnung berücksichtigt.

Die erste wellenfrontgestützte LASIK-Anwendung wurde von Seiler und Mrochen berichtet (Mrochen et al. 2000, Seiler et al. 2000).

Selbst für normalsichtige Augen sollte durch Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung nochmals eine Steigerung der Sehschärfe und Kontrastsensitivität erzielt werden (Williams et al. 2000).

Das Ziel des supernormalen Sehens durch Eliminierung der optischen Aberrationen wurde proklamiert. In Einzelfällen war der Visus signifikant erhöht bis auf Werte von 200 %.

Die theoretischen Limits der erreichbaren Sehstärke wurden auf 20/12 bis 20/5, abhängig vom Pupillendurchmesser, geschätzt (Applegate 2000, Schwiegerling 2000).

Jedoch stellte man fest, dass auch Refraktive Chirurgie wie das konventionelle LASIK-Verfahren oder PRK postoperativ zu einer Zunahme von Aberrationen höherer Ordnung führen kann. Die auffälligsten Veränderungen wurden bei der sphärischen Aberration beobachtet, welche sich nach Myopie-Korrektur in positiver Richtung bewegte (Marcos et al. 2001, Moreno-Barriuso et al. 2001, Schwiegerling & Snyder 2000, Seiler et al. 2000). Daraus resultierte teilweise eine verschlechterte Sehleistung, vor allem mit Kompromittierung der Kontrastschärfe (Endl et al. 2001, Mrochen et al. 2001, 2002, 2004, Oshika 2004, Tumbocon et al. 2004).

Weitere postoperative unerwünschte Nebenerscheinungen sind tränende Augen, Brennen, Lichtempfindlichkeit, Verschwommensehen, Blendungsempfindlichkeit insbesondere beim Nachtfahren und Schwankungen der Sehschärfe.

Durch die Anwendung der wellenfrontgeführten LASIK ist es in den letzten Jahren gelungen die Ergebnisse der konventionellen LASIK auf ein höheres Niveau zu bringen. Fortschritte wurden hierbei insbesondere auf dem Gebiet der Nachtsehschärfe und der Minimierung von Blendeffekten nach LASIK-Behandlung erreicht. Zahlreiche Studien berichten über gute Resultate und sehen weitere positive Entwicklungen der wellenfrontassistierten LASIK-Therapie voraus (Keir et al. 2009, MacRae et al. 2000, Panagopoulou & Pallikaris 2001, Slade 2004, Thompson et al. 2004, Vongthongsrie et al. 2002).

Laserchirurgische Methoden zur Behebung von Fehlsichtigkeiten an der Hornhaut sind nur ein Teil des Fachgebiets. Die Refraktive Chirurgie umfasst insgesamt ein viel weiteres Spektrum chirurgischer Vorgehensweisen zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten. Dies umfasst

beispielsweise spezielle Inzisionsverfahren der Hornhaut, Implantate in der Hornhaut, Hornhautversteifungsverfahren oder Linsenchirurgie mit Implantation von künstlichen Intraokularlinsen.

In Deutschland haben 0,2 % der Bevölkerung ihren Sehfehler mittels Refraktiver Chirurgie behandeln lassen (Stand 2004). Pro Jahr werden bis 124.000 Operationen durchgeführt, mit steigender Tendenz. Weltweit sind bisher 16,3 Millionen LASIK-Eingriffe durchgeführt worden (Solomon et al. 2009).

Auch sind derzeit Brillengläser und Haftschalen mit speziellem Profil zum Ausgleich der individuellen Aberrationen des jeweiligen Patienten in der Entwicklung.

Aberrationen sind nicht statisch sondern werden durch verschiedene Einflüsse verändert (siehe Kapitel 3.1.1).. Für die operative Korrektur von Fehlsichtigkeiten ist auch deren Variation von Interesse. So unterliegen sie zum Beispiel tageszeitlichen Veränderungen (Hofer et al. 2001) und sind ebenfalls abhängig vom Tränenfilm (Thibos und Hong 1999). Eine weitere Einflussgröße ist die Pupillenweite, welche mit wachsendem Durchmesser die Aberrationen des Auges ansteigen lässt (Liang und Williams 1997). Bereits ab einer Pupillengröße von 3 Millimetern steigen die Abbildungsfehler auf der Retina deutlich an. Bei kleineren Pupillendiametern tritt lediglich die Beugung (Diffraktion) der Lichtwellen als Sehschärfe beeinflussender Faktor auf (Walsh & Charman 1984).

Auch Bewegungen des Augenbulbus nehmen signifikanten Einfluss (Lemm et al. 2010).

In beiden Augen korrelieren die Aberrationen miteinander. Jedoch besteht interindividuell eine große Variabilität (Porter et al. 2001).

Mit zunehmendem Lebensalter treten vermehrt Aberrationen auf (Oshika et al. 1999, Amano et al. 2004). Es wurden darüber hinaus Aberrationsunterschiede im Zusammenhang mit der ethnischen Herkunft beschrieben (Lim und Fam 2009).

Zu einer deutlichen Veränderung der Aberrationen kommt es auch während der Akkommodation (Cheng et al. 2004, He et al. 2000, Lopez-Gil et al. 2008).

Die vorliegende Arbeit soll untersuchen in welcher Weise sich die Wellenfront des menschlichen Auges, und damit dessen Aberrationen, während der Akkommodation verändern. Dabei wird auch der Einfluss der begleitenden Miosis berücksichtigt und der zeitliche Ablauf des Akkommodationsprozesses beleuchtet.

Wellenfronten sind unter anderem mit dem WASCA Wavefront Analyzer messbar, welcher in dieser Arbeit Anwendung fand (beschrieben im Kapitel 3.1).

## 3 Probanden und Methode

### 3.1 Physikalisch-technische Grundlagen

#### 3.1.1 Abbildungsfehler

Abbildungsfehler (Aberrationen) des dioptrischen Apparates des Auges führen zu unscharfer oder verzerrter Abbildung von Gegenständen auf der Netzhaut (von Helmholtz 1856). Sie stellen im menschlichen Auge den Regelfall dar. Objektpunkte werden durch den dioptrischen Apparat nicht wieder zu exakten Bildpunkten vereint, sondern astigmatisch (nicht punktförmig) abgebildet. Man teilt Aberrationen (lateinisch Aberratio = Abweichung) physikalisch in chromatische und monochromatische ein (siehe Kapitel 1.1).

Monochromatischen Aberrationen, welche Gegenstand dieser Arbeit sind, beschreiben Abbildungsfehler die aufgrund von Brechungseigenschaften des optischen Mediums ein Objekt unscharf abbilden. Sie werden unterteilt in Aberrationen niederer und höherer Ordnung. Beide können mittels Wellenfronten dargestellt sowie quantifiziert werden und sind mit dem WASCA Wavefront Analyzer messbar, welcher in dieser Arbeit Anwendung fand.

Zu den monochromatischen Abbildungsfehlern niederer Ordnung zählen:

Fehler der Sphäre:

Myopie (Kurzsichtigkeit): Das Auge ist im Verhältnis zur Brechkraft des dioptrischen Apparates zu lang, so dass der Brennpunkt parallel einfallender Lichtstrahlen vor der Netzhaut liegt und so ein unscharfes Bild entsteht. Dies kann durch Zerstreuungslinsen in Form von Brillengläsern bzw. Kontaktlinsen oder durch Abflachung der Hornhaut mittels Refraktiv – Chirurgischem Eingriff korrigiert werden.

Hyperopie (Übersichtigkeit): Das Auge ist im Verhältnis zu seiner Brechkraft zu kurz, so dass der Brennpunkt parallel einfallender Lichtstrahlen hinter der Netzhaut liegt. Es entsteht somit ein unscharfes Bild, welches durch Zwischenschalten von Sammellinsen oder mittels Refraktiv – Chirurgischem Eingriff korrigiert werden kann.

Fehler des Zylinders:

Astigmatismus (Stabsichtigkeit): Es handelt sich um eine Krümmungsanomalie der brechenden Medien des Auges, bei der die Brechkraft nicht in allen Meridianen gleich groß ist. Vor allem Hornhautoberfläche aber auch Linse (schiefe Lage der Linse, Dezentrierung, Akkommodation) brechen in einem Meridian stärker als in dem dazu senkrecht stehenden. Folglich wird ein punktförmiges Objekt stabförmig abgebildet. Man unterscheidet einen regulären und irregulären Astigmatismus. Beim regulären besteht eine ungleiche Brechkraft in zwei senkrecht aufeinander stehenden Meridianen, wobei in den meisten Fällen im vertikalen Meridian stärker gebrochen wird als im horizontalen (Astigmatismus nach der Regel). Beim irregulären Astigmatismus sind Wölbung und Brennweite der brechenden Flächen unregelmäßig (beispielsweise nach Hornhautulzerationen und –narben, oder Keratokonus).

Zu monochromatischen Abbildungsfehlern höherer Ordnung gehören unter anderem:

Die sphärische Aberration (Öffnungsfehler): Wie alle sphärischen Linsen, besitzt auch der dioptrische Apparat des Auges im Randbereich eine andere Brennweite als im zentralen Bereich um die optische Achse (Koomen et al. 1949). Beim Durchgang durch die Linse wird, wie in Abbildung 3.1 sichtbar, ein zu ihrer optischen Achse paralleler Lichtstrahl am Rande stärker abgelenkt als im paraxialen Raum. Infolgedessen liegen die Brennpunkte der Randstrahlen der Linse näher als der Brennpunkt der Zentralstrahlen. Je weiter entfernt von der Achse die Strahlen auf die Linse treffen, desto stärker werden sie gebrochen und schneiden die optische Achse näher an der Linse. Durch die unterschiedlichen Brennweiten wird ein punktförmiger Gegenstand nicht mehr als Punkt, sondern unscharf als kleiner Lichtkreis abgebildet. Mit Verringerung des Pupillendurchmessers (Öffnungswinkel) lassen sich die stärker gebrochenen Randstrahlen ausblenden und so ein schärferes Bild erzeugen. Diese Abhängigkeit von der Öffnung des optischen Systems nennt man Öffnungsfehler.

Die sphärische Aberration spielt eine entscheidende Rolle für das Kontrastsehen. Die höchste Kontrastschärfe wird dabei bei einer Minimierung der sphärischen Aberration auf null erreicht (Piers et al. 2007).

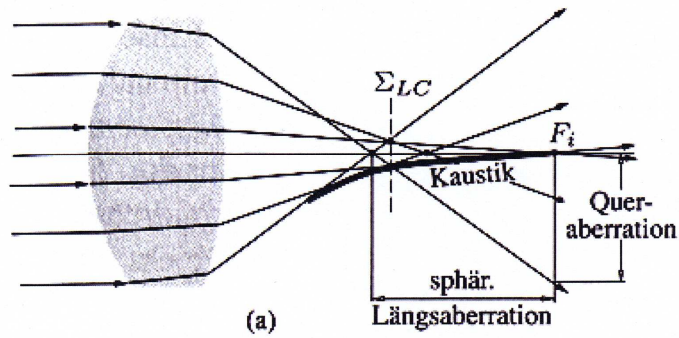


Abbildung 3.1: Sphärische Aberration an der Linse. Die Randstrahlen werden stärker von der Linse abgelenkt als die achsnahen Strahlen und damit vor den axialen Brennpunkt  $F$  gebrochen (Hecht 2001 S.383).

Die Koma (Asymmetriefehler) ist ein bildverschlechternder, monochromatischer Abbildungsfehler, der bei Objektpunkten auftritt, die sich nicht auf der optischen Achse befinden und mit weit geöffneten, nicht achsparallelen (schrägen) Strahlenbündeln abgebildet werden (siehe Abbildung 3.2). Es entsteht eine Asymmetrie, da die Randstrahlen unter einem anderen Winkel auf die Linse auftreffen als der Hauptstrahl. Seitlich der optischen Achse gelegene Punkte werden in Form eines Kometenschweifes abgebildet (Tscherning 1894).

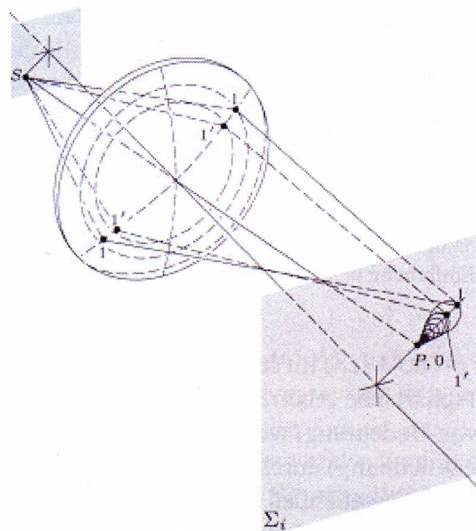


Abbildung 3.2: Strahlengang beim Koma. Die Koma entspricht der sphärischen Aberration schief einfallender Bündel und ist ein Asymmetriefehler. Sie entsteht wenn ein Objekt mit weit geöffnetem, nicht achsparallelem Bündel abgebildet wird. Da die Randstrahlen unter einem anderen Winkel auf die Linse auftreffen als der Hauptstrahl, kommt es zur Asymmetrie (Hecht 2001 S.389).

Weitere Aberrationen höherer Ordnung werden im Kapitel 3.1.5 näher erläutert.

### 3.1.2 Aberrationsmessung mittels umgekehrt ophthalmologischem Prinzip

Beim normalen Sehvorgang treten Lichtstrahlen durch den dioptrischen Apparat des Auges hindurch, um gebündelt im Brennpunkt auf die Netzhaut zu fallen. Um die Aberrationen des Auges zu messen, verfolgt man beim umgekehrt ophthalmologischem Prinzip den Strahlengang nicht vom Objekt sondern vom Bildpunkt aus. Dazu wird ein Infrarotlichtstrahl auf die Retina fokussiert. Vom dort entstehenden Spot geht eine Kugelwelle aus und passiert von innen nach außen alle brechenden Medien des Auges. Die aus dem Auge heraustretende Wellenfront wird auf das Linsenarray eines Hartmann-Shack-Sensors geleitet und dort gemessen. Analysiert werden also nicht die ins Auge einfallenden Lichtstrahlen, sondern die aus dem Auge austretende und durch die Abbildungsfehler der brechenden Medien veränderte Wellenfront des Lichts. Abbildung 3.3 zeigt vereinfacht das umgekehrt ophthalmologische Prinzip. Bei einem idealen optischen System würde das eingestrahlte Infrarotlicht das Auge als ebene Wellenfront wieder verlassen. In Realität ist aber kaum ein Auge perfekt, so dass bei jedem Menschen eine individuell veränderte Wellenfront gemessen werden kann.

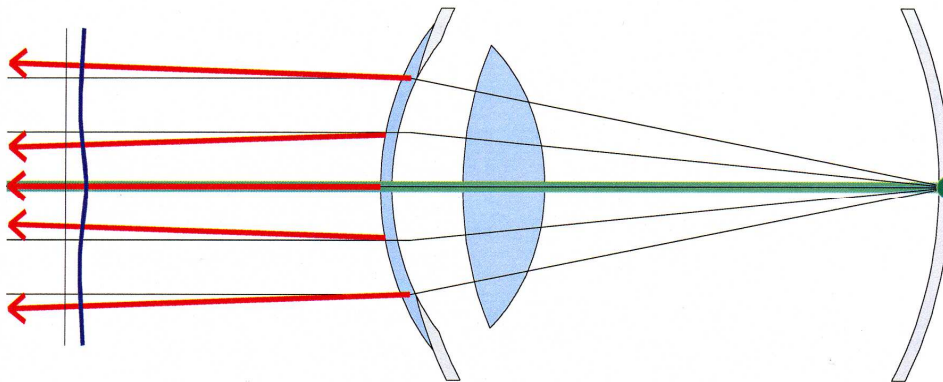


Abbildung 3.3: Umgekehrt ophthalmologisches Prinzip (Fa. Carl Zeiss Meditec AG, 2001).

### 3.1.3 Die Wellenfront

Eine Welle ist definiert als eine in Raum und Zeit periodische Abfolge von Zuständen. Wellentäler werden als Minima, Wellenberge als Maxima bezeichnet. Unter Wellenlänge versteht man den Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Minima bzw. Maxima. Alle zusammenhängenden Punkte gleicher Phase (z.B. der Maxima) stellen eine Wellenfront dar.



Eine solche ist in Abbildung 3.4 zu sehen. Nach dem Huygens'schen Prinzip (Christiaan Huygens, 1629-1695, niederländischer Astronom, Mathematiker und Physiker), kann man aus den gegebenen Punkten einer Wellenfront, welche selbst wieder Ausgangspunkte für neue Wellen sind, die folgende Wellenfront konstruieren. Für die Beschreibung der Wellenfrontformen bedient man sich in der Optik der Zernike Polynome (siehe Kapitel 3.1.5).

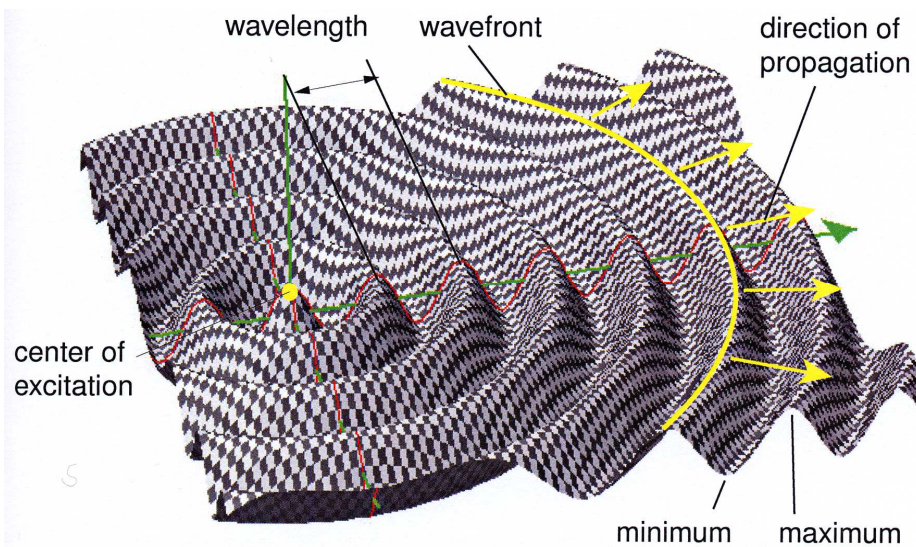


Abbildung 3.4: Kreisförmige Welle (Fa. Carl Zeiss Meditec AG, 2001).

### 3.1.4 Wellenfrontaberrationen

Die Aberrationen der Wellenfronten sind Abweichungen der gemessenen Wellenfront von einer geometrisch idealen Referenzwellenfront, welche man bei einem perfekten optischen System erhalten würde. Durch unterschiedliche Dichte und Brechkraft der optischen Medien des Auges, welche die ebene Wellenfront bis zum Hartmann-Shack-Messsensor durchläuft, wird sie in charakteristischer Weise verändert, wie in Abbildung 3.5 skizziert. Die Veränderungen werden durch unterschiedliche Ausbreitungsgeschwindigkeiten in den verschiedenen brechenden Medien verursacht. Aberrationen der Wellenfront werden in dieser Arbeit mit Hilfe des WASCA Wavefront Analyzers der Firma Carl Zeiss Meditec AG ermittelt (siehe Kapitel 3.3.1).

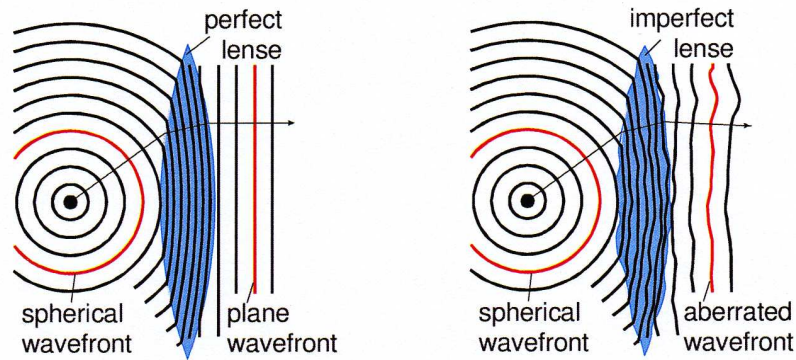


Abbildung 3.5: Aberrationen einer Wellenfront. Links an einer idealen Linse, rechts an einer Linse mit Abbildungsfehler (Fa. Carl Zeiss Meditec AG, 2001).

### 3.1.5 Zernike Koeffizienten

Die Wellenfront ist zu verstehen als Fläche von Orten gleicher Phase (z.B. der Maxima) und wird mathematisch beschrieben durch die Differenz der optischen Pfadlänge (optical path difference = OPD) zwischen der realen Wellenfront und der idealen flächenhaften Wellenfront an jeder Stelle  $(x,y)$  unter Verwendung der Einheit  $[\mu\text{m}]$ . Mittels einer zweidimensionalen Funktion höherer Ordnung  $(x,y)$  ist es möglich die Differenz der real auftretende Wellenfront von einer vorgegebenen idealen Wellenfront mit wählbarer Genauigkeit anzunähern. Eine in der Optik und Ophthalmologie häufig verwendete Darstellung wurde vom niederländischen Physik-Nobelpreisträger Frits Zernike (1888-1966) entwickelt (Zernike 1934). Die Zernike-Polynome besitzen Orthogonalität. Den typischen Formen von Aberrationen wie Defokus, Astigmatismus, Koma und sphärische Aberration lassen sich Koeffizienten zuordnen. Zernike beschreibt die Wellenfront als Summe aus den Produkten dieser Polynome mit den Zernike Koeffizienten.

Wellenfront:

$$WR(x, y) = \sum_{n=0} \sum_{m=0} c_n^m Z_n^m(x, y)$$

Die mathematische Beschreibung der Wellenfront mittels Zernike Polynomen kann umso genauer erfolgen, je höhere Ordnungen berücksichtigt werden.

In Tabelle 1 sind die Koeffizienten bis zur vierten Ordnung beschrieben wie sie auch in der vorliegenden Arbeit Anwendung finden.

Tabelle 1 : Notation und Beschreibung der Zernike Polynome bis zur 4. Ordnung

Term	Ordnung	Beschreibung
$Z_0^0$	0	Konstanter Ausdruck
$Z_1^{-1}$	1	Neigung entlang der y-Achse
$Z_1^1$	1	Neigung entlang der x-Achse
$Z_2^{-2}$	2	Astigmatismus mit einer Achse von +/- 45°
$Z_2^0$	2	Defokussierung
$Z_2^2$	2	Astigmatismus mit einer Achse von 0° oder 90°
$Z_3^{-3}$	3	dreiachsiger Astigmatismus (Trefoil) mit Basis auf der y-Achse
$Z_3^{-1}$	3	Koma in y - Richtung
$Z_3^1$	3	Koma in x - Richtung
$Z_3^3$	3	Dreiachsiger Astigmatismus (Trefoil) mit Basis auf der x-Achse
$Z_4^{-4}$	4	vierachsiger Astigmatismus (Quadrafoil) in y – Richtung
$Z_4^{-2}$	4	Sekundärer Astigmatismus in y – Richtung
$Z_4^0$	4	Sphärische Aberration
$Z_4^2$	4	Sekundärer Astigmatismus in x – Richtung
$Z_4^4$	4	vierachsiger Astigmatismus (Quadrafoil) in x – Richtung

In Abbildung 3.6 werden einige typische Beispiele von Aberrationen dargestellt. Die Zernike Koeffizienten ab der 3. Ordnung aufwärts stellen die sogenannten Aberrationen höherer Ordnung dar. So beschreiben  $Z_3^{-1}$  und  $Z_3^1$  die Koma,  $Z_4^0$  die sphärische Aberration,  $Z_3^{-3}$  und  $Z_3^3$  die triangulären Astigmatismen.

Die Zernike Koeffizienten bis zur 2. Ordnung charakterisieren Aberrationen niederer Ordnung. Dabei werden Astigmatismen durch  $Z_2^{-2}$  und  $Z_2^2$  skizziert,  $Z_2^0$  gibt den Defokus wieder.

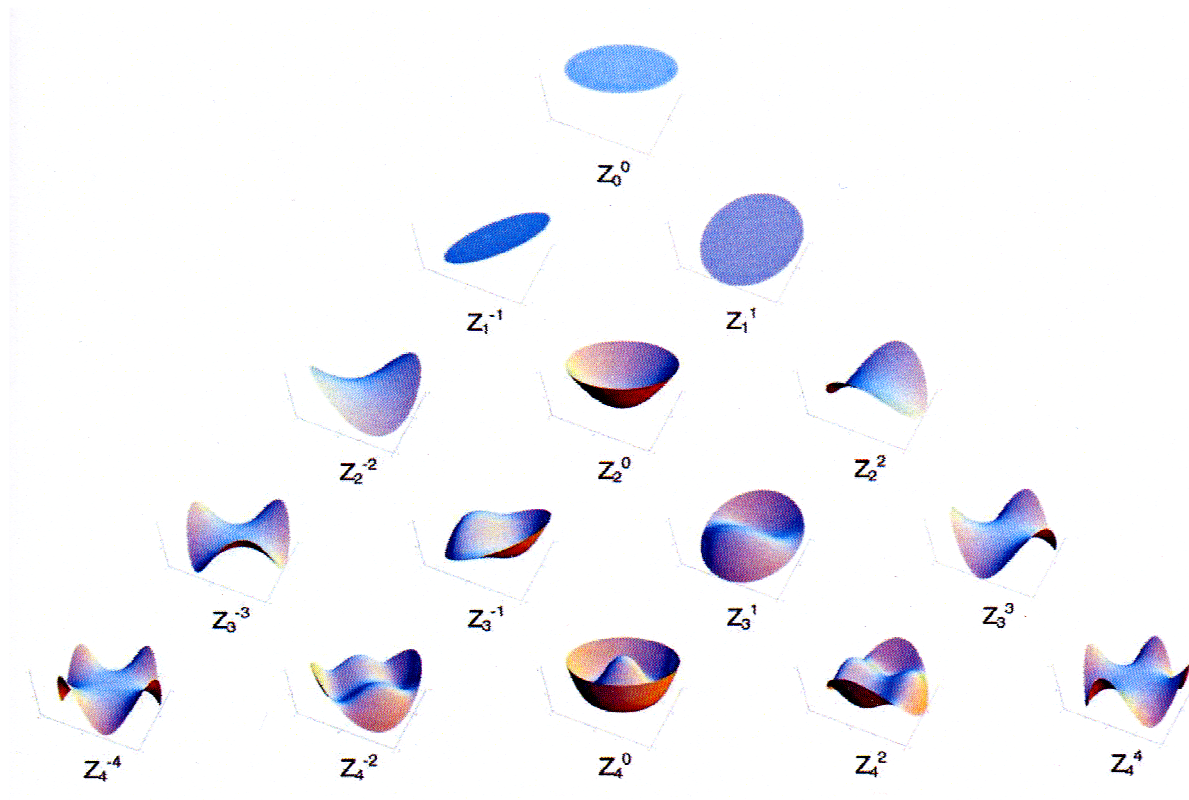


Abbildung 3.6: Periodensystem der Zernike Polynome bis zur 4. Ordnung (Fa. Carl Zeiss Meditec AG, 2001).

Alle genannten Abbildungsfehler können die Sehschärfe reduzieren. Dabei ist der Einfluss der Aberrationen unterschiedlich. Die stärkste Wirkung geht von den Abbildungsfehlern der 2. Ordnung (Defokus und Astigmatismus) aus. Die Höhe der Aberrationen nimmt danach mit steigender Ordnungszahl ab (Thibos et al. 2002). Der Defokus verringert den Visus stärker als der Astigmatismus. Komaartige Aberrationen wirken sich stärker aus als die Trefoil. Sphärische Aberration und sekundärer Astigmatismus beeinflussen die Kontrastschärfe deutlich mehr als die Quadrafoil. Der Einfluss auf die Sehschärfe nimmt also innerhalb der Pyramide der Zernike-Polynome von innen nach außen ab (Applegate et al. 2002).

Andere Autoren beschreiben eine höhere Beeinträchtigung der Sehleistung durch die symmetrischen Aberrationen (Defokus und sphärische Aberration) als durch asymmetrische (z.B. Trefoil) (Rocha et al. 2007).

Der Root Mean Square (RMS), der quadratische Mittelwert, integriert nach dem mathematischen Algorithmus:

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum \left( c_n^f \right)^2}$$

die Aberrationen bis zu einer bestimmten Ordnung zu einem Wert und ist damit Ausdruck der gesamten zusammengefassten Abbildungsfehler. Der RMS entspricht der Quadratwurzel der Varianz der Wellenfront.

Zur besseren Interpretation der Werte ist die Umrechnung in eine äquivalente sphärische Defokussierung ( $M_E$ ) hilfreich:

$$M_E = 4 \cdot \sqrt{3} \cdot \frac{RMS}{r^2}$$

$M_E$  wird in Dioptrien angegeben und lässt sich mit dem Sphärenwert vergleichen.

### 3.1.6 Notationen

Wellenfronten lassen sich mit verschiedenen Notationen beschreiben. In der internationalen Literatur ist vor allem die von der Optical Society of America aufgestellte OSA Notation gebräuchlich (Thibos et al. 2000). Die OSA Notation bezeichnet einen Wellenfrontfehler als positiv, wenn die gemessene Wellenfront der idealen Wellenfront vorausseilt. Der Wellenfrontfehler trägt ein negatives Vorzeichen, wenn die reale Wellenfront an dem entsprechenden Punkt hinter der idealen Wellenfront liegt (Thibos 2001).

Der für diese Arbeit verwendete WASCA Wavefront Analyzer beschreibt Wellenfrontaberrationen in der Born & Wolf Notation (Born & Wolf 1970). Wellenfrontfehler werden hier als „optical path difference“ (OPD) angegeben und besitzen im Unterschied zur OSA Notation ein umgekehrtes Vorzeichen sowie eine verschiedene Definition des Winkels  $\theta$  im polaren Koordinatensystem.

Zur Vergleichbarkeit mit anderen Publikationen wurden nachträglich sämtliche Messergebnisse mittels der in Tabelle 2 angegebenen Formeln von Born & Wolf in OSA Notation umgerechnet.

Tabelle 2 : Umrechnung der Zernike-Koeffizienten nach Born & Wolf Notation in die OSA -Notation bis zur 4.Ordnung

<b>Born&amp;Wolf Notation</b>	<b>OSA Notation</b>
$Z_0^0$	$-Z_0^0$
$Z_1^{-1}$	$-2Z_1^1$
$Z_1^1$	$-2Z_1^{-1}$
$Z_2^{-2}$	$-\sqrt{6} Z_2^{-2}$
$Z_2^0$	$-\sqrt{3} Z_2^0$
$Z_2^2$	$+\sqrt{6} Z_2^2$
$Z_3^{-3}$	$+\sqrt{8} Z_3^3$
$Z_3^{-1}$	$-\sqrt{8} Z_3^1$
$Z_3^1$	$-\sqrt{8} Z_3^{-1}$
$Z_3^3$	$+\sqrt{8} Z_3^{-3}$
$Z_4^{-4}$	$+\sqrt{10} Z_4^{-4}$
$Z_4^{-2}$	$-\sqrt{10} Z_4^{-2}$
$Z_4^0$	$-\sqrt{5} Z_4^0$
$Z_4^2$	$+\sqrt{10} Z_4^2$
$Z_4^4$	$-\sqrt{10} Z_4^4$

### 3.1.7 Bestimmung einer Wellenfront

Für das mathematische Modell einer Wellenfront werden im Folgenden Messverfahren und Rekonstruktionsalgorithmen erläutert. Die Rekonstruktion einer Wellenfront-Information unterliegt zwei aufeinander folgenden Schritten, der Quantifizierung der Phasendifferenzen zwischen einer Referenzwellenfront und der zu messenden Wellenfront, und der Berechnung der Koeffizienten zur Modellierung der erhaltenen Informationen der Phasendifferenz durch Polynome.

Zur Bestimmung der Phasendifferenzen werden bevorzugt zwei Verfahren angewandt, die Rückprojektion der Wellenfront durch Auswertung der Point Spread Function (PSF), also der lateralen Intensitätsverteilung eines Fokalkpunktes, und die Ermittlung der lokalen Wellenfrontverkipfung in den Subaperturen des Hartmann-Shack-Sensors durch Detektion von Fokalkpunkt-Verschiebungen (siehe auch Kapitel 3.1.8).

In der Auswertung der PSF einer fokussierten Wellenfront wird über eine Fourier-

Transformation die Phasendifferenzinformation vor der Fokussierung zurück gewonnen (Artal 1988).

Das Hartmann-Shack-Verfahren der Wellenfrontdetektion lässt sich als Detektionsschema zur Auflösungsverbesserung der Mikromorphometrie einsetzen. Es bestimmt aus der Verschiebung eines Musters von Fokuspunkten die lokale Verkippung von Wellenfront-Subaperturen. Auch optische Systeme zur Kompensation der atmosphärischen Störungen in astronomischen Teleskopen verwenden bevorzugt dieses Detektionsverfahren (Merkle 1988, Larry et al. 1999, Thibos 2000)

### 3.1.8 Das Hartmann-Shack-Detektionsverfahren

Mittels eines Messstrahls, durch sämtliche brechenden Medien des Auges hindurch, wird auf der Retina ein kleiner Lichtpunkt erzeugt. Die von diesem Punkt ausgehende Kugelwelle durchläuft das Auge in umgekehrter ophthalmologischer Richtung. Aufgrund der Umkehrbarkeit von Lichtstrahlen (Inversion) entsprechen die Aberrationen, welche gemessen werden, wenn das Licht nach der Netzhaut-Reflexion aus dem Auge heraus tritt, genau jenen Aberrationen, welche auch den Sehprozess beeinflussen.

Der im WASCA Wavefront Analyzer verwendete Hartmann-Shack-Sensor ist aus 33 x 44 Mikrolinsen, in einem rechteckigen Raster (Linsenarray) aufgebaut. Er war zur Zeit der Datenerhebung für diese Arbeit das am höchsten auflösende Wellenfrontdetektionssystem auf dem Markt.

Die Anordnung von 1452 Mikrolinsen unterteilt die Apertur des zu messenden Lichtstrahles in Subaperturen. In der Brennweitebene befindet sich ein CCD-Sensor, welcher die Position der einzelnen Lichtspots aufnimmt. Bei einer lokalen Neigung der Wellenfront innerhalb der Mikrolinsenapertur erfolgt eine Verschiebung des Fokuspunktes aus der Referenzposition, welcher der Wellenfront eines idealen Auges entsprechen würde, um einen bestimmten Betrag. In erster Näherung ist diese Verschiebung genau proportional der Wellenfrontneigung innerhalb der Mikrolinse. Der Hartmann-Shack-Wellenfrontdetektor erfasst diese Verschiebung und schließt dadurch auf das Maß des Wellenfrontanstiegs innerhalb der Linse. Nach entsprechender Detektion einer zweidimensionalen Matrix von Fokuspunkt-Verschiebungen kann die komplette Wellenfront rekonstruiert werden. Die gemessenen Wellenfrontsteigungen werden durch die gewählte Ordnung von Zernike-Polynomen so exakt wie möglich dargestellt.

Dabei nimmt die Genauigkeit der Wellenfrontdarstellung mit steigender Ordnungszahl der Zernike-Koeffizienten zu.

## **3.2 Charakterisierung der Probanden**

Im Vorfeld der eigentlichen Studie stellte sich die Frage, wie die Messwerte der geplanten Wellenfrontanalyse verteilt sind und welche Einflüsse der eigens konstruierte Targetaufsatz (siehe Kapitel 3.3.2) auf die Wellenfront des zu untersuchenden Auges ausübt. Zu diesem Zweck wird im Herbst des Jahres 2002 an der Universitätsaugenklinik der Friedrich-Schiller-Universität Jena eine Pilotstudie durchgeführt.

### 3.2.1 Probanden der Pilotstudie

An der Pilotstudie nahmen fünf normalsichtige Studenten im Alter von 21 bis 25 Jahren teil. In dieser Altergruppe darf eine Akkommodationsbreite von circa 14 Dioptrien angenommen werden (Duane 1922). Bei vergleichenden Studien wurden außerdem Unterschiede zwischen Aberrationen höherer Ordnung bei älteren und jüngeren Probanden nachgewiesen. Mit zunehmenden Alter wurde ein Anstieg der Aberrationen beschrieben (Jahnke et al. 2006). Zur besseren Vergleichbarkeit wurden deshalb nur jüngere Teilnehmer untersucht. Die Probanden wiesen keine ophthalmologisch relevanten Vorerkrankungen, Verletzungen oder Operationen des Auges in der Anamnese auf.

### 3.2.2 Probanden der Studie

Im Rahmen der Hauptstudie werden insgesamt 25 Probanden im Alter von 15 bis 27 Jahren aufgenommen. Die Altersverteilung ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Der Altersdurchschnitt beträgt 21,4 Jahre (Standardabweichung 3,14 Jahre). In dieser Altersklasse kann ebenfalls eine große Akkommodationsbreite angenommen werden.



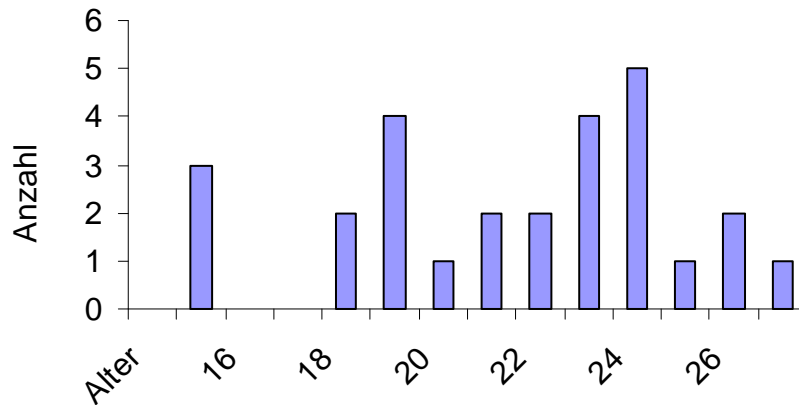


Abbildung 3.7: Altersverteilung der Testpersonen. Abszisse: Alter in Jahren; Ordinate: Anzahl der Probanden in der jeweiligen Altersgruppe

Zwei der untersuchten Augen wiesen eine diskrete Myopie (- 0,5 dpt) auf, die jedoch keinen nennenswerten Einfluss auf das Erkennen der Akkommodationsobjekte hatte.

### 3.2.3 Einschluss- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien:

In die Studie wurden normalsichtige Probanden unter 30 Jahren (suffiziente Akkommodationsbreite) eingeschlossen, welche anamnestisch keine Augenerkrankungen oder größere Fehlsichtigkeiten aufwiesen.

Ausschlusskriterien:

Einschränkung der Akkommodationsfähigkeit wie bei Diabetes mellitus, starkem Hypertonus oder Durchblutungsstörungen führten zum Ausschluss aus der Untersuchung. Es durften 48 Stunden vor der Messung keine Kontaktlinsen getragen werden. Als weiteres Ausschlusskriterium galten Sehfehler im Sinne einer Myopie über  $-0,5\text{dpt}$  / Hyperopie über  $+0,5\text{dpt}$ , um ein deutliches Erkennen der Nah- und Fernziele ohne Sehhilfe zu gewährleisten. Weiterhin wurden Testpersonen mit Akkommodationsspasmus, Akkommodationslähmung nicht in die Studie aufgenommen. Probanden, welche Zykloplegika (Parasympatholytika, Anticholinergika) einnahmen, wurden ebenfalls ausgeschlossen.

### 3.3 Gerätebeschreibung

Die dynamische Wellenfrontanalyse wurde mit dem WASCA Wavefront-Analyzer der Firma Carl Zeiss Meditec AG durchgeführt. Als Medium zum Einspiegeln von Nah- und Fernzielen diente ein eigens dafür entwickelter Targetaufsatz, der sich passgenau auf den oberen schmalen Teil der WASCA-Arbeitsstation aufsetzen lässt (siehe Abbildung 3.8 und 3.9).

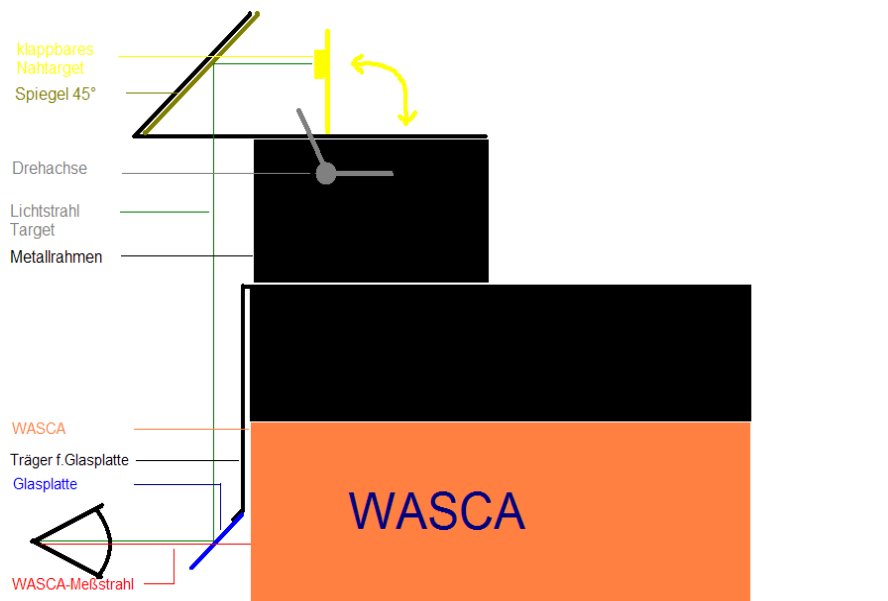


Abbildung 3.8: Skizze von WASCA mit Targetaufsatz (seitlich)



Abbildung 3.9: Foto der Seitenansicht von WASCA mit Targetaufsatz (das Nahziel ist aktiviert)

### 3.3.1 WASCA

Das Wellenfrontmessgerät der Firma Carl Zeiss Meditec WASCA (Wavefront Aberration Supported Corneal Ablation), welches in Abbildung 3.9 ersichtlich ist, führt Messungen der Wellenfrontaberrationen des Auges mittels eines Hartmann-Shack-Sensors durch. Ein schwacher Infrarotlichtstrahl wird auf die Netzhaut fokussiert. Dieser wird an der Retina reflektiert. Die von diesem Reflexionszentrum ausgehende Kugelwelle passiert sämtliche brechenden Medien des Auges und verlässt diese schließlich in Form einer charakteristisch geformten Wellenfront. Diese trifft auf den Hartmann-Shack-Sensor, welcher aus einer rasterförmigen Anordnung kleiner Sammellinsen besteht. Die Linsen zerlegen die einlaufende Wellenfront in gleich große Anteile.

Je nach lokaler Ausrichtung der Wellenfront wird der durch je eine Linse fokussierte Lichtpunkt in definierter Weise von derjenigen Position abgelenkt, welche eine ideale ebene Wellenfront erzeugen würde. Das entstehende Muster von Lichtpunkten wird von einer CCD-Kamera aufgenommen und mittels eines Computers analysiert. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 3.10 dargestellt.

Ein „perfektes“ Auge ohne Aberrationen würde, auf unendliche Sehweite eingestellt, eine ideale ebene Wellenfront und somit ein regelmäßiges Lichtpunktmuster auf dem Detektor erzeugen. Abweichungen von diesem Idealmuster werden analysiert und in sphärische sowie zylindrische Anteile und Aberrationen höherer Ordnung zerlegt. Mit Hilfe der Zernike-Koeffizienten können die gemessenen Aberrationen qualitativ und quantitativ erfasst werden. Das Ergebnis der WASCA-Messung sind Korrekturwerte für Sphäre, Zylinder, Achse des Zylinders und Aberrationen der 2. bis 4. Ordnung. Weiterhin werden Pupillendurchmesser und Abweichung der Pupille vom Messzentrum in X- und Y- Richtung (X-/Y- Offset) angegeben.

Das Aberrometer lässt sich auf verschiedene Analysedurchmesser für die Pupille einstellen. Für die Studie wurde standardisiert und unabhängig von der tatsächlichen Pupillenweite des Probanden der Analysediameter auf Maximum (9 mm) eingestellt. Demnach konnte ein möglichst großer Bereich des dioptrischen Apparates vermessen werden. Die Wellenfront-Resultate lassen sich auf geringere Analysedurchmesser umrechnen (siehe auch im Kapitel Ergebnisse).

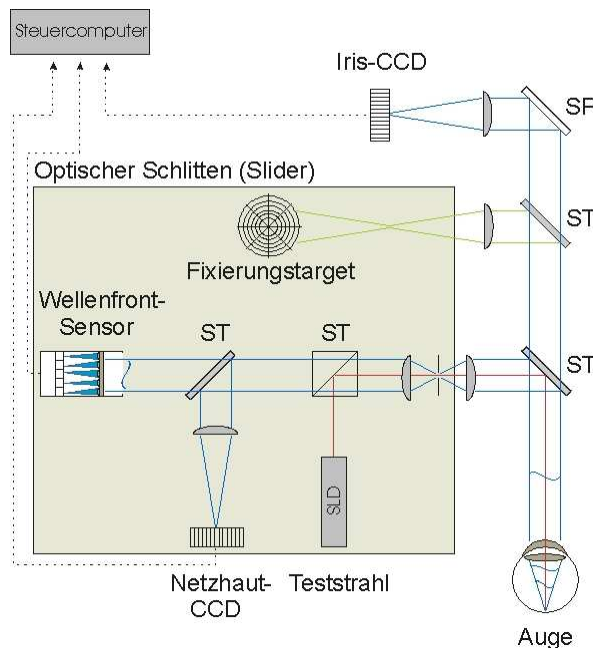


Abbildung 3.10: Schematischer Aufbau des WASCA Wavefront Analyzers der Fa. Carl Zeiss MeditecAG

### 3.3.2 Targetaufsatz

Es wurde ein Aufsatz entwickelt und mit dem WASCA Wavefront Analyzer kombiniert, um die Messung des Auges bei Fokussierung auf Fern- und Nahziele zu ermöglichen. Dazu wurde eine Spiegelvorrichtung konstruiert, welche diese Anforderungen erfüllte:

Zunächst wurde ein passgenauer Metallaufsatz für WASCA angefertigt. Daran wurde ein Leichtmetall-Rahmen zur Befestigung eines Spiegels angebracht, welcher  $45^\circ$  geneigt ist (siehe Abbildungen 3.8 und 3.9).

WASCA mit Aufsatz befinden sich dabei vor dem mittels Kinnaufklage und Stirnbügel fixierten Kopf des Probanden.

Das von horizontal vorn auf den Spiegel auftreffende Bild des Nah- bzw. Fernzieles wird durch die  $45^\circ$ - Neigung vertikal nach unten geleitet. Dort trifft es vor dem Auge auf einen halbdurchlässigen Spiegel. Durch dessen  $45^\circ$ - Neigung zum Auge hin kann das Bild von Fern- bzw. Nahziel in das Auge des Probanden projiziert werden.

Gleichzeitig ist wegen der Lichtdurchlässigkeit des Halbspiegels für den Infrarotstrahl die Messung der Wellenfront möglich (siehe Abbildung 3.8).

An der Oberseite des Targetaufsatzes wurde eine schwenkbare Leiterplatte befestigt. Sie lässt sich mittels einer Drehachse zwischen den oberen Spiegel und das Fernziel einklappen und trägt ein beleuchtetes Display als Nahziel.

Der halbdurchlässige Spiegel wird von einem Metallträger vor der Austrittsöffnung des WASCA-Infrarotlichtstrahles gehalten. Er ist in einem Winkel von  $45^\circ$  zur Messachse sowie zur Achse des Lichtstrahles des Targets angebracht. Der Spiegel ist ebenfalls in einem  $45^\circ$ -Winkel zum Lichtstrahl des Nah- und Fernzieles befestigt. Dadurch ergibt sich jeweils ein rechtwinkliger Strahlengang des Targetlichtstrahles (vergleiche Abbildung 3.8). Der WASCA-Messstrahl passiert den um  $45^\circ$  geneigten halbdurchlässigen Spiegel in gerader Linie. Ist das Nahziel hochgeklappt, verdeckt es die Sicht auf das Fernziel, so dass sich der Proband vollständig auf das Nahtarget konzentrieren kann. Der vom Target kommende Lichtstrahl, wird zunächst am Spiegel reflektiert. Dabei wird er um  $90^\circ$  nach unten abgelenkt und trifft auf den halbdurchlässigen Spiegel im  $45^\circ$  Winkel auf. Das Nah- bzw. Fernziel kann nun aufgrund der Reflexion am halbdurchlässigen Spiegel im Betrachterauge fixiert werden. Der Infrarotmessstrahl der WASCA passiert den halbdurchlässigen Spiegel des Targetaufsatzes und gelangt, durch die brechenden Medien des Auges hindurch, zur Retina. Nach Reflexion an der Netzhaut wird die Wellenfront, durch die Aberrationen des dioptrischen Apparates des Auges spezifisch verändert und gelangt, nach Passieren des halbdurchlässigen Spiegels, zum Hartmann-Shack-Sensor der WASCA.

### **3.4 Messaufbau**

Für die geplante Untersuchung der Abberationen des Auges im nah- bzw. fernakkommodierten Zustand wurden Mittels des in Kapitel 3.3.2 beschriebenen Aufsatzes Fixationsziele (Targets) unterschiedlicher Entfernung in das zu messende Auge eingespiegelt, welche als Akkommodationsreize fungierten.

#### **3.4.1 Targets**

Als Ziele, welche das zu vermessende Auge fixieren sollte, dienten ein Nahtarget im Abstand von 19cm vom Auge, sowie ein Ferntarget in einer Entfernung von 450cm vom Auge.

Tabelle 3: Aufbau und Anordnung der Targets

	Nahziel	Fernziel
Entfernung zur Kornea	19cm	450cm
Größe	1x1cm	6x6cm
beleuchtet	ja	ja
Objekt	Kreuz	Buchstabe
theoretische Akkommodations- anforderung	5,26 dpt	0,22 dpt

Die Distanzen beinhalten die Wegstrecke des Lichtstrahls vom Target über den Spiegel zum halbdurchlässigen Spiegel und schließlich zur Hornhaut. Beide Fixationsziele waren beleuchtet. Das Nahtarget bestand aus einem Kreuz der Größe 1 x 1cm. Ein Buchstabe mit den Maßen 6 x 6cm stellte das Fernziel dar, zusammengefasst in Tabelle 3.

Als Maß für die Brechkraft  $D$  gilt der Kehrwert der in Meter (m) gemessenen Brennweite  $f$ :  $D = 1/f$ . Eine Linse mit der Brechkraft von 1 dpt hätte eine Brennweite von einem Meter.

Der Abstand des Nahtargets vom Auge (19 cm) verlangt dem dioptrischen Apparat eine theoretische Akkommodationsanstrengung von 5,26 dpt ab. Die Distanz des Ferntargets (450 cm) bedarf rechnerisch einer Akkommodationsleistung von 0,22 dpt zur scharfen Fokussierung auf der Netzhaut. Die Differenz aus diesen beiden theoretischen Akkommodationswerten ergibt annähernd 5 dpt. Die Entfernungen der Targets wurden deshalb so gewählt, weil die WASCA bauartlich bedingt, im dynamischen Messmodus (Multiple Acquire) nur einen Toleranzbereich der Sphäre von 5dpt zulässt.

### 3.4.2 Raumbedingungen

Die Messungen mittels WASCA Wavefront Analyzer wurden standardisiert in einem vollständig abgedunkelten Raum durchgeführt. Mit der dunkeladaptierten, geweiteten Pupille konnte ein möglichst großer Bereich des dioptrischen Apparates der Wellenfrontmessung zugänglich gemacht werden. Lediglich das beleuchtete Nah- bzw. Ferntarget stellte eine Lichtquelle dar.

### 3.5 Messmethode

#### 3.5.1 Ablauf der Messung

Nach einem Aufklärungsgespräch und der Einwilligung und Probanden wurde zunächst der Visus naturalis bestimmt. Die dazu verwendete normierte beleuchtete Sehzeichentafel enthielt Buchstaben als Sehzeichen (Optotypen). Dabei wurde geprüft, ob der Proband die in den Einschlusskriterien geforderte Sehschärfe aufwies.

Es folgte nun die Positionierung des Probanden vor dem WASCA Wavefront Analyzer und die optimale Ausrichtung des Nah- und Fernziels auf das zu untersuchende Auge. Dabei wurde darauf geachtet, dass beide Targets in einer Achse zentral im Blickfeld des Auges lagen, um Dezentrierungen der Pupille, im Sinne einer Suchbewegung während der Messung, weitestgehend zu reduzieren. Die Testperson durfte weder Brille noch Kontaktlinse tragen. Das kontralaterale Auge wurde während der Messung mit einer Augenklappe abgedeckt um die Konzentration des Probanden auf das zu untersuchende Auge zu richten. Durch Raumabdunklung konnte eine große Pupillenweite erreicht werden. Auf eine medikamentöse Mydriasis wurde zur Vermeidung von pharmakologischen Einflüssen auf die Akkommodation verzichtet. Entsprechende Beeinflussung der Refraktion durch Mydriatika wurden von Giessler et al. (Giessler et al. 2002) beobachtet.

