

Aus dem Lehrstuhl für Experimentelle Ophthalmologie an der

Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

(Direktor: Prof. Dr. A. Langenbacher)

**Reliabilität und Reproduzierbarkeit von  
Pentacam und IOL-Master für die Biometrie  
des Auges**

*Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin*

*der Medizinischen Fakultät*

*der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES*

**2012**

vorgelegt von

Evangelos Stavridis

geboren am 01.08.1978 in Athen

# Inhaltsverzeichnis

<b>I.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	4
<b>II.</b>	<b>Summary</b>	5
<b>III.</b>	<b>Einleitung</b>	6
	Ziele	11
<b>IV.</b>	<b>Grundlagen</b>	
	1. Definitionen	12
	2. Keratometrie	20
	3. Cronbachs Alpha	21
	4. Reliabilität und Reproduzierbarkeit	23
<b>V.</b>	<b>Material und Methoden</b>	
	1. Geräte	
	1.1. Pentacam	24
	1.2. IOL-Master	29
	2. Methoden	34
	2.1. Statistische Auswertung	37
<b>VI.</b>	<b>Ergebnisse</b>	
	1. Korrelationen	38
	2. Statistiken und Häufigstabellen	
	2.1. Subjektive Refraktion mit Vektordarstellung	41
	2.2. IOL-Master	42
	2.3. Pentacam	
	2.3.1. Topographische Messungen	43
	2.3.2. Biometrische Messungen	44
	2.3.3. Vektordarstellung des Astigmatismus	44

3. Reliabilität	45
4. Variablenanalyse	
4.1. Vorderflächenparameter	
4.1.1. Flacher Meridian der Vorderfläche	45
4.1.2. Steiler Meridian der Vorderfläche	47
4.1.3. Äquivalentbrechkraft der Vorderfläche	48
4.1.4. Astigmatismus der Vorderfläche	49
4.1.5. Exzentrizität der Vorderfläche	50
4.2. Rückflächenparameter	
4.2.1. Flacher Meridian der Rückfläche	51
4.2.2. Steiler Meridian der Rückfläche	52
4.2.3. Äquivalentbrechkraft der Rückfläche	53
4.2.4. Astigmatismus der Rückfläche	54
4.2.5. Exzentrizität der Rückfläche	55
4.2.6. Vergleich der Reliabilität zwischen Messungen von der Vorder- und Rückfläche	56
4.3. Weitere getestete Parameter:	
4.3.1. Pachymetrie	57
4.3.2. Pupillendurchmesser	58
4.3.3. Vorderkammertiefe	59
5. Grafiken	60
<b>VII. Diskussion</b>	66
<b>Literaturverzeichnis</b>	75
<b>Veröffentlichungen</b>	80
<b>Lebenslauf</b>	81
<b>Danksagung</b>	82

# I. Zusammenfassung

**Einleitung:** Die Pentacam und der IOL-Master gehören zu den meist verwendeten Geräten in der Augenheilkunde. Mit der Pentacam kann mittels einer Scheimpflug-Kamera die Hornhaut und die Vorderkammer visualisiert und vermessen werden. Alle wichtigen Parameter der vorderen und hinteren Hornhautfläche, sowie alle Volumina des vorderen Augenabschnittes können vermessen werden. Der IOL-Master verwendet die partielle Kohärenzinterferometrie um die Achsenlänge zu messen, sowie das Scheimpflug-Prinzip zur Messung der Vorderkammertiefe.

Diese Werte spielen eine wichtige Rolle für die präoperative Bestimmung der Stärke der intraokularen Linse bei der Operation des grauen Stars sowie bei refraktiv-chirurgischen Eingriffen am Auge. Ziel der Arbeit ist es, die Reliabilität von Pentacam und IOL-Master, sowie die Relevanz der berechneten Daten für das Operationsergebnis zu überprüfen.

**Patienten und Methoden:** Es wurden 365 Augen von 365 Probanden in der Universitätsklinik für Augenheilkunde in Homburg/Saar mit der Pentacam und dem IOL-Master untersucht. Zusätzlich wurde die Refraktion mit einem Autorefraktometer bestimmt. Die Ergebnisse der Pentacam und des IOL-Master wurden intraindividuell verglichen. Die Reliabilität der Pentacam wurde bei 25 Augen mit je 5 wiederholten Messungen überprüft und mittels einer Reliabilitätsanalyse durch Cronbachs Alpha quantifiziert.

**Ergebnisse:** Die statistischen Ergebnisse zeigten, dass Pentacam und IOL-Master hoch reliabel sind und dass die Unterschiede zwischen beiden Geräten für die Messung der Hornhautradien und der Vorderkammertiefe statistisch nicht signifikant sind. Die Untersuchungen haben gezeigt, dass IOL-Master und Pentacam neben der Untersuchung an der Spaltlampe eine ergänzende Aussagekraft für die präoperative Berechnung der Intraokularlinse haben. Die Messung der Hornhautrückfläche mit der Pentacam ist eine wertvolle Ergänzung zur Berechnung von torischen Linsen.

**Schlussfolgerung:** Die Ergebnisse zeigen eine sehr hohe Zuverlässigkeit für beide Geräte und bestätigen, wie wichtig die Verwendung beider Geräte zur präoperativen Vermessung des Auges ist.

## II. Summary

**Introduction:** The Pentacam and the IOL-Master are two of the most commonly used devices in ophthalmology. The Pentacam allows visual analysis and data calculation of the cornea and the anterior segment of the eye by means of a Scheimpflug camera. All relevant parameters of the anterior and posterior corneal surface and volumetric data of the anterior eye segment can be measured. The IOL-Master implements partial coherent interferometry to estimate the axis length and the Scheimpflug principle to measure the anterior chamber depth. These values play an important role for preoperative determination of intraocular lens power for cataract surgery, as well as for planning refractive surgery procedures in the eye. The aim of the study is to validate the reliability of Pentacam and IOL-Master and to evaluate the relevance of the data for successful surgery.

**Patients and Methods:** 365 eyes of 365 patients were enrolled, examined and measured at the Department of Ophthalmology at the University in Homburg/Saar. Measurements were acquired with the Pentacam and IOL-Master, as well as with an autorefractometer. The results of the Pentacam and the IOL Master were compared intra-individually. The reliability of the Pentacam was tested with 5 repeated measurements of 25 eyes.

**Results:** The statistical results showed that Pentacam and IOL-Master are highly reliable and the differences between the two devices for measuring corneal radii and anterior chamber depth are not statistically significant. The investigation has shown that the measured data with IOL-Master and Pentacam are useful for preoperative calculation of the intraocular lens. The measurement of the posterior corneal surface with the Pentacam is a valuable addition to the calculation of toric lenses.

**Conclusion:** The results show a very high reliability for both devices and confirm the importance of these devices for preoperative measurement of the eye.

### III. Einleitung

Das menschliche Auge besteht aus sechs Hauptbestandteilen, nämlich aus Lederhaut, Hornhaut, Iris, Linse, Netzhaut und Sehnerv. Die durchsichtige Hornhaut schützt das Auge nach außen hin. Die Regenbogenhaut (Irisblende), die in ihrer Funktion der Blende einer Kamera entspricht (Regulierung des Lichteinfalls), kann je nach Umgebungslicht, eine Pupillenöffnung zwischen 1 mm und 8 mm besitzen. Die Linse ist ein kristallklarer elastischer Körper, der sowohl an der Vorder- als auch an der Hinterseite konvex gekrümmt ist und zusammen mit der Hornhaut das Bild auf der Netzhaut erzeugt. Diese hat die Rolle des Detektors, auf der sich Nervenzellen und Photorezeptoren (Zapfen und Stäbchen) befinden, die das einfallende Licht in Nervenreize wandeln. Der Sehnerv ist durchschnittlich 4,5 cm lang und ermöglicht das Sehen, indem er die entstehenden Sinneseindrücke an das Gehirn weiterleitet.

Die Hornhaut und die Linse sind die transparenten Gewebe des vorderen Augenabschnittes. Die Hornhaut (Kornea) ist das wichtigste brechende Medium im menschlichen Sehapparat. Sie besteht aus mehreren Schichten, von denen jede funktionell unentbehrlich ist. Das Epithel entspricht der Oberfläche der Hornhaut und ist vom Tränenfilm bedeckt. Es ist im Mittel 40-60  $\mu\text{m}$  dick, wobei seine Dicke zur Hornhautperipherie (Limbus) hin zunimmt. Das Epithel besteht aus fünf bis sechs Schichten von Epithelzellen. Die darunter liegende Bowman-Membran ist eine Grenzmembran zwischen dem Stroma und dem Epithel. Sie ist eine Ansammlung von Kollagenfibrillen und Proteoglykanen und ist etwa 12  $\mu\text{m}$  dick. Das Stroma ist die Haupts substanz der Hornhaut und macht etwa 90% der gesamten Hornhautdicke aus. Es ist durchschnittlich 400-500  $\mu\text{m}$  dick und besteht aus dünnen und parallel verlaufenden Kollagenfasern. Die Descemet-Membran ist eine ungebundene, etwa 8-10  $\mu\text{m}$  dicke Schicht und trennt das Stroma von der Endothelzellschicht. Sie ist eine durchsichtige, homogene Membran und besteht aus einer vorderen Schicht mit 2-4  $\mu\text{m}$  Dicke und einer hinteren dickeren ( $>4$   $\mu\text{m}$ ) Schicht, die im Laufe des Lebens durch Auflagerungen von Endothelkollagen an Dicke zunimmt. Die Descemet-Membran ist eine widerstandsfähige, elastische Membran und wirkt als Schutzschicht für das Endothel. Beim Endothel handelt es sich um eine einschichtige Zelllage auf der Rückseite der Hornhaut. Das Endothel ist eine Sammlung von hexagonalen Zellen und hat im Gegensatz zum Epithel und dem Stroma praktisch kein Regenerationsvermögen.

Die Endothelzellen spielen die Rolle einer Pumpe, da sie Wasser von der Hornhaut zurück in die Vorderkammer pumpen. Diese Pumpleistung nimmt mit zunehmendem Alter ab. Die Vorderkammer wird anterior von der Hornhautrückfläche und posterior von der Iris und der Linsenvorderfläche begrenzt. Sie ist mit Kammerwasser gefüllt. Es besteht aus Elektrolyten, Eiweiß, Zuckern, Ascorbin- und Hyaluronsäure sowie anderen Bestandteilen. Das Kammerwasser wird an den Ziliarfortsätzen gebildet und durch den Schlemm-Kanal und das venöse Geflecht in der Sklera wieder in den Blutkreislauf resorbiert. Einerseits dient es zur Ernährung von Linse und Hornhaut und andererseits hilft es zur Stabilisierung und mechanischen Unterstützung der Form des Augapfels. Die Linse liegt hinter der Regenbogenhaut (Iris), sie bricht die einfallenden Lichtstrahlen und fokussiert sie auf die Netzhaut. Die Linse ist transparent, leicht elastisch und gelblich in der Farbe. Mit Hilfe des Ziliarmuskels ist die Linse in der Lage ihre Form zu ändern. Zur Naheinstellung kontrahiert der Ziliarmuskel, die Zonulafasern entspannen und die Linse wird dicker und runder. Beim Blick in die Ferne entspannt sich der Muskel und die Linse wird durch die Zonulafasern flachgestreckt. Wie die Hornhaut enthält auch die Linse keine Blutgefäße und wird durch die Kammerwasser ernährt.

Der graue Star (Katarakt, gr. „Kataraktes“ = Wasserfall) ist eine Augenkrankheit, bei der sich die ursprünglich klare Augenlinse trübt. Die Katarakt ist weltweit die häufigste Ursache für Erblindung. Es handelt sich in 90 Prozent der Fälle um altersbedingte Änderungen der Linsenbestandteile. Eine Katarakt kann aber auch häufig nach Augenverletzungen oder Strahleneinwirkung entstehen, als Nebenwirkung durch Medikamente, bei Diabetes mellitus und nach angeboren Infektionen im Mutterleib, wie z.B. Röteln. Die Operation der Katarakt ist der häufigste operative Eingriff in der Augenheilkunde (ca. 600.000 x pro Jahr in Deutschland). Hierbei wird die getrübbte Linse entfernt und durch eine künstliche Linse (Intraokularlinse, IOL) ersetzt. Die Dokumentation und Vermessung des vorderen Augenabschnittes, die genaue Berechnung der Achslänge (Strecke vom Hornhautepithel bis zur Netzhaut), sowie die komplette Analyse der Hornhaut sind essentiell für die Bestimmung der Stärke der intraokularen Linse mit dem Ziel einer definierten Refraktion. Die Oculus Pentacam und der Zeiss IOL-Master sind zwei sehr wichtige Geräte in der Augenheilkunde, die heutzutage sehr oft für die Messung der Länge des Augapfels (IOL-Master), sowie für die Bestimmung der Hornhautkrümmung und die Hornhautanalyse (Pentacam) zum Einsatz kommen.

Die Pentacam ist ein Analysegerät, das heutzutage in vielen Bereichen der ophthalmologischen Diagnostik verwendet wird:

- **Refraktive Chirurgie:** Vorderkammertiefe (VKT), Pachymetrie, Pupillengröße, Hornhauttopographie
- **Kataraktdiagnostik:** VKT, Densitometrie der Linse, Hornhautradien
- **Keratokonusdiagnostik:** Topographie, Hornhautdaten, Pachymetrie
- **Glaukomdiagnostik:** Pachymetrie (besonders wichtig für Normaldruckglaukom), VKT, Kammerwinkel

Die Oculus Pentacam ist eines der modernsten Geräte zur Vermessung von Hornhaut, Vorderkammer und Linse. Unter Verwendung des Scheimpflug-Prinzips bietet die Pentacam eine komplette Darstellung von verschiedenen Parametern der Hornhaut und eine umfassende räumliche Abbildung des vorderen Augenabschnitts (Sasaki 1990). Die Pachymetrie, die Topographie, die verschiedenen Krümmungsradien der Hornhautvorder- und rückfläche, Stärke und Achse des Astigmatismus, die Vorderkammertiefe, das Kammervolumen und der Kammerwinkel können mit der Pentacam vermessen werden. Bei der Oculus Pentacam wird eine automatisch rotierende Scheimpflug-Kamera verwendet. Die Scheimpflug-Regel besagt, dass bei der photographischen Abbildung die Bild-, Objektiv- und Schärfenebenen entweder parallel zueinander liegen oder aber sich in einer gemeinsamen Schnittgeraden schneiden (Aufarth 2008). Bis Techniken, wie die Hornhautabbildung mit der Scheimpflug-Kamera entwickelt wurden, war die Analyse der Hornhaut sehr limitiert (Klyce 2000). Bisher konnten nur Informationen über die Form und Qualität der vorderen Hornhautoberfläche analysiert werden.

Die Pentacam erlaubt eine Vermessung des vorderen Augenabschnitts in weniger als zwei Sekunden. Fünfzig Aufnahmen, mit je 500 Höhendaten und insgesamt bis zu 138.000 Höhenwerte werden dabei analysiert.

Die Software der Pentacam erlaubt viele verschiedene Darstellungen und Analysen. Der Kammerwinkel, das Kammervolumen, die Kammertiefe, die Zentralradien, die Linsendicke, das Densitogramm zur objektiven Quantifizierung der Linsentrübung, die sagittale Krümmung der Hornhautvorderfläche und Rückfläche, die Höhendaten der Hornhautvorderfläche, die Höhendaten der Hornhautrückfläche, sowie die Hornhautdicke (im Zentrum, Apex sowie dünnster Stelle) werden dabei bestimmt.



Die Übersichtsdarstellung, ist in die Bereiche Schleimpflug-Aufnahme, Vorderkammeranalysefeld, virtuelles Auge und Patienteninformationen aufgeteilt.

Herkömmliche Topographiesysteme können mangels der Daten der Hornhautrückfläche die Hornhautbrechkraft nur näherungsweise berechnen, wozu ein theoretischer Keratometerindex von  $n=1,3315$  (Zeiss) oder  $1,3375$  (andere Geräte wie z.B. Tomey) angenommen wird, um die Gesamtbrechkraft der Hornhaut abzuschätzen. Ein falsches Verhältnis von Vorderflächen- und Rückflächenradien, wie z.B. bei Patienten mit Keratokonus oder bei Zustand nach der refraktiven Hornhautchirurgie, bei der die Pachymetrie sowie alle Parameter der vorderen Hornhautoberfläche verändert sind, kann einen Messfehler bis zu 2,5 dpt verursachen. Die Keratokonusbestimmung ist durch die Pachymetrie der Hornhaut und die Radienanalyse möglich. Die Pentacam erlaubt mit der True-Net-Power-Darstellung die Abbildung der Gesamtbrechkraft der Kornea, welche die Vorder- und Rückflächenradien und den Brechungsindex der Hornhaut ( $n= 1,376$ ) verwendet.

Der IOL-Master (Carl Zeiss Meditec GmbH) verwendet die partielle Kohärenzinterferometrie zur Messung der Achslänge des Auges. Zusätzlich werden die Hornhautradien durch Bestimmung von Lichtreflexen auf der Hornhaut gemessen (Keratometrie). Für die Berechnung der Hornhautkrümmung werden mit dem IOL-Master sechs Lichtpunkte, in einem hexagonalen Muster mit 2,3 mm Durchmesser an der Hornhaut reflektiert (Elbaz 2007). Zur Messung der Vorderkammertiefe wird ein 0,7 mm breiter Lichtspalt nach dem Scheimpflug-Prinzip durch den vorderen Augenabschnitt in einem Winkel von 30 Grad zur optischen Achse gerichtet (Elbaz 2007). Die Vorderkammertiefe (VKT) wird aus dem Abstand zwischen der vorderen Hornhautoberfläche und der vorderen Linsenoberfläche bestimmt (die so genannte externe Vorderkammertiefe). Mit der Pentacam kann die VKT alternativ als Abstand der vorderen Linsenfläche relativ zur Vorder- oder Rückfläche der Hornhaut bestimmt werden (externe oder interne VKT). Für den Vergleich der Werte von Pentacam und IOL-Master muss deshalb die zentrale Hornhautdicke zu den VKT-Werten der Pentacam hinzuaddiert werden, wenn die Pentacam die Vorderkammertiefe vom Endothel aus angibt (interne VKT). Die Messung der VKT ist für die IOL-Berechnung in der Kataraktchirurgie wichtig, wenn die Linsenstärke mit der Haigis-Formel berechnet wird. Die genaue Stärke der künstlichen Linse kann mit verschiedenen Formeln berechnet werden.

Haigis entwickelte eine Formel, die die IOL-Position im Auge mittels Vorderkammertiefe (VKT), Achslänge (AL), sowie drei Konstanten ( $a_0$ ,  $a_1$  und  $a_2$ ) kalkuliert (Haigis 1995).

$$d = a_0 + (a_1 \cdot VKT) + (a_2 \cdot AL) \quad (1)$$

Die Konstante  $a_0$  hängt direkt mit der VKT- Konstanten des Herstellers zusammen.

Für  $a_1$  und  $a_2$  sind folgende Standardwerte gültig:  $a_1=0,4$  und  $a_2=0,1$ .

Mit dem IOL-Master können alle für die Berechnung der Stärke von Intraokularlinsen (IOL) notwendigen Daten erfasst werden. Mit der Systemsoftware des Gerätes ist die IOL-Berechnung nach allen üblichen Formeln wie SRK/T, SRK/II, Holladay 1, Hoffer Q oder Haigis möglich. Zudem ist die Implementierung von Datenbanken für Linsen- und operatorspezifische Daten möglich. Der IOL-Master kombiniert das klassische Messsystem zur Bestimmung der zentralen Hornhautradien mit der spalt-optischen Messung der Vorderkammertiefe und der optischen Kohärenzbiometrie, die auch als Laserinterferenzbiometrie, oder Teilkohärenzinterferometrie (Partial Coherence Interferometry) bezeichnet wird.

Die Form und Krümmung der Hornhaut, nicht nur der vorderen sondern auch der hinteren Hornhautfläche, spielen eine wichtige Rolle für die Brechkraft und Abbildungsqualität des Auges. Mit der Kontaktlinsenanpassung, Verwendung von Brillen und Implantation von speziellen (torischen) Intraokularlinsen ist der Abbildungsfehler der unregelmäßigen Krümmung der Hornhaut (Astigmatismus) heutzutage korrigierbar. In dieser Arbeit ist nicht nur der Zusammenhang zwischen Hornhautkrümmungen von Vorder- und Rückfläche der Hornhaut untersucht, sondern die Rolle der verschiedenen Parameter der Vorder- und insbesondere der Rückfläche der Hornhaut für die Berechnung der Stärke einer torischen Intraokularlinse.

## Ziele

In dieser Arbeit wurden die Pentacam und der IOL-Master verwendet, um die Hornhautradien und die Vorderkammertiefe von 365 gesunden Augen zu messen. Mit einer hinreichend großen Zahl von Patienten, sowie mit der Wiederholung der Untersuchung (5x Pentacam Messung für 30 der Patienten) wurde in der Arbeit die Reproduzierbarkeit sowie die Reliabilität der Geräte untersucht. Messungen mit extrem hoher Streuung bzw. Standardabweichung, wurden dabei wiederholt.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Reliabilität der Pentacam und des IOL-Master zur Messung der Hornhautvorderfläche und Rückfläche zu überprüfen bzw. zu belegen. Ein weiteres Ziel ist es, zu überprüfen, welche Aussagekraft Messungen der IOL-Master bzw. der Pentacam zur präoperativen Berechnung der Intraokularlinse haben. Zudem wurde untersucht, ob Messungen der Hornhaurückfläche für die Berechnung einer torischen Linse relevant sind oder ob die Keratometrie der Vorderfläche ausreicht.

## IV. Grundlagen

### 1. Definitionen

Die **optische Achse** ist die Verbindungslinie des Hornhautscheitels mit dem hinteren Augenpol. Die Pupillenmitte, der Mittelpunkt des als Kugel gedachten Augapfels und beide Knotenpunkte liegen auf der optischen Achse. Die optische Achse ist nur in schematischen Augen exakt definiert, da im menschlichen Auge nicht alle Elemente zentriert sind.

