

**Klinische, morphometrische Untersuchungen zu  
Akkommodationsmechanismen am menschlichen Auge**

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

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

von **Melanie Müller**  
geboren am 26. November 1976 in Erfurt

05. April 2004

Erster Gutachter : Prof. Dr. med. J. Strobel (Jena)

Zweiter Gutachter : PD Dr. med. M. Blum (Erfurt)

Dritter Gutachter : Prof. Dr. med. G. Duncker (Halle)

Tag der öffentlichen Verteidigung: 01.03.2005

Für meine Eltern

## Abkürzungsverzeichnis

A	-	Akkommodation
Abb.	-	Abbildung
bzw.	-	beziehungsweise
CCD	-	charged couple devise
CIP	-	compact integrated Pupillograph
DA	-	Desakkommodation
D	-	Delta
et al.	-	und andere
FSU	-	Friedrich - Schiller Universität
HHK	-	Hornhautkrümmung
LA	-	linkes Auge
LR	-	Lichtreiz
ms	-	Millisekunde
mm	-	Millimeter
MW	-	Mittelwert
PCI	-	partial coherence interferometry
PS	-	Pilotstudie
PVC	-	Polyvinylchlorid
RA	-	rechtes Auge
Reaktionsgeschw.	-	Reaktionsgeschwindigkeit
S	-	Studie
SNR	-	Signal Rausch Verhältnis
Tab.	-	Tabelle
UBM	-	Ultraschallbiomikroskopie
vgl.	-	vergleiche
VKT	-	Vorderkammertiefe
VKW	-	Vorderkammerwinkel
VT	-	Vorzeichentest

## Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Kenntnisse zur Akkommodation im historischen Überblick	1
2 Charakterisierung des Probandengutes	9
2.1 Probanden der Pilotstudie	9
2.2 Probanden der Studie	9
3 Messmethoden zum Aufzeigen akkommodativer Veränderungen am Auge	11
3.1 Allgemeine Betrachtungen zum Studiendesign	11
3.2 Prinzip der objektiven Refraktometrie	12
3.3 Untersuchung der Pupillomotorik bei Akkommodation	12
3.4 Optische und ultrasonographische Biomikroskopie des Augenvorderabschnittes bei Akkommodation	15
3.4.1 Prinzip der optischen Biomikroskopie	15
3.4.2 Prinzip der ultrasonographischen Biomikroskopie	19
3.5 Koinzidenzoptische und sonographische Axialbiometrie zur Beurteilung der Achsenlänge bei Akkommodation	20
3.5.1 Prinzip der koinzidenzoptischen Axialbiometrie	20
3.5.2 Prinzip der sonographischen Axialbiometrie	21
3.6 Untersuchung des äquatorialen Linsendurchmessers bei Akkommodation	24
3.7 Auswahl geeigneter Messmethoden für die Studie	25
4 Methoden der allgemeinen und der statistischen Auswertung	27
4.1 Allgemeine Auswertung der Studienergebnisse	27
4.2 Statistische Auswertung der Studienergebnisse	27
4.2.1 Test auf Normalverteilung	27
4.2.2 t- Test bei gepaarten Stichproben	27
4.2.3 Wilcoxon Test und Vorzeichen Test für verbundene Stichproben	28
5 Ergebnisse	29
5.1 Ergebnisse der Pilotstudie	29

5.1.1	Objektive Refraktometrie der Pilotstudienteilnehmer	29
5.1.2	Abhängigkeit der Pupillomotorik vom Akkommodationszustand	30
5.1.3	Zusammenhang zwischen Akkommodation und Augenvorderabschnittsänderung	34
5.1.3.1	Abhängigkeit der Hornhautdicke vom Akkommodationszustand	34
5.1.3.2	Abhängigkeit der Hornhautkrümmungsradien vom Akkommodationszustand	35
5.1.3.3	Abnahme des Vorderkammerwinkels bei Akkommodation	38
5.1.3.4	Abnahme der Vorderkammertiefe bei Akkommodation	39
5.1.3.5	Abnahme der Lichtstreuung bei Akkommodation	42
5.1.3.6	Zunahme der axialen Linsendicke bei Akkommodation	44
5.1.4	Zusammenhang zwischen Achsenlänge und Akkommodationszustand	46
5.1.5	Abhängigkeit des äquatorialen Linsendurchmessers vom Akkommodationszustand	48
5.1.6	Darstellung der Zonulafasern bei Akkommodation	48
5.2	Ergebnisse der Studie	50
5.2.1	Objektive Refraktometrie der Studienteilnehmer	50
5.2.2	Beeinflussung der Pupillomotorik durch den Akkommodationszustand	50
5.2.3	Einfluss der Akkommodation auf die Hornhautdicke	54
5.2.4	Zunahme des vertikalen und horizontalen zentralen Hornhautkrümmungsradius bei Akkommodation	55
5.2.5	Abnahme des Vorderkammerwinkels bei Akkommodation	58
5.2.6	Verringerung der Vorderkammertiefe bei Akkommodation	59
5.2.7	Zunahme der Linsendicke bei Akkommodation	63
5.2.8	Abnahme der Lichtstreuung bei Akkommodation	65
5.2.9	Zunahme der Achsenlänge bei Akkommodation	66
5.3	Einfluss der Landolt-Ring Schablone auf die Ergebnisse	68
5.4	Unterschiede hinsichtlich akkommodationsbedingter Veränderungen bei emmetropen und myopen Augen	69
6	Diskussion	71
6.1	Betrachtung akkommodativer Veränderungen der Pupillomotorik am Pupillograph	71
6.2	Betrachtung akkommodativer Veränderungen mittels Ultraschall	71

6.3	Betrachtung akkommodativer Veränderungen mittels Scheimpflug Kamera	73
6.4	Betrachtung akkommodativer Veränderungen mittels IOL Master	76
6.5	Einfluss der Refraktion auf akkommodative Veränderungen am Auge	79
6.6	Historische Akkommodationsmodelle aus heutiger Sicht	80

## 7 Schlussfolgerungen

## 8 Literatur- und Quellenverzeichnis

## 9 Anhang

Auswertungsbogen

Abbildungsverzeichnis

Danksagung

Ehrenwörtliche Erklärung

Lebenslauf

## **Zusammenfassung**

Der Akkommodationsvorgang des menschlichen Auges beschäftigt seit Jahrhunderten Wissenschaftler, doch bisher ist er nicht einheitlich geklärt. Im Jahr 1855 veröffentlicht Hermann von Helmholtz ein Akkommodationsmodell, welches im Zuge der medizintechnischen Weiterentwicklung wiederholt angezweifelt wurde. In seinen Grundaussagen ist es allerdings bis heute gültig. Ziel dieser Arbeit ist es, weitere Ergänzungen zum Akkommodationsmechanismus zu geben. Dafür wurden anhand einer im Vorfeld der klinischen Studie (25 Probanden) durchgeführten Pilotstudie (5 Probanden) folgenden Geräte ausgewählt: Pupillograph, Scheimpflug Kamera, Ultraschall Gerät und IOL Master. Ausgewertet werden die Veränderungen der Pupillomotorik, der Hornhautdicke, der Hornhautkrümmung, des Vorderkammerwinkels, der Vorderkammertiefe, der axialen Linsendicke, der optischen Linsendichte und der Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation.

Hinsichtlich der Pupillomotorik zeigt sich eine statistisch signifikante Abnahme der Pupillengröße sowohl für die durch Licht unbeeinflusste als auch für die durch Licht bereits verengte Pupille bei Akkommodation. Im Zusammenhang damit ergibt sich eine geringere Reaktionsdauer der lichtinduzierten Pupillenverengung bei Akkommodation. Betrachtet man die Hornhaut, so findet sich zwar keine signifikante Änderung der Hornhautdicke, jedoch eine Zunahme des zentralen vertikalen und horizontalen Hornhautkrümmungsradius bei Akkommodation des Auges. Daraus resultiert eine Abnahme der zentralen Hornhautkrümmung beim Blick in die Nähe. Infolge der axialen Linsendickenzunahme bei den erfolgten Messungen kommt es zu einer Abnahme der Vorderkammerwinkelgröße und der Vorderkammertiefe. Gleichzeitig mit dieser Vergrößerung des axialen Linsendurchmessers findet sich eine Verringerung der optischen Linsendichte in den gemessenen Schichten. Die geringere Vorderkammertiefe im optischen Messverfahren ergibt sich, weil die Hornhautdicke hierbei im Gegensatz zum koinzidenzoptischen und sonographischen Messverfahren nicht mit einbezogen wird. Die Achsenlängenzunahme bei Akkommodation entspricht einer Myopisierung des Auges und ergibt sich sowohl anhand der koinzidenzoptischen Messungen als auch anhand der Ultraschallmessungen. Die Achsenlängenzunahme ist deutlicher bei den koinzidenzoptischen Ergebnissen zu erkennen, da es sich im Gegensatz zur Sonographie dabei um eine non Kontakt Methode handelt.



Resultierend aus den gewonnenen Ergebnissen lässt sich hinsichtlich des Akkommodationsmechanismus ein modifiziertes Modell erstellen.

Weitere Studien sind erforderlich, um die komplexen physiologischen Vorgänge bei Akkommodation des menschlichen Auges detaillierter zu verstehen und darauf aufbauend neue Konzepte bei der Wiederherstellung der Akkommodation entwickeln zu können.

## 1 Kenntnisse zur Akkommodation im historischen Überblick

Der englische Philosoph und Naturforscher Roger Bacon (um 1214 – 1294) vertrat in seinem Werk „Opus majus“ 1267 die Auffassung, dass „...*durchsichtige Medien so für das Auge und das Objekt angeordnet werden, dass die Strahlen dorthin gebrochen werden, wo und welchem Winkel wir wollen, so dass wir ein Ding in der Nähe und in der Ferne sehen können. Und so können wir aus unglaublicher Entfernung die kleinsten Buchstaben lesen...*“ (zitiert nach Schmitz 1981). Damit lieferte er das Konzept einer Lesehilfe, die es sehgeschwachen Menschen ermöglichen sollte, in der Nähe deutlich zu sehen. Möglicherweise diente den Wikingern bereits im 11. Jahrhundert eine aus dieser Zeit in Schweden gefundene, bikonvex geschliffene Linse mit sehr guten optischen Eigenschaften als Lesestein oder Lupe (Schmidt et al. 1998).

Die ersten Beschreibungen zu den optisch - physikalischen Vorgängen im Auge beim Sehen in der Nähe und Ferne stammen aus dem Wissenschaftsgebiet der Philosophie. Der französische Gelehrte Rene Descartes (Abb. 1.1) versucht, in seinem Werk „Les traitez de l’homme de la formation du foetus“ die bis heute anhaltende Frage nach dem genauen Akkommodationsmechanismus des Auges zu beantworten.



Abbildung 1.1 Rene Descartes (1596 – 1650)

Seinen präzisen Beschreibungen zur Anatomie des Auges zufolge, resultiert bei Eintritt eines Lichtstrahls in das Auge eine spezielle Strahlbrechung. Diese erfolgt seiner Meinung nach sowohl an der Hornhaut, welche vor allem dem Sammeln der seitlich einfallenden Lichtstrahlen dient, als auch an der Linse. Die Linse trägt durch ihre Formveränderung dazu bei, „dass Gegenstände, welche sich in verschiedenen Entfernungen befinden, ihre Bilder auf dem Augenhintergrund jeweils deutlich abbilden können. (...) Wenn die Linse LN zum Beispiel eine Form besäße, welche bewirkte, dass alle Strahlen, die vom Punkt R ausgehen, auf den Augenhintergrund im Punkt S trafen, könnte die gleiche Linse ohne Änderung aber nicht bewirken, dass die Strahlen vom näher liegenden Punkt T oder vom weiter entfernten Punkt X ebenfalls dorthin gelangen könnten. (...) Um den Punkt X genau darzustellen, ist es daher notwendig, dass sich die gesamte Form der Linse verändert und dass sie – wie in I dargestellt – etwas flacher wird. Um dagegen den Punkt T abzubilden, ist es erforderlich, dass sie – wie in F dargestellt – etwas gewölbter wird.“ (Descartes 1680; Übersetzung von Frau Dipl. Päd. J. Senff). Die Pupille hat dabei die Aufgabe, die einfallenden Lichtstrahlen zu regulieren. Abbildung 1.2 zeigt Descartes' Skizze zum Strahlengang am Auge bei Akkommodation (T) und bei Desakkommodation (X).

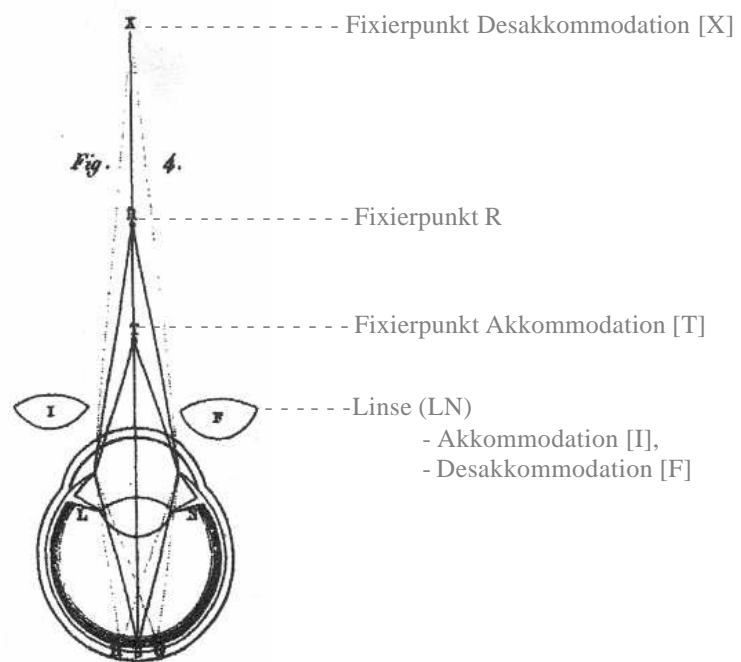


Abbildung 1.2 Akkommodationsmodell nach Descartes aus  
« Les Traitez de l'homme de la formation du fœtus »

Der Physiker Thomas Young (1773 – 1829) beobachtet im 18. Jahrhundert bei Akkommodation die Distanz der Abbilder zweier Kerzen, die von der Hornhaut reflektiert werden. Dabei stellt er fest, dass diese mikroskopisch gemessene Distanz gleich bleibt. Eine Veränderung der Hornhautkrümmung bei Akkommodation schließt er daher aus. Auch eine Veränderung der Länge des Auges bei Akkommodation verneint er. Den Beweis dafür liefert er in einem Selbstexperiment, in welchem sein Auge mittels zweier Metallringe so fixiert wurde, dass eine Achsenlängenänderung nicht mehr möglich sein sollte. Sein Akkommodationsvermögen wurde dadurch nicht beeinflusst. Als Erklärung für den Akkommodationsmechanismus des Auges kam seiner Meinung nach die Veränderung der Linsenkrümmung in Betracht (Young 1801). Nach Descartes und Young besteht der Mechanismus der Akkommodation in einer Zunahme der Linsendicke beim Blick in die Nähe und der Mechanismus der Desakkommodation in einer Abnahme der Linsendicke beim Blick in die Ferne.

H. Cramer 1851 bestätigt diese Theorie und liefert in seiner Abhandlung der Societät der Wissenschaften zu Haarlem erstmals eine Ursache für die Formveränderung der Linse. Seinen Studien zufolge, entsteht durch Akkommodation ein erhöhter Glaskörperdruck, der die Linse nach vorn zu verdrängen sucht. Da diese durch den Ziliarmuskel stabilisiert wird, kommt es zur Änderung der Linsendicke (den Tonkelaar et al. 1990). Genaue Vorstellungen zur Kraftübertragung zwischen Ziliarmuskel und Linse hat er nicht. Diese wird erstmals von Hermann von Helmholtz (Abb. 1.3) im Jahre 1855 beschrieben.



Abbildung 1.3 Hermann Ludwig Ferdinand von Helmholtz (1821 –1894)

Er veröffentlicht seine Theorie zur Akkommodation in seinem Werk „Ueber die Accommodation des Auges“ und legt damit den Grundstein für nachfolgende Diskussionen (Helmholtz 1855). Auch wenn er persönlich der Ansicht war: *„dass das Räthsel der Accommodation, an welchem so viele Forscher ihren Scharfsinn vergebens geübt hatten, darin in der That der Hauptsache nach gelöst war, und von der beabsichtigten Untersuchung (ihm) nicht viel mehr zu thun übrig blieb.“* gelang es ihm, mit seiner Arbeit eine bis heute weitestgehend gültige, präzise Darstellung der Veränderungen am Auge bei Akkommodation zu geben. Er untersuchte die Augen von drei Frauen und formuliert seine Beobachtungen folgendermaßen: *„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.“*

Zur Untersuchung der Hornhautkrümmung setzt Helmholtz ein Ophthalmometer ein. Dieses Instrument erlaubt ihm die Messung kleiner Distanzen von auf die Hornhaut projizierten Spiegelbildern. In seiner Messanordnung stellt er bei Akkommodation keinerlei Distanzänderungen dieser Bildchen fest und folgert daraus, dass sich die Krümmungsradien der Hornhaut nicht ändern. Durch Beobachtung der Pupille kann er eine Verengung bei Akkommodation und Erweiterung der Pupille beim Blick in die Ferne feststellen. Er bestätigt damit bekanntes Wissen. Neu sind seine Erkenntnisse bezüglich der Regenbogenhaut. Ihre peripheren Anteile weichen beim Nahsehen zurück. Dadurch gewinnt die Vorderkammer das Volumen, welches in der Mitte durch die Vorbewegung der Linse verloren geht. Diese Vorbewegung der Linse beweist er anhand von Spiegelbildern, ähnlich denen seiner Beobachtung der Hornhautkrümmung. Die Linsenvorderfläche krümmt sich im Ergebnis seiner Messungen und Berechnungen beim Nahsehen stärker als die Linsenhinterfläche. Daraus resultiert Helmholtz zufolge eine

Dickenzunahme der Linse in der Mitte, eine Verringerung ihres äquatorialen Durchmessers und eine Abnahme der axialen Vorderkammertiefe. Im Gegensatz zu Cramer nimmt Helmholtz an, dass die Veränderungen der Linse nicht allein durch den erhöhten Glaskörperdruck zu erklären sind. Er führt die abgeplattete Form der Linse auf einen gespannten Zustand der Zonulafasern beim Fernsehen zurück. Dabei ist der Ziliarmuskel entspannt. Durch Ziliarmuskelkontraktion bewegt sich der Muskel nach vorn und nähert sich der Linse. Es kommt zum Erschlaffen aller Zonulafasern, die Linse krümmt sich aufgrund ihrer Eigenelastizität stärker und das Auge ist auf Nahsehen eingestellt. In Abbildung 1.4 ist das Modell zum Akkommodationsmechanismus nach Helmholtz schematisch dargestellt.

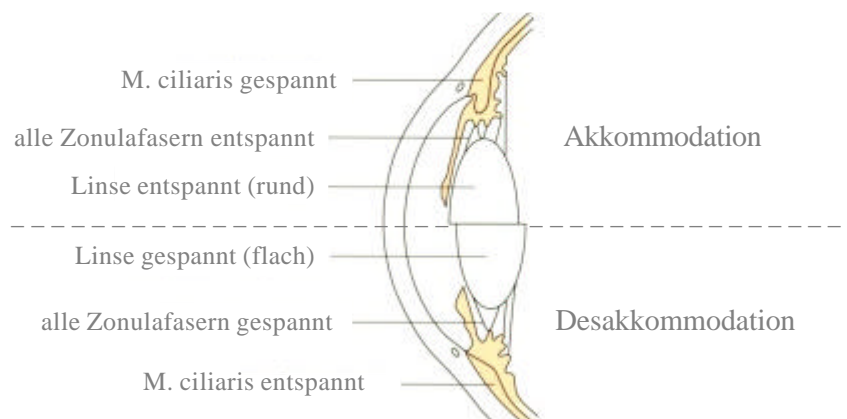


Abbildung 1.4 Akkommodationsmodell nach Helmholtz

Im Januar 1895 zweifelt Matthias Tscherning die Gültigkeit der Helmholtz'schen Akkommodationstheorie an. Er beschreibt eine Anspannung der Zonulafasern bei Ziliarmuskelkontraktion und führt darauf eine Zunahme des äquatorialen Linsendurchmessers bei Akkommodation zurück (Tscherning 1895). Die Brechkraftzunahme bei Akkommodation erklärt er durch eine Verlagerung des höher brechenden Linsenkerne, wobei sich seiner Meinung nach der axiale Linsendurchmesser nicht ändert. Fünf Jahre später revidiert er seine Auffassung und unterscheidet die Ziliarmuskelfasern in oberflächliche, mittlere und tiefe Fasern (Tscherning 1900). Durch Kontraktion übt der Muskel Kraft auf die Zonulafasern und gleichzeitig auf die Linse sowie den Glaskörper

aus. Damit wird die Verformung des äquatorialen und des axialen Linsendurchmessers während der Akkommodation einerseits durch den Glaskörperdruck von hinten und andererseits durch die Anspannung der Zonulafasern bewirkt.

In den darauffolgenden Jahren beschäftigen sich viele Wissenschaftler mit der Frage, wie die Akkommodation des Auges abläuft. Einen Überblick hierzu gibt Tabelle 1.

Tabelle 1 : Historischer Überblick über die Akkommodationsforschung

Erscheinungsjahr	Akkommodation hauptsächlich bedingt durch
1637	Linse (Descartes 1680)
1801	Linse (Young 1801)
1851	Linse, Ziliarmuskel, Glaskörper (den Tonkelaar et al. 1990)
1855	Linse, Ziliarmuskel, Zonulafasern (Helmholtz 1855)
1861	Widerlegung Cramer's Theorie (Graefe 1861)
1895	Linse, Glaskörper (Tscherning 1895)
1937	Linse, Ziliarmuskel, Linsenkapsel (Fincham et al. 1937)
1970	Linse, Ziliarmuskel, Glaskörper (Coleman et al. 1970)
1982	Linse, Ziliarmuskel, Linsenkapsel (Koretz et al. 1982)
1992	Linse, Ziliarmuskel, äquatoriale Zonulafasern (Schachar et al. 1992)

1969 untersuchte Rohen 31 menschliche Autopsieaugen elektronenmikroskopisch und wies zwei funktionell verschiedene Fasergruppen am Zonulaapparat nach (Rohen 1969). 1992 vertritt der amerikanische Mediziner und Physiker Ronald Schachar den Standpunkt, dass die Formänderung der Linse bei Akkommodation durch das Zusammenspiel der Zonulafasern bedingt ist (Schachar et al. 1992). Ähnlich wie Tscherning unterscheidet er zwischen vorderen, äquatorialen und hinteren Zonulafasern. Die vorderen Fasern inserieren an der vorderen Linsenperipherie, die äquatorialen Fasern inserieren am Linsenäquator und die hinteren Fasern inserieren an der hinteren Linsenperipherie. Insgesamt verleihen sie der Linse ihre Stabilität sowohl beim Nahsehen als auch beim Fernsehen (Schachar et al. 1994). Neu sind seine Überlegungen zum Verhalten der unterschiedlichen Zonulafaseranteile bei Akkommodation. Der Ziliarmuskel kontrahiert sich bei Akkommodation des Auges so, dass lediglich die äquatorialen Zonulafasern angespannt werden, während die vorderen und hinteren Zonulafasern entspannt sind

(Schachar et al. 1994). Die Anspannung der äquatorialen Zonulafasern bewirkt eine Vergrößerung des äquatorialen Linsendurchmessers (Schachar et al. 1996). Dadurch werden Anteile der vorderen und hinteren Linsenperipherie, wo kein Zug ausgeübt wird, nach zentral verlagert und es kommt zur Vergrößerung des axialen Linsendurchmessers. Es resultiert die Brechkraftzunahme der Linse. Schachar zufolge geht die aktive Ziliarmuskelbewegung bei Akkommodation in eine partielle Anspannung der Zonulafasern über und nicht, wie von Helmholtz behauptet, in eine vollständige Entspannung aller Zonulafasern. Schachar's Akkommodationsmodell ist in Abbildung 1.5 schematisch dargestellt.

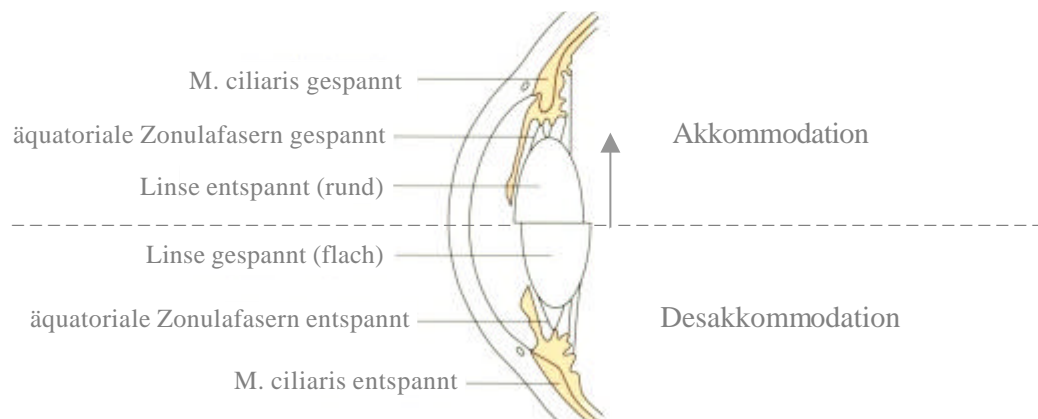


Abbildung 1.5 Akkommodationsmodell nach Schachar



Nach dem heutigen Wissensstand wird Akkommodation als „*Anpassung des Auges an verschiedene Objektentfernungen durch Zunahme der Linsen-Plusbrechkraft (Kontraktion des Ziliarmuskels - Erschlaffung der Zonulafasern - stärkere Wölbung der Linse durch Eigenelastizität*“ definiert (Augustin 2000).

Bisher existiert jedoch kein Akkommodationsmodell, dem Wissenschaftler einheitlich zustimmen. Mit den uns zur Verfügung stehenden Geräten werden im Rahmen dieser Arbeit das Verhalten der Hornhaut, der Vorderkammer, der Iris, der Linse und der gesamten Bulbuslänge sowohl bei Desakkommodation (Einstellung für die Ferne) als auch bei Akkommodation (Einstellung für die Nähe) untersucht. Ziel ist es dabei, weitere Kenntnisse zum Akkommodationsmechanismus des menschlichen Auges zu gewinnen.

## 2 Charakterisierung des Probandengutes

### 2.1 Probanden der Pilotstudie

Im Vorfeld der eigentlichen klinischen Studie stellt sich die Frage, welche Parameter am Auge Veränderungen bei den akkommodativen Vorgängen zeigen, welche unbeeinflusst davon bleiben und wie diese Veränderungen objektiv messbar sind. Aus den zur Verfügung stehenden Messgeräten muss eine geeignete Auswahl getroffen werden. Zu diesem Zweck wird im Frühjahr des Jahres 2000 an der Universitätsaugenklinik der Friedrich-Schiller-Universität Jena eine Pilotstudie durchgeführt. An dieser Pilotstudie nehmen zwei männliche und drei weibliche Studenten im Alter von 22 bis 24 Jahren teil. In dieser Altersspanne dürfen wir bei gesunden Probanden eine Akkommodationsfähigkeit von circa zehn Dioptrien annehmen. Die Probanden weisen keine ophthalmologisch relevanten Vorerkrankungen oder Verletzungen bzw. Operationen des Auges in der Vergangenheit auf. Ein Ausschlusskriterium für die Teilnahme an der Pilotstudie ist die Anwendung pupillenwirksamer Substanzen in den vorausgegangenen vier Wochen, da die Untersuchung der unbeeinflussten Pupillomotorik bei Akkommodation von Interesse ist. Weiterhin wurden die Probanden gebeten, das Tragen von Kontaktlinsen sowie langandauernde lesende Tätigkeiten am Untersuchungstag zu unterlassen.

### 2.2 Probanden der Studie

Im Rahmen der klinischen Hauptuntersuchung werden 25 Studenten im Alter von 14 bis 28 Jahren im Sommer des Jahres 2000 untersucht. Die Alters- und Geschlechtsverteilung ist in Abbildung 2.1 ersichtlich. Vor Studienbeginn wird in einem persönlichen Gespräch um das Einverständnis gebeten. Die Studie wurde von der Ethikkommission (Bearbeitungsnummer 0444-03/00) der FSU Jena genehmigt. Die Ausschlusskriterien der Studie sind mit denen der Pilotstudie identisch. Zum Zeitpunkt der Untersuchung weist kein Studienteilnehmer eines der aufgeführten Ausschlusskriterien auf, so dass alle gewonnenen Daten zur Auswertung kommen. Die erhobenen Daten werden auf einem Auswertungsbogen (Anhang) dokumentiert und anonymisiert.

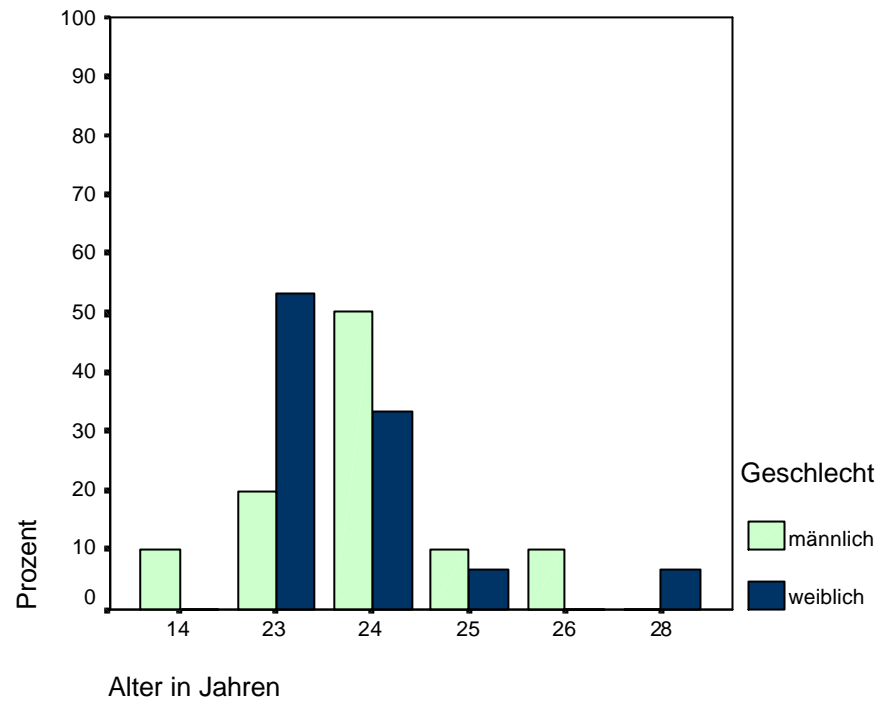


Abbildung 2.1 Altersverteilung der Studienteilnehmer

### 3 Messmethoden zum Aufzeigen akkommodativer Veränderungen am Auge

#### 3.1 Allgemeine Betrachtungen zum Studiendesign

Um die Studienteilnehmer hinsichtlich ihrer Fehlsichtigkeit einzuschätzen und eventuelle Zusammenhänge zwischen Akkommodation und Refraktion aufzuzeigen, wird an den Anfang einer jeden Untersuchungsreihe die objektive Refraktometrie gesetzt. Die Refraktionsbestimmung beansprucht wenige Minuten, so dass direkt im Anschluss daran die Pupillomotorik untersucht werden kann. Da das Pupillenverhalten einen zircadianen Rhythmus aufweist (Kühner et al. 1998), werden die Messungen jeweils um 14.00 Uhr vorgenommen. Unmittelbar darauf folgt die Untersuchung des Augenvorderabschnittes mittels Scheimpflug Kamera. Anschließend erfolgt die koinzidenzoptische Axialbiometrie. Die Reihenfolge der Untersuchungen wird so gewählt, dass die Ultraschalluntersuchungen den Abschluss bilden, weil hierbei ein direkter Kontakt zwischen Ultraschallsonde und Hornhaut zustande kommt und eine Oberflächenanästhesie notwendig ist. In Tabelle 2 sind die einzelnen Untersuchungsschritte aufgelistet. Gleichzeitig ist der Tabelle zu entnehmen, welche der Untersuchungen in der Pilotstudie (PS) bzw. der Studie (S) eingesetzt werden.

Tabelle 2 : Reihenfolge der Untersuchungen in Pilotstudie (PS) und Studie (S)

Untersuchung	Eingesetztes Gerät	PS	S
Objektive Refraktion	Refractometer (Allergan Humphrey Automatic)	x	x
Pupillomotorik	Pupillograph (AMTech GmbH)	x	x
Biomikroskopie			
- optisch	Scheimpflug Kamera (Nidek)	x	x
- ultrasonographisch	Ultraschallbiomikroskop (Humphrey Instruments Inc.)	x	
Axialbiometrie			
- koinzidenzoptisch	IOL Master (Carl Zeiss Jena GmbH)	x	x
- ultrasonographisch	Ultraschall Longitudinal (Humphrey Instruments Inc.)	x	x

### 3.2 Prinzip der objektiven Refraktometrie

Das Automatic Refraktometer der Firma Allergan Humphrey arbeitet nach dem Schneidenverfahren. Dabei sind acht Infrarotleuchtdioden zu kreuzförmig angeordneten Schneiden zusammengestellt. Ihr Licht tritt aus einem schmalen Spalt aus, der sich hinter dem Photodetektor befindet. Die Leuchtdioden werden mittels einer Optometerlinse auf dem Probandenfundus abgebildet. Bei richtig eingestellter Brechkraft des Auges wird das Fundusbild scharf auf die Dioden zurückabgebildet und es gelangt kein Licht auf den Photodetektor. Der Untersucher stellt das Gerät auf das zu untersuchende Auge ein und alle nachfolgenden Schritte zur Ermittlung der Refraktionswertes erfolgen automatisch (Rassow & Wesemann 1985). Am Ende der Messung können die Refraktionswerte für beide Augen ausgedruckt werden. Die Ergebnisse der automatischen Refraktometer weichen im Vergleich zu denen bei subjektiver Refraktion in etwa 90 % um nicht mehr als 0,5 Dioptrien ab (Wesemann & Rassow 1987).