Nach bestmöglicher Justierung des Wavefront Analyzers auf die Pupille der Testperson folgten die verschiedenen Messschritte, wobei jeweils drei Einzelmessungen absolviert wurden, um aus diesen später einen Mittelwert errechnen zu können. Zunächst wurde die normale Wellenfront des Auges in einer Nativ-Messung (ohne Targetaufsatz) erfasst. Der Proband fokussierte dabei auf das Zentrum eines, im Inneren des Gerätes befindlichen, illuminiertes Fadenkreuzes, wodurch sich die optische Achse des Bulbus oculi zum Messstrahl des Gerätes ausrichtete. Im Anschluss daran wurde dieselbe Messung, jedoch nun mit Targetaufsatz auf dem WASCA Wavefront Analyzer ausgeführt. Der Proband blickte durch die am Aufsatz befestigte Glasscheibe wieder auf das Fadenkreuz. Auf diese Weise konnte der Einfluss des sich im Strahlengang befindlichen halbdurchlässigen Spiegels ermittelt werden. Danach wurden nacheinander die Targets aktiviert und das Auge jeweils im fern- bzw. nahakkommodierten Zustand gemessen. WASCA ermittelte jeweils einen Vorkorrekturwert der Sphäre in Dioptrien und stellt den sogenannten Slider auf diese Position ein. Die vom Gerät bestimmten Vorkorrekturwerte der Sphäre für Fern- und Nahakkommodation wurden im Messprotokoll notiert. Während eines dynamischen Messvorganges, welcher aus einer fortlaufenden Reihe von Einzelmessungen besteht, kann

WASCA den Precorrector-Wert für die Sphäre nicht kontinuierlich anpassen. Deshalb wurde der Mittelwert zwischen den Vorkorrekturwerten von Nah- und Fernakkommodation errechnet. Dieser diente als Precorrector-Wert und wurde bei der dynamischen Messung im Gerät als Sliderposition eingestellt. WASCA kann während der dynamischen Wellenfrontaufzeichnung Veränderungen der Sphäre von  $\pm 2,5$  dpt tolerieren. Es existiert also insgesamt einen Toleranzbereich von 5 dpt. Aufgrund dieser technischen Vorgabe wurden auch die Targets in einem Abstand von einander aufgestellt, der rein rechnerisch dem Auge eine Akkommodationsleistung von 5 dpt abverlangt. Wenn nun der Precorrector-Wert bei der kontinuierlichen Messung auf den Mittelwert der Vorkorrekturwerte von Nah- und Fernakkommodation eingestellt wird, so liegt der Akkommodationsbereich genau im Toleranzbereich der WASCA. Die dynamische Messung gliedert sich in 200 schnell hintereinander ablaufende Einzelmessungen über eine Zeitspanne von 38 Sekunden. Jede einzelne Messung dauerte somit 0,19 Sekunden. Zu Beginn fixierte der Proband das Fernziel. Nach etwa 10 Sekunden wurde das Nahziel in das Blickfeld des Auges geklappt, so dass das zu vermessende Auge nahakkommodieren musste. Auf diese Phase von etwa 18 Sekunden folgte durch Deaktivieren des Nahtargets wiederum eine Fernakkommodationsphase von weiteren 10 Sekunden. Nach Speicherung der Rohdaten aus der gesamten Messreihe erfolgte deren Übertragung in eine Datenbank sowie deren statistische Auswertung. Abbildung 3.11 gibt den dynamischen Akkommodationsverlauf der Sphäre am Beispiel eines Probanden wieder. Die Messung wurde in drei Phasen gegliedert (fern 1 – nah – fern 2) und der Mittelwert jeder Phase bestimmt.

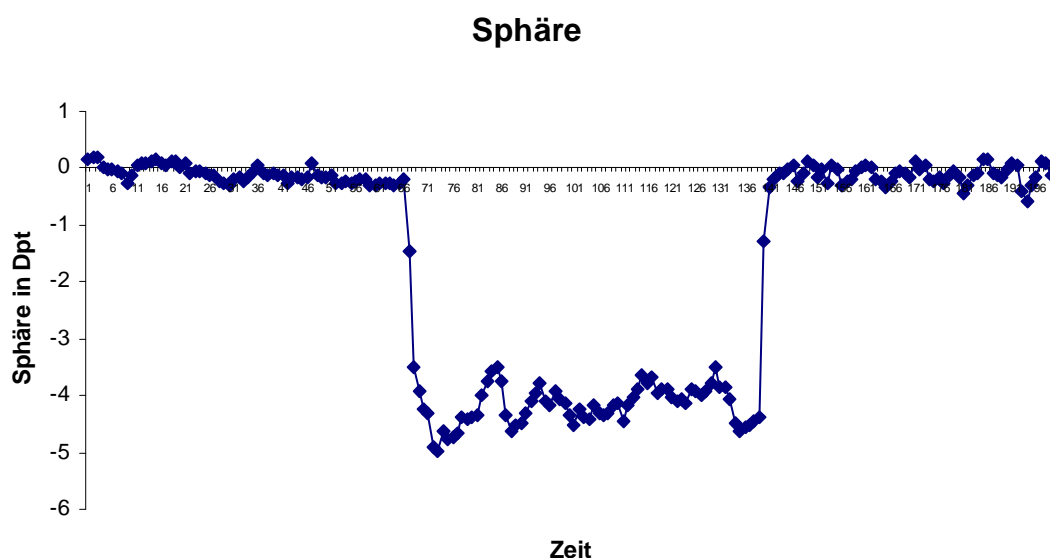


Abbildung 3.11 Sphäre bei dynamischer Wellenfrontmessung mit Fern 1 – Nah – Fern 2 – Phase



### 3.6 Auswertungsmethoden und Statistik

Die statistische Betreuung erfolgte durch Dr. Volland vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der FSU Jena. Bei der Bearbeitung und Auswertung der Daten dieser Arbeit wurde das Tabellenprogramm Excel sowie das Statistikprogramm SPSS 11.5 für Windows verwendet. Als Testverfahren kam in der Pilotstudie zum Vergleich von Nativmessung und Messung mit Targetaufsatz sowie beim Vergleich von Nah- und Fernakkommodation der T-Test für gepaarte Stichproben zur Anwendung. Sphäre, Zylinder, Achse, Pupillendurchmesser, Zernike-Koeffizienten sowie die RMS-Werte wurden in den statistischen Tests auch als Variablen bezeichnet. Als signifikant wurden Unterschiede bei  $p < 0,05$  angegeben. Die Daten konnten mit Häufigkeitsdiagrammen als normal verteilt beurteilt werden, so dass der T-Test anwendbar war.

Die Studienergebnisse der dynamischen Wellenfrontanalyse wurden mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse ausgewertet. Dabei konnten Innersubjekt- und Zwischensubjektfaktoren und deren Einfluss betrachtet werden.

Als Innersubjektfaktor wurde der Abstand des Targets vom Betrachterauge (Akkoabst.) definiert, welcher dem Akkommodationszustand des Auges entspricht. Damit wurde die Aberrationsänderung bei Akkommodation untersucht. Der Innersubjektfaktor wurde in drei Stufen eingeteilt, welche den Phasen der Messung Fern – Nah – Fern (F1 – N – F2) entsprechen.

Als Zwischensubjektfaktor galt der Analysedurchmesser (Anadia), welcher in zwei Gruppen (vier und sechs Millimeter Pupillengröße) kategorisiert wurde. Es sollten hiermit die Aberrationsänderungen bei verschiedenen Pupillendurchmessern untersucht werden.

Zunächst wurde für jede einzelne Variable anhand von multivariaten Tests und Profildiagrammen geprüft, ob Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktor existieren. Wenn bei der zweifaktoriellen Varianzanalyse der multivariaten Test: Akkoabst\*Anadia (Pillai-Spur) im p-Wert kleiner 0,1 war und/oder die Graphen der vier und sechs Millimeter Gruppe im Profildiagramm nicht annähernd parallel verliefen, musste von Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Akkommodationsabstand und Analysedurchmesser ausgegangen werden. In diesem Fall mussten Inner- und Zwischensubjektfaktor getrennt voneinander betrachtet werden. Dabei wurde mit einfaktorieller Varianzanalyse der Einfluss des Akkommodationsabstandes auf den entsprechenden Zernike-Koeffizienten für vier als auch für sechs Millimeter Analysedurchmesser separat geprüft.

Des Weiteren wurden in den einzelnen Akkommodationsphasen die jeweiligen Aberrationswerte der 4 mm- Gruppe mit denen der 6 mm- Gruppe in einem T-Test für unabhängige Stichproben verglichen, und somit der Einfluss des Analysedurchmessers (Pupillengröße) getestet. Da hierbei mit drei simultanen Tests operiert wurde, erfolgte eine  $\alpha$ -Adjustierung mittels sequentieller Bonferoni-Korrektur (Holm 1979). Eine Signifikanz konnte somit erst angenommen werden wenn von allen drei Differenzen der kleinste p-Wert kleiner 0,0167 ( $p < 0,05 / 3$ ), der nächste größere kleiner 0,025 ( $p < 0,05 / 2$ ) und der größte der drei p-Werte kleiner 0,05 betrug.

Für den Fall, dass keine Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktor bestanden, wurde die reguläre zweifaktorielle Varianzanalyse weiter ausgewertet. Diese ging von einem analogen Verlauf der beiden Analysedurchmessergruppen im Akkommodationsablauf aus und fasste die Werte der 4 mm- und 6 mm- Kategorie zu einer Gesamtgruppe zusammen. Es wurde insbesondere der Faktor Akkommodationsabstand in den multivariaten Tests betrachtet, welcher anzeigt ob Unterschiede zwischen den Aberrationswerten der Akkommodationsphasen Fern 1 – Nah – Fern 2 bestehen, sowie Zwischensubjekteffekte, welche die Differenzen zwischen beiden Analysedurchmessern prüfen.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse erfolgt in Boxplots und Säulendiagrammen. Der Boxplot veranschaulicht schematisch eine Häufigkeitsverteilung. Zwischen dem I. und dem III. Quartil wird ein Kasten aufgebaut, wobei die Quartile als das 25., 50. und 75. Perzentil definiert werden. Der Median stellt die 50er Perzentile dar. Innerhalb des Kastens liegen 50 % der untersuchten Fälle. Die nach oben und unten angesetzten Balken zeigen an, wie weit und in welchem Verhältnis die übrigen 50% der untersuchten Fälle streuen. Befindet sich der Median nicht in der Mitte des Diagrammkastens, liegt eine ungleiche Verteilung vor. Ausreißer können unterschiedlich lang ausgezogene Balken aufweisen.

Zusätzlich erfolgte eine Auswertung des zeitlichen Ablaufs jeder Aberrationsänderung während der Akkommodation. Dazu wurden die prozentualen Verteilungen von zeitgleichen, vorausgehenden und verzögerten Veränderungen der einzelnen Variablen im Verhältnis zum Sphärenverlauf, welcher als Referenzwert für die Akkommodationsabfolge des Auges galt, betrachtet. Danach wurde die durchschnittliche zeitliche Differenz der Variablenveränderung zur Sphärenveränderung zum Beginn der Akkommodations- und Desakkommodationsphase ermittelt, und diese mittels Einstichproben- T-Test auf deren Signifikanz ausgewertet.

Auf zeitliche Unterschiede zwischen 4 mm- und 6 mm – Klasse wurde im T-Test für unabhängige Stichproben geprüft.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der Pilotstudie

#### 4.1.1 Monochromatische Aberrationen bei Nativmessung

Zunächst werden die Ergebnisse der Nativmessungen der fünf Pilotstudienteilnehmer aufgezeigt, um Übersicht über die Verteilung der Mittelwerte und Streuung der einzelnen Koeffizienten zu erhalten. Die Probanden fixierten während der Untersuchung das im Wavefront Analyzer installierte leuchtende Fadenkreuz. Dabei wurden alle Messungen der Pilotstudie auf einen Analysedurchmesser von vier Millimeter normiert, um eine gute Vergleichbarkeit der sich in Pupillengröße unterscheidenden Augen zu erreichen.

Tabelle 4, welche im Anhang ersichtlich ist, zeigt die Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Nativmessung. Die graphische Darstellung in Form von Boxplots erfolgt in Abbildung 4.1.

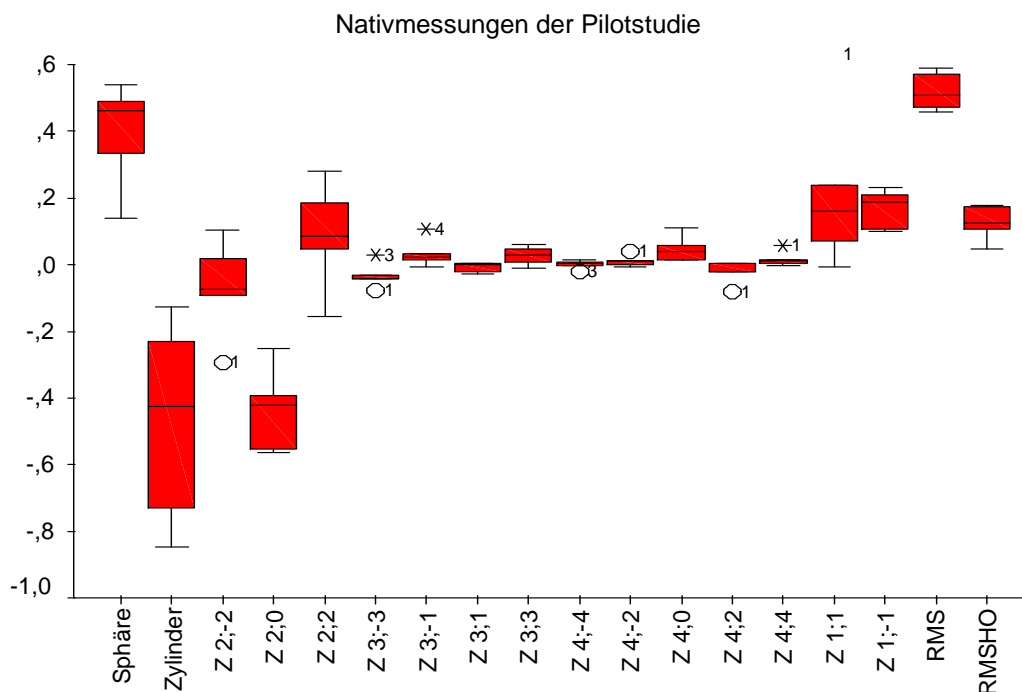


Abbildung 4.1: Sphäre (dpt), Zylinder (dpt), Zernike-Koeffizienten ( $\mu\text{m}$ ), RMS und RMS Higher-Order ( $\mu\text{m}$ ) in Form von Boxplots während der Nativmessungen in der Pilot-Studie (n=5)

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5-fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

\* Extremwerte, die mehr als das 3-fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil liegen.

Der Sphären-Mittelwert liegt mit  $0,39 \text{ dpt} \pm 0,16 \text{ dpt}$  Standardabweichung (1s) leicht im hyperopischen Bereich. Die in Dunkelheit durchgeführten Messungen zeigen einen durchschnittlichen Pupillendurchmesser von  $6,52 \text{ mm} \pm 0,87 \text{ mm}$ . Vergleichsweise groß ist die Spannbreite der Zylinderwerte, welche von  $-0,13 \text{ dpt}$  bis zu  $-0,85 \text{ dpt}$  reicht (Mittelwert  $-0,47 \text{ dpt} \pm 0,31 \text{ dpt}$ ).  $Z_2^0$  liegt mit durchschnittlich  $-0,436 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,129 \text{ } \mu\text{m}$  im negativen und damit entsprechend der OSA-Notifikation „hinter“ der idealen Wellenfront. Bei den Aberrationen höherer Ordnung dominieren die Zernike-Koeffizienten 3. Ordnung, mit  $Z_3^{-3}$  (Mittelwert  $-0,032 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,038 \text{ } \mu\text{m}$ ) und  $Z_3^{-1}$  ( $0,033 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,044 \text{ } \mu\text{m}$ ), welche triangulärem Astigmatismus mit Basis auf der y-Achse und Koma entlang der y-Achse entsprechen. Darüber hinaus präsentiert sich die sphärische Aberration mit  $Z_4^0$  ( $0,047 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,039 \text{ } \mu\text{m}$ ) als vergleichsweise hoher Wert. Die Wellenfrontneigungsindikatoren  $Z_1^1$  ( $0,219 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,248 \text{ } \mu\text{m}$ ) und  $Z_1^{-1}$  ( $0,167 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,061 \text{ } \mu\text{m}$ ) liegen beide deutlich über null und signalisieren damit eine gewisse Verkippung der optischen Achse des Auges zur WASCA-Messachse während der Untersuchung. Der Root Mean Square (RMS), welcher die Abbildungsfehler zweiter bis vierter Ordnung in einem Wert vereint, liegt für die Probanden der Pilotstudie im Mittelwert bei  $0,521 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,059 \text{ } \mu\text{m}$ . Zusammengefasst im RMS-Higher-Order Wert findet sich für die Aberrationen höherer Ordnung (dritte und vierte Ordnung) ein Nativwert von  $0,126 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,054 \text{ } \mu\text{m}$ .

#### 4.1.2 Einfluss des Targetaufsatzes auf die Wellenfront

Um eine mögliche Beeinflussung der gemessenen Wellenfrontwerte durch den halbdurchlässigen Spiegel des Targetaufsatzes (TA) zu untersuchen, wurden Messungen mit TA, jedoch ohne Nah- bzw. Ferntarget durchgeführt. Dabei fixierte der Proband durch den halbdurchlässigen Spiegel des installierten Targetaufsatzes hindurch das im Wellenfrontanalysator befindliche Fadenkreuz. Die Ergebnisse wurden mit denen der Nativmessung verglichen. Tabelle 5 (siehe im Anhang) zeigt die Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Messungen mit Targetaufsatz. Die graphische Darstellung der TA-Messungen mit halbdurchlässigem Spiegel erfolgt in Abbildung 4.2 in Form von Boxplot.

Die Werteverteilung gleicht weitgehend derer der Nativmessung (s. Tabelle 4, Abbildung 4.1).

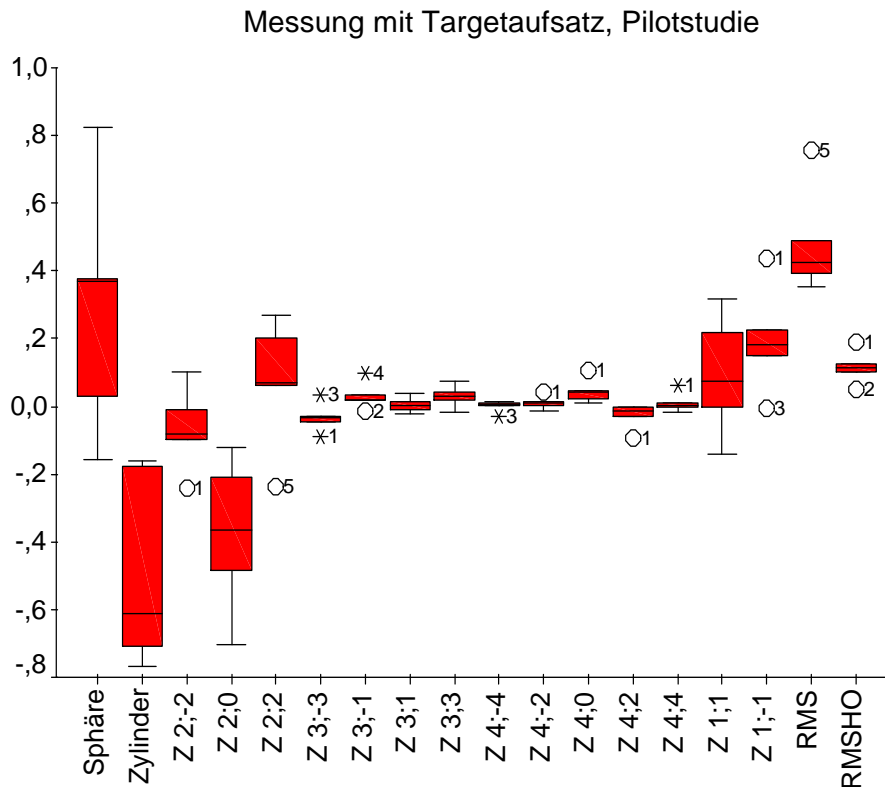


Abbildung 4.2 Sphäre (dpt), Zylinder (dpt), Zernike-Koeffizienten ( $\mu\text{m}$ ), RMS und RMS Higher-Order ( $\mu\text{m}$ ) in Form von Boxplots während der Messung mit Targetaufsatz; Pilot-Studie (n=5)

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5-fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

\* Extremwerte, die mehr als das 3-fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

Es sollen nun Wellenfrontunterschiede zwischen Nativ – und Targetaufsatzmessungen geprüft werden.

Die Wellenfront (WF)-Differenzen errechnen sich nach folgender Gleichung:

$$\Delta\text{WF} = \text{WF}_{(\text{Nativ})} - \text{WF}_{(\text{TA})}$$

Mittels T-Test für gepaarte Stichproben lässt sich lediglich bei  $Z_1^1$  ein signifikanter Unterschied zwischen Nativ- und TA-Messung nachweisen. Er beträgt im Mittel  $0,172 \mu\text{m} \pm 0,130 \mu\text{m}$  (siehe Tabelle 6 im Anhang).  $Z_1^1$  entspricht der Wellenfrontneigung entlang der x-Achse. Erklärbar ist dieses Ergebnis durch die  $45^\circ$ -Neigung des halbdurchlässigen Spiegels des TA, welcher die Targets ins Betrachterauge reflektiert und gleichzeitig vom WASCA-Messstrahl im  $45^\circ$ -Winkel passiert wird. Durch Ablenkung der vom Auge zurückreflektierten

Strahlen könnte es somit zu einer Beeinflussung der Wellenfrontneigung durch den halbdurchlässigen Spiegel kommen. Alle anderen Aberrationen zeigen jedoch keine signifikante Beeinflussung durch den TA. Die Differenzen zwischen Nativmessung und derer mit Targetaufsatz werden in Abbildung 4.3 graphisch dargestellt.

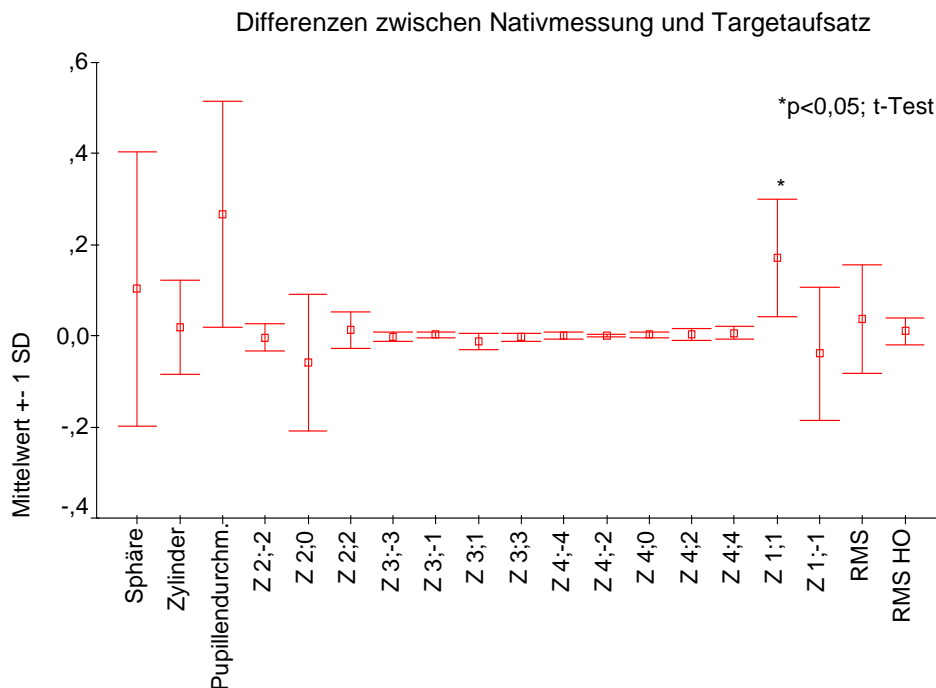


Abbildung 4.3: Mittelwerte und Standardabweichungen ( $\pm 1$  SD) der Differenzen zwischen Nativmessung und Messung mit Targetaufsatz in der Pilotstudie (n=5)

#### 4.1.3 Vergleich der Wellenfronten von Fern- und Nahakkommodation bei statischer Messung

Um Aberrationswerte für Fern- und Nahakkommodation zu ermitteln werden bei allen Teilnehmern der Pilotstudie jeweils drei Einzelmessungen unter Fixation des Nah- bzw. Ferntarget durchgeführt und deren Mittelwerte bestimmt. Abbildungen 4.4 und 4.5 zeigen die Ergebnisse. Bei allen Variablen kann aufgrund der Überprüfung der Häufigkeitsdiagramme sowie des Shapiro-Wilk-Indexes ( $p > 0,1$ ) von Normalverteilung ausgegangen werden. Zur Bestimmung von Wellenfrontunterschieden zwischen Nah- und Fernakkommodation lässt sich somit der T-Test für gepaarte Stichproben, welcher Normalverteilung voraussetzt, anwenden (siehe Tabelle 7 im Anhang).

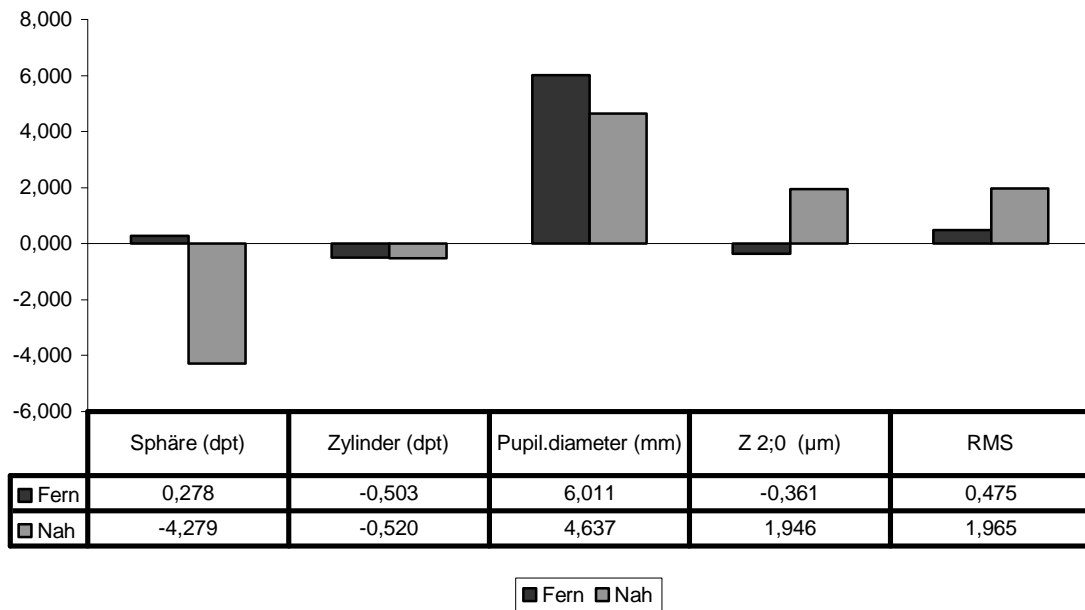


Abbildung 4.4: Pilotstudie; Mittelwerte von Sphäre, Zylinder, Pupillendiameter, Z 2;0 und RMS(µm) für statische Fern- und Nahmessungen (n = 5)

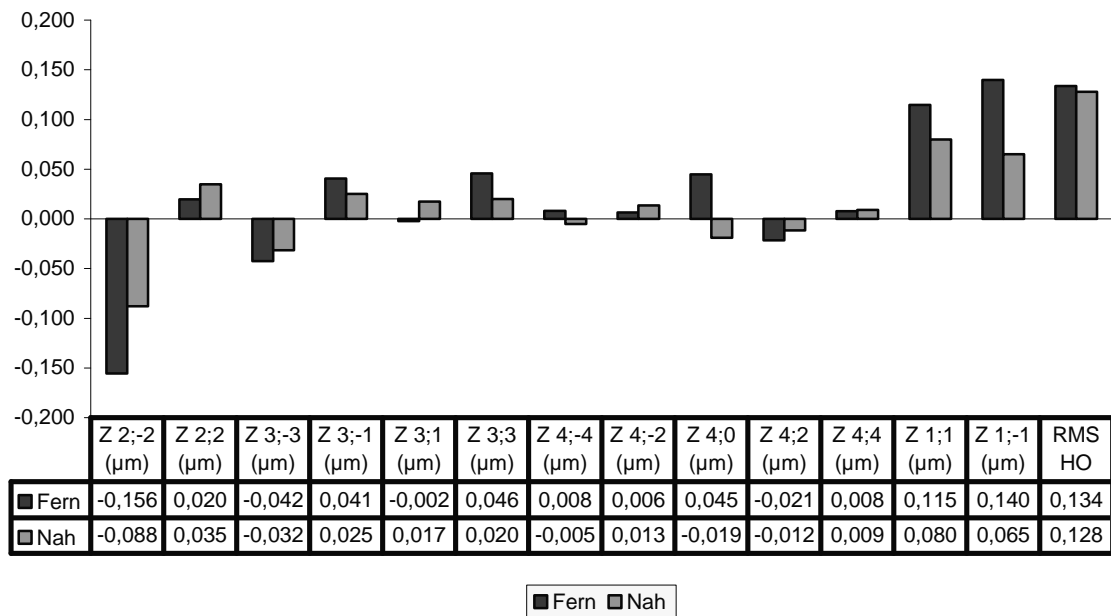


Abbildung 4.5: Pilotstudie; Mittelwerte der Aberrationen 1.- 4.Ordnung und RMS Higher-Order (µm) für statische Fern- und Nahmessungen (n = 5)

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Nah- und Fernakkommodation liegen bei den statischen Messungen der Pilotstudie ( $n = 5$ ) bei Sphäre, Pupillendurchmesser,  $Z_2^0$ ,  $Z_4^0$  sowie dem RMS-Wert vor.

Im fernakkommodierten Zustand beträgt der Sphären-Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (1s)  $0,27 \text{ dpt} \pm 0,16 \text{ dpt}$  (Median  $0,34 \text{ dpt}$ ). Bei Nahakkommodation myopisiert der Sphärenwert auf  $-4,27 \text{ dpt} \pm 0,19 \text{ dpt}$  (Median  $-4,22 \text{ dpt}$ ). Während der Fernakkommodation beträgt der mittlere Pupillendurchmesser  $6,01 \text{ mm} \pm 0,61 \text{ mm}$  (Median  $5,91 \text{ mm}$ ). Er verringert sich im nahakkommodierten Zustand auf  $4,63 \text{ mm} \pm 0,68 \text{ mm}$  (Median  $4,53 \text{ mm}$ ). Für  $Z_2^0$  zeigt sich bei Fernakkommodation ein Mittelwert von  $-0,361 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,143 \text{ } \mu\text{m}$  (Median  $-0,410 \text{ } \mu\text{m}$ ) und  $1,946 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,315 \text{ } \mu\text{m}$  (Median  $2,073 \text{ } \mu\text{m}$ ) bei Nahakkommodation.  $Z_2^0$  spiegelt den Verlauf der Sphäre mit umgehrtem Vorzeichen wieder. Die Sphärische Aberration  $Z_4^0$  beträgt im fernakkommodierten Zustand  $0,045 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,029 \text{ } \mu\text{m}$  (Median  $0,037 \text{ } \mu\text{m}$ ) und schlägt nahakkommodiert mit  $-0,019 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,045 \text{ } \mu\text{m}$  (Median  $-0,016 \text{ } \mu\text{m}$ ) deutlich in den negativen Bereich um. Fernakkommodiert ergibt sich für den Root-Mean-Square ein Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (1s) von  $0,475 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,090 \text{ } \mu\text{m}$  (Median  $0,478 \text{ } \mu\text{m}$ ). Nahakkommodiert kommt es zu einem Anstieg auf  $1,965 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,329 \text{ } \mu\text{m}$  (Median  $2,092 \text{ } \mu\text{m}$ ).

Zur besseren Interpretation der Werte ist die Umrechnung in eine äquivalente sphärische Defokussierung ( $M_E$ ) hilfreich, welche in Kapitel 3.1.5 beschrieben wird:

$$M_E = 4 \cdot \sqrt{3} \cdot \frac{RMS}{r^2}$$

Für  $r \approx 2,8 \text{ mm}$  (durchschnittlicher Radius der Probanden bei Nahakkommodation) entspricht der RMS-Wert etwa der sphärische Defokussierung in dpt.

Durch Bildung der Differenz der RMS –Nah- und RMS-Fern-Werte,

$$\Delta M_E = 4 \cdot \sqrt{3} \cdot \frac{(RMS_{\text{nah}} - RMS_{\text{fern}})}{r^2}$$

ergibt sich für den Anstieg des RMS-Wertes eine Erhöhung der sphärischen Defokussierung von  $1,52 \text{ dpt}$  und damit rechnerisch eine deutliche Zunahme der Abbildungsfehler bei Nahakkommodation.



## 4.2 Ergebnisse der Studie

### 4.2.1 Monochromatische Aberrationen bei Nativmessung

Es werden auch bei den 25 Probanden der Studie zunächst wieder die Wellenfrontdaten der Nativmessung graphisch und in Tabellenform dargestellt. Die Ergebnisse sind hier zur Vergleichbarkeit mit den Werten der Pilotstudie ebenfalls auf einen Analysedurchmesser von vier Millimetern normiert.

Tabelle 8 (siehe im Anhang) präsentiert die Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Nativmessung. Die graphische Darstellung in Form von Boxplots erfolgt in Abbildung 4.6.

Der Durchschnitt der Sphärenwerte liegt minimal im hyperopischen Bereich, während der Zylinder leicht in den negativen Bereich ausschlägt. Erhöhte Werte von Root Mean Square und RMS Higher-Order weisen auf Aberrationen hin.

Die Verteilung der Werte entspricht in etwa jener der Pilotstudie. Es dominieren bei den Aberrationen die der 2. Ordnung, wobei der Defokus  $Z_2^0$  besonders ausgeprägt ist, gefolgt von den Astigmatismus-Werten  $Z_2^2$  und  $Z_2^{-2}$ . Bei den Abbildungsfehlern höherer Ordnung stehen triangulärer Astigmatismus und Koma (jeweils 3. Ordnung) sowie die sphärische Aberration (4. Ordnung) im Vordergrund. Mit steigender Zernike-Ordnungszahl nehmen die Aberrationen ab. Eine Ausnahme bildet  $Z_4^0$ , welcher bei allen Probanden vergleichsweise stark ausgeprägt ist.

Auffallend sind die oftmals kleineren Mittelwerte und Mediane, sowie die größere Spannweiten der Variablen in der Studie. Dies liegt darin begründet, dass aufgrund der größeren Probandenzahl auch extremere Werte auftreten, bei gleichzeitiger Verringerung der durchschnittlichen Aberrationswerte (Thibos et al. 2002). Eine größere Stichprobe bei den Nativmessungen scheint im Mittelwert somit geringere Abbildungsfehler aufzuweisen, bei zugleich größerer Streuung der Werte.

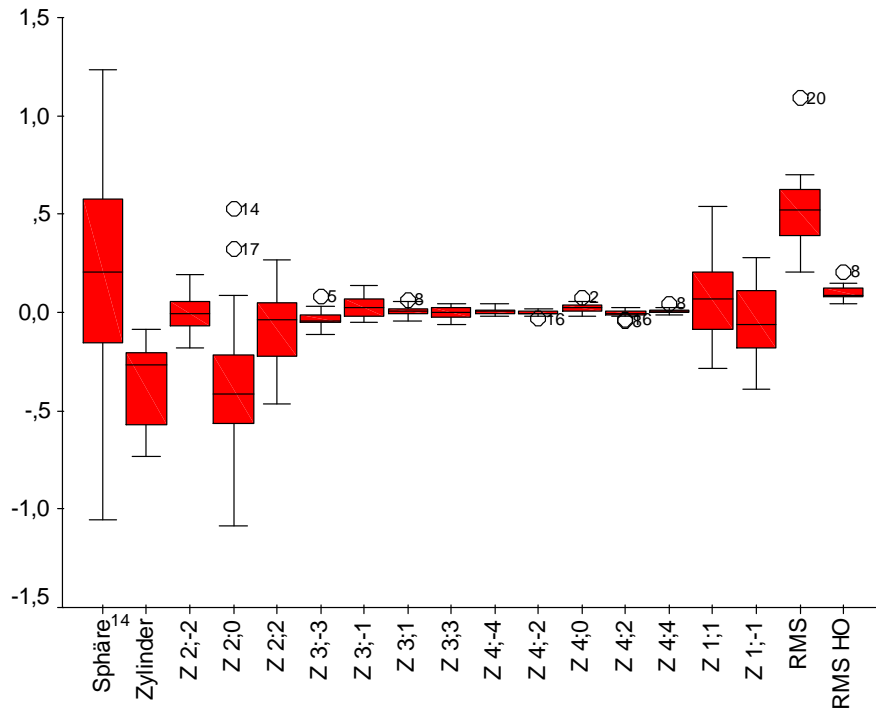


Abbildung 4.6: Boxplot-Darstellung der Verteilung von Sphäre, Zylinder, Zernike Koeffizienten, RMS und RMS HO während der Nativmessung der Studie (n=25)

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5-fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

#### 4.2.2 Einfluss des Targetaufsatzes auf die Wellenfront

Um störende Einflüsse des Targetaufsatzes auf die Messungen sicher auszuschließen, werden die Ergebnisse der Pilotstudie (n=5) nochmals in der Studie überprüft. Dazu werden auch hier bei jedem der 25 Studienteilnehmer Messungen mit installiertem Targetaufsatz ohne Akkommodationsstimulus durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 (siehe im Anhang) ersichtlich.

Die Verteilung der Mittelwert-Differenzen zwischen Nativmessungen und derer mit Targetaufsatz werden graphisch in Abbildung 4.7 dargestellt.

Der durchgeführte T-Test für gepaarte Stichproben zeigt ( $p < 0,05$ ), dass bei einer größeren Probandenzahl keine statistisch signifikanten Unterschiede mehr bestehen (siehe Tabelle 10 im Anhang). Die eigens konstruierte Apparatur zum Einspiegeln von Akkommodationszielen hat somit keinen statistisch signifikanten verfälschenden Einfluss auf die Messungen.

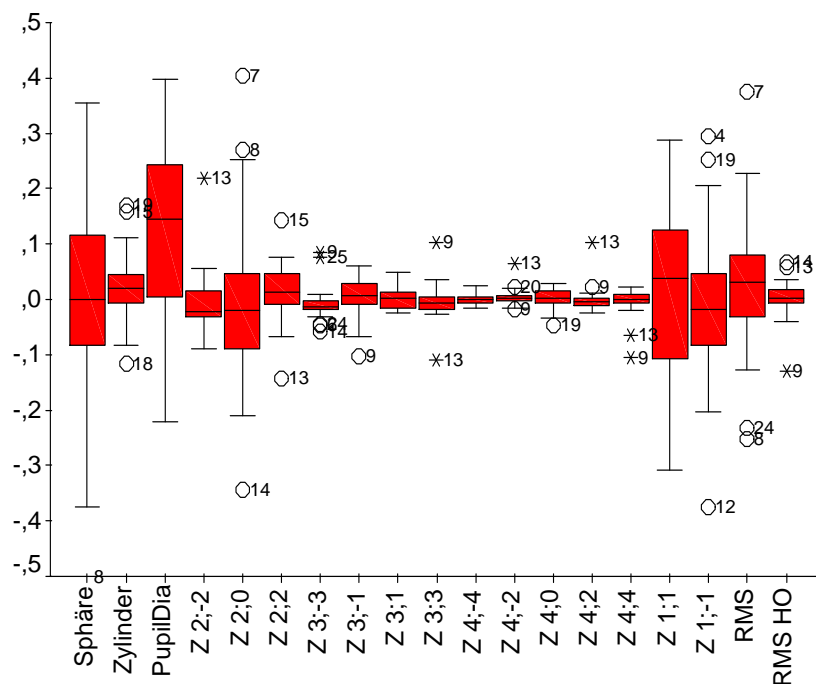


Abbildung 4.7 Boxplot-Darstellung der Differenzen zwischen Nativ- und TA-Messungen

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

\* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

#### 4.2.3 Vergleich der Wellenfronten von Fern- und Nahakkommodation bei statischer Messung

Beim Vergleich der Wellenfronten bei Fern- und Nahsicht wurden sowohl statische als auch dynamische Messungen durchgeführt. Es sollen hier zunächst die statischen Messergebnisse betrachtet werden. Sämtliche Messwerte wurden zur besseren Vergleichbarkeit der Nah- und Fernakkommodation auf einen Analysedurchmesser von 4 mm normiert, welcher als Mindestpupillenweite bei allen Augen vorlag.

Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Aberrationswerte bei Fern- und Nahakkommodation sind in den Tabellen 11 und 12 (siehe im Anhang) aufgetragen. Die Abbildungen 4.8 bis 4.11 stellen die Aberrationen im fern- und nahakkommodierten Zustand graphisch dar. Die Differenzen zwischen Nah- und Fern-Mittelwerten sind in Abbildung 4.12 und 4.13 als Boxplots ersichtlich.

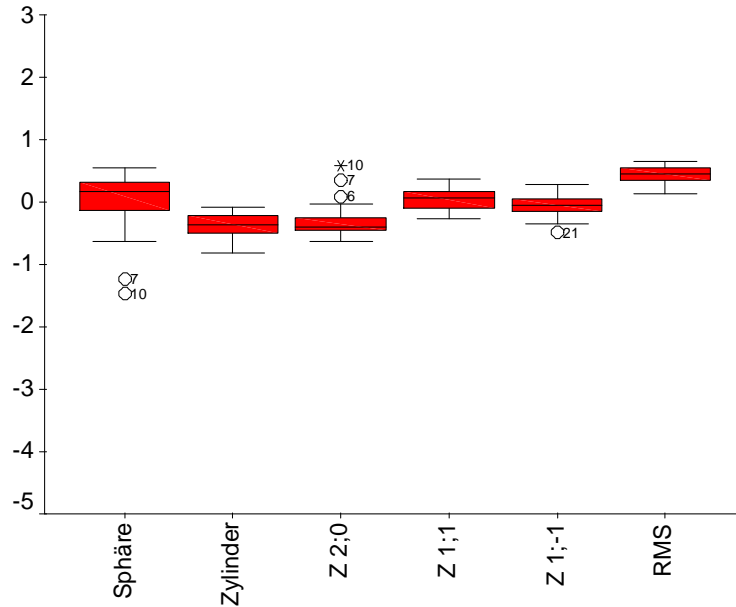


Abbildung 4.8: Boxplot-Darstellung von Sphäre, Zylinder, Z 2;0 , Z 1;1, Z 1;-1 und RMS bei statischer Messung der **Fernakkommodation** (n =25)

- Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen,\* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

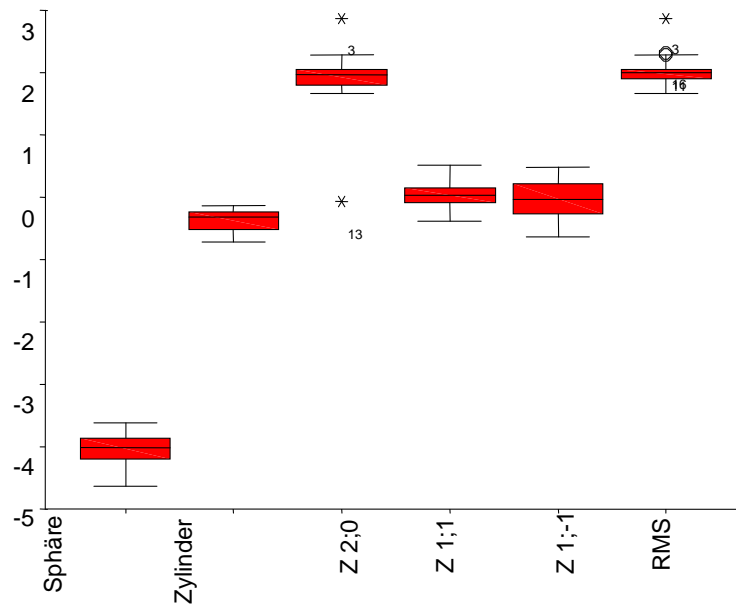


Abbildung 4.9 Boxplot-Darstellung von Sphäre, Zylinder, Z 2;0 , Z 1;1, Z 1;-1 und RMS bei statischer Messung der **Nahakkommodation** (n =25)

- Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen;\* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

Fern- und Nahakkommodation wurden mit einem T-Test für gepaarte Stichproben verglichen.

Dabei fanden sich zahlreiche signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ; siehe auch Tabelle 13 im Anhang).

Wie in den Abbildungen 4.8 und 4.9 erkennbar, finden während der Nahakkommodation offensichtliche Veränderungen bei Sphäre,  $Z_2^0$  und RMS statt. Der Sphären-Mittelwert liegt bei Fernsicht etwa bei null (Fern:  $0,01 \text{ dpt} \pm 0,51 \text{ dpt}$ ; Median:  $0,17 \text{ dpt}$ ). Er tendiert während der Nahakkommodation mit  $-4,10 \text{ dpt} \pm 0,42 \text{ dpt}$ , Median:  $-4,01 \text{ dpt}$ , deutlich in den myopen Bereich. Die Nahsicht-Werte reichen von  $-3,61 \text{ dpt}$  bis  $-5,64 \text{ dpt}$  und belegen damit eine signifikante Nahakkommodation ( $p < 0,001$ ). Sie umfassen eine Spannweite von  $2,03 \text{ dpt}$ , welche vergleichbar mit derer bei Fernakkommodation ( $2,01 \text{ dpt}$ ) ist.

Der Zylinder unterliegt beim Akkommodationsvorgang keiner nennenswerten Veränderung. Die Werte sind bei Fern- ( $-0,37 \text{ dpt} \pm 0,18 \text{ dpt}$ , Median:  $-0,37 \text{ dpt}$ ) und Nahakkommodation ( $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,17 \text{ dpt}$ , Median:  $-0,31 \text{ dpt}$ ) fast identisch.

Die Zylinderachse erfährt während der Nahakkommodation eine Zunahme des Winkels (Fern:  $86,89^\circ \pm 53,17^\circ$ , Median:  $92,46^\circ$ ; Nah:  $102,97^\circ \pm 57,33^\circ$ , Median:  $104,29^\circ$ ).

Der Pupillendurchmesser verringert sich gemäß der physiologischen Miosis bei Akkommodation signifikant ( $p = 0,003$ ) von  $6,08 \text{ mm} \pm 0,66 \text{ mm}$ , Median:  $6,14 \text{ mm}$  (fernakkommodiert) auf  $5,59 \text{ mm} \pm 0,88 \text{ mm}$ , Median:  $5,65 \text{ mm}$  (nahakkommodiert).

$Z_2^0$  erfährt bei Nahsicht eine statistisch signifikante Zunahme ( $p < 0,001$ ) von  $-0,298 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,290 \text{ } \mu\text{m}$ , Median:  $-0,397 \text{ } \mu\text{m}$  auf  $1,924 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,485 \text{ } \mu\text{m}$ , Median:  $1,970 \text{ } \mu\text{m}$ . Der Defokus beschreibt damit einen Umschlag in entgegengesetzter Richtung zur Sphäre. Während die Sphäre negativere Werte annimmt, bewegt sich  $Z_2^0$  in den positiven Bereich.

Keine Veränderung gibt es hingegen beim  $Z_1^1$ -Mittelwert. Die Neigung der Wellenfront entlang der x-Achse bleibt also mit  $0,047 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,173 \text{ } \mu\text{m}$ , Median:  $0,074 \text{ } \mu\text{m}$  konstant.

$Z_1^1$  verringert sich bei Akkommodation von  $-0,060 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,174 \text{ } \mu\text{m}$ , Median:  $-0,051 \text{ } \mu\text{m}$  auf  $-0,017 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,262 \text{ } \mu\text{m}$ , Median:  $-0,035 \text{ } \mu\text{m}$ . Die Wellenfront-Neigung entlang der y-Achse sinkt damit bei Nahakkommodation geringfügig. Möglicherweise sind unwillkürliche Augenbewegungen während der Messung ursächlich für diese Neigungsänderung.

Eine statistisch signifikante Zunahme ( $p < 0,001$ ) der Gesamtaberrationen bei Nahakkommodation, drückt sich im Anstieg des RMS-Wertes von  $0,441 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,137 \text{ } \mu\text{m}$ ,

Median: 0,453  $\mu\text{m}$  fernakkommodiert, auf 2,018  $\mu\text{m} \pm 0,248 \mu\text{m}$ , Median: 1,997  $\mu\text{m}$  nahakkommodiert, aus. Der Root Mean Square wächst damit beim Blick in die Nähe um das 4,5-fache.

Nach in Kapitel 3.1.5 beschriebener Umrechnung in die äquivalente sphärische Defokussierung (ME) und Bildung der Differenz des RMS –Nah- und RMS-Fern-Wertes, ergibt sich für die für den Anstieg des RMS-Wertes eine Erhöhung der sphärischen Defokussierung von 1,61 dpt und damit eine deutliche Zunahme der Abbildungsfehler bei Nahakkommodation. Der Wert ist vergleichbar mit der in der Pilotstudie ermittelten sphärischen Defokussierung.

Weitere Aberrationsänderungen zwischen Nah- und Fernakkommodation sind in den Abbildungen 4.10 und 4.11 erkennbar.

Bei der Betrachtung der  $Z_2^{-2}$ -Wertes (entspricht Astigmatismus mit einer Achse von  $\pm 45^\circ$ ) zeigt sich dessen Anstieg von  $-0,002 \mu\text{m} \pm 0,098 \mu\text{m}$ , Median: 0,015  $\mu\text{m}$  fernakkommodiert auf  $0,030 \mu\text{m} \pm 0,102 \mu\text{m}$ , Median: 0,072  $\mu\text{m}$  nahakkommodiert. Bei Nahsicht findet sich also eine Veränderung des  $Z_2^{-2}$  in positive Richtung. Der Astigmatismus mit einer Achse von  $\pm 45^\circ$  nimmt beim Blick in die Nähe signifikant zu ( $p=0,002$ ).

Der  $Z_2^2$ -Mittelwert, welcher den Astigmatismus mit einer Achse von  $90^\circ$  ausdrückt, nimmt dagegen unter Nahsicht im Betrag ab und schlägt in positive Werte um (fern:  $-0,064 \mu\text{m} \pm 0,141 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,044 \mu\text{m}$ ; nah:  $0,022 \mu\text{m} \pm 0,430 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,058 \mu\text{m}$ ). Auffallend ist die vielfach größere Spannweite von  $Z_2^2$  im Vergleich zu  $Z_2^{-2}$  bei Nahakkommodation.

$Z_3^{-3}$ , welcher den dreiseitigen Astigmatismus mit Basis auf der y-Achse widerspiegelt, ändert sich im Mittelwert bei Nah- und Fernsicht kaum (fern:  $-0,032 \mu\text{m} \pm 0,034 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,034 \mu\text{m}$ ; nah:  $-0,040 \mu\text{m} \pm 0,044 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,050 \mu\text{m}$ ).

Die Koma entlang der y-Achse, repräsentiert durch  $Z_3^{-1}$ , erfährt ebenfalls keine große Veränderung bei Nahakkommodation (fern:  $0,024 \mu\text{m} \pm 0,052 \mu\text{m}$ , Median:  $0,021 \mu\text{m}$ ; nah:  $0,028 \mu\text{m} \pm 0,062 \mu\text{m}$ , Median:  $0,036 \mu\text{m}$ ).

$Z_3^1$ , welcher dem Koma entlang der x-Achse entspricht, nimmt geringfügig, jedoch statistisch signifikant ab ( $p=0,042$ ), von  $0,011 \mu\text{m} \pm 0,030 \mu\text{m}$ , Median:  $0,017 \mu\text{m}$  fernakkommodiert auf  $-0,002 \mu\text{m} \pm 0,045 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,002 \mu\text{m}$  bei Nahakkommodation.

$Z_3^3$ , welcher den dreiseitigen Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse ausdrückt, wächst von  $0,001 \mu\text{m} \pm 0,035 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,002 \mu\text{m}$  bei Fernsicht auf  $0,006 \mu\text{m} \pm 0,040 \mu\text{m}$ , Median:  $0,010 \mu\text{m}$  im nahakkommodierten Zustand.