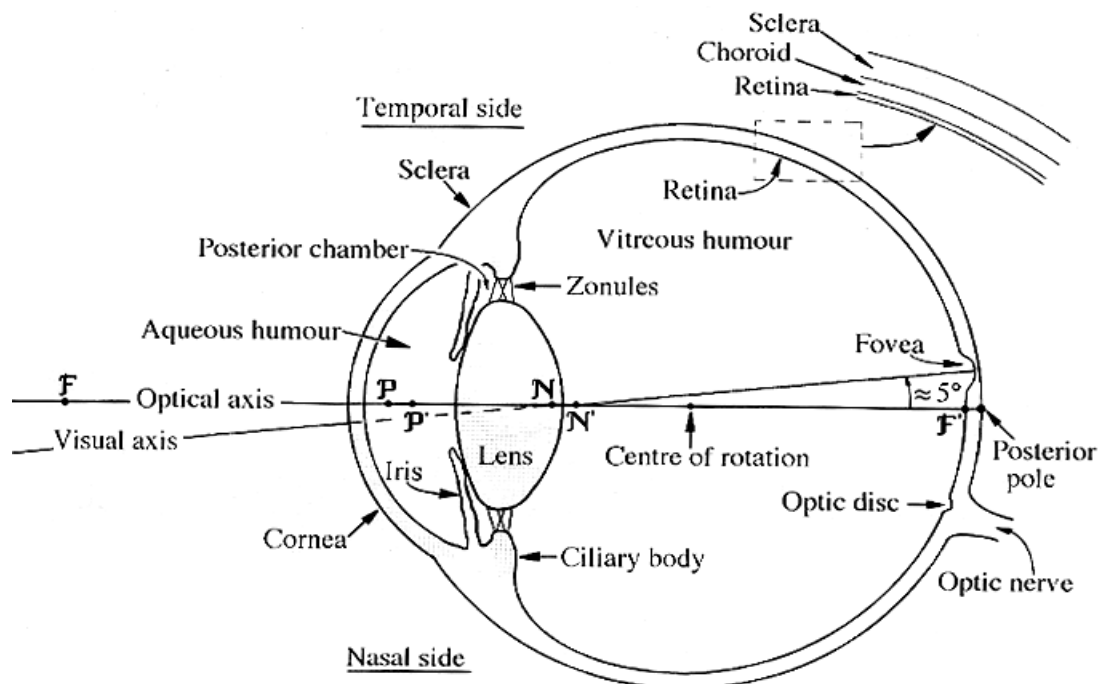


Abbildung 1: Teile und Strukturen des Auges

(Atchison and Smith, Optics of the Human Eye, Butterworth Heinemann, 2000)

Die **Sehachse** endet in der Regel in der fovea centralis, die Mitte der Netzhautgrube, und ist die Verbindungsgerade zwischen dem fixierten Objektpunkt und seinem Bild, das sich an der Stelle der Netzhaut befindet, die in der Regel zur Fixation benutzt wird. Zum Fixieren kann aber auch eine exzentrische Netzhautstelle verwendet werden.

Die **Fixationsachse** ist die Gerade zwischen dem Fixationspunkt (zentral abgebildeten Objektpunkt) und der Mitte der Eintrittspupille (Mitte des virtuellen Bildes der Pupille des Auges).

Als **Winkel  $\kappa$**  wird der Winkel zwischen der optischen Achse und der Sehachse bezeichnet. Als **Winkel  $\gamma$**  wird der Winkel zwischen der optischen Achse und der Fixationsachse bezeichnet. Wenn der hintere Augenpol gegenüber der Mitte der fovea centralis nasal versetzt ist, werden beide Winkel positiv gerechnet.

Als **Refraktion** bezeichnet man den Kehrwert der Entfernung des Fernpunkts (die am weitesten vom Auge noch scharf wahrgenommene Entfernung). Diese ist direkt mit der Achsenlänge des Auges sowie mit der Brechkraft seiner brechenden Medien (Hornhaut und Linse) verbunden. Die Brechkraft  $F$  entspricht dem reziproken Wert der Brennweite  $f$  eines optischen Systems. Die Brechkraft wird in Dioptrien (dpt) angegeben, wobei die Brennweite in Metern angesetzt werden muss, da gilt:

$$1 \text{ dpt} = 1 \text{ m}^{-1}.$$

### **Emmetropie**

Wenn die parallelen Lichtstrahlen eines Objektes, das in der Ferne liegt, direkt auf die Ebene der Netzhaut fokussiert werden, dann ist das Auge normalsichtig oder emmetrop (der Fernpunkt liegt im Unendlichen). Geometrisch und optisch ist das menschliche Auge ein relativ komplexes System. Strahlen durchlaufen mehrere brechende Flächen bis sie auf die Netzhaut auftreffen und die Brechungsindizes vor und hinter den brechenden Flächen sind nicht gleich (Lachenmayr 2006). Im Durchschnitt beträgt die Achsenlänge bei einem normalen Auge ca. 23,5 mm und die Gesamtbrechkraft ca. 63 Dioptrien. Der Großteil (ca. 43 Dioptrien) der Brechkraft wird von der Hornhaut bereitgestellt und nur ein kleiner Anteil (ca. 19-20 Dioptrien) von der Linse.

Allvar Gullstrand war einer der ersten Wissenschaftler, der ein schematisches Modell des Auges definierte (Tabelle 1). Im Jahr 1911 erhielt er dafür den Nobelpreis für Medizin. Vor allem beschäftigte er sich mit den optischen Eigenschaften des Auges, der Geometrie des Auges und den Eigenschaften der Linse im Auge des Menschen.

Tabelle 1: Schematisches Augenmodell nach Gullstrand

(Atchison and Smith, Optics of the Human Eye, Butterworth Heinemann, 2000)

Teil des Auges	Radius (mm)	Dicke (mm)	Brechungsindex
HH Vorderfläche	7,7	0,50	1,376
HH Hinterfläche	6,8	3,1	1,336
Linse Vorderflche	10,0	4,00	1,42
Linse Hinterfläche	-6	17,18	1,336
Retina	-12		

Der Brechungsindex von Luft ist 1. Der verwendende Brechungsindex der Hornhaut sollte dem des Gewebes der Vorderfläche bzw. dem des Tränenfilms entsprechen, also 1,376. Aus den Brechwerten der optischen Komponenten des Auges wie z.B. der Hornhaut, der Linse und des Kammerwassers setzt sich der Gesamtbrechwert des Auges zusammen. Eine Abweichung des Gesamtbrechwertes muss nicht zwangsläufig zu einer Fehlsichtigkeit (Ametropie) führen. Es ist möglich, dass eine zu hohe Brechkraft des Auges durch eine kürzere Bulbuslänge ausgeglichen wird und somit ein ausgeglichenes Verhältnis zwischen Achsenlänge und Brechkraft vorliegt.

### **Ametropie**

Der Begriff Fehlsichtigkeit beschreibt normabweichende Zustände des Auges. Alle Formen der Fehlsichtigkeit, die durch eine Refraktionsanomalie und/oder Achsenlängenveränderung des Auges verursacht werden können, bezeichnet man als Ametropie. Die drei häufigsten Formen der Ametropie sind die Kurzsichtigkeit (Myopie), die Weitsichtigkeit (Hyperopie) und die Stabsichtigkeit (Astigmatismus). Die Ursache für die Entwicklung einer Fehlsichtigkeit können die abnormale Größe des Augapfels, die irreguläre Hornhautverkrümmung und die Verfestigung der Augenlinse sein. Bei einer Ametropie entsteht ein unscharfes Bild auf der Netzhaut. Grund dafür kann eine Myopie sein, bei der der Brennpunkt der Linse vor der Netzhaut projiziert, oder eine Hyperopie, bei der der Brennpunkt der Linse hinter der Netzhaut liegt. Die refraktive Chirurgie bezeichnet alle Operationen, die eine bestehende Fehlsichtigkeit des Auges ausgleichen. Ziel der refraktiven Chirurgie ist es, dem Patienten ein Leben ohne Brille und Kontaktlinsen zu ermöglichen, oder zumindest die Ametropie deutlich zu reduzieren.

## Astigmatismus

Die Hornhaut hat im Normalfall eine rotationssymmetrische Oberflächenkrümmung. Das bedeutet, die Hornhaut bricht gleich stark entlang aller Meridiane. So kann ein Objektpunkt als Punkt auf der Netzhaut abgebildet werden. Wenn die Hornhautkrümmung entlang eines Meridians stärker ist als im dazu senkrecht liegenden Meridian, dann bewirkt dies eine strichförmige Abbildung des Punktes (Abbildung 2). Dieses Phänomen wird Astigmatismus oder Stabsichtigkeit genannt. Bei einer astigmatischen Abbildung (Sturmsches Konoid) treten zwei Brennlinien auf anstatt eines Brennpunktes, wie bei der sphärischen Abbildung. Eine Brennlinie (mit der maximalen Brechkraft  $T_1$ ) steht im Brennpunkt Abstand der Einfallsebene. Die zweite Brennlinie liegt im Brennpunkt Abstand der Ebene mit der minimalen Brechkraft  $S_1$ . Eine punktförmige Lichtquelle wird zwischen den beiden Brennlinien als Kreisscheibe abgebildet. Je näher die beiden Brennlinien beieinander liegen, desto kleiner ist diese Kreisscheibe und desto geringer ist die Stärke des Astigmatismus. Der Ort, an dem die Kreisscheibe am kleinsten wird, heißt „Kreis kleinster Verwirrung“ (KKV). Ein Astigmatismus kann zusätzlich zur Myopie oder Hyperopie vorhanden sein. Eine Radiendifferenz der Hornhautvorder- und rückfläche sowie Änderungen im Linsenbereich, wie zum Beispiel die Entwicklung eines ausgeprägten grauen Stars können die Ursache für einen Astigmatismus sein. Zur Korrektur des Astigmatismus kann ein sphärozyndrisches Brillenglas verwendet werden. Alternativ kann ein Astigmatismus durch die Anpassung von torischen Kontaktlinsen sowie Implantation von torischen IOLs ausgeglichen werden.

Wenn ein optisches System in zwei senkrecht aufeinander stehenden Hauptschnitten oder Meridianen unterschiedliche Brechwerte hat, dann liegt ein regulärer Astigmatismus vor. Beim regulären Astigmatismus wird zwischen Astigmatismus rectus, inversus und obliquus unterschieden.

- **Rectus** (mit der Regel): Der horizontale Meridian ist im Vergleich zu dem vertikalen Meridian gering brechend. Das bedeutet für die Korrektur, dass der senkrechte Hauptschnitt die stärkere Minuswirkung bzw. die schwächere Pluswirkung des Korrektionsglases erhalten muss. Die Achse des korrigierenden Minuszylinders liegt waagrecht.
- **Inversus** (gegen die Regel): Bei dieser Form von Astigmatismus ist der horizontale Meridian im Vergleich zu dem vertikalen Meridian stärker brechend.

Ein Korrekturglas erfordert eine stärkere Minuswirkung bzw. schwächere Pluswirkung im waagerechten Meridian. Die Achse des korrigierenden Minuszylinders liegt annähernd senkrecht.

- **Obliquus:** Hier liegen die Meridiane zwischen  $30^\circ$  und  $60^\circ$  oder  $120^\circ$  und  $150^\circ$ .

Ein Astigmatismus kann außerdem wie folgt bezeichnet werden:

- **Simplex:** Für einen Hauptschnitt besteht Emmetropie. Der zweite Hauptschnitt ist kurzsichtig. Auf der Netzhaut liegt eine der zwei Brennlinien. Der Kreis kleinster Verwirrung und die andere Brennlinien liegen im Inneren des Auges.
- **Compositus:** Für beide Hauptschnitte ist die gleiche Fehlsichtigkeit vorhanden. Der Kreis kleinster Verwirrung sowie beide Brennlinien liegen im Inneren des Auges oder hinter dem Auge.
- **Mixtus:** Für einen Hauptschnitt liegt Myopie und für den anderen Hyperopie vor. Der Kreis kleinster Verwirrung liegt auf der Netzhaut, eine Brennlinie hinter dem Auge und die andere Brennlinie im Inneren des Auges.

Die zwei Achsen des Astigmatismus von Vorder- und Rückfläche können bei verschiedenen Winkelpositionen liegen. Flacher und steiler Meridian liegen bei den simulierten Keratometerwerten senkrecht aufeinander. Dementsprechend ergeben sich bei Berücksichtigung von Vorder- und Rückfläche abweichende Werte sowohl für die Stärke des Astigmatismus als auch für die Winkelpositionen der steilen und flachen Achsen. Mit einem optimal gemessenen Astigmatismus kann der Katarakt-Chirurg sich einen Überblick über die Homogenität der Brechkraftverteilung der Cornea verschaffen. Zudem sind die angegebenen Brechkraftwerte und Achslagen hilfreich, um die Achslage von torischen Kontakt- und Intraokularlinsen zu bestimmen.



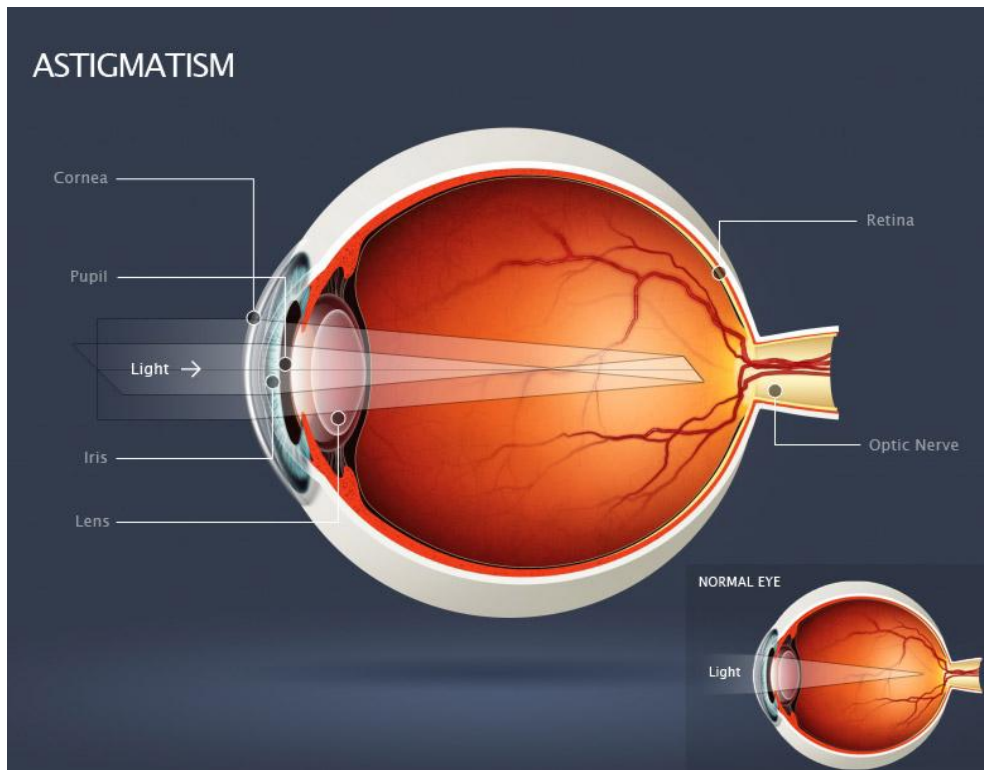


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Strahlengangs bei einem Astigmatismus (2008 Essilor NZ Ltd).

### Exzentrizität

Mit der Exzentrizität wird die Abflachung der Hornhautkrümmung vom Zentrum zur Peripherie der Hornhaut angegeben. Die Exzentrizität der Hornhaut kann mit der Hilfe der Krümmungsradien der Hornhaut gemessen werden. Messbar sind die beiden zentralen Hornhautradien in Richtung der beiden Hauptschnitte. Die lineare Exzentrizität ( $\epsilon$ ) wird als die Strecke von der Ellipsen-Mitte bis zum Brennpunkt bezeichnet ( $c$ ), wobei die numerische Exzentrizität durch das Verhältnis der linearen Exzentrizität zur Halbachse ( $a$ ) repräsentiert wird (Abbildung 3).

Ein **Kegelschnitt** ist die entstehende Kurve, wenn man die Oberfläche eines Kreiskegels bzw. Doppelkreiskegels mit einer Ebene schneidet. Durch verschiedene Schnittführungen an einem Kegel wird ein Kreis, eine Ellipse, eine Parabel oder eine Hyperparabel produziert (Abbildung 4a).

Abbildung 4b zeigt, dass die Exzentrizität kleiner als 1 ist, wenn die untersuchte Oberfläche durch ein Ellipsoid beschrieben wird. Ein Kreis ist nicht exzentrisch, daher ist die Exzentrizität 0. Bei einem Hyperboloid ist die Exzentrizität größer als 1 und genau 1 wenn es sich um eine Sphäre handelt (Kugelfläche).

Die numerische Exzentrizität ist definiert als:

$$\varepsilon = \frac{c}{a} \quad (2)$$

$$\varepsilon = \frac{\sqrt{a^2 \pm b^2}}{a} = \sqrt{1 \pm \left(\frac{b}{a}\right)^2} \quad (3)$$

([http://de.wikipedia.org/wiki/Exzentrizit%C3%A4t\\_\(Mathematik\)](http://de.wikipedia.org/wiki/Exzentrizit%C3%A4t_(Mathematik)), 25.02.2011)

b = gemittelter zentraler Vorderflächenradius

a = gemittelter peripherer Krümmungsradius

Messwinkel für die Peripherieradien ist  $30^\circ$

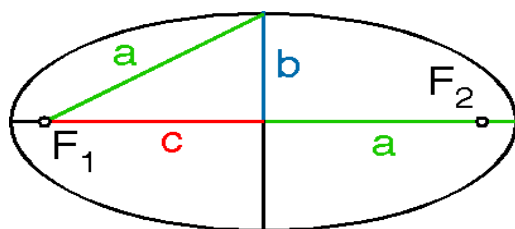


Abbildung 3: Exzentrizität

(<http://www.google.de/imgres?imgurl=http://lie.perihel.ch/Repetitorium/Mechanik/Astronomie/Ellipse403x203.gif>, 05.02.2011)

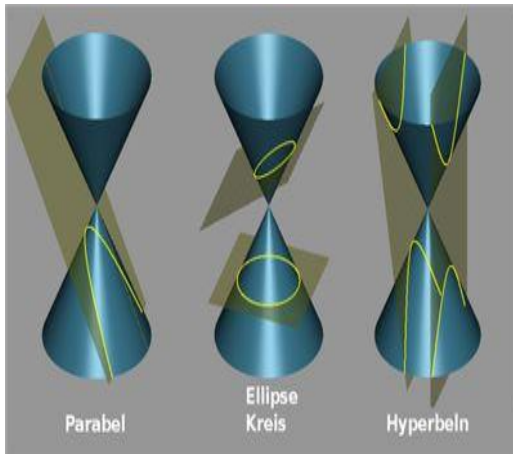


Abbildung 4a

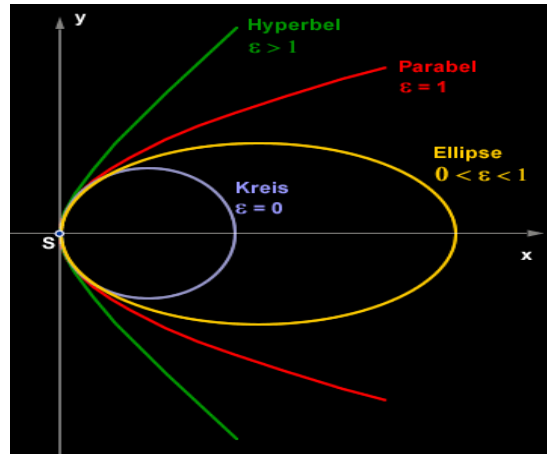


Abbildung 4b

Abbildung 4a: Schematische Abbildung der Exzentrizität als Parabel, Hyperboloid und Sphäre.

([http://www.mathepedia.de/html/7\\_geometrie/k\\_analytischegeometrie/b\\_ebene/g\\_kurven2/Kegelschnitt.aspx?w=400&h=222](http://www.mathepedia.de/html/7_geometrie/k_analytischegeometrie/b_ebene/g_kurven2/Kegelschnitt.aspx?w=400&h=222), 5.03.2011)

Abbildung 4b: Zusammenhang der untersuchten Oberfläche in Verbindung mit der Exzentrizität.

(<http://www.greier-greiner.at/hc/bsp/kegelschnitte/kegels.htm>, 05.03.2011)

### Sphäre, Zylinder, Sphärisches Äquivalent

Die Sphäre bezeichnet den sphärischen Brechwert der Refraktion. Der Zylinder ist die Differenz zwischen dem senkrechten und waagerechten Meridian der Hornhaut und wird ebenfalls in dpt angegeben. Die Differenz der Brechkräfte in den beiden Meridianen nennt man zylindrische Brechkraft.

Eine sphärozyklindrische Grenzfläche ist charakterisiert durch die sphärische Brechkraft  $S$ , die zylindrische Brechkraft  $Z$  und die Astigmatismusachse  $A$  des Korrektionsglases.

Die Stärke des besten sphärischen Glases, mit dem der Kreis der kleinsten Verwirrung auf die Netzhaut abgebildet wird, beschreibt das sphärische Äquivalent (SÄQ) (Wesemann 2005).

Das sphärische Äquivalent wird mit folgender Gleichung errechnet:

$$\text{SÄQ} = S + \frac{1}{2} \cdot Z \quad (4)$$

Formel 4: Definition des sphärischen Äquivalentes (SÄQ)

Der vektorielle Astigmatismus kann alternativ durch seine Projektion auf die  $0^\circ/90^\circ$  ( $C_0$ ) sowie  $45^\circ/135^\circ$  ( $C_{45}$ ) Meridiane in den Komponentendarstellung charakterisiert werden.

$$C_0 = Z \cdot \cos(2a) \quad C_{45} = Z \cdot \sin(2a) \quad (5)$$

Aus diesen beiden Komponenten kann die Stärke des vektoriellen Minuszylinders  $Z$  unmittelbar zurückgerechnet werden.

$$Z = C_0^2 + C_{45}^2 \quad (6)$$

$$a = \arctan\left(Z - \frac{C_0}{C_{45}}\right) \quad (7)$$

## 2. Keratometrie

Die Keratometrie wurde 1854 von Hermann von Helmholtz entwickelt. Sein Keratometer war das erste im heutigen Sinn. Mit dem Keratometer wird die Krümmung der Vorderfläche der Hornhaut sowie die Stärke und die Achse des Astigmatismus bestimmt. Die Bestimmung der Hornhautkrümmung (KER) wird durch die Messung des Abstandes von Punktmarken durchgeführt. Die Punktmarken werden auf die Hornhaut projiziert.

Die folgende Gleichung beschreibt den Zusammenhang zwischen der Größe des zu untersuchenden Objektes ( $O$ ), der Größe des Bildes ( $I$ ) sowie dem Abstand zwischen der reflektierenden Oberfläche des Objektes ( $a$ ) und dem Radius der reflektierenden Oberfläche ( $r$ ) (Abbildung 5):

$$r = 2a \frac{I}{O} \quad (8)$$

Vom Keratometer wird der Abstand der Bilder I dieser beiden Marken gemessen. Nach 90° Drehung von den Marken wird die Messung in einem neuen Meridian wiederholt. Bis in die 80er Jahre hinein war die Keratometrie die am weitesten verbreitete klinische Methode, um die Hornhaut topographisch analysieren zu können. An vielen Stellen wird sie auch noch heutzutage routinemäßig eingesetzt. Im Vergleich zu den Helmholtz Keratometern, wird bei Javal-Schiötz Keratometern die Objektgröße variiert, um eine feste Bildgröße zu erreichen.

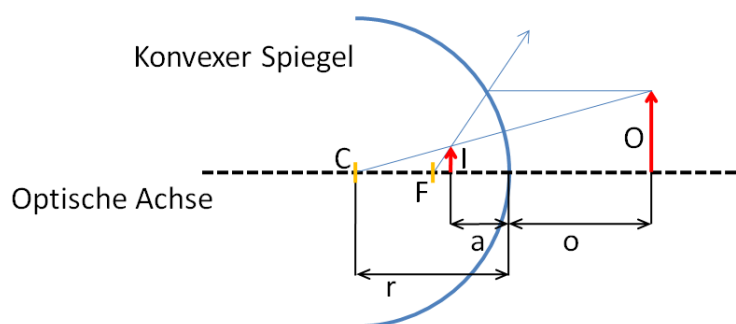


Abbildung 5: Hermann von Helmholtz Keratometrie

([edoc.ub.uni-muenchen.de/12661/1/Hartmann\\_Laura\\_Katharina.pdf](http://edoc.ub.uni-muenchen.de/12661/1/Hartmann_Laura_Katharina.pdf), 16.01.2011)

### 3. Cronbachs Alpha

Cronbachs  $\alpha$  ist ein statistisches Maß der Verlässlichkeit (Reliabilität) einer Menge von Messwerten, das zeigt, wie eng die Beziehung zwischen verschiedenen Elementen sein kann und ob aus diesen Elementen eine Gruppe besteht.