### 3.3 Untersuchung der Pupillomotorik bei Akkommodation

Die Untersuchung der Pupillomotorik wird am Compact Integrated Pupillograph (CIP) der Firma AMTech GmbH vorgenommen. Der CIP arbeitet mit Infrarot Technologie und einem Charged Couple Device Zeilensensor als Messwertaufnehmer (Alexandridis 1971). Für eine Messung der Pupillenreaktion müssen drei Infrarotreflexe scharf und symmetrisch auf der Hornhaut abgebildet sein. Das Gerät erfasst die Pupillenränder und die Messung kann manuell gestartet werden. Automatisch wird ein konstanter Lichtreiz ausgesendet und das Verhalten der Pupille während der nächsten zwei Sekunden aufgezeichnet. Im Ergebnis der Messung liefert der CIP ein Pupillogramm mit Angabe des Pupillendurchmessers zu Beginn der Messung in Millimetern  $[T_1]$ , der Zeit vom Stimulusbeginn bis zum Beginn der Pupillenreaktion in Millisekunden  $[t_1]$ , der maximalen Änderung des Pupillendurchmessers in Millimetern  $[A_1]$  und der Reaktionsdauer vom Beginn der Pupillenkontraktion bis zum Erreichen des minimalen Durchmessers in Millisekunden  $[t_2]$ . Außerdem werden die Pupillenkontraktionsgeschwindigkeit  $[v_1]$ , die Geschwindigkeit der Pupillendilatation zu Beginn der Dilatationsphase  $[v_2]$  und die Pupillendilatationsgeschwindigkeit am Ende der Dilatationsphase  $[v_3]$  in Millimetern je

Sekunde angegeben (Alexandridis et al. 1994). Die ermittelten Parameter werden am Ende einer jeden Messung in einem Pupillogramm graphisch dargestellt und einer Plausibilitätsprüfung unterzogen. Abbildung 3.1 zeigt ein Original Pupillogramm im oberen Teil sowie ein Auszug dessen zur Veranschaulichung der beschriebenen Messparameter im unteren Bereich.

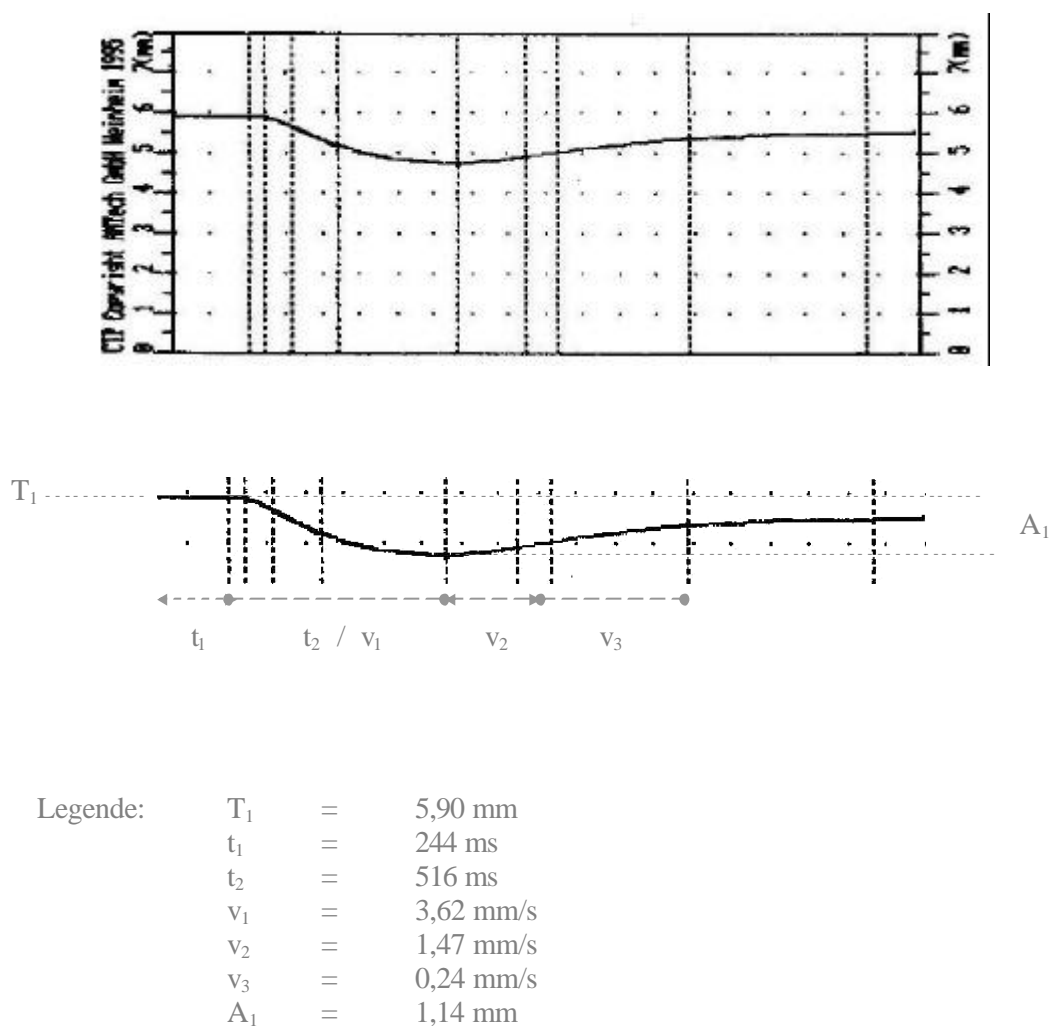


Abbildung 3.1 Pupillogramm des Compact Integrated Pupillograph (AMTech GmbH)

Die Messungen am CIP werden in einem abgedunkelten Untersuchungsraum vorgenommen. Die Probanden adaptieren an die dunklen Lichtverhältnisse über einen Zeitraum von zehn Minuten, bevor die Messreihe gestartet wird. Den Beweis, dass Akkommodation in beiden Augen gleichzeitig auftritt, trat Campell an (Campell 1960). Die Pupillomotorik in Desakkommodation kann also am linken Auge untersucht werden,

während das rechte Auge einen drei Meter entfernten Optotyp fixiert. Dem zu untersuchenden Auge wird der standardisierte Lichtstimulus dargeboten und die analog zu Abbildung 3.1 ermittelten Parameter aufgezeichnet. Nach einer kurzen Pause erfolgt eine zweite Messung für das selbe Auge in Desakkommodation. Anschließend wird das andere Auge analog dazu untersucht. Um eine pupillographische Untersuchung bei Akkommodation vorzunehmen, wird eine speziell für diesen Zweck angefertigte Schablone mit aufgedrucktem Landolt-Ring (Abb. 3.2) am CIP angebracht.

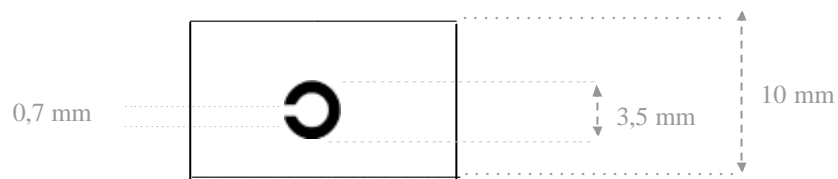


Abbildung 3.2 Landolt-Ring Schablone zur Messung bei Akkommodation

Der Proband fixiert während der beiden Messungen bei Akkommodation den fünf Zentimeter entfernten Landolt-Ring der Schablone. Abbildung 3.3 zeigt den CIP mit zentral ausgerichtetem Landolt-Ring.

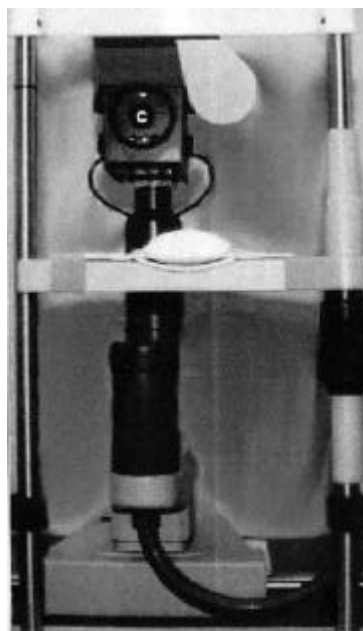


Abbildung 3.3 Pupillograph mit Landolt-Ring Schablone

### 3.4 Optische und ultrasonographische Biomikroskopie des Augenvorderabschnittes bei Akkommodation

#### 3.4.1 Prinzip der optischen Biomikroskopie

Der Österreicher Theodor Scheimpflug beschreibt 1906 wie man die Entzerrung von Abbildungen schräg stehender Objekte erreichen kann. Eine tiefenscharfe Abbildung eines schrägstehenden Objektes wird erhalten, wenn die Bildebene gegenüber der Objektivenebene um den gleichen Betrag abgewinkelt wird und alle drei Ebenen (Bildebene, Objektivenebene, Abbildungsebene) sich in einer Geraden schneiden, was sich durch Neigen der Objektivenebene oder durch Neigen der Bildebene oder beides zusammen erreichen lässt (Scheimpflug 1906). Die Scheimpflug Kamera "EAS 1000" der Firma Nidek liefert aufgrund dieses Prinzips unverzerrte, tiefenscharfe Abbildungen des vorderen Augenabschnitts und kann zur Vermessung von axialen Abständen eingesetzt werden. Die Bestimmung der Hornhautdicke, Vorderkammertiefe, Linsendicke sowie die Messung des Hornhautkrümmungsradius ist am Spaltbild nach Scheimpflug möglich (Hockwin & Dragomirescu 1981). Ein Infrarotbeleuchtungssystem (800 nm) dient der Justierung in der optischen Achse des zu untersuchenden Auges. Um ein Spaltbild aufzunehmen, ist ein Fixationslicht so positioniert, als würde es in der optischen Achse der Spaltprojektionslinse liegen. Das elektronische Scheimpfluggerät ist an ein Computerprogramm und einen Monitor gekoppelt. Mit Hilfe eines Joy Sticks zentriert man den apikalen Hornhautreflex, welcher durch das Fixierlicht hervorgerufen wird, mit einer vorgegebenen Ringmarke auf dem Bildschirm. Bei korrekter Deckung von Hornhautreflex und Ringmarke entsteht das Spaltbild, welches auf dem Monitor erscheint und einer Datenspeicherung bzw. Analyse zur Verfügung steht. Das Analyseprogramm ermöglicht die Bestimmung der Hornhautdicke, Vorderkammertiefe und Linsendicke. Bei nicht medikamentös erweiterter Pupille ist die Messung der Linsendicke aufgrund der ungenügenden Darstellung der hinteren Linsenrinde im Spaltbild selten möglich. Es werden vier Punkte entlang einer Linie, die der optischen Achse entspricht, markiert. Diese Linie wird vom Computer automatisch ermittelt. In manchen Fällen gelingt dies nicht, so dass eine manuelle Markierung durch den Untersucher erfolgen muss. Der Computer extrapoliert dann die Linie durch die Pupillenachse. Der erste Punkt entlang der optischen Achse bestimmt die Hornhautvorderfläche, der zweite Punkt bestimmt die Hornhautrückfläche, der dritte Punkt bestimmt die Linsenvorderfläche und der vierte Punkt bestimmt die Linsenrückfläche. Die

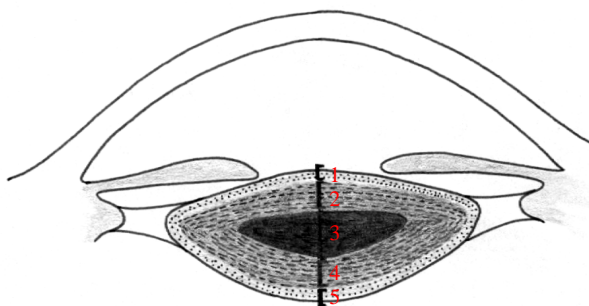


Vorderkammertiefe entspricht demzufolge dem Abstand zwischen der Hornhautrückfläche und der Linsenvorderfläche. Nachdem die korrekte Position der Markierungspunkte auf dem Bildschirm überprüft ist, errechnet das Programm die axialen Abstände. Dabei beträgt der methodische Fehler für Längenmessungen zur Bestimmung von Hornhautdicke, Vorderkammertiefe oder Linsendicke nach Angaben von Hockwin et al. weniger als drei Prozent (Hockwin et al. 1982). Abbildung 3.4 zeigt eine Scheimpflug Aufnahme im Biometrie Auswertungsmenüpunkt.



Abbildung 3.4 Scheimpflug Kamera Aufnahme: Axiale Biometrie

Die Lichtstreuung der Linse wird in unserer Studie entlang der optischen Achse an fünf Stellen der Linse, wie in Abbildung 3.5 gezeigt, bestimmt.



- Legende:
- 1 = vordere Linsenkapsel
  - 2 = vordere Linsenrinde
  - 3 = Linsenkern
  - 4 = hintere Linsenrinde
  - 5 = hintere Linsenkapsel

Abbildung 3.5 Einteilung der Linsenschichten zur Lichtstreuungsmessung

Die Messpunkte befinden sich, wie oben skizziert, in der vorderen Linsenkapsel, der vorderen Linsenrinne, dem Linsenkern, der hinteren Linsenrinne und der hinteren Linsenkapsel. Zur Beurteilung der Linsentransparenz dient das densitometrische Bildanalyseprogramm : “Cataract and Transparency“. Die Intensität der Filmschwärzung bestimmt die Höhe des Densitometerausschlags und ergibt einen Zahlenwert, anhand dessen die Lichtstreuung der Linse quantitativ beurteilt werden kann (Hockwin & Dragomirescu 1981; Hockwin et al. 1982; Hockwin 1986, Mayer & Poganatz 1987). Den Densitometerwerten bzw. Graustufen ist ein Koordinatenwert zugeordnet, welcher die exakte Lokalisation des Messpunktes repräsentiert (Abb. 3.6). Dadurch sind reproduzierbare Messungen bei Desakkommodation und bei Akkommodation an den in Abb. 3.5 skizzierten Linsenschichten möglich.

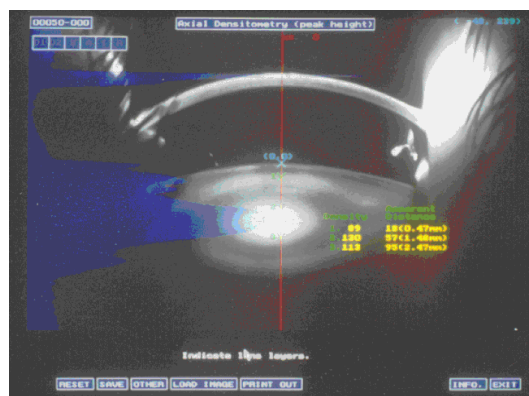


Abbildung 3.6 Scheimpflug Kamera Aufnahme: Lichtstreuungsmessung

Die ermittelten Graustufenwerte bei Desakkommodation und Akkommodation lassen sich ins Verhältnis zueinander setzen. Der erhaltene Quotient gibt Auskunft darüber, ob die Lichtstreuung der Linse an dieser Stelle bei Akkommodation zunimmt (Quotient  $>1$ ), abnimmt (Quotient  $<1$ ) oder unverändert bleibt (Quotient = 1).

Mittels eines weiteren Analyseprogramms wird die Größe des Vorderkammerwinkels bestimmt. Dazu ist es nötig, zehn Punkte entlang der Hornhautvorderfläche und drei Punkte entlang der Linsenvorderfläche zu markieren. Der Computer legt anschließend automatisch zwei Kurven durch diese Punkte und zeigt die Winkelgröße, wie in Abbildung 3.7 gezeigt, an.

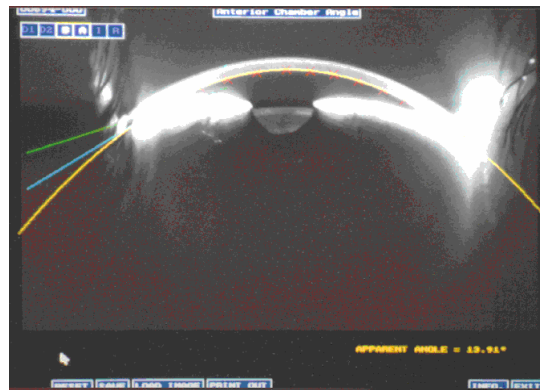


Abbildung 3.7 Scheimpflug Kamera Aufnahme: Vorderkammerwinkelmessung

Für die Aufnahmen an der Scheimpflug Kamera wird der Raum abgedunkelt. Der sitzende Proband schaut auf das integrierte Fixationslicht und die Spaltbildaufnahme am desakkommodierten Auge wird ausgelöst. Jedes Auge wird zweimal gemessen. Danach erfolgt der Umbau des Gerätes für die Messungen im akkommodierten Zustand des Auges (Abb.3.8).

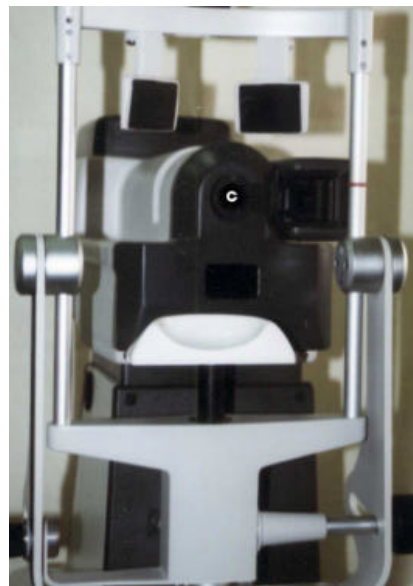


Abbildung 3.8 Scheimpflug Kamera mit Landolt-Ring Schablone

Als Nahfixierobjekt dient die in Abbildung 3.2 dargestellte Landolt-Ring Schablone. Sie wird am Gerät direkt vor der Messöffnung auf der Seite des zu Untersuchenden befestigt.

Sie darf dabei den für die korrekte Einstellung des Auges wichtigen Hornhautreflex nicht verhindern. Der sitzende Proband wird gebeten, den vier Zentimeter entfernten Landolt-Ring zu fixieren. Die Aufnahmen erfolgen am fixierenden Auge zweimal hintereinander. Sie werden mit Hilfe der erläuterten Analyseprogramme ausgewertet und die Ergebnisse bezüglich der axialen Biometrie, der Lichtstreuung der Linse und des Vorderkammerwinkels bei Desakkommodation und bei Akkommodation in einem Auswertungsbogen (Anhang) dokumentiert.

### 3.4.2 Prinzip der ultrasonographischen Biomikroskopie

Die Ultraschallbiomikroskopie (UBM) arbeitet mit Schallfrequenzen zwischen 40 – 100 MHz. Diese hohen Frequenzen bedingen eine vergleichsweise geringe Eindringtiefe von etwa fünf Millimetern. Für eine aussagekräftige Bildgebung ist ein kurz gepulster Ultraschall und die Rotation des Schallkopfes um die eigene Achse nötig (Howry & Bliss 1952). Damit ist ein höheres Auflösungsvermögen gegenüber der konventionellen Ultraschalltechnik erreichbar. Das in der Studie eingesetzte Ultraschallbiomikroskop der Firma Humphrey Modell 840 besitzt eine Frequenz von 80 MHz und ein Auflösungsvermögen von 40 – 50  $\mu\text{m}$ . Im Vergleich dazu besitzt ein ophthalmologisches Ultraschallgerät mit einer Frequenz von 10 MHz ein Auflösungsvermögen von 200  $\mu\text{m}$ . Faktoren, die schwächend auf den Ultraschallstrahl einwirken, sind Absorption und Reflexion. Die Schallenergie wird einerseits durch Absorption in Wärme umgewandelt und andererseits durch Reflexion an den akustischen Grenzflächen des Gewebes gemindert und geht der Bildgewinnung verloren (Feleppa et al. 1986). Der vom Schallkopf wieder aufgenommene Ultraschallrücklauf wird computergesteuert in ein zweidimensionales Schnittbild des untersuchten Gewebes transformiert. Dabei kann jedem Gewebe ein spezifischer Koeffizient des zum Schallkopf rückreflektierten Schalls zugeordnet werden, welcher der Helligkeit bei der Wiedergabe auf dem Ultraschallmonitor proportional ist. Durch ein Messprogramm ermöglicht die UBM neben der Untersuchung von Hornhaut, Vorder- und Hinterkammer auch die Beurteilung des Kammerwinkels. Da die Untersuchung das Einsetzen eines Augenbechers erfordert, ist eine Oberflächenanästhesie der Hornhaut mit 0,5 % Proparackain notwendig. Die Untersuchung erfolgt im Liegen unter Tageslichtbedingungen. Der Proband wird aufgefordert, einen Fixierpunkt der etwa drei

Meter hohen Zimmerdecke anzuschauen. Zur Dokumentation dient der Ausdruck über den Printer.

Um eine reproduzierbare Fixierung in der Nähe während der UBM zu erhalten, ist ein spezieller Versuchsaufbau notwendig. Dieser ist in Abbildung 3.9 dargestellt.

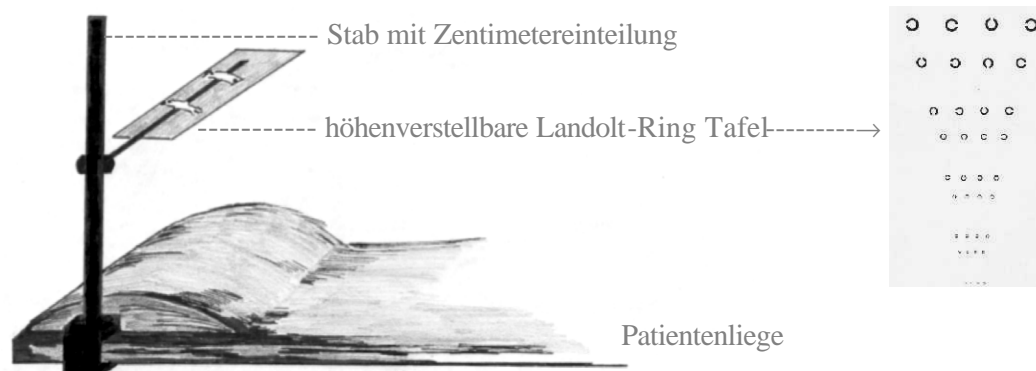


Abbildung 3.9 Messaufbau Ultraschallbiomikroskopie bei Akkommodation

Der Proband liegt auf dem Rücken, über ihm befindet sich in 20 Zentimeter Entfernung eine Tafel mit unterschiedlich großen Landolt-Ringen. Einen dieser Optotypen soll der Proband während der gesamten Messung mit dem nicht zu untersuchenden Auge fixieren.

### 3.5 Koinzidenzoptische und sonographische Axialbiometrie zur Beurteilung der Achsenlänge bei Akkommodation

#### 3.5.1 Prinzip der koinzidenzoptischen Axialbiometrie

Die optische Biometrie ermöglicht eine Messung okulärer Distanzen, wie beispielsweise der Achsenlänge als optische Weglänge zwischen Hornhautvorderfläche und Pigmentepithel der Netzhaut (Fercher et al. 1988). Weiterhin werden die Vorderkammertiefe sowie die zentralen Hornhautradien bestimmt. Das Messverfahren wird hauptsächlich für die Berechnung von Intraokularlinsen eingesetzt und basiert als nicht invasives optisches Biometrie - Verfahren auf dem Prinzip der Teilkohärenz - Interferometrie bzw. partial coherence interferometry (PCI). Dabei wird von einer Laserdiode Infrarotlicht in zwei Teilstrahlen unterschiedlicher optischer Wellenlänge zerlegt. Beide Teilstrahlen werden an

der Hornhaut und an der Netzhaut reflektiert. Das transversale und longitudinale Auflösungsvermögen wird mit  $10\ \mu\text{m}$  angegeben (Hitzenberger et al. 1989). Vorteil der Teilkohärenz-Interferometrie ist, dass es sich um ein berührungsfreies Verfahren handelt, welches keine Lokalanästhesie erfordert (Drexler et al. 1998). Die Messungen am sitzenden Probanden erfolgen in einem abgedunkelten Raum mit Hilfe des IOL Masters der Firma Carl Zeiss Jena. Es dürfen keine Hornhautnarben oder dichte Formen einer Katarakt bestehen. Zur Achsenlängenmessung wird der Proband aufgefordert auf das rote Fixierlicht zu schauen, welches auf eine unendliche Weite eingestellt ist (persönliche Mitteilung von Herrn Dipl. Ing. Bergner, Mitarbeiter der Carl Zeiss Jena GmbH). Auf dem Display erscheint ein Fadenkreuz mit einem Kreis in der Mitte. Die Voreinstellung zur Messung erfolgt so, dass der senkrechte helle Strich optimal scharf erscheint, der Reflex des Justierlichtes gleichzeitig in der Mitte des Fadenkreuzes liegt und scharf abgebildet wird. Der ermittelte Achsenlängenmesswert erscheint neben dem Videobild auf dem Display; dem Videobild ist ein Graph überlagert (Abb. 3.10). Der starke Peak des Graphen lässt sich dem retinalen Pigmentepithel zuordnen; auftretende Nebenmaxima sind Artefakte der verwendeten Laserdiode. Gleichzeitig wird das Signal Rausch Verhältnis (SNR) des Messsignals angezeigt. Dieser Wert ist ein Maß für die Qualität der Messung und sollte nicht unter einem Zahlenwert von zwei liegen.

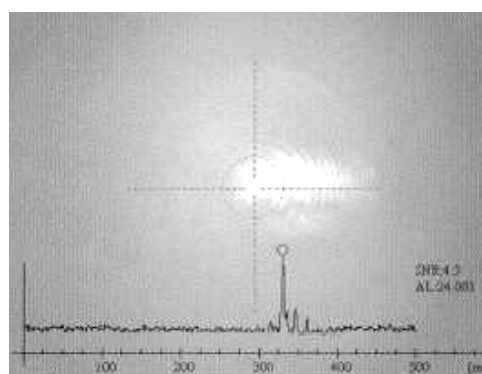
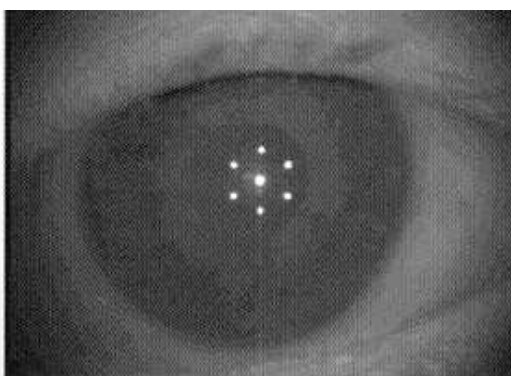


Abbildung 3.10 IOL Master Aufnahmen : Achsenlängenmessung

Bei der Einstellung zur Messung der zentralen Hornhautkrümmungsradien muss darauf geachtet werden, dass alle sechs Messpunkte symmetrisch zum Fadenkreuz stehen und optimal scharf zu sehen sind (Abb. 3.11). Anschließend erfolgen fünf Messungen des horizontalen und des vertikalen Hornhautkrümmungsradius im zentralen Bereich der

Hornhaut. Dieser Bereich umfasst einen Durchmesser von 2 mm (persönliche Mitteilung von Herrn Dipl. Ing. K. Lassak, Mitarbeiter der Carl Zeiss Jena GmbH).

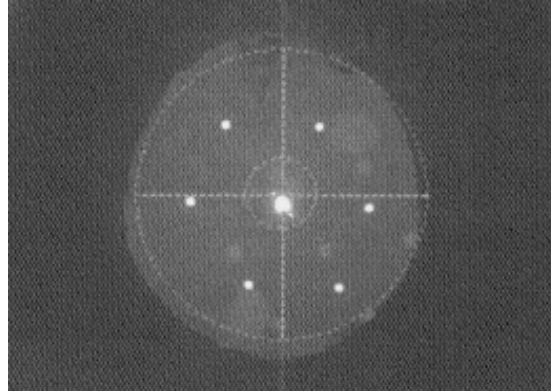


Abbildung 3.11 IOL Master Aufnahme : zentrale Hornhautkrümmungsradien Messung

Für die Messungen der Vorderkammertiefe wird automatisch die seitliche Spaltbeleuchtung eingeschaltet (Abb. 3.12). Der Proband schaut auf das gelbe Fixierlicht und das Gerät wird durch den Untersucher so justiert, dass das Bild des Fixierpunktes optimal scharf im Rechteck auf dem Display erscheint, nicht von Reflexen gestört ist und dass die Linsenvorderkante gut sichtbar ist.

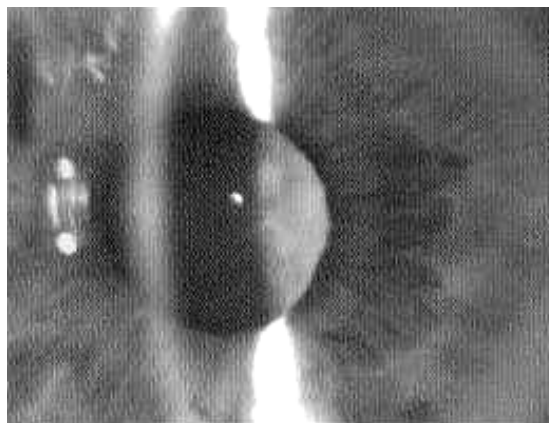


Abbildung 3.12 IOL Master Aufnahme : Vorderkammertiefen Messung

Nach 15 Sekunden erscheinen auf dem Display fünf Messwerte zur Vorderkammertiefe sowie der daraus errechnete Mittelwert. Dabei entspricht die Vorderkammertiefe dem Abstand zwischen Hornhautvorderfläche und Linsenvorderfläche.

Die Naheinstellung des Auges wird am IOL Master mit Hilfe der in Abbildung 3.2 gezeigten, durchsichtigen Landolt-Ring Schablone erreicht. In Abbildung 3.13 wird der IOL Master mit angebrachter Landolt-Ring Schablone aus Sicht des Probanden gezeigt.



Abbildung 3.13 IOL Master mit Landolt-Ring Schablone

Der Proband wird gebeten, den Optotyp der Schablone mit dem zu messenden Auge anzuschauen. Der Abstand zwischen Hornhaut und Optotyp beträgt dabei sechs Zentimeter. Das integrierte Fixierlicht kann während der Messungen nicht ausgeschaltet werden.

### 3.5.2 Prinzip der sonographischen Axialbiometrie

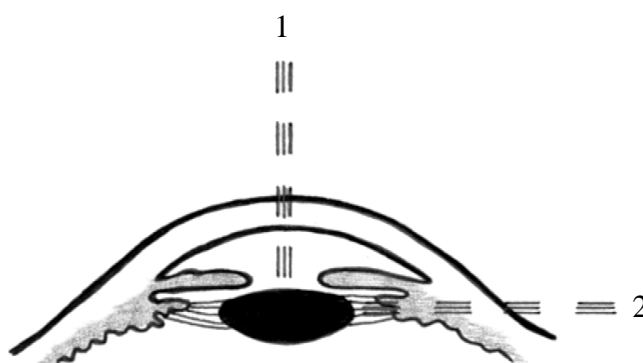
Im Gegensatz zur optischen Axialbiometrie kommt es bei der akustischen Axialbiometrie zum direkten Kontakt zwischen Schallkopf und Hornhaut, so dass eine Oberflächenanästhesie der Hornhaut mittels 0,5 % Proparackain erforderlich ist. Seit den ersten Ultraschall – Biometrie Messungen 1956 wurde diese Methode der Bestimmung von



intraokularen Entfernungen entlang der optischen Achse ständig weiterentwickelt (Mundt & Hughes 1956). Das Auflösungsvermögen ist mit 200  $\mu\text{m}$  bei Verwendung eines 10 MHz Transducers begrenzt. Die Genauigkeit dieser Methode wird mit 100 – 200  $\mu\text{m}$  angegeben (Schachar et al. 1980; Rudnicka et al. 1992). Die Ultraschall - Biometrie liefert Messwerte zur Vorderkammertiefe, Linsendicke und Achsenlänge entlang der optischen Achse. Dabei wird die Achsenlänge als Abstand von der Hornhautvorderfläche bis zur inneren Grenzmembran des Glaskörpers und die Vorderkammertiefe als Abstand von der Hornhautvorderfläche bis zur Linsenvorderfläche definiert. Während der Ultraschall Untersuchung bei Desakkommodation wird der Proband gebeten, einen Punkt der drei Meter entfernten Zimmerdecke anzusehen. Um die Ultraschall Untersuchung im akkommodierten Augenzustand durchzuführen, wird der Versuchsaufbau analog zur UBM Untersuchung verwendet (siehe Abb. 3.9).