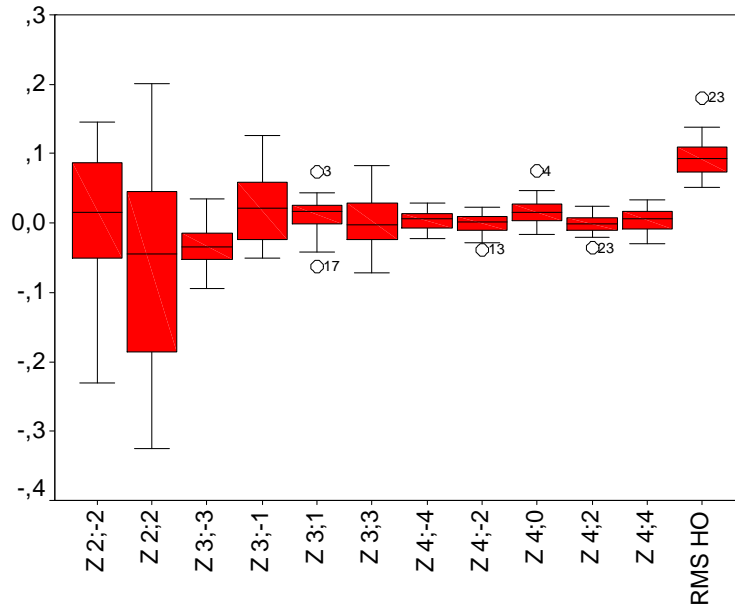


Abbildung 4.10: Boxplot-Darstellung der Aberrationen höherer Ordnung bei statischer Messung der **Fernakkommodation**

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen; \* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

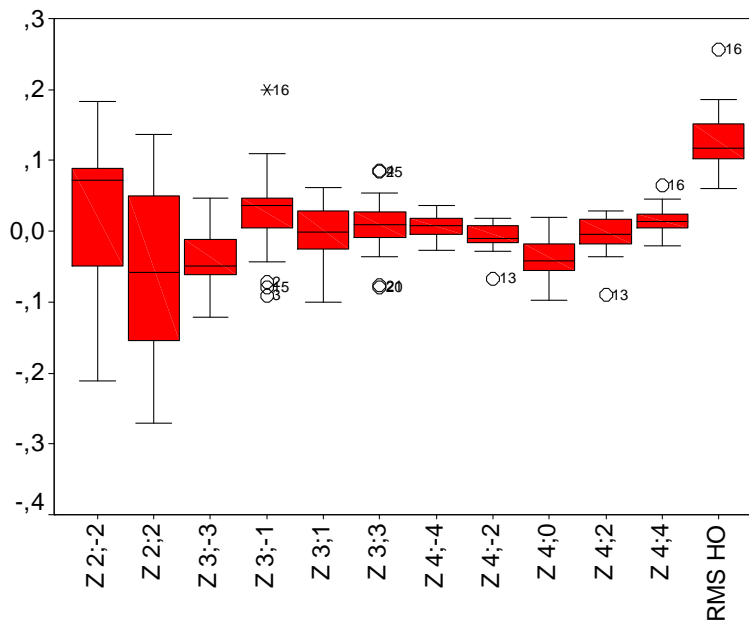


Abbildung 4.11 Boxplot-Darstellung der Aberrationen höherer Ordnung bei statischer Messung der **Nahakkommodation**

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen; \* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

Der  $Z_4^{-4}$ -Koeffizient (vierachsiger Astigmatismus in y - Richtung) steigt von  $-0,005 \mu\text{m} \pm 0,014 \mu\text{m}$ , Median:  $0,007 \mu\text{m}$  fernakkommodiert auf  $-0,008 \mu\text{m} \pm 0,017 \mu\text{m}$ , Median:  $0,007 \mu\text{m}$  bei Nahakkommodation.

Auch der  $Z_4^{-2}$ -Wert (sekundärer Astigmatismus in y - Richtung) nimmt im Betrag beim Blick auf das Nahtarget von  $-0,001 \mu\text{m} \pm 0,015 \mu\text{m}$ , Median:  $0,002 \mu\text{m}$  auf  $-0,008 \mu\text{m} \pm 0,019 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,010 \mu\text{m}$  signifikant zu ( $p=0,001$ ).

Eine weitere statistisch signifikante Veränderung ( $p<0,001$ ) während des Akkommodationsvorganges erfährt  $Z_4^0$ , welcher den Wert für die sphärische Aberration wiedergibt. Während der Koeffizient im fernakkommodierten Zustand bei  $0,017 \mu\text{m} \pm 0,021 \mu\text{m}$ , Median:  $0,015 \mu\text{m}$  liegt, schlägt er bei Nahakkommodation in den negativen Bereich um und erreicht einen Mittelwert von  $-0,042 \mu\text{m} \pm 0,029 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,042 \mu\text{m}$ . Es findet somit eine deutliche Zunahme der sphärischen Aberration statt, was einer kugelförmigen Umwandlung der Wellenfront entspricht. Die Verstärkung der Sphärizität steht in Übereinstimmung mit der Zunahme der Linsenkrümmung während der Nahakkommodation.

$Z_4^2$  (sekundärer Astigmatismus in x - Richtung) liegt fernakkommodiert mit  $-0,001 \mu\text{m} \pm 0,013 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,001 \mu\text{m}$  nahe null und steigt bei Nahakkommodation mit  $-0,005 \mu\text{m} \pm 0,026 \mu\text{m}$ , Median:  $-0,005 \mu\text{m}$  in den negativen Bereich.

Eine offensichtliche Aberrationssteigerung während der Fixation des Nahziels findet auch bei  $Z_4^4$ , dem vierachsigen Astigmatismus in x - Richtung statt. Der Koeffizient wächst statistisch signifikant ( $p=0,003$ ) von  $0,004 \mu\text{m} \pm 0,015 \mu\text{m}$ , Median:  $0,006 \mu\text{m}$  fernakkommodiert, auf  $0,015 \mu\text{m} \pm 0,020 \mu\text{m}$ , Median:  $0,014 \mu\text{m}$  bei Nahakkommodation.

Der alle Aberrationen dritter und vierter Ordnung integrierende RMS-HO-Wert steigt statistisch signifikant ( $p<0,001$ ) von  $0,094 \mu\text{m} \pm 0,029 \mu\text{m}$ , Median:  $0,093 \mu\text{m}$  im fernakkommodierten Zustand, auf  $0,125 \mu\text{m} \pm 0,042 \mu\text{m}$ , Median:  $0,118 \mu\text{m}$  beim Blick auf das Nahtarget. Es findet somit auch eine Zunahme der Abbildungsfehler höherer Ordnung bei Nahakkommodation statt.

Nach in Kapitel 3.1.5 beschriebener Umrechnung in die äquivalente sphärische Defokussierung ( $M_E$ ) und Bildung der Differenz des RMS-HO-Nah- und RMS-HO-Fern-



Wertes, ergibt sich für die für den Anstieg des RMS Higher Order-Wertes eine Erhöhung der sphärischen Defokussierung von 0,03 dpt und damit eine geringe Zunahme der Abbildungsfehler höherer Ordnung bei Nahakkommodation.

Signifikante Unterschiede zwischen Fern- und Nahakkommodation bei statischer Wellenfrontmessung, dargestellt in Abbildung 4.12, 4.13 (jeweils mit + gekennzeichnet) und Tabelle 13 (siehe im Anhang), finden sich für Sphäre ( $p < 0,001$ ), Pupillendurchmesser ( $p = 0,003$ ),  $Z_2^{-2}$  ( $p = 0,002$ ),  $Z_2^0$  ( $p < 0,001$ ),  $Z_3^1$  ( $p = 0,042$ ),  $Z_4^{-2}$  ( $p = 0,001$ ),  $Z_4^0$  ( $p < 0,001$ ),  $Z_4^4$  ( $p = 0,003$ ), RMS-Wert ( $p < 0,001$ ) und RMS Higher Order ( $p < 0,001$ ).

Bei Nahakkommodation nimmt die Sphäre im Betrag um durchschnittlich  $4,11 \text{ dpt} \pm 0,68 \text{ dpt}$  (1s Standardabweichung) zu. Es kommt dabei zum Umschlag von positiven in deutlich negative Werte, was einer Myopisierung des Auges entspricht.

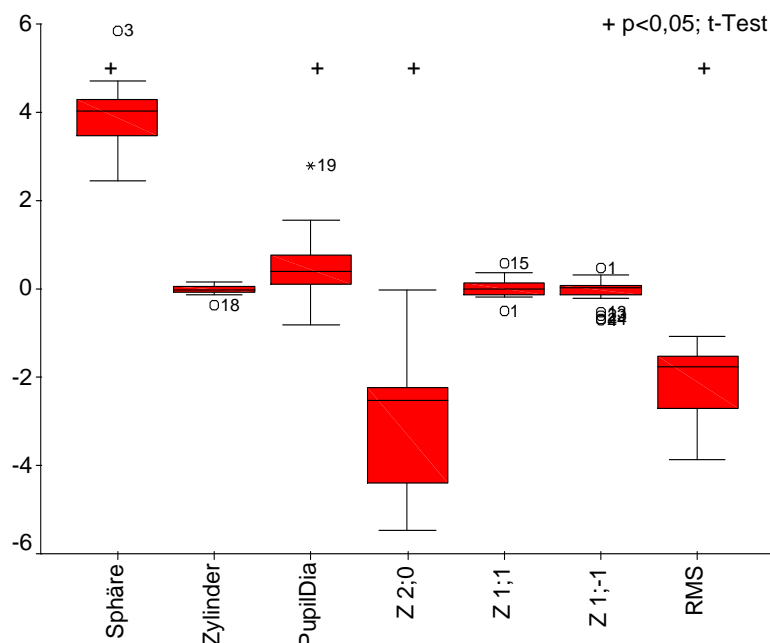


Abbildung 4.12: Boxplots der Differenzen zwischen Fern- und Nahakkommodation bei statischer Wellenfrontmessung (n=25) +

markiert die statistisch signifikanten Differenzen ( $p < 0,05$ )

- Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen; \* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

Der Pupillendurchmesser verkleinert sich während der Akkommodation um  $0,49 \text{ mm} \pm 0,74 \text{ mm}$ . Dieser Prozess ist mit der physiologischen Miosis bei Nahsicht erklärbar.

Der  $Z_2^{-2}$ -Wert bewegt sich bei Nahfokussierung um  $0,031 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,044 \text{ } \mu\text{m}$  in positiver Richtung. Das entspricht einer Zunahme des Astigmatismus mit einer Achse von  $\pm 45^\circ$ .

Der  $Z_2^0$  (Defokus) steigt bei Nahakkommodation im Betrag um  $2,222 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,614 \text{ } \mu\text{m}$ . Durch den Defokus-Anstieg werden die sphärische Veränderung der Wellenfront und damit der Akkommodation

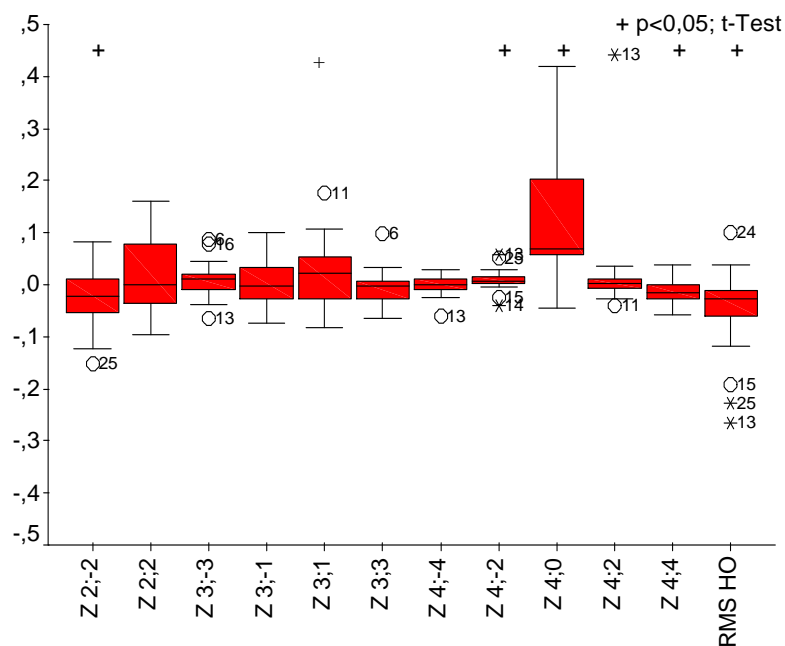


Abbildung 4.13: Boxplots der Differenzen zwischen Fern- und Nahakkommodation bei statischer Wellenfrontmessung (n=25)

+ markiert die statistisch signifikanten Differenzen ( $p < 0,05$ )

○ Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen; \* Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil bzw. der unteren Grenze des 25% Perzentil liegen.

$Z_3^1$  nimmt unter Nahsicht um  $0,012 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,028 \text{ } \mu\text{m}$  ab. Dies bedeutet eine Verringerung der Koma in x-Richtung.

Der  $Z_4^{-2}$  – Aberrationswert nimmt bei Nahsicht um  $0,007 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,009 \text{ } \mu\text{m}$  zu, was einem Anstieg des Quadrafoil in y – Richtung entspricht.

$Z_4^0$  steigt bei Nahakkommodation um  $0,059 \text{ } \mu\text{m} \pm 0,024 \text{ } \mu\text{m}$ . Die Werte werden dabei negativer. Dies bedeutet eine Zunahme der sphärischen Aberration während der Nahfokussierung des Auges.

$Z_4^4$  wächst während der Akkommodation an, im Betrag um durchschnittlich  $0,011 \mu\text{m} \pm 0,016 \mu\text{m}$ . Damit findet eine statistisch signifikante Zunahme des vierachsigen Astigmatismus in x – Richtung statt.

Der RMS – Wert steigt bei Nahsicht im Betrag um  $1,577 \mu\text{m} \pm 0,294 \mu\text{m}$ . Damit ist eine signifikante Zunahme der Gesamt-Aberrationen während des Akkommodationsprozesses nachgewiesen. Dies entspricht einer sphärischen Defokussierung  $M_E$  von 1,61 dpt.

Ebenso kommt es während der Nahakkommodation zu einer Zunahme des RMS-Higher-Order-Wertes um durchschnittlich  $0,031 \mu\text{m} \pm 0,034 \mu\text{m}$ . Es liegt damit ein signifikanter Anstieg der Aberrationen höherer Ordnung (hier: 3. und 4. Ordnung) während des Akkommodations-vorganges vor. Die Zunahme Abbildungsfehler höherer Ordnung bei Nahakkommodation bedeutet umgerechnet eine sphärische Defokussierung  $M_E$  von 0,031 dpt.

#### 4.2.4 Dynamische Wellenfrontanalyse während Fern- und Nahakkommodation

Nach Betrachtung der statischen Aberrationsmessung des fern- und nahakkommodierten Auges im vorangegangenen Kapitel sollen nun die Ergebnisse der dynamischen Wellenfrontanalyse dargelegt werden.

Die Studienteilnehmer fixierten während der Untersuchung zunächst ein Fernziel, welches in zeitlich nahtlosem Verlauf durch ein Nahtarget ersetzt wurde, um anschließend wieder das Fernziel zu fokussieren. Dadurch ergeben sich insgesamt drei Akkommodationsphasen (fern-nah-fern), welche in 200 Einzelmessungen über einen Zeitraum von etwa 38 Sekunden aufgezeichnet wurden (0,19 sek. pro Einzelmessung).

Es konnte damit eine alltagsnahe Situation des Sehens simuliert und untersucht werden (beispielsweise beim Autofahren, Sicht auf die Straße - Blick auf die Armaturentafel).

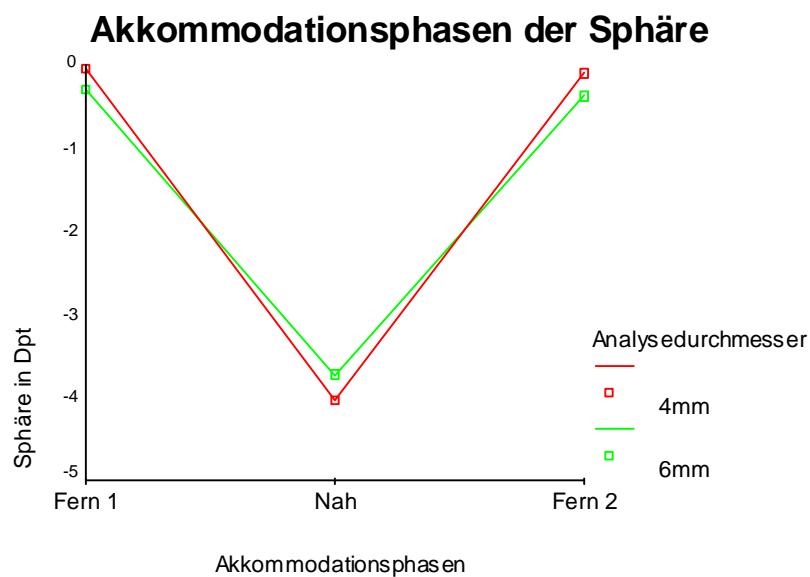
Aus allen drei Messphasen wurde jeweils der Mittelwert errechnet.

Die Mittelwerte von Fern 1-, Nah- und Fern 2-Abschnitt wurden mittels zweifaktorieller Varianzanalyse verglichen. Dabei wurde jede Aberrationsvariable einzeln ausgewertet.

Es sollte damit eine Aussage getroffen werden, welche Zernike-Koeffizienten sich bei Nah- und Fernsicht des Auges unter dynamischer Messung verändern.

Ebenso wurde der Einfluss des Pupillendurchmessers auf die einzelnen Aberrationen untersucht. Dazu erfolgte die vergleichende Betrachtung einer 4 mm- Analyse- durchmessergruppe (n=15) mit einer 6 mm – Kohorte (n= 10).

Zusätzlich wurde der typische Verlauf der einzelnen Zernike-Koeffizienten in den Akkommodationsphasen grafisch dargestellt und deren zeitliche Beziehung und sowie deren Verlaufsrichtung im Verhältnis zur Sphäre betrachtet.



**Sphäre (Dpt)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,02	0,34	15
	6mm	-0,19	0,42	10
	Gesamt	-0,08	0,38	25
Nah	4mm	-4,03	0,43	15
	6mm	-3,75	0,23	10
	Gesamt	-3,92	0,38	25
Fern 2	4mm	-0,06	0,36	15
	6mm	-0,25	0,43	10
	Gesamt	-0,14	0,39	25

Abbildung 4.14: Diagramm und Tabelle des Sphärenverlaufs während der Akkommodationsphasen für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser

Abbildung 4.14 zeigt einen ähnlichen Verlauf der Sphäre für die 4 mm - und 6 mm - Gruppe. Da sich in den multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia ( $p = 0,041$ ) eine Wechselwirkung zwischen Innersubjektfaktor (Akkommodationswirkung) und Zwischensubjektfaktor (Pupilleneinfluss) findet, müssen diese wie in Kapitel 3.6 beschrieben, getrennt voneinander betrachtet werden.

Die Werte der ersten Fernphase sind mit  $-0,19 \text{ dpt} \pm 0,42 \text{ dpt}$  Standardabweichung (1s) für 6 mm etwas myoper als die der 4 mm - Gruppe mit  $-0,02 \text{ dpt} \pm 0,34 \text{ dpt}$  (Gesamtgruppe  $n=25$   $-0,08 \text{ dpt} \pm 0,38 \text{ dpt}$ ). In der Nahphase findet sich eine markante Myopisierung mit  $-4,03 \text{ dpt} \pm 0,43 \text{ dpt}$  für 4 mm und  $-3,75 \text{ dpt} \pm 0,23 \text{ dpt}$  für 6 mm Analysedurchmesser (Gesamt  $-3,92 \text{ dpt} \pm 0,38 \text{ dpt}$ ). Die Sphärenwerte der zweiten Fernphase ähneln denen von Fern 1 mit  $-0,06 \text{ dpt} \pm 0,36 \text{ dpt}$  für 4 mm und  $-0,25 \text{ dpt} \pm 0,43 \text{ dpt}$  für 6 mm (Gesamt  $-0,14 \text{ dpt} \pm 0,39 \text{ dpt}$ ).

Die einfaktorielle Varianzanalyse bestätigt für 4 mm ( $p < 0,001$ ) ebenso wie für 6 mm Analysedurchmesser ( $p < 0,001$ ) einen signifikanten Unterschied zwischen den Sphärenwerten der drei Akkommodationsphasen Fern 1, Nah, Fern 2.

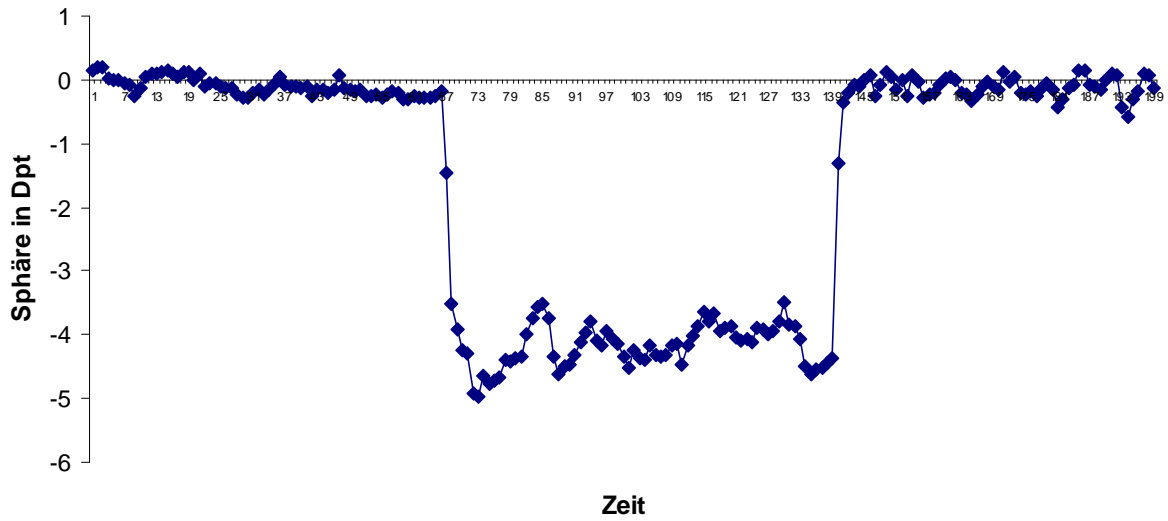
Beim Vergleich zwischen 4 mm - und 6 mm - Gruppe in den jeweiligen Akkommodationsphasen mittels T-Test für unabhängige Stichproben lassen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen beiden Analysedurchmessern feststellen (Fern 1:  $p = 0,281$ ; Nah:  $p = 0,072$ ; Fern 2:  $p = 0,252$ ; mittlere Differenz zwischen 4 mm - und 6 mm - Gruppe:  $0,025 \text{ dpt}$ ).

Somit zeigen sich signifikante Veränderungen der Sphäre bei Akkommodation, die unbeeinflusst vom Pupillendurchmesser sind.

Die Sphäre steigt bei Nahakkommodation im Mittelwert um  $3,79 \text{ dpt}$  bei 4 mm und  $3,74 \text{ dpt}$  bei 6 mm Analysedurchmesser.

Der Sphärenverlauf während der dynamischen Wellenfrontmessung ist in Abbildung 4.15 dargestellt. Die Dauer der Anspannungsphase, in welcher das Auge auf das Nahziel fokussiert, beträgt im Mittelwert  $1,99 \text{ sek.} \pm 0,91 \text{ sek.}$  Standardabweichung (1s); (Median  $1,90 \text{ sek.}$ ) für die 4 mm - Gruppe und  $3,14 \text{ sek.} \pm 2,40 \text{ sek.}$  (Median  $2,19 \text{ sek.}$ ) für 6 mm Analysedurchmesser.

## Sphäre

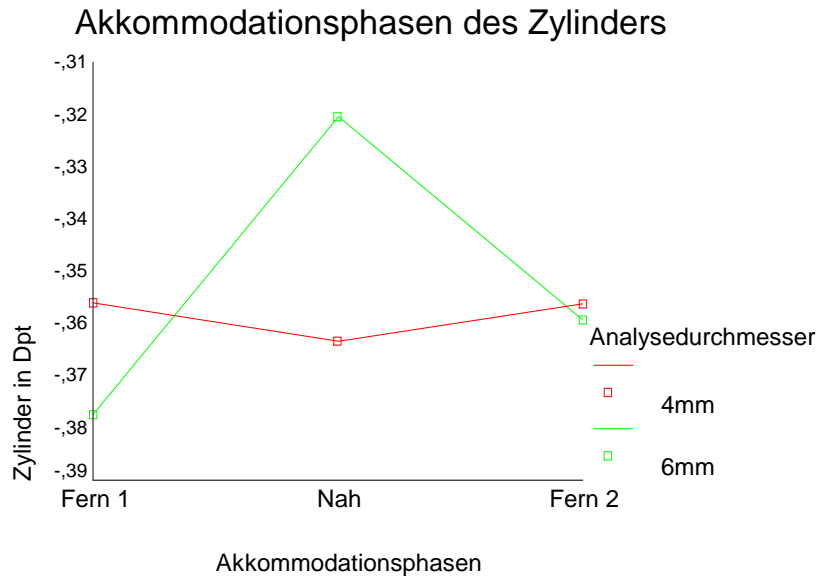


	Dauer der Anspannungsphase/ Nahakkommodation (Sekunden)			Dauer der Entspannungsphase/ Fernakkommodation (Sekunden)		
	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Mittelwert	Standard- abweichung	Median
Analysedurchmesser						
4 mm	1,99	0,91	1,90	1,34	0,62	1,14
6 mm	3,14	2,40	2,19	1,69	1,20	1,43
Gesamtgruppe	2,45	1,72	1,90	1,48	0,89	1,33

Abbildung 4.15 Verlauf der Sphäre während der dynamischen Wellenfrontmessung. Mittelwert, Standardabweichung (1s) und Median der Zeitdauer für Anspannungs- und Entspannungsphase der Akkommodation aufgeschlüsselt nach Pupillendurchmessergruppen

Die Entspannungsphase, in welcher der Proband vom Nahziel zurück auf das Ferntarget fokussiert, vollzieht sich bei allen Probanden schneller als die Anspannungsphase. So ist die Dauer hier für die 4 mm - Klasse nur 1,34 sek.  $\pm$  0,62 sek. (Median 1,14 sek.) und für die 6 mm – Kategorie 1,69 sek.  $\pm$  1,20 sek. (Median 1,43 sek.). Da es in der 6 mm – Gruppe 2 Probanden gab, welche besonders lang brauchten um auf das Nahziel zu akkommodieren, sind auch die Mittelwerte höher als in der anderen Gruppe. Die Mediane beider Klassen sind jedoch etwa gleich groß.

Der T-Test zeigt keine signifikanten zeitlichen Unterschiede zwischen beiden Gruppen ( $p = 0,177$  für Anspannungs- und  $p = 0,348$  für Entspannungsphase).



Zylinder (Dpt)				
	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,36	0,17	15
	6mm	-0,38	0,35	10
	Gesamt	-0,36	0,25	25
Nah	4mm	-0,36	0,18	15
	6mm	-0,32	0,25	10
	Gesamt	-0,35	0,21	25
Fern 2	4mm	-0,36	0,13	15
	6mm	-0,36	0,31	10
	Gesamt	-0,36	0,22	25

Abbildung 4.16 Verlauf des Zylinders (dpt) während der Akkommodationsphasen für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser.

Betrachtet man die Zylinderwerte während der drei Messphasen in Abbildung 4.16, so fallen die unterschiedlichen Verläufe der beiden Analysedurchmessergruppen auf, so dass von Interaktionen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktoren ausgegangen werden muss. Es erfolgt deshalb deren getrennte Auswertung.

Zunächst wird der Einfluss der Akkommodation auf den Zylinder für beide Pupillengrößen separat analysiert.

In der Fern 1 – Phase finden sich für beide Analysedurchmesser ähnliche Werte mit  $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,17 \text{ dpt}$  für 4 mm und  $-0,38 \text{ dpt} \pm 0,35 \text{ dpt}$  für 6 mm. Nahakkommodiert bleibt der Zylinderwert mit  $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,18 \text{ dpt}$  in der 4 mm - Gruppe unverändert, während er bei den 6 mm - Probanden mit  $-0,32 \text{ dpt} \pm 0,25 \text{ dpt}$  im Betrag abnimmt.

Die zweite Fernphase präsentiert für den kleineren Analysedurchmesser einen weiterhin konstanten Zylinderwert mit  $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,13 \text{ dpt}$ . Bei der 6 mm - Gruppe nimmt der Zylinder mit  $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,31 \text{ dpt}$  im Betrag wieder zu.

Die Gesamtgruppe, welche die Probanden beider Kategorien zusammenfasst, bleibt mit ihrem Zylinderwert unterdessen in allen drei Messphasen mit  $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,25 \text{ dpt}$  für Fern 1,  $-0,35 \text{ dpt} \pm 0,21 \text{ dpt}$  in der Nahphase und  $-0,36 \text{ dpt} \pm 0,22 \text{ dpt}$  für Fern 2 nahezu konstant.

Die Auswertung der einfaktoriellen Varianzanalysen für die 4 mm - und 6 mm - Gruppe zeigt für beide Analysedurchmesserklassen keine statistisch signifikanten Zylinder-Unterschiede zwischen den einzelnen Akkommodationsphasen ( $p = 0,976$  für 4 mm und  $p = 0,618$  für 6 mm).

Es erfolgt nun die Betrachtung des Einflusses der Pupillengröße auf den Zylinder.

Beim Vergleich der 4 mm - und 6 mm - Werte in den einzelnen Messphasen finden sich im T-Test für unabhängige Stichproben keine statistisch signifikanten Differenzen zwischen beiden Pupillendurchmessern (Fern 1:  $p = 0,839$ ; Nah:  $p = 0,627$ ; Fern 2:  $p = 0,973$ ).

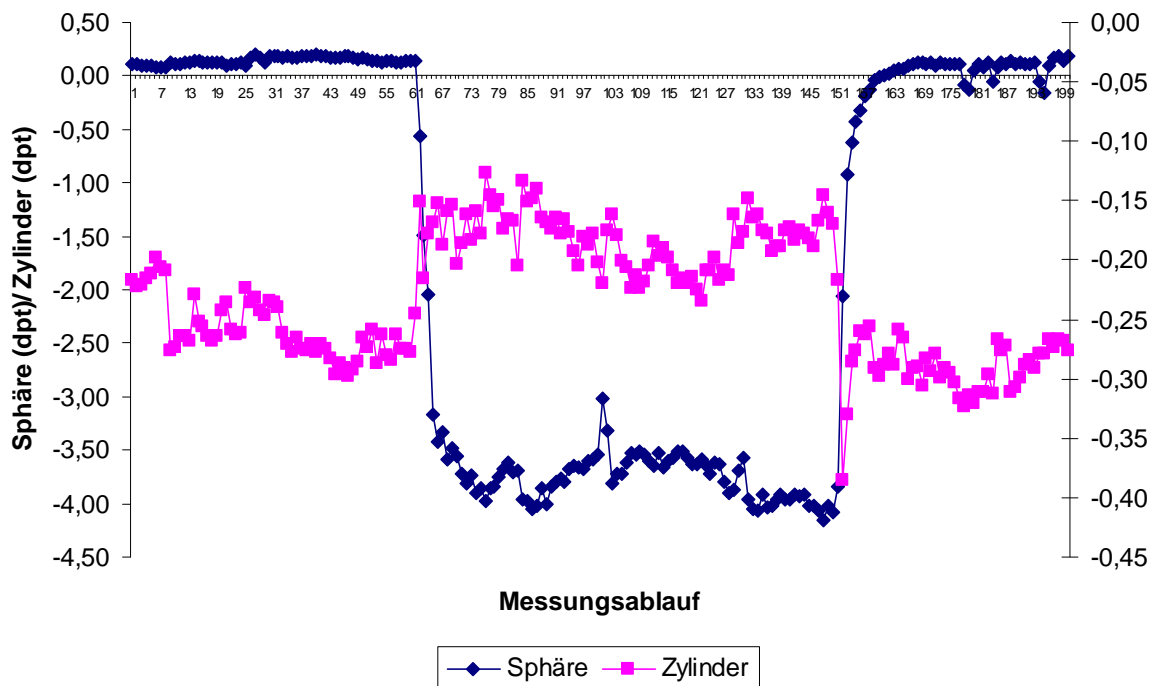
Der gemessene Zylinderwert ändert sich damit während der Nah- und Fernakkommodation nicht signifikant und wird auch durch den Pupillendurchmesser nicht signifikant beeinflusst.

Die Auswertung des zeitlichen Bezuges des Zylinders zur Sphärenveränderung in Abbildung 4.17 offenbart Unterschiede zwischen 4 mm – und 6 mm – Gruppe. Während in der 4 mm – Klasse bei knapp der Hälfte der Probanden der Graph des Zylinders keinen Bezug zur Kurve der Sphäre zeigt, verläuft dieser in der 6 mm Kategorie bei 50% der Probanden antiparallel zur Sphärenkurve.

In der Akkommodationsphase kommt es in beiden Gruppen bei etwa 50% der untersuchten Augen zu einer zeitgleichen Veränderung des Zylinders und der Sphäre. Auch in der Desakkommodationsphase verläuft bei der Mehrzahl der Probanden (40% bzw. 70% für 4 mm und 6 mm - Gruppe) die Veränderung des Zylinders synchron zur Sphäre.

Der Zylinder ändert sich bei Akkommodation in der 4 mm – Gruppe durchschnittlich 0,08 sek. früher, in der 6 mm – Klasse 0,19 sek. später als die Sphäre. Während der Desakkommodation vollzieht sich in der Gruppe des kleinen Analysedurchmessers die Zylinderveränderung wiederum schneller als der Sphärenanstieg, im Durchschnitt 0,04 sek. früher. In der 6 mm – Klasse reagiert der Zylinder mit 0,13 sek. erneut etwas verspätet.



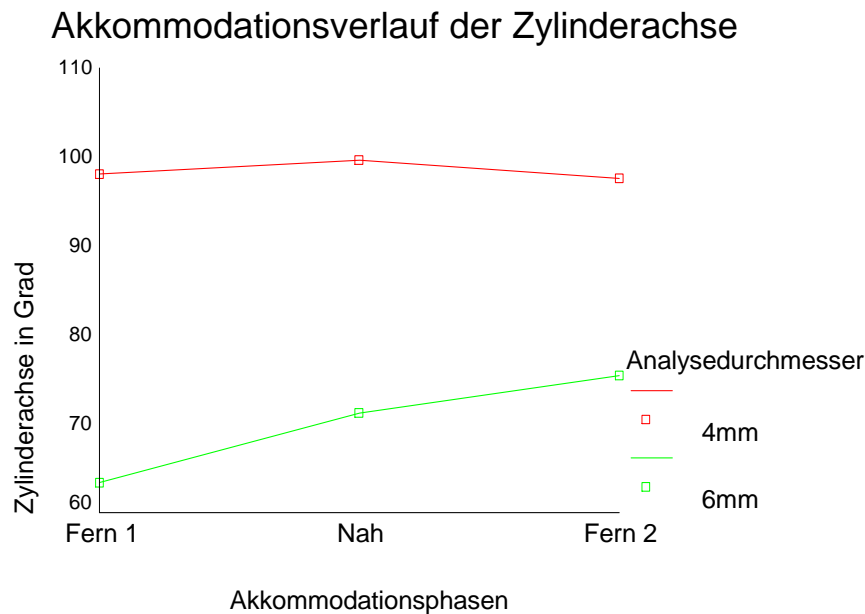


Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparalle	kein	zeitgleich	verzöger	früher	kein	zeitgleich	verzöger	früher	Kein
		l	Bezug	h	t		Bezug	h	t	früher	Bezug
4 mm (15)	5 (33,33%)	3 (20,00%)	7 (46,66%)	7 (46,66%)	0 (0%)	3 (20,00%)	5 (33,33%)	6 (40,00%)	1 (6,66%)	2 (13,33%)	5 (33,33%)
	3 (30,00%)	5 (50,00%)	2 (20,00%)	5 (50,00%)	3 (30,00%)	0 (0%)	2 (20,00%)	7 (70,00%)	1 (10,00%)	1 (10,00%)	1 (10,00%)

Abbildung 4.17 Typischer Verlauf des Zylinders (6 mm) im Verhältnis zur Sphäre während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen des Zylinders im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen.

Die zeitliche Differenz zwischen beiden Probanden-Gruppen ist nicht signifikant ( $p = 0,065$  und  $p = 0,533$ ). Die Betrachtung der Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) zeigt eine zeitliche Verzögerung der Reaktion des Zylinders bei Akkommodation und Desakkommodation von jeweils 0,04 sek. Diese sind nicht signifikant ( $p = 0,521$  bei Nahakkommodation und  $p = 0,757$  bei

Fernakkommodation).



**Zylinderachse (Grad)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	98,1	43,8	15
	6mm	63,3	58,9	10
	Gesamt	84,2	52,2	25
Nah	4mm	99,7	45,8	15
	6mm	71,2	59,5	10
	Gesamt	88,3	52,5	25
Fern 2	4mm	97,6	43,4	15
	6mm	75,5	59,1	10
	Gesamt	88,7	50,3	25

Abbildung 4.18 Verlauf und Werte der Zylinderachse(°) für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die Zylinderachse zeigt in Abbildung 4.18 einen uneinheitlichen Verlauf der beiden Analysedurchmessergruppen, was für Wechselwirkungen zwischen Akkommodationsabstand und Analysedurchmesser spricht. Es erfolgt deshalb deren separate Betrachtung.

Zunächst wird der Einfluss der Akkommodation durch einfaktorielle Varianzanalyse für beide Pupillengrößen geprüft.

Während die Achse in der 4 mm - Klasse relativ konstant ist ( $98,1^\circ \pm 43,8^\circ$  für Fern 1;  $99,7^\circ \pm 45,8^\circ$  für Nah und  $97,6^\circ \pm 43,4^\circ$  für Fern 2), steigt sie bei 6 mm Pupillendurchmesser kontinuierlich an (Fern 1:  $63,3^\circ \pm 58,9^\circ$ ; Nah:  $71,2^\circ \pm 59,5^\circ$ ; Fern 2:  $75,5^\circ \pm 59,1^\circ$ ).

In der Gesamtgruppe findet sich ebenfalls ein fortlaufender leichter Anstieg der Achsenwerte

(Fern 1:  $84,2^\circ \pm 52,2^\circ$ ; Nah:  $88,3^\circ \pm 52,9^\circ$ ; Fern 2:  $88,7^\circ \pm 50,3^\circ$ ).

Auch sind beträchtliche Standardabweichungen erkennbar, welche mit dem Umschlagen der Werte an der Grenze zwischen  $0^\circ$  und  $180^\circ$  erklärbar sind, so dass eine diskrete Veränderung der Achse um wenige Grad in diesem Bereich zu großen Änderungen des Winkelmaßes und damit einer starken Streuung führen kann.

Die Prüfung auf Verschiedenheit der Zylinderachse bei Nah- und Fernakkommodation mittels einfaktorieller Varianzanalysen weist mit  $p = 0,895$  für 4 mm und  $p = 0,613$  für 6 mm keine Signifikanzen auf.

Es erfolgt nun die Betrachtung des Einflusses der Pupillengröße.

Es finden sich keine signifikanten Unterschiede der beiden Analysedurchmessergruppen in den einzelnen Akkommodationsphasen, wie der T-Test für unabhängige Stichproben zeigt (Fern 1:  $p = 0,104$ ; Nah:  $p = 0,190$ ; Fern 2:  $p = 0,291$ ).

Die Zylinderachse wird somit weder vom Akkommodationszustand noch von der Pupillengröße signifikant beeinflusst.

Betrachtet man den zeitlichen Bezug der Veränderung der Zylinderachse zur Sphäre in Abbildung 4.19, so findet man in beiden Gruppen bei der Mehrzahl der Probanden keinen Bezug zur Verlaufsrichtung der Sphärenkurve. Es zeigt sich jedoch bei der Mehrheit beider Gruppen eine zeitgleiche Veränderung bei Akkommodation (53,33% bei 4 mm und 60% bei 6 mm). Während der Desakkommodation vollzieht sich die Veränderung des Zylinders in der 4 mm – Gruppe in 60% der Fälle synchron, während sie in der 6 mm – Kategorie eher uneinheitlich zu verschiedenen Zeitpunkten abläuft.

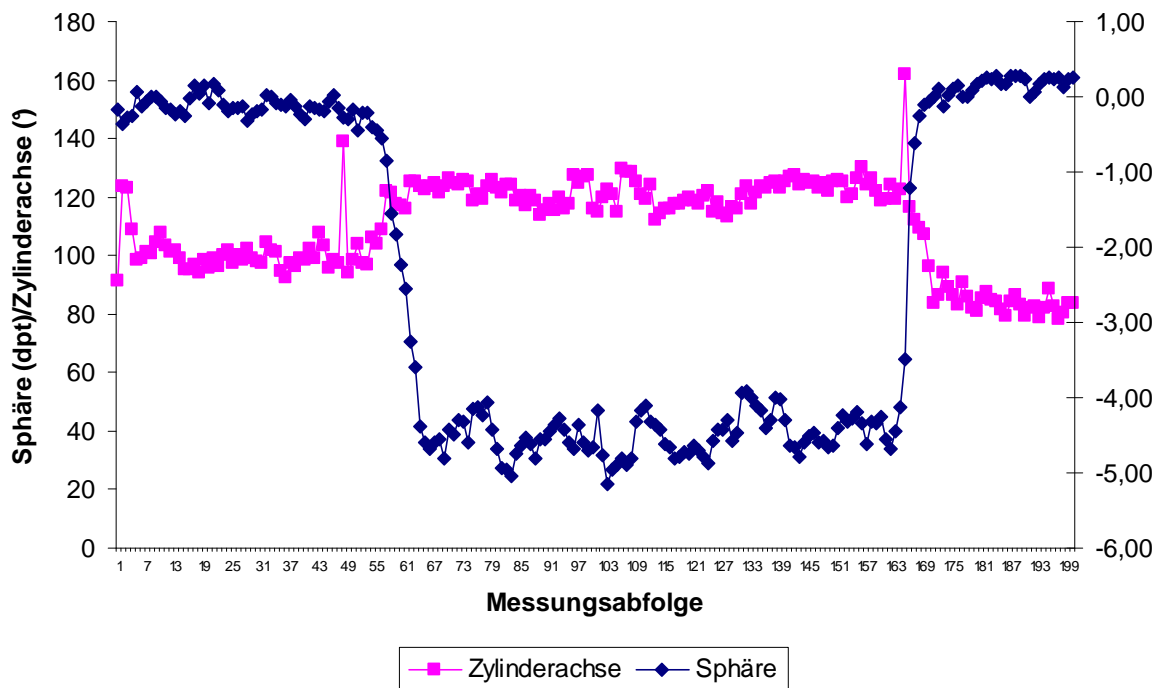
Bei der Mittelwertberechnung zeigen sich folgende Ergebnisse:

Die Zylinderachse reagiert in der Akkommodationsphase durchschnittlich bei beiden Gruppen früher als die Sphäre (0,05 sek. in der 4 mm – und 0,08 sek. in der 6 mm – Klasse). Während der Desakkommodation folgt die Veränderung der Zylinderachse im Mittelwert kurz nach der Sphäre (0,01 sek. bzw. 0,19 sek. für 4 mm und 6 mm).

Beide Gruppen unterscheiden sich zeitlich nicht signifikant ( $p = 0,764$  für Akkommodation und  $p = 0,466$  für Desakkommodation).

Die Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) zeigt mit durchschnittlich 0,06 sek. der Akkommodation vorausgehender und 0,08 sek. der Desakkommodation hinterher eilender Achsenveränderung

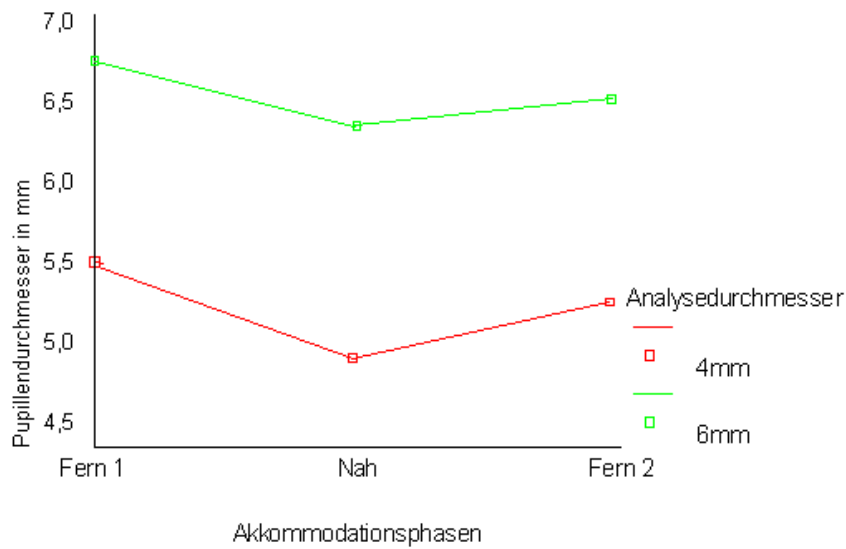
keine signifikante zeitliche Abweichung zur Sphäre (Akkommodation:  $p = 0,187$ ; Desakkommodation:  $p = 0,379$ ).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs/ Nahakkommodation				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme/ Fernakkommodation			
	parallel	antiparallel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	9 (60,00%)	8 (53,33%)	1 (6,66%)	2 (13,33%)	4 (26,66%)	9 (60,00%)	3 (20,00%)	1 (6,66%)	2 (13,33%)
6 mm (10)	1 (10,00%)	1 (10,00%)	8 (80,00%)	6 (60,00%)	0 (0%)	1 (10,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)	3 (30,00%)

Abbildung 4.19 Verlauf der Zylinderachse im Verhältnis zur Sphäre während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen der Zylinderachse im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen.

### Akkommodationsverlauf des Pupillendurchmessers



#### Pupillendurchmesser(mm)

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	5,6	0,6	15
	6mm	6,7	0,2	10
	Gesamt	6,0	0,8	25
Nah	4mm	4,9	0,7	15
	6mm	6,4	0,3	10
	Gesamt	5,5	0,9	25
Fern 2	4mm	5,3	0,4	15
	6mm	6,5	0,4	10
	Gesamt	5,7	0,7	25

Abbildung 4.20 Verlauf und Werte der Pupillengröße für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

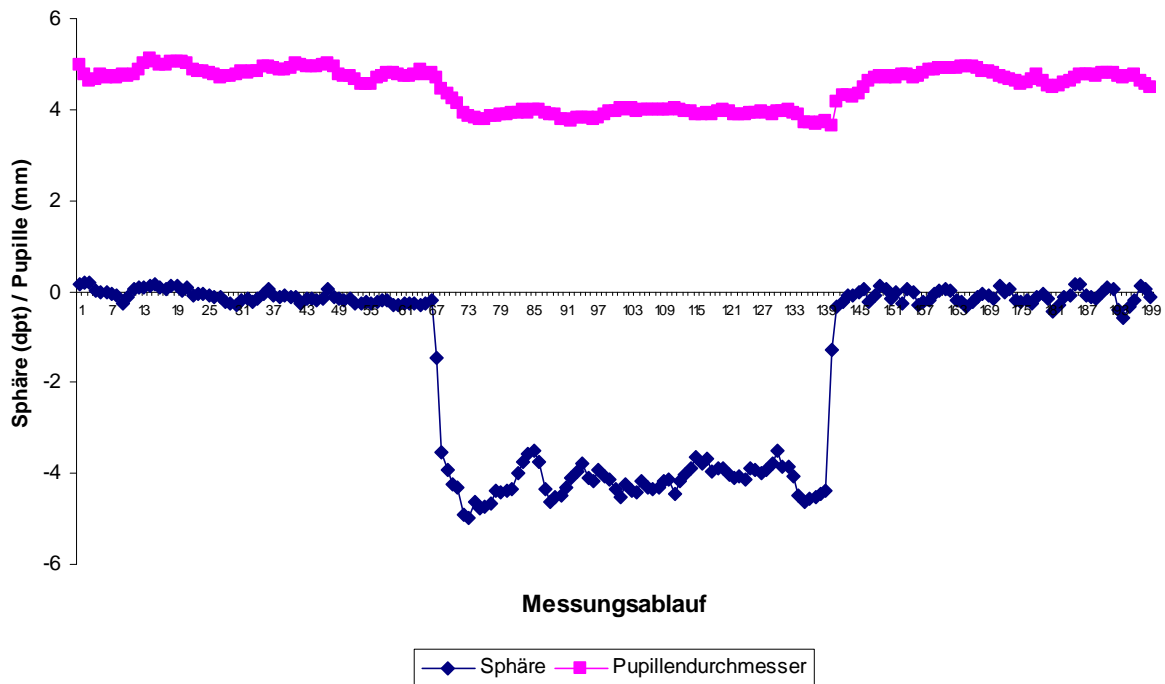
Der Verlauf der Pupillengröße während der Akkommodationsphasen ist in Abbildung 4.20 für beide Analysedurchmesser ähnlich. Da auch die multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia ( $p = 0,198$ ) auf keine Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktoren hinweisen, kann für die Pupillengröße die zweifaktorielle Varianzanalyse angewendet werden. 4 mm - und 6 mm - Gruppe werden dabei zu einer Gesamtgruppe zusammengefasst, welche folgenden Verlauf zeigt:

Fernakkommodiert lässt sich ein Wert von  $6,0 \text{ mm} \pm 0,8 \text{ mm}$  ermitteln. Während der Nahakkommodation verringert sich der Pupillendurchmesser auf  $5,5 \text{ mm} \pm 0,9 \text{ mm}$ . In der zweiten Fernphase steigt er mit  $5,7 \text{ mm} \pm 0,7 \text{ mm}$  wieder leicht an. Die Verengung der Pupille bei Nahsicht entspricht der physiologischen Miosis bei Nahakkommodation.

Die Veränderungen der Pupillengröße während der Nah- und Fernakkommodation sind in der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ).

Der Pupillendurchmesser verringert sich während der Nahakkommodation durchschnittlich um 0,31 mm.

Der zeitliche Bezug zur Akkommodation sowie der Verlauf im Vergleich zur Sphäre werden in Abbildung 4.21 ersichtlich.



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Nahakkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Fernakkommodation)			
	parallel	antiparallel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	9 (60,00%)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	6 (40,00%)	6 (40,00%)	1 (6,66%)	1 (6,66%)	2 (13,33%)	12 (80,00%)	1 (6,66%)	0 (0%)
6 mm (10)	8 (80,00%)	1 (10,00%)	1 (10,00%)	5 (50,00%)	4 (40,00%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (20,00%)	8 (80,00%)	0 (0%)	0 (0%)

Abbildung 4.21 Typischer Verlauf des Pupillendurchmessers während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen der Pupillengröße im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen.

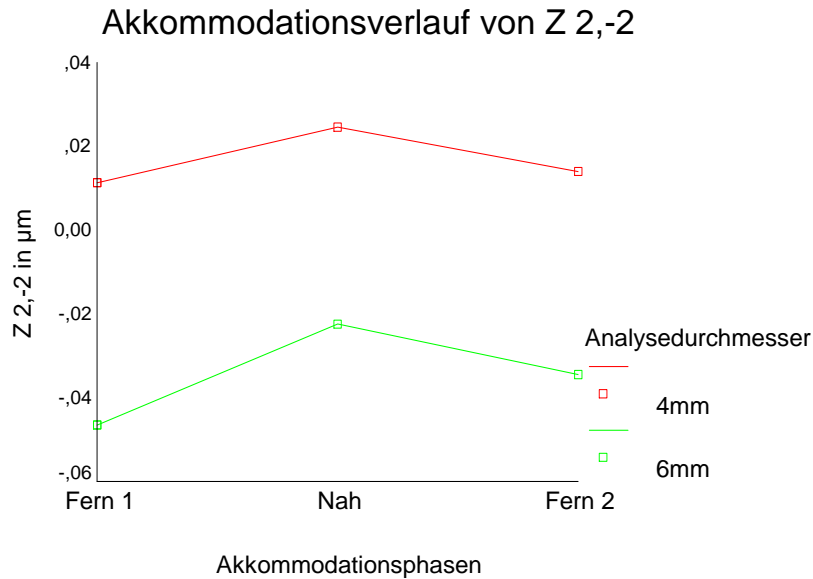
In 60% (4 mm -) bzw. 80% (6 mm – Gruppe) der Fälle läuft die Kurve des Pupillendurchmessers parallel zur Sphäre. Das bedeutet die Verringerung der Pupillengröße bei Nahakkommodation und Erweiterung bei Fernfokussierung.

Nur bei jeweils 20% bzw. 10% der untersuchten Augen vergrößert sich die Pupille bei Akkommodation paradoxerweise oder es zeigt sich keine adäquate Größenänderung.

Zum Beginn der Nahphase reagieren etwa gleich viele Probanden synchron wie verzögert (jeweils 40-50% in beiden Gruppen). Im Mittelwert folgt die Miosis 0,31 sek. (4 mm -) bzw. 0,30 sek. (6 mm – Gruppe) verzögert auf die Akkommodation.

Bei der Desakkommodation reagieren in beiden Gruppen 80% der Probanden verzögert, durchschnittlich 0,33 sek. (4 mm -) bzw. 0,44 sek. (6 mm – Gruppe) nach der Sphärenveränderung. In einigen Fällen kommt es zu Beginn der Desakkommodation kurzfristig zu einer weiteren Pupillenverengung bevor sie sich vergrößert.