Die Reliabilität ist ein Maß für die Zuverlässigkeit sowie den Anteil an der Varianz, der nicht durch Messfehler und Fluktuation sondern durch wirkliche Unterschiede des gemessenen Elementes erklärt werden kann. "Hochreliable wissenschaftliche Ergebnisse sind nahezu frei von Zufallsfehlern, d.h. bei Wiederholung eines Experimentes unter gleichen Rahmenbedingungen würde das gleiche Messergebnis erzielt werden. Reliabilität ist also eine Voraussetzung für die Replizierbarkeit von Ergebnissen unter gleichen Bedingungen" (Lienert 1989).

Als wichtiger Parameter der Statistik bezeichnet Cronbachs  $\alpha$  inwieweit eine Gruppe von Indikatoren als Messung einer einzelnen latenten Variable angesehen werden

kann und inwieweit von verschiedenen Elementen im Grunde das gleiche gemessen werden kann (Cronbach 1951). Ein "hoher" Wert von Cronbachs  $\alpha$  wird häufig als Nachweis einer latenten Basis und Zusammenhang zwischen den Elementen verwendet. Cronbachs  $\alpha$  ist das gängigste Reliabilitätskriterium, wenn nur Daten von einem Messzeitpunkt vorliegen. Die  $\alpha$  Werte werden von der Varianz zwischen den Testpersonen und der Varianz zwischen den Elementen beeinflusst. Je höher die proportionale Varianz zwischen den Testpersonen, desto höher ist auch Cronbachs  $\alpha$  (Cortina 1993). Cronbachs  $\alpha$  kann als eine Funktion der Anzahl der Prüflinge und als die durchschnittlichen Inter-Elemente-Korrelationen geschrieben werden. Die Gleichung zur Berechnung des nicht standardisierten Cronbachs  $\alpha$  lautet:

$$\alpha = \frac{N \cdot \bar{c}}{\bar{v} + (N-1) \cdot \bar{c}} \quad (9)$$

$N$  ist die Anzahl der Elemente,  $\bar{c}$  die durchschnittliche Inter-Elemente-Kovarianz zwischen den Elementen und  $\bar{v}$  entspricht dem Mittelwert der Varianzen. Wenn nur ein Element gemessen wird ( $N=1$ ), wird Cronbachs  $\alpha$  als „standardisiert“ angegeben. Diese Formel zeigt, dass mit zunehmender Anzahl der Elemente  $N$ , Cronbachs  $\alpha$  größer wird. Wenn die durchschnittliche Inter-Elementen-Korrelation niedrig ist, wird  $\alpha$  auch niedrig. Die Messung von Cronbachs  $\alpha$  kann nicht für die Interpretierung eines eindimensionalen Parameters verwendet werden. Mehrere Dimensionen sind oft das charakteristische Zeichen eines zu untersuchenden Parameters und die statistische Analyse von solchen Parametern kann mit Cronbachs  $\alpha$  gemacht werden. Cronbachs  $\alpha$  kann Werte zwischen minus unendlich und eins annehmen (obwohl nur positive Werte sinnvoll interpretierbar sind). Bei kleinen Werten kann mittels einer Faktorenanalyse geprüft werden, ob sich die Items auf mehrere Faktoren verteilen. Cronbachs  $\alpha$ , als Modell der inneren Konsistenz, beruht auf der durchschnittlichen Korrelation zwischen den Elementen und wird auch verwendet, um die Reliabilität eines Gerätes zu schätzen. Oft tritt das Problem auf, dass die Reliabilität eines Gerätes nur dann erreicht werden kann, wenn die Zahl der zu untersuchenden Elemente kleiner wird. Das steht im Widerspruch zur Größe des Messbereichs. Dieses Problem kann theoretisch gelöscht werden, wenn alle untersuchenden Parameter in einer statistischen Analyse identisch und vergleichbar sind. Dann zeigt der Cronbachs  $\alpha$  eine sehr gute Korrelation mit hohen, bis maximal 1 reichenden Werten. Andererseits, wenn die Parameter nicht gut miteinander korrelieren, nimmt Cronbachs  $\alpha$  niedrige Werte an und falls ganz andere Parameter untersucht werden, ist Cronbachs  $\alpha$  null. Für den statistischen

Vergleich von zwei Gruppen, wurden Ergebnisse als korrelierbar bezeichnet, falls Cronbachs  $\alpha$  Werte zwischen 0,7 und 0,8 annimmt. Wenn aber Cronbachs  $\alpha$  in klinischen Studien verwendet wird, wird mindestens ein Wert von 0,9 benötigt, damit die Ergebnisse von den gemessenen Parametern als hoch reproduzierbar und zuverlässig charakterisiert werden können (Bland 1997). Für den Interkorrelations Koeffizient (ICC) zeigen Werte höher als 0,75 eine gute Reliabilität (Chen 2009).

## **4. Reliabilität und Reproduzierbarkeit**

Die Reliabilität ist von großer Bedeutung, weil sie zeigt, ob die Messung eines Parameters zuverlässig ist. Deshalb wird sie in der wissenschaftlichen Diagnostik zu den Hauptgütekriterien von verschiedenen Tests gerechnet. Die Validität, die Objektivität und die Reliabilität sind die drei Gütekriterien, wenn eine Untersuchung empirisch durchgeführt wird. Für die Validität eines gemessenen Merkmals braucht man eine hohe Reliabilität, obwohl eine hohe Reliabilität zu Lasten der Validität geht. Das wird auch als Reliabilitäts-Validitäts-Dilemma bezeichnet (Cortina 1993).

Die Reproduzierbarkeit ist ein Maß der Wiederholbarkeit von empirisch-wissenschaftlichen Forschungsmethoden. Sie ist eine Grundanforderung an wissenschaftliche Experimente, Messungen und Analysen. Die Reproduzierbarkeit hat je nach Fachgebiet eine unterschiedliche und präzisere Bedeutung. Es besteht manchmal ein Zusammenhang zwischen Reproduzierbarkeit und Verständlichkeit, Objektivität oder Verfügbarkeit, was aber oft zu Verwechslungen führen kann.

Wenn man eine Messung unter gleichen Bedingungen wiederholen kann, dann redet man über Reproduzierbarkeit der Messung. Für die Nachweisbarkeit der Reproduzierbarkeit ist die Protokollierung des Aufbaus des Experimentes erforderlich.

# V. Material und Methoden

## 5. Geräte

### 1.1. Pentacam

Die Pentacam ist ein Bildgebungs- und Diagnosegerät zur Untersuchung des vorderen Augenabschnittes in verschiedenen Meridianen. Die Pentacam liegt das Prinzip der Scheimpflugkamera zu Grunde und wird durch zahlreiche Berechnungs- und Darstellungsmöglichkeiten ergänzt. Hersteller ist die Oculus Optikgeräte GmbH in Wetzlar. Die Gerätekomponenten sind die Messeinheit sowie ein Auswerte-PC. Für die Berechnung der Höhendaten, sowie für die Erstellung eines 3D-Augenmodells werden Scheimpflugaufnahmen aus verschiedenen Meridianen verwendet. Je nach Anzahl der verwendeten Meridiane dauert die Messung zwischen 1 und 4 Sekunden. Bis zu 25.000 Höhenwerte werden dabei ermittelt. Eventuelle Bewegungen des Auges werden als Fehler bezeichnet und die Messung verworfen. Die Pachymetrie, sowie die Topographie der Hornhautvorder- und Rückfläche werden über die gesamte Hornhautfläche von Limbus zu Limbus berechnet. Darüber hinaus werden Kammerwinkel, Kammertiefe und Kammervolumen berechnet. Hornhautvorder-, Hornhautrückfläche, Iris und Linse sind in einem 3D-Modell darstellbar. Die Qualität der aktuellen Messung wird an Hand einer Qualitäts-Spezifikation (QS) angegeben, um z.B. Blinzeln oder Bewegungen während der Messung identifizieren zu können. Die Messung wird im Sitzen durchgeführt, wobei der Patient das Fixationstarget (schwarzer Ring in einem blauen Balken) fixieren muss (Abbildung 6). Der Untersucher wird durch Pfeilmarkierungen bei der genauen Positionierung des Messkopfs assistiert. Die Messung wird bei Finden der Idealposition automatisch ausgelöst.

Folgende Daten können angezeigt werden (Abbildung 7):

#### a. Patientendaten :

- Name
- Vorname
- ID (falls vergeben)
- Geburtsdatum



**b. Hornhautwerte jeweils für Vorder- und Rückfläche:**

- Flacher, steiler und mittlerer Krümmungsradius im Zentrum
- Flache, steile und mittlere Brechkraft im Zentrum (K-Werte)
- Achslage (Ach) des flachen bzw. steilen Radius
- Astigmatismus (Astig) im Zentrum der Hornhaut
- Mittlerer Radius Zone (Rper) zwischen 7 mm und dem 9 mm Ring
- Kleinster Krümmungsradius der Hornhaut (Rmin)
- Mittlere Asphärizität der Hornhaut (Q)
- Abflachung oder numerische Exzentrizität (Exz)
- Formfaktor der Hornhaut, auf den flachen Meridian bezogen (E)
- P-Wert gemäß dem ANSI-Standard der Hornhaut-Topographie (p)
- Qualitätsspezifikation

**c. Vorderkammeranalyse :**

- Pupillenzentrum in  $\mu\text{m}$
- Pachymetrie Apex in  $\mu\text{m}$
- Dünnsste Stelle in  $\mu\text{m}$
- Cornea Volumen in  $\text{mm}^3$  (in einem Durchmesser von 10 mm um den Apex)
- Keratometric Power Deviation (KPD), bei der der Einfluss der Hornhaurückfläche bei der Berechnung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut berücksichtigt wird. Werte bis 1,5 dpt sind normal. Falls der Wert 1,5 dpt übersteigt, deutet das auf einen refraktiven Eingriff in die Hornhaut oder einen Keratokonus hin.
- Kammervolumen von der Hornhaurückfläche zur Iris in einem Radius von 6 mm um den Apex.
- Winkel: Aus dem 3D-Modell wird der kleinste Kammerwinkel im horizontalen Schnitt berechnet. Für die richtige Kammerwinkelbestimmung ist eine spielende Pupille erforderlich.
- Vorderkammertiefe vom Endothel der Hornhaut bis zur Iris (je nach Einstellung auch vom Epithel).
- Pupille (mittlerer Durchmesser während der Messung).
- IOD : korrigierter Augeninnendruck (nur bei manueller Eingabe des tonometrisch gemessenen IOD). Ansonsten Korrekturwert nach Dresdner Tabelle.

- Linsendicke: Die Mittendicke der Augenlinse in der verlängerten Apexlinie (bei erweiterter Pupille).

#### **d. Scheimpflug Bilder :**

- Die Position der Kamera sowie der Schnitt durch das Auge werden bei der angeählten Aufnahme dargestellt. Bilder in verschiedenen Schnitten stehen zur Verfügung, da alle Meridiane ausgewählt werden können. Eine Vergrößerung eines Teilbereichs des Scheimpflugbildes unter Berücksichtigung des optischen Verhältnis (Zoomfunktion) kann durchgeführt werden.
- Bei der Topographie werden die tangentielle Krümmung, die der Hornhautkrümmung im Messpunkt entspricht, sowie die sagittale Krümmung, wo die Krümmung der Länge eines zur Tangente im Messpunkt senkrecht stehenden Lots, vom Messpunkt bis zum Schnittpunkt mit der optischen Achse entspricht, dargestellt.
- Vier Farbdarstellungen „Refraktiv“ (für den Hornhautchirurgen geeignet), vier Farbdarstellungen „Topometrisch“, sowie vier Farbdarstellungen „Vorderkammer“ (für verbesserte präoperative Planung im Bereich der phaken IOL's) können im Menü „Darstellung“ gewählt werden (Abbildung 8).
- Indizes wie KI (Keratoconus Index), IHA (Index of Height Asymmetry) RMin (kleinster Radius), TKC (Topographische Keratokonus Klassifikation) werden im unteren Teil des Bildschirms ausgegeben.
- Bei Patienten die sich einem refraktiven kornealen Eingriff wie LASIK, PRK, RK unterzogen haben, wird die IOL-Berechnung mit dem Holladay Report ermöglicht.

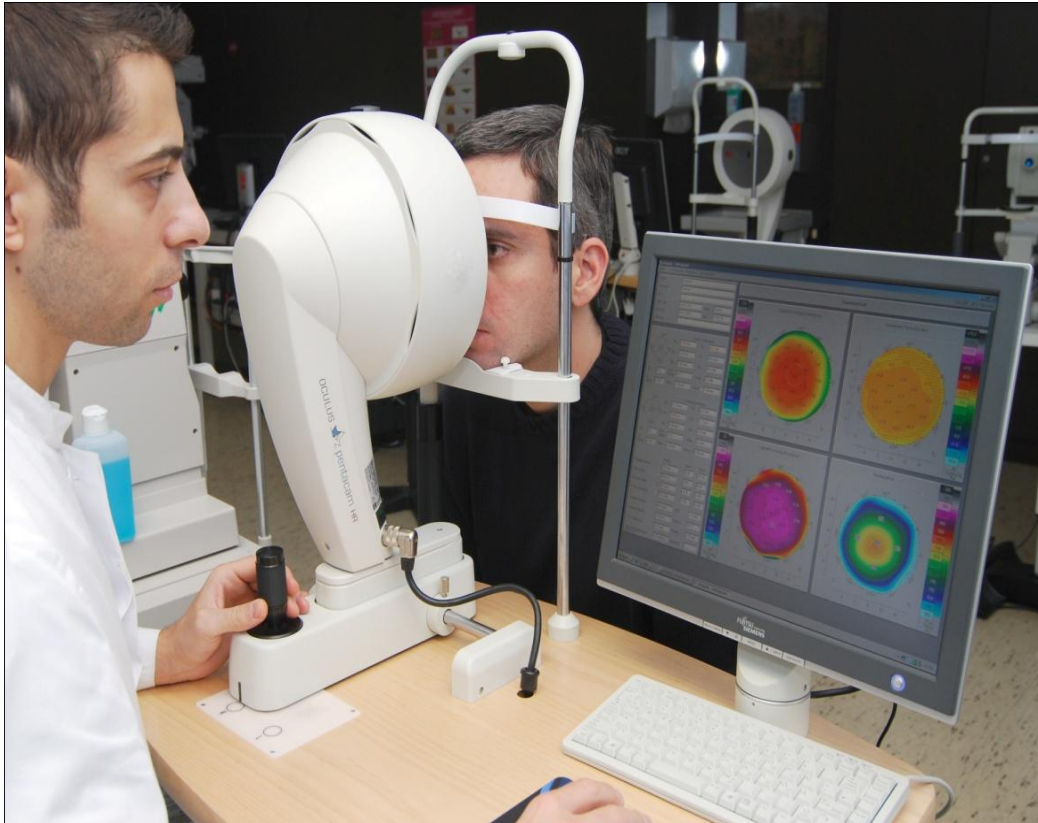


Abbildung 6: Oculus Pentacam aus Sicht des Untersuchers.

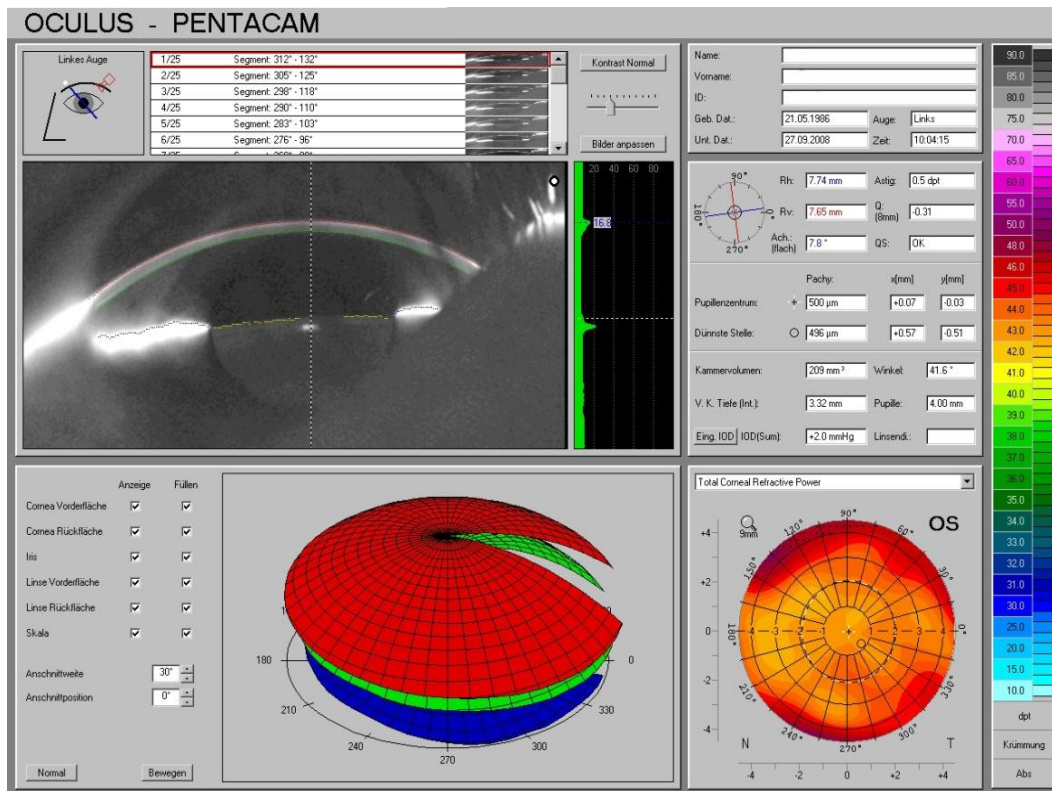


Abbildung 7: Ausgewählter Modus: „Sagittale Krümmung Vorderfläche“.

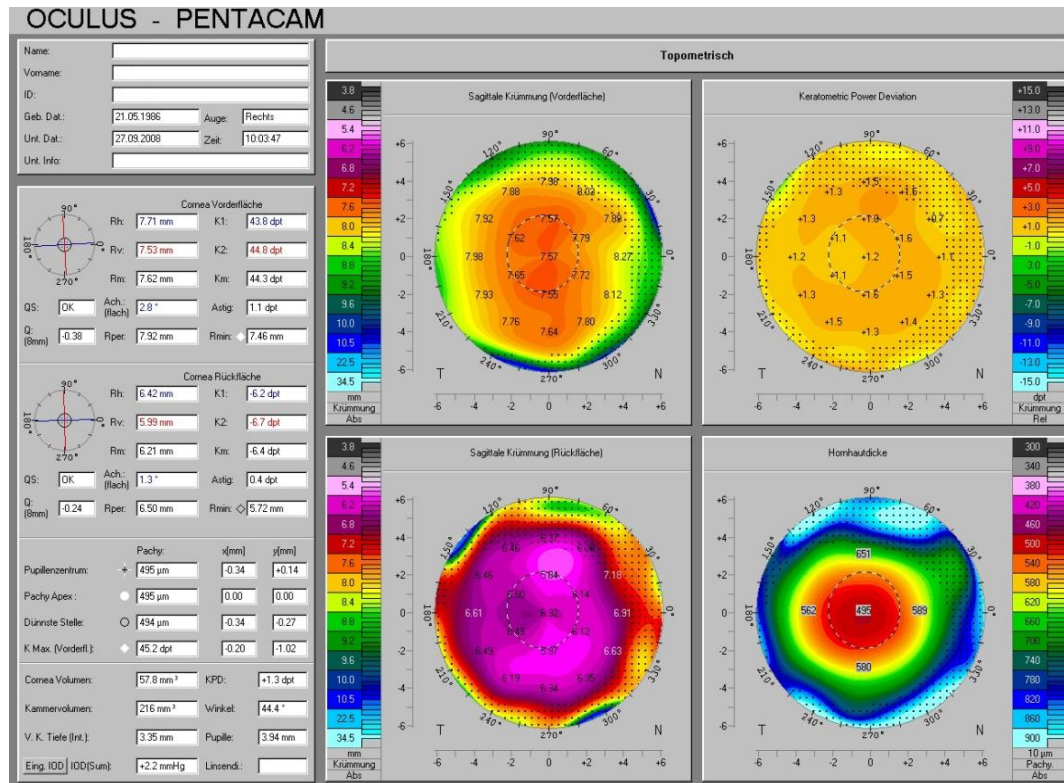


Abbildung 8: Topographische Darstellung

Bei der topographischen Darstellung werden die folgenden Parameter für die Vorder- und für die Rückfläche ausgegeben:

- Rf: flacher Radius (horizontal)
- Rs: steiler Radius (vertikal)
- Rm: mittlerer Radius (Mittelwert von Rf und Rs)
- Astig cornea front/back: Astigmatismus der Vorder- und Rückfläche
- Ach: Achse der Astigmatismus
- QS: Qualitätsmerkmal
- K1: Keratometerwert 1 (K1 repräsentiert die Hornhaut Krümmung in der flachen zentralen 3,0 mm-Zone)
- K2: Keratometerwert 2 (K2 repräsentiert die Hornhaut Krümmung in der steilen zentralen 3,0 mm-Zone)
- Km: mittlerer Keratometerwert (Mittelwert von K1 und K2)

- Exz (30°): Exzentrizität
- Q (8 mm): Asphärizität
- Rper: peripherer Radius
- Rmin: minimaler Radius
- Pachymetrische Parameter: Hornhautdicke im Pupillenzentrum, an der dünnsten Stelle und im Apex. Die gesamte Hornhautfläche, von Limbus zum Limbus, wird automatisch in konzentrischen Kreisen (in Schritten von 1,0 mm) gemessen. Zusätzlich kann aber die Hornhautdicke auf jedem beliebigen Punkt der Hornhaut gemessen werden.
- Sonstige Parameter wie Vorderkammervolumen, Cornea Volumen, Kammerwinkel, Vorderkammertiefe werden auch angegeben.

## **1.2. IOL-Master**

Das IOL-Master Gerät (Carl Zeiss Meditec, Jena) verbindet die traditionelle Keratometrie mit der Messung der externen Vorderkammertiefe und der Achslänge mit Hilfe der partiellen Kohärenzinterferometrie. Die gewonnenen Messergebnisse können im Gerät direkt zur Berechnung von Intraokularlinsen verwendet werden. Das Gerät sendet Licht (Laser Klasse 1) im infraroten und sichtbaren Spektralbereich aus und max. 20 Achslängenmessungen pro Patientenaug und Tag sind erlaubt (Grenzwerte für diese Laserklasse nach EN 60825-1).

### **a. Vorbereitungen für die Messungen:**

Patienteneingabe: Die persönlichen Daten von Patienten werden gespeichert.