### 3.6 Untersuchung des äquatorialen Linsendurchmessers bei Akkommodation

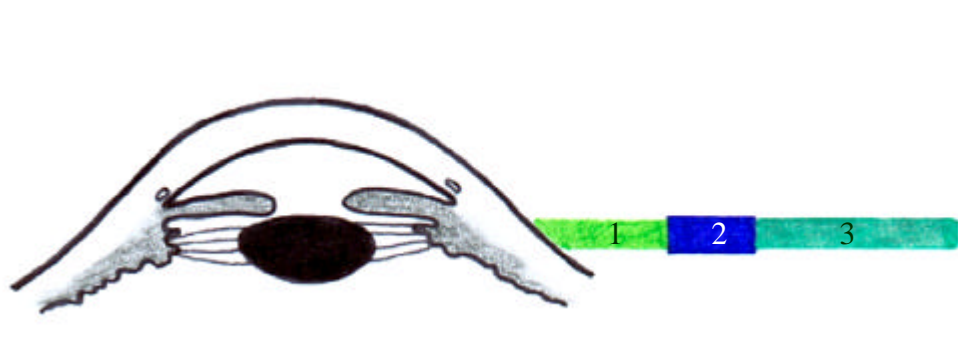
Um den äquatorialen Linsendurchmesser zu erfassen, müssen die Ultraschallwellen seitlich auf die Linse treffen (Abbildung 3.14).



- Legende:
- 1 Messung des axialen Linsendurchmessers
  - 2 Messung des äquatorialen Linsendurchmessers

Abbildung 3.14 Schallwellenausrichtung zur Messung des axialen (1) und des äquatorialen (2) Linsendurchmessers am Ultraschall Gerät

Um den äquatorialen Strahlengang zu ermöglichen, wird dem A-Scan Schallkopf ein speziell angefertigter Adapter aufgesetzt. Der Adapter besteht aus einem PVC Röhren und überragt den Schallkopf um einen Zentimeter. Da Ultraschallwellen Luft nicht passieren können, wird ein passender Transducer für die Verbindung zwischen Schallkopf und Hornhaut benötigt. Ein solches Material stellt Polyacrylamid Gel dar. Die optimale Form des Gels für den geplanten Messvorgang ist die Zylinderform mit einem geraden Ende an der Kontaktfläche zum Ultraschallkopf und einem schrägen Ende an der Kontaktstelle zur Hornhaut bzw. Bindehaut wie in Abbildung 3.15 skizziert.



Legende:      1 = Polyacryl Gel  
                   2 = Kunststoffadapter  
                   3 = A-Scan Schallkopf

Abbildung 3.15 Erfassung des äquatorialen Linsendurchmessers am Ultraschall Gerät

Der direkte Kontakt zwischen Auge und Gel macht eine Oberflächenanästhesie notwendig. Zum Registrieren der Messwerte muss der Untersucher den Fußtaster betätigen, da das Gerät die Daten nicht automatisch registriert.

### 3.7 Auswahl geeigneter Messmethoden für die Studie

In Tabelle 3 sind alle untersuchten Parameter der Pilotstudie und Studie aufgelistet. Der äquatoriale Linsendurchmesser wurde nicht in der Hauptstudie untersucht, weil in der Pilotstudie keine ausreichend genaue Beurteilung möglich war. Die Tabelle zeigt die Anzahl der durchgeführten Messungen im jeweiligen Akkommodationszustand des Auges.

Dabei entspricht Desakkommodation (DA) dem Blick in die Ferne und Akkommodation (A) dem Blick in die Nähe.

Tabelle 3 : untersuchte Parameter der Pilotstudie (PS) und Studie (S)

Parameter	Geräteeinsatz	DA	A	PS	S
Refraktion	Autorefraktometer	1	1	x	x
Pupillomotorik	Pupillograph	2	2	x	x
Hornhautdicke	Scheimpflug Kamera	2	2	x	x
Hornhautkrümmungsradien	Scheimpflug Kamera	2	2	x	x
	IOL Master	1	1	x	x
Vorderkammerwinkel	Scheimpflug Kamera	2	2	x	x
	UBM	1	1	x	
Vorderkammertiefe	Scheimpflug Kamera	2	2	x	x
	IOL Master	5	5	x	x
	Ultraschall A Scan	5	5	x	x
	UBM	1	1	x	
Linsendurchmesser axial	Ultraschall A Scan	5	5	x	x
Linsendurchmesser äquatorial	Ultraschall A Scan seitlich	3	3	x	
Lichtstreuung der Linse	Scheimpflug Kamera	2	2	x	x
Achsenlänge	IOL Master	3	3	x	x
	Ultraschall A Scan	5	5	x	x
Zonulafasern	UBM	1	1	x	

## 4 Methoden der allgemeinen und der statistischen Auswertung

### 4.1 Allgemeine Auswertung der Studienergebnisse

Die durchgeführten Untersuchungen sind als prospektive klinische Studie angelegt. Die Auswertung und Bearbeitung der Daten erfolgte mit den Computerprogrammen Microsoft Word und Excel sowie dem Statistikprogramm SPSS 8.0 für Windows.

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt anhand von Boxplots. Statistisches Testverfahren für normalverteilte Messwerte ist in der vorliegenden Arbeit der t-Test für gepaarte Stichproben. Bei nicht normal verteilten Messwerten wird der nicht parametrische Wilcoxon Test für verbundenen Stichproben bzw. Vorzeichen Test als statistisches Prüfverfahren eingesetzt.

### 4.2 Statistische Auswertung der Studienergebnisse

#### 4.2.1 Test auf Normalverteilung

Eine Prüfung auf Normalverteilung wird mit Hilfe des Normalverteilungsplots und dem dazugehörigen Lilliefors Test vorgenommen. Da es sich in unserer Studie um Fallzahlen kleiner 50 handelt, wird zusätzlich der Shapiro Wilk Test angegeben. Bei einer Angabe der Signifikanz  $p > 0,1$  liegt eine annähernde Normalverteilung vor.

#### 4.2.2 t-Test bei gepaarten Stichproben

Der t-Test setzt Normalverteilung voraus. Er vergleicht zwei Mittelwerte, die nicht als vollkommen unabhängig voneinander angesehen werden können (Brosius 1998). Mittels t-Test bei gepaarten Stichproben wird die Signifikanz der akkommodationsabhängigen Veränderung eines Parameters geprüft. Sofern nicht anders angegeben, wird bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit (95%)  $p < 0,05$  von einem statistisch signifikanten Unterschied ausgegangen.

#### 4.2.3 Wilcoxon Test und Vorzeichen Test für verbundene Stichproben

Beim Wilcoxon Test, der genau wie der Vorzeichen Test zu den Rangsummentests zählt, wird die Verteilung zweier Variablen anhand von Differenzen zwischen den Wertepaaren verglichen. Dieses nicht parametrische Testverfahren hat weniger strenge Voraussetzungen als der entsprechende t-Test bezüglich der Verteilungsform, so dass es bei nicht normalverteilten Messgrößen zum Einsatz kommt. Beim Vorzeichen Test wird ebenfalls die Verteilung zweier Variablen anhand von Differenzen zwischen den Wertepaaren verglichen. Nach Ermittlung eines standardnormalverteilten Z Wertes wird dieser auf Signifikanz geprüft. Signifikante Unterschiede bestehen bei einem  $p < 0,05$ . Dieses nicht parametrische Testverfahren kommt bei nichtnormalverteilten Messgrößen zum Einsatz.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Ergebnisse der Pilotstudie

#### 5.1.1 Objektive Refraktometrie der Pilotstudienteilnehmer

Die Refraktionswerte der Pilotstudienteilnehmer ( $n=5$ ) werden wie unter 3.2 beschrieben ermittelt und umfassen den in Abbildung 5.1 graphisch dargestellten Bereich von  $-3,00$  bis null Dioptrien.

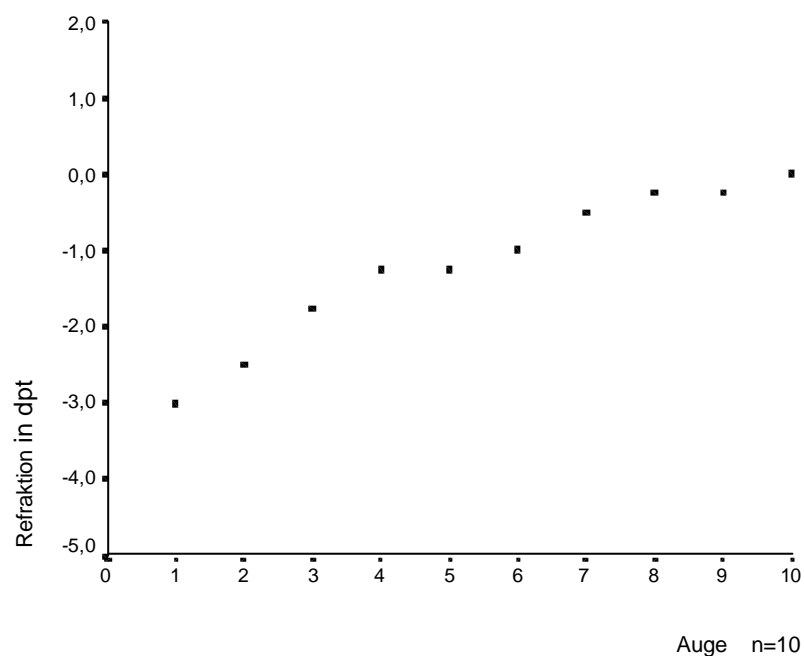


Abbildung 5.1 Refraktionswerte der 5 Pilotstudienteilnehmer

### 5.1.2 Abhängigkeit der Pupillomotorik vom Akkommodationszustand

Die Pupillomotorik wird mittels des Pupillographen untersucht (vgl. 3.3). Dabei zeigt sich für den desakkommodierten Durchmesser der Pupille ( $T_1$ ) vor Lichteinwirkung ein Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (1s) von  $6,51 \text{ mm} \pm 0,63 \text{ mm}$ . Für die Werte in Desakkommodation kann nach Durchführung des Shapiro-Wilk Tests mit  $p = 0,265$  Normalverteilung angenommen werden. Bei Akkommodation wird eine Abnahme des Pupillendurchmessers um  $0,88 \text{ mm}$  festgestellt. Der Mittelwert der Pupillengröße bei Akkommodation beträgt  $5,63 \text{ mm} \pm 1,05 \text{ mm}$ . Bei allen 10 untersuchten Augen verringert sich der Pupillendurchmesser (vgl. Abb. 5.2).

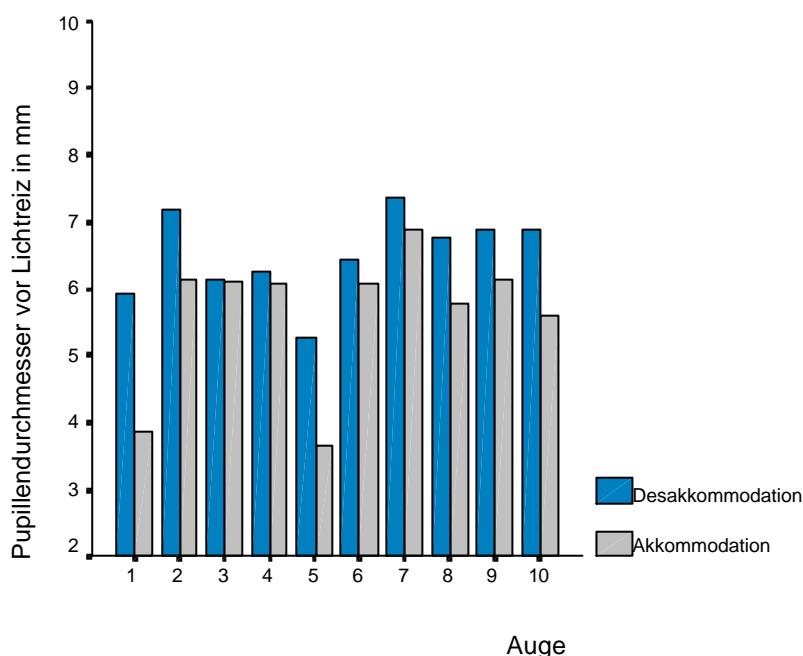


Abbildung 5.2 Pupillograph : Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation vor Aussendung des Lichtreizes (n=5)

Mit dem Normalverteilungstest wird für die akkommodierten Pupillenmesswerte ein  $p$ -Wert von  $0,486$  ermittelt. Es liegt Normalverteilung vor. Zur Prüfung der Signifikanz der desakkommodierten und akkommodierten Messwerte wird der t-Test für gepaarte Stichproben angewendet. Es ergibt sich ein signifikanter Unterschied der Pupillengröße mit  $p < 0,005$ .

Um den Betrag der Pupillengrößenänderung bei Akkommodation darzustellen, wurde in Abbildung 5.3 die Pupillendurchmesserendifferenz nach folgender Gleichung berechnet und

graphisch dargestellt:  $\Delta T_1 = T_1 (DA) - T_1 (A)$  Die Änderungsbeträge werden dabei aufsteigend sortiert, wobei Auge 1 der Abbildung 5.2 nicht dem Auge 1 der Abbildung 5.3 entspricht.

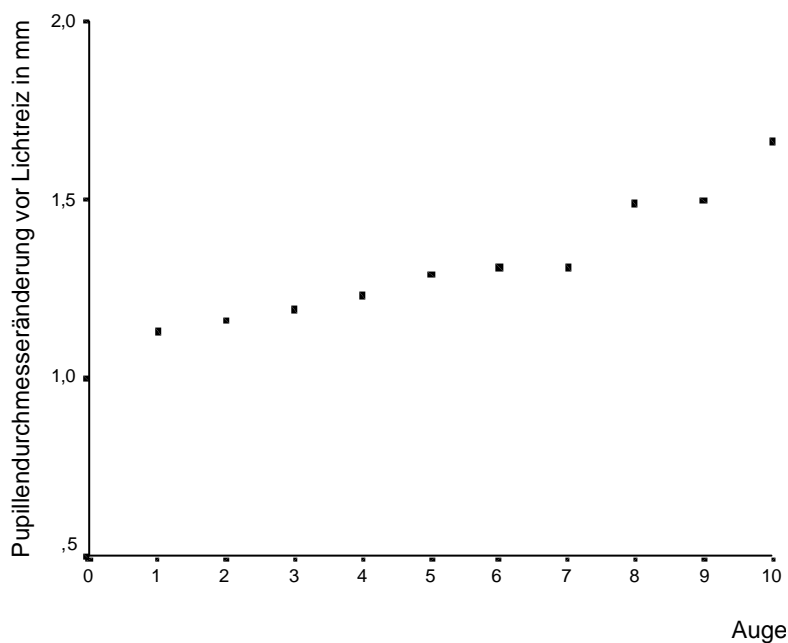


Abbildung 5.3 Pupillograph : Delta Pupillendurchmesser von Desakkommodation zu Akkommodation vor Lichtreizaussendung (n=5)

Nach Lichteinwirkung ( $T_1 - A_1$ ) beträgt der Mittelwert aller desakkommodierten Pupillendurchmesser  $5,18 \text{ mm} \pm 0,59 \text{ mm}$ . Der Mittelwert für die akkommodierten Pupillendurchmesser des Probandenkollektives beträgt  $4,39 \text{ mm} \pm 0,84 \text{ mm}$  (Abb. 5.4). Analog zu den Ergebnissen vor Lichteinwirkung ergibt sich auch nach Lichteinwirkung eine Abnahme des Pupillendurchmessers um  $0,87 \text{ mm}$  bei Akkommodation des Auges. Mit dem Shapiro-Wilk Test kann eine Normalverteilung der Werte bei Desakkommodation ( $p = 0,378$ ) und bei Akkommodation ( $p = 0,570$ ) nachgewiesen werden. Auf statistische Signifikanz der desakkommodierten und akkommodierten Pupillenweite wird mit dem t Test für gepaarte Stichproben geprüft. Es kann ein signifikanter Unterschied mit  $p < 0,05$  festgestellt werden.



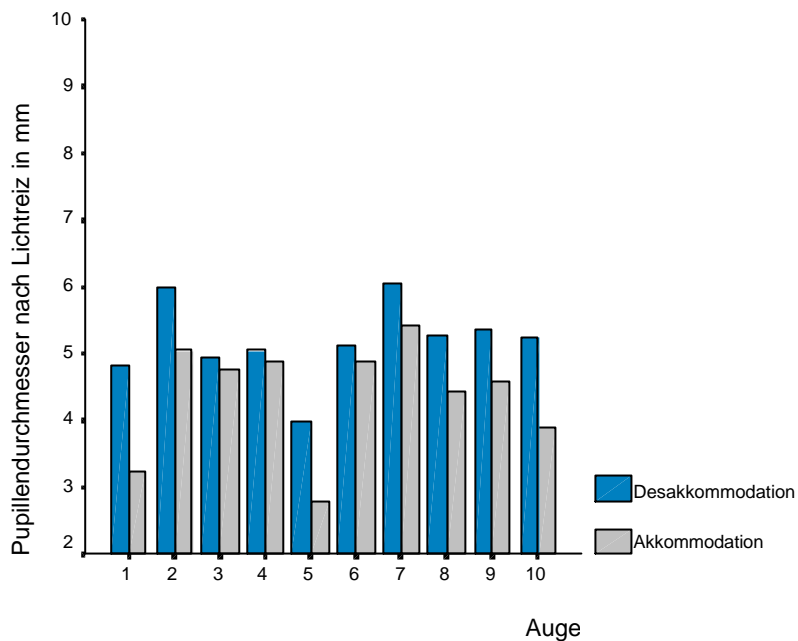


Abbildung 5.4 Pupillograph : Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation nach Aussendung eines Lichtreizes (n=5)

Bei der Bildung der Differenz von desakkommodiertem und akkommodiertem Pupillendurchmesser ergibt sich die Pupillengrößenänderung, welche einen Bereich von 0,6 mm bis 1,7 mm umfasst (vgl. Abb. 5.5).

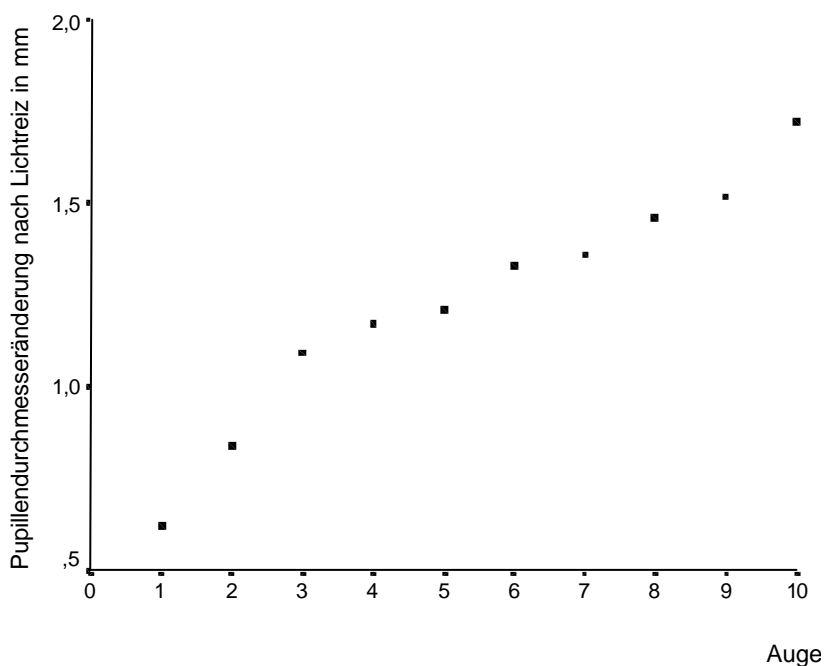


Abbildung 5.5 Pupillograph : Delta Pupillendurchmesser von Desakkommodation zu Akkommodation nach Lichtreizaussendung (n=5)

Bei Betrachtung der Amplituden ( $A_1$ ) der Pupillendurchmesseränderung auf einen Lichtreiz hin zeigt sich bei Desakkommodation ein Medianwert von 1,29 mm. Bei Akkommodation steigt die Amplitude im Median auf 1,33 mm. Mit einem p-Wert von 0,01 liegt bei beiden Messreihen keine Normalverteilung vor. Auf statistische Signifikanz wird daher mit dem Wilcoxon Test geprüft, in dessen Ergebnis  $p > 0,05$  ist. Damit kann keine Signifikanz der Amplitudenunterschiede zwischen Desakkommodation und Akkommodation nachgewiesen werden.

Der Mittelwert der Pupillenkontraktionsgeschwindigkeit ( $v_1$ ) beträgt für alle Probanden bei Desakkommodation  $3,86 \text{ mm/s} \pm 0,85 \text{ mm/s}$ . Bei verengter, akkommodierter Pupille steigt sie im Mittelwert auf  $3,89 \text{ mm/s} \pm 0,96 \text{ mm/s}$  an. Bei Prüfung der Verteilung kann mit dem Shapiro-Wilk Test eine Normalverteilung für desakkommodierte Werte ( $p = 0,625$ ) und akkommodierte Werte ( $p = 0,954$ ) errechnet werden. Im t-Test für gepaarte Stichproben zeigt sich, dass die Geschwindigkeit der Pupillenverengung auf einen Lichtreiz hin bei Desakkommodation nicht signifikant ( $p > 0,05$ ) kleiner ist als bei Akkommodation des Auges. Abbildung 5.6 stellt die Messergebnisse hierzu graphisch dar.

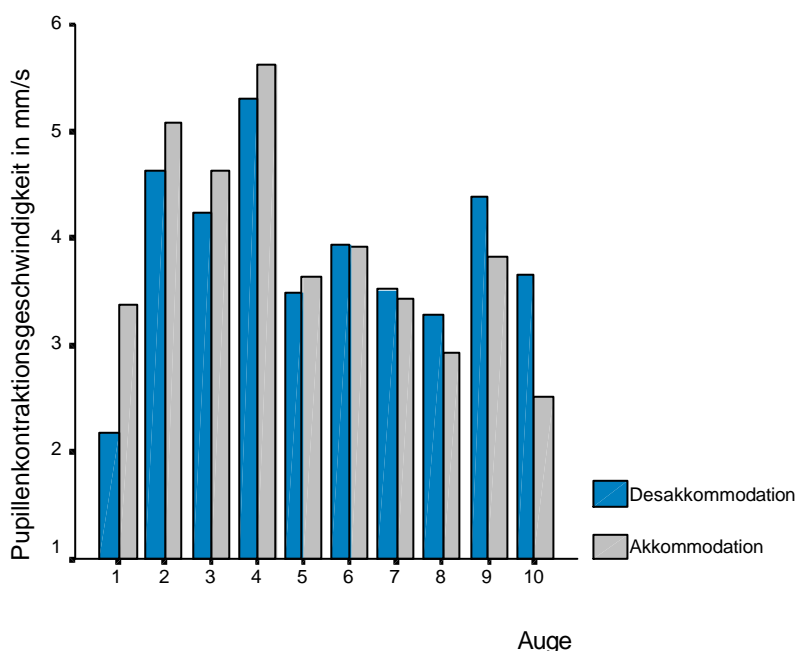


Abbildung 5.6 Pupillograph : Pupillenkontraktionsgeschwindigkeit bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Die Reaktionsdauer ( $t_2$ ) vom Beginn der Pupillenkontraktion bis zum Erreichen des minimalen Pupillendurchmessers ist im Mittelwert bei Desakkommodation  $527 \text{ ms} \pm 78 \text{ ms}$

lang. Die Reaktionsdauer der akkommodierten Pupille nimmt 18 ms mehr in Anspruch als die der desakkommodierten Pupille (Abb. 5.7). Der Mittelwert bei Akkommodation beträgt  $545 \text{ ms} \pm 97 \text{ ms}$ .

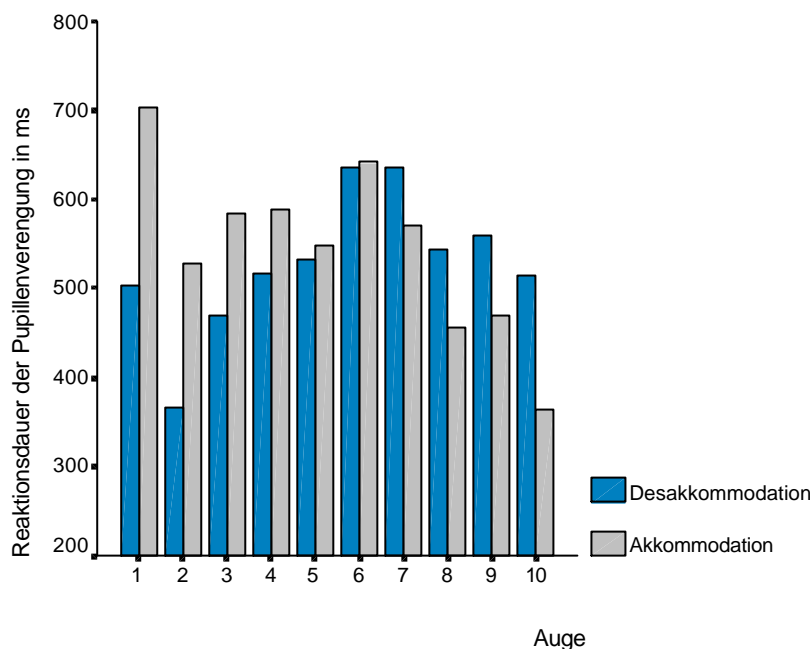


Abbildung 5.7 Pupillograph : Reaktionsdauer der Pupillenreaktion bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Bei Prüfung der Verteilung kann mit dem Shapiro-Wilk Test auf keine Normalverteilung der Messwerte geschlossen werden ( $p < 0,1$ ). Im statistischen Vergleich der desakkommodierten und akkommodierten Messwerte zeigt sich für die Reaktionsdauer im Wilcoxon Test für gepaarte Stichproben mit  $p = 0,575$  kein signifikanter Unterschied.

### 5.1.3 Zusammenhang zwischen Akkommodation und Augenvorderabschnittsänderungen

#### 5.1.3.1 Abhängigkeit der Hornhautdicke vom Akkommodationszustand

Bezüglich der zentralen Hornhautdicke gemessen nach dem Scheimpflug Prinzip (vgl. 3.4.1) erhält man bei Desakkommodation für die Pilotstudienteilnehmer einen Mittelwert von  $0,50 \text{ mm} \pm 0,04 \text{ mm}$ . Der Mittelwert der zentralen Hornhautdicke bei Akkommodation beträgt  $0,51 \text{ mm} \pm 0,03 \text{ mm}$ . Bei der Überprüfung der Verteilung beider Messgrößen kann

im Shapiro-Wilk Test mit  $p = 0,272$  (Desakkommodation) bzw.  $p = 0,592$  (Akkommodation) auf Normalverteilung geschlossen werden. In 6 Fällen ist die Hornhaut bei Akkommodation dicker, in 4 Fällen sind die Messwerte der zentralen Hornhautdicke kleiner oder unverändert gegenüber Desakkommodation. Mit einem Wert von  $p = 0,133$  im t-Test für gepaarte Stichproben besteht kein signifikanter Unterschied für die Änderung der Hornhautdicke bei Akkommodation des Auges. Abbildung 5.8 zeigt die graphische Darstellung des Parameters für alle 10 untersuchten Augen der Pilotstudienprobanden.

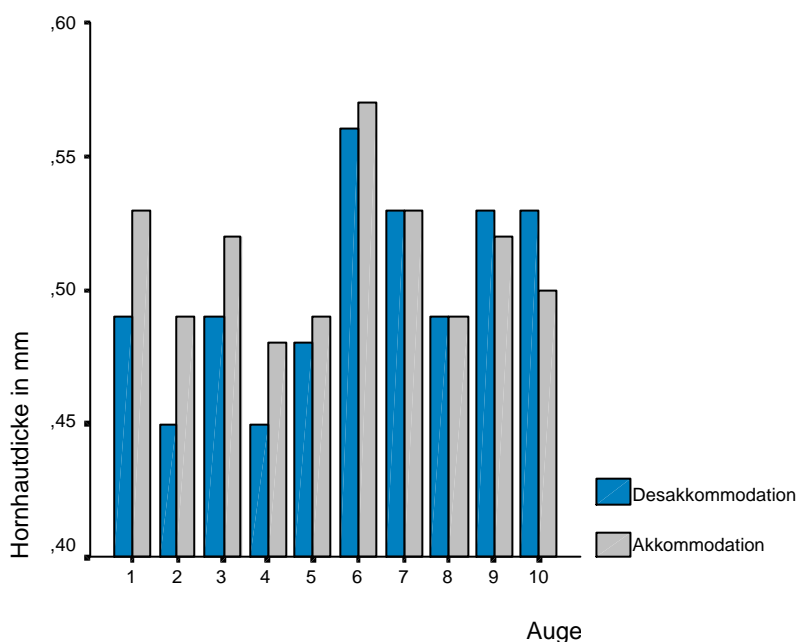


Abbildung 5.8 Scheimpflug Kamera: Hornhautdicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

### 5.1.3.2 Abhängigkeit der Hornhautkrümmungsradien vom Akkommodationszustand

Desakkommodiert kann für den zentralen vertikalen Hornhautkrümmungsradius (HHK) gemessen mittels optischer Biomikroskopie (vgl. 3.4.1) ein Mittelwert von  $7,98 \text{ mm} \pm 0,54 \text{ mm}$  bestimmt werden. Mit einem  $p$ -Wert =  $0,962$  (Shapiro Wilk) besteht hierbei Normalverteilung. Durch Akkommodation des Auges nimmt der vertikale Hornhautkrümmungsradius im Mittelwert auf  $8,00 \text{ mm} \pm 0,59 \text{ mm}$  zu. Normalverteilung liegt mit  $p = 0,563$  (Shapiro Wilk) ebenfalls vor. Ein statistisch gesicherter Anstieg des Krümmungsradius der Hornhaut lässt sich jedoch anhand des t-Test bei  $p > 0,05$  nicht nachweisen. Abbildung 5.9 zeigt die akkommodative Zunahme des vertikalen Hornhautkrümmungsradius in 4 Fällen und die Abnahme desselben in 6 Fällen.

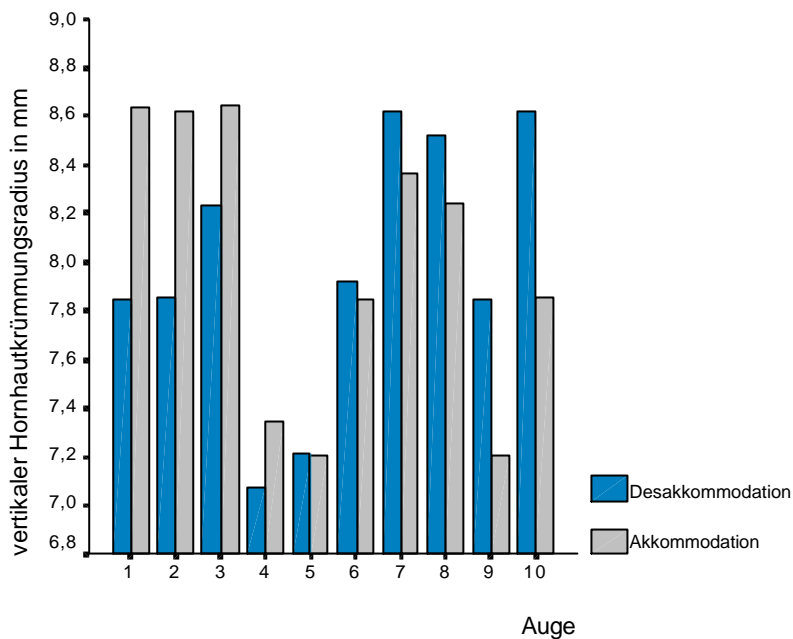


Abbildung 5.9 Scheimpflug Kamera: vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Die Messungen des vertikalen Hornhautkrümmungsradius nach dem Prinzip der koinzidenzoptischen Axialbiometrie (vgl. 3.5.1) ergeben einen Mittelwert bei Desakkommodation von  $7,96 \text{ mm} \pm 0,38 \text{ mm}$  und einen Mittelwert bei Akkommodation von  $7,94 \text{ mm} \pm 0,38 \text{ mm}$ . Die Messwerte sind in Abbildung 5.10 gezeigt.

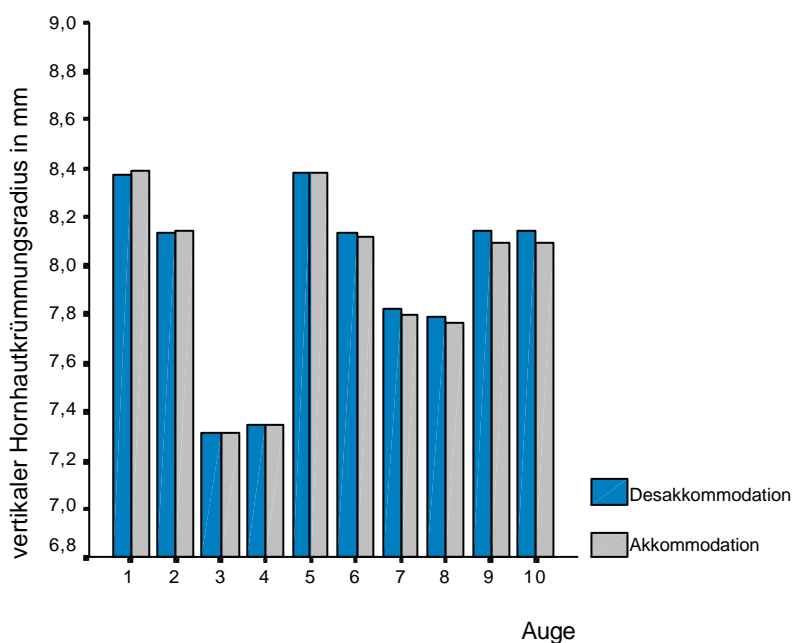


Abbildung 5.10 IOL Master: vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Normalverteilung mit  $p = 0,392$  im Shapiro-Wilk Test kann für die Messwerte bei Desakkommodation angenommen werden. Dagegen wird bei den Werten der akkommodierten Hornhaut mit  $p = 0,038$  keine Normalverteilung nachgewiesen. Die statistische Überprüfung der desakkommodierten und akkommodierten Messergebnisse erfolgt mit dem Wilcoxon Test für gepaarte Stichproben. Dabei resultiert mit  $p = 0,149$  keine Signifikanz. Nach dem Prinzip der koinzidenzoptischen Axialbiometrie wird neben dem vertikalen auch der zentrale, horizontale Hornhautkrümmungsradius gemessen. Der Mittelwert bei Desakkommodation beträgt  $7,76 \text{ mm} \pm 0,39 \text{ mm}$ . Bei Akkommodation der Augen resultiert eine Zunahme auf  $7,80 \text{ mm} \pm 0,39 \text{ mm}$ . Beide Messreihen erfüllen mit  $p = 0,467$  und  $p = 0,581$  die Bedingung für Normalverteilung (Shapiro Wilk). Dass die Zunahme des horizontalen Hornhautkrümmungsradius bei Akkommodation statistisch signifikant ist, beweist der p-Wert  $< 0,001$  im t-Test für gepaarte Stichproben (Abb.5.11).