Der T-Test für unabhängige Stichproben zeigt keine zeitlichen Unterschiede zwischen beiden Gruppen ( $p = 0,925$  für Akkommodationsphase,  $p = 0,497$  für Desakkommodationsphase). Sie werden deshalb zu einer Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) zusammengefasst. Für diese lässt sich eine statistisch signifikante Verzögerung der Pupillenverengung im zeitlichen Bezug zur Sphäre von 0,31 sek. während der Nahakkommodation und 0,37 sek. während der Fernakkommodation ermitteln (Akkommodation:  $p = 0,001$ ; Desakkommodation:  $p < 0,001$ ).



**Z<sub>2,-2</sub> (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,011	0,083	15
	6mm	-0,047	0,148	10
	Gesamt	-0,012	0,114	25
Nah	4mm	0,025	0,072	15
	6mm	-0,022	0,154	10
	Gesamt	0,006	0,112	25
Fern 2	4mm	0,014	0,076	15
	6mm	-0,034	0,143	10
	Gesamt	-0,005	0,108	25

Abbildung 4.22 Diagramm und Werte von Z<sub>2,-2</sub> für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Z<sub>2</sub><sup>-2</sup> repräsentiert den Astigmatismus entlang einer Achse von ± 45°. Die Z<sub>2</sub><sup>-2</sup>-Graphen der beiden Analysedurchmesserklassen bieten in Abbildung 4.22 einen recht einheitlichen Verlauf dar. Da auch die multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia (p = 0,567) auf keine Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektffaktoren hinweisen, kann für diesen Zernike-Koeffizient die zweifaktorielle Varianzanalyse verfolgt werden. Da die beiden Analysedurchmesser bei Z<sub>2</sub><sup>-2</sup> analog verlaufen, werden sie hier zu einer Gesamtgruppe zusammengefasst, welche folgenden Verlauf zeigt: Fernakkommodiert lässt sich ein Wert von -0,012 µm ± 0,114 µm ermitteln. Während der Nahakkommodation steigt Z<sub>2</sub><sup>-2</sup> mit 0,006 µm ± 0,112 µm ins positive. In der zweiten Fernphase kehrt er mit -0,005 µm ± 0,108 µm wieder zurück in den negativen Bereich. Die Aberrationswerte liegen in der 6 mm-Gruppe deutlich höher (weiter von Null distanziert), was sich durch die größeren Brechungsfehler in den peripheren Arealen der Linse erklärt, welche sich bei großer Pupille stärker auswirken.



Die Veränderungen von  $Z_2^{-2}$  während der Nah- und Fernakkommodation sind in der zweifaktoriellen Varianzanalyse statistisch signifikant ( $p = 0,031$ ).

Die mittlere Differenz zwischen der 4 mm- und 6 mm- Gruppe von  $0,051 \mu\text{m}$  ist statistisch nicht signifikant (Zwischensubjekteffekt:  $p = 0,264$ ).

Zusammenfassend wird  $Z_2^{-2}$  signifikant durch den Akkommodationszustand, nicht aber durch den Pupillendurchmesser verändert.

Der Astigmatismus entlang einer Achse von  $\pm 45^\circ$  bewegt sich also während der Nahakkommodation durchschnittlich um  $0,018 \mu\text{m}$  in positive Richtung.

Der zeitliche Verlauf von  $Z_2^{-2}$  in Beziehung zur Sphäre ist in Abbildung 4.23 ersichtlich.

In der Nahsichtphase sind oftmals die Amplituden des  $Z_2^{-2}$ -Graphen größer als in der Fernphase.

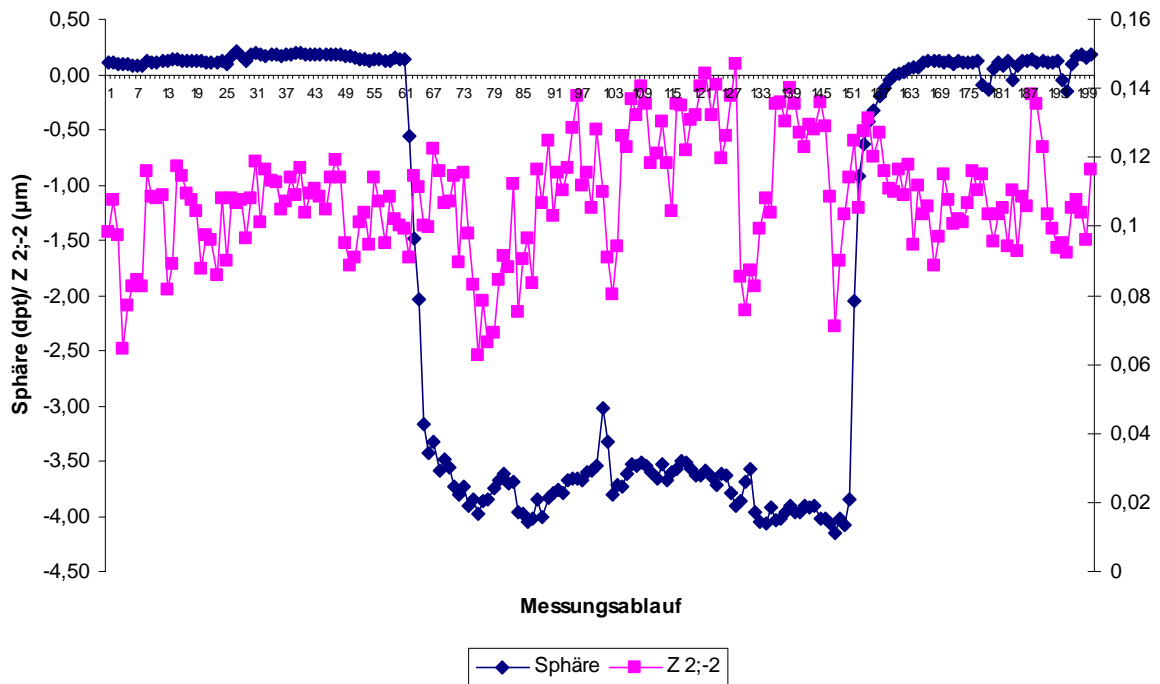
Der  $Z_2^{-2}$ -Graph verläuft in beiden Probandengruppen bei der Mehrzahl ohne Richtungsbezug zur Sphäre. Die  $Z_2^{-2}$ -Veränderung zu Beginn der Akkommodationsphase geschieht in der 4 mm – Klasse bei etwa der Hälfte der Teilnehmer synchron zur Sphäre, in der 6 mm – Gruppe ist die Verteilung uneinheitlich. Durchschnittlich reagiert  $Z_2^{-2}$  beim kleinen Analysedurchmesser  $0,03 \text{ sek.}$  eher, beim großen hingegen  $0,03 \text{ sek.}$  später als die Sphäre.

Die Veränderung von  $Z_2^{-2}$  bei Desakkommodation setzt bei etwa der Hälfte der Probanden der 4 mm – Gruppe im Verhältnis zur Sphäre verzögert ein (Mittelwert  $0,23 \text{ sek.}$ ), während sich in der 6 mm – Kategorie keine eindeutige Tendenz feststellen lässt (im Mittelwert  $0,04 \text{ sek.}$  retardiert).

Auch lassen sich keine charakteristischen Unterschiede zwischen beiden Gruppen nachweisen ( $p = 0,750$  für Akkommodation und  $p = 0,284$  für Desakkommodation).

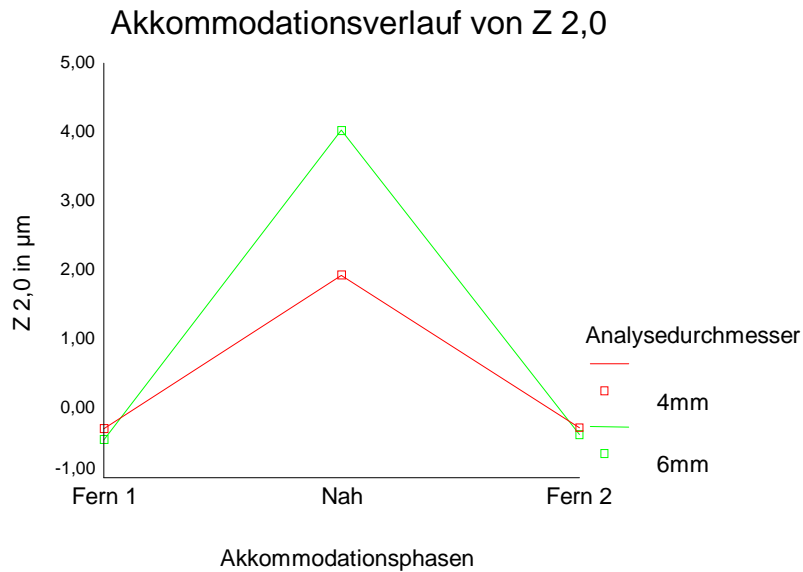
Die Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) zeigt eine fast sphärensynchrone  $Z_2^{-2}$ -Reaktion bei Akkommodation ( $-0,01 \text{ sek.}$ ) und eine leichte Verzögerung bei Desakkommodation ( $0,16 \text{ sek.}$ ).

Beide zeitlichen Ereignisse sind nicht statistisch signifikant unterschiedlich zur Sphäre ( $p = 0,908$  und  $p = 0,110$ ).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lel	Bezug								
4 mm (15)	3 (20,00%)	5 (33,33%)	7 (46,66%)	7 (46,66%)	1 (6,66%)	3 (20,00%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	8 (53,33%)	1 (6,66%)	2 (13,33%)
6 mm (10)	0 (0%)	2 (20,00%)	8 (80,00%)	2 (20,00%)	3 (30,00%)	2 (20,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)

Abbildung 4.23 Typischer Verlauf von  $Z_2^{-2}$  während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_2^{-2}$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen.



#### Z 2,0 (µm)

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,298	0,173	15
	6mm	-0,446	0,482	10
	Gesamt	-0,357	0,332	25
Nah	4mm	1,934	0,222	15
	6mm	4,036	0,361	10
	Gesamt	2,775	1,087	25
Fern 2	4mm	-0,275	0,178	15
	6mm	-0,382	0,502	10
	Gesamt	-0,318	0,341	25

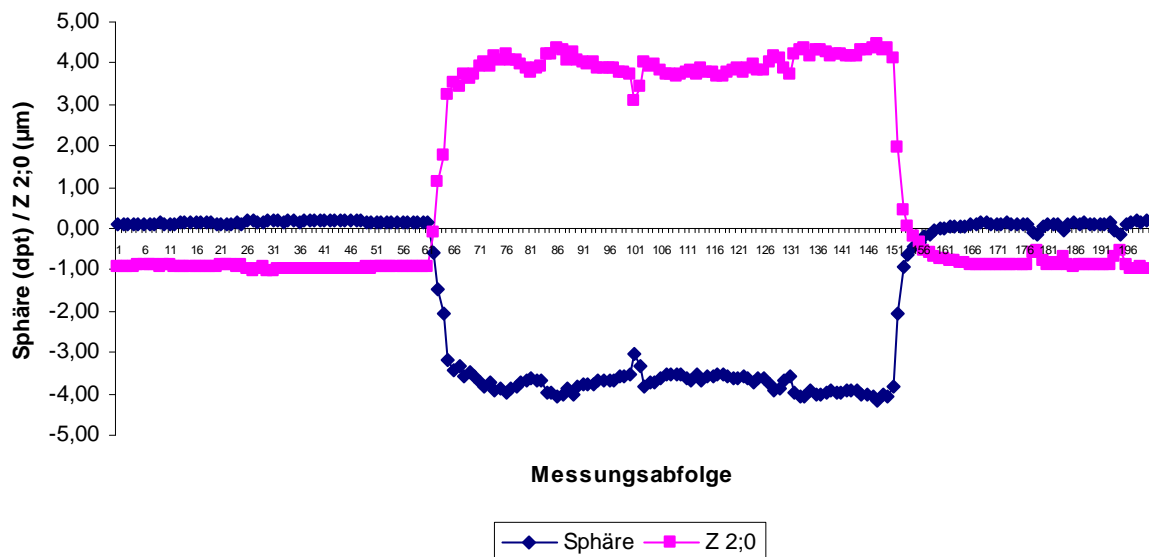
Abbildung 4.24 Diagramm und Werte von Z 2,0 für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Abbildung 4.24 liefert zwar tendenziell ähnliche  $Z_2^0$ -Verläufe der beiden Analysedurchmesserklassen für die Akkommodationsphasen. Die multivariaten Tests weisen jedoch mit  $p < 0,001$  auf Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktoren hin, sodass diese für  $Z_2^0$  (Defokus) deshalb getrennt analysiert werden. Fernakkommodiert ergeben sich Werte von  $-0,298 \mu\text{m} \pm 0,173 \mu\text{m}$  für 4 mm Pupillendurchmesser und  $-0,446 \mu\text{m} \pm 0,482 \mu\text{m}$  für 6 mm (Gesamt:  $-0,357 \mu\text{m} \pm 0,332 \mu\text{m}$ ). In der Phase der Nahakkommodation steigen die Defokus - Werte beträchtlich. Während  $Z_2^0$  beim kleinen Pupillendurchmesser um  $2,232 \mu\text{m}$  auf  $1,934 \mu\text{m} \pm 0,222 \mu\text{m}$  anwachsen, steigt der Wert bei 6 mm Pupillendurchmesser mit  $4,482 \mu\text{m}$  doppelt so stark wie bei der 4 mm-Klasse und erreicht einen Defokus von  $4,036 \mu\text{m} \pm 0,361 \mu\text{m}$  (Gesamt:  $2,775 \mu\text{m} \pm 1,087 \mu\text{m}$ ). In der darauf folgenden Fern 2- Phase sinken die  $Z_2^0$ -Werte wieder etwa auf das Niveau von Fern 1 und betragen  $-0,275 \mu\text{m} \pm 0,178 \mu\text{m}$  für 4 mm und  $-0,382 \mu\text{m} \pm 0,502 \mu\text{m}$  für 6 mm (Gesamt:  $-0,318 \mu\text{m} \pm 0,341 \mu\text{m}$ ).

Bei beiden Analysedurchmessern können in einfaktoriellen Varianzanalysen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Fern- und Nahakkommodationsphasen gesichert werden ( $p < 0,001$  für 4 mm und 6 mm).

Vergleicht man beide Pupillendurchmessergruppen in allen drei Messphasen mittels T-Test für unabhängige Stichproben, so lässt sich lediglich im nahakkommodierten Zustand eine signifikante Differenz zwischen 4 mm - und 6 mm - Gruppe von durchschnittlich  $2,101\mu\text{m}$  feststellen ( $p < 0,001$ ). Bei einem Pupillendurchmesser von 6 mm liegt während der Nahakkommodation mit  $4,036\mu\text{m}$  ein wesentlich höherer Defokus als in der 4 mm - Gruppe mit  $1,934\mu\text{m}$  vor.

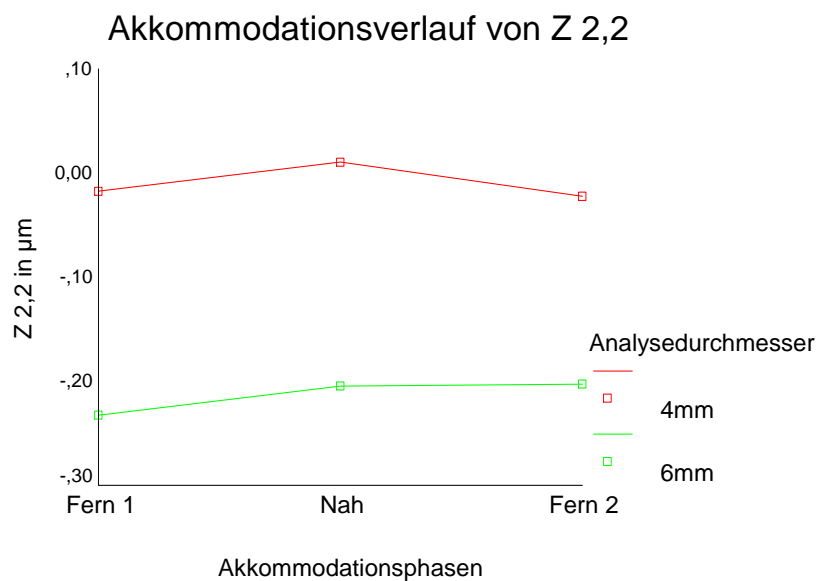
Der  $Z_2^0$ -Wert (Defokus) steigt also während der Nahakkommodation signifikant an. Darüber hinaus wächst der Defokus statistisch signifikant bei Zunahme des Pupillendurchmessers (mittlere Differenz:  $0,615\mu\text{m}$ ).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	Antiparal lel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	Kein Bezug
4 mm (15)	0 (0%)	15 100,00%	0 (0%)	15 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	15 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
6 mm (10)	0 (0%)	10 100,00%	0 (0%)	10 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	10 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Abbildung 4.25 Typischer antiparalleler Verlauf von  $Z_2^0$  während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_2^0$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen

Abbildung 4.25 zeigt einen antiparallelen Verlauf von  $Z_2^0$  zur Sphäre. Mit zunehmender Sphäre wächst demnach der Defokus entsprechend in positiver Richtung. Bei allen Probanden in beiden Analysedurchmessergruppen erfolgt der Anstieg des Defokus bei Akkommodation und sein Absinken bei Desakkommodation exakt zeitgleich zur Sphäre. Die Synchronität von  $Z_2^0$  zur Sphäre ist im T-Test signifikant ( $p < 0,001$ ). Die durchschnittliche Verzögerung beträgt in beiden Gruppen 0,00 sek.



<b>Z 2,2 (µm)</b>				
	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,018	0,136	15
	6mm	-0,232	0,388	10
	Gesamt	-0,104	0,281	25
Nah	4mm	0,011	0,148	15
	6mm	-0,204	0,279	10
	Gesamt	-0,075	0,232	25
Fern 2	4mm	-0,022	0,133	15
	6mm	-0,203	0,366	10
	Gesamt	-0,094	0,262	25

Abbildung 4.26 Diagramm und Werte von Z 2,2 für 4 mm- und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Der Zernike-Koeffizient  $Z_2^2$  (entspricht dem Astigmatismus mit Achse bei  $0^\circ/90^\circ$ ) zeigt in Abbildung 4.26 keinen einheitlichen Verlauf der 4 mm - und 6 mm –Analysedurchmesser-kategorie. Akkommodation und Pupillengröße werden deshalb getrennt voneinander auf deren Einfluss auf  $Z_2^2$  geprüft.

Während der ersten Fernphase wird in der 4 mm - Gruppe ein durchschnittlicher  $Z_2^2$ -Wert von

$-0,018 \mu\text{m} \pm 0,136 \mu\text{m}$  gemessen. Deutlich höher im negativen Bereich präsentiert sich in dieser Messphase der 6 mm-Wert mit  $-0,232 \mu\text{m} \pm 0,388 \mu\text{m}$  (Gesamtgruppe:  $-0,104 \mu\text{m} \pm 0,281 \mu\text{m}$ ).

In der Nahphase tendieren beide Gruppen leicht in positive Richtung und werden im Betrag geringer (4 mm:  $-0,011 \mu\text{m} \pm 0,148 \mu\text{m}$ ; 6 mm:  $-0,204 \mu\text{m} \pm 0,279 \mu\text{m}$ ; Gesamtgruppe:  $-0,075 \mu\text{m} \pm 0,232 \mu\text{m}$ ).

In der zweiten Fernphase geht der Trend für  $Z_2^2$  bei der 4 mm -Gruppe mit  $-0,022 \mu\text{m} \pm 0,133 \mu\text{m}$  wieder zu negativeren Werten, während er sich bei 6 mm Pupillengröße mit  $-0,203 \mu\text{m} \pm 0,366 \mu\text{m}$  weiter in positiver Richtung bewegt (Gesamtgruppe:  $-0,094 \mu\text{m} \pm 0,262 \mu\text{m}$ ). Insgesamt liefern die einfaktoriellen Varianzanalysen für keine der beiden Pupillendurchmessergruppen eine signifikante Veränderung der  $Z_2^2$ -Werte während der Akkommodationsphasen (4 mm:  $p = 0,143$ ; 6 mm:  $p = 0,452$ ).

Ferner lässt sich im T-Test für unabhängige Stichproben auch kein signifikanter Einfluss der Pupillengröße auf diesen Zernike-Koeffizienten nachweisen. Die mittlere Differenz zwischen beiden Gruppen beträgt  $0,203 \mu\text{m}$ .

$Z_2^2$  wird also weder vom Akkommodationszustand noch von der Pupillengröße signifikant beeinflusst.

Der Verlauf von  $Z_2^2$ , dargestellt in Abbildung 4.27, hat bei beiden Gruppen bei der Hälfte der Teilnehmer keinen eindeutigen Bezug zur Sphäre.

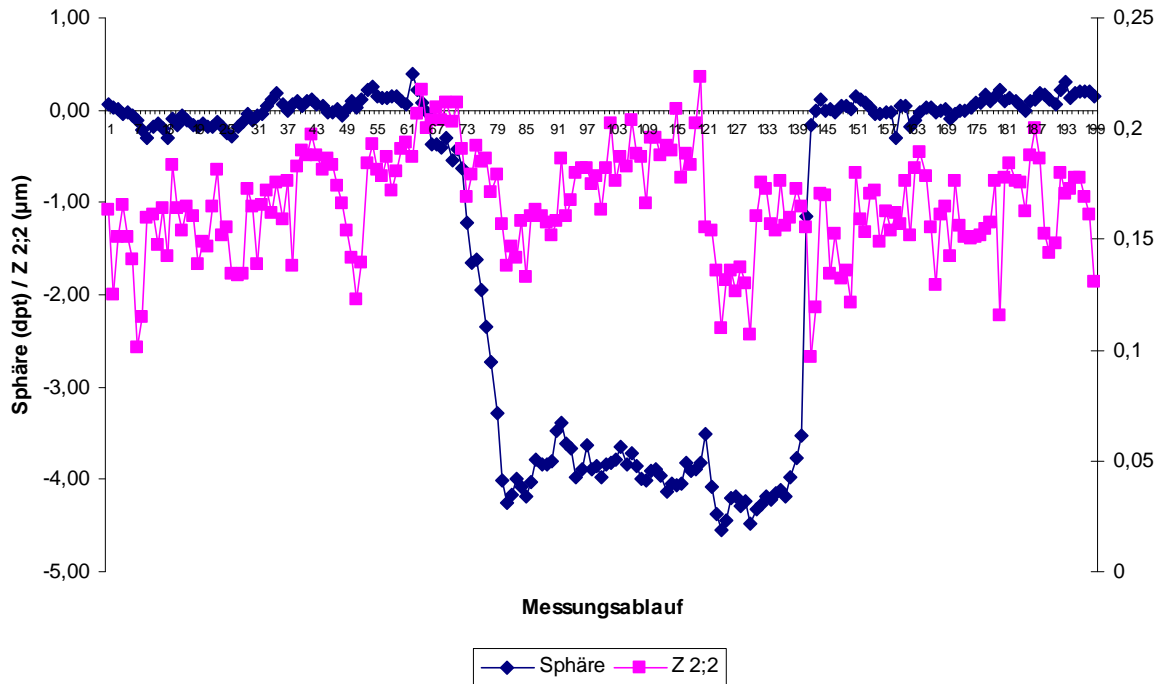
Zu Beginn der Akkommodationsphase reagiert  $Z_2^2$  bei beiden Analysedurchmessergruppen in der Mehrheit zeitgleich zur Sphäre; im Mittelwert bei 4 mm  $-0,13$  sek. früher und bei 6 mm mit  $0,00$  sek. exakt synchron zur Sphäre.

In der Desakkommodationsphase verläuft bei 70% der Probanden in der 6 mm – Kategorie die Reaktion von  $Z_2^2$  simultan zur Sphäre, während in der 4 mm – Klasse bei der Mehrheit kein zeitlicher Bezug besteht.

Die mittlere Verzögerung zur Sphäre beträgt hier  $0,19$  sek. (4 mm) bzw.  $0,06$  sek. (6 mm).

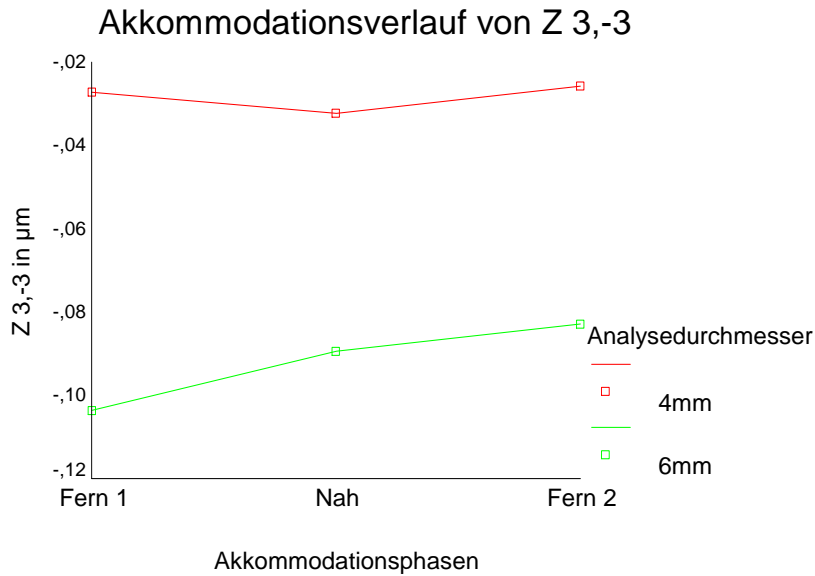
Beide Gruppen unterscheiden sich zeitlich nicht signifikant voneinander mit  $p = 0,453$  bei Akkommodation und  $p = 0,457$  bei Desakkommodation.

Fasst man also alle Probanden zu einer Gesamtgruppe zusammen, so lässt sich bei der Akkommodation eine  $0,08$  sek. verfrühte Antwort von  $Z_2^2$  ermitteln, während sie bei Desakkommodation um  $0,12$  sek. verzögert zur Sphäre abläuft. Es liegt kein signifikanter zeitlicher Unterschied zum Sphäreablauf vor ( $p = 0,436$  für Akkommodation und  $p = 0,181$  für Desakkommodation).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
		lel	Bezug								
4 mm (15)	4 (26,66%)	3 (20,00%)	8 (53,33%)	6 (40,00%)	2 (13,33%)	2 (13,33%)	5 (33,33%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	1 (6,66%)	6 (40,00%)
6 mm (10)	4 (40,00%)	1 (10,00%)	5 (50,00%)	5 (50,00%)	1 (10,00%)	1 (10,00%)	3 (30,00%)	7 (70,00%)	1 (10,00%)	2 (20,00%)	0 (0%)

Abbildung 4.27 Typischer Verlauf von  $Z_2^2$  während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl ,sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_2^2$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen



**Z 3,-3 (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,027	0,034	15
	6mm	-0,104	0,155	10
	Gesamt	-0,058	0,105	25
Nah	4mm	-0,032	0,040	15
	6mm	-0,089	0,124	10
	Gesamt	-0,055	0,087	25
Fern 2	4mm	-0,026	0,036	15
	6mm	-0,083	0,181	10
	Gesamt	-0,049	0,118	25

Abbildung 4.28 Diagramm und Werte von Z 3,-3(µm) für 4 mm- und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Anhand des Diagramms in Abbildung 4.28 sind beim  $Z_3^{-3}$ -Koeffizienten, welcher dem dreiachsigen Astigmatismus (Trefoil) entlang der y-Achse entspricht, deutlich differente Verläufe der beiden Analysedurchmessergruppen erkennbar. Infolgedessen müssen Inner- und Zwischensubjekt Faktoren (Akkommodation und Pupillendurchmesser) getrennt voneinander betrachtet werden.

In der 4 mm - Klasse findet sich in der Nahakkommodationsphase eine leichte Negativ-Tendenz des  $Z_3^{-3}$ -Wertes (Fern 1:  $-0,027 \mu\text{m} \pm 0,034 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,032 \mu\text{m} \pm 0,040 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $-0,026 \mu\text{m} \pm 0,036 \mu\text{m}$ ).

Beim 6 mm - Pupillendurchmesser fällt neben dem deutlich größeren Betrag (liegt weiter von Null entfernt) des  $Z_3^{-3}$  - Koeffizienten, der kontinuierliche Trend in positiver Richtung während der Akkommodationsphasen auf (Fern 1:  $-0,104 \mu\text{m} \pm 0,155 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,089 \mu\text{m} \pm 0,124 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $-0,083 \mu\text{m} \pm 0,181 \mu\text{m}$ ).



Die alle Probanden einschließende Gesamtgruppe zeigt ebenso einen positiven Trend (Fern1:  $-0,058 \mu\text{m} \pm 0,105 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,055 \mu\text{m} \pm 0,087 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $-0,049 \mu\text{m} \pm 0,118 \mu\text{m}$ ).

Es lassen sich für beide Analysedurchmesser keine signifikanten Veränderungen des  $Z_3^{-3}$  während der Akkommodationsphasen belegen ( $p = 0,635$  für 4 mm und  $p = 0,140$  für 6 mm).

Die durchschnittliche Differenz zwischen 4 mm- und 6 mm - Pupillendurchmesser macht  $0,064 \mu\text{m}$  aus und ist statistisch nicht signifikant ( $p = 0,075$  für Fern 1;  $p = 0,107$  für Nah;  $p = 0,244$  für Fern 2).

Damit wird keine signifikante Beeinflussung des dreiachsigen Astigmatismus entlang der y-Achse durch Akkommodation oder Pupillendurchmesser nachgewiesen.

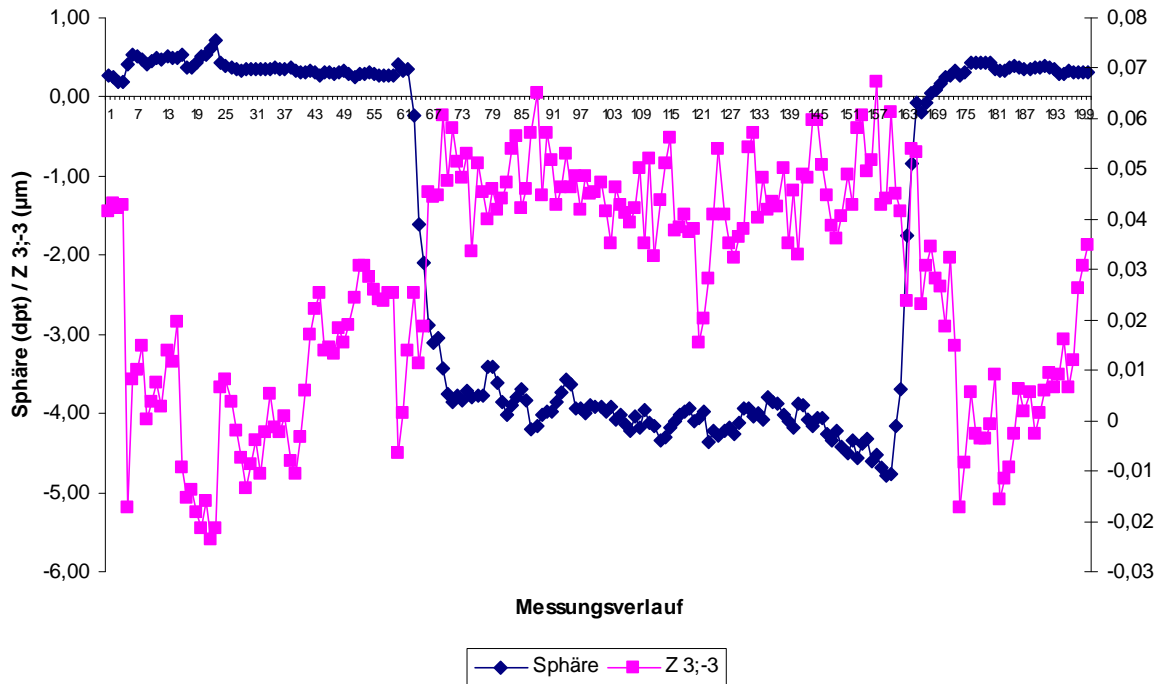
In Abbildung 4.29 ist der typische antiparallele Verlauf eines  $Z_3^{-3}$ -Graphen zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser erkennbar, welcher bei 50 % der Teilnehmer auftritt. In der 4 mm-Gruppe findet sich hingegen bei 53 % ein paralleler Verlauf zur Sphäre. Diese Erscheinung ist im Einklang mit den beiden  $Z_3^{-3}$ -Graphen in Diagramm 4.28. In beiden Gruppen findet sich bei jeweils 40 % der Teilnehmer kein charakteristischer Verlauf in Bezug zur Sphäre.

Zu Beginn des Sphärenanstiegs reagiert die Hälfte der 6 mm – Probanden zeitgleich zur Sphäre, während in der 4 mm – Gruppe bei einem Drittel der Untersuchten eine vorzeitige Reaktion auftritt. Im Durchschnitt verändert sich  $Z_3^{-3}$  während der Nahakkommodation bei 4 mm Analysedurchmesser 0,11 sek. früher und bei 6 mm 0,15 sek. verzögert zur Sphäre.

Der Beginn der Desakkommodation für  $Z_3^{-3}$  liegt bei beiden Gruppen in der Mehrheit zeitgleich zur Sphäre. In der 4 mm – Kategorie reagiert  $Z_3^{-3}$  im Mittelwert exakt synchron zur Sphäre. Bei der 6 mm – Klasse liegt der Reaktionszeitpunkt von  $Z_3^{-3}$  mit 0,32 sek. leicht verzögert hinter der Sphärenabnahme.

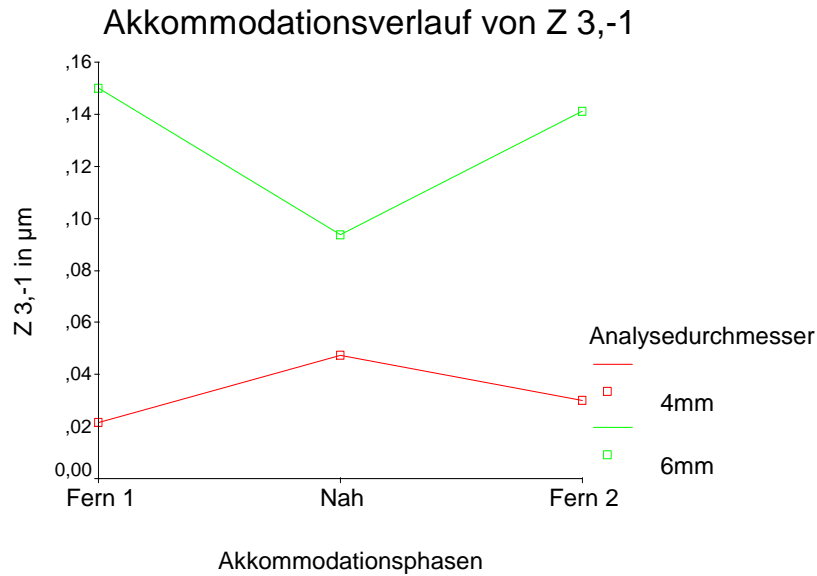
Zwischen beiden Gruppen lässt sich kein signifikanter zeitlicher Unterschied nachweisen ( $p = 0,189$  bei Akkommodation;  $p = 0,163$  bei Desakkommodation).

Die Gesamtgruppe der 25 Probanden zeigt mit 0,02 sek. eine fast simultane Reaktion von  $Z_3^{-3}$  bei Akkommodation und eine 0,14 sek. verzögerte bei Desakkommodation. Beide sind zeitlich nicht signifikant verschieden zur Sphäre ( $p = 0,847$ ;  $p = 0,195$ ).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal lel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	8 (53,33%)	1 (6,66%)	6 (40,00%)	4 (26,66%)	1 (6,66%)	5 (33,33%)	5 (33,33%)	7 (46,66%)	2 (13,33%)	4 (26,66%)	2 (13,33%)
6 mm (10)	1 (10,00%)	5 (50,00%)	4 (40,00%)	5 (50,00%)	3 (30,00%)	2 (20,00%)	0 (0%)	6 (60,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)

Abbildung 4.29 Typischer antiparalleler Verlauf von  $Z_3^{-3}$  bei 6 mm Analysedurchmesser während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_3^{-3}$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen



**Z 3,-1 (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,021	0,061	15
	6mm	0,150	0,231	10
	Gesamt	0,073	0,162	25
Nah	4mm	0,047	0,061	15
	6mm	0,094	0,223	10
	Gesamt	0,066	0,146	25
Fern 2	4mm	0,030	0,056	15
	6mm	0,141	0,233	10
	Gesamt	0,074	0,159	25

Abbildung 4.30 Diagramm und Werte von  $Z_3^{-1}$  für 4 mm- und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Den  $Z_3^{-1}$ -Koeffizienten (entspricht der Koma in y - Richtung) zeichnen in Abbildung 4.30 erkennbare, gegensätzlich verlaufende Graphen der 4 mm - und 6 mm - Gruppe aus. Da außerdem der p-Wert der multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia  $p = 0,002$  beträgt, sind Wechselwirkungen zwischen Akkommodation und Pupillendurchmesser bewiesen. Somit erfolgt deren separate Betrachtung.

Zunächst erfolgt die Auswertung des Akkommodationseinflusses:

Die 4 mm - Kategorie zeigt nach der ersten Fernphase (Fern 1:  $0,021 \mu\text{m} \pm 0,061 \mu\text{m}$ ), einen Anstieg des  $Z_3^{-1}$  -Wertes während der Nahakkommodation (Nah:  $0,047 \mu\text{m} \pm 0,061 \mu\text{m}$ ), welcher in der Fern 2-Phase mit  $0,030 \mu\text{m} \pm 0,056 \mu\text{m}$  auf ein Niveau zwischen Fern 1- und Nah- Phase sinkt.

Einen gegensätzlichen Verlauf beschreibt der 6 mm - Graph. Fernakkommodiert ergibt sich hier ein Wert von  $0,150 \mu\text{m} \pm 0,231 \mu\text{m}$ . In der Nahakkommodationsphase sinken die Aberrationen in der 6 mm - Gruppe ab (Nah:  $0,094 \mu\text{m} \pm 0,223 \mu\text{m}$ ), um während der Fern 2-

Phase wieder anzusteigen (Fern 2:  $0,141\mu\text{m} \pm 0,233\mu\text{m}$ ). Die  $Z_3^{-1}$ -Aberrationswerte liegen beim großen Pupillendurchmesser insgesamt höher als bei der 4 mm – Klasse, was durch die höheren Aberrationen im Pupillenaußenbereich bedingt ist.

Die Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) zeigt ebenfalls eine Verringerung des  $Z_3^{-1}$ - Wertes in der Nahakkommodation (Fern 1:  $0,073 \mu\text{m} \pm 0,162 \mu\text{m}$ ; Nah:  $0,066 \mu\text{m} \pm 0,146 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,074 \mu\text{m} \pm 0,159 \mu\text{m}$ ).

Die einfaktorielle Varianzanalyse bestätigt für 6 mm - Pupillendurchmesser eine signifikante Abnahme des  $Z_3^{-1}$  während der Nahakkommodation ( $p = 0,048$ ). Die akkommodative Veränderung bei der 4 mm - Gruppe ist nicht signifikant ( $p = 0,110$ ).

Analyse des Einflusses der Pupillengröße: Die Differenz zwischen 4 mm - und 6 mm - Werten liegt bei durchschnittlich  $0,095 \mu\text{m}$  und ist statistisch nicht signifikant (Fern 1:  $p = 0,117$ ; Nah:  $p = 0,538$ ; Fern 2:  $p = 0,170$ ).

$Z_3^{-1}$  (die Koma entlang der y-Achse) nimmt somit bei großem Pupillendurchmesser (6 mm) während der Nahakkommodation signifikant ab, um durchschnittlich  $0,056 \mu\text{m}$ .

Ein charakteristischer Einfluss durch die Pupillengröße ist nicht nachweisbar.

Abbildung 4.31 gibt den typischen antiparallelen Verlauf eines  $Z_3^{-1}$  – Graphen bei 4 mm Analysedurchmesser wieder, welcher bei mehr als der Hälfte der Probanden dieser Gruppe auftritt. In der 6 mm – Klasse dominiert hingegen mit 60% der parallele Verlauf. Diese Erkenntnis deckt sich mit den  $Z_3^{-1}$ -Verläufen in Abbildung 4.30.

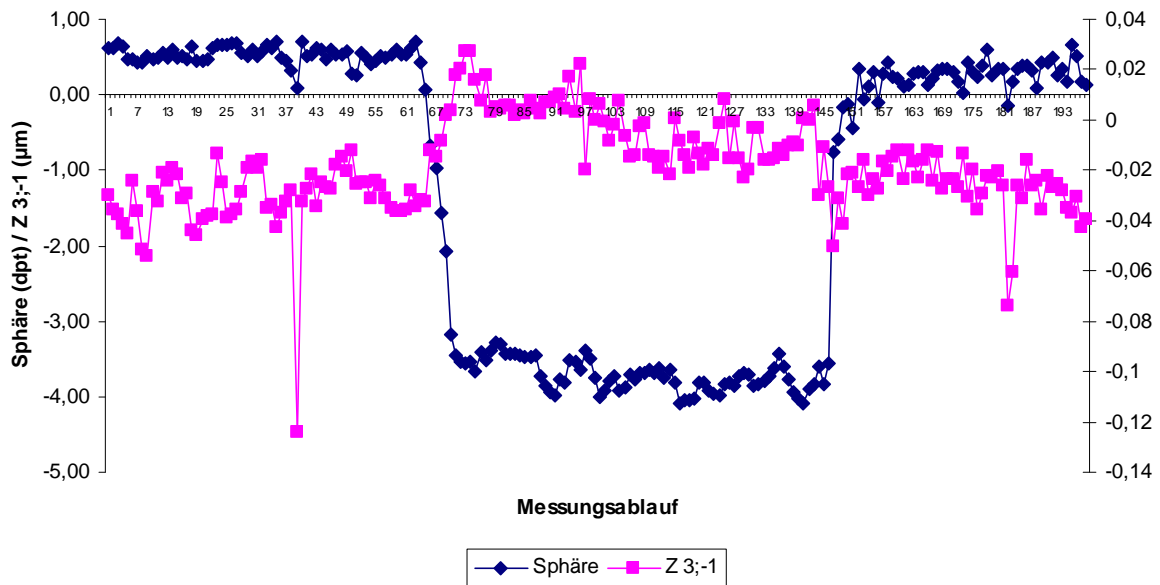
Die  $Z_3^{-1}$  – Reaktion zu Beginn der Akkommodation findet in der 4 mm – Gruppe bei 40 % verzögert zur Sphäre statt (durchschnittlich 0,11 sek.). In der 6 mm – Kategorie überwiegt mit 40 % die zeitgleiche Reaktion (im Mittelwert nur 0,02 sek. verzögert).

Bei der Desakkommodation reagiert  $Z_3^{-1}$  bei der Mehrzahl der Teilnehmer in beiden Gruppen simultan zur Sphäre. Der Mittelwert liegt hier bei einer Verzögerung von 0,02 sek. für 4 mm – und 0,05 sek. für 6 mm – Pupillendurchmesser.

Es lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ermitteln (Akkommodationsphase:  $p = 0,486$ ; Desakkommodation:  $p = 0,821$ ).

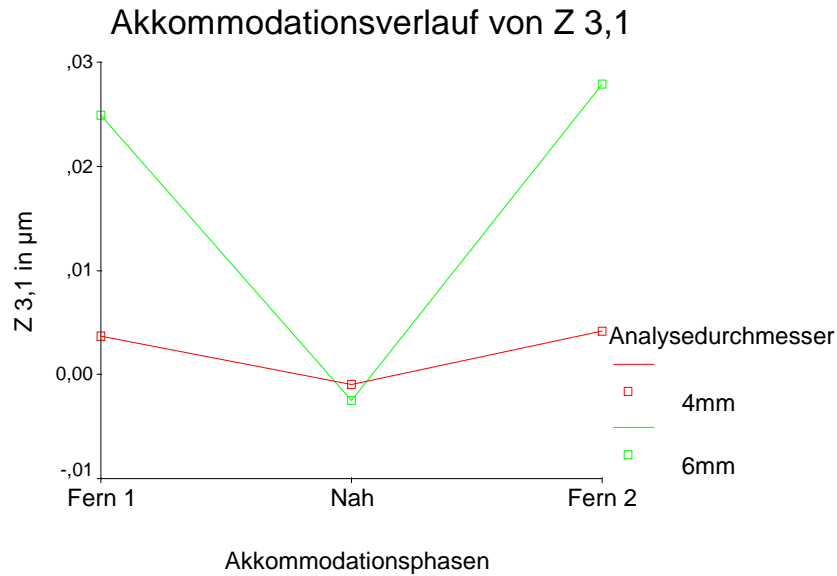
Die Gesamtgruppe aller Teilnehmer weist nur eine geringe Verzögerung von  $Z_3^{-1}$  zur Sphäre auf: 0,03 sek. bei Akkommodation und 0,08 sek. bei Desakkommodation.

Beide Zeitverschiebungen sind statistisch nicht signifikant ( $p = 0,214$  bzw.  $p = 0,720$ ).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal lel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	1 (6,66%)	8 (53,33%)	6 (40,00%)	3 (20,00%)	6 (40,00%)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	5 (33,33%)	3 (20,00%)	4 (26,66%)	3 (20,00%)
6 mm (10)	6 (60,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)	4 (40,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)	2 (20,00%)	7 (70,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)	2 (20,00%)

Abbildung 4.31 Typischer antiparalleler Verlauf von  $Z_3^{-1}$  bei 4 mm Analysedurchmesser während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_3^{-1}$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen



**Z<sub>3,1</sub> (μm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,004	0,041	15
	6mm	0,025	0,045	10
	Gesamt	0,012	0,043	25
Nah	4mm	-0,001	0,053	15
	6mm	-0,002	0,093	10
	Gesamt	-0,002	0,070	25
Fern 2	4mm	0,004	0,041	15
	6mm	0,028	0,062	10
	Gesamt	0,014	0,051	25

Abbildung 4.32 Verlauf und Werte von Z<sub>3</sub><sup>1</sup> für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die Z<sub>3</sub><sup>1</sup>-Graphen, welche koma-artige Abbildungsfehler in x - Richtung repräsentieren, zeigen in Abbildung 4.32 für beide Analysedurchmessergruppen ähnliche Verlaufstendenzen. Diese differieren jedoch in ihrem Ausmaß deutlich, sodass um mögliche Wechselwirkungen zwischen Akkommodationsabstand und Analysedurchmesser auszuschließen, beide Parameter getrennt ausgewertet werden.

Analyse des Akkommodationseinflusses: Bei der 4 mm Pupillendurchmessergruppe finden sich vergleichsweise niedrige Aberrationswerte um den Nullpunkt herum mit einer geringen Schwankung in allen Akkommodationsphasen (Fern 1: 0,004 μm ± 0,041 μm; Nah: -0,001 μm ± 0,053 μm; Fern 2: 0,004 μm ± 0,041 μm).

In der 6 mm - Klasse sind die Z<sub>3</sub><sup>1</sup>-Aberrationen sowie deren Schwankungsbreite deutlich größer. Für die erste Fernphase beträgt der Z<sub>3</sub><sup>1</sup>-Wert 0,025 μm ± 0,045 μm, um bei Nahakkommodation fast auf Null zu sinken (-0,002 μm ± 0,093 μm). In der zweiten Fernphase steigt Z<sub>3</sub><sup>1</sup> erneut an (0,028 μm ± 0,062 μm) und liegt damit siebenfach höher als in

der 4 mm - Kategorie. Die Gesamtgruppe zeigt ebenfalls eine deutliche Verringerung der Aberrationen im nahakkommodierten Zustand (Fern 1:  $0,012 \mu\text{m} \pm 0,043 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,002 \mu\text{m} \pm 0,070 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,014 \mu\text{m} \pm 0,051 \mu\text{m}$ ).

Bei der Betrachtung der Akkommodationsphasen mittels einfaktorieller Varianzanalysen, finden sich weder in der 4 mm - Klasse ( $p = 0,604$ ) noch in der 6 mm - Kategorie ( $p = 0,718$ ) signifikante Veränderungen von  $Z_3^1$  durch die Nah- bzw. Fernakkommodation.

Ebenso lässt sich im T-Test kein signifikanter Einfluss des Pupillendurchmessers auf  $Z_3^1$  nachweisen (Fern 1:  $p = 0,236$ ; Nah:  $p = 0,963$ ; Fern 2:  $p = 0,263$ ; mittlere Differenz zwischen den Gruppen:  $0,014 \mu\text{m}$ ).

Die koma-artigen Abbildungsfehler entlang der x-Achse werden also weder vom Akkommodationszustand noch von der Pupillengröße signifikant beeinflusst.

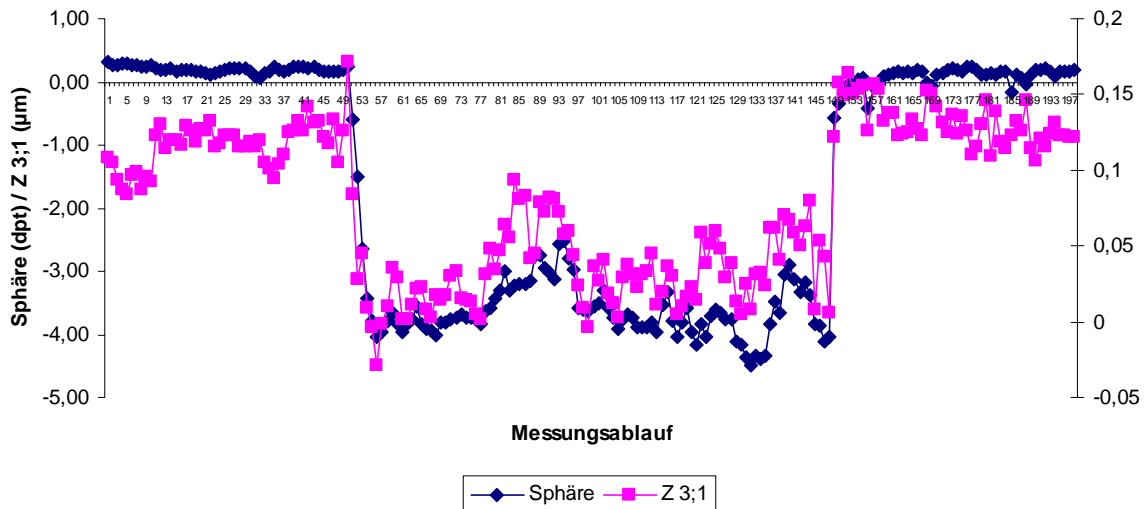
Der charakteristische Verlauf von  $Z_3^1$  parallel zur Sphäre (bei 6 mm Pupillendurchmesser) ist in Abbildung 4.33 ersichtlich. In beiden Analysedurchmessergruppen dominiert dieser Verlauf (46% bei 4 mm und 60% bei 6 mm).

Die  $Z_3^1$  - Reaktion zu Beginn der Nahakkommodationsphase ist in der 4 mm - Gruppe gleichmäßig verteilt. Im Mittelwert beginnt sie 0,05 sek. vor dem Sphärenanstieg.

In der 6 mm - Klasse überwiegt mit 70% ein simultaner Start der  $Z_3^1$  - Veränderung im Bezug zur Sphäre. Durchschnittlich liegt die  $Z_3^1$  - Reaktion hier 0,02 sek. vor der Sphäre.

Bei Desakkommodation liegen 33% der Probanden bei 4 mm - und 90% bei 6 mm - Analysedurchmesser mit Ihrer  $Z_3^1$ - Veränderung zeitgleich zur Sphäre. In beiden Gruppen beträgt die durchschnittliche Verzögerung 0,02 sek. zum Sphäreabstieg. Zwischen beiden Probandengruppen lässt sich kein signifikanter zeitlicher Unterschied ermitteln (Akkommodationsphase:  $p = 0,875$ , Desakkommodationsabschnitt:  $p = 0,995$ ).

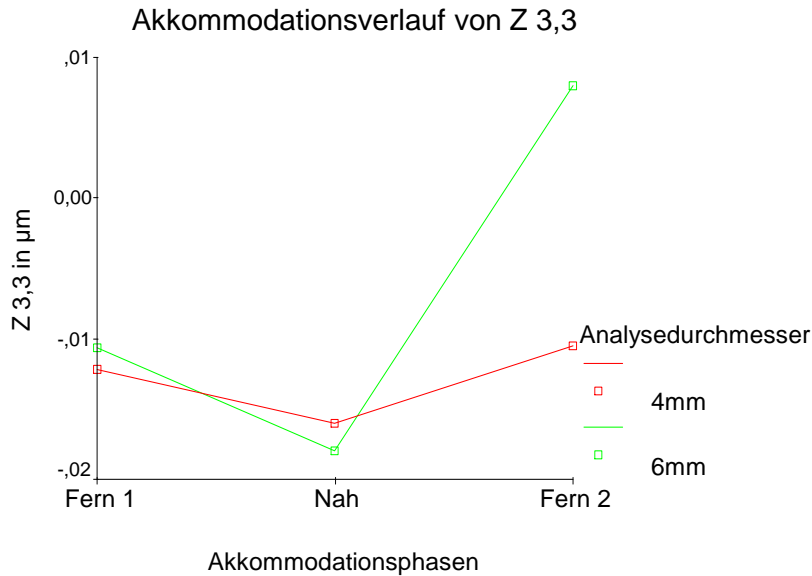
Für das Gesamtkollektiv der 25 Teilnehmer zeigt sich bei Akkommodation die  $Z_3^1$ -Reaktion 0,04 sek. früher als die der Sphäre und bei Desakkommodation eine mittlere Verzögerung von 0,02 sek. zur Referenz. Es liegt mit  $p = 0,731$  (Akkommodation) und  $p = 0,793$  (Desakkommodation) keine signifikante zeitliche Verschiebung von  $Z_3^1$  zur Sphäre vor.