- Name
- Vorname
- Geburtsdatum
- ID-Nummer falls vergeben
- Refraktions- und Visusdaten

## b. Messung der Achslänge (ALM):

Bei der Messung wird der Patient aufgefordert, seinen Blick auf ein rotes Fixierlicht zu richten. Ein zentraler Kreis mit einem Fadenkreuz wird auf dem Display angezeigt (Abbildung 9). Eine Feinjustierung findet durch Positionierung des Reflexes des Justierlichtes innerhalb des Kreises statt. Durch die Taste des Joysticks wird die Messung ausgelöst. Das Tragen von Kontaktlinsen führt zu falschen Ergebnissen und ist aus diesem Grund nicht empfohlen. Fehlmessungen von Augen mit Netzhautablösungen sind nicht auszuschließen, da die Genauigkeit der Achslängenmessung durch die Netzhautfaltenbildung und evtl. die Verdickung der Netzhaut beeinflusst sein kann. Messungen die mehr als 0,1 mm von den anderen abweichen, werden angezeigt und müssen vor der Berechnung einer Intraokularlinse gelöscht werden. Maximal 20 Messungen pro Auge können gespeichert werden. Gelöschte Messwerte beeinflussen diesen Messungszähler nicht. Zur Achslängenmessung wird ein Interferenzsignal benutzt, das am retinalen Pigmentepithel des Patientenauges reflektiert wird. Somit misst der IOL-Master den Abstand vom Hornhautepithel zum Retinalen Pigmentepithel (RPE). Ultraschall-Biometriegeräte messen den Abstand zwischen Hornhautepithel und innerer Grenzmembran. Daher wird der Unterschied zwischen innerer Grenzmembran und Pigmentepithel berücksichtigt, um die Kompatibilität der IOL-Master-Messwerte mit akustisch gemessenen Achslängen sicherzustellen.

Je nach den anatomischen Gegebenheiten kann es vorkommen, dass auch Messlicht Interferenzen erzeugt, welches an der inneren Grenzmembran oder der Aderhaut reflektiert wurde. Schwankungen der Achslängenwerte, von ca. 150 µm bis 350 µm, sowie breitere Signalpeaks der Messkurve sind Indizien dafür. Bei der Messung der Achslänge, die auf dem interferenzoptischen Verfahren beruht, erhält man als Messwert eine optische Weglänge, die über einen mittleren Brechungsindex des Auges in die geometrische Distanz (ALop) umgerechnet werden muss. Bei der Kalibrierung des IOL-Masters wird der Zusammenhang

$$ALop = 0,9571 \cdot ALak + 1,3033 \quad (10)$$

zwischen optischer (ALop) und akustischer (ALak) Distanz verwendet (Haigis u. Lege, 2000b).



Abbildung 9: IOL-Master (Achslängenmessung)

#### **Ultraschall versus IOL-Master:**

Seit 1956, als die A-Scan Biometrie für die AL-Messung erstmals verwendet wurde, ist für die meisten Wissenschaftler die Ultraschallbiometrie den Goldstandard für die AL-Bestimmung. Dennoch kann der direkte Kontakt der Ultraschallsonde mit der Hornhaut immer zu einer Hornhauterosio sowie zu einer Bindehaut und/oder Hornhautentzündung führen. Die Hornhaut wird leicht eingedellt, was die Ergebnisse bei der AL-Messung beeinflussen kann (Kuck et al. 1985). Außerdem muss der Patient vorher mit lokalen Anästhetika getropft werden. Ein weiterer Nachteil der Ultraschallbiometrie liegt auch in der relativ niedrigen Auflösung, die ca. 200  $\mu\text{m}$  bei der Verwendung der 10 MHz Sonde beträgt (Olsen et al. 1989). Die Genauigkeit liegt zwischen 100 und 120  $\mu\text{m}$  (Schachar et al. 1980). Haigis et al. (1999) sowie Schmid et al. (1996) haben gezeigt, dass die Genauigkeit des IOL-Masters zwischen 5  $\mu\text{m}$  und 30  $\mu\text{m}$  liegt. Ein AL-Messfehler von 100  $\mu\text{m}$  kann einen postoperativen Refraktionsfehler von ca. 0,28 dpt verursachen (Olsen et al. 1992).

Zu den Vorteilen der US-Biometrie gehört die Unabhängigkeit der Messung von der Fixation des Patienten, die bei der IOL-Master-Biometrie nötig ist. Außerdem ist die Verwendung der A-Scan-Biometrie auch bei reifen Formen von Katarakt möglich, bei der der IOL-Master keine oder unsichere Messwerte erhebt, da das Laserlicht des Gerätes durch die sehr trübe und dicke Linse absorbiert wird. Aus diesen Gründen wird

heutzutage die US-Biometrie neben der optischen Biometrie für die AL-Messung noch verwendet.

### c. Messung der Hornhautkrümmung (KER):

Im Keratometriemodus sieht der Benutzer 6 äußere Messpunkte symmetrisch zum Fadenkreuz (Abbildung 10). Alle peripheren Punkte müssen deutlich sichtbar sein, wobei der zentrale Punkt in der Regel unscharf ist und für die Keratometermessung nicht ausgewertet wird. Damit die Reflektivität der Hornhaut verbessert wird, es ist empfehlenswert, den Patienten vor der Messung blinzeln zu lassen, sodass der Tränenfilm neu aufgebaut wird. Bei vernarbten Hornhäuten ist keine Messung möglich. Nach Auslösen der Messung durch Drücken des Joystick-Knopfs werden innerhalb von 0,5 Sekunden fünf Messungen aufgenommen. Danach werden die Brechkräfte, die Radien und die Achslagen angezeigt. Messungen, die sich um mehr als 0,5 dpt (Mittelwert der beiden Radien) unterscheiden, werden als Fehlmessungen gekennzeichnet und es erfolgt keine Messwertübernahme in die VKT-Messung, die IOL-Berechnung und die Datenbank für die Konstantenoptimierung.

Bei pseudophaken Augen sind neben den Reflexbildern der Hornhaut zusätzliche Bilder der Messmarken sichtbar. Diese Bilder (Purkinje-Bilder) rühren von der künstlichen Linse her. Diese Reflexe sind unschärfer und schwächer.



Abbildung 10: IOL-Master (Keratometermessung)



#### d. Messung der Vorderkammertiefe (VKT):

Die Vorderkammertiefe (VKT) wird mit Hilfe einer seitlichen Spaltbeleuchtung nach dem Scheimpflug-Prinzip gemessen. Durch diese Beleuchtung wird ein Schnittbild produziert. Die VKT wird aus dem Abstand der Schnittbilder von Linse und Hornhaut gemessen. Das Bild des Fixierpunktes muss optimal scharf auf dem Display erscheinen und zwischen Linse und Hornhaut liegen. Die Linsenvorderfläche muss klar sichtbar sein. Beim Knopf auf dem Joystick wird die Messung ausgelöst und die VKT-Werte werden berechnet. Die Berechnung der Vorderkammertiefe dauert ca. 15 Sekunden. Im Anzeigefeld werden 5 VKT-Messwerte sowie der Mittelwert angezeigt. Aphake Augen können nicht vermessen werden, da die Vorderkammer durch die fehlende Linse nicht definiert ist.



Abbildung 11: IOL-Master (Vorderkammertiefenmessung)

#### e. Bestimmung des „Weiss zu Weiss“ (WZW):

Im WZW-Modus sind die 6 Lichtpunkte zum Fadenkreuz symmetrisch zentriert und die Irisstrukturen scharf sichtbar. Der Übergang von der weißen Lederhaut zur Hornhaut wird bestimmt und das Bild wird ausgewertet. Die Ablage der Sehachse zum Mittelpunkt der Iris wird zusätzlich in mm angegeben.

## **f. Berechnung der IOL:**

Die IOL-Formeln SRK/T, SRK/II, Haigis, Holladay und Hoffer Q sind standardmäßig implementiert und können mittels Registrierkarten gewählt werden. Gemäß den Messwerten und nach Eingabe der Zielrefraktion, muss aus den vorhandenen Linsentypen eine Linse ausgewählt werden. Für jedes vermessene Auge und für jeden gewählten Linsentyp werden die Ergebnisse der IOL-Berechnung dargestellt. Dazu gibt es eine mittlere fett dargestellte Zeile, die die Brechkraft der vorgeschlagenen IOL angibt, welche der gewünschten Zielrefraktion am nächsten liegt. Die Ergebnisse sind nur bei korrekter Biometriemessung, bei optimierten IOL-Konstanten und bei Wahl der geeigneten IOL-Berechnungsformel gültig. Die Berechnung der IOL nach refraktiver Hornhautchirurgie kann mit folgenden Optionen durchgeführt werden: Berechnung der Hornhautbrechkraft mittels Refraktionsanamnese (Refractive History Method) oder mittels der Kontaktlinsenmethode (Contact Lens Method). Die präoperative Hornhautbrechkraft (vor dem refraktiven Eingriff), der Hornhautscheitelabstand und die präoperative sowie die stabile postoperative Refraktion müssen bei der Refraktionsanamnese bekannt sein. Bei der Kontaktlinsenmethode wird die Refraktion mit und ohne Kontaktlinse, der Hornhautscheitelabstand, sowie die Brechkraft der planen harten Kontaktlinsenrückfläche benötigt.

## **6. Methoden**

Im Zeitraum zwischen Juli 2009 und Dezember 2010 wurden in der Augenklinik des Universitätsklinikums des Saarlandes in Homburg 365 Patienten in die Studie eingeschlossen und untersucht.

Pro Patient wurde nur ein Auge untersucht. Bei einem ausführlichen Gespräch mit den Patienten wurde geklärt, ob dem Patienten das aufwändige Untersuchungsprogramm zugemutet werden kann. Mithilfe eines Informationsblattes wurde der Grund für die Untersuchungen besprochen. Es wurde auch gefragt, ob dem Patienten in der letzten Zeit irgendwelche Sehveränderungen im Sehen oder sonstige Veränderungen an den Augen auffielen. Dann wurde im Einzelnen nach Verschlechterung der Sehschärfe, Blendungsempfindung, Flimmern oder Lichtblitzen gefragt. Um die bestmögliche Mitarbeit der Patienten zu erreichen, wurden die Untersuchungen innerhalb ei-

nes Tages gemacht, da es sonst für die Patienten zu anstrengend gewesen wäre und zu lange gedauert hätte.

### **Geräte und Untersuchungen:**

Die objektive Refraktion wurde mit dem Refraktometer RK-2 der Firma Canon bestimmt. Die sphärische Brechkraft, die astigmatische Brechkraft und die Achse der Astigmatismus wurden mit dem Refraktometer gemessen.

Die Pachymetrie, die Topographie der Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche, die mittlere Asphärizität, die Vorderkammeranalyse wurden mit Hilfe der Pentacam der Firma OCULUS Optikgeräte GmbH gemessen.

Mit dem IOL-Master der Firma Zeiss Meditec wurden die Achsenlänge, die Vorderkammertiefe, die Hornhautradien und die Hornhautkrümmung berechnet.

### **Einschlusskriterien:**

Von jedem Proband wurde nur ein Auge untersucht. Patienten mit ausgeprägter Tränenfilmproblematik wurden von der Studie ausgeschlossen.

Die Verwendung von Kontaktlinsen war auch ein Ausschlußkriterium.

Patienten mit einem bekanntem und unkontrolliertem, akutem oder chronischem, Glaukom konnten nicht in der Studie teilnehmen.

Die getesteten Probanden sollten keine bekannten Augenoperationen in der Anamnese (entweder von dem vorderen oder hinteren Augenabschnitt) haben.

Patienten mit Hornhauterkrankungen und allgemeinen Veränderungen der Hornhautoberfläche wie Keratokonus, Hornhautnarben, Erosionen, Ulcera usw. werden auch von der Studie ausgeschlossen.

### **Patientendaten:**

Die Probanden (Augen), die einmal gemessen werden, waren insgesamt 340.

25 war die Anzahl der Probanden (Augen), die fünfmal gemessen werden.

Die statistische Auswertung zeigte 166 (45,5%) weibliche und 199 (54,5%) männliche Probanden (Abbildung 12).

Insgesamt wurden 194 (53,2%) rechte Augen und 171 (46,8%) linke Augen untersucht (Abbildung 13).

Das Altersspektrum der Patienten war von 13,87 bis 88,34 Jahre.

Der Altersmittelwert war  $64,74 \pm 17,36$  Jahre und der Median 70,97 Jahre (Abbildung 14).

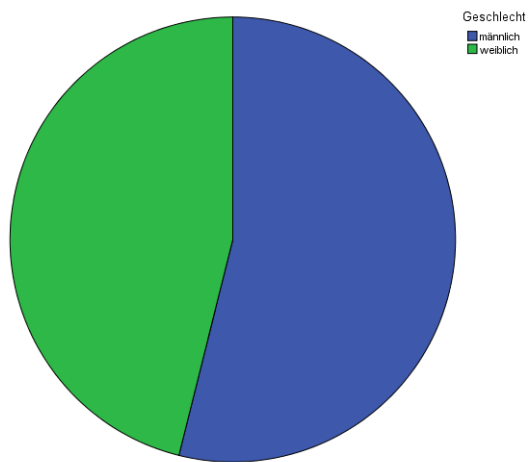


Abbildung 12: Geschlechterverteilung

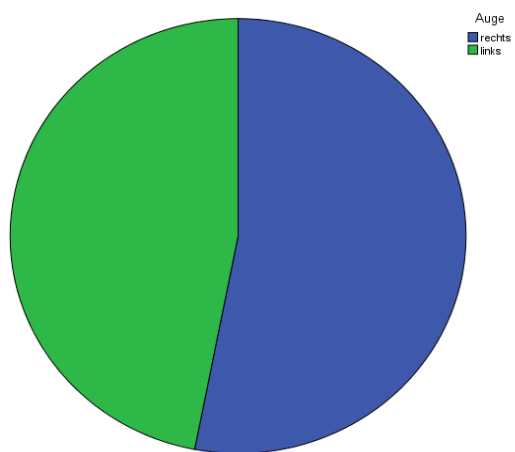


Abbildung 13: Seitenverteilung von 365 Augen

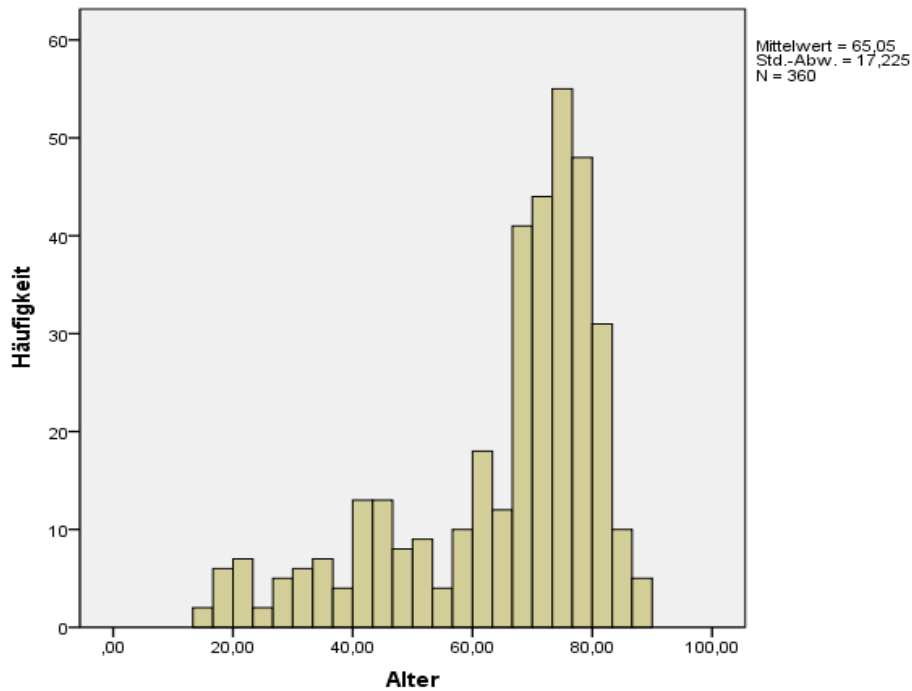


Abbildung 14: Altersverteilung der Probanden

## a. Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden in eine elektronische Datenbank, die für diese Studie entwickelt wurde, eingegeben. Als Plattform wurde MS Access 2010 verwendet. Für die statistische Auswertung wurde IBM SPSS 19 verwendet. Die Daten wurden deskriptiv durch Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum und Median beschrieben. Für die Interpretation der Daten wurden nicht parametrische Tests, wie der Wilcoxon-Mann-Whitney Test (WMW-Test oder U-test) verwendet. Mit diesem Test wird gemessen, ob zwei Variablen zu derselben Grundgesamtheit gehören, das heißt ob die Variablen eine starke Homogenität aufweisen oder nicht. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt. Ein signifikant statistischer Unterschied bestand, wenn sich bei der Prüfung ein Wert von  $p<0,05$  ergab.

## IV. Ergebnisse

### 1. Korrelationen

Der Pearson Korrelationskoeffizient ist ein dimensionsloses Maß, mit dem der Grad des linearen Zusammenhangs zwischen verschiedenen Parametern gemessen werden kann. Mit der Verwendung des Korrelationskoeffizients und der 2-seitigen Signifikanz waren die Abhängigkeit und der Zusammenhang zwischen Parametern von dem Refraktometer, dem IOL-Master und der Pentacam überprüft. Das sphärische Äquivalent, der Zylinder, die K-Werte und die Vorderkammertiefe werden verglichen.

Tabelle 2 zeigt die Korrelationen nach Pearson und 2-seitige Signifikanz zwischen sphärischem Äquivalent von Refraktion (SÄQ Ref.), IOL-Master (SÄQ IOL), Äquivalent Brechkraft der Vorderfläche der Hornhaut mit der Pentacam (SÄQ Vord. Pent.) und Hinterfläche der Hornhaut mit der Pentacam (SÄQ Hint. Pent.). Die fett geschriebenen Werte zeigen eine Korrelation, die auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant ist.

Pearson Korrelation Signifikanz (2-seitig)	SÄQ Ref. (dpt)	SÄQ IOL (dpt)	SÄQ Vord. Pent. (dpt)	SÄQ Hint. Pent. (dpt)
SÄQ Ref. (dpt)	1,0	-0,063 0,229	-0,045 0,388	0,074 0,159
SÄQ IOL (dpt)	-0,063 0,229	1,0	<b>0,928</b> 0,000	<b>-0,689</b> 0,000
SÄQ Vord. Pent (dpt)	-0,045 0,388	<b>0,928</b> 0,000	1,0	<b>-0,606</b> 0,000
SÄQ Hint. Pent (dpt)	0,074 0,159	<b>-0,689</b> 0,000	<b>-0,606</b> 0,000	1,0

Tabelle 3 zeigt die Korrelationen nach Pearson und 2-seitige Signifikanz zwischen Astigmatismus von Refraktion (Zyl. Ref.), Astigmatismus von IOL-Master (Zyl. IOL), Astigmatismus der Vorderfläche mit der Pentacam (Vord. Zyl. Pent.) und Astigmatismus der Rückfläche mit der Pentacam (Hint. Zyl. Pent.). Die fett geschriebenen Werte zeigen eine Korrelation, die auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant ist. Die fett untergeschriebenen Werte zeigen eine Korrelation, die auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant ist.

Pearson Korrelation Signifikanz (2-seitig)	Zyl.Ref. (dpt)	Zyl. IOL (dpt)	Vord. Zyl. Pent.(dpt)	Hint. Zyl. Pent.(dpt)
Zyl. Ref. (dpt)	1,0	<b>-0,548</b> 0,000	<b><u>-0,114</u></b> 0,3	-0,023 0,667
Zyl. IOL (dpt)	<b>-0,548</b> 0,000	1,0	<b>0,172</b> 0,001	0,005 0,919
Vord. Zyl. Pent.(dpt)	<b><u>-0,114</u></b> 0,03	<b>0,172</b> 0,001	1,0	<b>-0,433</b> 0,000
Hint. Zyl. Pent. (dpt)	-0,023 0,667	0,005 0,919	<b>-0,433</b> 0,000	1,0

Tabelle 4 zeigt die Korrelationen nach Pearson und 2-seitige Signifikanz zwischen dem flachen Meridian vom IOL-Master (IOL Radius 1) und dem flachen Meridian (K1) für die Vorderfläche (Vord. K1 Pent.) und Rückfläche (Hint. K1 Pent.) der Hornhaut mit der Pentacam. Die fett geschriebenen Werte zeigen eine Korrelation, die auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant ist.

Pearson Korrelation Signifikanz (2-seitig)	IOL Radius 1 (dpt)	Vord. K1 Pent. (dpt)	Hint. K1 Pent. (dpt)
IOL Radius1 (dpt)	1,0	<b>0,88</b> 0,000	<b>-0,662</b> 0,000
Vord. K1 Pent. (dpt)	<b>0,88</b> 0,000	1,0	<b>-0,692</b> 0,000
Hint. K1 Pent. (dpt)	<b>-0,662</b> 0,000	<b>-0,692</b> 0,000	1,0

Tabelle 5 zeigt die Korrelationen nach Pearson und 2-seitige Signifikanz zwischen dem steilen Meridian vom IOL-Master (IOL Radius 2) und dem steilen Meridian (K2) für die Vorderfläche (Vord. K2 Pent.) und Rückfläche (Hint. K2 Pent.) der Hornhaut mit der Pentacam. Die fett geschriebenen Werte zeigen eine Korrelation, die auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant ist.

Pearson Korrelation Signifikanz (2-seitig)	IOL Radius 2 (dpt)	Hint. K2 Pent. (dpt)	Hint. K2 Pent. (dpt)
IOL Radius 2 (dpt)	1,0	<b>-0,828</b> 0,000	<b>-0,553</b> 0,000
Vord. K2 Pent. (dpt)	<b>-0,828</b> 0,000	1,0	<b>-0,481</b> 0,000
Hint. K2 Pent. (dpt)	<b>-0,553</b> 0,000	<b>-0,481</b> 0,000	1,0

Tabelle 6 zeigt die Korrelationen nach Pearson und 2-seitige Signifikanz zwischen Achslänge vom IOL-Master (Achs. IOL), Vorderkammertiefe vom IOL-Master (VKT IOL), Vorderkammertiefe von der Pentacam (VKT Pent.) und externe Vorderkammertiefe von der Pentacam (Externe VKT Pent.) Die fett geschriebenen Werte zeigen eine Korrelation, die auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant ist.

Pearson Korrelation Signifikanz (2-seitig)	VKT IOL (mm)	Achs. IOL (mm)	VKT Pent. (mm)	ExterneVKT Pent.(mm)
VKT IOL (mm)	1,0	<b>0,476</b> 0,000	<b>0,857</b> 0,000	<b>0,854</b> 0,000
Achs. IOL (mm)	<b>0,476</b> 0,000	1,0	<b>0,502</b> 0,000	<b>0,51</b> 0,000
VKT. Pent. (mm)	<b>0,857</b> 0,000	<b>0,502</b> 0,000	1,0	<b>0,997</b> 0,000
VKT ext. Pent. (mm)	<b>0,854</b> 0,000	<b>0,51</b> 0,000	<b>0,997</b> 0,000	1,0



## 2. Statistiken und Häufigkeitstabellen

### 2.1. Subjektive Refraktion mit Vektordarstellung

Tabelle 7 zeigt das Refraktionsspektrum der getesteten Probanden. Probanden mit Kurzsichtigkeit bis -9,5 dpt, Weitsichtigkeit bis 6 dpt und Astigmatismus bis -7,5 dpt wurden untersucht.