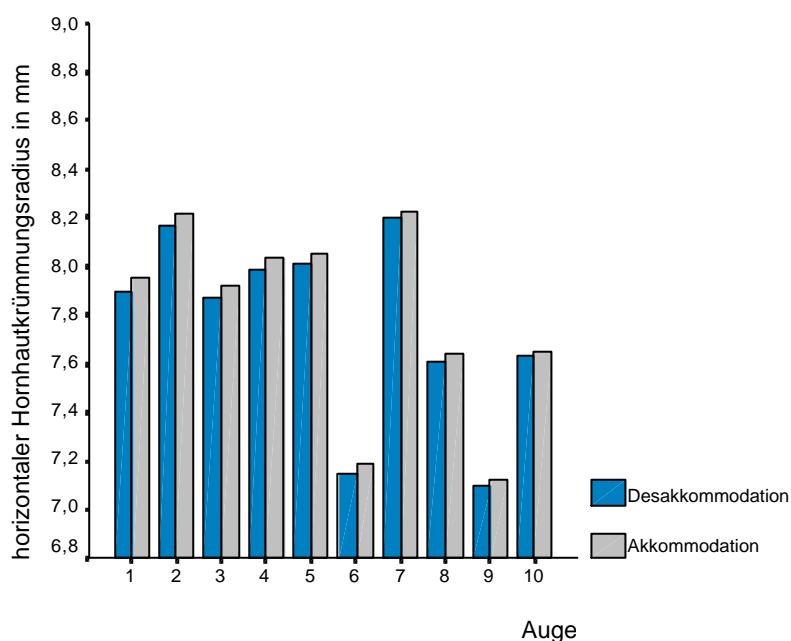


Abbildung 5.11 IOL Master: horizontaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Die akkommodativen Änderungsbeträge sind nach folgender Gleichung ermittelt worden:  
Delta horizontaler HHK = horizontaler HHK (DA)– horizontaler HHK (A) und in Abbildung 5.12 dargestellt.

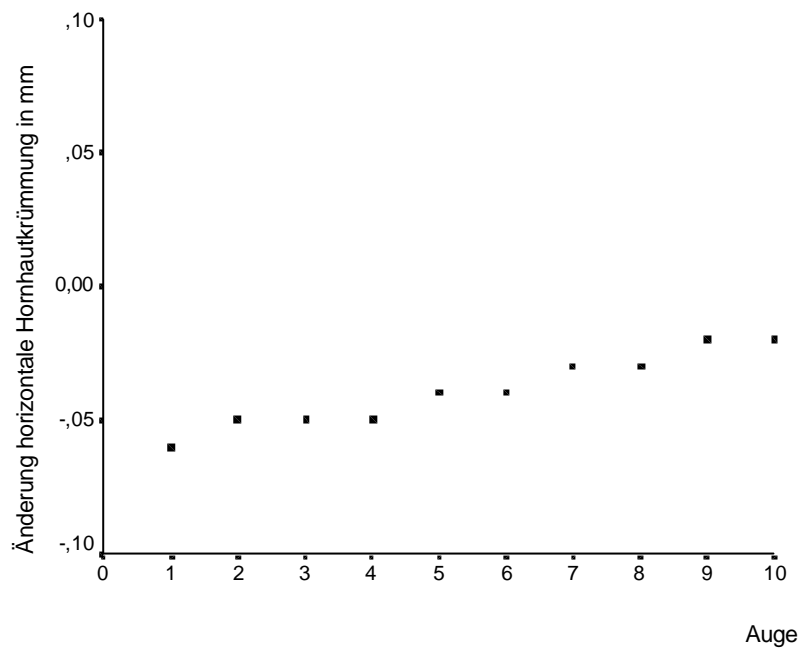


Abbildung 5.12 IOL Master: Delta horizontaler Hornhautkrümmungsradius von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)

### 5.1.3.3 Abnahme des Vorderkammerwinkels bei Akkommodation

Die Bestimmung der Vorderkammerwinkelgröße erfolgt an der Scheimpflug Kamera mittels optischer Biomikroskopie (vgl. 3.4.1). Die Mittelwerte betragen bei Desakkommodation  $42,26^\circ \pm 1,67^\circ$  und bei Akkommodation  $41,62^\circ \pm 1,84^\circ$  (vgl. Abb. 5.13).

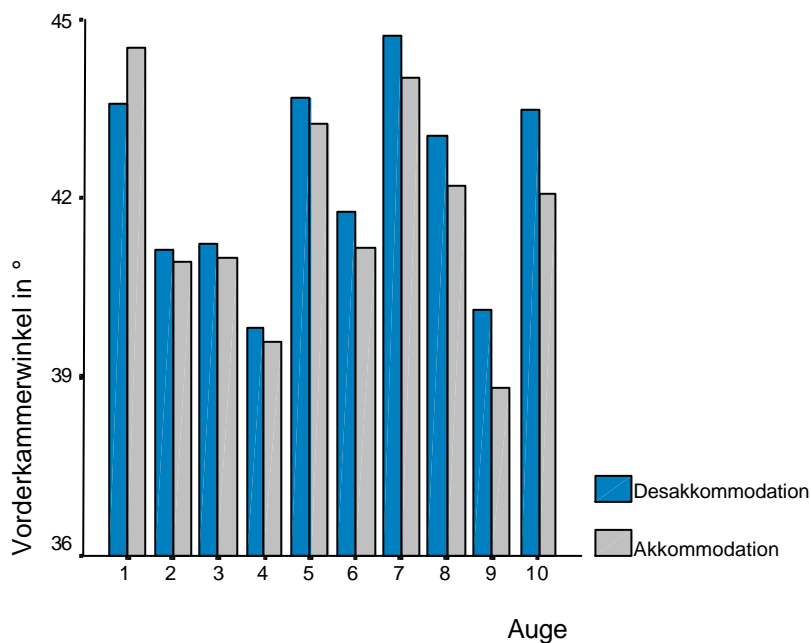


Abbildung 5.13 Scheimpflug Kamera: Vorderkammerwinkel bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Anhand des Shapiro-Wilk Testes sind die Ergebnisse bei Desakkommodation mit  $p = 0,699$  bei Akkommodation mit  $p = 0,221$  normalverteilt. Bei Änderung des Akkommodationszustandes von Desakkommodation zu Akkommodation nimmt der Vorderkammerwinkel (VKW) statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ,  $t$ Test für gepaarte Stichproben) ab. In Abbildung 5.14 ist der Betrag dargestellt, der sich aus der Differenz zwischen desakkommodierten Vorderkammerwinkel und akkommodierten Vorderkammerwinkel nach der Gleichung:  $\Delta \text{VKW} = \text{VKW}_{(\text{DA})} - \text{VKW}_{(\text{A})}$  ergibt.

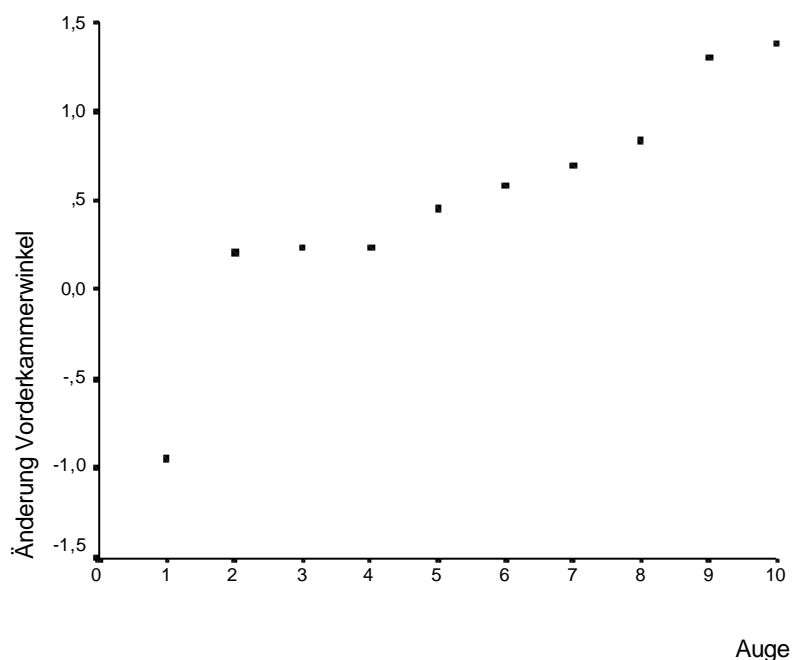


Abbildung 5.14 Scheimpflug Kamera: Delta Vorderkammerwinkel von Desakkommodation zu Akkommodation ( $n=5$ )

#### 5.1.3.4 Abnahme der Vorderkammertiefe bei Akkommodation

Die Messung der Vorderkammertiefe erfolgt in der Pilotstudie mittels optischer Biomikroskopie (vgl. 3.4.1), koinzidenzoptischer Axialbiometrie (vgl. 3.5.1) und sonographischer Axialbiometrie (vgl. 3.5.2).

Die optische Biomikroskopie ergibt bei Desakkommodation einen Mittelwert der Vorderkammertiefe von  $3,25 \text{ mm} \pm 0,25 \text{ mm}$ . Die Messwerte sind normalverteilt ( $p = 0,591$ , Shapiro-Wilk Test). Die Verringerung der Vorderkammertiefe auf  $3,14 \text{ mm} \pm 0,24 \text{ mm}$  bei Akkommodation ist im  $t$ -Test für gepaarte Stichproben mit einem  $p$ -Wert  $< 0,05$  statistisch signifikant (Abb. 5.15 und 5.16).



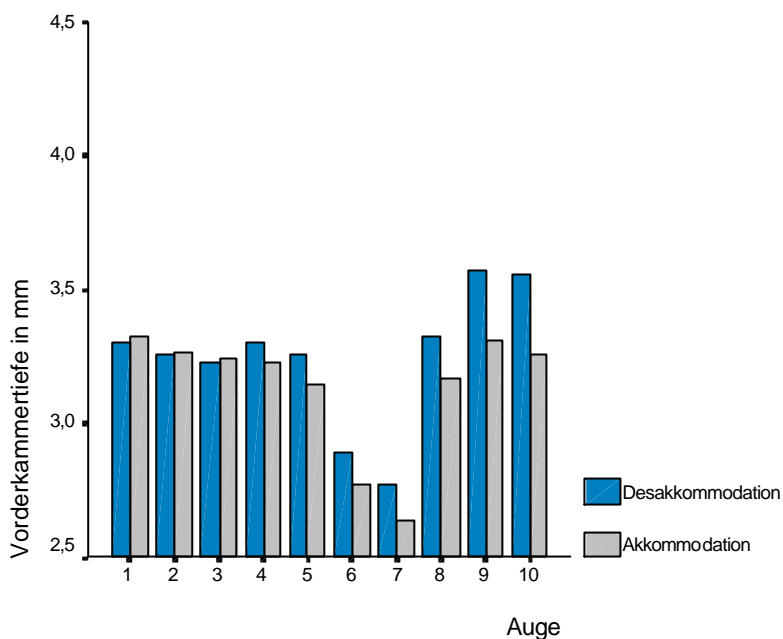


Abbildung 5.15 Scheimpflug Kamera: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

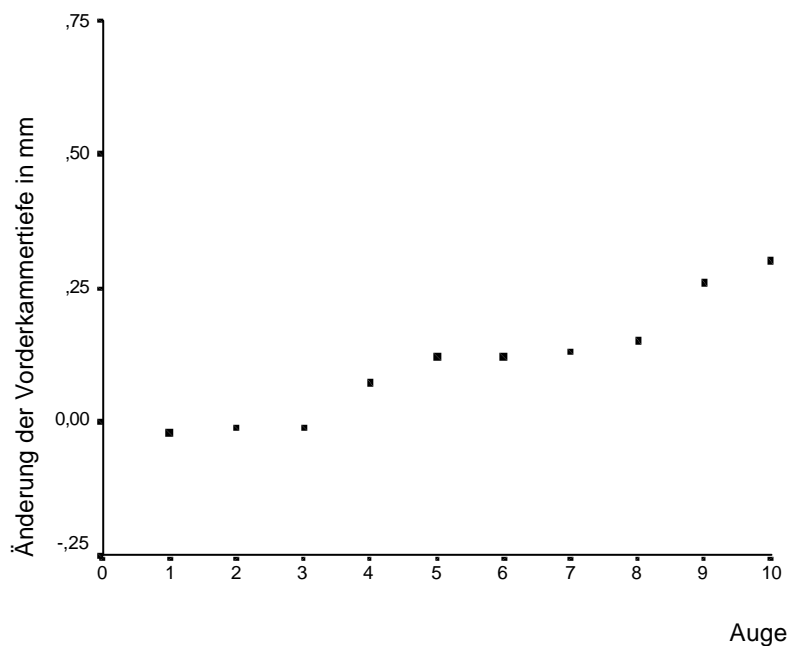


Abbildung 5.16 Scheimpflug Kamera: Delta Vorderkammertiefe von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)

Auch im Ergebnis der koinzidenzoptischen Axialbiometrie nimmt die Vorderkammertiefe von  $3,78 \text{ mm} \pm 0,33 \text{ mm}$  desakkommodiert auf  $3,52 \text{ mm} \pm 0,36 \text{ mm}$  akkommodiert statistisch signifikant ab ( $p < 0,05$ ,  $t$ -Test für gepaarte Stichproben). Eine Normalverteilung

liegt bei beiden Messreihen mit  $p = 0,974$  und  $p = 0,395$  vor. Damit verringert sich die Vorderkammertiefe um 0,26 mm bei Blick von der Ferne in die Nähe. Abbildung 5.17 zeigt die graphische Darstellung der Vorderkammertiefenmessungen am IOL Master. In Abbildung 5.18 sind die entsprechenden Änderungsbeträge bei Akkommodation zu sehen.

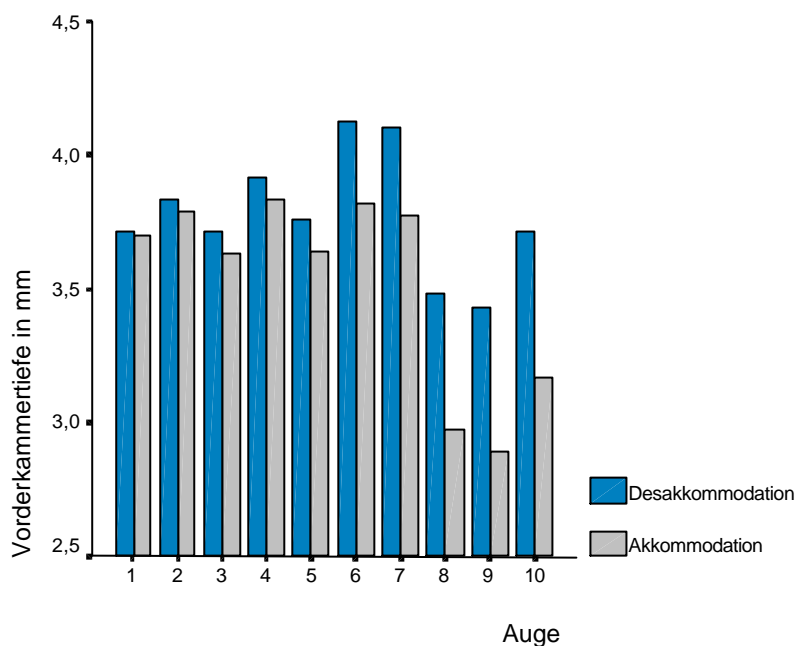


Abbildung 5.17 IOL Master: VKT bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

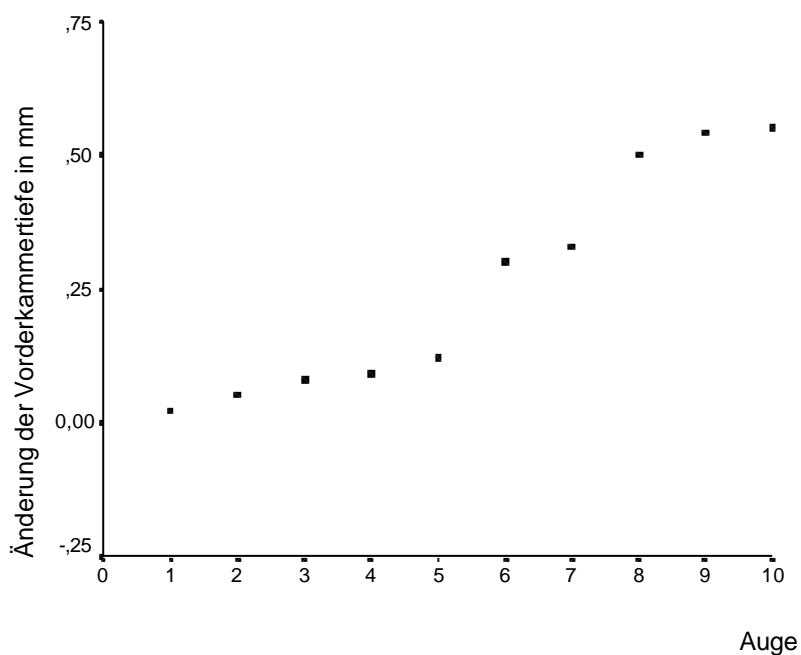


Abbildung 5.18 IOL Master: Delta VKT von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)

Abbildung 5.19 zeigt die Vorderkammertiefe in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand der Augen im Ergebnis der sonographischen Axialbiometrie. Der Mittelwert bei Desakkommodation beträgt  $3,50 \text{ mm} \pm 0,21 \text{ mm}$ . Akkommodiert ergibt sich für die Vorderkammertiefe ein Mittelwert von  $3,46 \text{ mm} \pm 0,26 \text{ mm}$ .

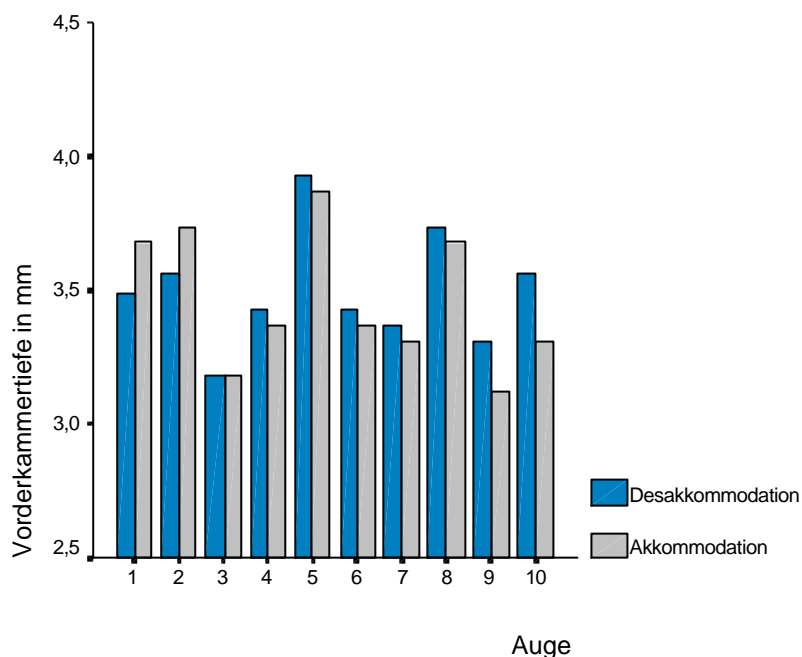


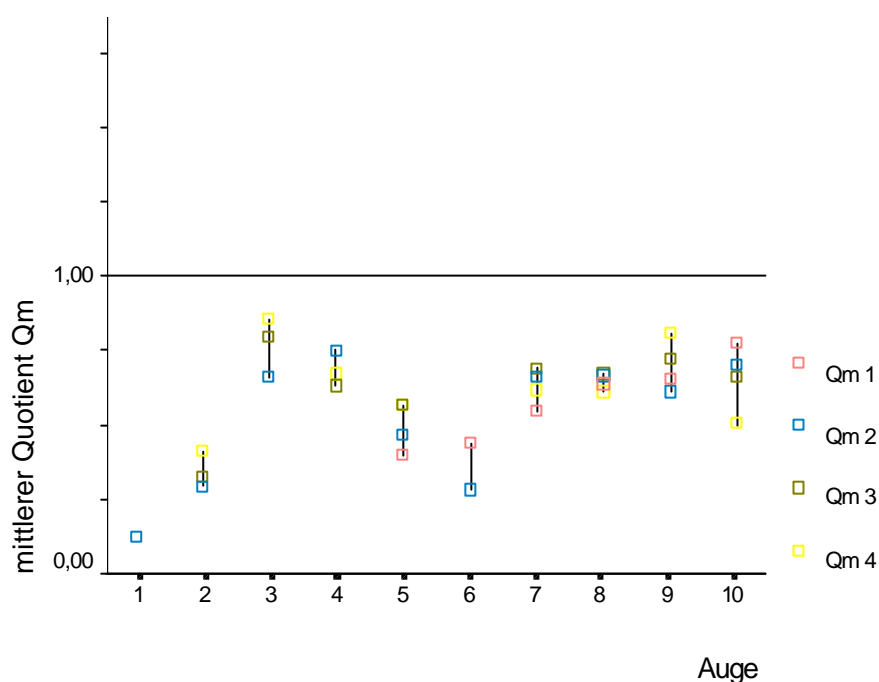
Abbildung 5.19 Ultraschall: VKT bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Die Messwerte entsprechen im Shapiro-Wilk Test mit  $p = 0,723$  und  $p = 0,347$  einer Normalverteilung. Deshalb kommt zur Überprüfung für die statistische Signifikanz der t-Test für gepaarte Stichproben zur Anwendung. Mit einem Wert von  $p = 0,419$  besteht kein signifikanter Unterschied zwischen Desakkommodation und Akkommodation.

#### 5.1.3.5 Abnahme der Lichtstreuung der Linse bei Akkommodation

Die Linsenschichteneinteilung wird analog zu Abbildung 3.5 vorgenommen. Innerhalb der fünf Schichten werden jeweils zwei Messwerte erhoben, deren Mittelwert zur Auswertung der Lichtstreuung kommt. Die Messwerte bei Akkommodation werden zu den Messwerten bei Desakkommodation ins Verhältnis gesetzt. Daraus ergibt sich folgender mittlerer Quotient ( $Q_m$ ):  $Q_m = \text{Lichtstreuung}_{(A)} / \text{Lichtstreuung}_{(DA)}$

Ist dieser Quotient kleiner als eins, bedeutet das eine Lichtstreuungsabnahme bei Akkommodation des Auges; ist er größer als eins, bedeutet dies eine Zunahme der Lichtstreuung und ist er gleich eins, resultiert keine Veränderung hinsichtlich der Linsentransparenz. Die mittleren Quotienten der im Rahmen der Pilotstudie untersuchten Linsenschichten zeigt Abbildung 5.20. Sie sind kleiner als eins für die vordere Linsenkapsel ( $Q_{m1}$ ), die vordere Linsenrinde ( $Q_{m2}$ ), den Linsenkern ( $Q_{m3}$ ) und die hintere Linsenrinde ( $Q_{m4}$ ). Die Lichtstreuung nimmt an den untersuchten Schichten entlang der zentralen, vertikalen Linsenachse bei Akkommodation des Auges ab.



Legende:  $Q_{m1}$  = mittlerer Quotient der vorderen Linsenkapsel  
 $Q_{m2}$  = mittlerer Quotient der vorderen Linsenrinde  
 $Q_{m3}$  = mittlerer Quotient des Linsenkerns  
 $Q_{m4}$  = mittlerer Quotient der hinteren Linsenrinde

Abbildung 5.20 Scheimpflug Kamera: mittlere Quotienten der Linsenschichten 1 bis 4 (n=5)

Dabei wird für die Linsenschichten 1 ( $p = 0,456$  desakkommodiert,  $p = 0,396$  akkommodiert) und 3 ( $p = 0,957$  desakkommodiert,  $p = 0,775$  akkommodiert) Normalverteilung im Shapiro-Wilk Test nachgewiesen. Statistische Signifikanz wird für die Änderungen in Schicht 1 und 3 anhand des t-Test für gepaarte Stichproben mit  $p < 0,05$  nachgewiesen. Die Messergebnisse der Linsenschichten 2 ( $p = 0,703$  desakkommodiert,  $p = 0,048$  akkommodiert) und 4 ( $p = 0,170$  desakkommodiert,  $p = 0,025$  akkommodiert) sind nicht normal-

verteilt. Zur Prüfung auf statistische Signifikanz wird der Wilcoxon Test eingesetzt. Dabei findet man sowohl für Schicht 2 als auch für Schicht 4 statistische Signifikanz mit  $p < 0,05$ . Messwerte zur hinteren Linsenkapseldichte (Schicht 5) können aufgrund der ungenügenden Darstellbarkeit dieser Schicht anhand der Scheimpflug Aufnahmen bei neutraler Pupille nicht erhoben werden. Die Lichtstreuung und damit die Linsendichte nimmt bei Akkommodation des Auges an den untersuchten Schichten entlang der optischen Achse statistisch signifikant ab.

#### 5.1.3.6 Zunahme der axialen Linsendicke bei Akkommodation

Zur Ermittlung der axialen Linsendicke wird in der Pilotstudie die optische Biomikroskopie (vgl. 3.4.1) und die sonographische Axialbiometrie (vgl. 3.5.2) eingesetzt. Im Ergebnis der optischen Biomikroskopie kommen vier Werte hinsichtlich der axialen Linsendicke bei Desakkommodation und zwei Werte bei Akkommodation zur Auswertung. In den übrigen Fällen ist eine Identifizierung der hinteren Linsenfläche aufgrund des Pupillendurchmessers nicht möglich. Die Mittelwerte und Standardabweichungen in Tabelle 4 basieren auf diesen Messdaten.

Die sonographische Axialbiometrie bestätigt eine Linsendickenzunahme bei Akkommodation des Auges (vgl. Tabelle 4). Bei Desakkommodation und Akkommodation können jeweils 10 Messergebnisse ausgewertet werden. Normalverteilung liegt sowohl bei den desakkommodierten Messwerten mit  $p = 0,582$  (Shapiro-Wilk) als auch bei den akkommodierten Messwerten mit  $p = 0,259$  (Shapiro-Wilk) vor. Im  $t$ -Test für gepaarte Stichproben ergibt sich für die ermittelte Linsendickenzunahme um 0,10 mm bei Akkommodation des Auges statistische Signifikanz ( $p = 0,043$ ). In Abbildung 5.21 sind die sonographisch ermittelten Daten dargestellt.

Tabelle 4 : Mittelwerte und Standardabweichung der axialen Linsendicke bei DA und A

	Scheimpflug Kamera (optische Biomikroskopie)	Ultraschallgerät (A Scan) (sonographische Axialbiometrie)
Desakkommodation	3,26 mm $\pm$ 0,22 mm (n=4)	3,58 mm $\pm$ 0,15 mm (n=10)
Akkommodation	3,36 mm $\pm$ 0,39 mm (n=2)	3,68 mm $\pm$ 0,24 mm (n=10)

Abbildung 5.22 zeigt die Änderungsbeträge der Linsendicke, die sich gemäß der Gleichung ergeben:  $\Delta \text{Linsendicke} = \text{Linsendicke}_{(DA)} - \text{Linsendicke}_{(A)}$

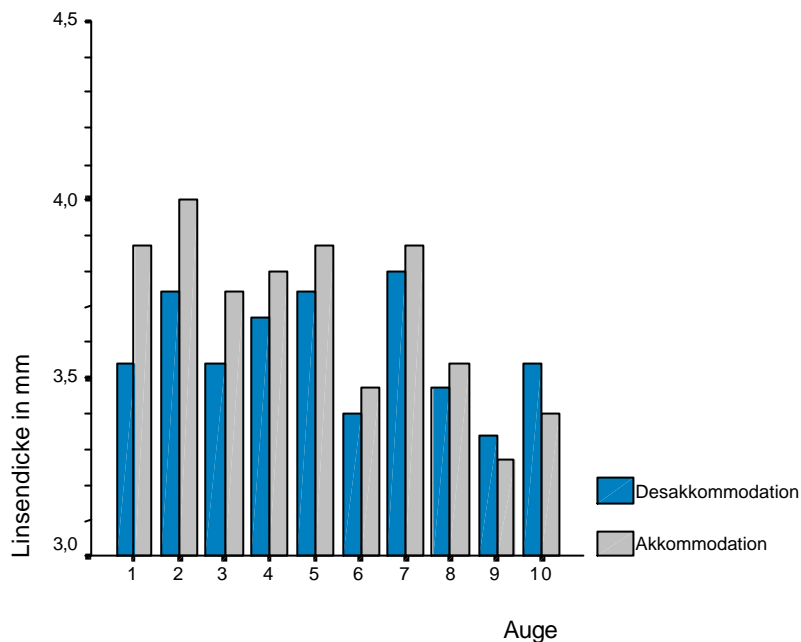


Abbildung 5.21 Ultraschall: Linsendicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

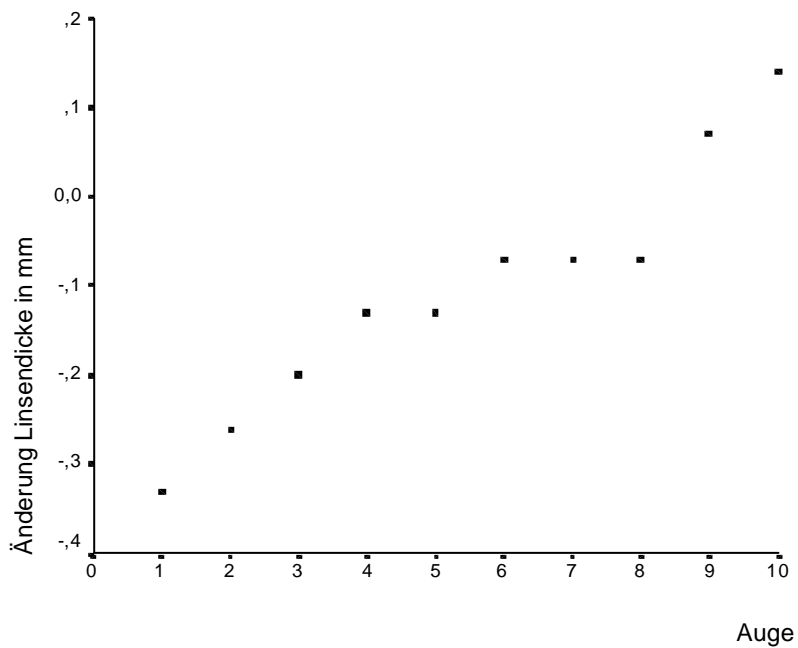


Abbildung 5.22 Ultraschall: Delta Linsendicke von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)

### 5.1.4 Zusammenhang zwischen Achsenlänge und Akkommodationszustand

Die sonographische Axialbiometrie (vgl. 3.5.2) zeigt im Mittelwert eine Zunahme der Achsenlänge von  $24,14 \text{ mm} \pm 0,92 \text{ mm}$  desakkommodiert auf  $24,22 \text{ mm} \pm 0,91 \text{ mm}$  akkommodiert. Für die Messwerte kann nach Durchführung des Shapiro-Wilk Testes mit  $p = 0,662$  (desakkommodiert) und mit  $p = 0,541$  (akkommodiert) Normalverteilung angenommen werden.

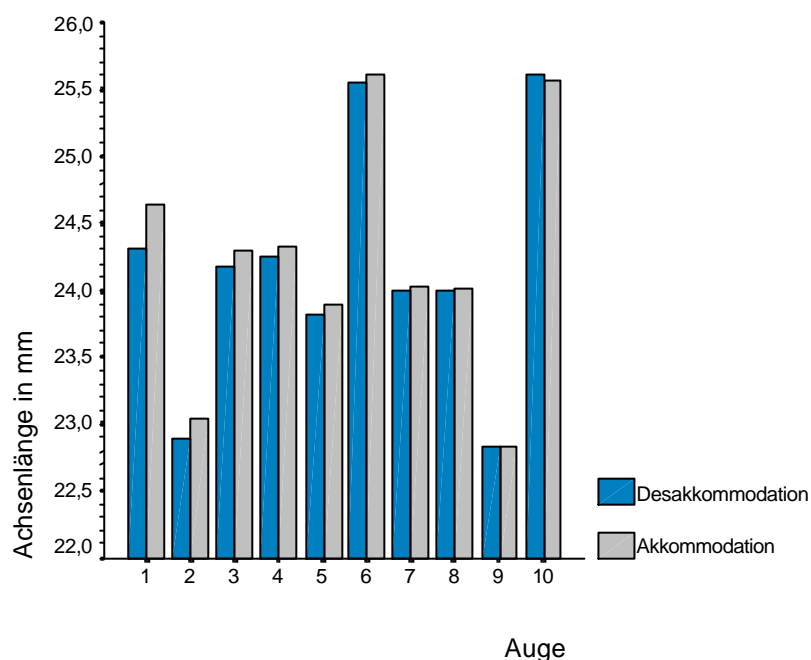


Abbildung 5.23 Ultraschall: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)

Die durchschnittliche Zunahme der Achsenlänge bei Akkommodation beträgt  $0,08 \text{ mm}$ . In der statistischen Überprüfung mit dem t-Test für gepaarte Stichproben ist diese Achsenlängenzunahme bei Akkommodation des Auges mit  $p < 0,05$  signifikant (Abb. 5.23). Die Achsenlänge nimmt bei Akkommodation des Auges zu. Dies entspricht einer Myopisierung.