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	Früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
		lel	Bezug								
4 mm (15)	7 (46,66%)	2 (13,33%)	6 (40,00%)	3 (20,00%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	5 (33,33%)	3 (20,00%)	2 (13,33%)	5 (33,33%)
6 mm (10)	6 (60,00%)	4 (40,00%)	0 (0%)	7 (70,00%)	2 (20,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)	9 (90,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)	0 (0%)

Abbildung 4.33 Typischer paralleler Verlauf von  $Z_3^1$  zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_3^1$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen





**Z 3,3 ( $\mu\text{m}$ )**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,012	0,035	15
	6mm	-0,011	0,092	10
	Gesamt	-0,012	0,063	25
Nah	4mm	-0,016	0,042	15
	6mm	-0,018	0,106	10
	Gesamt	-0,017	0,073	25
Fern 2	4mm	-0,010	0,034	15
	6mm	0,008	0,098	10
	Gesamt	-0,003	0,066	25

Abbildung 4.34: Verlauf und Werte von  $Z_3^3$  für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Der  $Z_3^3$ -Verlauf über die Akkommodationsphasen lässt in Abbildung 4.34 klare Unterschiede für beide Pupillengrößen erkennen. Es erfolgt deshalb zum Ausschluss von Interferenzen des Inner- und Zwischensubjektfaktors (Akkommodation und Pupillengröße) deren getrennte Analyse.  $Z_3^3$  gibt den dreiachsigen Astigmatismus (Trefoil) mit Basis auf der x – Achse wieder.

Auswertung des Akkommodationseinflusses:

Bei der 4 mm - Kategorie kommt es in der Nahphase zu einer geringen Zunahme des  $Z_3^3$ -Koeffizienten in negativer Richtung (Fern 1:  $-0,012 \mu\text{m} \pm 0,035 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,016 \mu\text{m} \pm 0,042 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $-0,010 \mu\text{m} \pm 0,034 \mu\text{m}$ ).

In der 6 mm – Gruppe fällt nach ähnlichem Verlauf bis zur Nahakkommodation ab der zweiten Fernphase ein markanter Anstieg des  $Z_3^3$  bis in den positiven Bereich auf (Fern 1:  $-0,011 \mu\text{m} \pm 0,092 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,018 \mu\text{m} \pm 0,106 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,008 \mu\text{m} \pm 0,098 \mu\text{m}$ ).

Die Standardabweichungen liegen in der 6 mm – Klasse deutlich höher als beim kleinen Analysedurchmesser.

Die Gesamtgruppe liegt in der Fern 1 - Phase bei  $-0,012 \mu\text{m} \pm 0,063 \mu\text{m}$ . Während der Nahakkommodation steigt  $Z_3^3$  auf negativere Werte ( $-0,017 \mu\text{m} \pm 0,073 \mu\text{m}$ ) um in der Fern 2-Phase fast auf null zu sinken ( $-0,003 \mu\text{m} \pm 0,066 \mu\text{m}$ ).

Es lässt sich mit der einfaktoriellen Varianzanalyse für keine der beiden Pupillengrößen ein signifikanter Einfluss des Akkommodationszustandes auf  $Z_3^3$  nachweisen ( $p = 0,489$  für 4 mm;  $p = 0,193$  für 6 mm).

Analyse des Pupilleneinflusses:

Auch eine Einflussnahme der Pupillengröße auf den  $Z_3^3$ -Koeffizienten kann durch den T-Test für unabhängige Stichproben nicht ermittelt werden (Fern 1:  $p = 0,313$ ; Nah:  $p = 0,265$ ; Fern 2:  $p = 0,345$ ; mittlere Differenz:  $0,006 \mu\text{m}$ ).

Der dreiachsige Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse, wird damit weder durch Akkommodationszustand noch durch Pupillendurchmesser signifikant verändert.

Der zeitliche Bezug des  $Z_3^3$  zum Sphärenverlauf wird in Abbildung 4.35 wiedergegeben.

In beiden Gruppen läuft bei 40% der Probanden der  $Z_3^3$ -Koeffizient parallel zur Sphäre. Dieser Verlauf steht auch in Übereinstimmung mit den  $Z_3^3$ -Graphen in Abbildung 4.34.

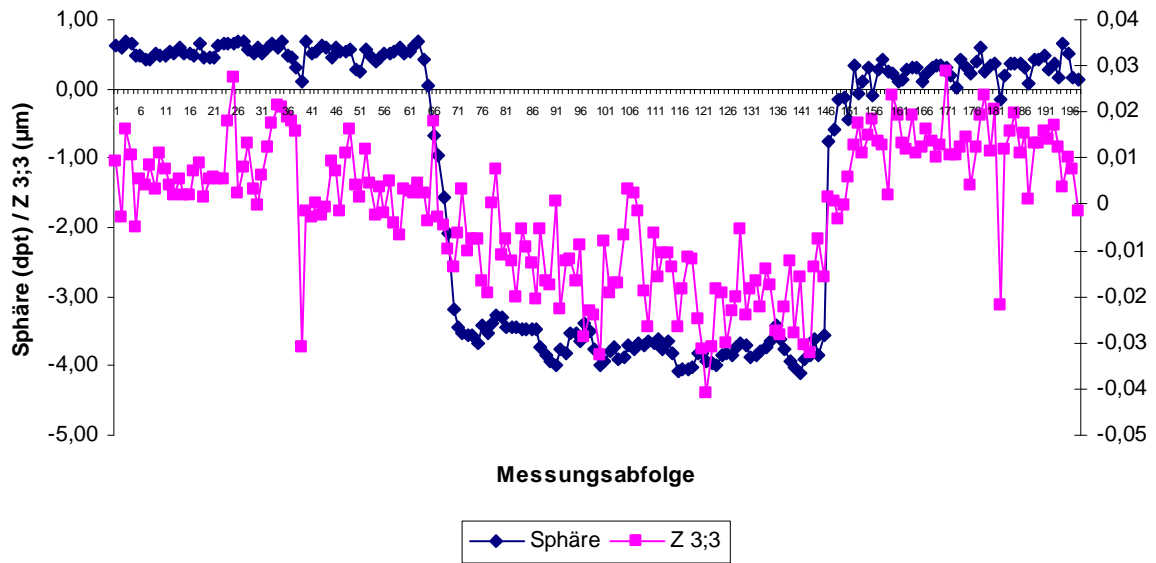
Zu Beginn der Nahakkommodationsphase reagiert  $Z_3^3$  in der 4 mm – Klasse bei 40% etwas früher als die Sphäre (durchschnittlich 0,16 sek. früher). Bei der 6 mm – Gruppe zeigt die Mehrheit der Teilnehmer (40%) keinen zeitlichen Bezug zur Sphäre (im Mittelwert 0,16 sek. spätere Reaktion als die Sphäre).

In der Desakkommodationsphase setzt die Reaktion des  $Z_3^3$  bei 4 mm Analysedurchmesser im Durchschnitt 0,08 sek. nach der Sphäre ein. Bei der Hälfte der 6 mm – Probanden liegt sie mit 0,02 sek. knapp vor der Sphäre.

Im T-Test für unabhängige Stichproben ist kein signifikanter zeitlicher Unterschied zwischen beiden Gruppen nachweisbar (Akkommodation:  $p = 0,058$ ; Desakkommodation:  $p = 0,522$ )

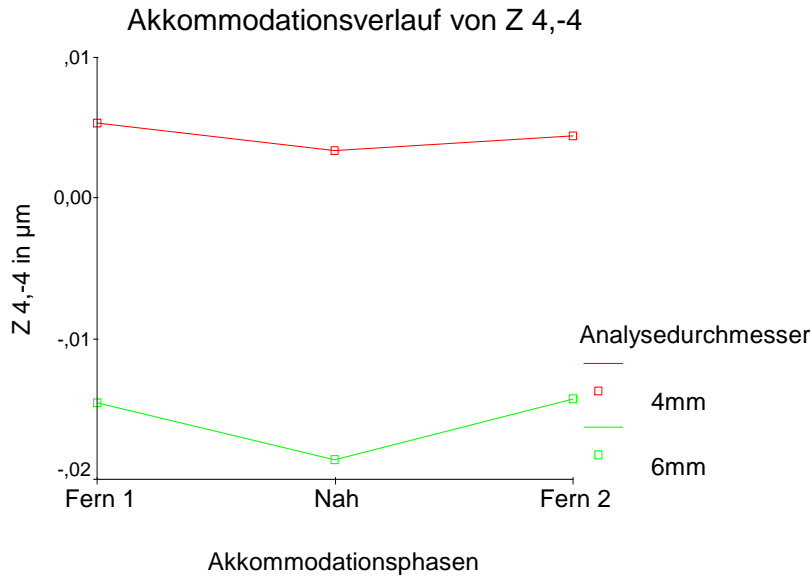
Die Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) zeigt in der Akkommodationsphase eine 0,05 sek. frühere  $Z_3^3$  – Reaktion als die der Sphäre. Während der Desakkommodation ist sie 0,02 sek. verzögert.

Auch hier ist keine statistisch signifikante zeitliche Verschiebung des dreiachsigen Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse ( $Z_3^3$ ) zur Sphärenreaktion nachweisbar ( $p = 0,516$  für Akkommodation;  $p = 0,686$  für Desakkommodation).



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lel	Bezug								
4 mm (15)	6 (40,00%)	4 (26,66%)	5 (33,33%)	4 (26,66%)	2 (13,33%)	6 (40,00%)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	5 (33,33%)	2 (13,33%)	5 (33,33%)
6 mm (10)	4 (40,00%)	2 (20,00%)	4 (40,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	0 (0%)	4 (40,00%)	5 (50,00%)	1 (10,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)

Abbildung 4.35 Typischer paralleler Verlauf von  $Z_3^3$  zur Sphäre bei 4 mm Analysedurchmesser während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_3^3$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen



**Z<sub>4,-4</sub> (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,005	0,013	15
	6mm	-0,015	0,058	10
	Gesamt	-0,003	0,038	25
Nah	4mm	0,003	0,016	15
	6mm	-0,019	0,057	10
	Gesamt	-0,005	0,039	25
Fern 2	4mm	0,004	0,012	15
	6mm	-0,014	0,058	10
	Gesamt	-0,003	0,038	25

Abbildung 4.36 Verlauf und Werte von Z<sub>4<sup>-4</sup></sub> für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Abbildung 4.36 zeigt einen ähnlichen Verlauf von Z<sub>4<sup>-4</sup></sub> (vierachsiger Astigmatismus [Quadrafoil] in y – Richtung) für beide Pupillengrößen. Da der multivariate Test Akkoabst\*Anadia mit  $p = 0,748$  auf keine Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktoren hinweist, kann für diesen Zernike-Koeffizienten die zweifaktorielle Varianzanalyse angewendet werden. Beide Pupillendurchmesser werden dabei zu einer Gesamtgruppe zusammengefasst, welche folgenden Verlauf aufweist: Fernakkommodiert lässt sich ein Wert von  $-0,003 \mu\text{m} \pm 0,038 \mu\text{m}$  ermitteln. Während der Nahakkommodation steigt Z<sub>4<sup>-4</sup></sub> mit  $-0,005 \mu\text{m} \pm 0,039 \mu\text{m}$  weiter in negativer Richtung. In der zweiten Fernphase fällt er mit  $-0,003 \mu\text{m} \pm 0,038 \mu\text{m}$  wieder auf den Fern 1 - Ausgangswert zurück.

Die Aberrationswerte liegen in der 6 mm - Gruppe deutlich höher (weiter von Null distanziert), was sich durch den größeren Brechungsfehler in den peripheren Arealen der Linse erklärt. Die Standardabweichungen liegen in allen Phasen auf gleichem Niveau.

Die Veränderungen von  $Z_4^{-4}$  während der Nah- und Fernakkommodation sind statistisch nicht signifikant ( $p = 0,357$ ).

Die mittlere Differenz zwischen der 4 mm - und 6 mm - Kategorie liegt bei  $0,020 \mu\text{m}$  und ist nicht signifikant (Zwischensubjekteffekt:  $p = 0,200$ ).

Zusammenfassend wird  $Z_4^{-4}$  weder durch den Akkommodationszustand, noch durch den Pupillendurchmesser signifikant verändert.

Abbildung 4.37 gibt den  $Z_4^{-4}$  - Verlauf während der dynamischen Wellenfront wieder.

Es ist in beiden Gruppen bei der Mehrzahl der Teilnehmer (53% für 4 mm bzw. 80% für 6 mm) kein Verlaufsrichtungsbezug von  $Z_4^{-4}$  zur Sphäre erkennbar.

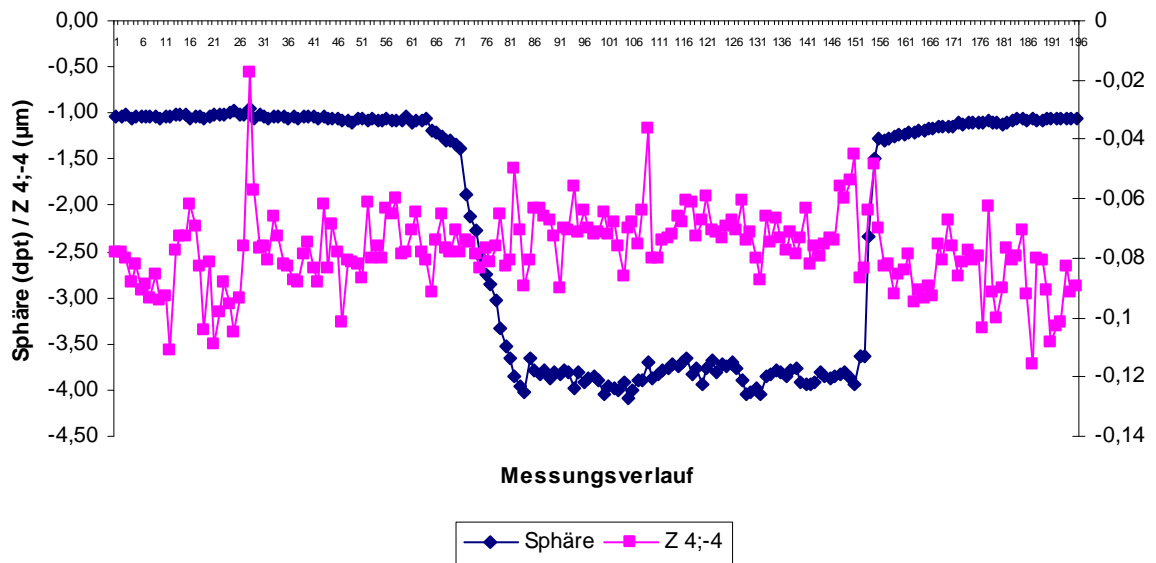
In beiden Analysedurchmesser- Kategorien liegt zum Beginn der Nahakkommodationsphase überwiegend (46% bzw. 40%) keine zeitliche Korrelation des Quadrafoil in y – Richtung zur Reaktion der Sphäre vor. Bei der 4 mm – Gruppe beginnt die Reaktion durchschnittlich 0,05 sek. vor der Sphäre, während  $Z_4^{-4}$  in der 6 mm – Einteilung 0,03 sek. verspätet zur Sphäre reagiert.

Der Beginn der Fernakkommodation liegt für  $Z_4^{-4}$  bei 53 % der 4 mm – Kandidaten und 30% der 6 mm – Probanden zeitgleich zum Sphärenverlauf. Während die 4 mm – Gruppe im Mittelwert genau synchron zur Sphäre reagiert, setzt die  $Z_4^{-4}$  - Reaktion bei der 6 mm – Klasse durchschnittlich 0,10 sek. verzögert ein.

Im T- Test für unabhängige Stichproben zeigt sich kein signifikanter zeitlicher Unterschied zwischen beiden Gruppen ( $p = 0,718$  bei Akkommodation und  $p = 0,365$  bei Desakkommodation).

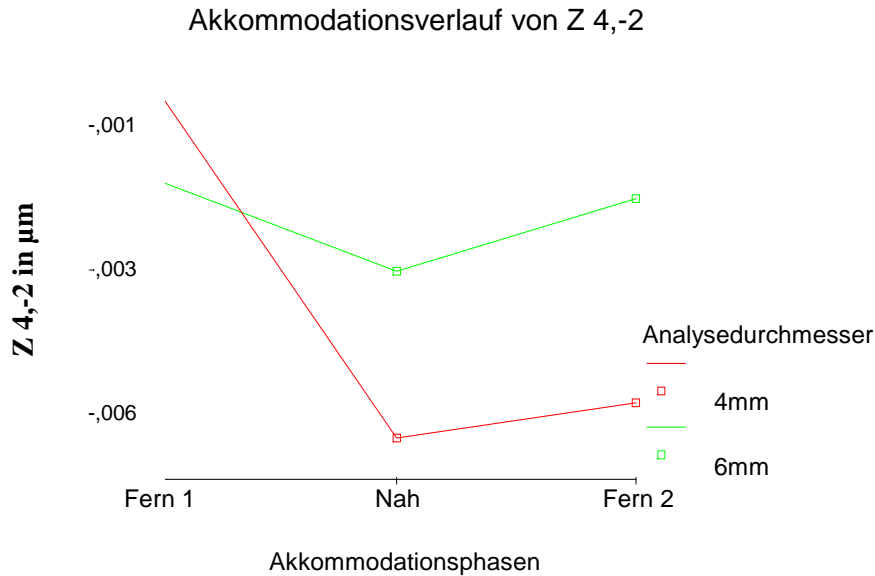
Zusammengefasst zu einer Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) ergibt sich bei Nahakkommodation eine  $Z_4^{-4}$  -Reaktion von 0,01 sek. vor der Sphäre, während sie bei Fernakkommodation mit 0,04 sek. leicht verzögert zur Sphäre liegt.

Der T-Test bei einer Stichprobe weist keine signifikanten zeitlichen Differenzen der  $Z_4^{-4}$  – Reaktion zur Sphäre auf ( $p = 0,897$  bei Akkommodation und  $p = 0,361$  bei Desakkommodation).



Analysedurchmesser (Probandenzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lel	Bezug								
4 mm (15)	3 (20,00%)	4 (26,66%)	8 (53,33%)	2 (13,33%)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	7 (46,66%)	8 (53,33%)	1 (6,66%)	1 (6,66%)	5 (33,33%)
6 mm (10)	2 (20,00%)	0 (0%)	8 (80,00%)	2 (20,00%)	3 (30,00%)	1 (10,00%)	4 (40,00%)	3 (30,00%)	3 (30,00%)	2 (20,00%)	2 (20,00%)

Abbildung 4.37 Typischer unabhängiger Verlauf von  $Z_4^{-4}$  zur Sphäre während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_4^{-4}$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen



**Z<sub>4,-2</sub> (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,001	0,012	15
	6mm	-0,002	0,041	10
	Gesamt	-0,002	0,027	25
Nah	4mm	-0,006	0,013	15
	6mm	-0,004	0,032	10
	Gesamt	-0,005	0,022	25
Fern 2	4mm	-0,005	0,015	15
	6mm	-0,003	0,044	10
	Gesamt	-0,004	0,029	25

Abbildung 4.38 Verlauf und Werte von  $Z_4^{-2}$  für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Deutlich ersichtlich in Abbildung 4.38 sind die ungleichen Verläufe von  $Z_4^{-2}$  (entspricht dem sekundären Astigmatismus in y- Richtung) für die beiden Analysedurchmesser. Zum Ausschluss möglicher Wechselwirkungen zwischen Akkommodation und Pupillengröße werden deshalb beide Variablen separat betrachtet.

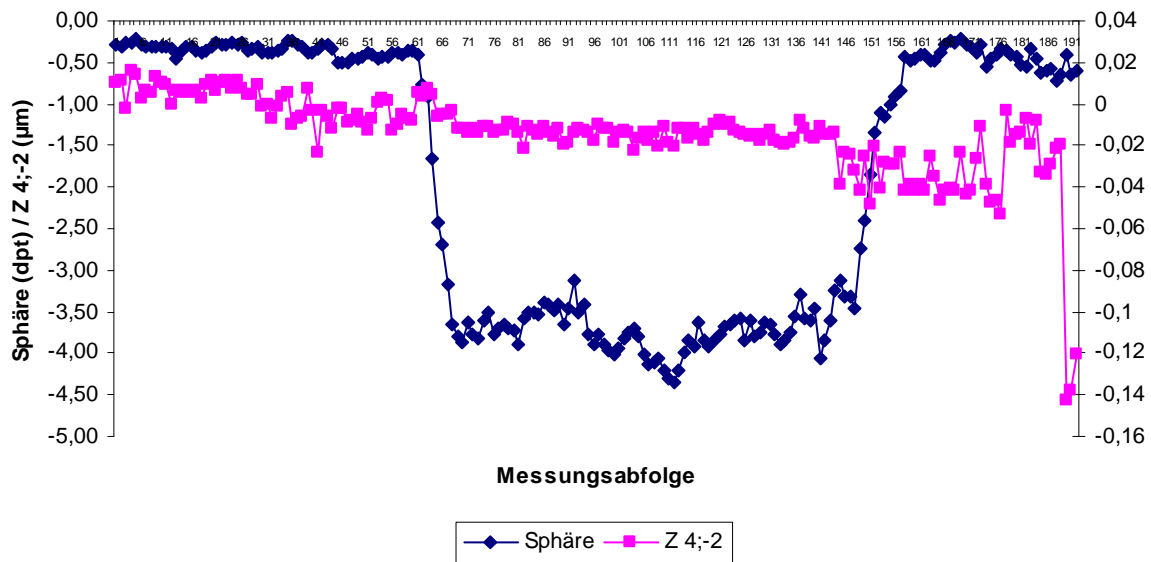
Bei der kleinen Pupillengröße liegt der Fern1 – Wert mit  $-0,001 \mu\text{m} \pm 0,012 \mu\text{m}$  nahe null und zeigt somit kaum einen Abbildungsfehler. Während der Nahakkommodation steigert sich die Aberration auf  $-0,006 \mu\text{m} \pm 0,013 \mu\text{m}$ . In der zweiten Fernphase bleibt  $Z_4^{-2}$  mit  $-0,005 \mu\text{m} \pm 0,015 \mu\text{m}$  auf etwa gleichem Niveau.

Anders bei 6 mm Analysedurchmesser: in der ersten Fernphase liegt  $Z_4^{-2}$  mit  $-0,002 \mu\text{m} \pm 0,041 \mu\text{m}$  auf höherem Niveau als die 4 mm – Gruppe. Während der Nahakkommodation steigen die Werte mit  $-0,004 \mu\text{m} \pm 0,032 \mu\text{m}$  deutlich geringer als beim kleinen Pupillendurchmesser. In der anschließenden Fernphase liegt  $Z_4^{-2}$  mit  $-0,003 \mu\text{m} \pm 0,044 \mu\text{m}$  etwa wieder beim Ausgangswert. Die Standardabweichungen sind bei der 6 mm – Klasse in

allen Phasen bedeutend höher. Es lassen sich weder bei 4 mm - ( $p = 0,288$ ) noch bei 6 mm – Analysedurchmesser ( $p = 0,984$ ) signifikante Veränderungen von  $Z_4^{-2}$  während der Akkommodationsphasen nachweisen. Auch bestimmt der T-Test für unabhängige Stichproben keine charakteristischen Unterschiede zwischen beiden Pupillendurchmesser-gruppen (Fern 1:  $p = 0,036$ ; Nah:  $p = 0,856$ ; Fern 2:  $p = 0,871$ ; mittlere Differenz:  $0,001 \mu\text{m}$ ).

Somit haben weder der Akkommodationsprozess noch die Pupillengröße einen signifikanten Einfluss auf den sekundären Astigmatismus in y- Richtung ( $Z_4^{-2}$ ).

Abbildung 4.39 gibt den zeitlichen Verlauf des  $Z_4^{-2}$ -Koeffizienten in Relation zur Sphäre während der dynamischen Wellenfrontmessung wieder.



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	antiparal lel	kein Bezug	zeit- gleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	5 (33,33%)	2 (13,33%)	8 (53,33%)	3 (20,00%)	8 (53,33%)	3 (20,00%)	1 (6,66%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	3 (20,00%)
6 mm (10)	2 (20,00%)	2 (20,00%)	6 (60,00%)	1 (10,00%)	4 (40,00%)	2 (20,00%)	3 (30,00%)	6 (60,00%)	2 (20,00%)	0 (0%)	2 (20,00%)

Abbildung 4.39 Typischer unabhängiger Verlauf von  $Z_4^{-2}$  zur Sphäre während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_4^{-2}$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen



In beiden Gruppen liegt bei der Mehrheit der Probanden (53% bzw. 60%) keine erkennbare Beziehung der Verlaufsrichtung von  $Z_4^{-2}$  zur Sphäre vor.

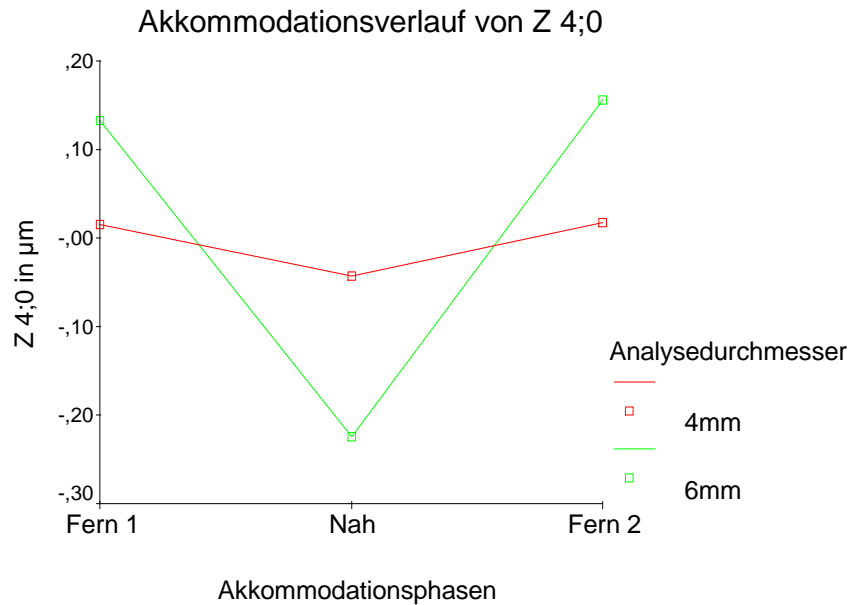
Zu Beginn der Akkommodation reagiert  $Z_4^{-2}$  bei der Mehrzahl beider Gruppen (53% bzw. 40%) verzögert zur Sphäre. Die mittlere Verzögerung liegt in der 4 mm – Klasse bei 0,04 sek. und in der 6 mm – Kategorie bei 0,14 sek.

Zu Beginn der Desakkommodation findet die Reaktion des sekundären Astigmatismus in y-Richtung bei 60% der Teilnehmer in der 6 mm – Klasse zeitgleich zur Sphäre statt, während in der 4 mm – Gruppe keine eindeutige Präferenz der Reaktionszeit vorliegt. Beim kleinen Analysedurchmesser reagiert  $Z_4^{-2}$  im Durchschnitt genau synchron zur Sphäre. In der 6 mm – Klasse findet sich eine durchschnittliche Verzögerung von 0,05 sek. zur Sphäre.

Der Vergleich beider Gruppen im T-Test für unabhängige Stichproben zeigt keine signifikanten zeitlichen Unterschiede zwischen 4 mm – und 6 mm – Einteilung ( $p = 0,661$  für Akkommodation und  $p = 0,684$  für Desakkommodation).

Die alle 25 Probanden einschließende Gesamtgruppe weist während der Akkommodation eine im Mittel 0,07 sek. verzögerte  $Z_4^{-2}$  - Reaktion auf. Bei Desakkommodation reagiert der  $Z_4^{-2}$  - Koeffizient durchschnittlich 0,02 sek. später als die Sphäre.

Es ergeben sich auch hier im T-Test mit einfacher Stichprobe keine signifikanten zeitlichen Differenzen für  $Z_4^{-2}$  zur Reaktion der Sphäre ( $p = 0,471$  bei Akkommodation und  $p = 0,776$  bei Desakkommodation).



**Z 4;0 (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,016	0,015	15
	6mm	0,132	0,096	10
	Gesamt	0,062	0,084	25
Nah	4mm	-0,043	0,031	15
	6mm	-0,225	0,174	10
	Gesamt	-0,116	0,142	25
Fern 2	4mm	0,017	0,017	15
	6mm	0,156	0,091	10
	Gesamt	0,073	0,090	25

Abbildung 4.40 Verlauf und Werte von  $Z_4^0$  (µm) für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die  $Z_4^0$ -Graphen, welche die sphärische Aberration repräsentieren, zeigen in Abbildung 4.40 für beide Pupillengrößen ähnliche Verlaufstendenzen. Diese differieren jedoch in ihren Ausmaßen deutlich und auch der p-Wert der multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia ( $p < 0,001$ ) offenbart, dass Wechselwirkungen zwischen Akkommodationszustand und Analysedurchmesser vorliegen. Deshalb werden beide getrennt ausgewertet.

Analyse des Akkommodationseinflusses:

Bei der 4 mm - Gruppe finden sich vergleichsweise niedrige Aberrationswerte mit einer geringen Standardabweichung in allen Akkommodationsphasen (Fern 1:  $0,016 \mu\text{m} \pm 0,015 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,043 \mu\text{m} \pm 0,031 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,017 \mu\text{m} \pm 0,017 \mu\text{m}$ ).

In der 6 mm - Klasse sind die sphärische Aberration sowie deren Schwankungsbreite beträchtlich größer. Für die erste Fernphase beträgt der  $Z_4^0$ -Wert  $0,132 \mu\text{m} \pm 0,096 \mu\text{m}$ , um bei Nahakkommodation seine Richtung mit  $-0,225 \mu\text{m} \pm 0,174 \mu\text{m}$  deutlich in den negativen

Bereich zu wechseln. In der zweiten Fernphase steigt  $Z_4^0$  erneut auf positive Werte an ( $0,156 \mu\text{m} \pm 0,091 \mu\text{m}$ ) und liegt vielfach höher als in der 4 mm-Gruppe. Die Gesamtgruppe präsentiert ebenso einen deutlichen Wandel der Werte in den negativen Bereich während der Nahakkommodation (Fern 1:  $0,062 \mu\text{m} \pm 0,084 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,116 \mu\text{m} \pm 0,142 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,073 \mu\text{m} \pm 0,090 \mu\text{m}$ ). Gleichzeitig nimmt der Betrag der sphärischen Aberration während der Nahakkommodation zu, was mit der Zunahme der Linsenkrümmung erklärt werden kann. Bei der Betrachtung der Akkommodationsphasen mittels einfaktorieller Varianzanalyse, finden sich sowohl in der 4 mm - Klasse ( $p < 0,001$ ) als auch in der 6 mm - Kategorie ( $p < 0,001$ ) signifikante Veränderungen von  $Z_4^0$  durch den Akkommodationsprozess (mittlere Differenzen:  $0,058 \mu\text{m}$  für 4 mm;  $0,357 \mu\text{m}$  für 6 mm Analysedurchmesser;  $0,178 \mu\text{m}$  für Gesamtgruppe).

Ebenso lässt sich im T-Test für unabhängige Stichproben ein Einfluss des Pupillendurchmessers auf die sphärischen Abbildungsfehler nachweisen (Fern 1:  $p = 0,004$ ; Nah:  $p = 0,009$ ; Fern 2:  $p = 0,001$ ). Es kommt zu einer Zunahme der sphärischen Aberration mit wachsendem Pupillendurchmesser. Die mittlere Differenz zwischen beiden Gruppen beträgt für  $Z_4^0$ :  $0,024 \mu\text{m}$ .

Die sphärische Aberration wird damit sowohl vom Akkommodationszustand als auch von der Pupillengröße signifikant verändert.

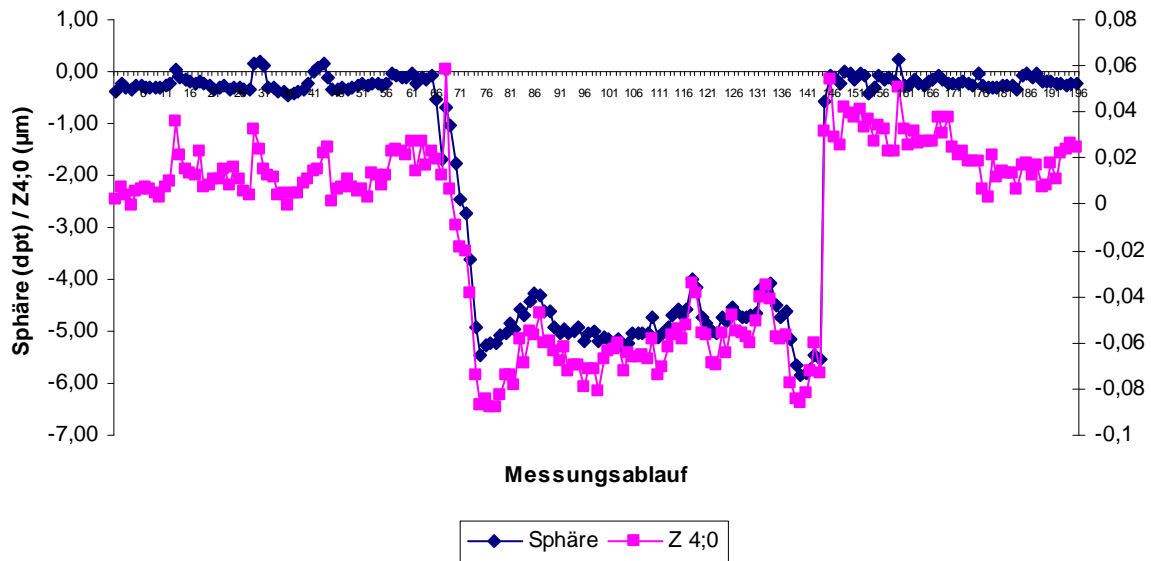
Abbildung 4.41 präsentiert den typischen parallelen Verlauf von  $Z_4^0$  während der Akkommodationsphasen in Beziehung zur Sphäre. Besonders fallen die Spitzen des  $Z_4^0$ -Graphen zu Beginn und Ende der Nahphase auf. Die Werte der 2. Fernphase liegen über denen des ersten Fernsichtabschnittes. Diese Beobachtung stimmt gleichfalls mit den Mittelwerten in Abbildung 4.40 überein.

In beiden Analysedurchmessergruppen liegt bei allen Probanden ein paralleler  $Z_4^0$  - Verlauf zur Sphäre vor.

Sowohl die  $Z_4^0$  - Reaktion bei Akkommodation als auch bei Desakkommodation verläuft bei der absoluten Mehrheit aller Probanden beider Gruppen zeitgleich zur Sphäre.

Während der Akkommodation reagiert die sphärische Aberration in der 4 mm - Kategorie im Mittelwert 0,03 sek. vor der Sphäre, in der 6 mm - Klasse hingegen exakt synchron.

Zu Beginn der Fernakkommodation liegt die Reaktion von  $Z_4^0$  bei 4 mm durchschnittlich 0,06 sek. verzögert zur Sphäre, während sie in der 6 mm - Gruppe 0,02 sek. früher als die Sphäre beginnt.



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Nahakkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Fernakkommodation)			
	Parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lel	Bezug								
4 mm (15)	15 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	11 (73,33%)	2 (13,33%)	2 (13,33%)	0 (0%)	11 (73,33%)	4 (26,66%)	0 (0%)	0 (0%)
6 mm (10)	10 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	10 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	9 (90,00%)	0 (0%)	1 (10,00%)	0 (0%)

Abbildung 4.41 Typischer paralleler Verlauf von  $Z_4^0$  zur Sphäre, während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_4^0$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen

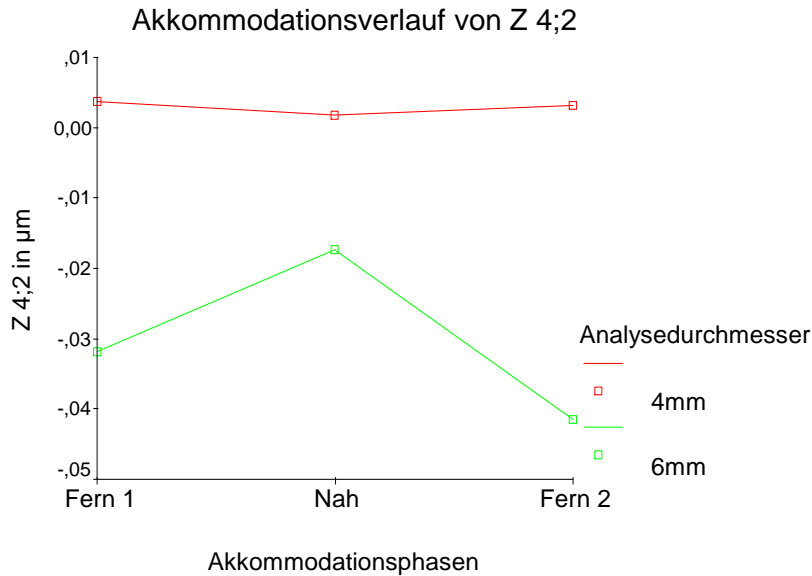
Im T-Test für ungepaarte Stichproben lässt sich ein signifikanter zeitlicher Unterschied zwischen beiden Gruppen in der Desakkommodationsphase ermitteln ( $p = 0,582$  für Akkommodation und  $p = 0,031$  für Desakkommodation). Sie können somit nicht zu einer Gesamtgruppe zusammengefasst werden.

Es erfolgt deshalb eine getrennte Untersuchung der Gruppen jeweils mit dem T-Test für einfache Stichproben.

Dabei ergibt sich für keine der beiden Analysedurchmesser eine signifikante zeitliche Verschiebung von  $Z_4^0$  zur Sphäre

(4 mm – Klasse:  $p = 0,582$  für Akkommodation;  $p = 0,055$  für Desakkommodation;

6 mm – Kategorie:  $p > 0,995$  für Akkommodation;  $p = 0,343$  für Desakkommodation)



**Z 4;2 (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,004	0,010	15
	6mm	-0,032	0,056	10
	Gesamt	-0,011	0,039	25
Nah	4mm	0,002	0,017	15
	6mm	-0,017	0,044	10
	Gesamt	-0,006	0,031	25
Fern 2	4mm	0,003	0,014	15
	6mm	-0,041	0,076	10
	Gesamt	-0,015	0,053	25

Abbildung 4.42 Verlauf und Werte von  $Z_4^2$  für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die  $Z_4^2$ - Verläufe (entsprechen dem sekundären Astigmatismus in x – Richtung) in Abbildung 4.42 für 4 mm- und 6 mm- Gruppe sind offensichtlich gegensätzlich. Es erfolgt deshalb zum Ausschluss von Wechselwirkungen zwischen Akkommodationszustand und Analysedurchmesser deren getrennte Auswertung.

Betrachtung des Akkommodationseinflusses:

Bei der 4 mm - Gruppe liegt die  $Z_4^2$  – Aberration in allen drei Messphasen auf niedrigem Niveau über dem Nullpunkt und zeigt auch nur geringe Schwankungen der Werte

(Fern 1:  $0,004 \mu\text{m} \pm 0,010 \mu\text{m}$ ; Nah:  $0,002 \mu\text{m} \pm 0,017 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,003 \mu\text{m} \pm 0,014 \mu\text{m}$ ).

In der 6 mm – Gruppe liegen im Gegensatz zum kleinen Pupillendurchmesser alle  $Z_4^2$  – Werte im negativen Bereich. Fernakkommodiert beträgt der  $Z_4^2$  - Koeffizient  $-0,032 \mu\text{m} \pm 0,056 \mu\text{m}$ .

Er verringert sich bei Nahsicht auf  $-0,017 \mu\text{m} \pm 0,044 \mu\text{m}$  und steigt in der zweiten Fernphase wieder in negativer Richtung auf  $-0,041 \mu\text{m} \pm 0,076 \mu\text{m}$ . Die Standardabweichungen liegen in der 6 mm – Klasse deutlich höher als beim kleinen Analysedurchmesser.

Die Gesamtgruppe (n = 25) liegt in der Fern 1-Phase bei  $-0,011 \mu\text{m} \pm 0,039 \mu\text{m}$ . Während der Nahakkommodation verringert sich die  $Z_4^2$ -Aberration ( $-0,006 \mu\text{m} \pm 0,031 \mu\text{m}$ ) um in der Fern 2-Phase wieder zuzunehmen ( $-0,015 \mu\text{m} \pm 0,053 \mu\text{m}$ ).

Es lässt sich mit der einfaktoriellen Varianzanalyse für keine der beiden Pupillengrößen ein signifikanter Einfluss des Akkommodationszustandes auf  $Z_4^2$  nachweisen (p = 0,808 für 4 mm; p = 0,474 für 6 mm).

Der T-Test für unabhängige Stichproben schließt einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Analysedurchmessergruppen in allen Phasen aus (Fern 1: p = 0,075; Nah: p = 0,221; Fern 2: p = 0,097; mittlere Differenz zwischen 4 mm und 6 mm - Gruppe: 0,033  $\mu\text{m}$ ).

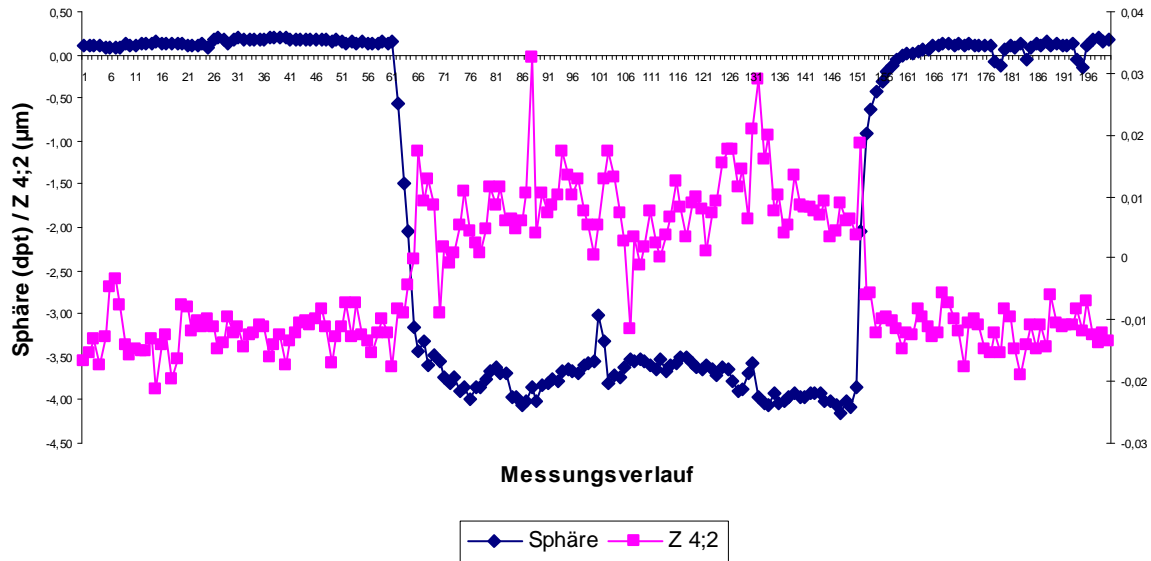
Der sekundäre Astigmatismus in x – Richtung wird damit weder durch Akkommodation noch durch den Pupillendurchmesser signifikant beeinflusst.

Abbildung 4.43 zeigt den typischen antiparallelen Verlauf von  $Z_4^2$  bei 6 mm Pupillendurchmesser im Bezug zur Sphäre. 60% der 6 mm – Probanden weisen einen solchen Verlauf auf. In der 4 mm – Klasse dominiert mit 60% ein Verlauf ohne klare Beziehung zum Graph der Sphäre.

Die zeitliche Auswertung ergibt bei 4 mm - Analysedurchmesser eine fast gleichmäßige Verteilung der  $Z_4^2$  – Reaktion zum Zeitpunkt des Akkommodationsbeginns. Im Mittel reagierte  $Z_4^2$  0,10 sek. verzögert zur Sphäre. In der 6 mm – Gruppe liegt eine Präferenz (40% der Probanden) der synchronen Reaktion von  $Z_4^2$  zur Sphäre vor. Im Durchschnitt liegt sie 0,02 sek. vor der Sphäre.

Bei Desakkommodation zeigt sich bei der Mehrzahl der Probanden der 4 mm – Kategorie kein eindeutiger zeitlicher Bezug der  $Z_4^2$  – Reaktion zur Sphäre. Der Mittelwert beträgt hier 0,06 sek. Verzögerung zur Referenz, also zur Sphärenreaktion. In der 6 mm – Klasse reagiert  $Z_4^2$  bei der Hälfte der Teilnehmer früher als die Sphäre. Durchschnittlich liegt die Reaktion 0,02 sek. vor der Referenz.

Der T-Test für unabhängige Stichproben ermittelt keinen signifikanten zeitlichen Unterschied zwischen beiden Gruppen (p = 0,381 für Akkommodation und p = 0,612 für Desakkommodation).



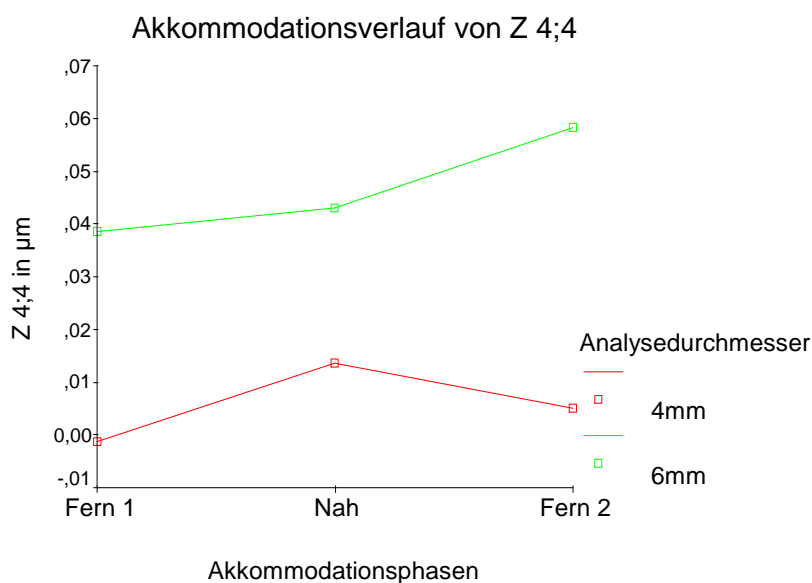
Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	Parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lel	Bezug								
4 mm (15)	2 (13,33%)	4 (26,66%)	9 (60,00%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	2 (13,33%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	5 (33,33%)
6 mm (10)	2 (20,00%)	6 (60,00%)	2 (20,00%)	4 (40,00%)	2 (20,00%)	2 (20,00%)	2 (20,00%)	1 (10,00%)	3 (30,00%)	5 (50,00%)	0 (0%)

Abbildung 4.43 Typischer paralleler Verlauf von  $Z_4^2$  zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser, während der dynamischen Wellenfrontmessung sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl sowie der prozentuale Anteil der Probanden welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_4^2$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen

Die Gesamtgruppe der 25 Probanden weist zu Beginn der Akkommodation eine mittlere Verzögerung der  $Z_4^2$ - Reaktion von 0,05 sek. auf. Bei Desakkommodation reagiert  $Z_4^2$  im Durchschnitt 0,02 sek. retardiert zur Sphäre.

Es lassen sich auch bei der Gesamtgruppe im T-Test keine signifikanten zeitlichen Differenzen des sekundären Astigmatismus in x-Richtung im Bezug zur Sphärenreaktion nachweisen,

( $p = 0,470$  für Akkommodation und  $p = 0,790$  für Desakkommodation).



**Z<sub>4;4</sub> (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,001	0,010	15
	6mm	0,038	0,016	10
	Gesamt	0,015	0,023	25
Nah	4mm	0,014	0,015	15
	6mm	0,043	0,026	10
	Gesamt	0,025	0,025	25
Fern 2	4mm	0,005	0,014	15
	6mm	0,058	0,043	10
	Gesamt	0,026	0,039	25

Abbildung 4.44 Verlauf und Werte von Z<sub>4</sub><sup>4</sup> für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die Verläufe von Z<sub>4</sub><sup>4</sup> für beide Analysedurchmesser in Abbildung 4.44 differieren eindeutig voneinander. Deshalb erfolgt zum Ausschluss von Wechselwirkungen zwischen Innersubjektfaktor (Akkommodation) und Zwischensubjektfaktor (Pupillendurchmesser) deren getrennte Analyse. Der Z<sub>4</sub><sup>4</sup>-Koeffizient entspricht dem vierachsigen Astigmatismus (Quadrafoil) in x – Richtung.

Auswertung des Akkommodationseinflusses:

Die Werte der 4 mm - Gruppe zeigen einen klaren Anstieg der Z<sub>4</sub><sup>4</sup>-Aberration während der Nahakkommodation (Fern 1: -0,001 µm ± 0,010 µm; Nah: 0,014 µm ± 0,015 µm; Fern 2: 0,005 µm ± 0,014 µm).

In der 6 mm - Klasse liegt der Z<sub>4</sub><sup>4</sup>- Koeffizient bei deutlich höheren Werten. Beginnend mit 0,038 µm ± 0,016 µm in der ersten Fernphase, wächst Z<sub>4</sub><sup>4</sup> während der Nahakkommodation



auf  $0,043 \mu\text{m} \pm 0,026 \mu\text{m}$  um während der zweiten Fernperiode nochmals anzusteigen, auf nun  $0,058 \mu\text{m} \pm 0,043 \mu\text{m}$ . Auffallend ist auch die stete Zunahme der Standardabweichung während der Messphasen.

Die Gesamtgruppe, welche alle 25 Probanden zusammenfasst, zeigt ebenfalls ein kontinuierliches Anwachsen des  $Z_4^4$ -Koeffizienten (Fern 1:  $0,015 \mu\text{m} \pm 0,023 \mu\text{m}$ ; Nah:  $0,025 \mu\text{m} \pm 0,025 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,026 \mu\text{m} \pm 0,039 \mu\text{m}$ ).

Die einfaktorielle Varianzanalyse weist für 4 mm - Pupillengröße einen signifikanten Einfluss ( $p = 0,004$ ) der Akkommodation auf  $Z_4^4$  nach. Dieser kann für 6 mm- Analysedurchmesser ( $p = 0,375$ ) nicht bestätigt werden. Die Auswertung der Gesamtgruppe würde mit  $p = 0,019$  ebenfalls eine signifikante Veränderung von  $Z_4^4$  während der Akkommodation belegen, wird aber aufgrund möglicher Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktoren (siehe unterschiedlicher Kurvenverlauf) nicht ausgeführt.

Betrachtung des Einflusses des Pupillendurchmessers:

Im T-Test für unabhängige Stichproben wird ein signifikanter Unterschied zwischen 4 mm - und 6 mm - Klasse über alle Messphasen ermittelt (Fern 1:  $p < 0,001$ ; Nah:  $p = 0,002$ ; Fern 2:  $p = 0,004$ ; mittlere Differenz:  $0,041 \mu\text{m}$ ).

$Z_4^4$  wächst damit bei zunehmender Pupillengröße signifikant an, im Mittel um  $0,041 \mu\text{m}$  zwischen 4 mm und 6 mm Pupillendurchmesser.

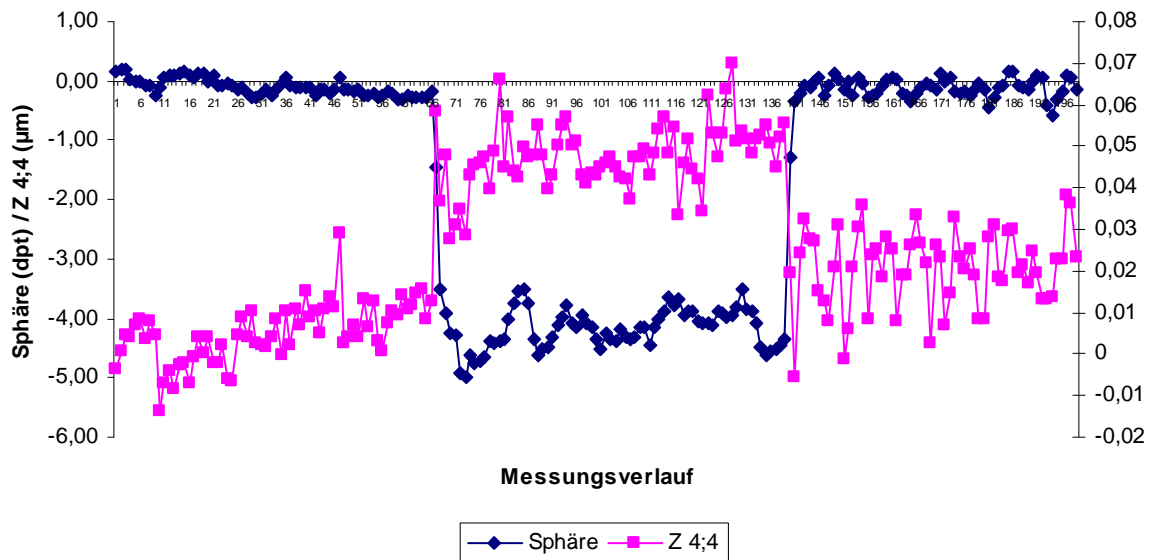
Ein signifikanter Einfluss der Akkommodation auf  $Z_4^4$  kann nur bei 4 mm Pupillendurchmesser nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis lässt sich mit der größeren Probandenzahl ( $n = 15$ ) in der 4 mm - Gruppe interpretieren, welches dann im Gegensatz zur 6 mm - Klasse ( $n = 10$ ) eine Signifikanz aufzeigt.