(dpt)	Sphärisch	Zylindrisch	Sphärisches Äquivalent
$\bar{x} \pm SD$	$0,76 \pm 2,07$	$-0,96 \pm 0,86$	$0,28 \pm 2,09$
<b>Min-Max</b>	-9,5 – 6,0	-7,5 – 0,0	-11,25 – 5,25
<b>Median</b>	0,75	-0,75	0,37

Tabelle 8 zeigt den regulären und irregulären Astigmatismus (Ast) der getesteten Probanden. Die Mittelwerte für den Astigmatismus mit der Regel sind höher als die Werte für den Astigmatismus gegen die Regel. Der Astigmatismus wurde bei 0° und 180° für den flachen (1) oder bei 45° und 135° für den steilen Meridian (2) gemessen.

(dpt)	Ast mit der Regel 1 (0° und 180°)	Ast gegen die Regel 1 (0° und 180°)	Ast mit der Regel 2 (45° und 135°)	Ast gegen die Regel 2 (45° und 135°)
$\bar{x} \pm SD$	$-0,46 \pm 0,67$	$-0,5 \pm 0,66$	$0,044 \pm 1,01$	$-0,01 \pm 0,79$
<b>Min-Max</b>	-7,49 – 0,0	-4,6 – 0,0	-7,47 – 4,2	-3,36 – 2,91
<b>Median</b>	-0,26	-0,25	0,0	- 0,03

## 2.2. IOL-Master

Tabelle 9 zeigt die Achslänge, die Vorderkammertiefe (VKT), das sphärische Äquivalent, sowie den flachen und den steilen Meridian der getesteten Probanden.

	<b>Achslänge (mm)</b>	<b>VKT (mm)</b>	<b>Flacher Me- ridian (dpt)</b>	<b>Steiler Me- ridian (dpt)</b>	<b>Sphärisches Äquivalent (dpt)</b>
$\bar{x} \pm SD$	23,33 $\pm$ 0,96	3,12 $\pm$ 0,43	42,65 $\pm$ 1,45	43,63 $\pm$ 1,61	43,14 $\pm$ 1,48
<b>Min-Max</b>	20,90 – 27,47	1,98 – 4,56	39,2 – 47,91	40,0 – 49,63	39,6 – 48,77
<b>Median</b>	23,32	3,11	42,61	43,50	43,01

Tabelle 10 zeigt die zylindrische Differenz, sowie den regulären und irregulären Astigmatismus für den flachen und den steilen Meridian der getesteten Probanden. Die Mittelwerte für den Astigmatismus mit der Regel sind höher als die Werte für den Astigmatismus gegen die Regel.

<b>(dpt)</b>	<b>Zylindrische Differenz</b>	<b>Ast mit der Regel 1 (0° und 180°)</b>	<b>Ast gegen die Regel 1 (0° und 180°)</b>	<b>Ast mit der Regel 2 (45° und 135°)</b>	<b>Ast gegen die Regel 2 (45° und 135°)</b>
$\bar{x} \pm SD$	0,98 $\pm$ 0,77	0,54 $\pm$ 0,61	0,43 $\pm$ 0,55	0,11 $\pm$ 0,88	-0,02 $\pm$ 0,87
<b>Min-Max</b>	-0,14 – 6,89	-0,08 – 5,23	-0,06 – 5,15	-3,58 – 5,21	-3,39 – 5,99
<b>Median</b>	0,79	0,36	0,27	0,12	- 0,04

## 2.3. Pentacam

### 2.3.1. Topographische Messungen

Tabelle 11 zeigt die Brechkräfte für den flachen (K1) und steilen (K2) Meridian der Vorderfläche (Brech. Vord.) und Rückfläche (Brech. Hint.) der Hornhaut, sowie die vordere und hintere Exzentrizität der getesteten Probanden. Die Mittelwerte für den steilen Radius sind höher als die Werte für den flachen Radius.

	<b>Brech. Vord. flach (K1) (dpt)</b>	<b>Brech. Vord. steil (K2) (dpt)</b>	<b>Vordere Exzentrizität</b>	<b>Brech. Hint. flach (K1) (dpt)</b>	<b>Brech. Hint. steil (K2) (dpt)</b>	<b>Hintere Exzentrizität</b>
$\bar{x} \pm SD$	48,68 $\pm$ 2,3	49,31 $\pm$ 2,57	0,24 $\pm$ 0,35	-6,15 $\pm$ 0,37	-6,41 $\pm$ 0,43	0,35 $\pm$ 0,37
<b>Min-Max</b>	41,64 – 65,5	37,83 – 68,24	-1,89 – 1,35	-9,5 – -5,26	-10,8 – -5,35	-1,16 – 1,25
<b>Median</b>	48,45	48,95	0,3	-6,11	-6,35	0,41

Tabelle 12 zeigt die zylindrische Differenz (Brech. zyl. Diff.) und die Äquivalent Brechkraft (Brech. Äquival.) von der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut der getesteten Probanden. Die Mittelwerte für die Vorderfläche sind höher als die Werte für die Rückfläche. Die gemessenen Werte für die vordere Exzentrizität sind niedriger als die Werte für die hintere Exzentrizität.

<b>(dpt)</b>	<b>Vord. Brech. zyl. Diff.</b>	<b>Vord. Brech. Äquival.</b>	<b>Hint. Brech. zyl. Diff.</b>	<b>Hint. Brech. Äquival.</b>
$\bar{x} \pm SD$	-0,09 $\pm$ 0,25	48,99 $\pm$ 2,27	-0,26 $\pm$ 0,26	-6,39 $\pm$ 0,33
<b>Min- Max</b>	-1,54 – 1,99	42,56 – 64,3	-1,48 – 1,24	-7,28 – -3,95
<b>Median</b>	-0,12	48,73	-0,27	-6,43

### 2.3.2. Biometrische Messungen

Tabelle 13 zeigt die Hornhautdicke, die Vorderkammertiefe (Abstand vom Endothel der Hornhaut bis zur Iris), die externe Vorderkammertiefe (gesamte Hornhaut und der Abstand vom Endothel bis zur Irisvorderfläche) und den Pupillendurchmesser der getesteten Probanden.

	<b>Pachymetrie (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>VKT (mm)</b>	<b>Externe VKT (mm)</b>	<b>Pupille (mm)</b>
$\bar{x} \pm SD$	553,53 $\pm$ 34,59	2,72 $\pm$ 0,43	3,27 $\pm$ 0,43	4,61 $\pm$ 1,74
<b>Min-Max</b>	459 – 658	1,39 – 4,24	1,98 – 4,7	0,98 – 8,13
<b>Median</b>	553	2,73	3,29	4,89

### 2.3.3. Vektor-korrigierte Astigmatismus

Tabelle 14 zeigt den regulären (Brech. Ast. mit der Regel) und irregulären Astigmatismus (Brech. Ast. gegen die Regel) der Vorderfläche der Hornhaut der getesteten Probanden. Die Mittelwerte für den Astigmatismus mit der Regel 1 sind höher als die Werte für den Astigmatismus gegen die Regel 1, aber die Mittelwerte für den Astigmatismus mit der Regel 2 sind niedriger als die Werte für den Astigmatismus gegen die Regel 2.

(dpt)	<b>Vord. Brech. Ast. mit der Regel 1 (0° und 180°)</b>	<b>Vord. Brech. Ast. gegen die Regel 1 (0° und 180°)</b>	<b>Vord. Brech. Ast. mit der Regel 2 (45° und 135°)</b>	<b>Vord. Brech. Ast. gegen die Regel 2 (45° und 135°)</b>
$\bar{x} \pm SD$	-0,58 $\pm$ 0,14	-0,03 $\pm$ 0,16	-0,01 $\pm$ 0,18	-0,01 $\pm$ 0,2
<b>Min-Max</b>	-0,91 – 0,65	-0,99 – 1,45	-0,92 – 0,67	-1,77 – 0,58
<b>Median</b>	-0,03	-0,02	-0,01	-0,01

Tabelle 15 zeigt den regulären (Brech. Ast. mit der Regel) und irregulären Astigmatismus (Brech. Ast. gegen die Regel) der Rückfläche der Hornhaut der getesteten Probanden. Die Mittelwerte für den Astigmatismus mit der Regel sind niedriger als die Werte für den Astigmatismus nach der Regel.

(dpt)	Hint. Brech. Ast. mit der Regel 1 (0° und 180°)	Hint. Brech. Ast. gegen die Regel 1 (0° und 180°)	Hint. Brech. Ast. mit der Regel 2 (45° und 135°)	Hint. Brech. Ast. gegen die Regel 2 (45° und 135°)
$\bar{x} \pm SD$	-0,13 ± 0,18	-0,13 ± 0,18	-0,06 ± 0,25	-0,02 ± 0,27
Min-Max	-1,21 – 0,36	-0,88 – 1,13	-1,01 – 0,79	-0,91 – 1,14
Median	-0,09	-0,98	0,07	-0,03

### 3. Reliabilität

#### Zusammenfassung der Fallverarbeitung:

Die gültigen Fälle waren insgesamt 25 (100%).

Cronbachs Alpha wurde mit  $\alpha$  und Cronbachs Alpha für standardisierte Items mit  $\alpha_{SI}$  gekennzeichnet. Die Variable N steht für den Anzahl der getesteten Items.

## 4. Variablenanalyse

### 4.1. Vorderflächenparameter

#### 4.1.1. Flacher Meridian der Vorderfläche (vR1)

Cronbachs Alpha zeigt für den flachen Meridian der Vorderfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,996). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,963 bis 0,994 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der

Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,066 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,002. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 16: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,996	0,996	5

Tabelle 17: Inter-Item-Korrelationsmatrix

vR1	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,982	0,963	0,987	0,978
(2)	0,982	1,0	0,985	0,986	0,994
(3)	0,963	0,985	1,0	0,971	0,977
(4)	0,987	0,986	0,971	1,0	0,986
(5)	0,978	0,994	0,977	0,986	1,0

Tabelle 18: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	43,04	42,987	43,094	0,107	1,002
Item-Varianzen	2,970	2,601	3,322	0,72	1,277

Tabelle 19: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,002	5
Item-Varianzen	0,066	5

#### 4.1.2. Steiler Meridian der Vorderfläche (vR2)

Cronbachs Alpha zeigt für den steilen Meridian der Vorderfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,995). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,949 bis 0,987 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,015 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,002. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 20: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,995	0,995	5

Tabelle 21: Inter-Item-Korrelationsmatrix

vR2	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,971	0,956	0,967	0,949
(2)	0,971	1,0	0,986	0,983	0,985
(3)	0,956	0,986	1,0	0,978	0,985
(4)	0,967	0,983	0,978	1,0	0,987
(5)	0,949	0,985	0,985	0,987	1,0

Tabelle 22: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	44,266	44,187	44,309	0,122	1,003
Item-Varianzen	3,184	3,023	3,328	0,305	1,101

Tabelle 23: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,002	5
Item-Varianzen	0,015	5

### 4.1.3. Äquivalent Brechkraft der Vorderfläche (vÄB)

Cronbachs Alpha zeigt für die Äquivalent Brechkraft der Vorderfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,996). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,965 bis 0,994 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,008 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,001. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 24: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,996	0,996	5

Tabelle 25: Inter-Item-Korrelationsmatrix

vÄB	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,979	0,965	0,985	0,968
(2)	0,979	1,0	0,989	0,992	0,994
(3)	0,965	0,989	1,0	0,977	0,985
(4)	0,985	0,992	0,977	1,0	0,988
(5)	0,968	0,994	0,985	0,988	1,0

Tabelle 26: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	43,653	43,587	43,68	0,093	1,002
Item-Varianzen	2,815	2,675	2,896	0,221	1,083

Tabelle 27: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,001	5
Item-Varianzen	0,008	5



#### 4.1.4. Astigmatismus der Vorderfläche (vZ)

Cronbachs Alpha zeigt für den Zylinder der Vorderfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,983). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,89 bis 0,957 (relativ hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,002 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,002. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 28: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,983	0,983	5

Tabelle 29: Inter-Item-Korrelationsmatrix

vZ	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,941	0,892	0,894	0,91
(2)	0,941	1,0	0,949	0,89	0,93
(3)	0,892	0,949	1,0	0,913	0,932
(4)	0,894	0,89	0,913	1,0	0,957
(5)	0,91	0,93	0,932	0,957	1,0

Tabelle 30: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	1,225	1,172	1,302	0,13	1,111
Item-Varianzen	1,049	0,995	1,106	0,111	1,111

Tabelle 31: Varianz der Itmstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,002	5
Item-Varianzen	0,002	5

#### 4.1.5. Vordere Exzentrizität (vE)

Cronbachs Alpha zeigt für die vordere Exzentrizität für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,973). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,781 bis 0,948 (nicht hoch reproduzierbar aufgrund des großes vorderen Hornhautabflachungsspektrums und der Radiendifferenzen der Vorderfläche). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,000. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 32: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,973	0,974	5

Tabelle 33: Inter-Item-Korrelationsmatrix

hE	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,843	0,781	0,919	0,805
(2)	0,843	1,0	0,902	0,93	0,948
(3)	0,781	0,902	1,0	0,854	0,901
(4)	0,919	0,93	0,854	1,0	0,934
(5)	0,805	0,948	0,901	0,934	1,0

Tabelle 34: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	0,319	0,305	0,338	0,032	1,106
Item-Varianzen	0,114	0,087	0,139	0,052	1,603

Tabelle 35: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,000	5
Item-Varianzen	0,000	5

## 4.2.Hinterflächenparameter

### 4.2.1. Flacher Meridian der Rückfläche (hR1)

Cronbachs Alpha zeigt für den flachen Meridian der Rückfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,992). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,925 bis 0,981 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,000. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 36: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,992	0,992	5

Tabelle 37: Inter-Item-Korrelationsmatrix

hR1	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,961	0,945	0,925	0,976
(2)	0,961	1,0	0,979	0,975	0,969
(3)	0,945	0,979	1,0	0,981	0,96
(4)	0,925	0,975	0,981	1,0	0,95
(5)	0,976	0,969	0,96	0,95	1,0

Tabelle 38: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	-6,11	-6,122	-6,091	0,3	0,995
Item-Varianzen	0,091	0,082	0,099	0,018	1,215

Tabelle 39: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,000	5
Item-Varianzen	0,000	5

#### 4.2.2. Steiler Meridian der Rückfläche (hR2)

Cronbachs Alpha zeigt für den steilen Meridian der Rückfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,993). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,947 bis 0,984 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,000. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 40: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,993	0,994	5

Tabelle 41: Inter-Item-Korrelationsmatrix

hR2	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,966	0,966	0,947	0,971
(2)	0,966	1,0	0,981	0,964	0,984
(3)	0,966	0,981	1,0	0,974	0,975
(4)	0,947	0,964	0,974	1,0	0,96
(5)	0,971	0,984	0,975	0,96	1,0

Tabelle 42: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	-6,457	-6,476	-6,444	0,032	0,995
Item-Varianzen	0,1	0,09	0,108	0,017	1,19

Tabelle 43: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,000	5
Item-Varianzen	0,000	5

### 4.2.3. Äquivalent Brechkraft der Rückfläche (hÄB)

Cronbachs Alpha zeigt für die Äquivalent Brechkraft der Rückfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,995). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,918 bis 0,986 (nicht hoch reproduzierbar aufgrund physikalischer Limitationen und Verzerrungen wegen der Differenzen des Brechungsindexes zwischen Kammerwasser und Rückfläche der Hornhaut). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,000. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 44: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,995	0,995	5

Tabelle 45: Inter-Item-Korrelationsmatrix

hÄB	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,985	0,978	0,958	0,986
(2)	0,985	1,0	0,984	0,969	0,982
(3)	0,978	0,984	1,0	0,981	0,974
(4)	0,918	0,969	0,981	1,0	0,957
(5)	0,986	0,982	0,974	0,957	1,0

Tabelle 46: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	-6,283	-6,295	-6,268	0,027	0,996
Item-Varianzen	0,083	0,076	0,088	0,013	1,168

Tabelle 47: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,000	5
Item-Varianzen	0,000	5

#### 4.2.4. Astigmatismus der Rückfläche (hZ)

Cronbachs Alpha zeigt für den Zylinder der Rückfläche für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,977). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,788 bis 0,968 (nicht hoch reproduzierbar aufgrund der Schwierigkeit der Bestimmung der Rückflächeastigmatismus der Hornhaut). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,000. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 48: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,977	0,977	5

Tabelle 49: Inter-Item-Korrelationsmatrix

hZ	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,813	0,788	0,784	0,872
(2)	0,813	1,0	0,956	0,968	0,948
(3)	0,788	0,956	1,0	0,954	0,925
(4)	0,784	0,968	0,954	1,0	0,945
(5)	0,872	0,948	0,925	0,945	1,0

Tabelle 50: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	-0,347	-0,362	-0,33	0,032	0,911
Item-Varianzen	0,05	0,042	0,058	0,016	1,377

Tabelle 51: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,000	5
Item-Varianzen	0,000	5

#### 4.2.5. Hintere Exzentrizität (hE)

Cronbachs Alpha zeigt für die hintere Exzentrizität für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,987). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,91 bis 0,958 (relativ hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,001. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 52: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,987	0,988	5

Tabelle 53: Inter-Item-Korrelationsmatrix

hE	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,91	0,936	0,911	0,936
(2)	0,91	1,0	0,949	0,97	0,952
(3)	0,936	0,949	1,0	0,958	0,953
(4)	0,911	0,97	0,958	1,0	0,943
(5)	0,936	0,952	0,953	0,943	1,0

Tabelle 54: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	0,29	0,249	0,315	0,066	1,265
Item-Varianzen	0,216	0,192	0,237	0,044	1,232

Tabelle 55: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item-Mittelwerte	0,001	5
Item-Varianzen	0,000	5

#### 4.2.6. Vergleich der Reliabilität zwischen Messungen von der Vorder- und Rückfläche

Die Messungen für alle getesteten Parameter der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut zeigten eine sehr hohe Reliabilität ( $>0,97$ ), sowie eine sehr hohe Zuverlässigkeit für die Pentacam.

Tabelle 56: Cronbachs  $\alpha$  für die getesteten Parameter der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut.

Parameter der Vordefläche	Cron. $\alpha$	Parameter der Hinterfläche	Cron. $\alpha$
Flacher Meridian (vR1)	0,996	Flacher Meridian (hR1)	0,992
Steiler Meridian (vR2)	0,995	Steiler Meridian (hR2)	0,993
Äquiv. Brechkraft (vÄB)	0,996	Äquiv. Brechkraft (hÄB)	0,995
Vorderer Zylinder (vZ)	0,983	Hinterer Zylinder (hZ)	0,977
Vordere Exzentrizität (vE)	0,973	Hintere Exzentrizität (hE)	0,987

Die Ergebnisse der Reliabilität für die Hornhautvorderfläche waren insgesamt höher als die der Rückfläche. Die Exzentrizität war die einzige Ausnahme, bei der die Reliabilität der Rückfläche höher war. Dies kann dadurch erklärt werden, dass die geometrischen sowie die optischen Verzerrungen während der Messung mit der Pentacam berücksichtigt werden müssen. Der Brechungsindexunterschied zwischen Luft und Vorderfläche der Hornhaut beträgt 0,376, aber der Unterschied zwischen Hornhautrückfläche und Kammerwasser liegt bei nur 0,04. Daraus ergibt sich ein sehr geringer Reflexionsgrad an der Hornhautrückfläche und somit ein geringeres Signal-Rausch-Verhältnis, was zu unzuverlässigen Messungen führt. Die Analyse der verschiedenen Hornhaut Positionen hat gezeigt, dass die Reliabilität für beide Hornhautflächen im oberen Bereich der Hornhaut niedriger ist.



### 4.3. Weitere getestete Parameter

#### 4.3.1. Pachymetrie

Cronbachs Alpha zeigt für die Pachymetrie für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,996). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,972 bis 0,991 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 20326,552 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 1,3. Diese Varianzen sind statistisch signifikant.

Tabelle 57: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,996	0,996	5

Tabelle 58: Inter-Item-Korrelationsmatrix

pachy	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,986	0,98	0,976	0,99
(2)	0,986	1,0	0,982	0,979	0,991
(3)	0,98	0,982	1,0	0,972	0,98
(4)	0,976	0,979	0,972	1,0	0,977
(5)	0,99	0,991	0,98	0,977	1,0

Tabelle 59: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	546,560	544,96	547,68	2,72	1,005
Item-Varianzen	1664,123	1522,893	1829,56	306,667	1,201

Tabelle 60: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item- Mittelwerte	1,3	5
Item-Varianzen	20326,552	5

### 4.3.2. Pupillendurchmesser (Pup)

Cronbachs Alpha zeigt für den Pupillendurchmesser für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,983). Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,813 bis 0,996 (nicht hoch reproduzierbar aufgrund der spielenden Pupille während der Bestimmung der Pupillendurchmesser). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,071 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,012. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 61: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,983	0,984	5

Tabelle 62: Inter-Item-Korrelationsmatrix

Pup	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,814	0,829	0,823	0,813
(2)	0,814	1,0	0,996	0,996	0,995
(3)	0,829	0,996	1,0	0,996	0,996
(4)	0,823	0,996	0,996	1,0	0,997
(5)	0,813	0,995	0,996	0,997	1,0

Tabelle 63: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	3,659	3,58	3,854	0,274	1,076
Item-Varianzen	2,958	2,779	3,428	0,649	1,234

Tabelle 64: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item- Mittelwerte	0,012	5
Item-Varianzen	0,071	5

### 4.3.3. Vorderkammertiefe (VKT)

Cronbachs Alpha zeigt für die Vorderkammertiefe für alle fünf Messungen (N=5) eine hohe Reliabilität (0,998). Die Inter-Item Korrelationsanalyse zeigen Werte von 0,967 bis 0,999 (hoch reproduzierbar). Bei der Auswertung der Itemstatistiken liegen die Item-Varianz bei 0,000 und die Varianz von den Item-Mittelwerten bei 0,000. Diese Varianzen sind statistisch nicht signifikant.