Die Beträge, die sich bei Akkommodation des Auges gemäß der Gleichung:

$\Delta \text{ Achsenlänge} = \text{Achsenlänge}_{(DA)} - \text{Achsenlänge}_{(A)}$  ergeben, veranschaulicht Abbildung 5.24.

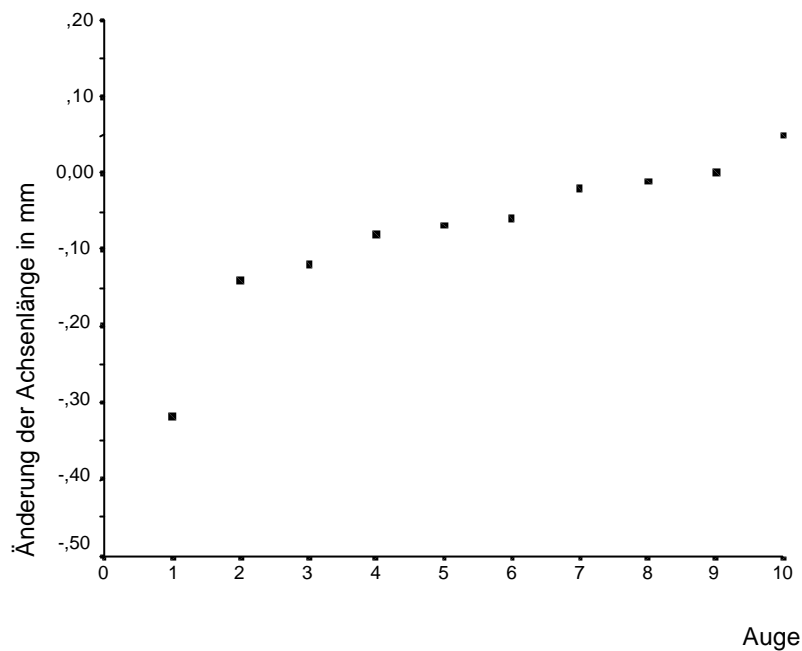


Abbildung 5.24 Ultraschall: Delta Achsenlänge von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)

Die koinzidenzoptische Axialbiometrie (vgl. 3.5.1) liefert hinsichtlich der Achsenlänge einen Mittelwert von  $24,59 \text{ mm} \pm 1,08 \text{ mm}$  desakkommodiert. Die Achsenlänge nimmt bei Akkommodation um  $0,04 \text{ mm}$  auf  $24,63 \text{ mm} \pm 1,12 \text{ mm}$  zu. In Abbildung 5.25 ist die graphische Darstellung der Ergebnisse zu finden.

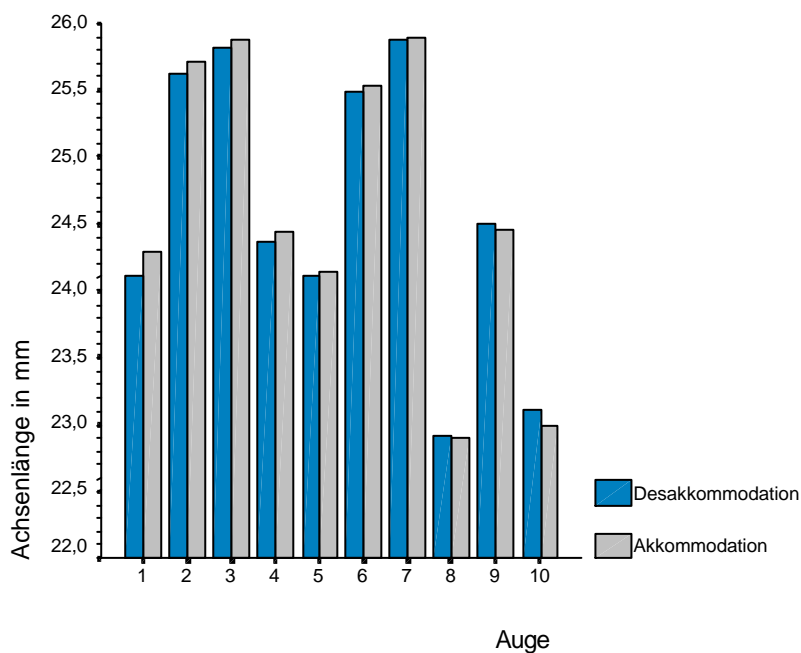


Abbildung 5.25 IOL Master: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)



Für beide Messreihen wird im Shapiro-Wilk Test Normalverteilung nachgewiesen. Die p-Werte betragen 0,342 für Desakkommodation und 0,526 für Akkommodation. Die Prüfung auf statistisch signifikante Unterschiede der desakkommodierten und der akkommodierten Achsenlänge erfolgt mit dem t-Test für gepaarte Stichproben. Dabei ergibt sich mit  $p = 0,173$  keine statistische Signifikanz.

### 5.1.5 Abhängigkeit des äquatorialen Linsendurchmessers vom Akkommodationszustand

Zwei der mittels Ultraschall A-Scan (vgl. 3.6) erhobenen Untersuchungsbefunde gibt Abbildung 5.26 wieder. Die einzelnen A-Scan Peaks können nicht eindeutig den anatomischen Strukturen des Auges zugeordnet werden. Eine präzise Messung der äquatorialen Linsendicke ist mit dieser Methode nicht möglich. Daher findet sie in der Studie keine Anwendung.

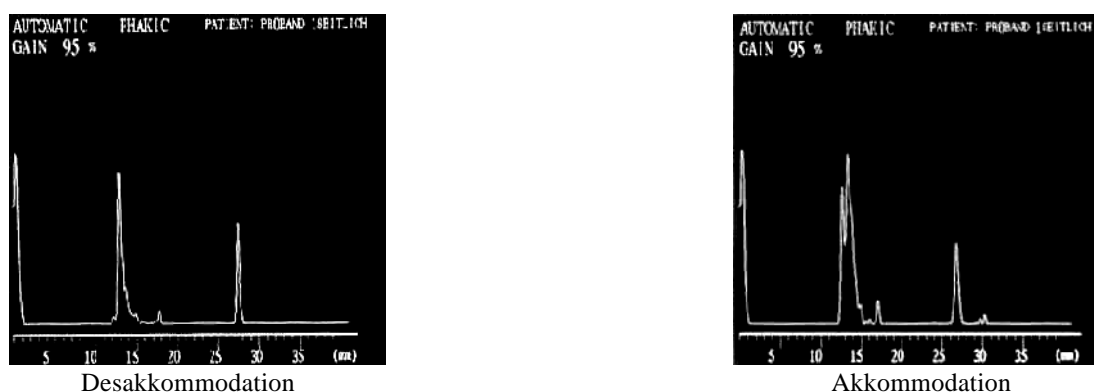


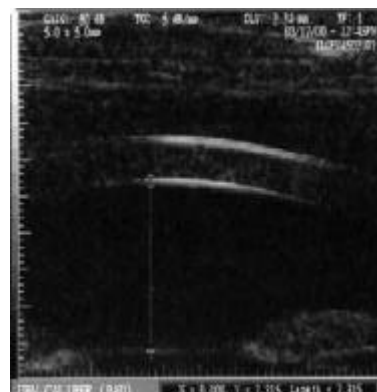
Abbildung 5.26 Ultraschall Aufnahmen : äquatorialer Linsendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation

### 5.1.6 Darstellung der Zonulafasern bei Akkommodation

Zur Untersuchung der Zonulafasern wird die Ultraschallbiomikroskopie eingesetzt (vgl. 3.4.2). Die UBM Aufnahmen der Abbildungen 5.27 zeigen die Hornhaut, die Vorderkammer und die Linsenvorderfläche eines Pilotstudienteilnehmers bei Desakkommodation und bei Akkommodation. Dabei beträgt die Vorderkammertiefe 2,52 mm desakkommodiert bzw. 2,31 mm akkommodiert.



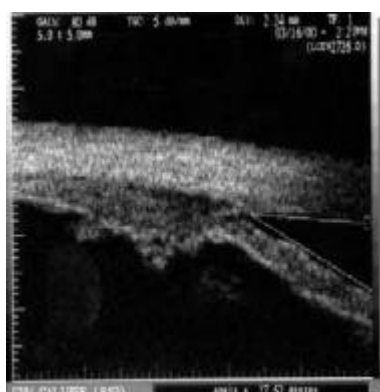
Desakkommodation



Akkommodation

Abbildung 5.27 UBM Aufnahmen : VKT bei Desakkommodation und Akkommodation

Die UBM Aufnahmen der Abbildung 5.28 zeigen den Vorderkammerwinkel mit Ziliarmuskel eines Pilotstudienteilnehmers bei Desakkommodation und bei Akkommodation. Die Größe des Vorderkammerwinkels (VKW) verringert sich von  $27,52^\circ$  desakkommodiert auf  $22,96^\circ$  akkommodiert. Eine Beurteilung der einzelnen Zonulafasern, was Ziel dieser Untersuchungsmethode sein sollte, ist nicht möglich. Damit kommt die Ultraschallbiomikroskopie in der Studie nicht zum Einsatz.



Desakkommodation



Akkommodation

Abbildung 5.28 UBM Aufnahmen : VKW bei Desakkommodation und Akkommodation

## 5.2 Ergebnisse der Studie

### 5.2.1 Objektive Refraktometrie der Studienteilnehmer

Die Refraktionswerte der 25 Studienteilnehmer umfassen einen Bereich von  $-4,25$  bis  $+1,75$  Dioptrien. Abbildung 5.29 gibt einen Überblick über die Refraktionswerte.

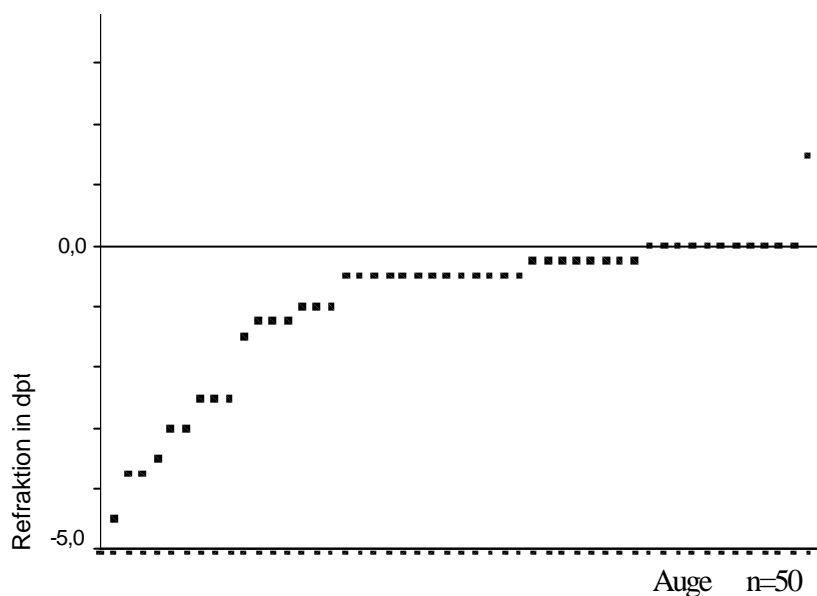


Abbildung 5.29 Refraktionswerte der 25 Studienteilnehmer

Den Untersuchungen liegt ein Probandenkollektiv mit 25 rechten Augen (RA) und 25 linken Augen (LA) zugrunde. Die graphischen Darstellungen zeigen aus Gründen der Übersichtlichkeit im Folgenden die Ergebnisse aller 50 untersuchten Augen.

### 5.2.2 Beeinflussung der Pupillomotorik durch den Akkommodationszustand

Die Untersuchung der Pupillomotorik erfolgt wie unter 3.3 beschrieben am Pupillographen. Für den Pupillendurchmesser ( $T_1$ ) vor Lichteinwirkung beträgt der Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (1s) im desakkommodierten Zustand  $6,57 \text{ mm} \pm 0,61$

mm (RA, Median 6,66 mm) und  $6,40 \text{ mm} \pm 0,69 \text{ mm}$  (LA, Median 6,46 mm). Da die Messwerte nicht normalverteilt sind ( $p < 0,1$ ; Shapiro-Wilk), wird zur Prüfung auf statistische Signifikanz der Vorzeichen Test angewendet. Im Ergebnis dessen verringert sich  $T_1$  bei Akkommodation statistisch signifikant mit  $p < 0,001$  auf einen Mittelwert von  $5,76 \text{ mm} \pm 0,76 \text{ mm}$  (RA, Median 5,78 mm) und auf  $5,80 \text{ mm} \pm 0,75 \text{ mm}$  (LA, Median 5,79 mm). Abbildung 5.30 zeigt die Boxplots für den Pupillendurchmesser ( $T_1$ ) vor Lichteinwirkung bei Desakkommodation mit einem Medianwert von 6,63 mm und bei Akkommodation mit einem Medianwert von 5,79 mm für alle untersuchten 50 Augen.

\*  $p < 0,01$ ; Vorzeichen Test

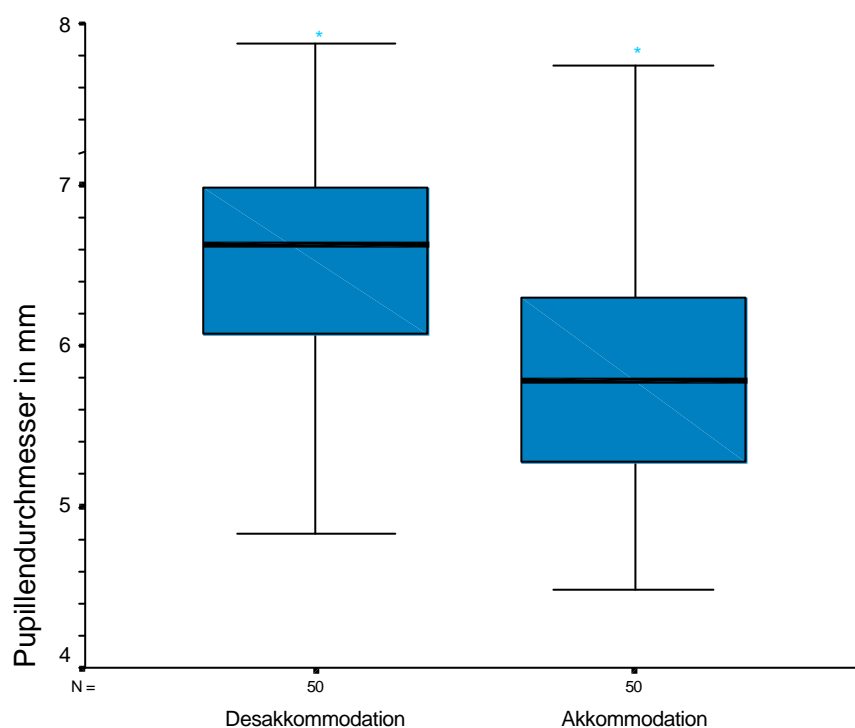


Abbildung 5.30 Pupillograph: Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation vor Aussendung eines Lichtreizes (n=25, Medianwerte)

Nach Lichtreizeinwirkung beträgt der Mittelwert für den Pupillendurchmesser bei Desakkommodation  $5,27 \text{ mm} \pm 0,63 \text{ mm}$  (RA, Median 5,44 mm) und bei Akkommodation  $4,49 \text{ mm} \pm 0,76 \text{ mm}$  (RA, Median 4,57 mm). Für die untersuchten linken Augen ergeben sich analog dazu im Mittelwert bei Desakkommodation  $5,00 \text{ mm} \pm 0,70 \text{ mm}$  (LA, Median 5,06 mm) und bei Akkommodation  $4,45 \text{ mm} \pm 0,69 \text{ mm}$  (LA, Median 4,50 mm). Der Pupillendurchmesser nimmt nach Lichteinwirkung bei Akkommodation des Auges nach

Signifikanzprüfung mit dem Vorzeichen Test statistisch signifikant ( $p < 0,01$ ) ab. Die graphische Darstellung der Medianwerte ist in Abbildung 5.31 ersichtlich. Dabei beträgt der Median für alle untersuchten Augen bei Desakkommodation 5,22 mm und bei Akkommodation 4,51 mm.

\*  $p < 0,01$ ; Vorzeichen Test

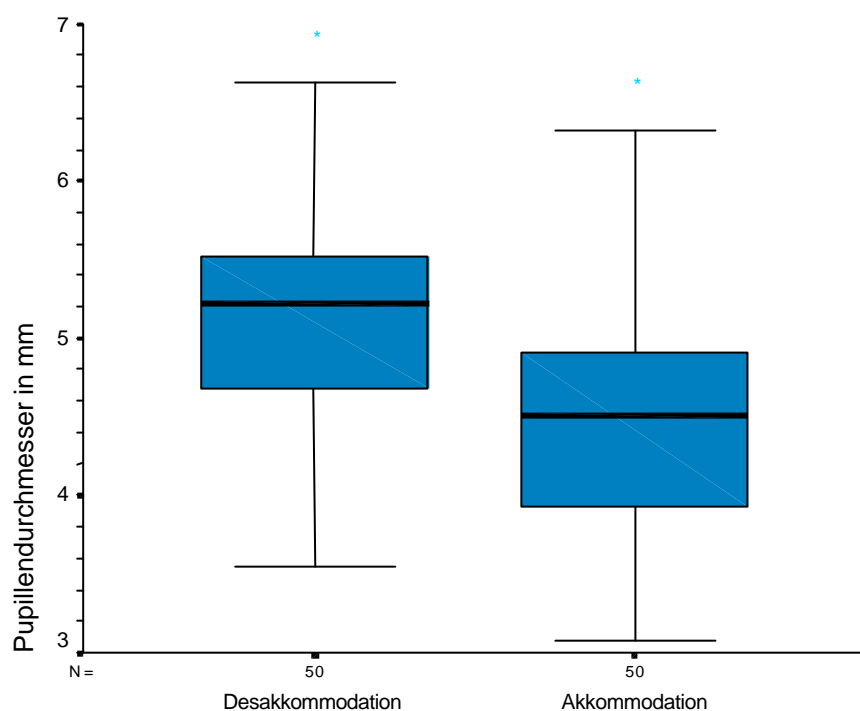


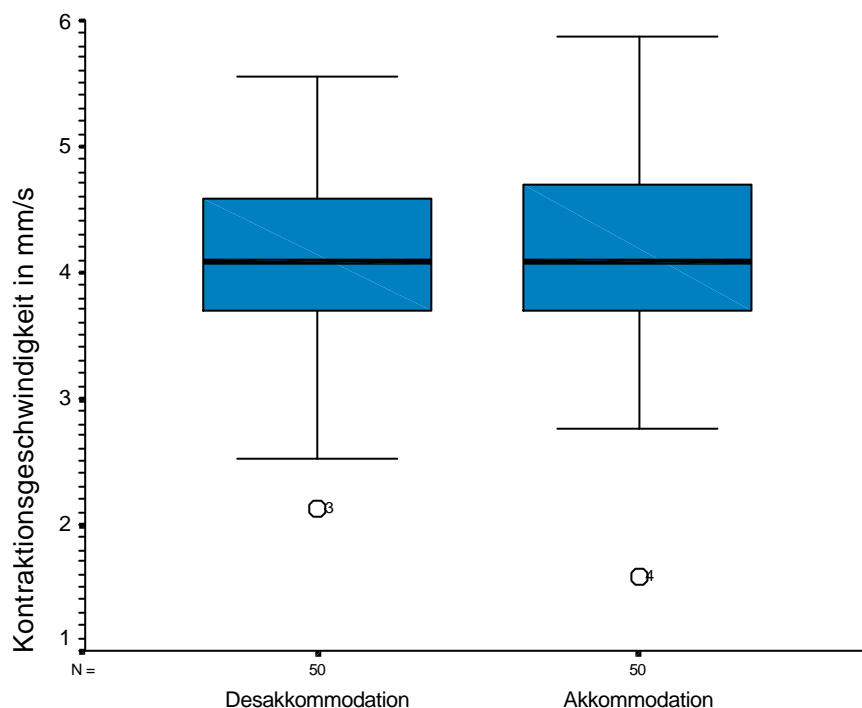
Abbildung 5.31 Pupillograph: Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation nach Aussendung eines Lichtreizes ( $n=25$ , Medianwerte)

Die Medianwerte des Pupillendurchmessers  $T_1$  bei Desakkommodation und Akkommodation vor und nach Lichteinwirkung sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Tabelle 5 : Medianwerte von  $T_1$  der rechten Augen (RA) und linken Augen (LA)

Parameter	Medianwert (RA)	Medianwert (LA)
Pupillendurchmesser vor Lichteinwirkung		
Desakkommodation	6,66 mm	6,46 mm
Akkommodation	5,78 mm	5,79 mm
Pupillendurchmesser nach Lichteinwirkung		
Desakkommodation	5,44 mm	5,06 mm
Akkommodation	4,57 mm	4,50 mm

Für die Kontraktionsgeschwindigkeit der Pupillenverengung nach Lichteinwirkung beträgt der Mittelwert  $3,95 \text{ mm/s} \pm 0,60 \text{ mm/s}$  (RA, Median  $3,98 \text{ mm/s}$ ) und  $3,27 \text{ mm/s} \pm 0,67 \text{ mm/s}$  (LA, Median  $4,34 \text{ mm/s}$ ) desakkommodiert. Die Mittelwerte der akkommodierten Pupillen der Kontraktionsgeschwindigkeit betragen  $4,11 \text{ mm/s} \pm 0,66 \text{ mm/s}$  (RA, Median  $4,05 \text{ mm/s}$ ) und  $4,14 \text{ mm/s} \pm 0,80 \text{ mm/s}$  (LA, Median  $4,21 \text{ mm/s}$ ). Für die Messwerte kann nach Durchführung des Shapiro-Wilk Testes ein p-Wert  $< 0,1$  ermittelt werden. Normalverteilung liegt somit nicht vor. Statistische Signifikanz kann mittels des Vorzeichen Testes für die Messwerte der rechten und linken Augen mit  $p = 0,307$  (RA) bzw.  $p = 1,0$  (LA) nicht ermittelt werden. Abbildung 5.32 gibt die Boxplots zur Kontraktionsgeschwindigkeit für alle gemessenen Augen wieder. Der Medianwert bei Desakkommodation beträgt  $4,09 \text{ mm/s}$ . Bei Akkommodation beträgt er ebenfalls  $4,09 \text{ mm/s}$ .



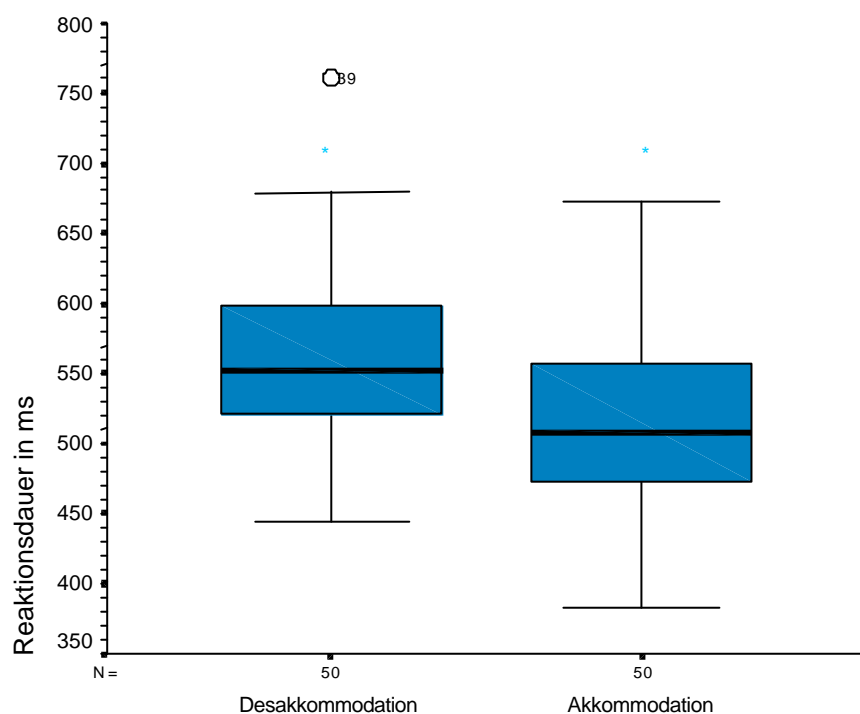
Legende: 3; 4 Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der unteren Grenze des 25 % Perzentil liegen

Abbildung 5.32 Pupillograph: Pupillenkontraktionsgeschwindigkeit bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

Bei der Messung der Reaktionsdauer auf einen Lichtreiz hin erhält man für alle rechten Augen einen Mittelwert von  $562 \text{ ms} \pm 70 \text{ ms}$  (Median  $557 \text{ ms}$ ), für alle linken Augen einen

Mittelwert von  $558 \text{ ms} \pm 59 \text{ ms}$  (Median  $541 \text{ ms}$ ). Der Mittelwert der Reaktionsdauer bei Akkommodation beträgt für die rechten Augen  $518 \text{ ms} \pm 72 \text{ ms}$  (Median  $509 \text{ ms}$ ), für die linken Augen  $507 \text{ ms} \pm 58 \text{ ms}$  (Median  $505 \text{ ms}$ ). Bei der Überprüfung der Verteilung dieser Messgrößen ergibt sich im Shapiro-Wilk Test keine Normalverteilung ( $p < 0,1$ ). Mit einem  $p$ -Wert  $< 0,05$  ist diese Verringerung der Reaktionsdauer in der statistischen Überprüfung der desakkommodierten und akkommodierten Messwerte mit dem Vorzeichen Test signifikant. Abbildung 5.33 zeigt die Medianwerte aller 50 Augen bei Desakkommodation ( $553 \text{ ms}$ ) und bei Akkommodation ( $508 \text{ ms}$ ).

\*  $p < 0,01$ ; Vorzeichen Test



Legende: 39 Ausreißer, der mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75 % Perzentil liegt

Abbildung 5.33 Pupillograph : Reaktionsdauer der Pupillenverengung auf einen Lichtreiz hin bei Desakkommodation und Akkommodation ( $n=25$ , Medianwerte)

### 5.2.3 Einfluss der Akkommodation auf die Hornhautdicke

Die Messungen der Hornhautdicke (vgl. 3.4.1) zeigen einen Mittelwert von  $0,59 \text{ mm} \pm 0,08 \text{ mm}$  (RA, Median  $0,60 \text{ mm}$ ) bzw.  $0,59 \text{ mm} \pm 0,68 \text{ mm}$  (LA, Median  $0,59 \text{ mm}$ ). Die

Messreihen unterliegen keiner Normalverteilung (Shapiro-Wilk,  $p < 0,1$ ). Zum Nachweis der Signifikanz wird bei nicht normal verteilten Parametern der Vorzeichen Test eingesetzt. Es ergibt sich in dessen Ergebnis, dass die Veränderungen der Hornhautdicke unter Akkommodationsbedingungen mit  $p > 0,05$  nicht statistisch signifikant sind. Ähnlich den Pilotstudienresultaten zeigt die Hornhautdicke bei den 25 Studienteilnehmern sowohl eine Abnahme als auch eine Zunahme der Hornhautdicke bei Akkommodation des Auges. Der Medianwert für alle gemessenen Augen beträgt sowohl bei Desakkommodation als auch bei Akkommodation 0,60 mm. Abbildung 5.34 zeigt die entsprechenden Boxplots.

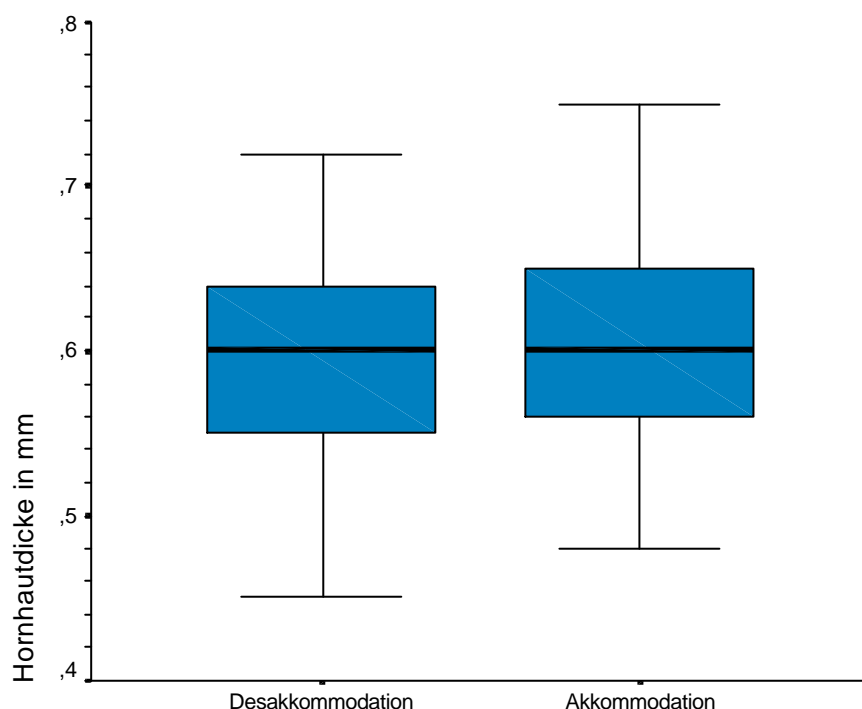


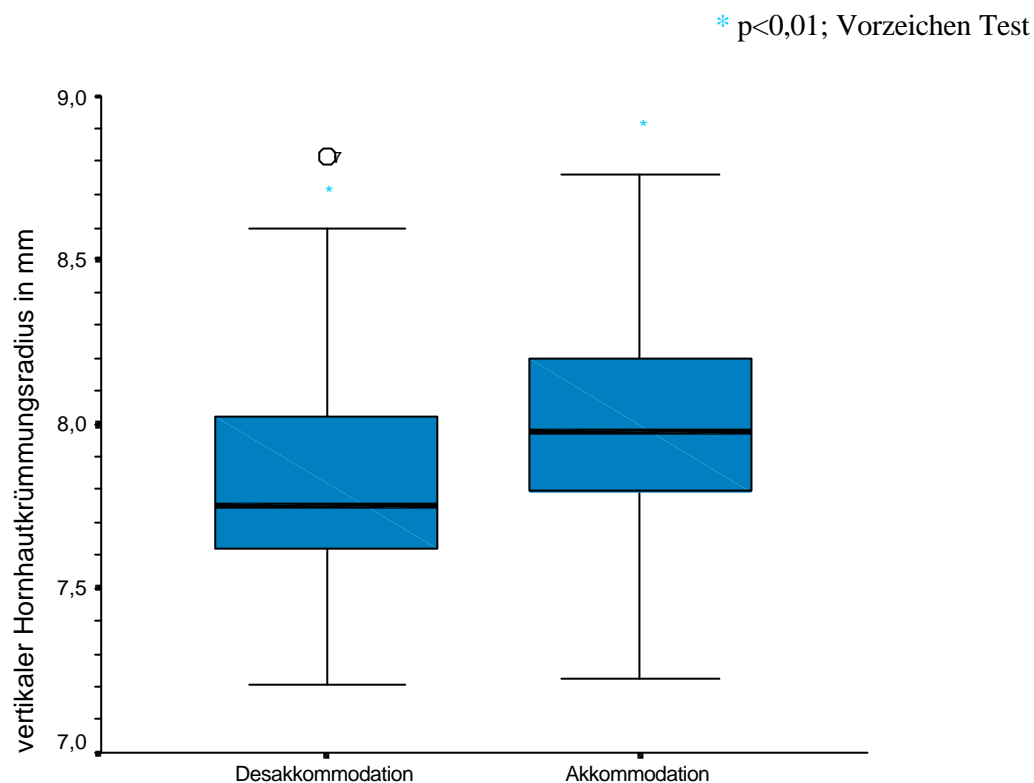
Abbildung 5.34 Scheimpflug Kamera: Hornhautdicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

#### 5.2.4 Zunahme der vertikalen und horizontalen zentralen Hornhautkrümmungsradien bei Akkommodation

Die Messungen des vertikalen Hornhautkrümmungsradius mittels der optischen Biomikroskopie (vgl.3.4.1) ergeben Mittelwerte von  $7,80 \text{ mm} \pm 0,39 \text{ mm}$  (RA, Median  $7,74 \text{ mm}$ ) und  $7,83 \text{ mm} \pm 0,32 \text{ mm}$  (LA, Median  $7,82 \text{ mm}$ ) desakkommodiert. Die Messwerte sind mit  $p < 0,1$  nicht normalverteilt. Die Zunahme des Radius bei



Akkommodation aller rechten Augen auf  $7,98 \text{ mm} \pm 0,36 \text{ mm}$  (Median  $7,99 \text{ mm}$ ) ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ , Shapiro-Wilk Test). Die Messungen der linken Augen ergeben ebenfalls mit  $p < 0,001$  eine statistisch signifikante Zunahme auf  $8,00 \text{ mm} \pm 0,40 \text{ mm}$  (Median  $7,95 \text{ mm}$ ). Abbildung 5.35 zeigt die Medianwerte in Form von Boxplots bei Desakkommodation (Median  $7,75 \text{ mm}$ ) und bei Akkommodation (Median  $7,99 \text{ mm}$ ) für alle 50 untersuchten Augen.