Insgesamt lässt sich schlussfolgern, dass durch die Akkommodation eine signifikante Veränderung des  $Z_4^4$ - Koeffizienten stattfindet. Es kommt zu einem Anstieg von  $Z_4^4$  während der Nahakkommodation um durchschnittlich  $0,013 \mu\text{m}$  (Angabe für 4 mm Analysedurchmesser).

Abbildung 4.45 gibt den charakteristischen antiparallelen Verlauf von  $Z_4^4$  (bei 4 mm- Analysedurchmesser) über die Akkommodationsphasen im zeitlichen Bezug zur Sphäre wieder. Zwei Drittel der 4 mm – Probanden weisen einen zur Sphäre antiparallelen  $Z_4^4$  – Verlauf auf. In der 6 mm – Gruppe zeigt sich dagegen bei der Hälfte der Teilnehmer kein charakteristischer Verlauf von  $Z_4^4$  zur Sphäre. Diese Beobachtung findet sich auch in Abbildung 4.44 wieder.

Die Analyse des zeitlichen Bezuges von  $Z_4^4$  zur Sphäre ergibt bei der Akkommodation bei 33% der 4 mm – Probanden eine frühere  $Z_4^4$  – Reaktion als die der Sphäre. Im Mittelwert liegt sie 0,07 sek. vor der Sphärenreaktion.

In der 6 mm – Klasse vollzieht sie sich bei 40% der untersuchten Augen verzögert zur Referenz. Sie findet durchschnittlich 0,07 sek. nach dem Sphärenanstieg statt.



Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Nahakkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Fernakkommodation)				
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lal	Bezug									
4 mm (15)	0 (0%)	10 (66,66%)	5 (33,33%)	4 (26,66%)	2 (13,33%)	5 (33,33%)	4 (26,66%)	4 (26,66%)	2 (13,33%)	6 (40,00%)	3 (20,00%)	
6 mm (10)	1 (10,00%)	4 (40,00%)	5 (50,00%)	2 (20,00%)	4 (40,00%)	2 (20,00%)	2 (20,00%)	3 (30,00%)	4 (40,00%)	2 (20,00%)	1 (10,00%)	

Abbildung 4.45: Typischer antiparalleler Verlauf von  $Z_4^4$  zur Sphäre bei 4 mm Analysedurchmesser, während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_4^4$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen

Bei der Desakkommodation, also der Anpassung des Auges von Nah- auf Fernsicht, findet sich ein ähnliches Bild.

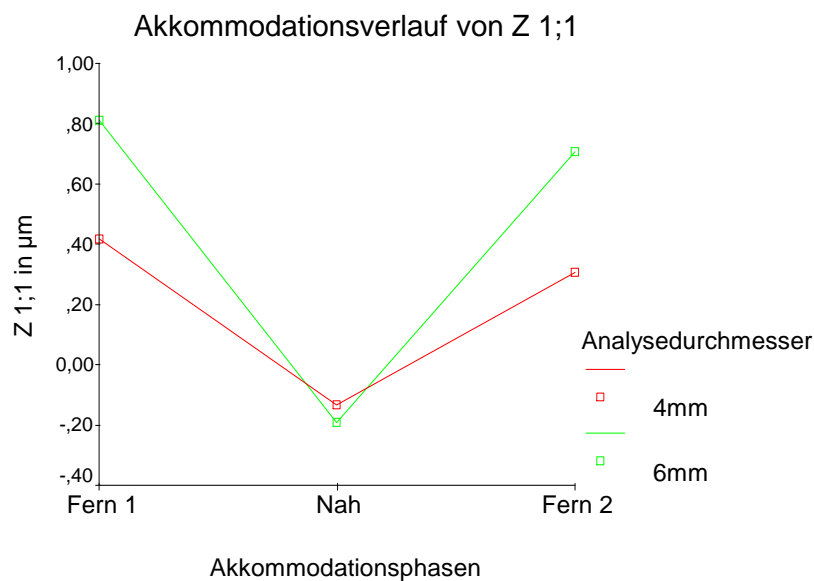
40% der Teilnehmer mit 4 mm – Pupillendurchmesser präsentieren eine  $Z_4^4$  – Reaktion früher als die der Referenz-Sphäre (im Durchschnitt 0,13 sek. vorher).

In der 6 mm – Kategorie reagiert  $Z_4^4$  bei 40% der Probanden erst nach der Sphäre. Im Mittelwert liegt die Verzögerung bei 0,13 sek.

Zwischen beiden Gruppen ist im T-Test für unabhängige Stichproben keine signifikante zeitliche Differenz nachweisbar ( $p = 0,576$  für Akkommodation;  $p = 0,133$  für Desakkommodation).

In der Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) reagiert  $Z_4^4$  bei Akkommodation durchschnittlich 0,01 sek. vor der Sphäre, während bei Desakkommodation eine mittlere Verzögerung von 0,02 sek. vorliegt.

Der T-Test ermittelt keine signifikanten zeitlichen Unterschiede des vierachsigen Astigmatismus in x – Richtung zur Sphäre ( $p = 0,934$  für Akkommodation und  $p = 0,829$  für Desakkommodation).



**Z 1;1 ( $\mu\text{m}$ )**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,417	0,633	15
	6mm	0,810	0,484	10
	Gesamt	0,574	0,600	25
Nah	4mm	-0,132	0,866	15
	6mm	-0,192	0,854	10
	Gesamt	-0,156	0,844	25
Fern 2	4mm	0,306	1,171	15
	6mm	0,707	0,941	10
	Gesamt	0,466	1,082	25

Abbildung 4.46 Verlauf und Werte von  $Z_1^1$  für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die Graphen des  $Z_1^1$ -Koeffizienten, welcher die Neigung der Wellenfront entlang der x-Achse repräsentiert, zeigen in Abbildung 4.46 für beide Pupillengrößen ähnliche Verläufe, deren Ausmaß jedoch differiert. Es werden deshalb zum Ausschluss von Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktor beide getrennt voneinander betrachtet.

Analyse des Akkommodationseinflusses:

In der 4 mm – Gruppe kommt es während der Nahakkommodation zu einer Verringerung des  $Z_1^1$ - Koeffizienten mit Tendenz in den negativen Wertebereich. (Fern 1:  $0,417 \mu\text{m} \pm 0,633 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,132 \mu\text{m} \pm 0,866 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,306 \mu\text{m} \pm 1,171 \mu\text{m}$ ).

Dieser Verlauf lässt sich auch für die 6 mm – Gruppe reproduzieren, jedoch mit deutlich höheren Aberrationen und größerer Spanne zwischen Nah- und Fernakkommodation (Fern 1:  $0,810 \mu\text{m} \pm 0,484 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,192 \mu\text{m} \pm 0,854 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,707 \mu\text{m} \pm 0,941 \mu\text{m}$ ).

Ebenso zeigt die Gesamtgruppe einen ähnlichen Trend zu abnehmenden und negativen  $Z_1^1$ - Werten während der Nahphase (Fern 1:  $0,574 \mu\text{m} \pm 0,600 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,156 \mu\text{m} \pm 0,844 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,466 \mu\text{m} \pm 1,082 \mu\text{m}$ ).

Mit den getrennten einfaktoriellem Varianzanalysen für beide Pupillengrößen kann nur für die 6 mm – Gruppe ( $p = 0,023$ ) ein signifikanter Einfluss der Akkommodation auf  $Z_1^1$  nachgewiesen werden ( $p = 0,601$  für 4 mm Pupillendurchmesser).

Betrachtung des Einflusses der Pupillengröße:

Der T-Test für unabhängige Stichproben zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Analysedurchmessern (Fern 1:  $p = 0,110$ ; Nah:  $p = 0,866$ ; Fern 2:  $p = 0,376$ ; mittlere Differenz:  $0,244 \mu\text{m}$ ).

Die Pupillengröße hat somit keinen signifikanten Einfluss auf  $Z_1^1$ .

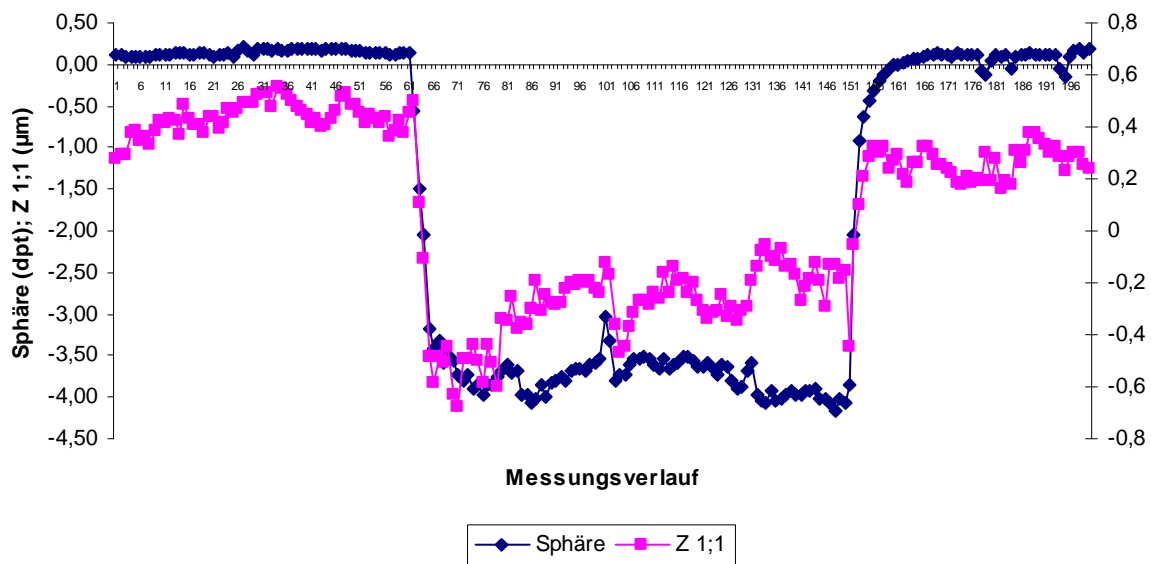
Es kommt damit bei 6 mm Pupillendurchmesser während der Nahakkommodation zu einer signifikanten Veränderung der Wellenfrontneigung entlang der x-Achse, im Betrag um durchschnittlich  $0,618 \mu\text{m}$ .

Abbildung 4.47 gibt den zeitlichen Verlauf von  $Z_1^1$  im Bezug zur Sphäre während der Akkommodationsphasen wieder.

Betrachtet man den Verlauf des  $Z_1^1$ -Koeffizienten, fällt bei der Mehrzahl der Probanden beider Gruppen (46% bei 4 mm und 60% bei 6 mm) ein paralleler Verlauf zur Sphäre auf. Diese Beobachtung findet sich auch im Diagramm der Abbildung 4.46 wieder. Allerdings liegen in der 4 mm – Klasse mit 40 % fast genauso viele antiparallele Verläufe vor. In der 6 mm – Kategorie haben dagegen 40% der untersuchten Augen keinen charakteristischen Verlaufsbezug von  $Z_1^1$  zur Sphäre.

Die Untersuchung der zeitlichen Beziehung der Wellenfrontneigung entlang der x-Achse während der Nahakkommodation ergibt bei 53% der 4 mm – Probanden und 80% der 6 mm – Testpersonen eine synchrone Reaktion von  $Z_1^1$  zur Sphäre. 33% bzw. 20% reagieren retardiert. Die durchschnittliche Verzögerung von  $Z_1^1$  zur Referenz beträgt in der 4 mm - Gruppe 0,2 sek. und in der 6 – Klasse 0,04 sek.

Während der Fokussierung auf das Fernziel reagiert  $Z_1^1$  bei zwei Drittel (4 mm) bzw. 60% (6 mm) der untersuchten Augen zeitgleich zur Referenz. Nur bei einem Drittel (4 mm) bzw. 40% (6 mm) beginnt die  $Z_1^1$  – Veränderung nach der Sphäre. Im Mittelwert liegt die Verzögerung bei 0,14 sek. in der 4 mm – Kategorie und 0,11 sek. in der 6 mm – Klasse.

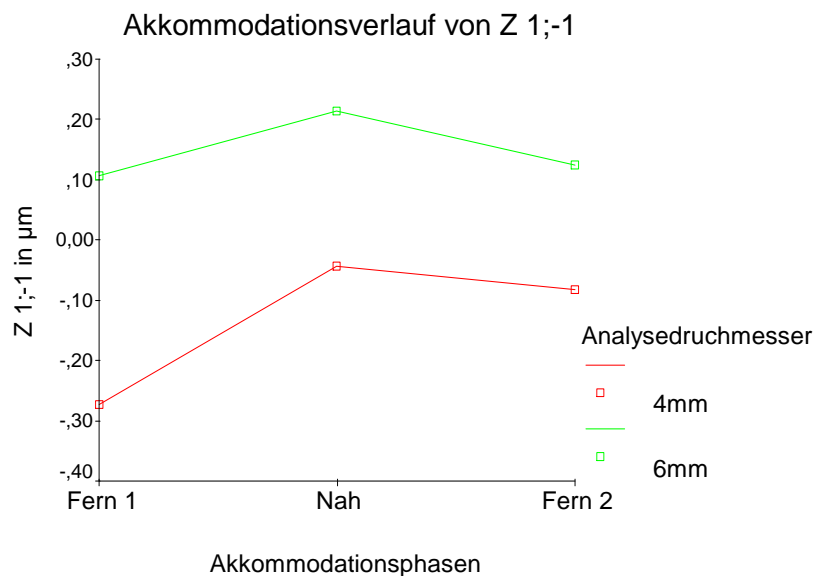


*Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Akkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Desakkommodation)			
	parallel	Antiparal lel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	7 (46,66%)	6 (40,00%)	2 (13,33%)	8 (53,33%)	5 (33,33%)	2 (13,33%)	0 (0%)	10 (66,66%)	5 (33,33%)	0 (0%)	0 (0%)
6 mm (10)	6 (60,00%)	0 (0%)	4 (40,00%)	8 (80,00%)	2 (20,00%)	0 (0%)	0 (0%)	6 (60,00%)	4 (40,00%)	0 (0%)	0 (0%)

Abbildung 4.47 Typischer paralleler Verlauf von  $Z_1^1$  zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser, während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_1^1$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen

Der Vergleich beider Analysedurchmessergruppen im T-Test für unabhängige Stichproben zeigt keine signifikante zeitliche Differenz zwischen 4 mm – und 6 mm – Kategorie ( $p = 0,286$  für Akkommodation und  $p = 0,787$  für Desakkommodation).

In der Gesamtgruppe der 25 Probanden verläuft die Reaktion von  $Z_1^{-1}$  während Nahfokussierung durchschnittlich um 0,14 sek. retardiert zur Sphäre ( $p = 0,136$ ). Der T-Test ermittelt für die Fernakkommodation eine signifikante Verzögerung der  $Z_1^{-1}$  – Reaktion von 0,13 sek. zur Sphäre ( $p = 0,016$ ).



**$Z_1^{-1}$  ( $\mu\text{m}$ )**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	-0,274	0,723	15
	6mm	0,107	0,997	10
	Gesamt	-0,122	0,845	25
Nah	4mm	-0,043	0,925	15
	6mm	0,214	1,487	10
	Gesamt	0,060	1,160	25
Fern 2	4mm	-0,082	0,716	15
	6mm	0,124	1,697	10
	Gesamt	0,000	1,178	25

Abbildung 4.48 Verlauf und Werte von  $Z_1^{-1}$  für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die  $Z_1^{-1}$ -Verläufe für 4 mm - und 6 mm - Pupillengröße sind in Abbildung 4.48 offensichtlich nicht parallel und weichen voneinander ab. Es erfolgt deshalb eine separate Betrachtung der Einflüsse durch Akkommodation bzw. Analysedurchmesser zum Ausschluss von möglichen Wechselwirkungen zwischen Inner- und Zwischensubjektfaktor.

Der  $Z_1^{-1}$ -Koeffizient gibt die Neigung der Wellenfront entlang der y-Achse wieder.

Auswertung des Akkommodationseinflusses:

In der 4 mm - Gruppe liegen die  $Z_1^{-1}$ -Werte in allen Akkommodationsphasen im negativen Bereich. Es kommt zu einer Verringerung der Aberration in positiver Richtung während der Nahakkommodation (Fern 1:  $-0,274 \mu\text{m} \pm 0,723 \mu\text{m}$ ; Nah:  $-0,043 \mu\text{m} \pm 0,925 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $-0,082 \mu\text{m} \pm 0,716 \mu\text{m}$ ). Verglichen mit  $Z_1^1$  (Verkipfung der Wellenfront entlang der x-Achse) sind die Aberrationen bei  $Z_1^{-1}$  niedriger und zeigen einen gegensätzlichen Verlauf während der Messphasen. Bei der 6 mm- Kategorie imponiert in  $Z_1^{-1}$  in Abbildung 4.48 ein symmetrischer Verlauf. Fern-1 und Fern-2-Phase liegen auf etwa selbem Niveau, während es bei Nahakkommodation zu einem Anstieg des  $Z_1^{-1}$ -Koeffizienten kommt (Fern 1:  $0,107 \mu\text{m} \pm 0,997 \mu\text{m}$ ; Nah:  $0,214 \mu\text{m} \pm 1,487 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,124 \mu\text{m} \pm 1,697 \mu\text{m}$ ). Dabei liegen alle Werte im positiven Bereich. Im Vergleich zur  $Z_1^1$ -Aberration, welche die Wellenfrontneigung entlang der x-Achse beschreibt (siehe Abbildung 4.46), liegt  $Z_1^{-1}$  auch in der 6 mm - Gruppe deutlich niedriger und verläuft in entgegengesetzter Richtung.

Die Gesamtgruppe der 25 Studienteilnehmer zeigt ebenso einen Trend in positiver Richtung während der Nahakkommodation (Fern 1:  $-0,122 \mu\text{m} \pm 0,845 \mu\text{m}$ ; Nah:  $0,060 \mu\text{m} \pm 1,160 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,000 \mu\text{m} \pm 1,178 \mu\text{m}$ ).

Es lässt sich bei der separaten Auswertung der einfaktoriellen Varianzanalysen weder für 4 mm ( $p = 0,409$ ) noch für 6 mm ( $p = 0,936$ ) Analysedurchmesser eine signifikante Veränderung von  $Z_1^{-1}$  durch die Akkommodation feststellen.

Betrachtung des Pupilleneinflusses:

Der T-Test für gepaarte Stichproben zeigt in allen Messphasen keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Pupillengruppen (Fern 1:  $p = 0,280$ ; Nah:  $p = 0,598$ ; Fern 2:  $p = 0,723$ ; mittlere Differenz:  $0,281 \mu\text{m}$ ).

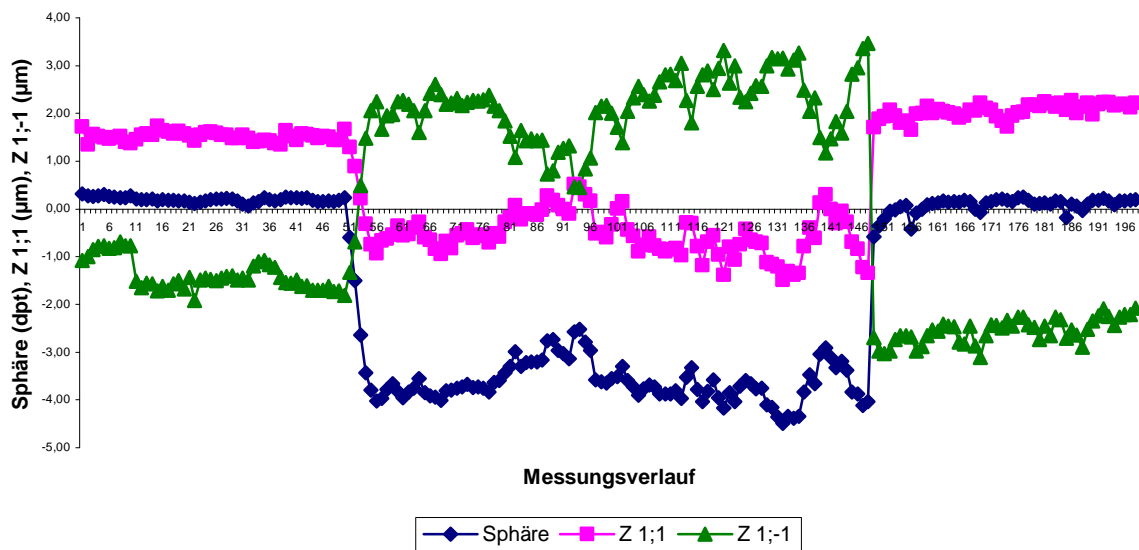
Insgesamt lässt sich kein signifikanter Einfluss von Akkommodation oder Pupillengröße auf die Neigung der Wellenfront entlang der y-Achse nachweisen.

Abbildung 4.49 präsentiert den charakteristischen zeitlichen Verlauf von  $Z_1^{-1}$  in Beziehung zur Sphäre und im Vergleich zu  $Z_1^1$  während der Akkommodationsphasen.

Der  $Z_1^{-1}$  - Koeffizient verläuft bei 50% der 6 mm – Probanden antiparallel zur Sphäre. In der 4 mm - Gruppe zeigen jeweils 40% der Teilnehmer parallele bzw. antiparallele Verläufe zur Referenz - Sphäre. Während der Nahakkommodation reagiert  $Z_1^{-1}$  bei der Mehrzahl der untersuchten Augen zeitgleich zur Referenz (46% bei 4 mm und 70 % bei 6 mm). Die zeitlichen Mittelwerte liegen bei 0,04 sek. Verzögerung zur Sphäre in der 4 mm – Kategorie und 0,00 sek. in der 6 mm– Klasse.

Die Reaktion von  $Z_1^{-1}$  zum Beginn der Fernakkommodationsphase findet bei fast allen

Teilnehmern in beiden Gruppen synchron zur Sphäre statt. Die durchschnittliche Verzögerung zur Referenz beträgt jeweils 0,00 sek.



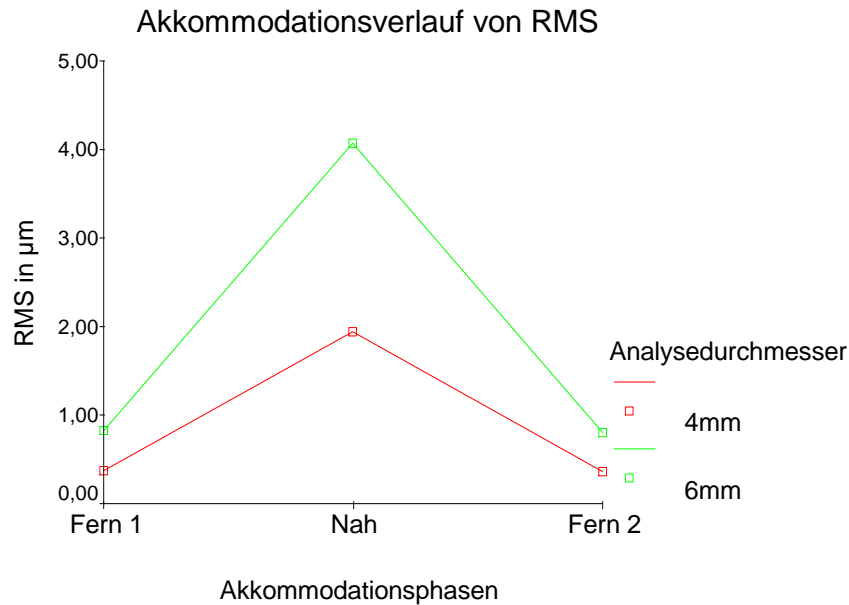
Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Nahakkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Fernakkommodation)			
	parallel	antiparal	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein	zeitgleich	verzögert	früher	kein
		lel	Bezug								
4 mm (15)	6 (40,00%)	6 (40,00%)	3 (20,00%)	7 (46,66%)	3 (20,00%)	4 (26,66%)	0 (0%)	13 (86,66%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (13,33%)
6 mm (10)	3 (30,00%)	5 (50,00%)	2 (20,00%)	7 (70,00%)	2 (20,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)	10 (100,00%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

Abbildung 4.49 Typischer antiparalleler Verlauf von  $Z_1^{-1}$  zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser, während der dynamischen Wellenfrontmessung sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von  $Z_1^{-1}$  im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen. Im Vergleich wird auch der gegensätzliche Verlauf von  $Z_1^1$  dargestellt.

Im T-Test für unabhängige Stichproben werden keine signifikanten zeitlichen Differenzen zwischen der 4 mm – und 6 mm – Kategorie nachgewiesen ( $p = 0,793$  bei Akkommodation und  $p > 0,999$  bei Desakkommodation). In der Gesamtgruppe ( $n = 25$ ) liegt die mittlere Verzögerung von  $Z_1^{-1}$  zur Sphäre während der Akkommodation bei 0,02 sek. und während der Desakkommodation bei 0,00 sek.

Der T-Test für einfache Stichproben bestätigt: zwischen Wellenfrontneigung entlang der y-Achse und der Sphärenveränderung finden sich keine signifikanten zeitlichen Unterschiede ( $p = 0,743$  bei Akkommodation und  $p > 0,999$  bei Desakkommodation).





RMS ( $\mu\text{m}$ )				
	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,368	0,146	15
	6mm	0,822	0,332	10
	Gesamt	0,550	0,324	25
Nah	4mm	1,945	0,225	15
	6mm	4,075	0,363	10
	Gesamt	2,797	1,101	25
Fern 2	4mm	0,357	0,129	15
	6mm	0,799	0,330	10
	Gesamt	0,534	0,315	25

Abbildung 4.50 Verlauf und Werte von RMS für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die Graphen des Root Mean Square (RMS) zeigen in Abbildung 4.50 die gleiche Verlaufstendenz für beide Analysedurchmesser. Jedoch sind diese nicht parallel und die Steilheit der Anstiege unterschiedlich groß. Darüber hinaus weisen die multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia ( $p < 0,001$ ) auf Wechselwirkungen zwischen Akkommodation und Analysedurchmesser hin, so dass die Einflüsse beider auf den RMS getrennt voneinander analysiert werden müssen.

Der Root Mean Square fasst in vorliegender Arbeit die Aberrationen der zweiten, dritten und vierten Ordnung zu einem gemeinsamen Wert zusammen und dient damit als integrativer Parameter für die auftretenden Abbildungsfehler.

Betrachtung des Akkommodationseinflusses:

Bei der 4 mm - Gruppe findet sich ein symmetrischer Verlauf des RMS, wobei er in beiden Fernphasen auf etwa gleichem Niveau liegt und während der Nahakkommodation deutlich ansteigt (Fern 1:  $0,368 \mu\text{m} \pm 0,146 \mu\text{m}$ ; Nah:  $1,945 \mu\text{m} \pm 0,225 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,357 \mu\text{m} \pm 0,129 \mu\text{m}$ ).

In der 6 mm - Klasse verläuft der RMS analog. Beide Fernphasen liegen auf ähnlicher Höhe während der Root Mean Square bei Nahakkommodation charakteristisch zunimmt (Fern 1:  $0,822 \mu\text{m} \pm 0,332 \mu\text{m}$ ; Nah:  $4,075 \mu\text{m} \pm 0,363 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,799 \mu\text{m} \pm 0,330 \mu\text{m}$ ). Der RMS liegt beim großen Pupillendurchmesser deutlich höher und nimmt stärker zu als in der in der 4 mm - Kategorie.

Die Gesamtgruppe mit 25 Probanden zeigt einen übereinstimmenden Trend. In beiden Fernphasen finden sich für RMS ähnliche Werte (Fern 1:  $0,550 \mu\text{m} \pm 0,324 \mu\text{m}$ ; Fern 2:  $0,534 \mu\text{m} \pm 0,315 \mu\text{m}$ ). Während der Nahakkommodation wächst der Root Mean Square auf  $2,797 \mu\text{m} \pm 1,101 \mu\text{m}$  an.

In den separaten einfaktoriellen Varianzanalysen lassen sich für beide Analysedurchmesser (jeweils  $p < 0,001$ ) signifikante Einflüsse der Akkommodation auf RMS nachweisen.

Auswertung des Pupilleneinflusses:

Der T-Test für unabhängige Stichproben bestätigt für alle drei Messphasen signifikante Unterschiede zwischen 4 mm - und 6 mm - Gruppe (Fern 1:  $p = 0,002$ ; Nah:  $p = 0,000$ ; Fern 2:  $p = 0,002$ ; mittlere Differenz:  $1,009 \mu\text{m}$ ).

Insgesamt lässt sich eine signifikante Zunahme der im Root Mean Square zusammengefassten Aberrationen während der Akkommodation, um durchschnittlich  $1,577 \mu\text{m}$  für 4 mm - und  $3,253 \mu\text{m}$  für 6 mm - Pupillengröße ermitteln (Gesamtgruppe  $2,247 \mu\text{m}$ ).

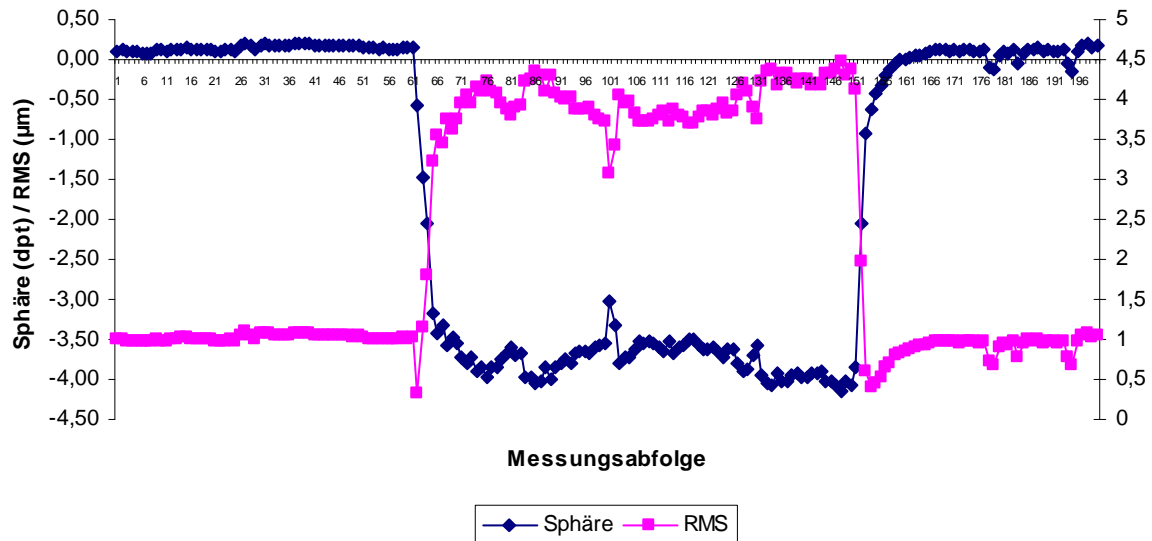
Darüber hinaus steigen die Gesamt-Abbildungsfehler mit wachsendem Pupillendurchmesser signifikant an, im Mittel um  $1,009 \mu\text{m}$  zwischen 4 mm und 6 mm Pupillengröße.

Abbildung 4.51 gibt den zeitlichen Verlauf des Root Mean Square während der Akkommodationsphasen wieder.

Beide Analysedurchmessergruppen zeigen bei allen Teilnehmern einen antiparallelen Verlauf zur Sphäre. Dieses deckt sich auch mit dem Verlauf der RMS - Graphen in Diagramm 4.50.

Während der Nahakkommodation reagiert RMS bei 93% der 4 mm - und 90% der 6 mm - Probanden zeitgleich zur Referenz. Die durchschnittliche Verzögerung liegt bei 0,01 sek. (4 mm) bzw. 0,02 sek. (6 mm - Gruppe).

Auch während der Fernakkommodation verläuft die RMS – Reaktion bei nahezu allen untersuchten Augen beider Gruppen synchron zur Sphäre. Hier beträgt die mittlere Verzögerung 0,00 sek. (4 mm) bzw. 0,02 sek. (6 mm – Klasse) zur Sphäre.

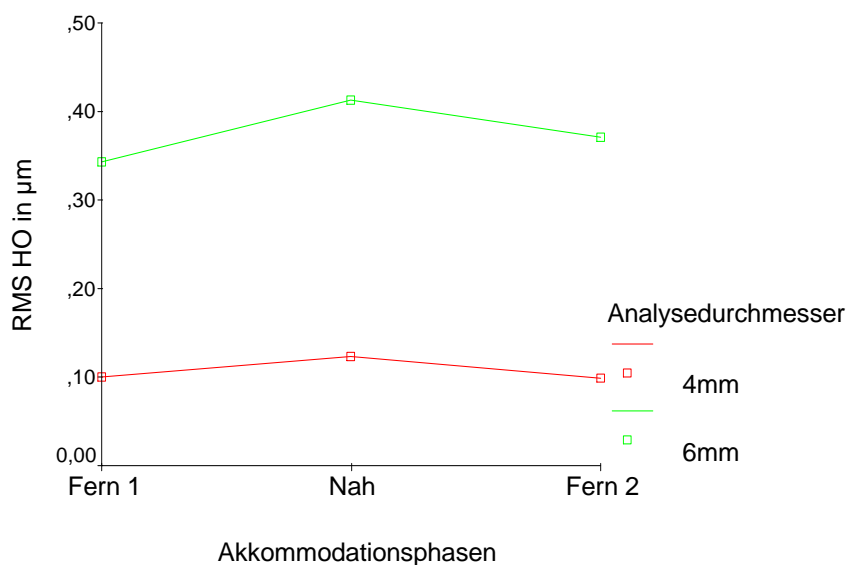


Analysedurchmesser (Probandenanzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Nahakkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Fernakkommodation)			
	parallel	antiparal lel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	Früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	0 (0%)	15 100,00%	0 (0%)	14 (93,33%)	1 (6,66%)	0 (0%)	0 (0%)	15 100,00%	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
6 mm (10)	0 (0%)	10 100,00%	0 (0%)	9 (90,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)	0 (0%)	9 (90,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)	0 (0%)

Abbildung 4.51 Typischer antiparalleler Verlauf von RMS zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser, während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl, sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von RMS im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen. Auffallend sind die kurzzeitigen Ausschläge des RMS in Gegenrichtung, jeweils zu Beginn der Nah- und Fernphase.

Beide Gruppen zeigen im T – Test für unabhängige Stichproben keine signifikanten zeitlichen Unterschiede zueinander ( $p = 0,775$  für Akkommodation;  $p = 0,343$  für Desakkommodation). In der Gesamtgruppe der 25 Teilnehmer beträgt die durchschnittliche Verzögerung der RMS – Reaktion zur Sphäre 0,02 sek. für Nahakkommodation und 0,01 sek. für Fernakkommodation. Auch hier lässt sich im T-Test für einfache Stichproben keine signifikante zeitliche Differenz zwischen RMS – und Sphärenreaktion nachweisen ( $p = 0,161$  für Akkommodation;  $p = 0,327$  für Desakkommodation).

## Akkommodationsverlauf des RMS-HO (Higher Order)



**RMS Higher-Order (µm)**

	Analysedurchmesser	Mittelwert	Standardabweichung	N
Fern 1	4mm	0,099	0,030	15
	6mm	0,343	0,193	10
	Gesamt	0,197	0,171	25
Nah	4mm	0,124	0,048	15
	6mm	0,413	0,120	10
	Gesamt	0,240	0,167	25
Fern 2	4mm	0,099	0,036	15
	6mm	0,371	0,191	10
	Gesamt	0,208	0,182	25

Abbildung 4.52 Verlauf und Werte von RMS HO für 4 mm und 6 mm Analysedurchmesser während der Akkommodationsphasen

Die Graphen des Root Mean Square Higher-Order (RMS-HO) während der Akkommodationsphasen sind für beide Analysedurchmesser in Abbildung 4.52 dargestellt. Der RMS-HO fasst die Aberrationen dritter und vierter Ordnung in einem Wert zusammen, welcher damit die Abbildungsfehler höherer Ordnung repräsentiert.

Beide Graphen verlaufen nahezu parallel und auch die multivariaten Tests Akkoabst\*Anadia lassen mit  $p = 0,254$  keine Wechselwirkung zwischen Innersubjektfaktor (Akkommodation) und Zwischensubjektfaktor (Pupillengröße) erkennen.

Es kann deshalb die zweifaktorielle Varianzanalyse angewendet werden, welche beide Analysedurchmesserklassen in einer Gesamtgruppe ( $n=25$ ) zusammengefasst auswertet.

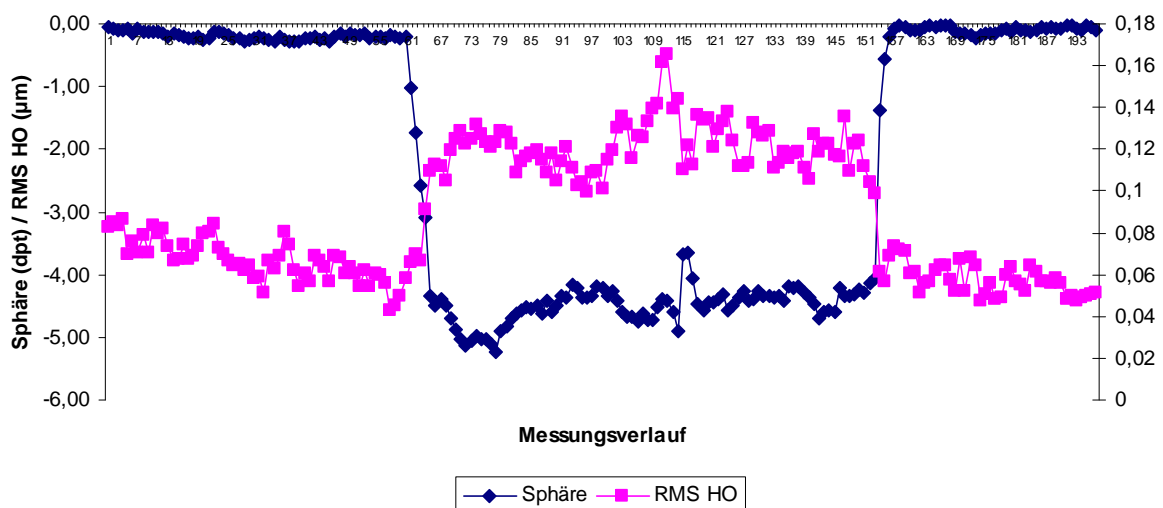
Fernakkommodiert beträgt RMS Higher-Order  $0,197 \mu\text{m} \pm 0,171 \mu\text{m}$ . Während der Nahakkommodation steigen die Abbildungsfehler höherer Ordnung auf  $0,240 \mu\text{m} \pm 0,167 \mu\text{m}$  um in der anschließenden Fernphase mit  $0,208 \mu\text{m} \pm 0,182 \mu\text{m}$  wieder fast auf Niveau des

ersten Fernwertes zurückzufallen.

Es lässt sich im Test auf Innersubjekteffekte ( $p = 0,152$ ) keine signifikante Beeinflussung des RMS-HO durch die Akkommodation nachweisen.

Der Test auf Zwischensubjekteffekte ermittelt signifikante Unterschiede zwischen 4 mm - und 6 mm - Analysedurchmesser ( $p < 0,001$ ; mittlere Differenz zwischen 4 mm - und 6 mm - Gruppe:  $0,286 \mu\text{m}$ ).

Insgesamt kann resümiert werden, dass die Aberrationen höherer Ordnung mit steigendem Pupillendurchmesser signifikant zunehmen, der RMS-HO mit steigender Akkommodation des Auges wächst, jedoch ohne das Signifikanzlevel zu erreichen. Dies kann an der begrenzten Probandenzahl und den Schwankungen während der dynamischen Messung liegen. Im Gegensatz dazu ist im statischen Messmodus die Zunahme des RMS-Higher-Order-Wertes während der Akkommodation signifikant.



Analysedurchmesser (Probandenzahl)	Verlauf zur Sphäre			Zeitlicher Bezug zum Beginn des Sphärenanstiegs (Nahakkommodation)				Zeitlicher Bezug zum Beginn der Sphärenabnahme (Fernakkommodation)			
	parallel	antiparal- lel	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug	zeitgleich	verzögert	früher	kein Bezug
4 mm (15)	0 (0%)	5 (33,33%)	10 (66,66%)	8 (53,33%)	3 (20,00%)	3 (20,00%)	1 (6,66%)	6 (40,00%)	5 (33,33%)	3 (20,00%)	1 (6,66%)
6 mm (10)	3 (30,00%)	5 (50,00%)	2 (20,00%)	5 (50,00%)	4 (40,00%)	0 (0%)	1 (10,00%)	7 (70,00%)	2 (20,00%)	1 (10,00%)	0 (0%)

Abbildung 4.53: Typischer antiparalleler Verlauf von RMS HO zur Sphäre bei 6 mm Analysedurchmesser, während der dynamischen Wellenfrontmessung, sowie zeitlicher Bezug zur Sphäre; angegeben wird die absolute Anzahl sowie der prozentuale Anteil der Probanden, welche synchrone, verzögerte oder frühere zeitliche Veränderungen von RMS Higher-Order im Bezug zur Sphäre zeigen bzw. keine zeitliche Beziehung aufweisen.

Abbildung 4.53 gibt den zeitlichen Verlauf des Root Mean Square während der Akkommodationsphasen wieder.

Die Verläufe des Root Mean Square Higher-Order präsentieren sich in den beiden Analysedurchmessergruppen unterschiedlich. Während bei zwei Drittel der 4 mm – Probanden kein Bezug des RMS-HO-Graphen zur Sphäre vorliegt, zeigen die Hälfte der 6 mm – Teilnehmer einen antiparallelen Kurvenverlauf zur Sphäre. Beim kleinen Analysedurchmesser findet sich ein solcher Verlauf nur bei einem Drittel der Probanden.

Zu Beginn der Nahakkommodation kommt es in beiden Gruppen bei der Hälfte der Teilnehmer zu einer zeitgleichen Reaktion von RMS-HO und Sphäre. 20% bzw. 40% der Probanden reagieren verzögert. Die mittlere Verzögerung beträgt in der 4 mm – Kategorie 0,00 sek. und in der 6 mm – Klasse 0,11 sek.

Bei der Fernakkommodation zeigt sich bei 40% der 4 mm - und 70% der 6 mm - Teilnehmer eine synchrone Reaktion von RMS-HO und Sphäre. 33% (4 mm -) bzw. 20% (6 mm – Gruppe) der Probanden reagieren verzögert. Die durchschnittliche Verzögerung beträgt in der 4 mm – Kategorie 0,03 sek. und in der 6 mm – Klasse 0,00 sek. zur Sphäre.

Zwischen beiden Analysedurchmessergruppen lassen sich im T-Test für unabhängige Stichproben keine zeitlichen Differenzen nachweisen ( $p = 0,230$  für Akkommodation und  $p = 0,792$  für Desakkommodation).

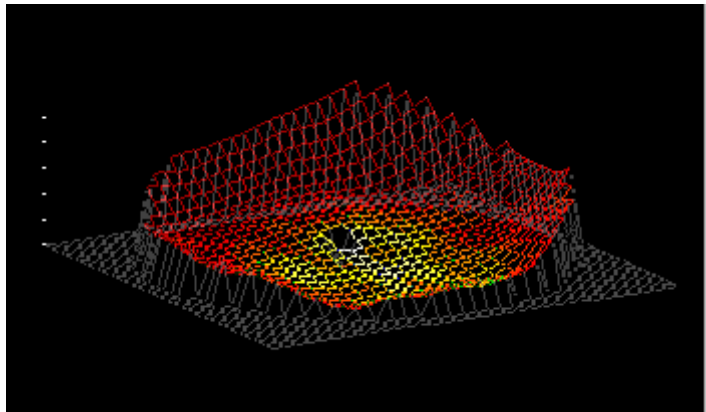
Für die Gesamtgruppe der 25 Probanden ergibt sich eine mittlere Verzögerung von 0,04 sek. bei der Nahakkommodation und 0,02 sek. bei der Fernakkommodation.

Auch hier ist im T-Test für einfache Stichproben kein zeitlicher Unterschied der RMS-HO – Reaktion zur Sphäre nachweisbar ( $p = 0,347$  für Akkommodation und  $p = 0,775$  für Desakkommodation).

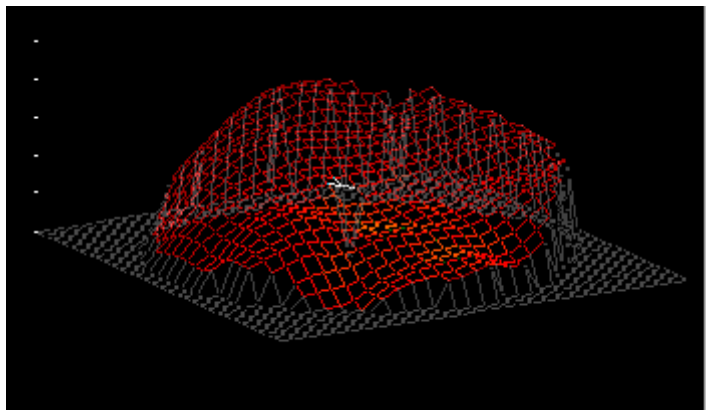
Anhand einer Bilderserie der dreidimensionalen Rekonstruktion (Abbildungen 4.54) lässt sich die gesamte Wellenfrontveränderung während des Akkommodationsprozesses deutlich nachweisen.

Von oben nach unten ersichtlich ist der Verlauf während der Phasen: Fern 1 – Nah – Fern 2.

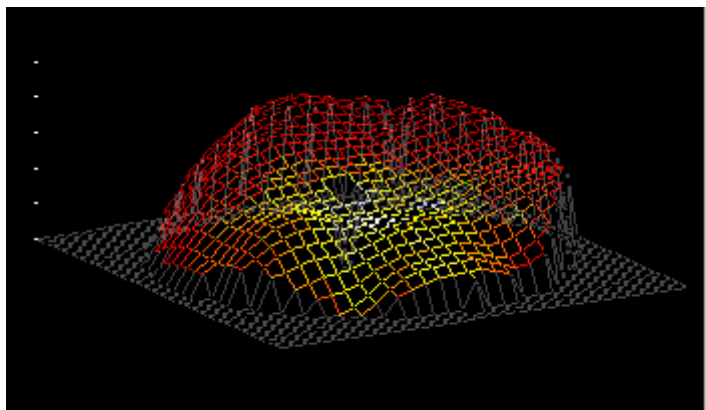
In der Fernphase zeigt sich eine schüsselförmige Wellenfront.



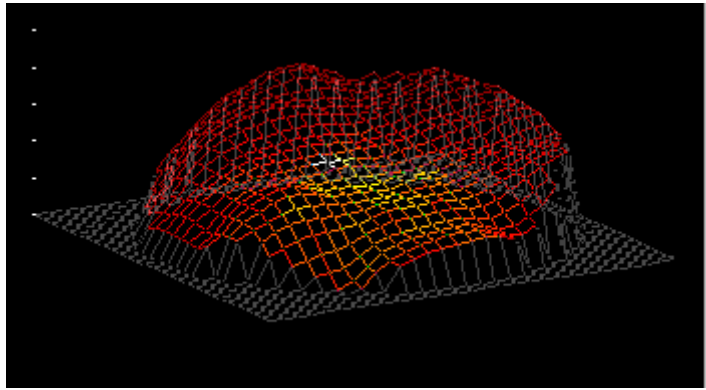
Bei Fokussierung auf das Nahziel kommt es zur Umformung der Wellenfront.



In der Nahphase nimmt die Sphärizität der Wellenfront deutlich zu. Daraus resultiert eine höhere Brechkraft des Auges zur Nahfokussierung des Objektes.



Bei Fokussierung zurück auf das Ferntarget findet wieder eine Abflachung der Wellenfront statt.



In der zweiten Fernphase präsentiert sich eine fast ebene Wellenfront, welche jedoch die anfängliche Schüsselform noch nicht wieder erreicht hat.

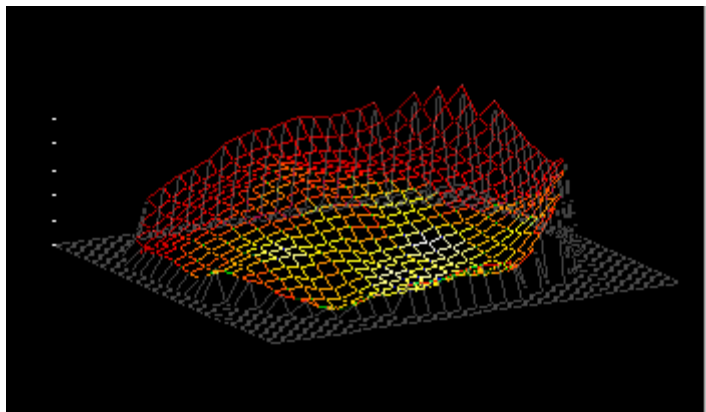


Abbildung 4.54 Bilderserie der dreidimensionalen Wellenfrontrekonstruktion während der dynamischen Akkommodationsmessung.



## 5 Diskussion

### 5.1 Monochromatische Aberrationen bei Nativmessung

In der vorausgehenden Pilotstudie, welche die Werteverteilung der geplanten Wellenfrontanalyse prüfen soll, zeigen sich die Ergebnisse der Nativmessung innerhalb der von anderen Verfasser publizierten Wertebereiche (Jahnke et al. 2006, Villegas et al. 2008).

Anhand der Analyse des Shapiro-Index und der Häufigkeitsdiagramme kann von Normalverteilung der ermittelten Werte ausgegangen werden.

Der Mittelwert der Sphäre liegt mit 0,39 dpt etwa im Bevölkerungsdurchschnitt (0,5 dpt) (Miller 1991, Sachsenweger 1994).

Der leicht erhöhte Root Mean Square (0,521  $\mu\text{m}$ ) bzw. RMS-HO (0,126  $\mu\text{m}$ ) lässt auf das Vorhandensein von Abbildungsfehlern niederer und höherer Ordnung in der untersuchten Kohorte schließen, was nachfolgend genauer analysiert werden soll.

Auch in großen Studien zur Aberrationsverteilung in der Bevölkerung wurde ein erhöhter Root Mean Square von durchschnittlich 0,3  $\mu\text{m}$  nachgewiesen (Cheng et al. 2003, Wang & Koch 2003).

Beim Vergleich der Nativmessungsergebnisse von Pilotstudie und Studie zeigt sich ein hohes Maß an Übereinstimmung.

Auffallend sind die oftmals kleineren Mittelwerte und Mediane, sowie die größeren Spannweiten der Variablen in der Studie. Dies liegt darin begründet, dass aufgrund der größeren Probandenzahl auch extremere Werte auftreten, bei gleichzeitiger Annäherung der durchschnittlichen Aberrationswerte an Null (Thibos et al 2002). Eine größere Stichprobe bei den Nativmessungen weist im Mittelwert somit geringere Abbildungsfehler, bei gleichzeitig größerer Streuung der Werte auf.

Die Aberrationen weisen eine hohe individuelle Varianz auf, welche auch von anderen Autoren beschrieben wird (Howland 2002, Liang & Williams 1997).

In unserer Studie dominieren bei den Nativmessungen vor allem Defokus ( $Z_2^0$ ) und Astigmatismus ( $Z_2^2$  und  $Z_2^{-2}$ ). Bei den Abbildungsfehlern höherer Ordnung stehen die sphärische Aberration ( $Z_4^0$ ) sowie Koma ( $Z_3^{-1}$ ) und dreiachsiger Astigmatismus ( $Z_3^{-3}$ ) im Vordergrund. Diese Ergebnisse decken sich mit denen anderer Autoren (Porter 2001, Walsh & Charman 1985).

Liang und Williams konnten über Defokus und Astigmatismus hinaus okulare Aberrationen bis zur 10. Ordnung messen, welche jedoch erst bei großem Pupillendurchmesser (Nachtsicht) einen nennenswerten negativen Einfluss auf die Bildauflösung und Sehleistung haben (Liang & Williams 1997).