Tabelle 65: Reliabilitätsstatistiken

a	asi	N
0,998	0,998	5

Tabelle 66: Inter-Item-Korrelationsmatrix

VKT	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
(1)	1,0	0,967	0,97	0,969	0,967
(2)	0,967	1,0	0,999	0,998	0,999
(3)	0,97	0,999	1,0	0,999	0,999
(4)	0,969	0,998	0,999	1,0	0,998
(5)	0,97	0,999	0,999	0,998	1,0

Tabelle 67: Auswertung der Itemstatistiken

	Mittel	Min	Max	Bereich	Max/min
Item-Mittel	2,754	2,751	2,757	0,006	1,002
Item-Varianzen	0,217	0,205	0,222	0,016	1,079

Tabelle 68: Varianz der Itemstatistiken

	Varianz	N
Item- Mittelwerte	0,000	5
Item-Varianzen	0,000	5

## 5. Grafiken

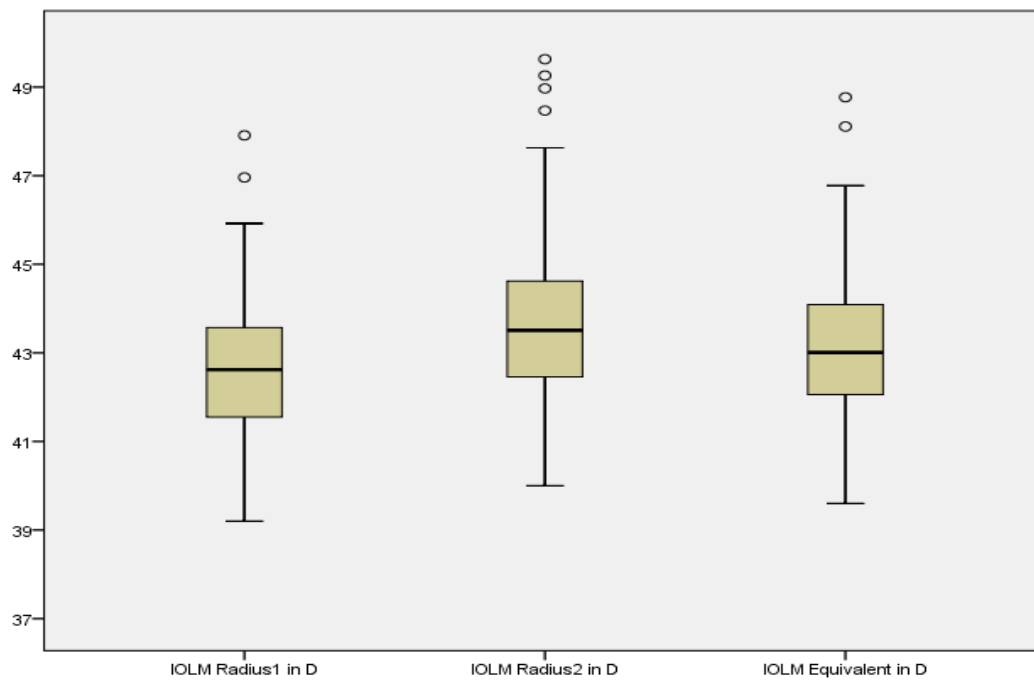


Abbildung 15: Boxplot für die Brechwerte des flachen Meridians (IOLM Radius 1), des steilen Meridians (IOLM Radius 2), sowie des sphärischen Äquivalentes (IOLM Equivalent) mit dem IOL-Master.

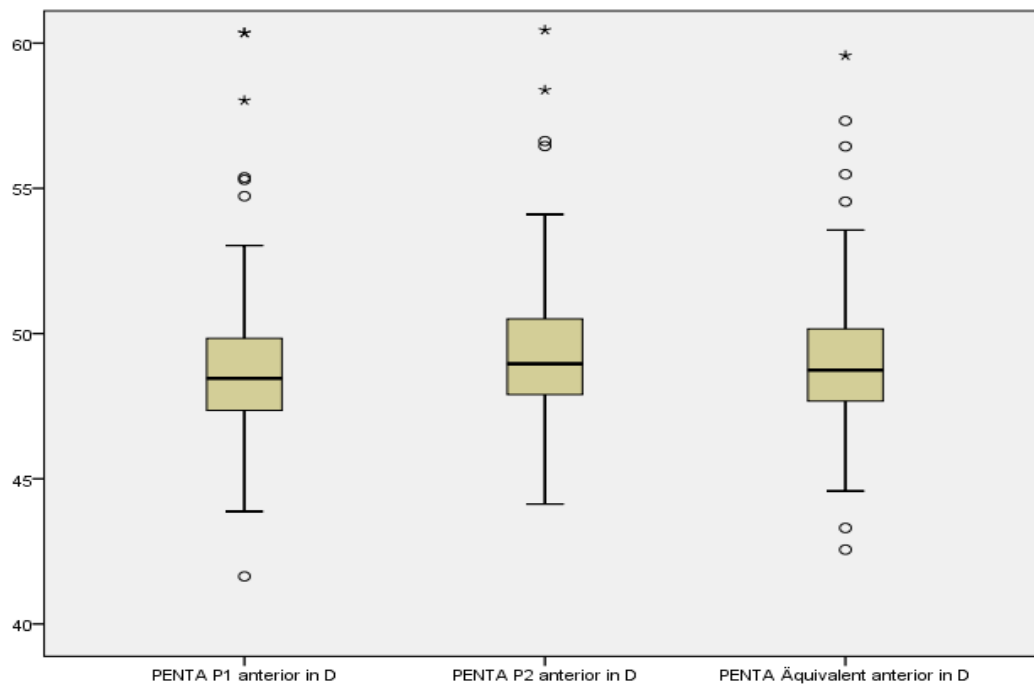


Abbildung 16: Boxplot für die Brechwerte des flachen Meridians (PENTA P1 anterior), des steilen Meridians (PENTA P2 anterior), sowie des sphärischen Äquivalentes (PENTA Äquivalent anterior) der Hornhautvorderfläche mit der Pentacam.

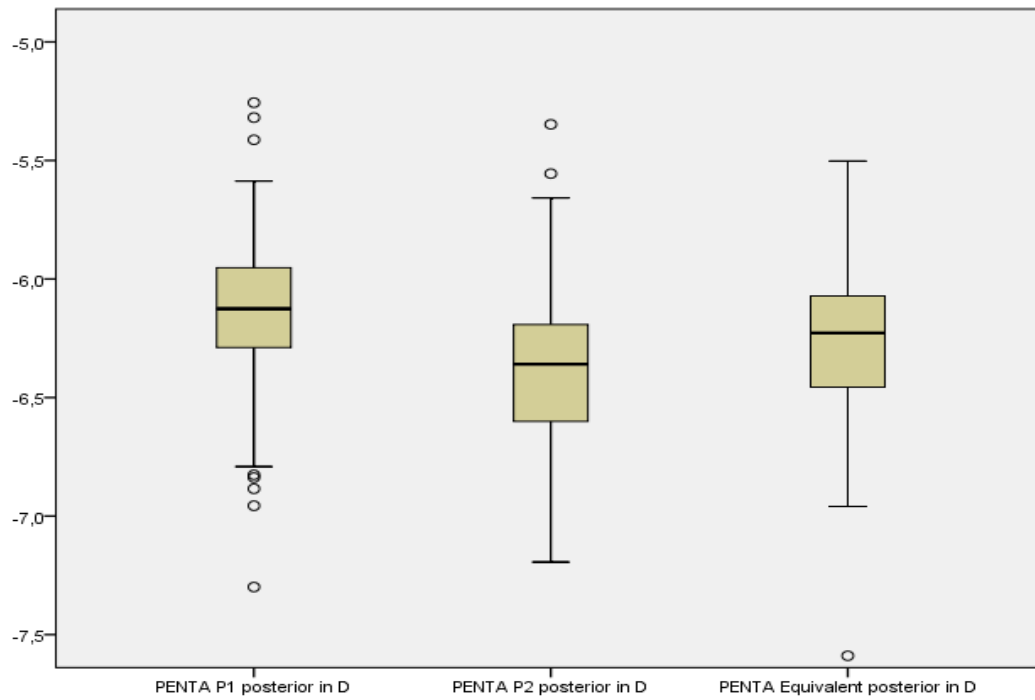


Abbildung 17: Boxplot für die Brechwerte des flachen Meridian (PENTA P1 posterior), des steilen Meridians (PENTA P2 posterior), sowie des sphärischen Äquivalentes (PENTA Equivalent posterior) der Hornhaurückfläche mit der Pentacam.

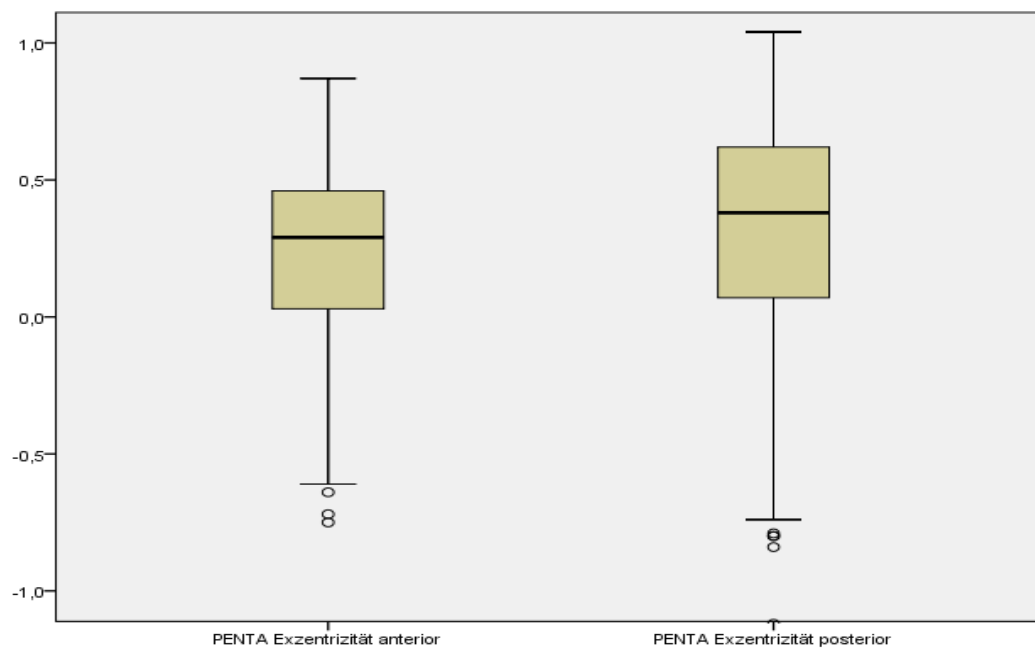


Abbildung 18: Boxplot für die Brechwerte der vorderen (PENTA Exzentrizität anterior) und hinteren Exzentrizität (PENTA Exzentrizität posterior) der Hornhaut mit der Pentacam.

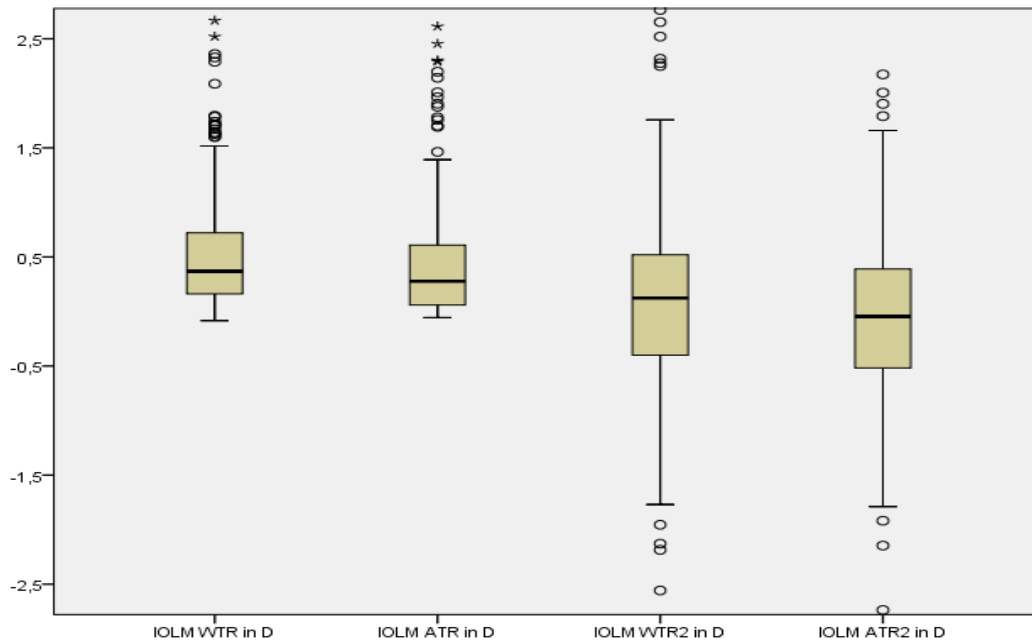


Abbildung 19: Boxplot für die Brechwerte des regulären (IOLM WTR) und irregulären (IOLM ATR) Astigmatismus für den flachen und steilen (2) Meridian mit dem IOL-Master.

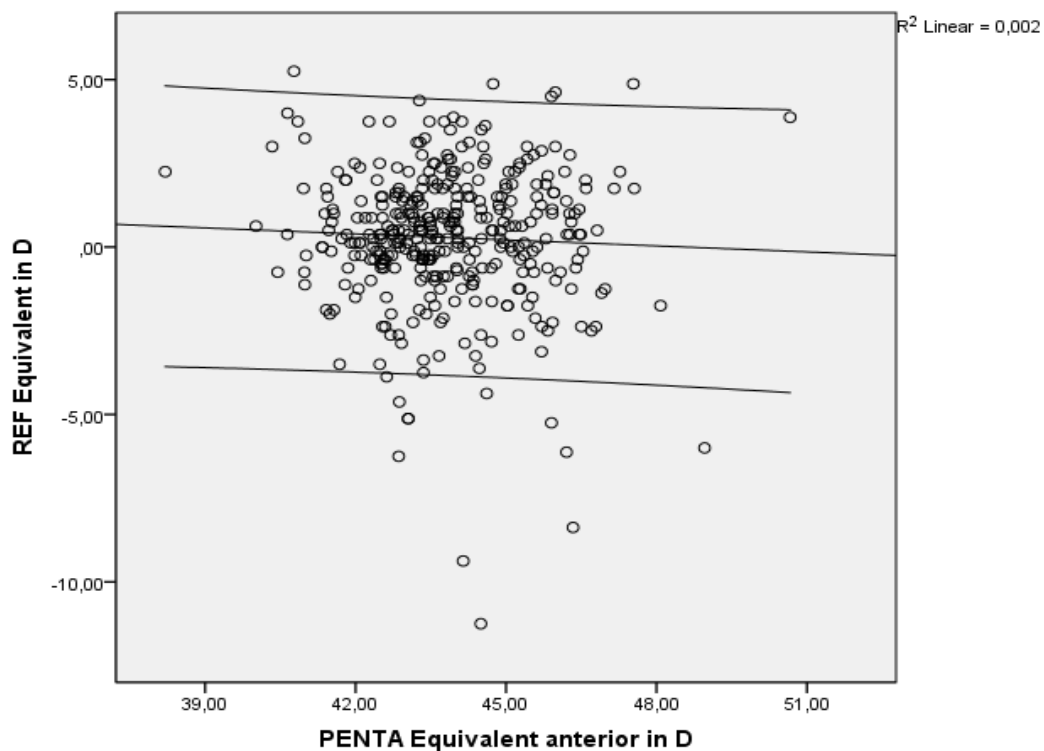


Abbildung 21: Scatterplot zwischen der Äquivalent Brechkraft der Vorderfläche (PENTA Equivalent anterior) mit der Pentacam und dem sphärischen Äquivalent (REF Equivalent) mit dem Refraktometer.

$R^2$  beschreibt das Bestimmtheitsmaß in Prozent, das durch die lineare Regression erklärt wird und liegt zwischen 0 (0%) und 1 (100%). Werte nahe bei Null beschreiben dabei einen geringen linearen Zusammenhang und Werte um 1 zeigen einen guten linearen Zusammenhang und erlauben somit eine Vorhersage.

Das Regressionsäquivalent  $R^2$  für den Zusammenhang zwischen dem sphärischen Äquivalent der Vorderfläche mit der Pentacam und dem sphärischen Äquivalent mit dem Refraktometer (Abbildung 21) beträgt 0,002 (0,2 %). Dies bedeutet, dass zwischen den beiden Maßgrößen kein linearer Zusammenhang besteht.

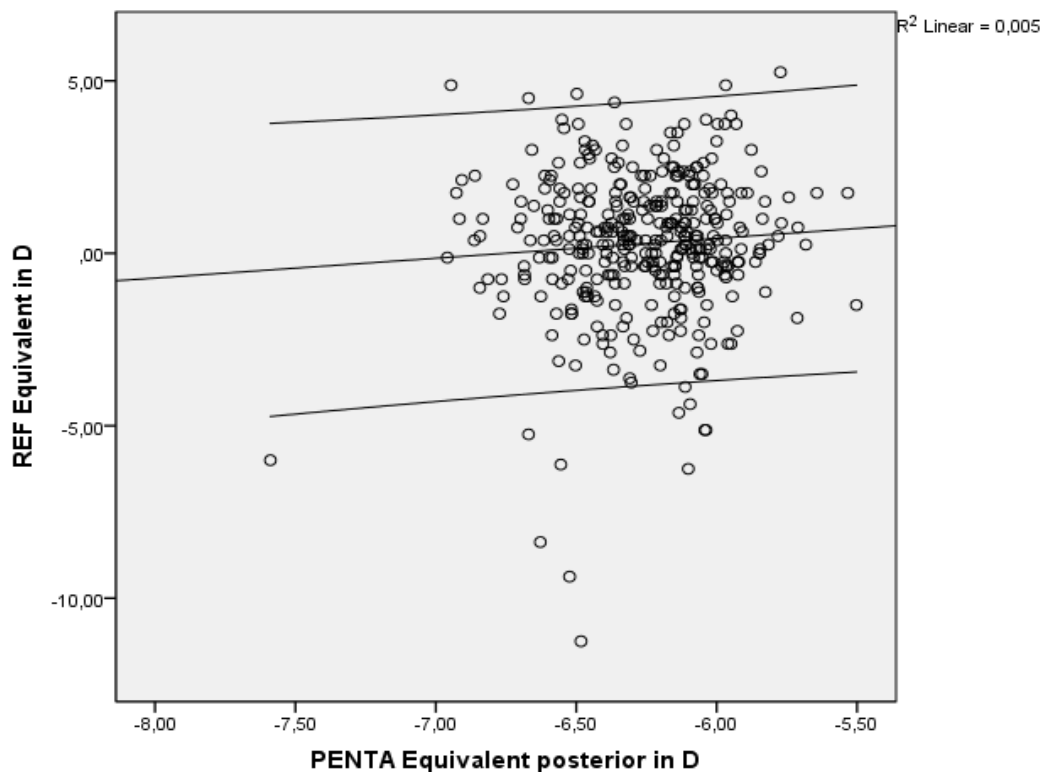


Abbildung 22: Scatterplot zwischen der Äquivalent Brechkraft der Rückfläche (PENTA Equivalent posterior) mit der Pentacam und dem sphärischen Äquivalent (REF Equivalent) mit dem Refraktometer. Das Regressionsäquivalent  $R^2$  für den Zusammenhang zwischen den beiden Variablen beträgt 0,005 (0,5 %) und zeigt kein linearer Zusammenhang.

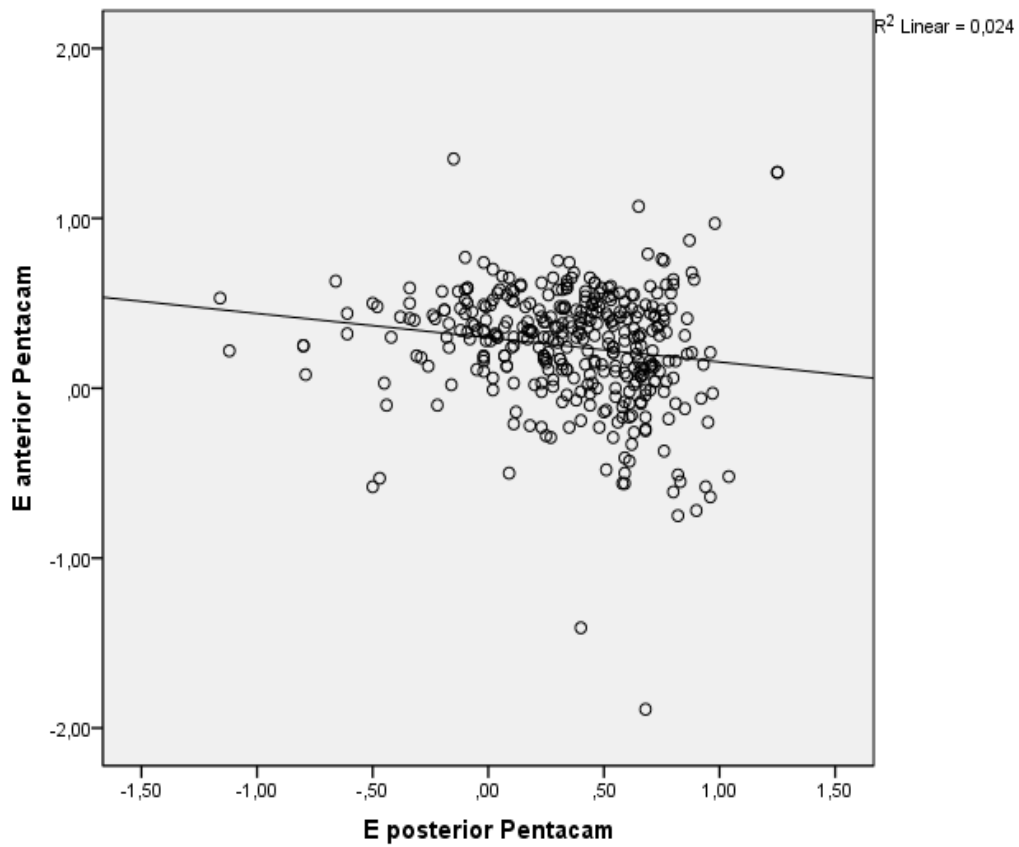


Abbildung 23: Scatterplot der Exzentrizität der Vorder- und Rückfläche mit der Pentacam.

$R^2$  für den Zusammenhang zwischen der Exzentrizität der Vorder- und Rückfläche mit der Pentacam (Abbildung 23) beträgt 0,024 (2,4%). Zwischen den beiden Variablen Exzentrizität anterior und Exzentrizität posterior besteht kein linearer Zusammenhang.



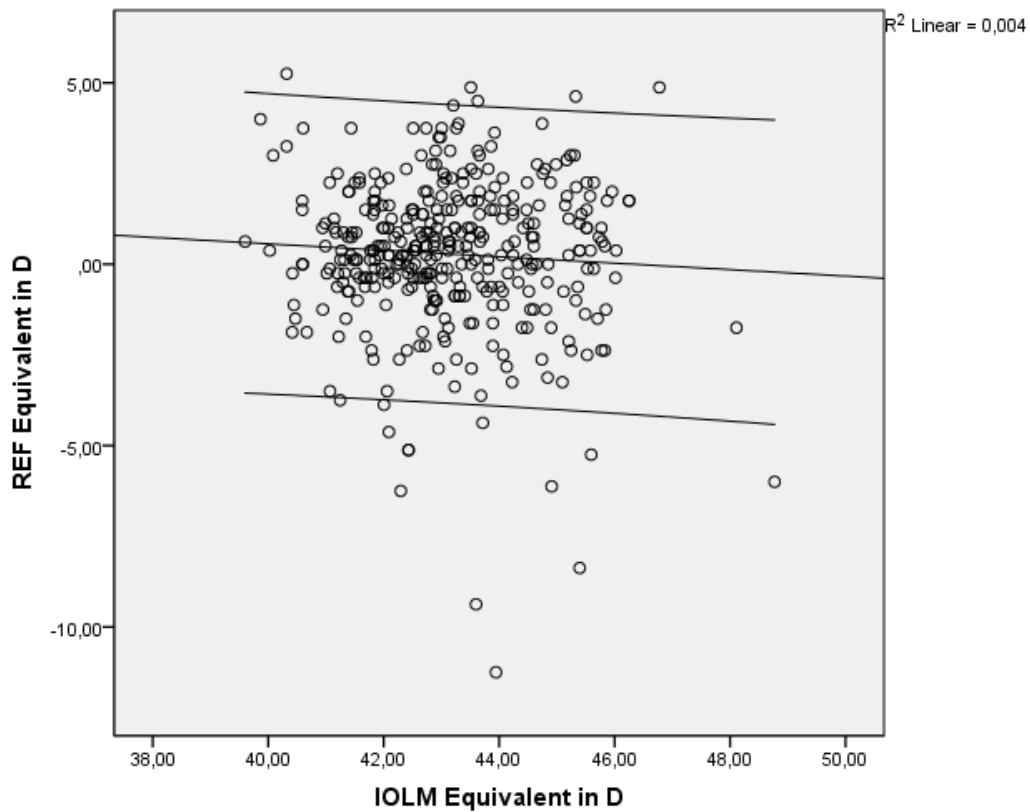


Abbildung 24: Scatterplot des sphärischen Äquivalentes (REF Equivalent) von der subjektiven Refraktion und der Äquivalent Brechkraft (IOLM Equivalent) vom IOL-Master.