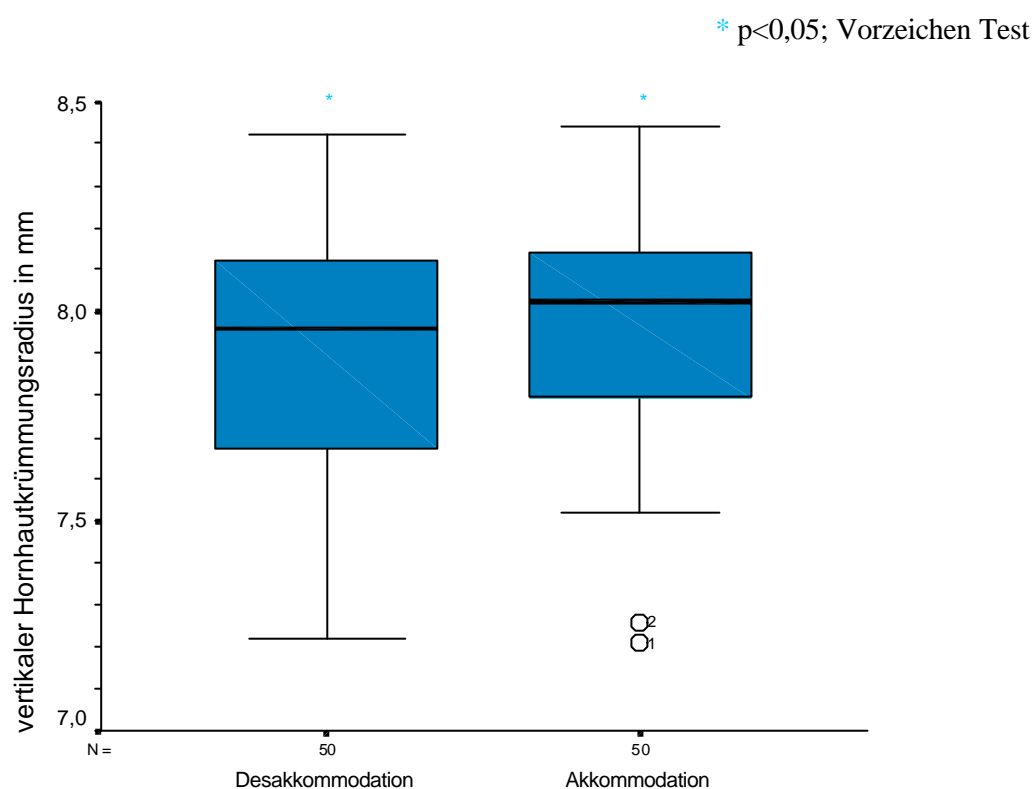


Legende: 7 Ausreißer, der mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75 % Perzentil liegt

Abbildung 5.35 Scheimpflug Kamera: vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

Anhand der koinzidenzoptischen Axialbiometrie (vgl. 3.5.1) wird ebenfalls der zentrale, vertikale Hornhautkrümmungsradius bestimmt. Dabei bestätigt sich eine Zunahme des Radius bei Akkommodation des Auges. Es ergibt sich hierfür ein Mittelwert von  $7,91 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  (RA, Median  $7,97 \text{ mm}$ ) bzw.  $7,91 \text{ mm} \pm 0,31 \text{ mm}$  (LA, Median  $7,95 \text{ mm}$ ) desakkommodiert. Bei Akkommodation ergeben sich Mittelwerte von  $7,95 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$  (RA, Median  $8,03 \text{ mm}$ ) bzw.  $7,97 \text{ mm} \pm 0,31 \text{ mm}$  (LA, Median  $8,02 \text{ mm}$ ) akkommodiert.

Normalverteilung kann im Shapiro-Wilk Test mit  $p < 0,1$  nicht nachgewiesen werden. Bei Prüfung auf statistische Signifikanz nimmt der vertikale Hornhautkrümmungsradius mit  $p < 0,001$  (Vorzeichen Test) um 0,06 mm für die gemessenen rechten Augen signifikant zu. Für die untersuchten linken Augen ergibt sich mit  $p < 0,05$  auch eine signifikante Zunahme um 0,07 mm bei Akkommodation des Auges. Abbildung 5.36 zeigt die Ergebnisse für alle 50 Augen graphisch bei Desakkommodation (Median 7,96 mm) und Akkommodation (Median 8,03 mm).



Legende: 1; 2 Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der unteren Grenze des 25 % Perzentil liegen

Abbildung 5.36 IOL Master: vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

In der untersuchten Probandengruppe wird bei Akkommodation des Auges koinzidenzoptisch außerdem der zentrale, horizontale Hornhautkrümmungsradius bestimmt. Er vergrößert sich im Mittelwert bei Akkommodation von  $7,75 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  (Median 7,89 mm) auf  $7,81 \text{ mm} \pm 0,27 \text{ mm}$  (Median 7,89 mm) für alle rechten Augen. Für alle linken Augen vergrößert er sich im Mittelwert von  $7,74 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  (Median 7,85

mm) auf  $7,77 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$  (Median  $7,79 \text{ mm}$ ). Es liegt bei beiden Messreihen Normalverteilung (Shapiro-Wilk,  $p > 0,1$ ) vor. Die Zunahme des Radius um  $0,06 \text{ mm}$  (RA) bzw.  $0,03 \text{ mm}$  (LA) ist nach Prüfung mittels t-Test für gepaarte Stichproben sowohl bei den untersuchten rechten Augen mit  $p < 0,001$  als auch bei den linken Augen mit  $p < 0,05$  statistisch signifikant. In Abbildung 5.37 ist die graphische Darstellung der Mittelwerte im Vergleich bei Desakkommodation (Mittelwert  $7,75 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$ ) und bei Akkommodation (Mittelwert  $7,79 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$ ) aller untersuchten Augen dargestellt.

\*  $p < 0,05$ , t-Test

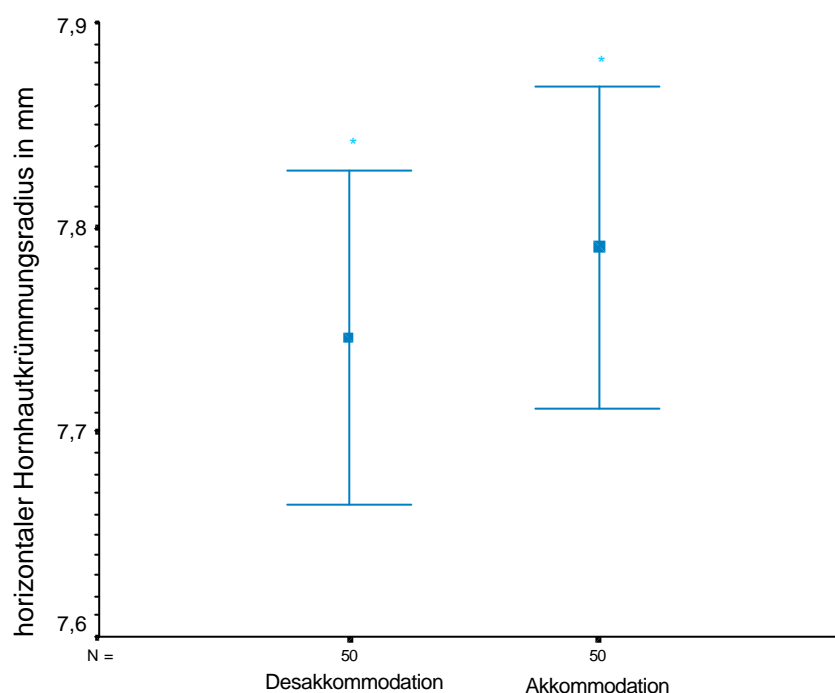


Abbildung 5.37 IOL Master: horizontaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)

### 5.2.5 Abnahme des Vorderkammerwinkels bei Akkommodation

Die Abnahme des Vorderkammerwinkels bei Akkommodation des Auges im Ergebnis der Pilotstudie lässt sich im Ergebnis der Studie verifizieren. Die Messungen der rechten Augen ergeben im Mittelwert  $32,29^\circ \pm 3,35^\circ$  (Median  $32,08^\circ$ ) desakkommodiert und  $29,72^\circ \pm 3,58^\circ$  (Median  $29,17^\circ$ ) akkommodiert. Entsprechend ergibt sich für die untersuchten linken Augen ein Mittelwert  $32,47^\circ \pm 3,94^\circ$  (Median  $33,17^\circ$ ) desakkommodiert und  $30,50^\circ \pm 3,44^\circ$  (Median  $30,58^\circ$ ) akkommodiert. Im Ergebnis der Prüfung auf

Normalverteilung für die Messwerte bei Desakkommodation und bei Akkommodation kann jeweils mit  $p > 0,1$  Normalverteilung angenommen werden. Die Abnahme des Vorderkammerwinkels um  $2,57^\circ$  (RA) bzw.  $1,97^\circ$  (LA) ist nach Prüfung anhand des t-Testes für gepaarte Stichproben statistisch signifikant. Der p-Wert beträgt 0,002 (RA) bzw. 0,008 (LA). Abbildung 5.38 zeigt die Verringerung des Vorderkammerwinkels bei Akkommodation für alle 50 untersuchten Augen (Mittelwert  $32,38^\circ \pm 3,62^\circ$ ) desakkommodiert und (Mittelwert  $29,24^\circ \pm 3,49^\circ$ ) akkommodiert.

\*  $p < 0,05$ , t-Test

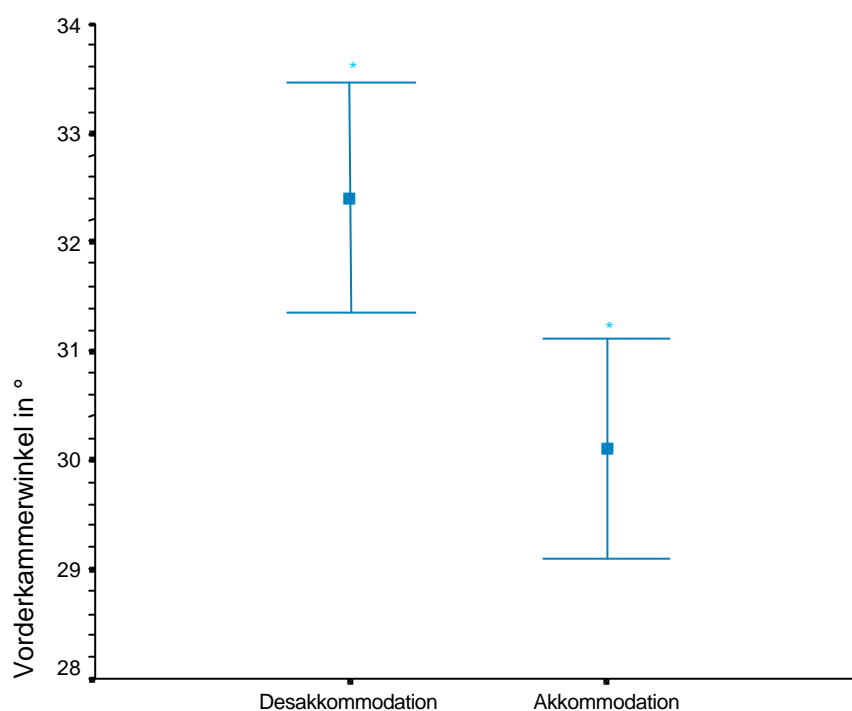


Abbildung 5.38 Scheimpflug Kamera: Vorderkammerwinkel bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)

### 5.2.6 Verringerung der Vorderkammertiefe bei Akkommodation

Die Vorderkammertiefe wird in der Studie anhand der optischen Biometrie als Abstand zwischen Hornhautrückfläche und Linsenvorderfläche bestimmt (vgl. 3.4.1). Dieser Abstand beträgt für alle rechten Augen im Mittelwert  $3,00 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$  (Median  $2,93 \text{ mm}$ ) desakkommodiert und  $2,84 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$  (Median  $2,85 \text{ mm}$ ) akkommodiert. Für die gemessenen linken Augen ergeben sich im Mittelwert entsprechend  $3,03 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$  (Median  $3,01 \text{ mm}$ ) desakkommodiert und  $2,84 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$  (Median  $2,80 \text{ mm}$ )

akkommodiert. Eine Normalverteilung kann mit  $p > 0,1$  im Shapiro-Wilk Test angenommen werden. Die Überprüfung auf statistische Signifikanz erfolgt mittels t-Test für gepaarte Stichproben. Die Vorderkammertiefe verringert sich bei Akkommodation des Auges statistisch signifikant um 0,16 mm (RA) bzw. 0,19 mm (LA) mit einem p-Wert  $< 0,001$ . Abbildung 5.39 zeigt graphisch die Mittelwerte von  $3,01 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$  bei Desakkommodation und von  $2,84 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  bei Akkommodation für alle 50 gemessenen Augen.

\*  $p < 0,05$ , t - Test

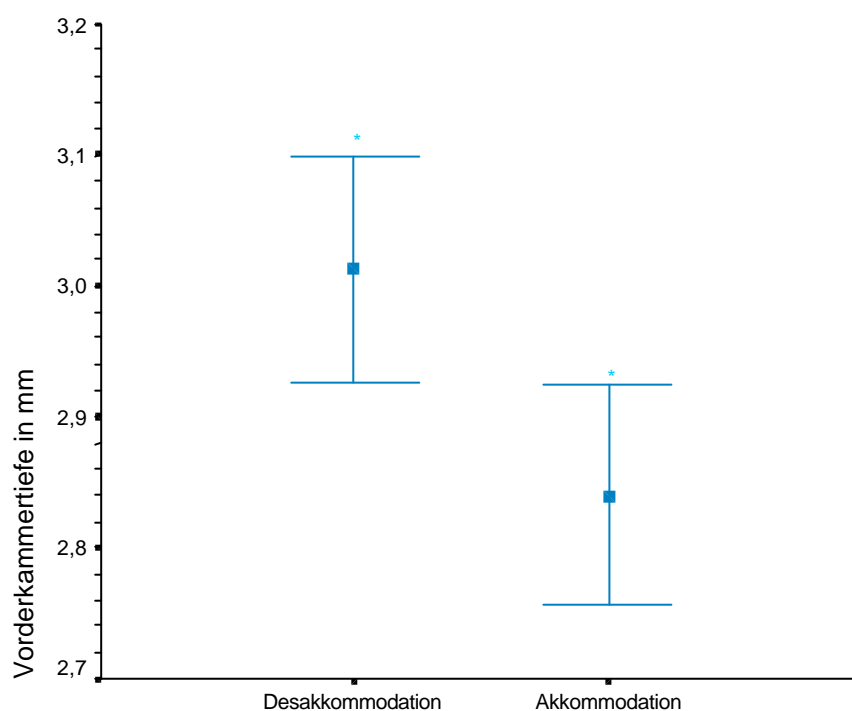
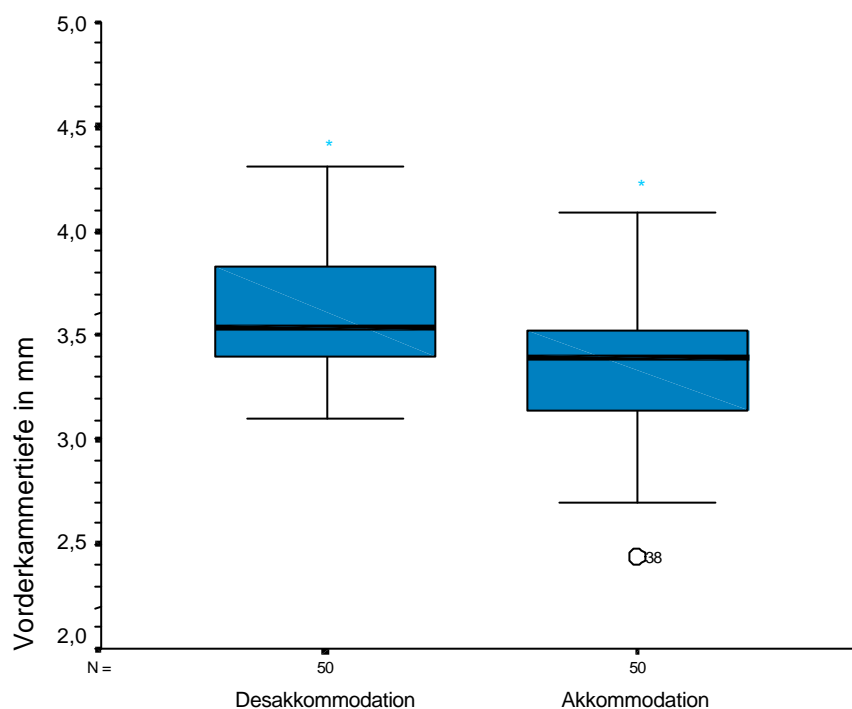


Abbildung 5.39 Scheimpflug Kamera: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)

Die Vorderkammertiefe wird mit Hilfe der koinzidenzoptischen Axialbiometrie als Abstand zwischen Hornhautvorderfläche und Linsenvorderfläche ermittelt (vgl. 3.5.1). Für alle rechten Augen beträgt der Mittelwert  $3,60 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$  (Median  $3,54 \text{ mm}$ ) desakkommodiert und  $3,37 \text{ mm} \pm 0,34 \text{ mm}$  (Median  $3,39 \text{ mm}$ ) akkommodiert. Für die linken Augen ergibt sich analog ein Mittelwert von  $3,59 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  (Median  $3,54 \text{ mm}$ ) desakkommodiert und  $3,32 \text{ mm} \pm 0,34 \text{ mm}$  (Median  $3,39 \text{ mm}$ ) akkommodiert. Der p-Wert im Shapiro-Wilk Test ist kleiner als 0,1. Damit besteht keine Normalverteilung. Zur Überprüfung der statistischen Signifikanz dieser akkommodativen Vorderkammertiefen-

abnahme muss der Vorzeichen Test angewendet werden. Im Ergebnis dessen zeigt sich sowohl für die rechten Augen als auch für die linken Augen mit  $p < 0,001$  statistische Signifikanz. Abbildung 5.40 zeigt die Medianwerte für die koinzidenzoptisch gemessene Vorderkammertiefe ( $n = 50$ ) bei Desakkommodation (Median 3,54 mm) und bei Akkommodation (Median 3,39 mm) in Form von Boxplots.

\*  $p < 0,01$ ; Vorzeichen Test



Legende: 38 Ausreißer, der mehr als das 1,5fache entfernt der unteren Grenze des 25 % Perzentil liegt

Abbildung 5.40 IOL Master: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation ( $n=25$ , Medianwerte)

Die sonographische Axialbiometrie bestimmt die Vorderkammertiefe als Abstand zwischen Hornhautvorderfläche und Linsenvorderfläche (vgl. 3.5.2). Dabei beträgt der Mittelwert bei Desakkommodation  $3,53 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$  (RA, Median 3,49 mm) bzw.  $3,51 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$  (LA, Median 3,49 mm) und bei Akkommodation  $3,33 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  (RA, Median 3,30 mm) bzw.  $3,27 \text{ mm} \pm 0,32 \text{ mm}$  (LA, Median 3,26 mm). Da mit  $p < 0,1$  (Shapiro-Wilk Test) keine Normalverteilung für die Messwerte bei Desakkommodation bzw. bei Akkommodation vorliegt, wird zur Prüfung der statistischen Signifikanz der

Vorzeichen Test eingesetzt. Es resultiert für die Vorderkammertiefenabnahme bei Akkommodation um 0,20 mm (RA) bzw. 0,24 mm (LA) mit jeweils einem p-Wert  $< 0,001$  statistische Signifikanz. Abbildung 5.41 zeigt die Medianwerte in Form von Boxplots bei Desakkommodation (Median 3,49 mm) und Akkommodation (Median 3,27 mm) für alle 50 Augen.

\*  $p < 0,01$ ; Vorzeichen Test

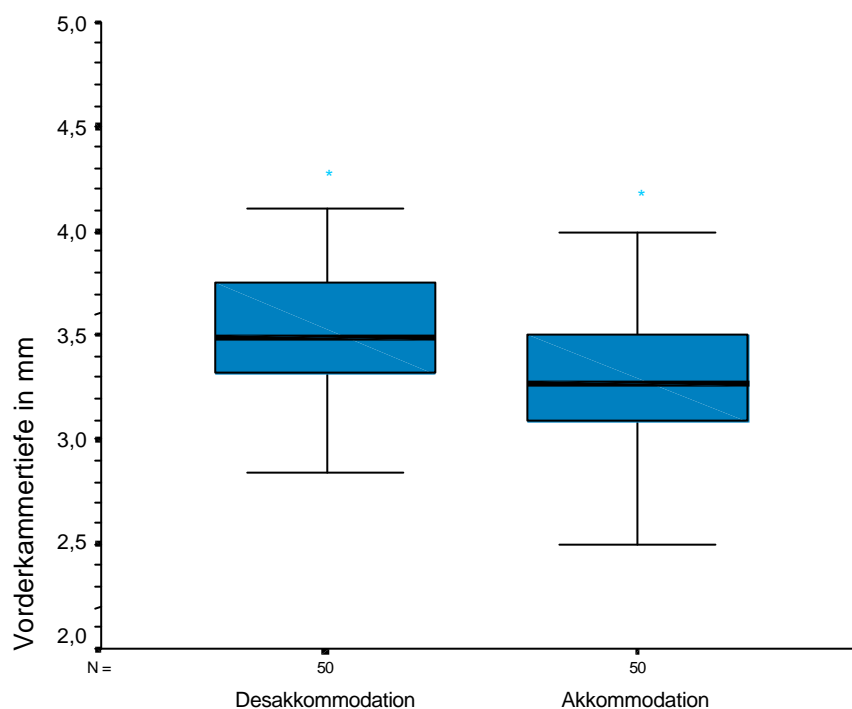


Abbildung 5.41 Ultraschall: VKT bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

Die Vorderkammertiefe nimmt bei Akkommodation des Auges im Ergebnis der drei eingesetzten Untersuchungsmethoden statistisch signifikant ab. Bei Bildung der Differenz aus den Medianwerten der desakkommodierten Vorderkammertiefe und akkommodierten Vorderkammertiefe kann festgestellt werden, dass die Vorderkammertiefe im Ergebnis der sonographischen Axialbiometrie um 0,22 mm abnimmt und sowohl im Ergebnis der koinzidenzoptischen als auch im Ergebnis der optischen Axialbiometrie um 0,15 mm abnimmt (vgl. Tabelle 6).

Tabelle 6 : Übersicht zu Mittelwerten und Medianwerten der Vorderkammertiefe

Untersuchungsmethode	VKT Mittelwert		VKT Medianwert	
	DA	A	DA	A
Optische Axialbiometrie	3,01 mm	2,84 mm	2,95 mm	2,80 mm
Koinzidenzoptische Axialbiometrie	3,60 mm	3,35 mm	3,54 mm	3,39 mm
Sonographische Axialbiometrie	3,52 mm	3,30 mm	3,49 mm	3,27 mm

### 5.2.7 Zunahme der Linsendicke bei Akkommodation

Bei der Untersuchung der Linsendicke aller Studienteilnehmer nach dem Scheimpflug Prinzip (vgl. 3.4.1) kann bei 12 Probanden ein Messwert sowohl bei Desakkommodation als auch bei Akkommodation erhoben werden. In allen anderen Fällen ist aufgrund der ungenügenden Pupillenweite die Darstellung der hinteren Linsenrinde nicht möglich. Der Mittelwert bei Desakkommodation für die rechten Augen (n=15) beträgt  $3,60 \text{ mm} \pm 0,29 \text{ mm}$  (Median 3,57 mm). Bei Akkommodation (n=7) beträgt der Mittelwert  $3,65 \text{ mm} \pm 0,20 \text{ mm}$  (Median 3,65 mm). Bei Desakkommodation kann für die linken Augen (n=10) ein Mittelwert von  $3,47 \text{ mm} \pm 0,25 \text{ mm}$  (Median 3,54 mm) und bei Akkommodation (n=5) ein Mittelwert von  $3,54 \text{ mm} \pm 0,32 \text{ mm}$  (Median 3,63 mm) festgestellt werden. Da mit  $p > 0,1$  Normalverteilung vorliegt, wird zur Prüfung auf statistische Signifikanz mit dem t-Test für gepaarte Stichproben gearbeitet. Es ergibt sich für die Zunahme der Linsendicke bei Akkommodation des Auges statistisch eine Signifikanz mit  $p = 0,041$  für die rechten Augen, jedoch keine Signifikanz mit  $p = 0,194$  für die linken Augen. Abbildung 5.42 zeigt die Mittelwerte der Linsendicke bei Desakkommodation ( $3,55 \text{ mm} \pm 0,27 \text{ mm}$ ) und bei Akkommodation mit ( $3,60 \text{ mm} \pm 0,25 \text{ mm}$ ).

Bei der Untersuchung der Linsendicke mittels Ultraschall A-Scan (vgl.3.5.2) ergibt sich ein Mittelwert von  $3,62 \text{ mm} \pm 0,17 \text{ mm}$  (RA, Median 3,60 mm) desakkommodiert bzw.  $3,70 \text{ mm} \pm 0,18 \text{ mm}$  (LA, Median 3,67 mm) desakkommodiert. Der Mittelwert bei Akkommodation beträgt  $3,87 \text{ mm} \pm 0,17 \text{ mm}$  (RA, Median 3,87 mm) bzw.  $3,96 \text{ mm} \pm 0,19 \text{ mm}$  (LA, Median 3,94 mm). Da mit  $p < 0,1$  keine Normalverteilung der Messwerte vorliegt, wird die statistische Signifikanzprüfung mit dem Vorzeichen Test durchgeführt. Es ergibt sich für die Daten sowohl der rechten als auch der linken Augen eine statistische Signifikanz mit  $p < 0,001$ . Abbildung 5.43 zeigt die Medianwerte der Linsendicke für alle 50 Augen.



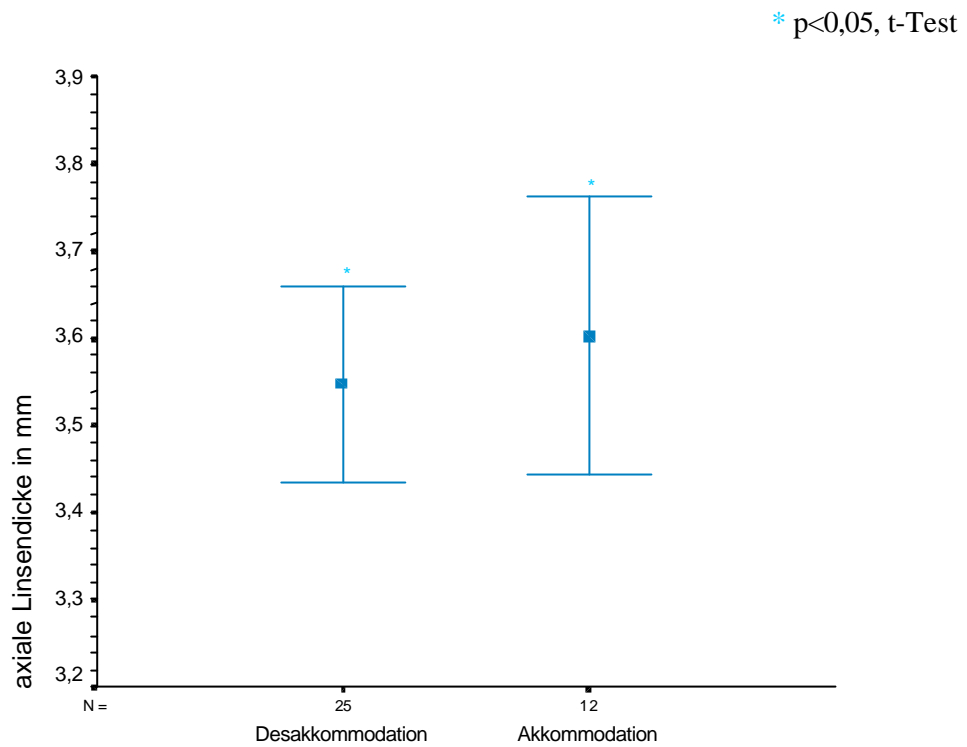
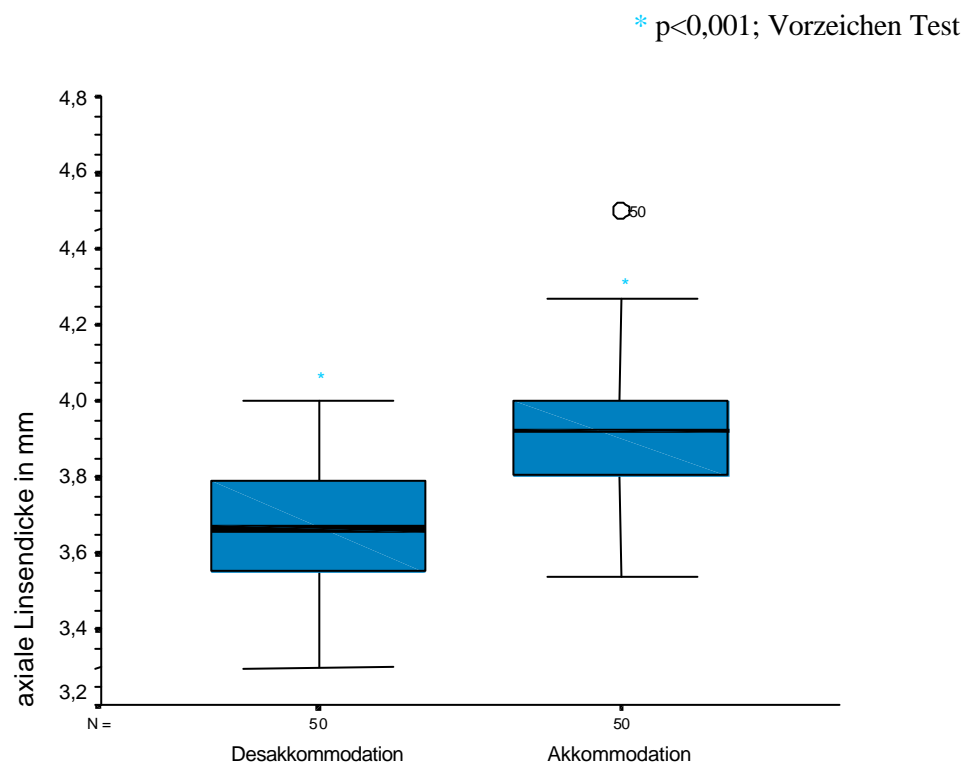


Abbildung 5.42 Scheimpflug Kamera: Linsendicke bei DA und A (n=25, Mittelwerte)

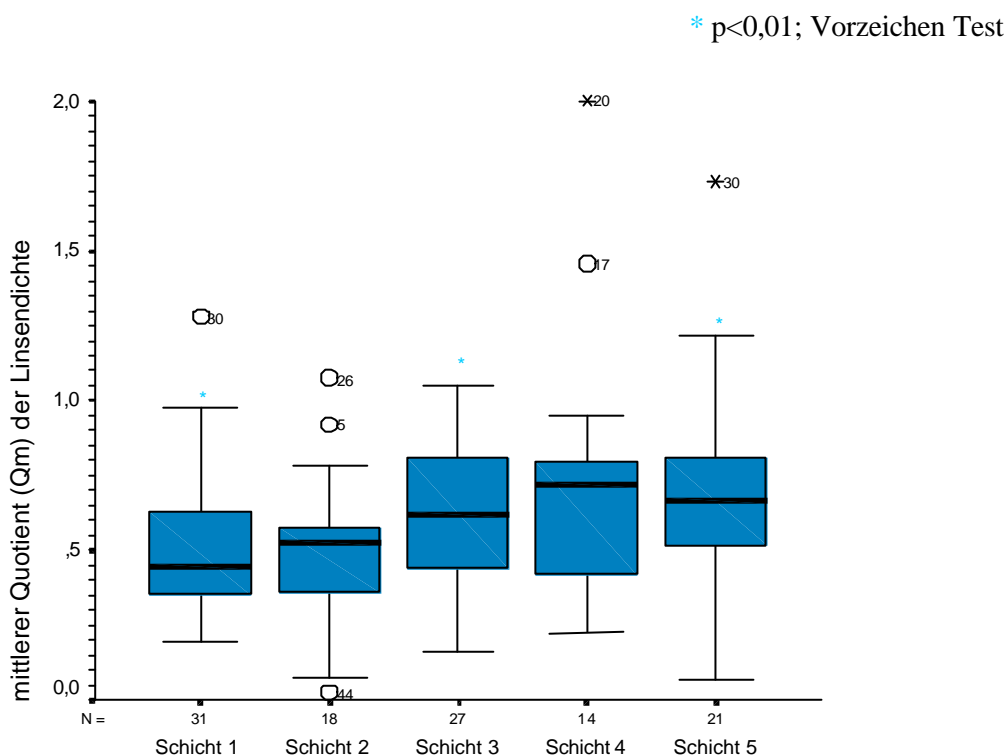


Legende: 50 Ausreißer, der mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75 % Perzentil liegt

Abbildung 5.43 Ultraschall: Linsendicke bei DA und A (n=25, Medianwerte)

### 5.2.8 Abnahme der Lichtstreuung der Linse bei Akkommodation

Zur Beurteilung einer Änderung der Lichtstreuung der Linse dient der mittlere Quotient  $Q_m$ . Er errechnet sich beispielhaft folgendermaßen: der Graustufenwert im Linsenkern eines Probanden beträgt 327 desakkommodiert. Bei Akkommodation beträgt dieser Wert an exakt der gleichen Stelle des Linsenkern 229. Es ergibt sich ein mittlerer Quotient ( $Q_m$ ) von  $229 / 327 = 0,70$ . Da 0,70 kleiner als eins ist, ergibt sich daraus dass mit dem Akkommodationsvorgang die Lichtstreuung an diesem gemessenen Punkt der Linse abnimmt. Im Ergebnis der Studie zeigt sich an allen untersuchten Linsenschichten ein mittlerer Quotient kleiner als eins (Abb. 5.44).