Dabei nimmt das Ausmaß der Aberrationen mit steigender Ordnungszahl ab. Eine Ausnahme bildet dabei die sphärische Aberration  $Z_4^0$ , welche innerhalb der Zernike-Koeffizienten vergleichsweise stark ausgeprägt ist. Diese Erkenntnis wurde auch von Porter et al. publiziert (Porter et al. 2001). Der durchschnittliche  $Z_4^0$ -Wert wurde von anderen Autoren mit  $0.10 \pm 0.10 \mu\text{m}$  bei 6 mm Pupillendurchmesser angegeben (Thibos et al. 2002, Wang et al. 2003). In unserer Studie konnte ein  $Z_4^0$ -Mittelwert von 0,023 ermittelt werden. Allerdings wurden die Nativmessungen bei 4 mm Pupillendurchmesser durchgeführt. Die in Fernakkommodation gemessenen 6 mm – Pupillen ergaben einen durchschnittlichen  $Z_4^0$ -Wert von 0,13  $\mu\text{m}$ . Damit liegt er im Bereich der Ergebnisse oben genannter Autoren.

Betrachtet man weitere Publikationen so lassen sich zusätzliche Erkenntnisse über die Wellenfronteigenschaften des Auges ziehen.

Castejón-Mochón et al. wiesen anhand von Wellenfront-Analysen an 59 jungen Probanden nach, dass der Root Mean Square zu 99 % in den ersten vier Ordnungen der Zernike Polynome enthalten ist, bzw. zu 91 % der zweiten Ordnung zuzuordnen ist. Darüber hinaus wurde eine gewisse Symmetrie der Wellenfrontmuster zwischen linkem und rechtem Auge beschrieben (Castejón-Mochón et al. 2002).

Eine Korrelation der Aberrationen von links und rechts wurde auch von Liang und Williams bestätigt. Zwischen den verschiedenen Individuen gibt es beträchtliche Unterschiede der Wellenfronten. Den Autoren zufolge haben die Aberrationen bei kleinen Pupillengrößen bis 3 mm nur einen sehr geringen Einfluss auf die Abbildungsqualität. Mit wachsendem Pupillendurchmesser kommt es jedoch zu einer entscheidenden Reduzierung der Bildauflösung auf der Retina (Liang & Williams 1997). Die Zunahme der Abbildungsfehler mit größer werdender Pupille wurde auch in unseren Untersuchungen nachgewiesen.

Es stellt sich die Frage, in welchem lichtbrechenden Medium des Auges die Abbildungsfehler am stärksten entstehen.

Beim Vergleich der Wellenfront-Messung der Hornhaut mittels Cornea-Topografie und der Messung des Gesamtauges mit Hilfe des Tscherning-Wavefront-Aberrometers ermittelten Jahnke et al. eine hohe Übereinstimmung der Hornhaut- und Linsenaberrationen. Diese Korrelation lässt aber mit zunehmendem Alter signifikant nach, bei gleichzeitigem Anstieg

von besonders Koma und sphärischer Aberration (Jahnke et al. 2006). Der Zuwachs der Koma im Alter wird der Kornea zugeschrieben, während die Zunahme der sphärischen Aberration lentikulärer Genese sein soll (Oshika 2004).

Artal und Guirao entdeckten in deren Studie, dass sphärische Aberration als auch Koma in der Hornhaut signifikant höher sind als im gesamten Auge, was sie auf einen kompensierenden Einfluss der Linse auf die cornealen Aberrationen schließen ließ. Durchschnittlich sollen 80% der cornealen sphärischen Aberration und 50% der Koma durch die Linse ausgeglichen werden (Artal & Guirao 1998).

Die beiden lichtbrechenden Kompartimente interagieren also miteinander. Das muss auch bei Refraktiv-Chirurgischer Korrektur in Betracht gezogen werden.

Welchen Einfluss die Aberrationen höherer Ordnung auf den Visus des Menschen haben, dieser Frage widmeten sich Villegas et al.

Nach ihren vergleichenden Studien konnten keine signifikanten Korrelationen von Aberrationen und Visus bei jungen Probanden gefunden werden. Auch Augen mit normalem Ausmaß an Aberrationen zeigten teilweise eine überdurchschnittliche Sehschärfe. (Villegas et al. 2008).

Rouger et al. kamen mittels Simulation von Aberrationseffekten mit Hilfe adaptiver Optiken zu der Erkenntnis, dass Sehschärfe und Kontrastsensitivität vorhersagbar durch Aberrationen beeinflusst werden. Dabei soll der Effekt von Polynomen an der Spitze und an der Außenkante der Zernike-Pyramide (siehe Abbildung 3.6) am größten sein (Rouger et al. 2009).

Wie aber ist die Tatsache zu erklären, dass trotz teils erheblicher okulärer Aberrationen dennoch ein moderater Visus messbar ist? Eine mögliche Erklärung liefern Artal und Fernandez.

In deren Studien konnte eine signifikante neurale Kompensation von monochromatischen Aberrationen belegt werden. Somit werden durch synaptische Verschaltungen in der Sehbahn Abbildungsfehler teilweise ausgeglichen.

Nach Änderung des Aberrationsprofils und damit Verbesserung des retinalen Bildes empfanden die Probanden subjektiv eine Verminderung der Sehqualität. Daraus zeigt sich eine neuronale Anpassung an die bestehende Aberrationsstruktur, welche nach Korrektur gestört war (Artal et al. 2004, Fernandez et al. 2002).

Mit Hilfe rückkoppelnder Regelmechanismen laufen im Auge kontinuierliche Anpassungen an verschiedenste Nah- und Fernziele, sowie Sichtbedingungen.

Anhand unserer sequenziellen dynamischen Wellenfrontmessungen mit einer Frequenz von 5.26 Hz sind bei allen Parametern Mikrofluktuationen erkennbar, welche über den gesamten Messungszeitraum auftreten. Jeder Messwert unterliegt damit permanenten Schwankungen im Mikrobereich, welche vermutlich einer kontinuierlichen Feineinstellung des dioptrischen Apparates entsprechen. Ähnliche Mikrofluktuationen bei Wellenfront-Aberrationen wurden auch von Hofer et al. beschrieben (Hofer et al. 2001). Deren Ursprung, sei er nun corneal, lenticulär oder retinal-neuronal, ist bislang nicht genau bekannt. Andere Autoren geben deren Frequenzen in Bereichen von 0,6 Hz bis 2 Hz reichend an. Sie werden u.a. vom kardiopulmonalen System beeinflusst (Charman & Heron 1988).

## **5.2 Einfluss des Messaufbaus auf Pilotstudie und Studie**

Zum Zeitpunkt der Datenerhebung war noch keine integrierte Akkommodationsapparatur im WASCA Wavefront Analyzer verfügbar.

Für die Wellenfrontanalyse unter Nah- und Fernsicht wurde durch uns eine völlig neue, eigens dafür konzipierte Konstruktion (Targetaufsatz) zum Einspiegeln von Akkommodationszielen entwickelt. Diese musste im Voraus auf störende Einflüsse auf die Wellenfrontmessung getestet werden. Dabei wurden in der Pilotstudie mit fünf Teilnehmern die Ergebnisse der Nativmessung mit den bei installiertem Targetaufsatz gemessenen Werten verglichen. Der durchgeführte T-Test für gepaarte Stichproben zeigte lediglich bei dem Parameter für Wellenfrontneigung eine signifikante Differenz.

Diese Verkippung der Wellenfront ist erklärbar durch die 45°-Neigung des im Strahlengang der WASCA-Arbeitsstation angebrachten halbdurchlässigen Spiegels.

In der Studie wurde sicherheitshalber nochmals eine Überprüfung des Targetaufsatzeinflusses durchgeführt. Bei der nun größeren Anzahl an Probanden fand sich im T-Test keine signifikante Beeinflussung mehr durch unser Zusatzgerät, sodass von zuverlässigen Messwerten auch unter Akkommodationsbedingungen ausgegangen werden kann.

## 5.3 Aberrationen bei Akkommodation

### 5.3.1 Statische Wellenfrontmessung

Zunächst wurden bei allen Probanden jeweils drei statische Wellenfront-Messungen unter Fern- als auch unter Nahsicht durchgeführt. Die sich daraus ergebenden Mittelwerte wurden dann weiter analysiert und miteinander im T-Test verglichen. Darin lassen sich in der Pilotstudie signifikante Veränderungen zwischen Nah- und Fernakkommodation bei Sphäre, Pupillendurchmesser,  $Z_2^0$ ,  $Z_4^0$  sowie dem RMS-Wert nachweisen.

Zur genaueren Untersuchung wurden die gleichen Messungen in der Studie mit 25 Teilnehmern wiederholt. Dabei zeigen sich für folgende Parameter signifikante Unterschiede zwischen den Wellenfronten bei Nah- und Fernsicht:

Signifikante Unterschiede zwischen Fern- und Nahakkommodation bei statischer Wellenfrontmessung, dargestellt in Abbildung 4.12, 4.13 und Tabelle 11, finden sich für Sphäre ( $p < 0,001$ ), Pupillendurchmesser ( $p = 0,003$ ),  $Z_2^{-2}$  ( $p = 0,014$ ),  $Z_2^0$  ( $p < 0,001$ ),  $Z_3^1$  ( $p = 0,042$ ),  $Z_4^{-2}$  ( $p = 0,025$ ),  $Z_4^0$  ( $p < 0,001$ ),  $Z_4^4$  ( $p = 0,006$ ), RMS-Wert ( $p < 0,001$ ) und RMS Higher Order ( $p = 0,006$ ).

Die Sphäre erfährt während der Nahakkommodation eine deutliche Myopisierung von durchschnittlich  $-4,11 \text{ dpt} \pm 0,68 \text{ dpt}$ . Damit ist eine eindeutige Akkommodationsleistung des Auges nachgewiesen. Der konzipierte Messaufbau mit dem von uns entwickelten Targetaufsatz kann somit als kompetent für eine adäquate Wellenfrontmessung unter Nah- und Fernsicht bestätigt werden.

Der Sphären-Mittelwert während der Akkommodation liegt unterhalb der theoretisch ermittelten Akkommodationsanforderung von 5 dpt, welche in Kapitel 3.4.1 errechnet wurden. Die Ursache dieser Diskrepanz könnte in der Bildübertragung durch Spiegel im Targetaufsatz liegen, welche möglicherweise die Fokussierung des Akkommodationszieles beeinflusst.

Die Pupillengröße reduziert sich gemäß der physiologischen Miosis während der Akkommodation um durchschnittlich  $0,49 \text{ mm} \pm 0,74 \text{ mm}$ . Bestätigende Resultate wurden auch von anderen Autoren publiziert (Müller & Strobel 2007).

Der  $Z_2^{-2}$ -Wert bewegt sich bei Nahfokussierung um  $0,031 \mu\text{m} \pm 0,044 \mu\text{m}$  in positiver Richtung. Das entspricht einer signifikanten Veränderung des Astigmatismus mit einer Achse von  $\pm 45^\circ$ . Auch andere Autoren publizierten Astigmatismusveränderungen unterschiedlichen Ausmaßes während der Akkommodation (Cheng et al. 2004, Millodot & Thibault 1985, Ukai & Ichihashi 1991). Cheng und Mitarbeiter verwendet ebenfalls einen Hartmann-Shack-Sensor für Ihre Messungen und bezifferten die Astigmatismusschwankung auf weniger als 0,2 dpt.

Der Defokus ( $Z_2^0$ ) wächst bei Nahsicht im Mittelwert um  $2,22 \mu\text{m}$  und bietet damit den deutlichsten Anstieg unter den Zernike-Polynomen. Er repräsentiert spiegelbildlich den Verlauf der Sphäre, welche bei Nahakkommodation in den negativen (myopen) Bereich wächst und zeigt ebenso eine Zunahme der Wellenfrontsphärizität.

$Z_3^1$  nimmt unter Nahsicht um  $0,012 \mu\text{m} \pm 0,028 \mu\text{m}$  ab. Dies bedeutet eine signifikante Verringerung der Koma in x-Richtung.

Der sekundäre Astigmatismus in y - Richtung ( $Z_4^{-2}$ ) nimmt bei Nahsicht signifikant zu, um durchschnittlich  $0,007 \mu\text{m} \pm 0,009 \mu\text{m}$ . Betrachtet man die Ähnlichkeit der Wellenfrontstruktur von  $Z_2^{-2}$  und  $Z_4^{-2}$  in Abbildung 3.6 so wird die Zunahme der beiden Zernike-Polynome erklärbar. Die Wellenfrontform scheint sich also bei Akkommodation in charakteristischer Weise zu verändern.

Die sphärische Aberration steigt während der Nahfokussierung des Auges signifikant an. Bei Fernsicht finden sich positive  $Z_4^0$ -Werte.  $Z_4^0$  wächst bei unseren statischen Messungen um durchschnittlich  $0,059 \mu\text{m} \pm 0,024 \mu\text{m}$ . Die Werte werden dabei negativer, was einer Zunahme der Sphärizität der Wellenfront entspricht. Damit werden die bestehenden Akkommodationstheorien von Helmholtz unterstützt, welcher eine verstärkte Linsenkrümmung bei Nahfokussierung publizierte.

Identische Veränderungen der sphärischen Aberration bei Akkommodation wurden auch von anderen Autoren beschrieben (Atchison et al. 1995, Cheng et al. 2004, He et al. 2000).

$Z_4^4$  wächst ebenfalls während der Akkommodation an, im Betrag um durchschnittlich  $0,011 \mu\text{m} \pm 0,016 \mu\text{m}$ . Damit kommt es bei Nahsicht zu einem signifikanten Anstieg des vierachsigen Astigmatismus (Quadrafoil) in x - Richtung. Es bestätigt sich wiederum eine

Zunahme verschiedener Astigmatismen während der Nahfokussierung.

Zusammengefasst werden die Abbildungsfehler im mathematischen Terminus des Root Mean Square. Der RMS - Wert steigt bei Nahsicht im Betrag um  $1,577 \mu\text{m} \pm 0,294 \mu\text{m}$ . Damit ist eine signifikante Zunahme der Gesamt-Aberrationen während des Akkommodationsprozesses nachgewiesen.

Ebenso zeigt die gesonderte Betrachtung der Abbildungsfehler höherer Ordnung, welche im Root Mean Square Higher Order subsumiert werden, eine Zunahme des RMS Higher Order im Betrag um durchschnittlich  $0,031 \mu\text{m} \pm 0,034 \mu\text{m}$ . Es liegt damit ein signifikanter Anstieg der Aberrationen höherer Ordnung (hier: 3. und 4. Ordnung) während des Akkommodationsvorganges vor.

Der Root Mean Square (ohne Defokus) wird in der Literatur als relativ konstant bis zu einem Akkommodationslevel von 3 dpt beschrieben. Darüber hinaus findet ein Anstieg statt (Cheng et al. 2004).

Zur Evaluierung der Abbildungsqualität wurde für die Aberrationen höherer Ordnung (RMS-Higher Order) das Strehl-Verhältnis berechnet. Dabei ergibt sich bei Fernakkommodation ein Wert von 0,7055, welcher sich bei Nahfokussierung auf 0,5396 verringert.

### 5.3.2 Dynamische Wellenfrontmessung

Nach Betrachtung der statischen Aberrationsmessung des fern- und nahakkommodierten Auges sollen nun die Ergebnisse der dynamischen Wellenfrontanalyse diskutiert werden.

Die Mittelwerte der Wellenfront-Parameter in den drei Akkommodationsphasen (Fern 1 -, Nah-, Fern 2 - Phase) wurden mit zweifaktorieller Varianzanalyse auf Unterschiede verglichen. Dabei wurde gleichzeitig der Einfluss des Pupillendurchmessers auf die Wellenfrontergebnisse geprüft.

Darüber hinaus konnte mit der Auswertung der einzelnen Verlaufsdiagramme der zeitliche Ablauf der Wellenfrontveränderung während des Akkommodationsvorganges untersucht werden.

Es soll im Folgenden nur auf die Parameter mit signifikanter Veränderung während der Akkommodation eingegangen werden.

Die Sphäre zeigt bei Nahsicht eine signifikante Zunahme von durchschnittlich 3,81 dpt. Der Sphären-Wert fällt etwas geringer aus als bei der statischen Messung. Dies ist der Tatsache geschuldet, dass bei der dynamischen Messung Mittelwerte der einzelnen Messphasen (Fern-, Nah-, Fernsicht) zugrunde gelegt werden, welche jeweils 60 – 70 Einzelmesswerte zusammenfassen. Aufgrund der Sphären-Schwankungen während der Fokussierung fallen deshalb auch die Mittelwerte etwas geringer aus.

Es war zu beobachten, dass bei dynamischer Messung bei zahlreichen Parametern der Wert der zweiten Fernphase von jenem der ersten Fernepisode diskret differierte. Dabei lag der zweite Fernwert zwischen Nah- und Fern 1- Wert, was insgesamt zu einer durchschnittlich geringeren Differenz zwischen Nah- und Fernwert des jeweiligen Parameters führte.

Eine mögliche Ursache dessen könnte darin begründet liegen, dass die vollständige Fernakkommodation bis zum ursprünglichen Ausgangslevel länger andauert als es in unsere Messphase aufzuzeichnen war.

Der sich verändernde Sphärenwert zeigt deutlich den stattfindenden Akkommodationsprozess während der Messung. Mit dem Anstieg der Sphäre wird eine zunehmende Krümmung der brechenden Medien des dioptrischen Apparates bewiesen, welche aus den anatomisch-physiologischen Grundlagen abgeleitet insbesondere die Linse betrifft.

Der Pupillendurchmesser verringert sich während der Nahakkommodation signifikant. Im Vergleich zur statischen Messung fällt die Größendifferenz in unserer Studie zwischen Nah- und Fernfokussierung mit durchschnittlich 0,31 mm geringer aus. Die Erklärung dafür ist in den bereits für die Sphäre beschriebenen Ursachen zu sehen, welche den Mittelwert absenken. Die Pupillenverkleinerung tritt als physiologischer Begleitprozess bei der Akkommodation auf. Dabei ist das Ausmaß der Pupillenkonstriktion proportional zum Akkommodationslevel (Kasthurirangan & Glasser 2005).

In der Studie von Lopez-Gil et al. wurde nachgewiesen, dass durch die Abnahme des Pupillendurchmessers einem Anstieg der Aberrationen höherer Ordnung entgegengewirkt wird, in dem die besonders aberrationsbelasteten peripheren Linsenareale ausgeblendet werden (Lopez-Gil et al. 2008).

Der  $Z_2^{-2}$ -Koeffizient, welcher den Astigmatismus entlang einer Achse von  $\pm 45^\circ$  repräsentiert, steigt bei Naheinstellung des Auges in positive Richtung (siehe Abbildung 4.22) um



durchschnittlich  $0,018 \mu\text{m}$ . Cheng et al. konnten in ihrer Studie ebenfalls eine Veränderung des Astigmatismus bei Akkommodation nachweisen, jedoch mit individuell verschiedener Richtung (Cheng et al. 2004). Der Grund für die Veränderung des Astigmatismus bei Akkommodation ist möglicherweise in der Krümmungszunahme der Linse oder auch der Hornhaut zu sehen.

Die Hornhautoberfläche ändert nach den Erkenntnissen von He et al. während der Akkommodation signifikant ihre Form und Krümmung. Dabei soll sie in der Peripherie eine stärkere Krümmungszunahme erfahren, während der zentrale Bereich abflacht (He et al. 2003).

Zusätzlich stellt sich während der Nahakkommodationsphase eine deutlich höhere Amplitude bei den Fluktuationsbewegungen des  $Z_2^{-2}$ - Wertes dar. Daraus lässt sich eine größere Schwankungsbreite der Feineinstellung des Auges während der Nahakkommodation im Vergleich zu einer geringeren Amplitude bei Fernfokussierung ableiten. Ähnliche Tendenzen zeigt auch die Sphäre.

Der Defokus ( $Z_2^0$ ) nimmt auch bei der dynamischen Messung während der Nahakkommodation signifikant zu. Der durchschnittliche Anstieg von  $3,132 \mu\text{m}$  liegt allerdings höher als bei der statischen Messung. Die Wellenfrontform des Defokus hat eine kugelartige, sphärische Struktur (vgl. Abbildung 3.6) Der direkte Zusammenhang mit dem Verlauf der Sphäre ist damit erklärt (vgl. Abbildung 4.25). Aufgrund der unterschiedlichen Vorzeichen verlaufen  $Z_2^0$  und Sphäre in gegensätzlicher Richtung. Beide drücken jedoch eine Zunahme der Linsensphärizität während der Akkommodation aus und unterstützen damit die Helmholtz'sche Theorie.

Bei der Koma in  $y$  – Richtung ( $Z_3^{-1}$ ) findet während der Nahakkommodation eine signifikante Verringerung in der  $6 \text{ mm}$  – Gruppe um durchschnittlich  $0,056 \mu\text{m}$  statt, während es gleichzeitig in der  $4 \text{ mm}$  – Fraktion zur Zunahme von  $Z_3^{-1}$  kommt. Diese Diskrepanz ist möglicherweise mit der begleitenden Miosis erklärbar, welche während der Akkommodation auftritt. Dabei werden als erstes die stärker aberrationsbehafteten Zonen in der Peripherie des dioptrischen Apparates ausgeblendet, weshalb es bei ursprünglich größeren Pupillendurchmessern während der Nahfokussierung hier auch zu einer Reduktion von Zernike-Polynomen kommen kann.

Im Gegensatz zur dynamischen Messung liegt beim statischen Untersuchungsmodus eine signifikante Abnahme der Koma in x-Richtung ( $Z_3^1$ ) vor. Beide unterscheiden sich lediglich in deren Orientierung (vgl. Abbildung 3.6). Die Ursache der unterschiedlichen Koma-Richtung während der statischen und dynamischen Messung liegt möglicherweise in einer umschriebenen Rotation der Wellenfront. Diese könnte durch Bewegungen des Auges oder der Linse im Sinne eines kontinuierlichen Such- und Fixierungsprozesses bei der Fokussierung des Nahzieles hervorgerufen und durch die dynamische Messmethode stärker aufgezeichnet worden sein. Dadurch wäre eine unterschiedliche Koma-Richtung erklärbar.

Unabhängig von der Orientierung wird die Koma während der Nahakkommodation jeweils kleiner zugunsten einer zunehmenden sphärischen Komponente der Wellenfront. Auch andere Autoren publizierten signifikante Veränderungen von Koma und sphärischer Aberration bei Akkommodation (Atchison et al. 1995, He et al 2003).

Andere Autoren berichten von einem Anstieg der Koma während der Akkommodation. Dieser könnte nach deren Meinung einer dezentrierten Brechkraftzunahme innerhalb der Linse, einer Lateralbewegung der Linse oder einer Verkipfung der Linse durch asymmetrischen Zonulafaserzug bzw. einer Kombination der genannten Faktoren entsprechen (Garner & Smith 1997, Vilupuru et al. 2004).

Die sphärische Aberration, welche durch den  $Z_4^0$ -Koeffizienten wiedergegeben wird, nimmt während der Nahsicht signifikant zu. Der mittlere Zuwachs beträgt hierbei  $0,178 \mu\text{m}$ . Dabei werden die  $Z_4^0$ -Werte während der Nahakkommodation deutlich negativer. Die Zunahme der Wellenfront - Sphärizität unterstützt ebenfalls die Helmholtz'sche Akkommodationstheorie der stärkeren Linsenkrümmung zur höheren Brechung der Lichtstrahlen bei Nahfokussierung. Übereinstimmende Ergebnisse zur Veränderung der sphärischen Aberration während der Akkommodation hin zu negativeren Werten liegen auch von anderen Autoren vor (Artal et al. 2002, Ninomiya et al. 2002). Nach der Studie von Cheng et al. ist die Richtung der  $Z_4^0$ -Veränderung bei Nahsicht stets negativ und korreliert mit dem Akkommodationslevel. Bei einem Sphärenwert von  $1,7 \text{ dpt}$  soll der  $Z_4^0$ -Koeffizienten null betragen (Cheng et al. 2004).

Der vierachsige Astigmatismus (Quadrafoil) in x – Richtung, wiedergegeben durch den  $Z_4^4$ -Koeffizienten steigt bei Nahakkommodation signifikant an. Der durchschnittliche Zuwachs liegt bei  $0,013 \mu\text{m}$  (Angabe für die 4 mm Gruppe). Der  $Z_4^4$ -Anstieg ist mit jenem der statischen Messung vergleichbar ( $0,011 \mu\text{m}$ ). Die Wellenfront verformt sich demnach bei

Nahfokussierung auch vierachsig astigmatisch (siehe Abbildung 3.6).

Eine weitere signifikante Veränderung während der Nahfokussierung erfährt der  $Z_1^1$ -Wert, welcher die Wellenfrontverkipfung entlang der x-Achse anzeigt. Bei Nahakkommodation ändert sich die Neigung im Mittelwert um  $0,618\mu\text{m}$ . Allerdings ist die Signifikanz nur beim großen Pupillendurchmesser nachweisbar, da in den peripheren Pupillenbereichen auch die Aberrationen stärker werden.

Bei der statischen Messung lässt sich die  $Z_1^1$ -Veränderung nicht feststellen.

Die Neigungsänderung ist durch die physiologische Konvergenzbewegung des Augenbulbus mittels der äußeren Augenmuskulatur während der Nahakkommodation erklärbar. Diese wird während der dynamischen Messung aufgezeichnet und lässt damit auch die Wellenfrontneigung im Vergleich zur statischen Messmodus deutlicher werden.

Insgesamt zeigt sich während der Nahakkommodation eine signifikante Zunahme der Abbildungsfehler, welche sich im Anstieg des Root Mean Square um durchschnittlich  $2,247\mu\text{m}$  ausdrückt. Der Wert liegt bei dynamischer Wellenfrontanalyse etwas höher als im statischen Messmodus. Die Ursache könnte darin begründet liegen, dass bei statischer Messung der Analysedurchmesser einheitlich  $4\text{ mm}$  betrug, während bei dynamischer Analyse auch die  $6\text{ mm}$  Pupillengröße mit in den RMS-Wert einfließt. Damit fallen die stärker aberrationsbehafteten Pupillenrandbereiche mehr ins Gewicht.

Die Aberrationen höherer Ordnung, welche in vorliegender Arbeit Z3 und Z4 umfassen und im RMS-HO - Terminus zusammengefasst sind, nehmen ebenfalls zu (im Mittelwert um  $0,043\mu\text{m}$ ). Eine Signifikanz, wie in der statischen Messung, kann im dynamischen Messmodus nicht ermittelt werden. Ursächlich dafür könnten die über den längeren Zeitraum aufgezeichneten Schwankungen sein, welche den Mittelwert im Vergleich zur Einzelmessung im voll akkommodierten Zustand etwas absenken. Des Weiteren wird bei der dynamischen Wellenfrontmessung deutlich, dass die Werte der 2. Fernphase nicht wieder vollständig auf das Niveau der 1. Fernphase absinken. Der Ferngesamtwert verändert sich dadurch und die Unterschiede zwischen Nah- und Fernsicht reduzieren sich, wodurch die Signifikanz beeinträchtigt wird.

Zur besseren Interpretation der Werte ist die Umrechnung in eine äquivalente sphärische Defokussierung ( $M_E$ ) möglich:

$$M_E = 4 \cdot \sqrt{3} \cdot \frac{RMS}{r^2}$$

Für  $r \approx 2,8\text{mm}$  (durchschnittlicher Pupillenradius aller Probanden bei Nahakkommodation) entspricht der RMS-Wert etwa der  $M_E$  in dpt.

Die Abbildungsfehler zweiter bis vierter Ordnung, integriert im RMS, entsprechen einer sphärischen Defokussierung von  $M_E = 1,98$  dpt.

Für die Aberrationen höherer Ordnung RMS-HO (in vorliegender Arbeit Z3 und Z4), ergibt sich rechnerisch eine sphärische Defokussierung von  $M_E = 0,04$  dpt.

Dies bedeutet im nahakkommodierten Zustand theoretisch eine geringfügige Reduzierung der Abbildungsqualität durch die Aberrationen höherer Ordnung.

Bei der Wellenfrontmessung unter Akkommodationsbedingungen finden sich deutliche Unterschiede zwischen den Wellenfrontprofilen der einzelnen Probanden.

Zwar gibt es signifikante Tendenzen in der Richtung der Veränderung bei den oben genannten Parametern, jedoch reagiert jedes Auge sehr individuell in Ausmaß und Richtung der Wellenfrontanpassung an Nah- und Fernsicht. Auch von anderen Autoren wird diese Varianz der Aberrationen bei Akkommodation beschrieben (Artal et al. 2002, Cheng et al. 2004).

Bei den dynamischen Messungen fallen besonders Fluktuationen der Aberrationen in allen Phasen der Akkommodation auf (vgl. Abbildungen in Kapitel 4.2.4). Diese sind individuell sehr verschieden und lassen oft keinen einheitlichen Trend erkennen. Derartige Mikrofluktuationen während der Akkommodation wurden auch von anderen Autoren beschrieben (Hofer et al. 2001, Kotular & Schor 1986, Toshida et al. 1998). Die Schwankungsbreite der Sphäre wurde mit 0,03 bis 0,5 dpt angegeben. In diesem Bereich bewegen sich auch die Bandbreiten in der vorliegenden Studie. Ursächlich für diese Mikrofluktuationen sollen kleinste Augenbewegungen, Schwankungen in der Tränenfilmstärke, Instabilitäten der Linsenposition oder Inhomogenitäten der Retina sein. Darüber hinaus wird auch dem Herzschlag eine Rolle für Pulsationen im Augeninneren und damit Einfluss auf die Abbildungsfehler zugeschrieben (Schmetterer et al. 1995, Zhu et al. 2004). Stark und Atchison publizierten eine Korrelation von Fluktuationsfrequenz und Akkommodationslevel sowie Pupillengröße (Stark & Atchison 1997). Den Fluktuationen der Aberrationen mit einer Frequenz von bis zu 5Hz werden reduzierende Einflüsse auf die Bildqualität zugeschrieben, welche jedoch keine Ausmaße erreichen die durch das Auge unter normalen Sichtbedingungen wahrgenommen werden (Charman & Heron 1988).

### 5.3.3 Einfluss des Pupillendurchmesser

Im Rahmen der dynamischen Wellenfrontmessung wurde durch Einteilung und Auswertung zweier verschiedener Pupillendurchmesser-Gruppen (4 mm und 6 mm) unter Anwendung einer zweifaktoriellen Varianzanalyse auch der Einfluss der Pupillengröße auf die Wellenfront untersucht.

Nur bei einigen der Zernike-Koeffizienten ließen sich signifikante Wellenfront-Unterschiede in Bezug auf den Pupillendurchmesser nachweisen. Bei all jenen fand sich bei steigender Pupillengröße eine Zunahme der Aberrationen.

$Z_2^0$  (Defokus) zeigte eine durchschnittliche Zunahme um  $0,615 \mu\text{m}$  von 4 mm auf 6 mm Pupillendurchmesser.

Bei  $Z_4^0$  (sphärische Aberration) fällt ebenfalls ein Anstieg (Mittelwert:  $0,024 \mu\text{m}$ ) mit wachsender Pupillengröße auf.

Beide repräsentieren die Sphärizität des dioptrischen Systems. Durch die stärkere Brechung der peripher auf eine Linse auftreffenden Lichtstrahlen kommt es vor allem in den Randbereichen der Pupille zu höheren Aberrationen. Daraus resultiert auch die signifikante Zunahme dieser beiden Zernike-Polynome bei größerer Pupillenweite.

Einen weiteren Wellenfront-Parameter, welcher durch die Pupillengröße beeinflusst wird, stellt  $Z_4^4$  dar. Der vierachsige Astigmatismus in x-Richtung steigt bei zunehmendem Pupillendurchmesser signifikant an. Zwischen 4 mm – und 6 mm – Gruppe beträgt die Differenz von  $Z_4^4$  durchschnittlich  $0,041 \mu\text{m}$ .

Darüber hinaus kommt es auch beim Root Mean Square und RMS Higher-Order, welche die Aberrationen bzw. jene der höheren Ordnung zusammenfassen, bei größerer Pupillenweite zu einem signifikanten Anstieg. Die durchschnittliche Differenz zwischen 4 mm – und 6 mm - Pupille liegt bei  $1,009 \mu\text{m}$  für RMS und bei  $0,286 \mu\text{m}$  für RMS HO.

Zur besseren Interpretation der Werte wird wiederum die Umrechnung in eine äquivalente sphärische Defokussierung ( $M_E$ ) durchgeführt:

$$M_E = 4 \cdot \sqrt{3} \cdot \frac{RMS}{r^2}$$

Für  $r \approx 2,8\text{mm}$  (durchschnittlicher Pupillenradius aller Probanden bei Nahakkommodation) entspricht der RMS-Wert etwa der sphärische Defokussierung in dpt.

Die Zunahme der Abbildungsfehler zweiter bis vierter Ordnung, integriert im RMS, entspricht einer sphärischen Defokussierung von  $M_E = 0,89\text{ dpt}$ .

Für die Aberrationen höherer Ordnung RMS HO (in vorliegender Arbeit Z3 und Z4), ergibt sich rechnerisch eine sphärische Defokussierung von  $M_E = 0,25\text{ dpt}$ .

Damit wird eine signifikante Zunahme der Abbildungsfehler und auch derer höherer Ordnung in der Peripherie des dioptrischen Systems deutlich. Durch Pupillenkonstriktion (Miosis) können die peripheren Aberrationen teilweise ausgeblendet und die optische Qualität des Bildes verbessert werden.

#### 5.3.4 Betrachtung des zeitlichen Ablaufs der Akkommodation

Mit Hilfe der einzelnen Parameter-Verlaufsdigramme (vgl. Abbildungen in Kapitel 4.2.4) wurde der zeitliche Ablauf der Wellenfrontveränderung während des Akkommodationsvorganges analysiert. Die Zernike-Polynome reagierten dabei entweder zeitgleich zur Sphäre oder früher bzw. später als die Sphärenveränderung.

Der zeitliche Akkommodationsablauf wurde zunächst anhand des Sphärenverlaufsdigramms ausgewertet (siehe Abbildung 4.15). Der Prozess der Nahakkommodation (auf rechnerisch 5 dpt) nimmt durchschnittlich 2,45 sek. in Anspruch. Die Fernakkommodation zurück auf das Ausgangsobjekt dauert mit 1,48 sek. etwas kürzer. Es lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Pupillendurchmessergruppen (4 mm und 6 mm) feststellen.

Die gemessenen Akkommodationszeiten liegen etwas oberhalb der in der Literatur publizierten Werte. Die Ursache dafür könnte darin begründet liegen, dass einige Probanden eine gewisse Zeitspanne für das Auffinden des jeweiligen Targets brauchten.

Strasser veröffentlichte Akkommodationszeiten von bis zu 2 Sekunden (Strasser 1993). Elworth et al. untersuchten die Akkommodationsgeschwindigkeit mittels Laser-Optometer und erkannten deren Abhängigkeit von Alter, Raumbeleuchtung und Abstand des Nahzieles vom Auge (Elworth et al. 1986). Eine Geschwindigkeitsabnahme im Alter wurde auch von

Temme und Morris bestätigt (Temme & Morris 1989). Schaeffel et al. konnten durch Infrarot-Photoretinoskopie darüber hinaus eine hohe interindividuelle Variabilität der Akkommodationsgeschwindigkeit feststellen. Die Desakkommodation (nah zu fern) vollzieht sich nach deren Angaben schneller als die Akkommodation (fern zu nah) (Schaeffler et al. 1993). Dieses Resultat kann mit den Ergebnissen unserer Messungen bestätigt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, in welchem zeitlichen Bezug zur Akkommodation der Sphäre die jeweiligen Wellenfrontparameter stehen. Tabelle 14 (siehe im Anhang) zeigt die Zeitdifferenzen der einzelnen Parameter zur Sphäre.

Signifikante zeitliche Unterschiede zum Akkommodationsverlauf der Sphäre wurden beim Pupillendurchmesser und beim  $Z_1^1$ -Koeffizienten (nur bei Fernakkommodation signifikant) festgestellt.

Zunächst sollen die zeitlichen Abfolgen der Wellenfrontparameter-Reaktionen bei Nahakkommodation betrachtet werden.

In Abbildung 5.1 sind diese im Bezug zur Sphärenveränderung ersichtlich.

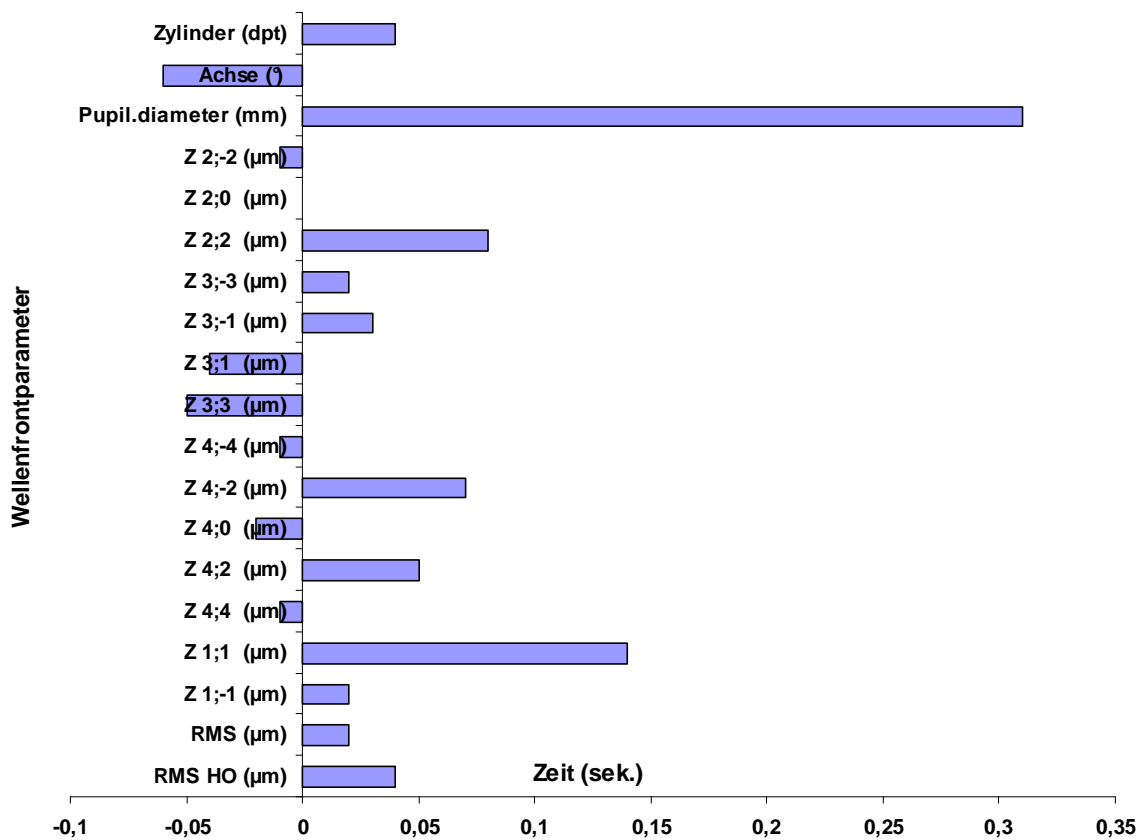


Abbildung 5.1: Zeitabfolge der Wellenfrontreaktion bei Nahakkommodation

Während der Nahakkommodation reagieren Zylinderachse,  $Z_2^{-2}$ ,  $Z_3^1$ ,  $Z_3^3$ ,  $Z_4^{-4}$ ,  $Z_4^0$  und  $Z_4^4$  im Mittelwert früher als die Sphäre. Als erstes verändert sich dabei die Zylinderachse, gefolgt von den Aberrationen 3. Ordnung:  $Z_3^1$  (Koma in x - Richtung) und  $Z_3^3$  (dreiachsiger Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse).

Die sphärische Aberration ( $Z_4^0$ ) reagiert bereits vor der akkommodativen Sphärenveränderung. Die Wellenfrontkonfiguration nimmt also schon vor der kugelartigen Krümmung die charakteristische „Sombrero-Form“ von  $Z_4^0$  ein (vgl. Abbildung 3.6).

Defokus und Sphäre verlaufen exakt synchron, was sich aus deren identischer Wellenfrontform erklärt.

Am spätesten reagieren der Pupillendurchmesser und die Wellenfrontneigung in x-Richtung ( $Z_1^1$ ), mit einer durchschnittlichen Verzögerung von 0,31 sek. bzw. 0,14 sek. zur Sphäre. Die Retardierung der Pupillenveränderung bei Nahakkommodation ist statistisch signifikant.

In der Literatur findet sich ebenfalls eine Latenz der Pupillenkonstriktion zur Akkommodation (Kasthurirangan & Glasser 2005).

Erklärbar sind die zeitliche Verschiebungen durch die Involvierung anderer Muskelgruppen als dem M. ciliaris, welcher die Linsenform steuert. Die Einstellung der Pupillenweite wird durch den M. sphinkter pupillae realisiert. Für die Konvergenzbewegung des Bulbus oculi während der Nahakkommodation, welche der Wellenfrontneigungsänderung ( $Z_1^1$ ) entspricht, sind die äußeren Augenmuskeln wie Mm. rectus superior, inferior et medialis verantwortlich. Durch neuronale Verschaltungen zwischen den einzelnen Systemen kann es zu Verzögerungen in der Reaktion der Muskeln und damit zeitlichen Verschiebungen der Wellenfrontänderung kommen.

Es sollen nun die zeitlichen Abläufe bei Fernakkommodation analysiert werden. In Abbildung 5.2 sind die Wellenfrontreaktionen im Bezug zur Sphärenveränderung dargestellt.

Bei Fokussierung auf das Fernziel treten keine Wellenfrontveränderungen vor der Sphärenreaktion auf. Synchron zur Sphäre reagieren Defokus ( $Z_2^0$ ) und die Wellenfontneigung entlang der y-Achse ( $Z_1^{-1}$ ).

Die zeitgleiche Veränderung der Wellenfrontneigung in y-Richtung ist durch die Suchbewegung des Auges nach dem Fernziel erklärbar.



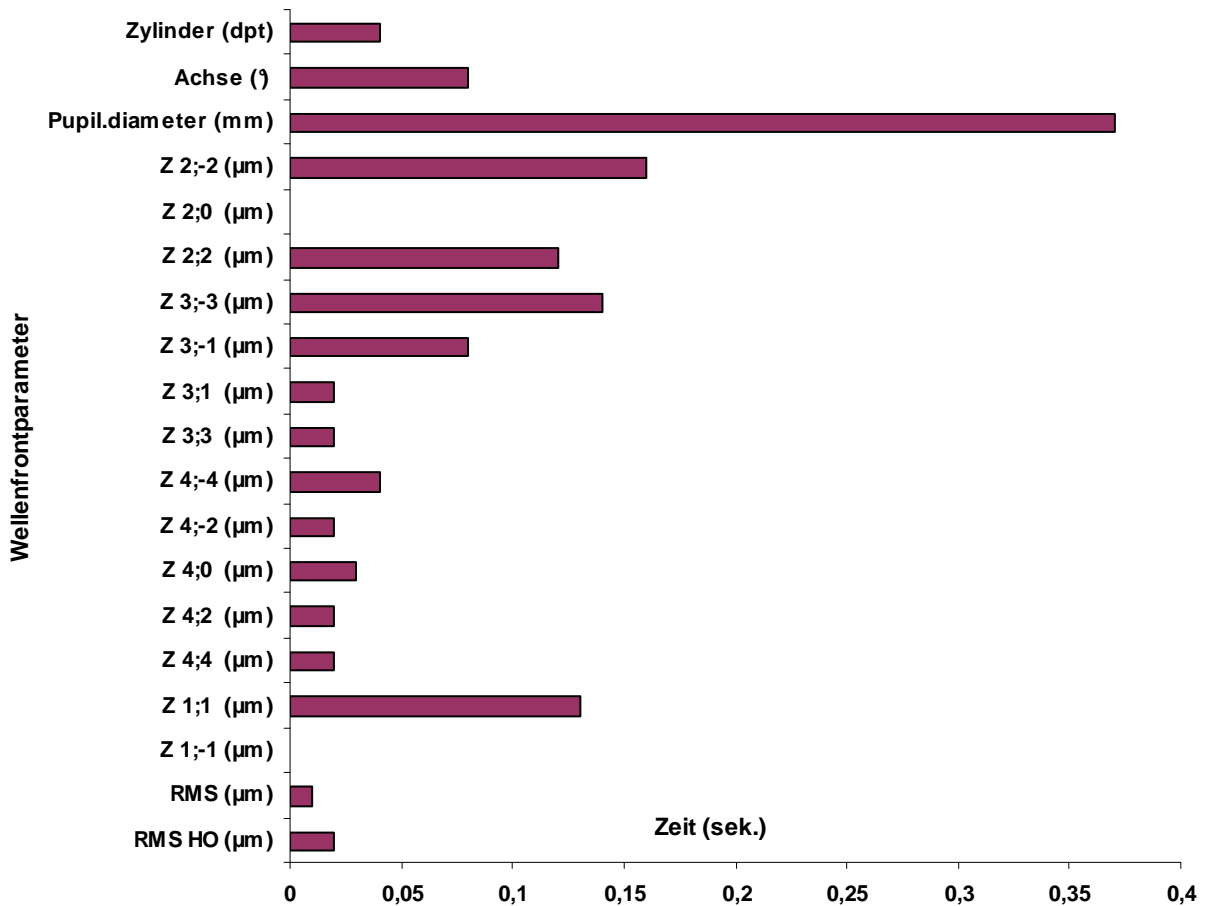


Abbildung 5.2: Zeitabfolge der Wellenfrontreaktion bei Fernakkommodation

Statistisch signifikante zeitliche Abweichungen zur Sphärenbewegung sind bei Pupillendurchmesser und Wellenfrontneigung entlang der x-Achse ( $Z_1^1$ ) nachweisbar. Deren Verzögerung von durchschnittlich 0,37 sek. bzw. 0,14 sek. ist bei Nah- und Ferneinstellung jeweils vergleichbar groß. Damit scheint die neuronale Verschaltung für Miosis und Konvergenz bei Akkommodation und Desakkommodation die gleiche Zeitdauer in Anspruch zu nehmen. Die Konvergenzreaktion des Auges verläuft dabei deutlich eher als die Pupillenkonstriktion.

Auch in der Literatur sind zeitliche Latenzen von Konvergenzbewegung und Akkommodation beschrieben. Diese sollen 0,5 bis 1 sek. betragen (Tondel & Candy 2008).

$Z_4^0$  reagiert bei Fernsicht im Gegensatz zur Naheinstellung später als die Sphäre. Das lässt auf eine Umwandlung der Wellenfront von zunächst kugelförmig auf dann „Sombbrero-artig“, also in umgekehrter Weise zur Nahakkommodation schließen.

Die Aberrationsmarker RMS und RMS Higher-Order zeigen bei Nah- und Fernsicht eine verzögerte Veränderung im Bezug zur Sphäre. Dabei verlaufen deren Reaktionen bei der Fernakkommodation jeweils doppelt so schnell wie bei der Naheinstellung (siehe Tabelle 14 im Anhang).

Der Nahakkommodationsvorgang benötigt demnach mehr Zeit für die Feineinstellung der Linsenumformung. Eine denkbare Ursache liegt in der Anpassung der Ziliarmuskelspannung an die Bildschärfe auf der Netzhaut, was als rückkoppelnder Prozess abläuft. Die Entspannung des Ziliarmuskels und damit ebenso die Abflachung der Linse erfolgen eher und brauchen nur halb so viel Zeit wie die Aktivierung des Ziliarmuskels.

#### **5.4 Interpretation der Ergebnisse im Bezug zu Akkommodationstheorien**

Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sollen die beiden kontrovers diskutierten Akkommodationstheorien von Schachar und von Helmholtz betrachtet werden, welche bereits im Kapitel 1.4 beschrieben sind. Die stärkeren Mikrofluktuationen der einzelnen Zernike-Polynome als auch der Sphäre während der Nahakkommodation sprechen für eine erhöhte Anspannung des Ziliarmuskels. Die höheren Mikrofluktuationen bei zunehmendem Akkommodationslevel wurden bereits von anderen Autoren publiziert (Kotulak & Schor 1986, Toshida et al. 1998). Der kontrahierte Muskel zeigt stärkere Spannungsschwankungen und Amplituden als der erschlaffte. Durch die kontinuierliche Rückkopplung der Netzhautbildschärfe mit der Ziliarmuskelspannung sind in allen Fern- und Nahsichtphasen Fluktuationen bei sämtlichen Aberrationsparametern erkennbar. Diese sind jedoch bei Nahakkommodation vor allem bei der Sphäre am größten, was auch an der höheren Standardabweichung in dieser Phase zu erkennen ist. Hier wird dem Auge die höchste Fokussierungsleistung abverlangt. Die erhöhte Ziliarmuskelspannung bei Nahakkommodation ist sowohl mit der Helmholtz-Theorie als auch mit dem Schachar-Modell vereinbar. Bei der ersteren führt diese zur Entspannung der Zonulafasern sowie Krümmungszunahme der Linse entsprechend ihrer Elastizität. Bei letzterer tritt durch Zug auf die äquatorialen Zonulafasern ein Krümmungsanstieg vor allem im Linsenzentrum auf.

Darüber hinaus unterstützt die im Vergleich zum Akkommodationsprozess schnellere Desakkommodation die Theorie der Ziliarmuskelkontraktion bei Nahsicht. Die Anspannung des Ziliarmuskels bei Nahfokussierung braucht mehr Zeit als dessen Erschlaffen und damit

Abflachen der Linse (vgl. Kapitel 5.3.4). Sowohl Schachar's Modell als auch das von Helmholtz erwähnen eine solche Muskelkontraktion bei Akkommodation. Es lässt sich also mit den vorhandenen Ergebnissen keine der beiden Theorien ablehnen.

In der vorliegenden Arbeit zeigt sich bei Nahfokussierung des Auges eine signifikante Zunahme von Sphäre,  $Z_2^0$  und  $Z_4^0$ . Es wird hierdurch eine Zunahme der Sphärizität des dioptrischen Apparates deutlich, und die Brechkraftzunahme der Linse wird bestätigt. Damit ist eine Akkommodationsleistung der untersuchten Augen nachgewiesen und oben genannten Theorien werden unterstützt.

Es wurden in zahlreichen weiteren Studien die Aberrationen während der Akkommodation untersucht. Die sphärische Aberration ( $Z_4^0$ ) zeigte dabei eine besonders ausgeprägte Veränderung mit Tendenz in den negativen Messbereich (Atchison et al. 1995, Cheng et al. 2004, He et al. 2000, Ivanoff 1947, Jenkins 1963, Koomen et al. 1949, Lopez-Gil et al. 1998 und 2008, Ninomiya et al. 2002, Pallikaris et al. 2001, van den Brink 1962).

Diese Erkenntnis konnte in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Auch bei unseren Messungen nahm  $Z_4^0$  während der Nahakkommodation negative Werte an.

In vitro Untersuchungen mit menschlichen Linsen zeigten ebenfalls eine Zunahme der negativen sphärischen Aberration bei nachlassender Zonulaspannung und damit akkommodativer Formumwandlung der Linse (Glasser & Campbell 1998).

Darüber hinaus erfolgten Wellenfrontanalysen an iridektomierten (entspricht einer operativen Entfernung der Iris) Rhesusaffen zur Quantifizierung der Aberrationen in den peripheren Linsenarealen, bis acht Millimeter Pupillendurchmesser. Im zentralen Abschnitt der Pupille kam es zu einer besonders starken Zunahme der Brechkraft, während die Veränderung im peripheren Linsenbereich geringer ausfiel (Vilupuru et al. 2004).

Auch diese Erkenntnisse lassen sich aus unseren Ergebnissen reproduzieren. Es konnte eine signifikante Abhängigkeit vor allem der sphärischen Wellenfrontparameter ( $Z_2^0$  und  $Z_4^0$ ) als auch der Aberrationen gesamt (RMS) vom Pupillendurchmesser nachgewiesen werden.

Von Vilupuru et al. wurde der Analysedurchmesser 1 mm - schrittweise reduziert und dabei festgestellt, dass mit abnehmender Pupillengröße sich der RMS kontinuierlich verringert und dabei die Bildqualität zunehmend verbessert wird.

Bei Akkommodation wurde in dieser Arbeit ebenso eine signifikante Zunahme der Aberrationen (RMS) belegt.

Der Anstieg der Aberrationen während der Akkommodation wird also durch zeitgleiche

Pupillenkonstriktion im normalen Auge partiell kompensiert. Damit wird zu einer kontinuierlichen Abbildungsqualität beigetragen (Lopez-Gil et al. 2008, Vilupuru et al. 2004). Erst bei einer Pupillengröße unter drei Millimeter spielen außer der unvermeidlichen Lichtwellenbeugung (Diffraktion) monochromatische Aberrationen keine Rolle mehr (Walsh & Charman 1985).

Die beste Bildqualität des Auges mit den geringsten Aberrationen besteht in Akkommodationsruhelage (Burns 2000, He et al. 2000).

Es muss in Betracht gezogen werden, dass zu einem gewissen Maß (sphärische) Aberrationen auch eine ausbalancierende Wirkung auf Fokusänderungen im akkommodierenden Auge haben können (Walsh & Charman 1985).