Der Wert  $R^2$  liegt für die beiden Variablen sphärische Äquivalente (SÄ) von der subjektiven Refraktion und Äquivalent Brechkraft vom IOL-Master bei 0,004 bzw. 0,4%. Dies bedeutet, dass kein linearer Zusammenhang zwischen beiden Größen besteht.

## VII. Diskussion

In dieser Studie wurde ein ausführlicher Vergleich zwischen Pentacam und IOL-Master durchgeführt. Die Werte der Vorderflächenkrümmung der Hornhaut, des Astigmatismus und der Vorderkammertiefe wurden intraindividuell verglichen, um eine Aussage treffen zu können, inwiefern die Geräte vergleichbare Werte liefern. Zusätzlich wurde die Reliabilität der Pentacam durch 5-fache Wiederholung einer Messung überprüft. Untersucht wurde auch der Zusammenhang zwischen der Hornhautkrümmung (Astigmatismus) von Vorder- und Rückfläche mit Relevanz für die Berechnung von torischen Intraokularlinsen.

Für den Vergleich der beiden Geräte wurden die wichtigsten Parameter für die Biometrie und die refraktive Chirurgie erhoben. Zum einen wurden die Achslänge und die Vorderkammertiefe (VKT) gemessen, zum anderen die Keratometerwerte und die Hornhautdicke. Ohne Bestimmung der Keratometerwerte und der Achslänge kann die Stärke der künstlichen Linse für eine Katarakt Operation nicht berechnet werden. Die VKT spielt eine wichtige Rolle in der refraktiven Chirurgie, da eine flache Vorderkammer zu einer Schädigung des Endothels bei Implantation einer phaken IOL führen kann. Auch für die Diagnosestellung sowie für den Verlauf eines Winkelblockglaukoms (grüner Star) spielt die VKT eine wichtige Rolle. Meine Messungen ergaben für die Keratometriewerte mit der Pentacam höhere Werte als mit dem IOL-Master. Der Unterschied für die Messungen zwischen den beiden Geräten ist jedoch statistisch nicht signifikant. Die Brechkräfte für den flachen und steilen Meridian der Vorderfläche der Hornhaut ergaben mit der Pentacam  $48,68 \text{ dpt} \pm 2,3$  (Werte von 41,64 bis 65,51 dpt, Median bei 48,45 dpt) und  $49,31 \text{ dpt} \pm 2,57$  (Werte von 37,83 bis 68,24 dpt, Median bei 48,95 dpt). Die Werte der Messung mit dem IOL-Master lagen für den flachen Meridian bei  $42,65 \text{ dpt} \pm 1,45$  (Werte von 39,2 bis 47,91 dpt, Median bei 42,61 dpt) und den steilen Meridian bei  $43,63 \text{ dpt} \pm 1,61$  (Werte von 40 bis 49,63 dpt, Median bei 43,50 dpt). Die Korrelationen nach Pearson (R) für den flachen Meridian zwischen IOL-Master (R1) und Pentacam (K1) waren auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant ( $R = 0,88$  zwischen R1 vom IOL-Master, K1 der HH-Vorderfläche mit der Pentacam und  $R = 0,66$  zwischen R1 und K1 der HH-Rückfläche). Zwischen K1 von der Vorder- und Rückfläche mit der Pentacam war die Korrelation statistisch signifikant ( $R = 0,69$ ). Für den steilen Meridian waren auch die Korrelationen zwischen IOL-Master (R2) und Pentacam (K2) auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signi-

signifikant. Zwischen R2 vom IOL-Master und K2 von der HH-Vorderfläche betrug der Korrelationskoeffizient  $R = 0,83$  sowie  $0,55$  zwischen R2 und K2 von der HH-Rückfläche. Zwischen K2 von der Vorder- und Rückfläche mit der Pentacam war die Korrelation ebenfalls signifikant ( $R = 0,48$ ). Die Mittelwerte für den flachen Meridian (R1 mit dem IOL-Master und K1 mit der Pentacam) und den steilen Meridian (R2 mit dem IOL-Master und K2 mit der Pentacam), die Mirjam et al. nach der Analyse von 82 Augen gemessen haben, lagen mit der IOL-Master Analyse bei  $7,87 \pm 0,34$  mm (R1) und bei  $7,67 \pm 0,32$  mm (R2). Mit der Pentacam lagen die Mittelwerte etwas höher (K1:  $7,9 \pm 0,35$  mm und K2:  $7,69 \pm 0,34$  mm). Mit Hilfe des t-Tests wurde gezeigt, dass die Werte für den flachen Meridian durchschnittlich bei der Pentacam höher waren im Vergleich zum IOL-Master. Das 95% Konfidenzintervall lag zwischen  $-0,25$  und  $+0,18$  mm ( $0,58$  dpt). Die statistische Differenz für den steilen Meridian war nicht signifikant ( $p = 0,40$ ), das 95% Konfidenzintervall lag zwischen  $-0,25$  und  $0,23$  mm ( $0,67$  dpt) (Mirjam et al. 2007).

Die VKT-Messung wurde an 365 Augen mit der Pentacam und dem IOL-Master durchgeführt. Die Ergebnisse zeigten hierbei mit der Pentacam einen Mittelwert von  $2,72 \pm 0,43$  mm und mit dem IOL-Master von  $3,12 \pm 0,43$  mm. Die Werte waren mit dem IOL-Master höher, der Unterschied zwischen den Messungen von Pentacam und IOL-Master war statistisch signifikant. Dies erklärt sich dadurch, dass die Pentacam von Hornhaurückfläche bis zur Linsenvorderfläche (interne VKT) misst (je nach Einstellung), der IOL-Master von der Hornhautvorderfläche bis zur Linsenvorderfläche (externe VKT), also die gesamte Hornhautdicke mitbestimmt.

Die externe VKT-Messung mit der Pentacam zeigte einen Mittelwert von  $3,27 \pm 0,43$  mm. Die Differenz von  $0,4$  mm zwischen VKT vom IOL-Master und Pentacam ist statistisch signifikant ( $p < 0,001$ ). Die Korrelationen nach Pearson für die VKT waren zwischen IOL-Master und Pentacam auf dem Niveau von  $0,01$  signifikant ( $R = 0,86$ , die 2-seitige Signifikanz war  $0,00$ ). Die Korrelationen zwischen VKT und externe VKT-Messung mit der Pentacam ( $R = 0,99$ , die 2-seitige Signifikanz war  $0,00$ ), sowie zwischen externe VKT mit der Pentacam und VKT mit dem IOL-Master ( $R = 0,85$ , die 2-seitige Signifikanz war  $0,00$ ) waren auch auf dem Niveau von  $0,01$  signifikant. Unterschiedliche Pupillenweiten bei den verschiedenen Messungen hatten keinen signifikanten Effekt auf die VKT. Die Mittelwerte für die Pupillenweite lagen bei  $4,61 \pm 1,74$  mm und die Pupillenweiten lagen zwischen  $0,98$  und  $8,13$  mm. Dieser Unterschied von fast  $7$  mm hatte keinen großen Einfluss auf die VKT-Bestimmung, wo das Spektrum viel kleiner war (von  $1,39$  bis  $4,24$  mm). Es gab auch keinen Zusammen-

hang zwischen dem großen Refraktionsspektrum der Probanden (von -9,75 dpt bis 6 dpt) und der VKT. Die Keratometerwert-Abweichungen zwischen IOL-Master und Pentacam sind, wie andere Studien gezeigt haben, ähnlich wie die Differenzen zwischen IOL-Master und anderen Keratometern. Beispielsweise bei dem Javal-Schiotz Keratometer war der Unterschied zwischen den gemessenen Hornhautradien 0,03 mm (Santodomingo et al. 2002). Die VKT-Abweichungen zwischen IOL-Master und Pentacam sind auch vergleichbar mit den Abweichungen von IOL-Master und Ultraschall, bei denen der VKT-Unterschied im Mittel bei 0,15 mm lag (Lam et al. 2001). Durch die prospektive Studie im Assaf Harofeh Medical Center wurden 22 Augen von 11 gesunden Probanden untersucht und die statistische Signifikanz der Unterschiede zwischen Pentacam und IOL Master für jeden Parameter mit dem F-Test ausgewertet. Der Tukey-Test wurde für multiple Vergleiche verwendet. Ein Niveau von  $p < 0,05$  wurde als statistisch signifikant eingestuft. Die Korrelation zwischen den Geräten wurde mit dem Korrelationskoeffizient nach Pearson ausgewertet. Die Methode von Bland und Altman wurde angewendet, damit die verschiedenen Messungen der Geräte mit Hilfe graphischer Darstellung der Mittelwerte verglichen werden konnten (Bland 1986). Mit dieser Methode sind das 95% Konfidenzintervall sowie die mittlere Differenz messbar.

Auffarth et al. (2002) haben gezeigt, dass die Akkommodation, insbesondere bei jungen Menschen, die gemessenen VKT-Werte beeinflussen kann. Haigis et al. haben einen Unterschied von 0,34 mm in der VKT bei jungen phaken Probanden gemessen, bei denen eine Akkommodation von ca. 4 dpt während der VKT-Messung stattfand. Die Differenzen zwischen Pentacam und IOL-Master sind für die VKT sowie für die Hornhautradienbestimmung statistisch nicht signifikant (Mirjam S 2007). Canan et al. (2009) haben die VKT mittels IOL-Master und Pentacam untersucht. Sie haben eine Summe von 42 emmetropen und myopen Augen gemessen. Das Refraktionsspektrum der zu untersuchenden Augen lag zwischen 0,0 und ca. -15 dpt und der Mittelwert des sphärischen Äquivalentes war  $-4,69 \pm 4,61$  dpt. Die Patienten waren insgesamt in 6 verschiedene Gruppen je nach Refraktionsstatus eingeteilt (Gruppe 1: Emmetrope, Gruppe 2: bis 1 dpt Myopie, Gruppe 3: -1 bis -3 dpt, Gruppe 4: -3 bis -5 dpt, Gruppe 5: -5 bis -10 dpt und Gruppe 6 von -10 bis zu -14,88 dpt). Die VKT-Messungen mit dem IOL-Master waren durchschnittlich 0,11 mm niedriger als mit der Pentacam ( $p < 0,001$ ). Trotzdem waren die Ergebnisse unabhängig vom Refraktionsstatus. Der refraktive Status des Auges spielt offensichtlich keine wesentliche Rolle für die VKT. Bei hoch myopen Augen wird die AL größer, die VKT ist aber nur minimal beein-

flusst (Vetrugno 2000). Auch bei sehr langen Augen mit myopia magna, bei der myopische Dehnungsherde sowie ein staphylom posticum (Ausbuchtung des Auges nach hinten) nachweisbar sind, wird die VKT nicht wesentlich geändert. Vetrugno et al. zeigten, dass die Vorderkammer bei emmetropen Augen durchschnittlich nur 0,1 mm kürzer ist, als bei myopen Augen. Bei Zunahme der Kurzsichtigkeit ist die VKT nicht signifikant größer geworden. Es zeigte sich keine statistisch signifikante Differenz zwischen den Ergebnissen des IOL-Master und der Pentacam bei emmetropen, leicht oder hoch myopen Augen. Eine genaue VKT-Messung ist sehr wichtig, damit vor der Katarakt Operation die postoperative Positionierung der IOL mit großer Wahrscheinlichkeit korrekt bestimmt werden kann. Die sogenannte effektive Linsenposition (ELP) ist direkt mit dem refraktiven Status verbunden, da eine falsche IOL-Position einen Refraktionsfehler verursachen kann (z.B. Myopisierung) und somit zur Unzufriedenheit des Patienten führt. Olsen et al. (1992) haben gezeigt, dass eine nicht erfolgreiche ELP-Bestimmung die Ursache für 20-40 % aller refraktiven Prognosefehler ist. Die genaue präoperative VKT-Messung ist aber nicht nur für die IOL-Stärke und die ELP Berechnung wichtig, sondern auch für die Minimierung einer intraoperativen Endothelzellschädigung (Barett et al. 1998). Je flacher die Vorderkammer ist, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit einer Endothelschädigung. Bei jungen Patienten zeigt uns eine postoperative VKT-Bestimmung wie stark diese Patienten akkommodieren können und wie stark sich das Vorderkammervolumen ändert, wenn während der Akkommodation die IOL-Position nicht stabil bleibt (Langenbacher et al. 2003). Im Gegensatz zu den myopen Patienten zeigten die Hyperopen nicht nur eine niedrigere Achsenlänge im Vergleich zu den Emmetropen, sondern auch eine flachere Vorderkammer.

Das Refraktionsspektrum der getesteten Probanden in dieser Arbeit zeigte mit dem Refraktometer einen Mittelwert des Astigmatismus von  $-0,96 \pm 0,86$  dpt. Mit dem IOL-Master war der Mittelwert für den Astigmatismus  $-0,98 \pm 0,77$  dpt und mit der Pentacam der Astigmatismus der Vorderfläche  $-0,09 \pm 0,25$  dpt und der Astigmatismus der Rückfläche  $-0,26 \pm 0,26$  dpt. Die Korrelationen nach Pearson für den Astigmatismus waren signifikant auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) zwischen Refraktometer und IOL-Master (-0,55), zwischen IOL-Master und Astigmatismus der Vorderfläche mit der Pentacam (0,17), sowie zwischen Astigmatismus der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut mit der Pentacam (-0,43). Die Korrelation zwischen Refraktometer und Astigmatismus der Vorderfläche mit der Pentacam (-0,11) ist auf dem Niveau von 0,01 signifikant. Die 2-seitige Signifikanz zwischen Refraktometer und

IOL-Master war 0,00, zwischen IOL-Master und Astigmatismus der Vorderfläche mit der Pentacam 0,001, zwischen IOL-Master und Astigmatismus der Rückfläche mit der Pentacam 0,92 und zwischen Astigmatismus der Vorder- und der Rückfläche mit der Pentacam 0,00. Die Signifikanz zwischen Refraktometer und Astigmatismus der Vorderfläche mit der Pentacam war 0,3 und zwischen Refraktometer und Astigmatismus der Rückfläche mit der Pentacam 0,67.

Der Mittelwert für das sphärische Äquivalent lag bei  $0,28 \pm 2,1$  dpt mit dem Refraktometer. Das sphärische Äquivalent der Keratometrie lag bei  $43,14 \pm 1,5$  dpt mit dem IOL-Master.  $48,99 \pm 2,27$  war die Äquivalentbrechkraft für die Vorderfläche und  $-6,39 \pm 0,33$  dpt für die Rückfläche der Hornhaut mit der Pentacam. Der Unterschied zwischen Pentacam und IOL-Master ist statistisch signifikant. Die Korrelationen für das SÄQ zwischen IOL-Master und Pentacam waren signifikant auf dem Niveau von 0,01 ( $R = 0,93$  zwischen IOL-Master und Äquivalentbrechkraft der Vorderfläche,  $R = 0,69$  zwischen IOL-Master und Äquivalentbrechkraft der Rückfläche mit der Pentacam). Zwischen Vorder- und Rückfläche war die Korrelation mit der Pentacam auch signifikant ( $R = 0,61$ ). Die 2-seitige Signifikanz zwischen Refraktometer und IOL-Master war 0,23, zwischen IOL-Master und Äquivalentbrechkraft der Vorderfläche mit der Pentacam 0,00, zwischen IOL-Master und Äquivalentbrechkraft der Rückfläche mit der Pentacam 0,00 und zwischen Äquivalentbrechkraft der Vorder- und Rückfläche mit der Pentacam 0,00. Die Signifikanz zwischen Refraktometer und Äquivalentbrechkraft der Vorderfläche mit der Pentacam war 0,39 und zwischen Refraktometer und Äquivalentbrechkraft der Rückfläche mit der Pentacam 0,16. Der mittlere Unterschied im Hornhautkrümmungsbereich in der Studie im Assaf Harofeh Medical Center für Pentacam versus IOL-Master lag bei  $-0,47$  dpt. Für die mittlere Differenz der VKT-Messung für die Pentacam und den IOL-Master wurde ein Wert von 0,1 mm ermittelt. Die Messungen der VKT, die mit der Pentacam durchgeführt wurden, unterschieden sich statistisch signifikant von den mit dem IOL-Master gemessenen ( $p < 0,05$ ). Bei der Hornhautkrümmungsmessung zwischen Pentacam und IOL-Master lag das 95% Konfidenzintervall zwischen  $-1,478$  und  $0,54$  dpt. Für die Messungen der VKT zwischen den beiden Geräten lag das 95% Konfidenzintervall zwischen  $-0,17$  und  $0,37$  mm. Diese Diskrepanz ist dadurch erklärbar, dass die hintere Krümmung der Hornhaut sich direkt im Algorithmus der Pentacam befindet, aber vom IOL-Master nicht berücksichtigt wird, da dieser den hinteren Hornhautradius als etwa 88,3% ( $6,8/7,7$  mm) des Hornhautradius der vorderen Fläche abschätzt (nach Gullstrand). Bei dieser Abschätzung des IOL-Masters wird ein Brechungsindex der

Hornhaut von 1,332 zugrunde gelegt (sog. Keratometerindex). Dieser bezieht sich auf die Äquivalentbrechkraft nach Gullstrand.

Die Hornhautdicke wurde mit der Pentacam an 365 Augen gemessen, dabei wurden bei 25 Probanden fünf Messungen durchgeführt. Der Mittelwert lag bei  $553,53 \pm 34,59 \mu\text{m}$ , was dem Normwert entspricht. Das Hornhautdickespektrum zeigte Werte zwischen  $459 \mu\text{m}$  und  $658 \mu\text{m}$ . Die zentrale Hornhautdicke bei 145 gesunden Augen wurde von Reuland et al. (2005) bestimmt. Die mittlere zentrale Hornhautdicke mit Hilfe des IOL-Masters betrug  $532,9 \pm 29,8 \mu\text{m}$  und mit der Pentacam  $546,2 \pm 38,8 \mu\text{m}$ . Die Hornhautdicken in beiden Hauptschnitten der Hornhaut unterschieden sich signifikant voneinander. In der Studie von Miranda et al. (2009) wurde die zentrale Hornhautdicke von 23 Patienten mittels Pentacam zu drei verschiedenen Zeitpunkten gemessen. Es wurden je drei Messungen durch denselben Untersucher durchgeführt. Die drei Messungen der ersten Sitzung fanden innerhalb von einer Minute statt. Die nächsten drei Messungen der zweiten Sitzung sind nach eine Stunde durchgeführt worden und die letzten drei Messungen 1 Woche nach der ersten Sitzung. Der Mittelwert der zentralen HH-Dicke für die erste Sitzung lag bei  $546,13 \pm 5,24 \mu\text{m}$ , für die zweite Sitzung bei  $545,13 \pm 5,49 \mu\text{m}$  und für die Dritte bei  $543,23 \pm 4,96 \mu\text{m}$ . Jede untersuchte Hornhaut wurde im Apex pachymetrisch gemessen (zentrale HH-Dicke) und in fünf verschiedene Zonen eingeteilt. Zwischen den verschiedenen Zonen lag jeweils ein Abstand von 2 mm. (erster Ring bei 2 mm Abstand vom HH-Zentrum und der letzte Ring bei 10 mm Abstand). Alle Messungen sind frühestens zwei Stunden nachdem der Patient aufgestanden ist, durchgeführt worden, da die zentrale Hornhautdicke bei geschlossenen Lidern während des Schlafens zunimmt (Mertz 1980). Die Fähigkeit des Hornhautendothels Wasser aus der Hornhaut herauszupumpen ist bei reduzierter Abdunstung des Tränenfilmes herabgesetzt. Deswegen kann das gesammelte Wasser nicht aus der Hornhaut gepumpt werden und die Hornhaut ist beim Aufstehen etwas ödematös. Die pachymetrischen Ergebnisse zu verschiedenen Zeitpunkten zeigten keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ). Dies war nicht nur im Zentrum sondern auch in der Peripherie der Hornhaut der Fall. Buehren et al. (2001) zeigten, dass der Druck vom Oberlid beim Lidschluss, sowie die Schatten, die von den Wimpern erzeugt werden, für die reduzierte Reliabilität im kranialen Bereich der Hornhaut verantwortlich sein können. Khoramnia et al. (2007) beschrieben, dass die periphere Hornhautdicke durchschnittlich am oberen Teil der Hornhaut größer ist. Nasal ist die Hornhaut relativ dicker als kaudal und temporal ist sie am dünnsten. Ein wichtiger Parameter bei der Messung der Hornhautdicke in der Hornhautperipherie

mit der Pentacam, ist die Wahl des Referenzpunktes. Dieser kann die Reliabilität sowie die Reproduzierbarkeit stark beeinflussen. Das bedeutet, wenn das Pupillenzentrum als Referenzpunkt für die periphere Hornhautdicke gewählt wird, ist die Reliabilität sowie die Reproduzierbarkeit sehr niedrig. Andererseits sind die Ergebnisse sehr zuverlässig und wiederholbar, wenn der Referenzpunkt der Hornhautscheitel ist (Shankar et al. 2008). In dieser Studie wurde mit der Pentacam die Hornhautdicke im Pupillenzentrum, an der dünnsten Stelle und im Apex gemessen. Die gesamte Hornhautfläche, vom Limbus zum Limbus, wurde automatisch in konzentrischen Kreisen (in Schritten von 1,0 mm) gemessen.