Legende: Schicht 1= vordere Linsenkapsel, Schicht 2 = vordere Linsenrinde, Schicht 3 = Linsenkern, Schicht 4 = hintere Linsenrinde, Schicht 5 = hintere Linsenkapsel

- 80, 26, 5, 17 Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75 % Perzentil liegen
- 44 Ausreißer, der mehr als das 1,5fache entfernt der unteren Grenze des 25% Perzentil liegt
- 20, 30 Extremwerte, die mehr als das 3fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil liegen

Abbildung 5.44 Scheimpflug Kamera: mittlere Quotienten der Linsendichte (n=25, Medianwerte)

Zusammenfassend sind die mittleren Quotienten der untersuchten Linsenschichten Tabelle 7 zu entnehmen.

Tabelle 7 : mittlere Quotienten der untersuchten Linsenschichten

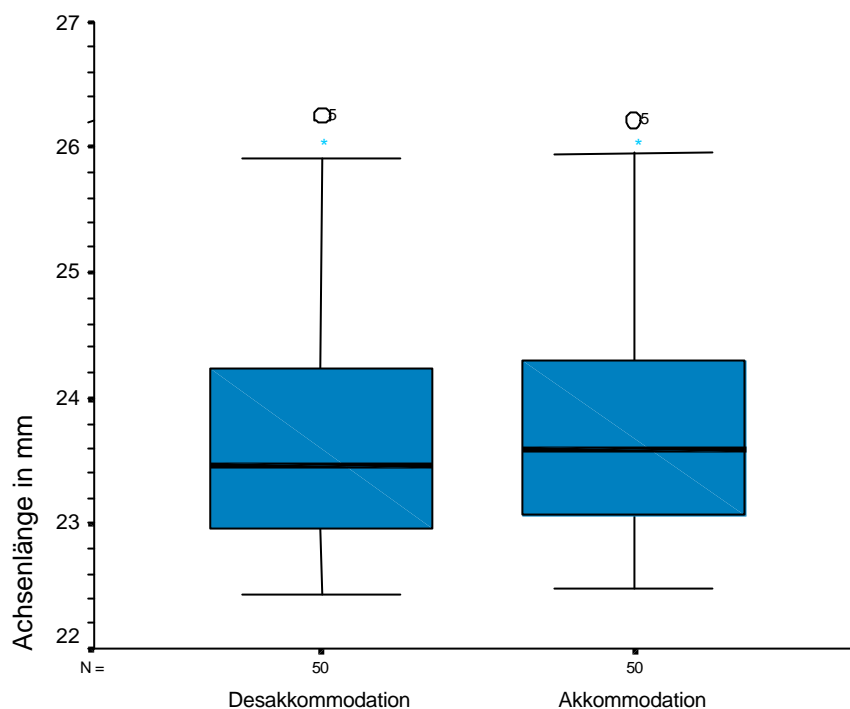
Linsenschicht	mittlerer Quotient	Signifikanz
vordere Linsenkapsel (Schicht 1 )	0,57	p<0,001
vordere Linsenrinde (Schicht 2)	0,49	p<0,001
Linsenkern (Schicht 3)	0,62	p<0,001
hintere Linsenrinde (Schicht 4)	0,78	p<0,001
hintere Linsenkapsel (Schicht 5)	0,70	p<0,001

### 5.2.9 Zunahme der Achsenlänge bei Akkommodation

Die Achsenlänge wird mit einem Mittelwert von 23,72 mm  $\pm$  1,03 mm (RA, Median 23,40 mm) desakkommodiert bzw. 23,71 mm  $\pm$  0,96 mm (LA, Median 23,53 mm) desakkommodiert im koinzidenzoptischen Messverfahren bestimmt. Die Achsenlänge nimmt bei Akkommodation im Ergebnis dieser Untersuchungen zu. Für die rechten Augen kann bei Akkommodation ein Mittelwert von 23,84 mm  $\pm$  1,02 mm (Median 23,57 mm) und für die linken Augen von 23,77 mm  $\pm$  0,98 mm (Median 23,61 mm) bestimmt werden. Die Prüfung auf Normalverteilung fällt mit  $p < 0,1$  negativ aus. Die Überprüfung auf Signifikanz dieser Achsenlängenzunahme ergibt einen p-Wert von 0,001 (RA) und einen p-Wert von 0,001 (LA). Es resultiert damit eine signifikante Achsenlängenzunahme bei Akkommodation des Auges.

Die Medianwerte aller 50 Augen im Vergleich gibt Abbildung 5.45 wieder. Dabei beträgt der Medianwert 23,47 mm desakkommodiert und 23,59 mm akkommodiert.

\* p&lt;0,01; Vorzeichen Test



Legende: 5 Ausreißer, die mehr als das 1,5fache entfernt der oberen Grenze des 75% Perzentil liegen

Abbildung 5.45 IOL Master: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

Die sonographische Bestimmung der Achsenlänge ergibt bei Desakkommodation einen Mittelwert von  $23,59 \text{ mm} \pm 0,97 \text{ mm}$  (RA; Median 23,50 mm) und bei Akkommodation einen Mittelwert von  $23,68 \text{ mm} \pm 0,97 \text{ mm}$  (RA; Median 23,55 mm). Mit einem p-Wert = 0,905 kann für beide Messreihen Normalverteilung nachgewiesen werden. Für die gemessenen linken Augen ergeben sich entsprechend  $23,52 \text{ mm} \pm 0,91 \text{ mm}$  (LA; Median 23,46 mm) desakkommodiert und  $23,62 \text{ mm} \pm 0,92 \text{ mm}$  (LA; Median 23,58 mm) akkommodiert. Die Prüfung auf Normalverteilung fällt mit  $p > 0,1$  ebenfalls positiv aus. Die Zunahme der Achsenlänge bei Akkommodation des Auges erweist sich im t-Test für gepaarte Stichproben sowohl für die rechten Augen als auch für die linken Augen als statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ). Abbildung 5.46 zeigt die Mittelwerte bei Desakkommodation ( $23,56 \text{ mm} \pm 0,93 \text{ mm}$ ) und Akkommodation ( $23,65 \text{ mm} \pm 0,94 \text{ mm}$ ) für alle 50 gemessenen Augen.

\* p&lt;0,05, t-Test

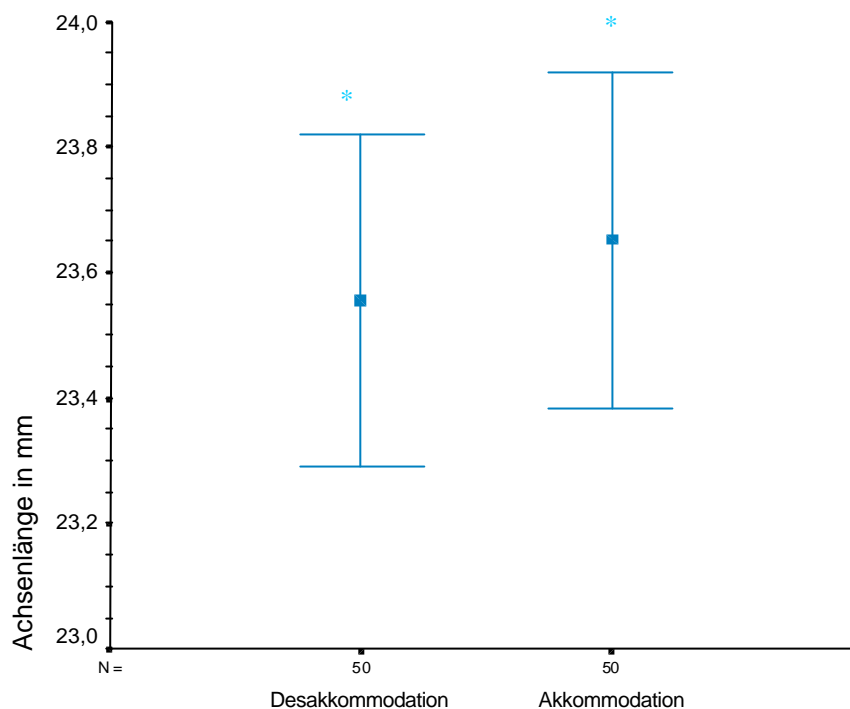


Abbildung 5.46 Ultraschall: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)

### 5.3 Einfluss der Landolt-Ring Schablone auf die Ergebnisse

Für die Messungen bei Akkommodation des zu untersuchenden Auges kommt sowohl in der Pilotstudie als auch in der Studie eine speziell dafür entwickelte Landolt-Ring Schablone (vgl. Abb. 3.2) zum Einsatz. Um eine Beeinflussung der Ergebnisse durch diese Schablone auszuschließen, wurden zusätzlich fünf Probanden am IOL Master, an der Scheimpflug Kamera und am Pupillographen sowohl mit als auch ohne Schablone untersucht. Dabei sollten die Probanden bei den Messungen ohne Schablone entspannt die integrierte Fixierleuchte bzw. in die Ferne schauen. Bei den Messungen mit Schablone sollten sie ebenfalls entspannt auf die integrierte Fixierleuchte bzw. in die Ferne schauen. Die dabei ermittelten Ergebnisse sind in Form der Mittelwerte in der Tabelle 8 aufgezeigt. Eine statistisch signifikante Beeinflussung der Ergebnisse durch die Landolt-Ring Schablone konnte nicht nachgewiesen werden.

Tabelle 8 : Messungen ohne und mit Landoltring-Schablone

Gerät	Parameter	Ohne Schablone	Mit Schablone
IOL Master	Vertikale Hornhautkrümmung	7,82 mm	7,81 mm
	Horizontale Hornhautkrümmung	7,65 mm	7,64 mm
	Vorderkammertiefe	3,32 mm	3,36 mm
	Achsenlänge	22,86 mm	22,86 mm
Pupillograph	Pupillendurchmesser vor Lichtreiz	6,50 mm	6,46 mm
	Pupillendurchmesser nach Lichtreiz	5,31 mm	5,25 mm
	Kontraktionsgeschwindigkeit	3,36 mm/s	3,51 mm/s
	Reaktionsdauer	568,20 ms	520,60 ms

#### 5.4 Unterschiede hinsichtlich akkommodationsbedingter Veränderungen zwischen emmetropen und myopen Augen

Die Tabellen 9 und 10 zeigen für alle rechten und linken Augen akkommodative Unterschiede in Abhängigkeit von der Refraktion. Emmetropie wird bis zu einem Wert einschließlich -0,75 Dioptrien angenommen.

Tabelle 9 : akkommodative Änderungen bei emmetropen Augen (n=16)

Parameter	DA		A		Delta	p t -Test	p VT
	MW	Median	MW	Median			
VKT in mm							
rechte Augen	2,95		2,76		-0,19	< 0,01	
linke Augen	2,97		2,77		-0,20	< 0,01	
VKW in °							
rechte Augen	32,35		30,52		-1,83	< 0,05	
linke Augen	32,10		30,62		-1,48	< 0,05	
Linsendicke in mm							
rechte Augen		3,58		3,89	+0,31		< 0,01
linke Augen		3,66		3,94	+0,28		< 0,01
Achsenlänge in mm							
rechte Augen	23,29		23,39		+0,10	< 0,01	
linke Augen	23,23		23,32		+0,09	< 0,01	
Pupille vor LR in mm							
rechte Augen		6,68		5,87	-0,81		< 0,01
linke Augen		6,45		6,07	-0,38		< 0,01
Pupille nach LR in mm							
rechte Augen		5,41		4,69	-0,72		< 0,01
linke Augen		5,06		4,54	-0,52		< 0,01

Tabelle 10 : akkommodative Änderungen bei myopen Augen (n=8)

Parameter	DA		A		Delta	p t-Test	p VT
	MW	Median	MW	Median			
VKT in mm							
rechte Augen	3,17		3,05		-0,12	< 0,01	
linke Augen	3,21		3,02		-0,19	< 0,01	
VKW in mm							
rechte Augen	33,08		28,21		-4,87	< 0,05	
linke Augen	33,94		30,64		-3,30	< 0,05	
Linsendicke in mm							
rechte Augen		3,63		3,87	+0,24		< 0,01
linke Augen		3,70		3,94	+0,24		< 0,01
Achsenlänge in mm							
rechte Augen	24,34		24,41		+0,07	< 0,05	
linke Augen	24,22		24,37		+0,15	< 0,05	
Pupille vor LR in mm							
rechte Augen		6,72		5,59	-1,13		< 0,01
linke Augen		6,78		5,53	-1,25		< 0,01
Pupille nach LR in mm							
rechte Augen		5,36		4,49	-0,87		< 0,01
linke Augen		5,26		4,26	-1,00		< 0,01

Die Vorderkammertiefe nimmt bei emmetropen und myopen Augen der Studienteilnehmer bei Einstellung des Auges in die Nähe um den annähernd gleichen Betrag ab. Jedoch unterscheiden sich die Gruppen in Bezug auf die Absolutwerte. Es zeigt sich bei den myopen Augen mit ca. 3,19 mm (Mittel zwischen rechten und linken Augen) desakkommodiert bzw. mit 3,04 mm (Mittel zwischen rechten und linken Augen) akkommodiert eine tiefere Vorderkammer im Vergleich zu den emmetropen Augen. Auch die Achsenlänge ist bei Desakkommodation mit 24,28 mm (Mittel zwischen rechten und linken Augen) bzw. bei Akkommodation mit 24,39 mm (Mittel zwischen rechten und linken Augen) im Gegensatz zu den emmetropen Teilnehmern größer. Unterschiede zwischen den Refraktionsgruppen zeigen sich in Bezug auf die Abnahme der Vorderkammerwinkelgröße bei Akkommodation. Während sich der Vorderkammerwinkel bei Emmetropie um 1,66° (Mittel zwischen rechten und linken Augen) verringert, nimmt er bei Myopie um 4,09° (Mittel zwischen rechten und linken Augen) ab. Auch das Verhalten der Pupille bei Akkommodation zeigt Refraktionsabhängigkeit. Die Pupillengröße nimmt bei Akkommodation der myopen Probanden stärker ab als bei den emmetropen Probanden. Dies trifft sowohl für die akkommodative Pupillengrößenabnahme vor Lichteinwirkung als auch nach Lichteinwirkung zu.

## 6 Diskussion

### 6.1 Betrachtung akkommodativer Veränderungen der Pupillomotorik am Pupillograph

Die pupillographischen Messungen werden bei jedem Probanden zum gleichen Tageszeitpunkt vorgenommen, um circadiane Schwankungen zu vermeiden (Kühner et al. 1998). Weitere Störfaktoren, wie z.B. Lichteinstrahlung und Dunkeladaptationszeit, werden konstant gehalten. Durch strenge Auswahlkriterien wird die medikamentöse Beeinflussung der Pupille (Christoferson et al. 1956; Gilmartin 1984) bzw. Erkrankungen im Vorfeld ausgeschlossen.

Eine Pupillenverengung unter Akkommodation wurde in Übereinstimmung mit unseren Ergebnissen bereits von Helmholtz beobachtet (Helmholtz 1855). Auch spätere Veröffentlichungen bestätigen dies (Ripps et al. 1962; Hennessy et al. 1976; Ward & Charman 1985). 1985 untersuchte Rabie 20 Augen pseudophaker Patienten und fand dabei heraus, dass mit medikamentöser Verengung der Pupille die Vorderkammertiefe abnimmt (Rabie 1985). Untersuchungen zum gesamten Pupillenreflex bei Akkommodation wurden bisher nicht publiziert. Dass mit Abnahme der Pupillengröße bei Akkommodation die Kontraktionsgeschwindigkeit steigt und die Reaktionsdauer kleiner wird, konnte erstmals im Ergebnis unserer Studie signifikant nachgewiesen werden.

### 6.2 Betrachtung akkommodativer Veränderungen mittels Ultraschall

Die Abnahme der Vorderkammertiefe wird in der vorliegenden Studie durch drei unterschiedliche Methoden gemessen. Ultrasonographisch ergibt sich eine Verringerung der Vorderkammertiefe vom desakkommodierten zum akkommodierten Zustand um 0,22 mm. Ähnliche Ergebnisse wurden von anderen Autoren ultrasonographisch erzielt (Storey & Rabie 1983; Shum et al. 1993; Whitmore 1993). Dabei beträgt nach Storey der angegebene Messfehler  $\pm 0,14$  mm. Auch Jansson fand 1963 anhand von sonographischen Messungen von 184 Augen eine Abnahme der Vorderkammertiefe um 0,1 bis 0,3 mm bei Akkommodation des Auges (Jansson 1963). Dass ein Zusammenhang zwischen Kopfhaltung und Akkommodation besteht, konnten Atchison et al. nachweisen. Die sonographische Bestimmung der Achsenlänge erfolgt im Gegensatz zu den Messungen an



Scheimpflug Kamera und IOL Master am liegenden Probanden. Die von Atchison et al. gefundenen Unterschiede der Akkommodationsamplitude bei verschiedenen Blickrichtungen bzw. Kopfhaltungen sind klinisch nicht relevant (Atchison et al. 1994). Fehlerquellen sieht Coleman in der ungenauen Ausrichtung des Ultraschallstrahls entlang der optischen Achse, dem ausgeübten Druck auf die Hornhaut und der variablen Tränenfilmdicke (Coleman & Carlin 1970). Auch in unserer Studie können wir diese Fehlerquellen bei den Ultraschall Untersuchungen nicht ausschließen.

In Übereinstimmung mit anderen Autoren konnten wir anhand der sonographischen Messungen eine signifikante Zunahme der axialen Linsendicke bei Akkommodation finden (Jansson 1963; Coleman et al. 1969; Storey & Rabie 1983; Shum et al. 1993; Drexler et al. 1997). Der Messfehler wird bezüglich der Linsendicke von Storey & Rabie mit  $\pm 0,16$  mm angegeben. Diese akkommodative Linsendickenzunahme wurde zusätzlich mittels optischer Biometrie verifiziert. In Tabelle 11 sind die Mittelwerte zur Linsendicke im desakkommodierten und im akkommodierten Zustand zusammenfassend aufgeführt.

Tabelle 11 : Linsendicke bei Desakkommodation und bei Akkommodation

Untersuchungsgerät	DA		A		Differenz DA–A
	MW	SW	MW	SW	
Scheimpflug Kamera Linsendicke in mm	3,55	0,27	3,60	0,25	0,05
Ultraschall Linsendicke in mm	3,66	0,17	3,92	0,19	0,26

Das Verhalten der Achsenlänge bei Akkommodation wird in der Literatur als variabel bezeichnet (Lepper et al. 1980; Whitmore 1993; Shum et al. 1993). Sowohl eine Zunahme als auch eine Abnahme der ultrasonographisch gemessenen Gesamtlänge des Auges wird beschrieben. Der Messfehler bezüglich der Achsenlänge wird von mehreren Autoren mit  $\pm 0,18$  mm angegeben (Storey & Rabie 1983; Rudnicka et al. 1992). Bei Messungen von 23 Probanden fanden Drexler et al. heraus, dass die Achsenlänge bei Akkommodation zunimmt (Drexler et al. 1998). Im Ergebnis unserer Studie kann ebenfalls eine statistisch signifikante Zunahme der sonographisch gemessenen Achsenlänge um 0,09 mm und der koinzidenzoptisch gemessenen Achsenlänge um 0,12 mm bei Akkommodation des Auges nachgewiesen werden. Das bedeutet für das gesamte optische System eine Myopisierung

und reduziert somit den notwendigen Akkommodationsaufwand der akkommodierenden Linse. In Anlehnung an das „Gullstrand Auge“ entspricht diese Achsenlängenzunahme einer Brechkraftzunahme um 0,2 bis 0,3 Dioptrien.

Ultraschalluntersuchungen des äquatorialen Linsendurchmessers an sieben Probanden ergaben eine Abnahme von 0,64 mm bei Akkommodation (Storey & Rabie 1985). Dem widersprechen die UBM Untersuchungen von Tello et. al. an zwölf Probanden, bei denen eine Vergrößerung des Linsenäquator bei Akkommodation resultiert (Tello et al. 1995). Darauf basierend wurde eine spezielle Operationsmethode von Schachar entwickelt, die eine Wiederherstellung der Akkommodation durch Sklera-Straffung bewirken soll (Schachar 2003). Die akkommodativen Operationserfolge Schachar's werden vielfach angezweifelt und widerlegt (Glasser 1999; Mathews 1999; Koopmans et al. 2003).

Die Darstellung des äquatorialen Linsendurchmessers in der vorliegenden Pilotstudie ergab keine reproduzierbaren Ergebnisse. Daher kann zum Verhalten des äquatorialen Linsendurchmessers bei Akkommodation des Auges keine Aussage getroffen werden. Eine mögliche Fehlerquelle stellt die Platzierung der A-Scan Ultraschallsonde dar. Die Messwtergebnisse werden durch eine geringfügige Abweichung des Kontaktpunktes am Auge so verändert, dass den A-Scan Peaks anatomische Strukturen nicht eindeutig zuzuordnen sind (vgl. Abb. 5.26).

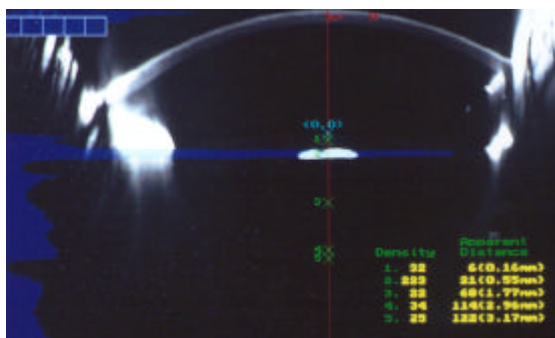
### 6.3 Betrachtung akkommodativer Veränderungen mittels Scheimpflug Technik

Durch das von Theodor Scheimpflug 1906 beschriebenen Prinzip lässt sich der Augenvorderabschnitt verzerrungsfrei (Scheimpflug 1906) und mit hoher Reproduzierbarkeit (Hockwin 1989) darstellen. Mögliche Fehlerquellen sieht Hockwin im Auftreten hoher Reflexe in den vorderen Linsenschichten.



Abbildung 6.1 Scheimpflug Kamera Aufnahme : zentraler Lichtreflex bei Akkommodation

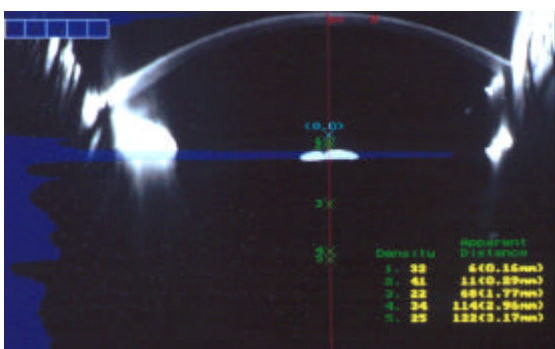
In Abbildung 6.1 ist eine Scheimpflug Aufnahme eines Probanden bei akkommodiertem Auge mit einem solchen Lichtreflex der Linse dargestellt. Bei der Auswertung der Scheimpflug Aufnahmen hinsichtlich der Linsendichte müssen diese Lichtreflexe berücksichtigt werden. Es wurde vermieden, die manuell wählbaren Messpunkte zur Bestimmung der Lichtstreuung in diesen Reflex hinein zu positionieren. Abbildung 6.2 zeigt im oberen Teil beispielhaft eine Scheimpflug Aufnahme mit Messpunkt im Lichtreflex mit Messergebnissen. Darunter ist die gleiche Aufnahme mit Messpunkt kurz über dem Reflex abgebildet. Die Graustufen unterscheiden sich im Bereich des Lichtreflexes deutlich voneinander.



### Apparent Distance

### Density

0,16 mm	32
0,55 mm	223
1,77 mm	22
2,96 mm	34
3,17 mm	25



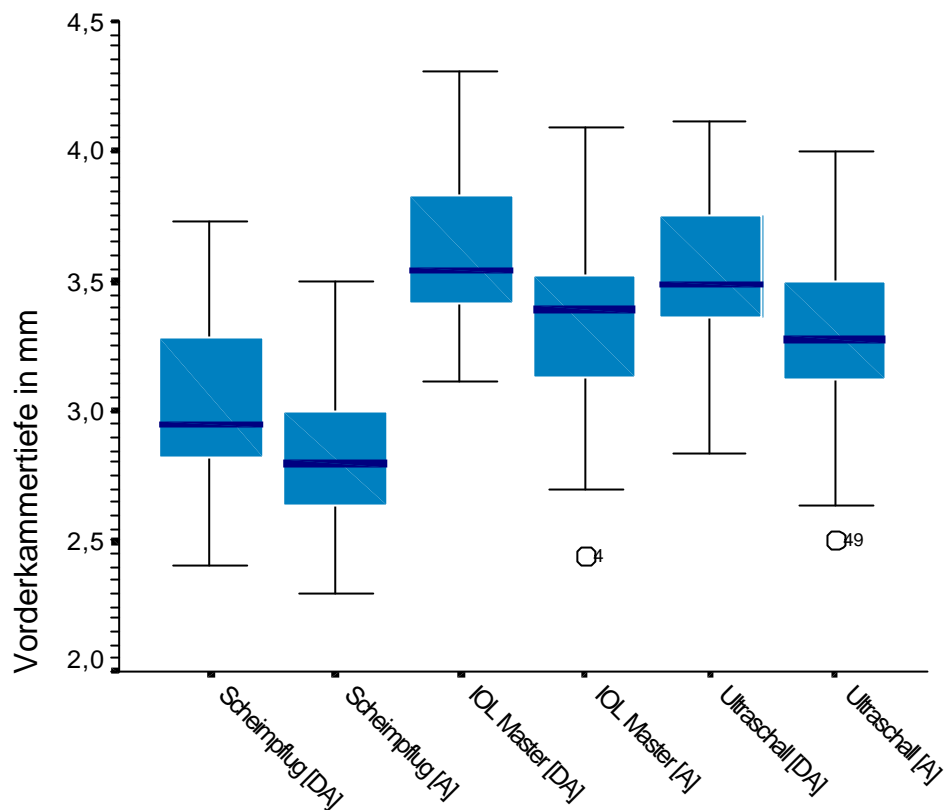
0,16 mm	32
0,29 mm	41
1,79 mm	22
2,96 mm	34
3,17 mm	25

Abbildung 6.2 Scheimpflug Kamera Aufnahmen : Linsentransparenzbestimmung  
oberes Bild – im Lichtreflex; unteres Bild - oberhalb des Lichtreflexes

Die Lichtstreuung innerhalb der Linse nimmt im Ergebnis unserer Studie entlang der optischen Achse an den gemessenen Punkten bei Akkommodation des Auges statistisch signifikant ab. In der Literatur sind diesbezüglich keine Ergebnisse beschrieben.

Eine Abnahme der Kammerwinkelgröße unter Akkommodation kann durch die Vorderabschnittsaufnahmen nach dem Scheimpflug Prinzip erstmals im Ergebnis unserer klinischen Studie dargestellt werden. Im Oktober 2003 untersuchten Dubbelman et al. in den Niederlanden 102 Augen bei Desakkommodation und Akkommodation an der Scheimpflug Kamera. Ihr besonderes Interesse galt der Dickenänderung der Linsenschichten bei Akkommodation. Sie fanden heraus, dass sich bei Akkommodation der Linsenkern verdickt, wobei die Linsenrinde in ihrer Ausdehnung konstant bleibt (Dubbelman et al. 2003). Auch im Ergebnis unserer Studie findet sich eine Linsendickenzunahme anhand der Scheimpflug Aufnahmen bei Akkommodation des Auges (vgl. Tabelle 11). Damit können die ultrasonographischen Ergebnisse zur axialen Linsendicke bestätigt werden.

Mittels Scheimpflug-Technik ergibt sich für die Abnahme der Vorderkammertiefe bei Akkommodation nach Bildung der Differenz : Medianwert  $(DA)$  – Medianwert  $(A)$  ein Betrag von 0,15 mm. Abbildung 6.3 zeigt die Medianwerte der Vorderkammertiefe der in der Studie eingesetzten Methoden bei Desakkommodation und Akkommodation im Vergleich. Dabei wird deutlich, dass die Ergebnisse am IOL Master und Ultraschall annähernd übereinstimmen, wohingegen die Vorderkammertiefe an der Scheimpflug Kamera sowohl bei Desakkommodation als auch bei Akkommodation geringere Werte aufzeigt. Eine mögliche Erklärung dafür liegt in der unterschiedlichen Definition der Vorderkammertiefe bei den drei Messmethoden. Sowohl sonographisch als auch koinzidenzoptisch wird die Vorderkammertiefe inklusive Hornhaut automatisch bestimmt. Bei den Scheimpflug Aufnahmen jedoch erfolgt eine manuelle Auswertung (vgl. 3.4.1) mit Festlegung der Messpunkte entlang der optischen Achse. Die Hornhautdicke wird dabei nicht mit in die Vorderkammertiefe miteinbezogen.



Legende :

Scheimpflug [DA]	Scheimpflug Kamera, Vorderkammertiefe, desakkommodiert
Scheimpflug [A]	Scheimpflug Kamera, Vorderkammertiefe, akkommodiert
IOL Master [DA]	IOL Master, Vorderkammertiefe, desakkommodiert
IOL Master [A]	IOL Master, Vorderkammertiefe, akkommodiert
Ultraschall [DA]	Ultraschall Gerät, Vorderkammertiefe, desakkommodiert
Ultraschall [A]	Ultraschall Gerät, Vorderkammertiefe, akkommodiert

4, 49 Ausreißer, mehr als das 1,5fache entfernt der unteren Grenze des 25 % Perzentil

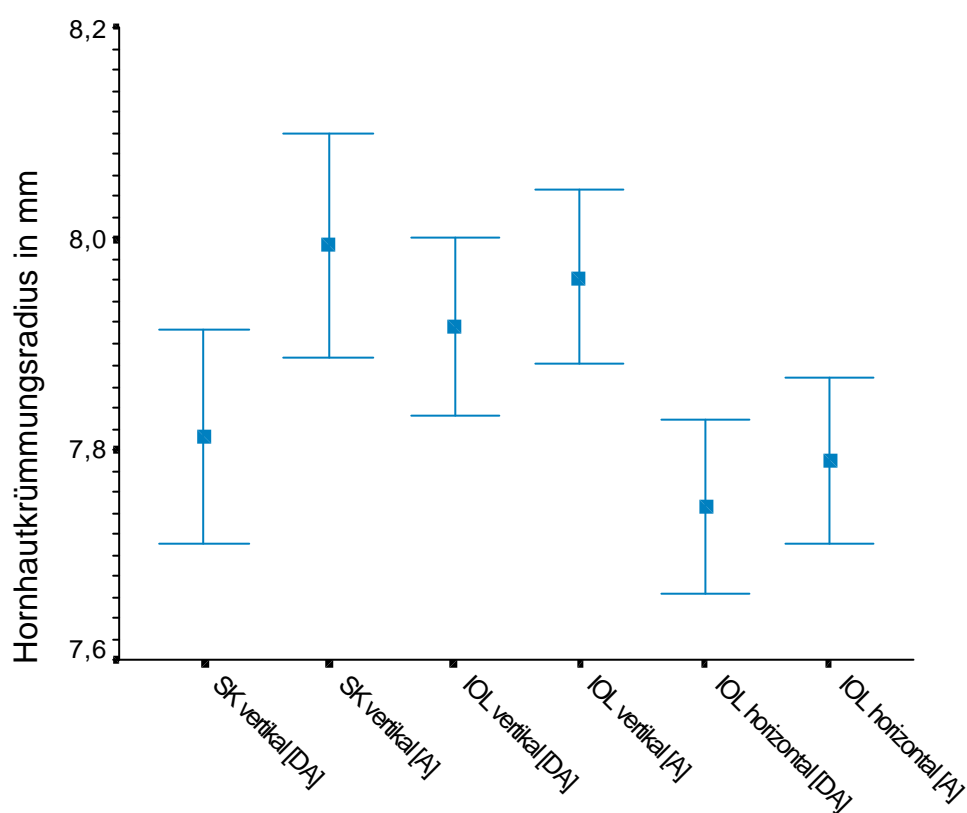
Abbildung 6.3 Vorderkammertiefe gemessen an Scheimpflug Kamera, IOL Master und Ultraschall bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)

#### 6.4 Betrachtung akkommodativer Veränderungen mittels IOL Master

Die Hornhaut macht mit ca. 43 Dioptrien den Großteil der Brechkraft des Auges aus. Zum Zeitpunkt der Datenerhebung standen uns mit dem IOL Master und der Scheimpflug Kamera zwei Geräte zur Verfügung, die den Hornhautkrümmungsradius auf verschiedene

Weise messen. Der IOL Master ermittelt den zentralen vertikalen und horizontalen Hornhautkrümmungsradius und die Scheimpflug Kamera ermöglicht eine Bestimmung des vertikalen Hornhautkrümmungsradius.

Beide Messverfahren ergeben übereinstimmend eine Zunahme des vertikalen Hornhautkrümmungsradius bei Akkommodation des Auges. Für den horizontalen Hornhautkrümmungsradius zeigt sich bei Akkommodation des Auges ebenfalls eine Zunahme. Daraus resultiert eine Abnahme der zentralen Hornhautkrümmung bei Akkommodation des Auges. In Abbildung 6.4 sind die Mittelwerte dargestellt.