Fernandez und Artal kommen in ihrer Studie zu der Schlussfolgerung, dass monochromatische Aberrationen einen beschleunigenden Einfluss auf die Akkommodation haben. Mit Hilfe von adaptiven Optiken neutralisierten sie kontinuierlich und synchron die asymmetrischen Aberrationen (Astigmatismus, Koma und Trefoil) während des Akkommodationsvorganges. Dabei zeigte sich eine signifikante Verlangsamung des Akkommodationsprozesses. Die Präzision der Nahfokussierung blieb allerdings unbeeinträchtigt (Fernandez & Artal 2005).

Ähnliche Erkenntnisse konnten Gamba et al. erzielen, indem sie durch Verstärkung bestimmter Aberrationen mittels adaptiver Optiken positive Einflüsse auf die Akkommodation erreichten. Dies gelang vor allem bei zusätzlich verstärkter negativer sphärischer Aberration (Gamba et al. 2009).

Andere Autoren fanden hingegen keine signifikante Änderung der Akkommodation in einem schmalen Defokusbereich nach Korrektur aller monochromatischer Aberrationen (Chen et al. 2002), konnten aber einen unterstützenden Effekt der Aberrationen höherer Ordnung für die Akkommodation zumindest für einige Individuen bestätigen (Chen et al. 2006).

Chin et al. wiesen die Wichtigkeit der Aberrationen für die Bestimmung der Akkommodationsrichtung des Auge nach (Chin et al. 2009).

Der Defokus allein liefert dem Auge nicht die vollständige Information der Akkommodationsrichtung (Smithline 1974). Jedoch akkommodiert das dioptrische System unter normalen Bedingungen zum korrekten Fokus. Eine Reihe weiterer Informationen werden für die exakte Fokussierung genutzt. Dabei spielen die subjektive Distanzwahrnehmung, Kenntnis der Gegenstandsgröße, sowie die Betrachtungsperspektive eine Rolle (Ciuffreda 1991). Auch chromatische Aberrationen (Aggarwala et al. 1995) und Mikrofluktuationen der Akkommodation nehmen fördernden Einfluss auf die Nah-

/Fernfokussierung (Charman & Heron 1988). Von den monochromatischen Abbildungsfehlern soll vor allem die sphärische Aberration Asymmetrien in der retinalen Abbildung erzeugen und dadurch die Akkommodationsrichtung vorgeben (Fincham 1951).

Wilson et al. analysierten die Sensitivität des Auges bei der Wahrnehmung von Abbildungsasymmetrien, hervorgerufen durch monochromatische Aberrationen höherer Ordnung. Dabei wurde durch Steigerung der Aberrationen eine bessere Erkennung der Fokussierungsrichtung erzielt (Wilson et al. 2002).

Lopez-Gil et al. untersuchten den Einfluss des Alters auf die Aberrationsänderung bei Akkommodation und stellten dabei fest, dass die sphärische Aberration bei Nahakkommodation negativer wird, und zwar in höherem Alter stärker als bei jungen Probanden (Lopez-Gil et al. 2008).

Die Ergebnisse belegen, dass monochromatische Aberrationen eine unterstützende Rolle im Mechanismus der Akkommodation spielen.

Im visuellen System des Auges tritt neben Akkommodation auch Pseudoakkommodation auf. Als Pseudoakkommodation wird die Fähigkeit bezeichnet, sowohl Gegenstände in der Ferne als auch in der Nähe ohne aktive Brechkraftänderung des Auges hinreichend scharf erkennen zu können.

Dabei werden nicht die optischen Eigenschaften geändert sondern, lediglich eine gewisse optische Verschmierung des Fokus über einen bestimmten Tiefenbereich genutzt. Die Pseudoakkommodation hängt u.a. ab von der Pupillenweite, dem Astigmatismus und der sphärischen Aberration. Pseudoakkommodation spielt vor allem bei Presbyopie eine wichtige Rolle, da sie auch bei nachlassender Linsenelastizität eine begrenzte Nahfokussierung ermöglicht. Man kann stark asphärische Intraokularlinsen berechnen, die mehrere Dioptrien Pseudoakkommodation allein mittels sphärischer Aberration erlauben.

Insbesondere die Induktion von negativer sphärischer Aberration ist ein wichtiges Prinzip bei der Entwicklung neuer pseudoakkommodativer Verfahren wie intraokulare Implantate oder Lasertherapie. Oberflächenmodifizierte Intraokularlinsen mit negativer sphärischer Aberration korrigieren die positive sphärische Aberration des alternden Auges. Das Ergebnis ist ein schärferes, kontrastreicheres Bild und ein insgesamt besserer funktioneller Visus.

Die negative sphärische Aberration stellt ebenfalls ein wichtiges Merkmal bei der myopisierenden Kernkatarakt dar und wird als Pseudoakkommodationsmaßnahme der Evolution diskutiert.

## 5.5 Mögliche Fehlerquellen bei den Messungen

Die während der Wellenfrontanalyse möglicherweise aufgetretenen Fehlerquellen sollen im Folgenden diskutiert werden.

Zunächst wurde für die Aberrationsmessungen unter Akkommodationsbedingungen ein eigens entwickelter Geräteaufsatz zum Einspiegeln von Fokussierungszielen angefertigt.

Ein fehlerhafter Einfluss desselben konnte statistisch ausgeschlossen werden (siehe Kapitel 3.3.2; 4.1.2 und 4.2.2). Trotz vorherigem Probedurchlauf hatten einige Probanden Schwierigkeiten sofort auf das Nahziel zu fokussieren.

Auch bestanden Unterschiede im Visus, obgleich sich diese alle noch im emmetropen Bereich bewegten (vgl. Kapitel 3.2.1 und 3.2.2).

Aufgrund der Geräteverfügbarkeit, sowie der terminlichen Einschränkungen bei den Probanden, konnten die Messungen nicht immer zur selben Tageszeit durchgeführt werden. Es wurden in anderen Studien tageszeitliche Schwankungen im Wellenfrontprofil festgestellt, welche Einfluss auf die Messungen haben könnten (Hofer et al. 2001).

Die Messgenauigkeit des WASCA Wavefront Analyzers liegt bei 0,15 dpt. Es wurden deshalb immer drei Einzelmessungen pro Auge durchgeführt, um durch Mittelwertberechnung Fehler abzumindern.

Da während des dynamischen Messvorganges an der WASCA keine Nachkorrektur der Messfeldausrichtung möglich ist, musste das Gerät vorher so präzise wie möglich auf das Auge ausgerichtet werden. Für die Dauer der Messung durften möglichst keine Augenbewegungen stattfinden, um nicht die Sehachse aus der Messachse zu verschieben. Aufgrund der wechselnden Fixierung auf Nah- und Ferntarget kam es bei einigen Probanden zu geringen Abweichungen der Pupille aus dem Messfeld, so dass die dynamische Messung in manchen Fällen wiederholt werden musste. Da geringe Dezentrierungen von Seh- und Messachse bei dynamischer Wellenfrontanalyse nicht immer vermeidbar waren, sind hier diskrete Messfehler nicht sicher auszuschließen.

Unbewusste minimale Bewegungen des Probandenauges während der dynamischen Wellenfrontmessung können ebenfalls zu Abweichungen der Messachse führen und damit die Ergebnisse beeinflussen. Es ist anzunehmen, dass aufgrund dessen bei manchen Parametern signifikante Ergebnisse nur im statischen Messmodus erreichbar waren.

## 6 Schlussfolgerungen

Jedes Auge besitzt individuelle Abbildungsfehler (=Aberrationen). Diese sind nicht konstant sondern verändern sich kontinuierlich. Aberrationen können gemessen und in Wellenfronten dargestellt werden.

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung der Wellenfront des menschlichen Auges bei Nah- und Fernakkommodation.

Mit dem WASCA Wavefront Analyzer konnte während des Akkommodationsvorganges eine objektive statische und dynamische Wellenfrontbestimmung realisiert werden.

Dabei wurden anhand der erhobenen Daten zahlreiche Veränderungen der Aberrationen des Auges festgestellt.

Insgesamt kommt es bei Akkommodation, also der Fokussierung des Auges auf Nahobjekte zu folgenden signifikanten Veränderungen:

Die Wellenfront bekommt eine stärker sphärische Form.

Der Pupillendurchmesser verkleinert sich.

Die Wellenfrontneigung ändert sich im Sinne einer akkommodativen Konvergenz der optischen Achsen der Augen.

Der Astigmatismus (=Stabsichtigkeit) des Auges reduziert sich.

Die Koma (=Asymmetriefehler) der Wellenfront verringert sich.

Sekundärer und vierachsiger Astigmatismus werden größer.

Die Gesamtaberrationen sowie auch die Abbildungsfehler höherer Ordnung nehmen während der Nahakkommodation zu.

Rechnerisch ergibt sich daraus eine Reduzierung der Abbildungsqualität auf der Netzhaut.

Der Einfluss auf die subjektive Bildqualität des Betrachters sollte Gegenstand weiterführender Studien sein.

Mit der modernen wellenfrontgesteuerten refraktiven Laserchirurgie können Aberrationen korrigiert werden. Die Veränderung der Abbildungsfehler bei Nah- und Fernsicht stellen jedoch für die Methodik noch immer eine Herausforderung dar.

Darüber hinaus wurde der Einfluss der Pupillengröße auf die monochromatischen Abbildungsfehler mittels Vergleich zweier unterschiedlicher Analysedurchmesser (4 mm und 6 mm) untersucht. Dabei wurde bei vor allem bei den sphärischen Wellenfrontparametern ( $Z_2^0$ )

und  $Z_4^0$ ) eine Zunahme bei steigendem Pupillendurchmesser nachgewiesen. Auch der vierachsige Astigmatismus zeigt eine signifikante Steigerung bei wachsender Pupillengröße. Die Gesamtaberrationen (RMS), sowie die Abbildungsfehler höherer Ordnung (RMS-HO) nehmen ebenfalls zu.

Durch die physiologische Pupillenverengung während der Akkommodation werden die wachsenden Abbildungsfehler zumindest partiell kompensiert.

Des Weiteren konnte mittels dynamischen Messmodus der zeitliche Ablauf der Wellenfrontänderungen während der Akkommodation analysiert werden.

Dabei fanden sich nur bei der Änderung des Pupillendurchmessers sowie der Wellenfrontneigung ( $Z_1^1$ , Neigung entlang der x-Achse) signifikante Verzögerungen von durchschnittlich 0,31 sek. bzw. 0,14 sek. in Relation zur Sphärenreaktion bei Nah- und Fernakkommodation.

Darüber hinaus fiel bei Nahakkommodation ein diskreter zeitlicher Vorsprung der Aberrationen 3. Ordnung ( $Z_3^1$ , Koma in x-Richtung: 0,04 sek. und  $Z_3^3$ , dreiachsiger Astigmatismus mit Basis auf der x-Achse: 0,05 sek.) auf. Alle anderen Aberrationen reagierten entweder zeitgleich oder leicht verzögert zur Sphäre ohne zeitliche Signifikanz.

Bei Fernakkommodation treten keinerlei Aberrationsänderungen vor der Sphärenreaktion auf.

Es konnte damit erstmals gezeigt werden, dass bei der Veränderung der monochromatischen Aberrationen höherer Ordnung des Auges während der Akkommodation keine signifikanten zeitlichen Differenzen zur Sphäre bestehen.



## 7 Literaturverzeichnis

Aggarwala KR, Kruger ES, Mathews S, Kruger PB. 1995. Spectral bandwidth and ocular accommodation. *JOSA A*, 12:450-455.

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):988-92.

Applegate RA. 2000. Limits to vision: can we do better than nature? *J Refract Surg*;16(5):S547-51.

Applegate RA, Sarver EJ, Khemsara V. 2002. Are all aberrations equal? *J Refract Surg*; 18(5):S556-62.

Artal P. et al 1988. Retrieval of wave aberrations of human eyes from actual point-spread-data. *Journal of the optical Society of America A*; Vol.5:1201-1206.

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

Artal P, Fernandez EJ, Manzanera S. 2002. Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg*; 18(5):563-566.

Artal P, Chen L, Fernandez EJ, Singer B, Manzanera S, Williams DR. 2004. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *J. Vision* 4:281-287.

Atchison DA, Collins MJ, Wildsoet CF, Christensen J, Waterworth MD. 1995. Measurement of monochromatic ocular aberrations of human eyes as a function of accommodation by the Howland aberroscope technique. *Vision Res.*; 35(3):313-23.

Augustin AJ. 2000. Hrsg. *Augenheilkunde*. Zweite Aufl. Heidelberg: Springer Verlag.

Barraquer JJ. 1965. Autokeratoplasty with optical carving for the correction of myopia (Keratomileusis). *An Med Espec*; 51(1):66-82.

Born M, Wolf E. 1970. *Principles of Optics*. Oxford: Pergamon.

Brown NP. 1973. The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation. *Exp Eye Res*; 15: 441-459.

Burns SA. 2000. The spatially resolved refractometer. *J Refract Surg*; 16(5):S566-9.

Castejón-Mochón JF, López-Gil N, Artal AB and P. 2002. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Research*, 42(13): 1611-1617.

Charman WN. 1991. Wavefront aberration of the eye: a review. *Optom Vis Sci*, 68:574-583.

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

Chen L, Kruger PB, Williams DR. 2002. Accommodation without higher-order monochromatic aberrations. *Invest Ophthalmol Visual Sci Suppl*, 43:956.

Chen L, Kruger PB, Hofer H, Singer B, Williams DR. 2006. Accommodation with higher-order monochromatic aberrations corrected with adaptive optics. *JOSA A Opt Image Sci Vis*;23(1):1-8.

Cheng X, Bradley A, Hong X, Thibos LN. 2003. Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye. *Optom Vis Sci*. 80: 43-49.

Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, Marsack JD, Kasthurirangan S, Applegate RA, Roorda A. 2004. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis*, 16(4):272-80.

Chin SS, Hampson KM, Mallen EA. 2009. Role of ocular aberrations in dynamic accommodation control. *Clin Exp Optom.*; 92(3):227-37.

Ciuffreda KF. 1991. Accommodation and its anomalies In: Cronly-Dillon JR, Hrsg. Vision and Visual Dysfunction. Macmillan.

Dubbelman M, Van der Heijde GL, Weeber HA, Vrensen GFJM. 2003. Changes in the internal structure of the human crystalline lens with age and accommodation. *Vision Res*; 43: 2363-2375.

Dubbelman M, van der Heijde GL, Weeber HA. 2005. Changes in shape of the aging human crystalline lens with accommodation. *Vision Res*; 45: 117-132.

Duane A. 1922. Studies in monocular and binocular accommodation with their clinical applications. *Amer J Ophthalmol*, 5:865-877.

Elworth CL, Larry C, Malmstrom FV. 1986. Age, degraded viewing environments, and the speed of accommodation. *Aviat Space Environ Med.*; 57(1):54-8.

Endl MJ, Martinez CE, Klyce SD, McDonald MB, Coopender SJ, Applegate RA, Howland HC. 2001. Effect of larger ablation zone and transition zone on corneal optical aberrations after photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol*; 119: 1159-1164.

Fernandez EJ, Manzanera S, Piers P, Artal P. 2002. Adaptive Optics visual simulator. *J. Refract Surg*, 18:634-638.

Fernandez EJ, Artal P. 2005. Study on the effects of monochromatic aberrations in the accommodation response by using adaptive optics, *JOSA A* 22(9):1732-1738.

Fincham EF. 1951. The accommodation reflex and its stimulus. *Br. J. Ophthalmol.* 35:5-80.

Fraunhofer J. 1823. *Astronomische Abhandlungen, nach Helmholtz' Handbuch der physiologischen Optik.*

Gambra E, Sawides L, Dorronsoro C, Marcos S. 2009. Accommodative lag and fluctuations when optical aberrations are manipulated.

*Vis*; 9(6):4.1-15.

Garner LF, Smith G. 1997. Changes in equivalent and gradient refractive index of the crystalline lens with accommodation. *Optometry and Vision Science* 4:114-119.

Giessler S, Hammer T, Duncker GI. 2002. Aberrometrie unter Mydriasis. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 219(9):655-9.

Glasser A, Campbell MC. 1998. Presbyopia and optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Research*, 38:209-229.

Glasser A, Kaufman PL. 1999. The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology*, 106(5):863-7.

He JC, Burns SA, Marcos S. 2000. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Research*, 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(7):456-63.

Hecht E (2001). *Optik*. 3. Auflage - Oldenburg Verlag - München/Wien

Helmholtz von, H. 1855. Über die Akkommodation des Auges. *Graefes Arch f Ophthalm.*1: 1-74.

Helmholtz von, H. 1856. *Handbuch der physiologischen Optik*, 3. Auflage. Leipzig: Voss

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

Holm S. 1979. A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scandinavian Journal of Statistics* 6, 65-70.

Howland HC. 2002. Higher order wave aberration of eyes. *Ophthalmic Physiol Opt*; 22(5):434-9.

Howland B and Howland HC. 1976. Subjective measurement of higher-order aberrations of the eye. *Science*; 193:580-582.

Howland HC and Howland B. 1977. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am*, 67(11):1508-18.

Ivanoff A. 1947. On the influence of accommodation on spherical aberration in the human eye, an attempt to interpret night myopia. *JOSA*, 37:730-731.

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

Jenkins TC. 1963. Aberrations of the eye and their effects on vision. Part 1. *The British Journal of Physiological Optics*, 20:59-91.

Kasthurirangan S, Glasser A. 2005. Characteristics of pupil responses during far-to-near and near-to-far accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt*; 25(4):328-39.

Keir NJ, Simpson T, Jones LW, Fonn D. 2009. Wavefront-guided LASIK for myopia: effect on visual acuity, contrast sensitivity, and higher order aberrations. *J Refract Surg*; 25(6):524-33.

Koomen M, Tousey R, Scolnik R. 1949. The spherical aberration of the eye. *JOSA*, 39:370-376.

Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. 1997. Accommodation and presbyopia in the human eye. Changes in the anterior segment and crystalline lens with focus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*; 38: 569-578.

Kotulak JC, Schor CM. 1986. Temporal variations in accommodation during steady-state conditions. *J Opt Soc Am A*; 3(2):223-7.

Krauss JM, Puliafito CA, Steinert RF. 1986. Laser interactions with the cornea. *Surv Ophthalmol*, 31(1):37-53.

Larry N, Thibos OhD, Hong F. 1999. Clinical Applications of the Shack-Hartmann Aberrometer. *Optom Vis Sci*, 76:817-825.

Lemm D, Jurkutat S, Dawczynski J, Vollandt R, Strobel J. 2010. The influence of eye movements on monochromatic wavefront aberrations. *Ophthalmologe*, 2010 Apr 16. [Epub ahead of print].

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

Lim KL, Fam HB. 2009. Ethnic differences in higher-order aberrations: Spherical aberration in the South East Asian Chinese eye. *J Cataract Refract Surg*; 35(12):2144-8.

Lommel E. 1913. *Chr. Huygens Abhandlungen über das Licht*. 3.Aufl. Ostwalds Klass. Nr. 20.

Lopez-Gil N, Iglesias I, Artal P. 1998. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation, *Vision Research*, 38:2897-7907.

López-Gil N, Fernández-Sánchez V, Legras R, Montés-Micó R, Lara F, Nguyen-Khoa JL. 2008. Accommodation-related changes in monochromatic aberrations of the human eye as a function of age. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 49(4):1736-43.

Marcos S, Barbero S, Llorente L, Merayo-Llodes J. 2001. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*; 42: 3349-3356.

MacRae SM, Schwiegerling J, Snyder R. 2000. Customized corneal ablation and supervision. *J Refract Surg*; 16: S230-S235.

Merkle F. 1988. Aktive und adaptive Optik in der Astronomie. *Physikalische Blätter*, 44(12):.439-446.

Mierdel P, Krinke HE, Wiegand W, Kaemmerer M, and Seiler T. 1997. Messplatz zur Bestimmung der monochromatischen Aberration des menschlichen Auges. *Ophthalmologie*, 94:441-445.

Miller D. 1991. "Optics and Refraction" In: Gower Medical Publishing, New York , London.

Millodot M, Thibault C. 1985. Variation of astigmatism with accommodation and its relationship with dark focus. *Ophthalmic Physiol Opt*; 5: 297-302.

Moreno-Barriuso E, Lloves JM, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. 2001. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci*; 42: 1396-1403.

Mrochen M, Kaemmerer M, Seiler T. 2000. Wavefront-guided laser in situ keratomileusis: early results in three eyes. *J Refract Surg*;16(2):116-21.

Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Seiler T. 2001. Increased higher-order optical aberrations after laser refractive surgery: a problem of subclinical decentration. *J Cataract Refract Surg*; 27(3):362-9.

Mrochen M, Krueger RR, Bueeler M, Seiler T. 2002. Aberration-sensing and wavefrontguided laser in situ keratomileusis: management of decentered ablation. *J Refract Surg*; 18: 418-429.

Mrochen M, Donitzky C, Wullner C, Loffler J. 2004. Wavefront-optimized ablation profiles: theoretical background. *J Cataract Refract Surg*; 30: 775-785.

Müller M, Strobel J. 2007. Mechanism of accommodation of human eye--some new aspects. *Klin Monbl Augenheilkd*; 224(8):653-8.

Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. 1988. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 14(1):46-52.

Ninomiya S, Fujikado T, Kuroda T, Maeda N, Tano Y, Oshika T, Hirohara Y, Mihashi T. 2002. Changes of ocular aberration with accommodation. *JOSA*, 134:924-926.

Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC. 1999. Changes in corneal wavefront aberrations with aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40(7): 1351-5.

Oshika T. 2004. Quantitative assessment of quality of vision. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi*; 108(12):770-807; discussion 808.

Pallikaris LG, Papatzanaki ME, Stathi EZ, Frenschok O, Georgiadis A. 1990. Laser in situ keratomileusis. *Lasers Surg Med*, 10(5):463-8.

Pallikaris LG, Panagopoulou SI, Siganos CS, Molebny VV. 2001. Objective measurement of wavefront aberrations with and without accommodation. *Journal of Refractive Surgery*, 17:602-607.

Panagopoulou SI, Pallikaris IG. 2001. Wavefront customized ablations with the WASCA Asclepion workstation. *J Refract Surg*;17: S608-S612.

Piers PA, Manzanera S, Prieto PM, Gorceix N, Artal P. 2007. Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration. *J Cataract Refract Surg*, 33(10):1721-6.

Pierscionek BK, Popiolek-Masajada A, Kasprzak H. 2001. Corneal shape change during accommodation. *Eye*; 15: 766-769.

Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. 2001. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 18(8): 1793-803.

Rocha KM, Vabre L, Harms F, Chateau N, Krueger RR. 2007. Effects of Zernike wavefront aberrations on visual acuity measured using electromagnetic adaptive optics technology. *J Refract Surg*, 23(9):953-9.

Rouger H, Benard Y, Legras R. 2009. Effect of Monochromatic Induced Aberrations on Visual Performance Measured by Adaptive Optics Technology. *J Refract Surg*; 11:1-10.

Sachsenweger M, Hrsg. 1994. *Augenheilkunde Stuttgart*: Hippokrates Verlag.



Schachar RA, Anderson DA. 1992. The mechanism of ciliary muscle function. *Ann Ophthalmol*, 27(3): 126-32.

Schachar RA, Cudmore DP, Black TD. 1993. Experimental support for Schachar's hypothesis of accommodation, *Ann Ophthalmol*, 25(11):404-9.

Schachar RA, Tello C, Cudmore DP, Liebmann JM, Black TD, Ritch R. 1996. In vivo increase of the human lens equatorial diameter during accommodation. *Am J Physiol*, 271(3 Pt 2): 670-6.

Schachar RA. 2004. Qualitative Effect of Zonular Tension on Freshly Extracted Intact Human Crystalline Lenses: Implications for the Mechanism of Accommodation. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 45:2691-2695.

Schachar RA, Koivula A. 2008. The stress on the anterior lens surface during human in vivo accommodation. *Br J Ophthalmol*, 92(3):348-50.

Schaeffel F, Wilhelm H, Zrenner E. 1993. Inter-individual variability in the dynamics of natural accommodation in humans: relation to age and refractive errors. *J Physiol.*; 461:301-20.

Schmetterer LF, Lexer F, Unfried CJ, Sattmann H, Fercher AF. 1995. Topical measurement of fundus pulsation. *Opt Eng*, 34:711-716.

Schmidt RF, Thews G. 1997. *Physiologie des Menschen*. Springer Verlag

Schwiegerling J. 2000. Theoretical limits to visual performance. *Surv Ophthalmol*; 45(2):139-46.

Schwiegerling J, Snyder RW. 2000. Corneal ablation patterns to correct for spherical aberration in photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg*; 26: 214-221.

Seiler T, Mrochen M, Kaemmerer M. 2000. Operative correction of ocular aberrations to improve visual acuity. *J Refract Surg*;16(5):S619-22.

Seiler T, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE. 2000. Ocular optical aberrations after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. *Arch Ophthalmol*; 118: 17-21.

Slade S. 2004. Contralateral comparison of Alcon CustomCornea and VISX CustomVue wavefront-guided Laser in situ keratomileusis: one month results. *J Refract Surg*; 20: S601-S605.

Smirnov MS. 1961. Measurement of the wave aberrations of the human eye. *Biofizika*, 6:776-795.

Smithline LM. 1974. Accommodative response to blur. *JOSA*, 64:1512-1516.

Solomon KD, Fernández de Castro LE, Sandoval HP, Biber JM, Groat B, Neff KD, Ying MS, French JW, Donnenfeld ED, Lindstrom RL; Joint LASIK Study Task Force. 2009. LASIK world literature review: quality of life and patient satisfaction. *Ophthalmology*; 116(4):691-701.

Stark LR, Atchison DA. 1997. Pupil size, mean accommodation response and the fluctuations of accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt*; 17(4):316-23.

Strasser H. 1993. Beleuchtung. Kap. 2.5.3. In: Hettinger Th und Wobbe G, Hrsg. *Kompodium der Arbeitswissenschaft*. Kiel Verlag, Ludwigshafen.

Strenk SA, Semmlow JL. 1995. Magnetic resonance images of the ciliary muscle and lens in presbyopes and non-presbyopes. In: *Vision Science and Its Applications*. Washington D.C.: Optical Society of America, 88-91.

Strenk SA, Semmlow J, Strenk L, Munoz P, Gronlund-Jacob J, DeMarco J. 1999. Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*; 40: 1162-1169.

Temme LA, Morris A. 1989. Speed of accommodation and age. *Optom Vis Sci*; 66(2):106-12.

Thibos LN, Hong X. 1999. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci*,76(12):817-25.

Thibos LN. 2000. Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *J Refract Surg*, 16:563-565.

Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R: 2000. Standards for reporting the optical aberrations of eyes In: *Vision Science and Its Applications*, Vol. 35 of Trends in Optics and Photonics Series, Lakshminarayanan V. Hrsg. (OSA Washington D.C. 2000) 232-244.

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

Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. 2002. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *JOSA A*; 19(12):2329-2348.

Thompson KP, Staver PR, Garcia JR, Burns SA, Webb RH, Stulting RD. 2004. Using inter-wave aberrometry to measure and improve the quality of vision in LASIK surgery. *Ophthalmology*; 111: 1368-1379.

Tondel GM, Candy TR. 2008. Accommodation and vergence latencies in human infants. *Vision Res*;48(4):564-76.

Toshida K, Okuyama F, Tokoro T. 1998. Influences of the accommodative stimulus and aging on the accommodative microfluctuations. *Optom Vis Sci*; 75(3):221-6.

Tumbocon JA, Suresh P, Slomovic A, Rootman DS. 2004. The effect of laser in situ keratomileusis on low contrast vision. *J Refract Surg*; 20(5 Suppl):S689-92.

Ukai K, Ichihashi Y. 1991. Changes in ocular astigmatism over the whole range of accommodation. *Optom Vis Sci*; 68: 813-818.

Van den Brink G. 1962. Measurements of the geometrical aberrations of the eye. *Vision Research*, 2:233-244.

Villegas EA, Alcon E, Artal P. 2008. Optical quality of the eye in subjects with normal and excellent visual acuity. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 08:2316.

Vilupuru AS, Roorda A, Glasser A. 2004. Spatially variant changes in lens power during ocular accommodation in a rhesus monkey eye. *Journal of Vision*, 4:299-309.

Vongthongsri A, Phusitphoykai N, Nariphapan P. 2002. Comparison of wavefront-guided customized ablation vs. conventional ablation in laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg*; 18: 332-S335.

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

Walsh G, Charman WN. 1985. Measurement of the axial wavefront aberration of the human eye. *Ophthalmic Physiol Opt*;5(1):23-31.

Wang L, Koch DD. 2003. Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*; 29: 1896-1903.

Wang Y, Zhao K, Jin Y, Niu Y, Zuo T. 2003. Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye. *J Refract Surg*; 19: S270-S274.

Williams D, Yoon GY, Porter J, Guirao A, Hofer H, Cox I. 2000. Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye. *J Refract Surg*, 16(5):554-9.

Wilson RS. 1997. Does the lens diameter increase or decrease during accommodation? Human accommodation studies: a new technique using infrared retro-illumination video photography and pixel unit measurements. *Trans Am Ophthalmol Soc*, 95:261-70.

Wilson JB, Decker KE, Roorda A. 2002. Monochromatic aberrations provide an odd-error cue to focus direction. *JOSA A*, 19:833-839.

Yasuda A, Yamaguchi T, Ohkoshi K. 2003. Changes in corneal curvature in accommodation. *J Cataract Refract Surg*; 29: 1297-1301.

Yasuda A, Yamaguchi T, Ohkoshi K. 2004. Corneal steepening during accommodation. *J Cataract Refract Surg*; 30: 1611-1612.

Zernike F. 1934. Beugungstheorie des Schneidenverfahrens und seiner verbesserten Form, der Phasenkontrastmethode. *Physica*, (1):689-704.

Zhu M, Collins MJ, Robert Iskander D. 2004. Microfluctuations of wavefront aberrations of the eye. *Ophthalmic Physiol Opt*; 24(6):562-71.

## 8 Anhang

### Tabellen

Tabelle 4: Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Variablen während der Nativmessung der Pilotstudie (n=5)

		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
<b>Nativmessung</b>	Sphäre (dpt)	0,393	0,463	0,161	0,140	0,540	0,400
	Zylinder (dpt)	-0,472	-0,425	0,312	-0,847	-0,127	0,720
	Achse (°)	85,182	94,337	53,008	13,143	157,007	143,864
	Pupil.diameter (mm)	6,519	6,257	0,872	5,520	7,828	2,308
	Z 2;-2 (µm)	-0,067	-0,075	0,149	-0,292	0,105	0,397
	Z 2;0 (µm)	-0,436	-0,421	0,129	-0,563	-0,251	0,313
	Z 2;2 (µm)	0,088	0,085	0,164	-0,156	0,280	0,435
	Z 3;-3 (µm)	-0,032	-0,042	0,038	-0,076	0,028	0,104
	Z 3;-1 (µm)	0,033	0,022	0,044	-0,008	0,108	0,116
	Z 3;1 (µm)	-0,008	0,002	0,015	-0,028	0,004	0,032
	Z 3;3 (µm)	0,027	0,028	0,029	-0,010	0,062	0,072
	Z 4;-4 (µm)	0,001	0,005	0,014	-0,020	0,016	0,036
	Z 4;-2 (µm)	0,011	0,011	0,017	-0,007	0,039	0,045
	Z 4;0 (µm)	0,047	0,038	0,039	0,016	0,110	0,095
	Z 4;2 (µm)	-0,023	-0,022	0,034	-0,080	0,004	0,084
	Z 4;4 (µm)	0,016	0,011	0,023	-0,003	0,056	0,059
	Z 1;1 (µm)	0,219	0,159	0,248	-0,007	0,630	0,637
	Z 1;-1 (µm)	0,167	0,190	0,061	0,098	0,231	0,133
	RMS (µm)	0,521	0,509	0,059	0,459	0,590	0,131
	RMS HO (µm)	0,126	0,126	0,054	0,046	0,178	0,132

Tabelle 5: Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Variablen während der Messung mit Targetaufsatz, bei der Pilotstudie (n=5)

		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
<b>Targetaufsatz</b>	Sphäre (dpt)	0,290	0,368	0,374	-0,149	0,825	0,974
	Zylinder (dpt)	-0,491	-0,613	0,299	-0,769	-0,160	0,608
	Achse (°)	83,918	85,203	54,512	9,410	159,327	149,917
	Pupil.diameter (mm)	6,252	6,214	1,031	4,885	7,750	2,866
	Z 2;-2 (µm)	-0,064	-0,080	0,128	-0,240	0,110	0,350
	Z 2;0 (µm)	-0,377	-0,367	0,231	-0,704	-0,119	0,585
	Z 2;2 (µm)	0,075	0,069	0,196	-0,236	0,278	0,514
	Z 3;-3 (µm)	-0,031	-0,033	0,044	-0,090	0,034	0,124
	Z 3;-1 (µm)	0,031	0,019	0,040	-0,015	0,096	0,110
	Z 3;1 (µm)	0,004	0,002	0,024	-0,022	0,039	0,061
	Z 3;3 (µm)	0,030	0,030	0,034	-0,018	0,076	0,094
	Z 4;-4 (µm)	0,001	0,007	0,018	-0,031	0,013	0,043
	Z 4;-2 (µm)	0,011	0,011	0,020	-0,012	0,043	0,055
	Z 4;0 (µm)	0,045	0,038	0,037	0,011	0,107	0,096
	Z 4;2 (µm)	-0,027	-0,009	0,039	-0,092	0,000	0,093
	Z 4;4 (µm)	0,010	-0,001	0,030	-0,016	0,060	0,077
	Z 1;1 (µm)	0,047	0,000	0,170	-0,141	0,318	0,459
	Z 1;-1 (µm)	0,206	0,194	0,158	-0,006	0,436	0,443
	RMS (µm)	0,484	0,426	0,159	0,356	0,755	0,399
	RMS HO (µm)	0,116	0,113	0,049	0,052	0,189	0,137

Tabelle 6: Ergebnisse des T-Tests für gepaarte Stichproben: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der Differenzen zwischen Wellenfront der Nativmessung und derer mit Targetaufsatz in der Pilot-Studie (n=5)

T-Test bei gepaarten Stichproben	Gepaarte Differenzen		Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	
Sphäre nativ - Sphäre TA	0,103	0,301	0,486
Zylinder nativ - Zylinder TA	0,019	0,105	0,709
Achse nativ - Achse TA	1,264	5,222	0,617
Pupillendurchm. nativ - TA	0,267	0,247	0,073
Z 2;-2 nativ - Z 2;-2 TA	-0,004	0,030	0,809
Z 2;0 nativ - Z 2;0 TA	-0,059	0,151	0,428
Z 2;2 nativ - Z 2;2 TA	0,013	0,040	0,504
Z 3;-3 nativ - Z 3;-3 TA	-0,001	0,011	0,827
Z 3;-1 nativ - Z 3;-1 TA	0,003	0,007	0,394
Z 3;1 nativ - Z 3;1 TA	-0,013	0,018	0,200
Z 3;3 nativ - Z 3;3 TA	-0,003	0,009	0,518
Z 4;-4 nativ - Z 4;-4 TA	0,001	0,009	0,908
Z 4;-2 nativ - Z 4;-2 TA	0,000	0,004	0,822
Z 4;0 nativ - Z 4;0 TA	0,002	0,006	0,481
Z 4;2 nativ - Z 4;2 TA	0,003	0,014	0,616
Z 4;4 nativ - Z 4;4 TA	0,007	0,014	0,348
Z 1;1 nativ - Z 1;1 TA	0,172	0,130	0,042
Z 1;-1 nativ - Z 1;-1 TA	-0,039	0,145	0,577
RMS nativ - RMS TA	0,037	0,119	0,530
RMS-HO nativ - RMS-HO TA	0,010	0,029	0,478



Tabelle 7: Pilotstudie (n=5); mittlere Differenzen zwischen Fern- und Nahakkommodation; T-Test bei gepaarten Stichproben [Sphäre (dpt), Zylinder (dpt), Zylinderachse (°), Pupillendurchmesser (mm), Zernike-Koeffizienten ( $\mu\text{m}$ ), RMS ( $\mu\text{m}$ ), RMS-HO ( $\mu\text{m}$ )]

T-Test bei gepaarten Stichproben	Gepaarte Differenzen		Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	
Sphäre fern - Sphäre nah	4,56	0,28	0,000
Zylinder fern - Zylinder nah	0,02	0,34	0,918
Achse fern - Achse nah	-10,96	16,87	0,220
Pupillendurchm. fern - nah	1,37	0,74	0,015
Z 2;-2 fern - Z 2;-2 nah	-0,068	0,186	0,460
Z 2;0 fern - Z 2;0 nah	-2,307	0,369	0,000
Z 2;2 fern - Z 2;2 nah	-0,015	0,079	0,692
Z 3;-3 fern - Z 3;-3 nah	-0,011	0,029	0,445
Z 3;-1 fern - Z 3;-1 nah	0,015	0,018	0,132
Z 3;1 fern - Z 3;1 nah	-0,020	0,040	0,340
Z 3;3 fern - Z 3;3 nah	0,026	0,070	0,457
Z 4;-4 fern - Z 4;-4 nah	0,013	0,024	0,289
Z 4;-2 fern - Z 4;-2 nah	-0,007	0,008	0,139
Z 4;0 fern - Z 4;0 nah	0,064	0,041	0,026
Z 4;2 fern - Z 4;2 nah	-0,010	0,016	0,229
Z 4;4 fern - Z 4;4 nah	-0,001	0,028	0,917
Z 1;1 fern - Z 1;1 nah	0,035	0,055	0,234
Z 1;-1 fern - Z 1;-1 nah	0,075	0,108	0,195
RMS fern - RMS nah	-1,490	0,242	0,000
RMS-HO fern - RMS-HO nah	0,006	0,033	0,704

Tabelle 8: Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Variablen während der Nativmessung der Studie (n=25)

		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
<b>Nativmessung</b>	Sphäre (dpt)	0,121	0,203	0,609	-1,567	1,232	2,799
	Zylinder (dpt)	-0,368	-0,266	0,204	-0,733	-0,087	0,646
	Achse (°)	87,667	84,958	57,000	3,025	174,416	171,391
	Pupil.diameter (mm)	6,310	6,381	0,695	4,344	7,272	2,928
	Z 2;-2 (µm)	-0,007	-0,008	0,083	-0,177	0,194	0,371
	Z 2;0 (µm)	-0,357	-0,414	0,341	-1,084	0,525	1,609
	Z 2;2 (µm)	-0,069	-0,039	0,164	-0,464	0,264	0,728
	Z 3;-3 (µm)	-0,034	-0,044	0,043	-0,109	0,081	0,189
	Z 3;-1 (µm)	0,031	0,027	0,055	-0,050	0,135	0,185
	Z 3;1 (µm)	0,009	0,008	0,026	-0,046	0,064	0,110
	Z 3;3 (µm)	-0,001	0,000	0,031	-0,061	0,046	0,107
	Z 4;-4 (µm)	0,005	0,005	0,016	-0,020	0,043	0,063
	Z 4;-2 (µm)	-0,001	-0,004	0,012	-0,033	0,020	0,053
	Z 4;0 (µm)	0,023	0,024	0,022	-0,018	0,075	0,093
	Z 4;2 (µm)	-0,004	-0,004	0,016	-0,045	0,025	0,070
	Z 4;4 (µm)	0,007	0,006	0,014	-0,015	0,046	0,061
	Z 1;1 (µm)	0,055	0,070	0,194	-0,284	0,539	0,823
	Z 1;-1 (µm)	-0,044	-0,061	0,208	-0,389	0,282	0,671
	RMS (µm)	0,503	0,520	0,196	0,204	1,088	0,885
	RMS HO (µm)	0,098	0,089	0,036	0,044	0,206	0,162

Tabelle 9: Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Variablen während der Targetaufsatz-Messung der Studie (n=25)

		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
<b>Targetaufsatz</b>	Sphäre (dpt)	0,128	0,234	0,492	-0,939	1,094	2,033
	Zylinder (dpt)	-0,395	-0,346	0,218	-0,843	-0,091	0,751
	Achse (°)	96,834	91,662	47,408	9,113	172,430	163,318
	Pupil.diameter (mm)	6,185	6,215	0,605	5,080	7,157	2,077
	Z 2;-2 (µm)	-0,006	0,000	0,084	-0,154	0,150	0,304
	Z 2;0 (µm)	-0,358	-0,402	0,279	-1,004	0,251	1,256
	Z 2;2 (µm)	-0,078	-0,082	0,157	-0,326	0,217	0,543
	Z 3;-3 (µm)	-0,032	-0,039	0,044	-0,123	0,081	0,204
	Z 3;-1 (µm)	0,035	0,031	0,061	-0,055	0,201	0,256
	Z 3;1 (µm)	0,010	0,016	0,030	-0,054	0,068	0,122
	Z 3;3 (µm)	0,000	-0,001	0,035	-0,083	0,074	0,157
	Z 4;-4 (µm)	0,006	0,004	0,015	-0,017	0,050	0,066
	Z 4;-2 (µm)	-0,004	-0,001	0,021	-0,086	0,027	0,113
	Z 4;0 (µm)	0,020	0,016	0,020	-0,015	0,062	0,076
	Z 4;2 (µm)	-0,003	0,000	0,018	-0,059	0,030	0,090
	Z 4;4 (µm)	0,011	0,005	0,024	-0,024	0,103	0,127
	Z 1;1 (µm)	0,082	0,036	0,190	-0,285	0,614	0,899
	Z 1;-1 (µm)	-0,034	0,021	0,203	-0,632	0,236	0,867
	RMS (µm)	0,473	0,469	0,185	0,163	1,010	0,847
	RMS HO (µm)	0,105	0,096	0,047	0,043	0,270	0,227

Tabelle 10: T-Test für gepaarte Stichproben: Differenzen der Mittelwerte zwischen Nativmessungen und Messungen mit Targetaufsatz (n = 25) [Sphäre (dpt), Zylinder (dpt), Zylinderachse (°), Pupillendurchmesser (mm), Zernike-Koeffizienten ( $\mu\text{m}$ ), RMS ( $\mu\text{m}$ ), RMS-HO ( $\mu\text{m}$ )]

T-Test bei gepaarten Stichproben	Gepaarte Differenzen		p
	Mittelwert	Standardabweichung	
Sphäre nativ - Sphäre TA	-0,019	0,237	0,700
Zylinder nativ - Zylinder TA	0,020	0,066	0,151
Achse nativ - Achse TA	-11,441	33,378	0,100
Pupillendurchm. nativ - TA	0,125	0,385	0,118
Z 2;-2 nativ - Z 2;-2 TA	-0,006	0,058	0,615
Z 2;0 nativ - Z 2;0 TA	-0,006	0,160	0,851
Z 2;2 nativ - Z 2;2 TA	0,014	0,054	0,205
Z 3;-3 nativ - Z 3;-3 TA	-0,008	0,031	0,208
Z 3;-1 nativ - Z 3;-1 TA	0,004	0,037	0,626
Z 3;1 nativ - Z 3;1 TA	0,001	0,018	0,797
Z 3;3 nativ - Z 3;3 TA	-0,005	0,034	0,434
Z 4;-4 nativ - Z 4;-4 TA	0,001	0,010	0,668
Z 4;-2 nativ - Z 4;-2 TA	0,005	0,016	0,172
Z 4;0 nativ - Z 4;0 TA	0,002	0,018	0,618
Z 4;2 nativ - Z 4;2 TA	-0,001	0,024	0,877
Z 4;4 nativ - Z 4;4 TA	-0,005	0,026	0,314
Z 1;1 nativ - Z 1;1 TA	-0,012	0,238	0,807
Z 1;-1 nativ - Z 1;-1 TA	-0,009	0,151	0,757
RMS nativ - RMS TA	0,034	0,134	0,217
RMS-HO nativ - RMS-HO TA	0,003	0,037	0,705

Tabelle 11: Statische Wellenfrontmessung: Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Aberrationswerte bei Fernakkommodation (n = 25)

		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
<b>Fernakkommodation</b>	Sphäre (dpt)	0,01	0,17	0,51	-1,47	0,55	2,01
	Zylinder (dpt)	-0,37	-0,37	0,18	-0,82	-0,09	0,73
	Achse (°)	86,89	92,46	53,18	0,51	167,17	166,66
	Pupil.diameter (mm)	6,08	6,14	0,66	4,73	7,01	2,28
	Z 2;-2 (µm)	-0,002	0,015	0,098	-0,231	0,146	0,378
	Z 2;0 (µm)	-0,298	-0,397	0,290	-0,638	0,585	1,223
	Z 2;2 (µm)	-0,064	-0,044	0,141	-0,326	0,201	0,527
	Z 3;-3 (µm)	-0,032	-0,034	0,034	-0,094	0,035	0,129
	Z 3;-1 (µm)	0,024	0,021	0,052	-0,051	0,126	0,177
	Z 3;1 (µm)	0,011	0,017	0,030	-0,062	0,074	0,136
	Z 3;3 (µm)	0,001	-0,002	0,035	-0,072	0,083	0,155
	Z 4;-4 (µm)	0,005	0,007	0,014	-0,023	0,029	0,052
	Z 4;-2 (µm)	-0,001	0,002	0,015	-0,038	0,023	0,061
	Z 4;0 (µm)	0,017	0,015	0,021	-0,017	0,075	0,091
	Z 4;2 (µm)	-0,001	-0,001	0,013	-0,036	0,024	0,060
	Z 4;4 (µm)	0,004	0,006	0,015	-0,029	0,033	0,062
	Z 1;1 (µm)	0,047	0,074	0,173	-0,268	0,367	0,635
	Z 1;-1 (µm)	-0,060	-0,051	0,174	-0,489	0,279	0,767
	RMS (µm)	0,441	0,453	0,137	0,130	0,651	0,521
	RMS HO (µm)	0,094	0,093	0,029	0,051	0,181	0,130

Tabelle 12: Statische Wellenfrontmessung: Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen (1s), Minima, Maxima und Spannweiten der Aberrationswerte bei Nahakkommodation (n = 25)

		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Spannweite
<b>Nahakkommodation</b>	Sphäre (dpt)	-4,10	-4,01	0,42	-5,64	-3,61	2,03
	Zylinder (dpt)	-0,37	-0,31	0,17	-0,72	-0,13	0,59
	Achse (°)	102,98	104,29	57,33	3,17	175,20	172,04
	Pupil.diameter (mm)	5,59	5,65	0,88	3,86	6,85	2,99
	Z 2;-2 (µm)	0,030	0,072	0,102	-0,211	0,182	0,393
	Z 2;0 (µm)	1,924	1,970	0,485	-0,075	2,865	2,939
	Z 2;2 (µm)	0,022	-0,058	0,430	-0,271	2,012	2,283
	Z 3;-3 (µm)	-0,040	-0,050	0,044	-0,122	0,047	0,169
	Z 3;-1 (µm)	0,028	0,036	0,062	-0,091	0,200	0,291
	Z 3;1 (µm)	-0,002	-0,002	0,045	-0,100	0,062	0,162
	Z 3;3 (µm)	0,006	0,010	0,040	-0,079	0,085	0,165
	Z 4;-4 (µm)	0,008	0,007	0,017	-0,027	0,037	0,064
	Z 4;-2 (µm)	-0,008	-0,010	0,019	-0,067	0,019	0,085
	Z 4;0 (µm)	-0,042	-0,042	0,029	-0,097	0,020	0,117
	Z 4;2 (µm)	-0,005	-0,005	0,026	-0,090	0,028	0,118
	Z 4;4 (µm)	0,015	0,014	0,020	-0,021	0,065	0,086
	Z 1;1 (µm)	0,047	0,030	0,197	-0,387	0,509	0,897
	Z 1;-1 (µm)	-0,017	-0,035	0,262	-0,631	0,488	1,118
	RMS (µm)	2,018	1,997	0,248	1,674	2,871	1,197
	RMS HO (µm)	0,125	0,118	0,042	0,060	0,257	0,197

Tabelle 13: T-Test bei gepaarten Stichproben, mittlere Differenzen und Standardabweichungen zwischen Fern- und Nahakkommodation bei statischer Wellenfrontmessung (n=25)  
 [Sphäre (dpt), Zylinder (dpt), Zylinderachse (°), Pupillendurchmesser (mm), Zernike-Koeffizienten (μm), RMS (μm), RMS-HO (μm)]

Test bei gepaarten Stichproben	Gepaarte Differenzen		p
	Mittelwert	Standardabweichung	
Sphäre fern - Sphäre nah	4,110	0,683	0,000
Zylinder fern - Zylinder nah	-0,005	0,135	0,863
Achse fern - Achse nah	-16,083	43,312	0,076
Pupillendurchm. fern - nah	0,488	0,738	0,003
Z 2;-2 fern - Z 2;-2 nah	-0,031	0,044	0,002
Z 2;0 fern - Z 2;0 nah	-2,222	0,614	0,000
Z 2;2 fern - Z 2;2 nah	-0,086	0,473	0,374
Z 3;-3 fern - Z 3;-3 nah	0,009	0,022	0,055
Z 3;-1 fern - Z 3;-1 nah	-0,003	0,037	0,643
Z 3;1 fern - Z 3;1 nah	0,012	0,028	0,042
Z 3;3 fern - Z 3;3 nah	-0,005	0,019	0,187
Z 4;-4 fern - Z 4;-4 nah	-0,003	0,016	0,387
Z 4;-2 fern - Z 4;-2 nah	0,007	0,009	0,001
Z 4;0 fern - Z 4;0 nah	0,059	0,024	0,000
Z 4;2 fern - Z 4;2 nah	0,005	0,022	0,302
Z 4;4 fern - Z 4;4 nah	-0,011	0,016	0,003
Z 1;1 fern - Z 1;1 nah	0,000	0,171	0,995
Z 1;-1 fern - Z 1;-1 nah	-0,043	0,210	0,318
RMS fern - RMS nah	-1,577	0,294	0,000
RMS-HO fern - RMS-HO nah	-0,031	0,034	0,000

Tabelle 14: Zeittafel der Wellenfrontreaktion bei Nah- und Fernakkommodation im Verhältnis zur Sphärenbewegung. Angaben in Sekunden. Mit Sternchen\* markiert sind die Parameter mit signifikanter Verzögerung im Bezug zur Sphärenaktion.

Zeitdifferenz zur Sphäre in sek.	Nah-akkommodation	Fern-akkommodation
Zylinder	0,04	0,04
Achse	-0,06	0,08
Pupil.diameter	0,31*	0,37*
Z 2;-2	-0,01	0,16
Z 2;0	0,00	0,00
Z 2;2	0,08	0,12
Z 3;-3	0,02	0,14
Z 3;-1	0,03	0,08
Z 3;1	-0,04	0,02
Z 3;3	-0,05	0,02
Z 4;-4	-0,01	0,04
Z 4;-2	0,07	0,02
Z 4;0	-0,02	0,03
Z 4;2	0,05	0,02
Z 4;4	-0,01	0,02
Z 1;1	0,14	0,13*
Z 1;-1	0,02	0,00
RMS	0,02	0,01
RMS HO	0,04	0,02



## **Danksagung**

An dieser Stelle sei allen gedankt, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben. Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. J. Strobel, der die Anregung zu diesem Thema sowie wertvolle Hinweise zur Bearbeitung gab.

Weiterer Dank gebührt Herrn Dr. med. Jurkutat und Herrn Dr. med. Wildener für die fachliche Anleitung bei der Umsetzung des Themas, sowie Herrn Prof. Dr. med. Dawczynski für die Unterstützung bei der Publikation der Arbeit in „Der Ophthalmologe“.

Herrn Dr. med. Volland vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der FSU, der mit kompetentem Rat bei der statistischen Datenauswertung zur Seite stand, möchte ich ebenfalls danken.

Besonderer Dank gilt auch den freiwilligen Probandinnen und Probanden, welche sich für die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit bereit erklärt haben.

Der Firma Carl-Zeiss-Meditec möchte ich für die technische Unterstützung bei der Arbeit mit dem WASCA Wavefront Analyzer danken. Insbesondere Herr Dr. Bergt stand mit physikalischen Grundlagen und bei der Planung der Akkommodationsmessung stets hilfreich und kompetent zur Seite.

Für die Konstruktion des eigens entworfenen Targetaufsatzes möchte ich mich bei den Mitarbeitern der zentralen Forschungswerkstatt bedanken.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie sowie Freunden und Kollegen die mich während der gesamten Arbeit motivierend und inspirierend unterstützten.

## **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, persönliche 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:

Prof. Dr. med. Strobel sowie Dr. med. Jurkutat und Dr. med. Wildener von der Klinik für Augenheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Dr. med. Volland

vom Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der Friedrich-Schiller-Universität Jena

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

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

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

Jena, den 17.09.2011

---

Marcus Fritsch

## **Lebenslauf**

### **Marcus Fritsch**

Geboren am 19.08.1978 in Zwickau

1992 – 1997	Gymnasium „Alexander von Humboldt“ in Werdau/ Sachsen
07/1997	Abitur am Gymnasium „Alexander von Humboldt“ in Werdau
1998 – 2005	Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
04/2005	Abschluss des Studiums mit dem 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
2005 – 2006	Assistenzarzt in der Abteilung für Allgemein- und Visceralchirurgie an der Pleissentalklinik Werdau
seit 07/2006	Assistenzarzt an der Klinik für Plastische, Rekonstruktive und Brustchirurgie in Görlitz

Görlitz, den 17.09.2011