Mit der Pentacam wurden bei 25 Probanden fünf Mal hintereinander verschiedene Parameter erhoben. Für den flachen Meridian der Vorderfläche ergab K1:  $7,8 \pm 0,12$  mm (Werte von 7,48 bis 8,54 mm) und für den steilen Meridian der Vorderfläche K2:  $7,65 \pm 0,19$  mm (Werte von 7,21 bis 8,2 mm). Für den flachen Meridian der Rückfläche ergab K1:  $6,65 \pm 0,3$  mm (Werte von 6,12 bis 7,03 mm) und für den steilen Meridian der Rückfläche K2:  $6,3 \pm 0,28$  mm (Werte von 5,65 bis 6,76 mm). Die vordere Exzentrizität lag bei  $0,32 \pm 0,32$  (Werte von -0,41 bis 0,68), die hintere bei  $0,29 \pm 0,66$  (Werte von -0,69 bis 0,91). Die Standardabweichung für alle fünf Messungen lag für die Vorderflächenparameter K1 und K2 bei 0,03 und 0,02. Die Standardabweichung lag für den Rückflächen K1 bei 0,05 und K2 bei 0,04. Für die Exzentrizität der Vorderfläche ergab sich eine Standardabweichung von 0,09 und für die Exzentrizität der Rückfläche eine Standardabweichung von 0,07. Es zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen den gemessenen Parametern mit der Pentacam und dem IOL-Master mit  $R > 0,8$  und  $p < 0,001$ . Im Gegensatz zu diesem nicht statistisch signifikanten Unterschied zeigte der Vergleich zwischen flachem und steilem Meridian der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut mit der Pentacam einen signifikanten Unterschied ( $R < 0,3$ ;  $p > 0,3$ ). Die Korrelation zwischen der vorderen und hinteren Exzentrizität war ebenfalls nicht hoch ( $R < 0,55$ ;  $p < 0,05$ ). Interessant war der Zusammenhang zwischen Probandenalter (13,87-88,34) und der Exzentrizität der Rückfläche ( $R > 0,7$ ;  $p < 0,01$ ). Cronbachs  $\alpha$  war 0,996 für die Vorder- und 0,993 für die Rückfläche des flachen Meridians. Für die Vorderfläche des steilen Meridians war Cronbachs  $\alpha$  0,995 und für die Rückfläche 0,993. Cronbachs  $\alpha$  war für beide Meridiane höher als 0,99 und für die Exzentrizität der Vorderfläche höher als 0,97. Für die Exzentrizität der Rückfläche lag Cronbachs  $\alpha$  bei 0,987. Die mittlere Standardabweichung für die Meridiane der Vorderfläche war größer als  $\pm 0,04$  mm/ $\pm 0,25$  dpt und für die entsprechenden Meridiane der Hinterfläche größer als  $\pm 0,05$ / $\pm 0,045$  dpt.



Obwohl diese Unterschiede statistisch nicht signifikant sind, sind wiederholte Messungen mit der Pentacam sinnvoll, da kleine Messunterschiede unvermeidbar sind. Für alle gemessenen Parameter der Vorder- und Rückfläche mit der Pentacam zeigte Cronbachs  $\alpha$  bei 5 Messungen eine hohe Reliabilität. Die Inter-Item-Korrelationsanalyse zeigte für alle Parameter hoch reproduzierbare Werte. Bei der Auswertung dieser Item-Statistiken waren die Item-Varianzen statistisch nicht signifikant. Eine Ausnahme war die Inter-Item-Korrelationsanalyse des hinteren Äquivalentradius, diese zeigte nicht hoch reproduzierbare Werte (0,96-0,99) aufgrund des geringen Brechungsindexunterschieds an der Hornhautrückfläche. Aufgrund der Schwierigkeit der Bestimmung des Astigmatismus der Rückfläche waren die gemessenen Werte (0,79-0,97) bei der Inter-Item-Korrelationsanalyse der zylindrischen Brechkraft der Rückfläche nicht hoch reproduzierbar. Im Gegensatz dazu waren die entsprechenden Werte von der Vorderfläche (0,89 bis 0,96) hoch reproduzierbar. Für die vordere Exzentrizität zeigte ebenfalls die Inter-Item-Korrelationsanalyse nicht hoch reproduzierbare Werte (0,78-0,95) aufgrund des großen vorderen Hornhautabflachungsspektrums und der Radiendifferenzen der Hornhautvorderfläche. Für die Pupillenbestimmung waren die analysierten Werte (0,81-0,99) nicht hoch reproduzierbar aufgrund der spielenden Pupille während der Messung. Eine mögliche Korrelation zwischen den Refraktionswerten und der VKT bzw. der Achslänge wurde mit dem IOL-Master untersucht. Für VKT und Achslänge waren nur Standardabweichungen im Mikrometerbereich nachweisbar. Für die K-Werte ergaben sich mit dem IOL-Master Standardabweichungen zwischen 0,5 und 0,75 dpt. Die beste Reliabilität fand sich in der 7-mm Zone. Signifikante Unterschiede waren in der 3, 5 und 7 mm Zone zu erheben (überwiegend in der Hyperopie Gruppe, was auf eine geringere Reliabilität hindeutet). Vogel et al. (2001) haben die Reproduzierbarkeit des IOL-Masters getestet. Die drei Parameter VKT, Achslänge (AL) und die Hornhautradien R1 und R2 wurden gemessen. Ein Prüfer hat VKT, AL und R1/R2 je 20 Mal an 10 Augen und 5 verschiedene Prüfer haben die gleichen Parameter je 4 Mal an 10 Augen gemessen. Die Standardabweichung (SD) betrug bei dem einzelnen Beobachter  $\pm 25,6 \mu\text{m}$  für die AL,  $\pm 33,4 \mu\text{m}$  für die VKT und  $\pm 12,9 \mu\text{m}$  für die Hornhautradien. Der Variationskoeffizient war für die drei gemessenen Parameter 0,1%, 0,9% und 0,17%. Bei den 5 verschiedenen Prüfern betrug die SD  $\pm 21,5 \mu\text{m}$  für die AL,  $\pm 29,8 \mu\text{m}$  für die VKT und  $\pm 15,9 \mu\text{m}$  für die R1 und R2. Der Variationskoeffizient war für die AL 0,09%, 0,82% für die VKT und 0,21% für die HH-Radien. Die Reliabilität lag bei 99,9% für die AL, 97,8% für die VKT, 99,8% für R1 und 99,5% für R2. Diese Ergebnisse zeigen eine sehr hohe Zu-

verlässigkeit des Gerätes und bestätigen, wie wichtig die Verwendung der IOL-Master-Messungen vor einer Katarakt Operation ist. Davie et al. (2009) haben die Reliabilität sowie die Reproduzierbarkeit der Pentacam überprüft. 39 Augen mit einem sphärischen Äquivalent Mittelwert von  $-3,28 \pm 2,93$  dpt wurden mit der Pentacam gemessen. Die Keratometriewerte der Vorder- und Rückfläche der Hornhaut sowie der zentralen und peripheren Hornhautkrümmung wurden analysiert. Die Messungen fanden automatisch in sechs verschiedenen Meridianen im Abstand von  $60^\circ$  statt. Die Parameter wurden mit Hilfe des Cronbachs  $\alpha$  und des ICC (inter-class correlation coefficient) statistisch getestet. Für die Keratometriewerte beider Hornhautflächen war die Reliabilität sehr hoch ( $\alpha > 0,9$  und  $ICC > 0,972$ ). Cronbachs  $\alpha$  war für beide Hornhautflächen  $> 0,99$  in der vorliegenden Arbeit. Zusätzlich zeigte sich eine hohe Reliabilität für die Vorderflächenkrümmung ( $\alpha > 0,96$ ,  $ICC > 0,88$ ) im Vergleich zu den Ergebnissen der Rückfläche ( $\alpha > 0,89$ ,  $ICC > 0,74$ ). Die Ergebnisse in dieser Arbeit für die zylindrische Brechkraft der Vorder- und Rückfläche zeigten auch eine hohe Reliabilität, mit einem Cronbachs  $\alpha$  von  $0,98$  für die Vorder- und  $0,98$  für die Rückfläche. Die Analyse der zentralen sowie der sechs peripheren Positionen für beide Hornhautfläche ergaben eine sehr hohe Reliabilität ( $\alpha > 0,995$  und  $ICC > 0,86$  für die Vorderfläche und  $\alpha > 0,950$  und  $ICC > 0,86$  für die Rückfläche). Insgesamt waren die Ergebnisse für die Reliabilität der Hornhautrückfläche niedriger im Vergleich zu der Vorderfläche. Die einzige Ausnahme war die Exzentrizität, wo Cronbachs  $\alpha$  höher für die Rückfläche war (Tabelle 47).

### **Schlussfolgerung:**

Pentacam und IOL-Master sind Analysegeräte, die heutzutage in vielen Bereichen der ophthalmologischen Diagnostik, wie zum Beispiel für die präoperative Berechnung der künstlichen Linse, verwendet werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten eine sehr hohe Zuverlässigkeit für IOL-Master und Pentacam. Die Unterschiede zwischen beiden Geräten für die Vorderkammertiefe- sowie die Hornhautradienbestimmung sind statistisch nicht signifikant. Die Reliabilität der Pentacam, die durch die 5-fache Wiederholung einer Messung überprüft wurde, war für alle Messungen sehr hoch. Meine Ergebnisse zeigten auch, dass die Messung der Hornhautrückfläche mit der Pentacam wichtig für die Berechnung der torischen Linse sind.

## Literaturverzeichnis

1. Asano K, Sasaki K, Sakamoto Y, Fujisawa K, Yamamura T (1995) Evaluation of lens transparency changes through photographed images during a 13 month observation period. *Ophthalm Res* 27 (Suppl 1): 86-93
2. Asli Dinc U, Oncel B, Gorgun E, Alimgil L (2009) Quantitative assessment of anterior chamber volume slit-lamp OCT and Pentacam. *Eur J Ophthalmol* 19: 411-415
3. Auffarth GU, Borkenstein AFM, Ehmer A, Mannsfeld A, Rabsilber TM, Holzer M.P (2008) Scheimpflug- und Topographiesysteme in der ophthalmologischen Diagnostik. *Ophthalmologie* 105: 810-817
4. Auffarth GU, Martin M, Fuchs HA, Rabsilber TM, Becker KA, Schmack I (2002) Validität der Vorderkammertiefenmessung zur Akkomodationsevaluierung nach Implantation einer akkomodativen Intraokularlinse (Modell Humanoptics 1CU) *Ophthalmologie* 99: 815-819
5. Barrett BT, McGraw PV (1998) Clinical assessment of anterior chamber depth. *Ophthalmic Physiol Opt* 18 (Suppl. 2): 32-39
6. Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 307-310
7. Bland JM, Altman DG (1997) Cronbach's alpha. *BMJ* 314: 572
8. Bühren T, Collins MJ, Iskander DR, Davis B, Lingelbach B (2001) The stability of corneal topography in the post blink interval. *Cornea* 20: 826-833
9. Carkeet A, Saw SM, Gazzard G, Tang W, Tan DTH (2004) Repeatability of IOL Master biometry in children. *Optom Vis Sci* 81: 829-834
10. Chen D, Lam AK (2009) Reliability and repeatability of the Pentacam on corneal curvatures. *Clin Exp Optom* 92: 110-118
11. Chen D, Lam AK (2007) Intrasession and intersession repeatability of the Pentacam system on posterior corneal assessment in the normal human eye. *J Cataract Refract Surg* 33: 448-454
12. Cortina JM (1993) What Is Coefficient Alpha? An Examination of Theory and Applications. *Journal of Applied Psychology* 78: 98-104
13. Cronbach LJ (1951) Coefficient alpha and the internal structure of tests. *Psychometrika* 16: 297-334

14. Doors M, Cruysberg LPJ, De Brabander J, Verbakel F, Webers CAB, Nuijts RMMA (2009) Comparison of central corneal thickness and anterior chamber depth measurements using three imaging technologies in normal eyes and after phakic intraocular lens implantation. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 247: 1139-1146
15. Elbaz U, Barkana Y, Gerber Y, Avni I, Zadok D (2007) Comparison of different techniques of anterior chamber depth and keratometric measurements. *Am J Ophthalmol* 143: 48-53
16. Eppig T, Stavridis E, Seitz B, Langenbacher A (2010) Repeatability of anterior and posterior corneal radii and eccentricity measured with the Pentacam system. *ARVO Meeting Abstracts April 11*, 51: 5688
17. Haigis W *Optik und Refraktion*. (1995) In: Kampik A (Hrsg): *Jahrbuch der Augenheilkunde*. Zülrich : Biermann-Verlag 123-140
18. Haigis W, Lege BAM (1999) *Ultraschallbiometrie und optische Biometrie*. In: Kohnen T, Ohrloff C, Wenzel M, eds, 13. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantation und refraktive Chirurgie. Köln, Biermann Verlag, 180-186
19. Heatley CJ, Whitefield LA, Hugkulstone C.E (2002) Effect of pupil dilation on the accuracy of the IOL Master. *J Refract Surg* 28: 1993-1996
20. Holzer MP, Mamusa M, Auffarth GU (2009) Accuracy of a new partial coherence interferometry analyser for biometric measurements. *Br J Ophthalmol* 93: 807-810
21. Kawamorita T, Uozato H, Kamiya K, Bax L, Tsutsui K, Aizawa D, Shimizu K (2009) Repeatability, reproducibility and agreement characteristics of rotating Scheimpflug photography and scanning-slit corneal topography for corneal power measurement. *J Cataract Refract Surg* 35: 127-133
22. Khoramnia R, Rabsilber TM, Auffarth GU (2007) Central and peripheral pachymetry measurements according to age using the Pentacam rotating Scheimpflug camera. *J Refract Surg* 33: 830-836
23. Kielhorn I, Rajan MS, Tesha PM, Bell JA (2003) Clinical assessment of the Zeiss IOL Master. *J Refract Surg* 29: 518-522
24. Klyce SD (2000) Corneal Topography and the new wave. *Cornea* 19: 723-729
25. Kuck H, Makabe R (1985) Vergleichende axiale Biometrie des Auges. *Fortschr Ophthalmol* 82: 91-93

26. Lachenmayr B, Friedburg D, Hartmann E, Buser A (2006) Auge-Brille-Refraktion, Schober Kurs: verstehen, lernen, anwenden. 4. überarbeitete Auflage, Thieme 3.1: 55-56
27. Lackner B, Schmidinger G, Pieh S, Funovics MA, Skorpik C (2005) Repeatability and reproducibility of central corneal thickness measurement with Pentacam, Orbscan and ultrasound. *Optom Vis Sci* 82: 892-899
28. Lackner B, Schmidinger G, Skorpik C (2005) Validity and repeatability of anterior chamber depth measurements with Pentacam and Orbscan. *Optom Vis Sci* 82: 858-861
29. Lam AKC, Chan R, Pang PCK (2001) The repeatability and accuracy of axial length and anterior chamber depth measurements from the IOL Master. *Ophthalm Physiol Opt* 21: 477-483
30. Langenbucher A, Huber S, Nguyen NX, Seitz B, Gusek-Schneider GC, Kuchle M (2000) Measurement of accommodation after implantation of an accommodating posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 29: 677-68
31. Liampa Z, Kynigopoulos M, Pallas G, Gerding H (2010) Comparison of two partial coherence interferometry devices for ocular biometry. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 227: 285-288
32. Mertz GM (1980) Overnight swelling of the living human cornea. *J Am Optom Assoc* 51: 211-214
33. Miranda MA, Radhakrishnan H, O' Donnell C (2009) Repeatability of corneal thickness measured using an oculus Pentacam. *Optom Vis Sci* 86: 266-272
34. Miranda MA, Radhakrishnan H, O' Donnell C (2009) Repeatability of Oculus Pentacam metrics derived from corneal topography. *Cornea* 28: 657-666
35. Naeser K (2001) Popperian falsification of methods of assessing surgically induced astigmatism. *J Cataract Refract Surg* 27: 25-30
36. Nishi Y, Vucic D, Reuland AJ, Limberger IJ, Rabsilber TM, Auffarth GU (2005) Anwendung des Oculus Pentacam Scheimpflug Systems zur Messung der Kataraktdichte. Scharrer A, Reuscher A, Neuhann T: Fortschritte der Ophthalmochirurgie. Ebelsbach, Germany: Diomed Verlag: 81
37. O'Donnell C, Maldonado-Codina C (2005) Agreement and repeatability of central thickness measurement in normal corneas using ultrasound Pachymetry and the Oculus Pentacam. *Cornea* 24: 920-924
38. Olsen T (1989) The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. *Acta Ophthalmol* 67: 141-144

39. Olsen T (1987) Theoretical approach to intraocular lens calculation using Gaussian optics. *J Cataract Refract Surg* 13: 141-145 (b)
40. Olsen T (1992) Sources of error in intraocular lens calculation. *J Refract Surg* 18: 125-129
41. Portney LG, Watkins MP (2000) Reliability. *Applications to Practice. Foundation of Clinical Research* 8: 61-77
42. Prospero Ponce CM, Maia Rocha K, Smith SD, Krueger RR (2009) Central and peripheral corneal thickness measured with optical coherence tomography, Scheimpflug imaging and ultrasound pachymetry in normal, keratoconus-suspect and post-laser in situ keratomileusis eyes. *J Refract Surg* 35: 1055-1062
43. Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA (2002) Partial coherence laser interferometry vs. conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye* 16: 552-556
44. Read SA, Collins MJ, Iskander DR, Davis BA (2009) Corneal topography with Scheimpflug imaging and videokeratography: comparative study of normal eyes. *J Refract Surg* 35: 1072-1081
45. Reuland MS, Reuland AJ, Nishi Y, Auffarth GU (2007) Corneal radii and anterior chamber depth measurements using the IOL Master versus the Pentacam. *J Refract Surg* 23: 368-373
46. Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC (2011) Lens Implant Power Calculation. *J Cataract Refract Surg* 37: 795-798
47. Santodomingo-Rubido J, Mallen EAH, Gilmartin B, Wolffsohn JS (2002) A new non-contact optical device for ocular biometry. *Br J Ophthalmol* 86: 458-462
48. Sasaki K, Sakamoto Y, Shibata T, Emori Y (1990) The multi-purpose camera: A new anterior eye segment analysis system. *Ophthalmic Res* 22 (Suppl 1): 3-8
49. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ (2009) Accuracy of Scheimpflug corneal power measurements for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 35: 1193-1197
50. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ (2009) Agreement between Pentacam and videokeratography in corneal power assessment. *J Refract Surg* 25: 534-538
51. Schachar RA, Levy NS, Bonney RC (1980) Accuracy of intraocular lens powers calculated from A-scan biometry with the Echo-Oculometer. *Ophthalmic Surg* 11: 856-858

52. Schäfer S, Kürzinger G, Spraul CW, Kampmeier J (2005) Vergleichende Ergebnisse der Hornhautbrechkraftbestimmung dreier Messgeräte nach LASIK. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 222: 419-423
53. Shankar H, Taranath D, Santhirathelagan CT, Pesudovs K (2008) Anterior segment biometry with the Pentacam: Comprehensive assessment of repeatability of automated measurements. *J Cataract Refract Surg* 34:103–113
54. Shankar H, Pesudovs K (2008) Reliability of peripheral corneal pachymetry with the oculus Pentacam. *J Cataract Refract Surg* 34: 95-102
55. Shirayama M, Wang L, Weikert MP, Koch DD (2009) Comparison of corneal powers obtained from 4 different devices. *Am J Ophthalmol* 148: 528-535
56. Schmid GF, Papastergiou GI, Nickla DL, et al. (1996) Validation of laser Doppler interferometry measurements in vivo of axial eye length and thickness of fundus layers in chicks. *Curr Eye Res* 15: 691-696
57. Suto C, Chiaki S, Shimamura E, Toshida H, Ichikawa K, Hori S (2007) Influence of the signal-to-noise ratio on the accuracy of the IOL Master measurements. *J Cataract Refract Surg* 33: 2062-2066
58. Swartz T, Marten L, Wang M (2007) Measuring the cornea: the latest developments in corneal topography. *Curr Opin Ophthalmol* 18: 325-333
59. Ucakhan ÖÖ, Gesoglu P, Özkan M, Kanpolat A (2008) Corneal elevation and thickness in relation to the refractive status measured with the Pentacam Scheimpflug System. *J Refract Surg* 34: 1900-1905
60. Utine CA, Altin F, Cakir H, Perente I (2009) Comparison of anterior chamber depth measurements taken with the Pentacam, Orbscan II/z and IOL Master in myopic and emmetropic eyes. *Acta Ophthalmol* 87: 386-391
61. Yazici AT, Bozkurt E, Alagoz C, Alagoz N, Pekel G, Kaya V, Yilmaz OF (2010) Central corneal thickness, anterior chamber depth and pupil diameter measurements using Vicante OCT, Orbscan and Pentacam. *J Refract Surg* 26: 127-133
62. Vertugno M, Cardascia N, Cardia L (2000) Anterior chamber depth measured by two methods in myopic and hyperopic phakic IOL implant. *Br J Ophthalmol* 84: 1113-1116
63. Vogel A, Dick B, Krummenauer F (2001) Reproducibility of optical biometry using partial coherence interferometry. Intraobserver and interobserver reliability. *J Cataract Refract Surg* 27: 1961-1968

## **Veröffentlichungen:**

### **2003**

Fosteris E, Margaritis I, Stavridis E.

Eileiterschwangerschaft und Methoden in der modernen Gynäkologie (Artikel auf griechisch)

Iatrika Nea. 2003; 5: 23-25

### **2010**

Walter HS, Gatziooufas Z, El-Husseiny M, Stavridis E, Seitz B.

Does intravitreal injection of ranibizumab increase the risk for macular hole formation and Author's reply. Eur J Ophthalmol. 2010 Nov 18, pii: 27797B04-3E89-4931-A42A-C1ACB3879EDE. [Epub ahead of print]

ARVO Meeting Abstracts April 11, 2010 51: 5688

Eppig T, Stavridis E, Seitz B, Langenbacher A.

Repeatability of anterior and posterior corneal radii and eccentricity measured with the Pentacam system.



# Lebenslauf

## Persönliche Daten:

Name	Stavridis
Vorname	Evangelos
Geburtstag	01.08.1978
Geburtsort	Athen, Griechenland
Nationalität	Griechisch

## Ausbildung:

1984-1990	Deutsche Schule Athen
1996	Abschluss der zwölfjährigen allgemeinen Schulausbildung
1997-2004	Studium der Medizin an der Medizinischen Universität von Athen

## Praktische Erfahrungen:

09/2004-05/2005	Allgemeinarzt im Allgemeinen Krankenhaus auf Rhodos (Andreas Papandreou)
05/2005-05/2006	Allgemeinarzt im Gesundheitszentrum auf Karpathos
05/2006-05/2007	Militärdienst als Militärarzt
05/2007-09/2007	Assistenzarzt für Chirurgie im Allgemeinen Kinderkrankenhaus von Athen (Paidwn Aglaia Kiriakou)
02/2008-05/2009	Assistenzarzt an der Universitätsklinik für Augenheilkunde und Optometrie in Innsbruck
Seit 06/2009	Assistenzarzt in der Klinik für Augenheilkunde des Universitätsklinikum des Saarlandes in Homburg/Saar

## Danksagung

Für die uneingeschränkte sowie großzügige Unterstützung, die nicht nur das Bereitstellen von Untersuchungseinheiten und Untersuchungsgeräten in der Klinik beinhaltete, sondern auch für die Hilfe mit aktueller Literatur, Artikeln und Publikationen, die gute Anregungen für die Arbeit darstellen, bedanke ich mich bei dem Direktor der Klinik, Herrn Universitätsprofessor Dr. med. B. Seitz (FEBO).

Zusätzlich möchte ich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. A. Langenbacher für die Unterstützung in der Ausarbeitung des Konzeptes der Arbeit, sowie für die statistische Analyse von den gemessenen Daten bedanken. Ebenso dafür, dass er immer und sofort bei Problemen Zeit zur Klärung fand, sowie für die geduldige Unterstützung bei dem Schreiben der Arbeit.

Besonderen Dank gilt auch dem Betreuer meiner Arbeit, Herrn Dr. T. Eppig für die Korrekturen meiner Arbeit sowie für die immer aufmunternden und motivierenden Worte in schwierigen Phasen des Projektes.

Für die Durchführung der Untersuchungen bei den Geräten in der Hochschulambulanz der Augenklinik in Homburg/Saar bedanke ich mich bei allen Schwestern, sowie bei der Fotografin der Klinik, Frau Jost.