Legende :

SK vertikal [DA] Scheimpflug Kamera, vertikaler Hornhautkrümmungsradius, desakkommodiert

SK vertikal [A] Scheimpflug Kamera, vertikaler Hornhautkrümmungsradius, akkommodiert

IOL vertikal [DA] IOL Master, vertikaler Hornhautkrümmungsradius, desakkommodiert

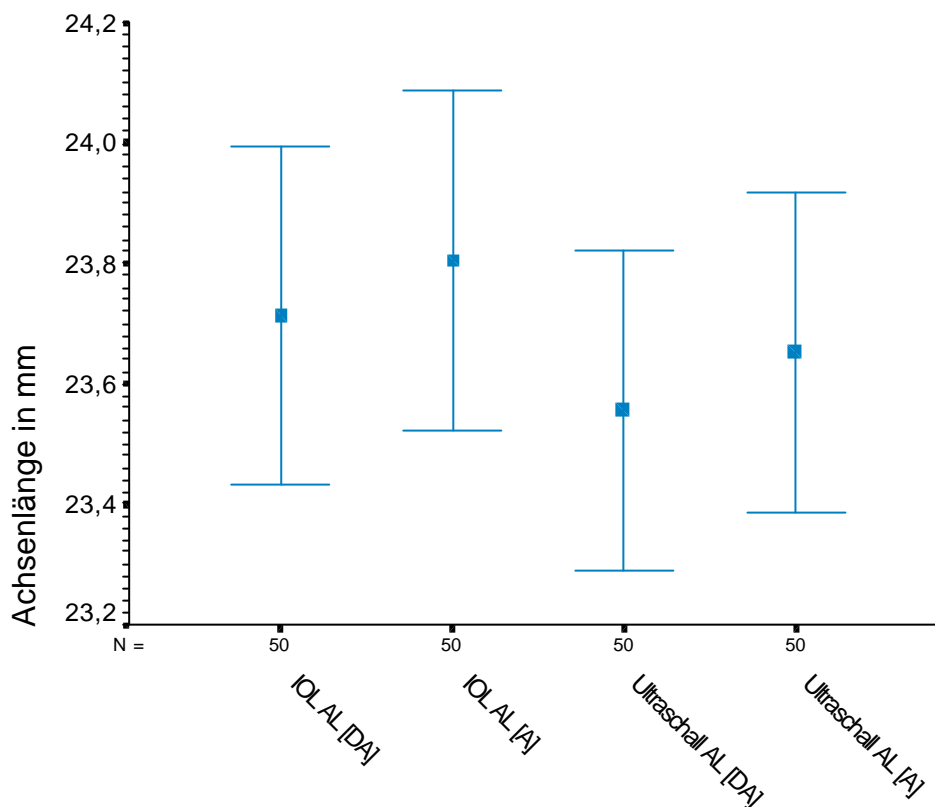
IOL vertikal [A] IOL Master, vertikaler Hornhautkrümmungsradius, akkommodiert

IOL horizontal [DA] IOL Master, horizontaler Hornhautkrümmungsradius, desakkommodiert

IOL horizontal [A] IOL Master, horizontaler Hornhautkrümmungsradius, akkommodiert

Abbildung 6.4 Hornhautkrümmungsradien (Mittelwerte) gemessen an Scheimpflug Kamera und IOL Master bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)

Die Zunahme der Achsenlänge zeigt sich ultrasonographisch um 0,09 mm und koinzidenzoptisch 0,1 mm. Abbildung 6.5 stellt die Mittelwerte der Achsenlänge bei Desakkommodation und bei Akkommodation am IOL Master und am Ultraschallgerät dar.



Legende:

- |                     |   |
|---------------------|---|
| IOL AL [DA]         | IOL Master, Achsenlänge, desakkommodiert        |
| IOL AL [A]          | IOL Master, Achsenlänge, akkommodiert           |
| Ultraschall AL [DA] | Ultraschall Gerät, Achsenlänge, desakkommodiert |
| Ultraschall AL [A]  | Ultraschall Gerät, Achsenlänge, akkommodiert    |

Abbildung 6.5 Achsenlänge (Mittelwerte) gemessen am IOL Master und Ultraschall bei Desakkommodation und bei Akkommodation (n=25, Mittelwerte)

Im Vergleich der Ergebnisse untereinander ist festzustellen, dass die sonographisch ermittelten Messwerte ca. 0,15 mm geringer als die koinzidenzoptischen Messwerte sind. Die Ursache hierfür liegt in der Messmethode. Die Messung am IOL Master stellt eine non Kontakt Messung dar, wobei die Ultraschall Messung den direkten Kontakt zwischen Hornhaut und Ultraschallsonde erfordert. Shammass et al. zeigten 1976, dass bei der

Kontaktmessung mittels Ultraschall die Achsenlänge kürzer gemessen wird als bei der non Kontakt Methode (Shammas et al. 1976). Kuck und Makabe sowie Artaria erbrachte ebenfalls den Nachweis, dass die Achsenlänge bei der Kontakt Methode mittels A-Scan Ultraschall im Vergleich zur non Kontakt Methode mittels Immersionsverfahren zu kurz gemessen wird (Kuck & Makabe 1985; Artaria 1986). Demzufolge wird in unserer Studie die Achsenlänge sonographisch durch die Kontaktmethode zu kurz gemessen.

## 6.5 Einfluss der Refraktion auf akkommodative Veränderungen am Auge

Fong et al. fanden 1997 heraus, dass Zusammenhänge zwischen der Refraktion und dem Akkommodationsvermögen bestehen. Ihren Ergebnissen zufolge besitzen emmetrope Augen eine grössere Akkommodationsamplitude als myope Augen. Dabei definiert Fong Myopie ab einem Refraktionswert einschließlich  $-0,75$  dpt. (Fong et al. 1997). Bei Einteilung der Studienteilnehmer der vorliegenden Arbeit in Refraktionsgruppen erfüllen 8 Probanden die Voraussetzung einer Myopie mit  $-0,75$  dpt oder mehr. 16 Studienteilnehmer sind emmetrop und ein Proband wird aufgrund seiner Hyperopie keiner der beiden Gruppen zugeordnet. In Tabelle 12 sind die Änderungsbeträge, die sich bei Akkommodation ergeben, getrennt für die rechten und linken Augen beider Refraktionsgruppen aufgeführt.

Tabelle 12 : Änderungsbeträge bei Akkommodation in Abhängigkeit der Refraktion

Parameter	Emmetropie n=32 Delta		Myopie n=16 Delta	
	RA n=16	LA n=16	RA n=8	LA n=8
Vorderkammertiefe in mm	-0,19	-0,20	-0,12	-0,19
Vorderkammerwinkel in °	-1,83	-1,48	-4,87	-3,30
Linsendicke in mm	+0,31	+0,28	+0,24	+0,24
Achsenlänge in mm	+0,10	+0,09	+0,07	+0,15
Pupille vor LR in mm	-0,81	-0,38	-1,13	-1,25
Pupille nach LR in mm	-0,72	-0,52	-0,87	-1,00

RA = rechte Augen; LA = linke Augen



Dabei wird deutlich, dass sich der Vorderkammerwinkel aller myopen Studienteilnehmer im Vergleich zu den emmetropen Teilnehmern bei Akkommodation um einen größeren Betrag verkleinert. Auch die Pupillengröße nimmt bei den myopen Probanden unter Akkommodation sowohl vor als auch nach Lichteinwirkung stärker ab. Woung et al. fanden bei ihren Untersuchungen an 19 myopen und 15 emmetropen Probanden ebenfalls eine stärkere Abnahme der Pupillengröße bei Akkommodation myoper Augen.

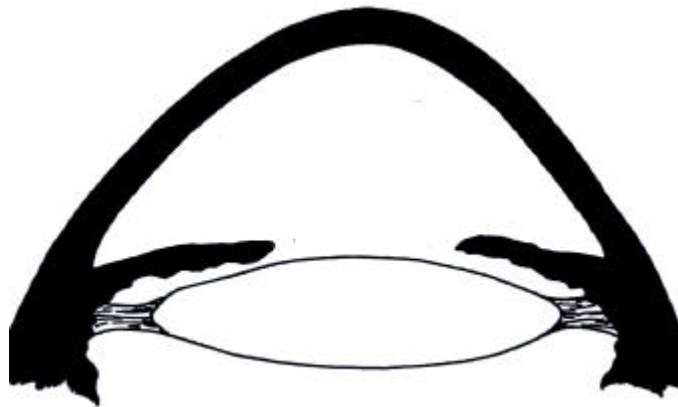
Die Linsendicke nimmt im Ergebnis der vorliegenden Arbeit bei den Myopen weniger als bei den Emmetropen bei Akkommodation zu.

## 6.6 Historische Akkommodationsmodelle aus heutiger Sicht

Die Medizintechnik hat sich seit der Erstbeschreibung des Akkommodationsmechanismus weiterentwickelt und ermöglicht multiple Untersuchungen bezüglich akkommodativer Veränderungen am Auge. Diese Arbeit sollte dazu beitragen, Ergänzungen zu den historischen Akkommodationsmodellen zu geben. In Übereinstimmung mit Descartes hat sich im Ergebnis unserer Studie gezeigt, dass die Linse bei Akkommodation axial dicker wird. Weiterhin konnte die von Descartes beobachtete Abnahme des Pupillendurchmessers bei Akkommodation bestätigt werden. Entgegen Young's These, dass sich die Hornhautkrümmung bei Akkommodation nicht ändert, ließ sich anhand unserer Messungen eine Beeinflussung der zentralen und peripheren Hornhautkrümmung nachweisen. Dahingehend sind nachfolgend spezielle Untersuchungen des Hornhautverhaltens bei Akkommodation und Desakkommodation notwendig. Der Helmholtz'sche Akkommodationstheorie kann in folgenden Punkten zugestimmt werden: bei Akkommodation des menschlichen Auges resultiert eine Pupillenverengung, eine Zunahme der axialen Linsendicke und eine Abnahme der Vorderkammertiefe. Zu einer Verringerung des äquatorialen Linsendurchmessers kann keine Aussage getroffen werden, da die Darstellung des äquatorialen Linsendurchmessers in der Pilotstudie nicht gelang. Tscherning und Schachar jedoch widersprechen einer Verringerung dieses Linsendurchmessers und postulieren die Zunahme dessen bei Akkommodation. Ähnliche Ergebnisse veröffentlicht Storey & Rabie 1985 nach ihren sonographischen Messungen an 7 emmetropen Probanden im Alter von 21 bis 27 Jahren (Storey & Rabie 1985) In keinem der erläuterten Modelle wird der Einfluss der Akkommodation auf die Linsendichte oder den Vorderkammerwinkel berücksichtigt. Dies konnte erstmals anhand der vorliegenden Messwerte nachgewiesen werden.

In Abbildung 6.6 wurden die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit in Form eines Modells zusammengefasst und skizziert.

### DESAKKOMMODATION



### AKKOMMODATION

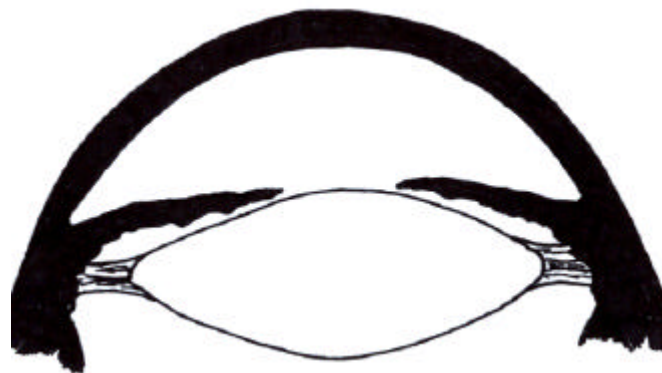


Abbildung 6.6 Akkommodationsmodell resultierend aus den Studienergebnissen

## 7 Schlussfolgerungen

Die anhaltende Diskussion um die teilweise widersprüchlich verstandenen verschiedenen Akkommodationsmodelle besitzt seine Notwendigkeit. Denn mit jedem neu entdeckten, physiologisch relevanten Mechanismus wird der Vorgang der Akkommodation besser verstanden werden als in der Vergangenheit. In Anlehnung an die bestehenden Akkommodationsmodelle, insbesondere an das Helmholtz'sche Modell, konnten im Ergebnis der vorliegenden Arbeit folgende Veränderungen am Auge bei der Akkommodation für die Nähe bestätigt werden:

- 1) Die Pupille verengt sich;
- 2) Die axiale Linsendicke vergrößert sich;
- 3) Die Vorderkammertiefe verringert sich.

Ziel dieser Studie war es, den physiologischen Akkommodationsmechanismus weiter aufzuklären. Basierend auf den aktuell gewonnenen Ergebnissen lassen sich nachfolgend genannte Aspekte bei Akkommodation des Auges ergänzen:

- 1) Der Vorderkammerwinkel verringert sich;
- 2) Die Achsenlänge vergrößert sich;
- 3) Die axiale Linsendichte verringert sich;
- 4) Die zentralen Hornhautkrümmungsradien vergrößern sich. Damit verringert sich die zentrale Hornhautkrümmung.

Diese Erkenntnisse stellen möglicherweise Ansatzpunkte für die operative Wiederherstellung der Akkommodation. Dafür sind weiterführende, spezielle Studien notwendig.

## Literaturverzeichnis

Alexandridis E. 1971. Pupillographie Anwendungsmöglichkeiten als objektive Untersuchungsmethode der Netzhautsinnesfunktion [Habilitationsschrift]. Heidelberg: Universitäts-Augenklinik Heidelberg.

Alexandridis E, Graser KH, Helmle H. 1994. Handpupillometer zur Prüfung der Pupillenlichtreflexe in der Praxis und am Krankenbett. *Ophthalmologe*, 91(2): 191-3.

Artaria LG. 1986. Messung der Bulbuslänge mit verschiedenen Ultraschall Geräten. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 188: 492-4.

Atchison DA, Claydon CA, Irwin SE. 1994. Amplitude of accommodation for different directions of eye gaze. *Optom Vis Sci*, 71(5): 339-45.

Augustin AJ. Hrsg. 2000. *Augenheilkunde*. Zweite Aufl. Heidelberg: Springer Verlag.

Brosius F. Hrsg. 1998. *SPSS 8 – Professionelle Statistik unter Windows*. Erste Aufl. mitp.

Campell FW. 1960. Correlation of accommodation between the two eyes. *J Opt Soc Am*, 50: 738.

Christoferson KW, Ogle KN. 1956. The effect of homeatropine to the accommodation-convergence association. *Ama Arch Ophthalmol*, 55(6): 779-91.

Coleman DJ, Carlin B. 1967. A new system for visual axis measurements in the human eye using ultrasound. *Arch Ophthalmol*, 77(1): 124-7.

Coleman DJ. 1970. Unified model for accommodative mechanism. *Am J Ophthalmol*, 69 (6): 1063-79.

Coleman DJ, Lizzi FL. 1977. Computer-processed acoustic spectral analysis of ophthalmic tissues. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol*, 83 (4 Pt. 1):725-30.

Coleman DJ, Wuchinich D, Carlin B. 1969. Accommodative changes in the axial dimension of the human eye. In: Gitter KA, ed. *Ophthalmic Ultrasound*. St. Louis: Mosby : 134-41.

den Tonkelaar I, Henkes HE, van Leersum GK. 1990. Antonie Cramer's explanation of accommodation. *Doc Ophthalmol*, 74 (1-2): 87-93.

Descartes R. 1680. *Les Traitez De L'Homme Et De La Formation Du Fœtus*. Quelle: [http:// gallica.bnf.fr/scripts/](http://gallica.bnf.fr/scripts/).

Drexler W, Baumgartner A, Findl O, Hitzenberger CK, Fercher AF. 1997. Biometric investigation of changes in the anterior eye segment during accommodation. *Vision Res*, 37(19): 2789-800.

Drexler W, Findl O, Schmetterer L, Hitzenberger CK, Fercher AF. 1998. Eye elongation during accommodation in humans: differences between emmetropes and myopes. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 39(11): 2140-7.

Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK, Fercher AF. 1998. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol*, 126(4): 524-34.

Dubbelman M, Vna der Heijde GL, Weeber HA, Vrensen GF. 2003. Changes in the internal structure of the human crystalline lens with age and accommodation. *Vision Res*, 43(22): 2363-75.

Feleppa EJ, Lizzi FL, Coleman DJ, Yaremko MM. 1986. Diagnostic spectrum analysis in ophthalmology: a physical perspective. *Ultrasound Med Biol*, 12 (8): 623-31.

Fercher AF, Mengedoth K, Werner W. 1988. Eye length measurement by interferometry with partially coherent light. *Opt Lett*, 13: 186-88. Fincham EF. 1937. The mechanism of accommodation. *Br J Ophthalmol*, 8: 5-80.

Fong DS. 1997. Is myopia related to amplitude of accommodation. *Am J Ophthalmol*, 123: 416-18.

Gilmartin B, Hogan RE, Thompson SM. 1984. The effect of Timolol Maleate on tonic accommodation, tonic vergence, and pupil diameter. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 25(6): 763-70.

Glasser A. 1989. Can accommodation be surgically restored in human presbyopia, *Optom Vis Res*, 76(9): 607-8.

Graefe A. 1861. Fall von aquirierter Aniridie als Beitrag zur Akkommodationslehre. *Graefe's Arch f Ophthalmol*, 7(2).

Haigis W, Lege B. 1999. Ultraschallbiometrie und optische Biometrie: Erweiterung der Möglichkeiten. *Ophthalmologische Nachrichten*, S. 18.

Helmholtz von H. 1855. Ueber die Akkommodation des Auges. *Graefe's Arch f Ophthalmol*, 1: 1-74.

Hennessy RT, Iida T, Shina K, Leibowitz HW. 1976. The effect of pupil size on accommodation. *Vision Res*, 16(6): 587-9.

Hitzenberger C, Mengedoth K, Fercher AF. 1989. Laser optic measurements of the axial length of the eye. *Fortschr Ophthalmol*, 86 (2): 159-61.

Hitzenberger CK. 1991. Optical measurement of the axial eye length by laser Doppler interferometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 32 (3): 616-24.

Hockwin O, Dragomirescu V. 1981. Die Scheimpflug Photographie des vorderen Augenabschnittes. *Z Prakt Augenheilk*, 2: 129-36.

Hockwin O, Dragomirescu V, Laser H. 1982. Measurement of lens transparency or disturbances by densitometric image analysis of Scheimpflug photographs. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 219: 255-62.

Hockwin O, Weigelin E, Laser H, Dragomirescu V. 1983. Biometrie of the anterior eye segment by Scheimpflug photography. *Ophthalmic Res*, 15(2): 102-8.

Hockwin O. 1986. Neue Forschungsergebnisse auf dem Gebiet der Linse, ihrer Altersveränderungen und deren Bedeutung für die Akkommodation. *Optom*, 5: 223-38.

Hockwin O. 1989. Die Scheimpflug Photographie der Linse. *Fortschr Ophthalmol*, 86(4): 304-11.

Hockwin O. 1989. Physiologisches Altern demonstriert am Beispiel der Augenlinse. *Zeitschrift für Gerontopsychologie und –Psychiatrie*, 2(1-3): 240-47.

Howry DH, Bliss WR. 1952. Ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body. *J Lab Clin Med*, 40(4): 579-92.

Koretz JF, Handelman GH. 1982. Model of the accommodative mechanism in the human eye. *Vision Res*, 22(8): 917-27.

Kuck H, Makabe R. 1985. Vergleichende axiale Biometrie des Auges. *Fortschr Ophthalmol*, 82(1): 91-3.

Kühner H, Meister S, Hilgers RD, Diestelhorst M. 1998. The circadian rhythm of the pupil in healthy volunteers. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 39(4): 2225 B82.

Lepper RD, Trier HG, Reuter R. 1980. Neuartige Ultraschallbiometrie. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 177(1): 101-6.

Mathews S. 1999. Scleral expansion surgery does not restore accommodation in human presbyopia. *Am Academy of Ophthalmology*, 106(5): 873-7.

Mayer H, Poganatz J. 1987. Der Einfluss des Diabetes mellitus auf die Lichtstreuung der Linse. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 191(3): 226-8.

Mundt GH Jr, Hughes WF Jr. 1956. Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol*,

41(3): 488-98.

Rabie EP, Jacobs N. 1985. Pupil size in relation to ultrasonic anterior chamber depth measurements in pseudophakic eyes. *J Am Intraocul Implant Soc*, 11(5): 461-4.

Rassow B, Wesemann W. 1985. Automatic infrared refractors – 1985. *Ophthalmology*, 92(8):20-33.

Ripps H, Chin NB, Siegel IM, Breinin GM. 1962. The effect of pupil size on accommodation, convergence, and the AC/A ratio. *Invest Ophthalmol*, 1:127-35.

Rohen JW, Rentsch FJ. 1969. Der konstruktive Bau des Zonulaapparates beim Menschen und dessen funktionelle Bedeutung. *Albrecht von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*, 178(1): 1-19.

Rudnicka AR, Steele CF, Crabb DP, Edgar DF. 1992. Repeatability, reproducibility and intersession variability of the Allergan Humphrey ultrasonic biometer. *Acta Ophthalmol (Copenh)*, 70(3): 327-33.

Schachar RA, Levy NS, Bonney RC. 1980. Accuracy of intraocular lens powers calculated from A-scan biometry with the Echo-Oculometer. *Ophthalmic Surg*, 11(12): 856-8.

Schachar RA. 1992. Cause and treatment of presbyopia with a method for increasing the amplitude of accommodation. *Ann Ophthalmol*, 24(12): 445-7, 452.

Schachar RA, Anderson DA. 1995. The mechanism of ciliary muscle function. *Ann Ophthalmol*, 27(3): 126-32.

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): 670-6.

Scheimpflug T. 1906. Der Photoperspektograph und seine Anwendung. *Photographische Korrespondenz* 43: 516-29.



Schelenz J, Kammann J. 1989. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg*, 15(4): 425-8.

Schmidt O, Wilms KH, Lingelbach B. 1998. The visby lenses. *Optom Vis Sci*, 76(9): 624-30.

Schmitz EH. 1981. *Handbuch zur Geschichte der Optik. Band 1: Von der Antike bis Newton.* JP Wayenbourgh Verlag . Bonn, 64-5

Shammas HJ. 1984. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. *J Am Intraocul Implant Soc*, 10(4): 444-7.

Shum PJ, Ko LS, Ng CL, Lin SL. 1993. A biometric study of ocular changes during accommodation. *Am J Ophthalmol*, 115(1): 76-81.

Storey JK. 1981. Measurement of the eye with ultrasound. *Ophthal Opt*, 22: 150-60.

Storey JK, Rabie EP. 1983. Biometry of the eye during accommodation. *Ophthalmic Ultrasonography*, 295-301.

Storey JK, Rabie EP. 1985. Ultrasonic measurement of transverse lens diameter during accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt*, 5(2): 145-8.

Strobel J, Müller M. 2003. Behavior of the central cornea during accommodation. [Vortrag]. In: Guthoff R, Ludwig K, Hrsg. *Current aspects of accommodation II.* Heidelberg: Kaden Verlag.

Tello C, Schachar RA, Cudmore DP, Black TD, Liebmann JM, Ritch R. 1995. Position of lens equator during accommodation. Association for Research in Vision and Ophthalmology Scientific Poster, Fort Lauderdale, Florida

Tristram M, Barbosa DC, Cosgrove DO, Nassiri DK, Bamber JC, Hill CR. 1986. Ultrasonic study of in vivo kinetic characteristics of human tissues. *Ultrasound Med Biol*, 12(12): 927-37.

Tscherning MHE. 1895. Recherches sur les changements optiques de l'œil pendant l'accommodation. *Arch physiol norm pathol*, 7: 158-80.

Tscherning MHE. 1900. *Physiologic Optics* Dioptrics of the eye, functions of the retina, ocular movements and binocular vision. Keystone, Philadelphia.

Ward PA, Charman WN. 1985. Effect of pupil size on steady state accommodation. *Vision Res*, 25(9): 1317-26.

Wesemann W, Rasse B. 1987. Automatic infrared refractors – a comparative study. *Am J Optom Physiol Opt*, 64(8): 627-38.

Whitmore WG. 1993. A biometric study of ocular changes during accommodation. *Am J Ophthalmol*, 115(5): 682.

Wong LC, Lue YF, Shih YF. 1998. Accommodation and pupillary response in early onset myopia among schoolchildren. *Optom Vis Res*, 75(8): 611-6

Young T. 1801. *On the Mechanism of the eye*. *Philos Trans R Soc Lond*.

**Anhang:** Auswertungsbogen

## DATENERFASSUNG

Proband Nr. :  
 Auge :  
 Alter :  
 Datum :  
 Refraktion :

Scheimpflug Kamera	Desakkommodation		Akkommodation	
Linsendichte				
Hornhautdicke (mm)				
Vorderkammertiefe (mm)				
Linsendicke (mm)				
Hornhautkrümmungsradius vertikal (mm)				
Vorderkammerwinkel (°)				

IOL Master	Desakkommodation		Akkommodation	
Achsenlänge (mm)				
Hornhautkrümmungsradius vertikal (mm)				
	horizontal (mm)			
Vorderkammertiefe (mm)				

Pupillograph	Desakkommodation		Akkommodation	
Latenz (ms)				
Reaktionsdauer (ms)				
Amplitude (mm)				
Anfangswert (mm)				
Kontraktionsgeschw. (mm/s)				
V <sub>1</sub> Dilatation (mm/s)				
V <sub>2</sub> Dilatation (mm/s)				

Ultraschall	Desakkommodation		Akkommodation	
Achsenlänge (mm)				
Vorderkammertiefe (mm)				
Linsendicke (mm)				
Linsenäquatordurchmesser				

## Abbildungsverzeichnis

	Seite	
Abb. 1.1	Rene Descartes (1596 – 1650)	1
Abb. 1.2	Akkommodationsmodell nach Descartes aus « Les Traitez de l’homme de la formation du fœtus »	2
Abb. 1.3	Hermann Ludwig Ferdinand von Helmholtz (1821 – 1894)	3
Abb. 1.4	Akkommodationsmodell nach Helmholtz	5
Abb. 1.5	Akkommodationsmodell nach Schachar	7
Abb. 2.1	Altersverteilung der Studienteilnehmer	10
Abb. 3.1	Pupillogramm des Compact Integrated Pupillograph (AMTech GmbH)	13
Abb. 3.2	Landolt-Ring Schablone zur Messung bei Akkommodation	14
Abb. 3.3	Pupillograph mit Landolt-Ring Schablone	14
Abb. 3.4	Scheimpflug Kamera Aufnahme : Axiale Biometrie	16
Abb. 3.5	Linsenschichten Einteilung zur Transparenzmessung	16
Abb. 3.6	Scheimpflug Kamera Aufnahme : Linsentransparenzmessung	17
Abb. 3.7	Scheimpflug Kamera Aufnahme : Vorderkammerwinkelmessung	18
Abb. 3.8	Scheimpflug Kamera mit Landolt-Ring Schablone	18
Abb. 3.9	Messaufbau Ultraschallbiomikroskopie bei Akkommodation	20
Abb. 3.10	IOL Master Aufnahmen : Achsenlängenmessung	21
Abb. 3.11	IOL Master Aufnahme : zentrale Hornhautkrümmungsradienmessung	22
Abb. 3.12	IOL Master Aufnahme : Vorderkammertiefenmessung	22
Abb. 3.13	IOL Master mit Landolt-Ring Schablone	23
Abb. 3.14	Schallwellenausrichtung zur Messung des axialen und des äquatorialen Linsendurchmessers am Ultraschall Gerät	24
Abb. 3.15	Erfassung des äquatorialen Linsendurchmessers am Ultraschall Gerät	25
Abb. 5.1	Refraktionswerte der 5 Pilotstudienteilnehmer	29
Abb. 5.2	Pupillograph : Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkom- modation vor Aussendung eines Lichtreizes (n=5)	30
Abb. 5.3	Pupillograph : D Pupillendurchmesser von Desakkommodation zu Akkom- modation vor Lichtreizaussendung (n=5)	31
Abb. 5.4	Pupillograph : Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkom- modation nach Aussendung eines Lichtreizes (n=5)	32

Abb. 5.5	Pupillograph : D Pupillendurchmesser von Desakkommodation zu Akkommodation nach Lichtreizaussendung (n=5)	32
Abb. 5.6	Pupillograph : Pupillenkontraktionsgeschwindigkeit bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	33
Abb. 5.7	Pupillograph : Reaktionsdauer der Pupillenverengung auf einen Lichtreiz hin bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	34
Abb. 5.8	Scheimpflug Kamera : Hornhautdicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	35
Abb. 5.9	Scheimpflug Kamera : vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	36
Abb. 5.10	IOL Master : vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	36
Abb. 5.11	IOL Master : horizontaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	37
Abb. 5.12	IOL Master : D horizontaler Hornhautkrümmungsradius von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)	38
Abb. 5.13	Scheimpflug Kamera : Vorderkammerwinkel bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	38
Abb. 5.14	Scheimpflug Kamera: D Vorderkammerwinkel von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)	39
Abb. 5.15	Scheimpflug Kamera: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	40
Abb. 5.16	Scheimpflug Kamera: ? Vorderkammertiefe von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)	40
Abb. 5.17	IOL Master: VKT bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	41
Abb. 5.18	IOL Master: D VKT von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)	41
Abb. 5.19	Ultraschall: VKT bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	42
Abb. 5.20	Scheimpflug Kamera: mittlere Quotienten der Linsenschichten 1 bis 4 (n=5)	43
Abb. 5.21	Ultraschall: Linsendicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	45
Abb. 5.22	Ultraschall: D Linsendicke von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)	45
Abb. 5.23	Ultraschall: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	46
Abb. 5.24	Ultraschall:D Achsenlänge von Desakkommodation zu Akkommodation (n=5)	47
Abb. 5.25	IOL Master: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=5)	47

Abb. 5.26	Ultraschall Aufnahmen: äquatoriale Linsendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation	48
Abb. 5.27	UBM Aufnahmen: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation	49
Abb. 5.28	UBM Aufnahmen: Vorderkammerwinkel bei Desakkommodation und Akkommodation	49
Abb. 5.29	Refraktionswerte der 25 Studienteilnehmer	50
Abb. 5.30	Pupillograph: Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation vor Aussendung eines Lichtreizes (n=25, Medianwerte)	51
Abb. 5.31	Pupillograph: Pupillendurchmesser bei Desakkommodation und Akkommodation nach Aussendung eines Lichtreizes (n=25, Medianwerte)	52
Abb. 5.32	Pupillograph: Pupillenkontraktionsgeschwindigkeit bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	53
Abb. 5.33	Pupillograph: Reaktionsdauer der Pupillenverengung auf einen Lichtreiz hin bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	54
Abb. 5.34	Scheimpflug Kamera: Hornhautdicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	55
Abb. 5.35	Scheimpflug Kamera: vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	56
Abb. 5.36	IOL Master: vertikaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	57
Abb. 5.37	IOL Master: horizontaler Hornhautkrümmungsradius bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)	58
Abb. 5.38	Scheimpflug Kamera: Vorderkammerwinkel bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)	59
Abb. 5.39	Scheimpflug Kamera: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)	60
Abb. 5.40	IOL Master: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	61
Abb. 5.41	Ultraschall: Vorderkammertiefe bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	62
Abb. 5.42	Scheimpflug Kamera: Linsendicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)	64

Abb. 5.43	Ultraschall: Linsendicke bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	64
Abb. 5.44	Scheimpflug Kamera: mittlere Quotienten der Linsendichte (n=25, Medianwerte)	65
Abb. 5.45	IOL Master: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Medianwerte)	67
Abb. 5.46	Ultraschall: Achsenlänge bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25, Mittelwerte)	68
Abb. 6.1	Scheimpflug Kamera Aufnahme : zentraler Lichtreflex im Bereich der Linse bei Akkommodation	74
Abb. 6.2	Scheimpflug Kamera Aufnahmen : Lichtstreuungsbestimmung oberes Bild - im Lichtreflex; unteres Bild – oberhalb des Lichtreflexes	74
Abb. 6.3	Vorderkammertiefe (Medianwerte) gemessen an Scheimpflug Kamera, IOL Master und Ultraschall bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25)	76
Abb. 6.4	Hornhautkrümmungsradien (Mittelwerte) gemessen an Scheimpflug Kamera und IOL Master bei Desakkommodation und Akkommodation (n=25)	77
Abb. 6.5	Achsenlänge (Mittelwerte) gemessen am IOL Master und Ultraschall bei Des- akkommodation und Akkommodation (n=25)	78
Abb. 6.6	Akkommodationsmodell resultierend aus den Studienergebnissen	81

## **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 für die Bearbeitung gab.

Frau A. Brandstädt vom Institut für Medizinische Statistik und Informatik der FSU Jena, die mir mit fachlichem Rat bei der statistischen Datenauswertung zur Seite stand, möchte ich ebenfalls danken.

Herrn Dipl. Phys. I. Senff und Frau Dipl. Päd. J. Senff danke ich für die Übersetzung des französischen Originaltextes „Les Traitez De L'Homme Et De La Formation Du Fœtus“ von Descartes.

Meiner Familie sowie meinem Freund möchte ich für die Hilfe und Unterstützung während der gesamten Erstellungszeit der Promotion danken.



## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Prof. Dr. J. Strobel

Klinik für Augenheilkunde der Friedrich – Schiller Universität Jena

Frau A. Brandstädt

Institut für medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der Friedrich – Schiller Universität Jena

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für 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 und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 05.04.2004

---

Melanie Müller

## **Lebenslauf**

### ***Melanie Müller***

geb.: 26.11.1976      in Erfurt  
ledig

1983 – 1991      Polytechnische Oberschule „Fritz Gäbler“ , Erfurt

1991 – 1995      Gymnasium „Heinrich Hertz“ , Erfurt

1995      Abitur

1995 – 2002      Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität  
Jena

27.05.2002      3.Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

07/2002 – 12/2003      Ärztin im Praktikum, Universitätsaugenklinik Jena

ab 01.01.2004      Assistenzärztin, Universitätsaugenklinik Jena

Jena, den 05.04.2004