

Aus der Augenklinik und Poliklinik  
der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. F. Grehn

Zentrale und periphere Laserinterferenzpachymetrie zur  
Bestimmung des hinteren Krümmungsradius der Hornhaut

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg  
vorgelegt von  
Gerolf Strugalla  
aus Suhr

Würzburg, November 2007

Referent: Priv.- Doz. Dr. rer. nat. Wolfgang Haigis

Koreferent: Prof. Dr. med. Gerd Geerling

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 30.10.2008

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen lieben  
Eltern

## Inhaltsverzeichnis:

1. Einleitung	1- 6
1.1 Grundlagen und Anatomie der Cornea	3- 4
1.2 Brechkraft der Hornhaut	5- 6
2. Material und Methoden	7-20
2.1 Biometrische und pachymetrische Untersuchungsmethoden	7-11
2.1.1 IOLMaster	7- 8
2.1.2 Oculus Keratograph	8- 9
2.1.3 Orbscan II	9-10
2.1.4 ACMaster	10-11
2.2 Probanden	11-12
2.3 Datenerhebung und Auswertung	13-14
2.4 Hornhautdicke (Pachymetrie)	14
2.5 Kreisfit	15-16
2.6 Ellipsenfit	17-20
3. Ergebnisse	21-48
3.1 Hornhautdicke (Pachymetrie)	21-32
3.2 Typische Messprotokolle ACMaster und Orbscan II	21-23
3.3 Vorderer Hornhautradius	33-40
3.4 Hinterer Hornhautradius	41-48
3.5 Radian - Verhältnis	49
4. Diskussion	50-56
5. Zusammenfassung	57
6. Literaturverzeichnis	58-62
7. Anhang	

## 1. Einleitung

Das Auge ist in der Prosa - Literatur der Spiegel der Seele, aber für die Natur das Fenster zur Umwelt und damit das wichtigste Sinnesorgan des Menschen.

Mit seinen speziellen zur Refraktion aufeinander abgestimmten Systemen (Cornea, Linse und Glaskörper) funktioniert das Auge wie eine optische Kamera und ist daher nach den optischen Gesetzen zu definieren und zu analysieren. Die der äußeren Umwelt zugewandte, gewölbte Cornea ist das an der Refraktion am stärksten beteiligte Element des menschlichen Auges. Mit etwa 43 von ca. 60 Dioptrien besitzt die Hornhaut einen Großteil der gesamten Brechkraft des Sehorgans [1]. Hieraus leitet sich die Bedeutung der Hornhaut beim Refraktionsprozess und den möglichen Korrekturmaßnahmen zur Wiederherstellung veränderter Sehkraft durch Erkrankungen oder nach operativen Eingriffen ab.

Die wesentlich am scharfen Sehen beteiligten optischen Strukturen sind:

- Die Cornea; sie stellt eine stark, annähernd kugelig (sphärisch) gekrümmte Fläche dar, mit einer anterioren und einer posterioren Seite.
- Die Augenlinse mit ebenfalls z.T. sphärisch gekrümmten Begrenzungsflächen; die Krümmung ist durch die Akkommodation variabel.
- Das Kammerwasser und der Glaskörper; beide bestehen zu 99% aus Wasser.
- Die Pupille; sie dient der Regulation des Lichteinfalls ins Auge.
- Die Retina; auf ihr werden die Objekte abgebildet.

Der technische Fortschritt revolutionierte neue Therapieverfahren und schuf Hoffnungen und Wunschvorstellungen für die zahlreichen Fehlsichtigen, sowohl in Form konservativer moderner Sehhilfen, als auch durch die moderne refraktive Chirurgie, wie Lasik, Lasek, PRK, Femtolasik und Intraokularlinsen (IOL) - Implantationen. Die Voraussetzungen für diesen technischen Fortschritt

basieren auf weiterentwickelten keratometrischen Verfahren und optimierten Untersuchungsverfahren für die präzise Vermessung, Strukturanalyse und Topographie der Cornea.

Vielfältig ist die Literatur über keratometrische Untersuchungen der Hornhaut mit verschiedenen Messverfahren, teilweise nach Prinzipien, deren Grundkonzept im 19. Jahrhundert entstanden ist [2]. Aber es bedarf weiterer Methoden im Analysespektrum, um noch genauere Aussagen für die speziellen Fragen zukünftiger Therapieoptionen treffen zu können.

Im Jahr 2000 wurden in Deutschland 550.000 [3], in Amerika sogar 2,3 Mio. refraktiv - chirurgische Operationen durchgeführt [4]. Bei der Implantation von IOLs ist es von entscheidender Wichtigkeit, die einzelnen Anteile, die an der Gesamtrefraktion beteiligten Elemente zu kennen. Nur dadurch ist eine genaue präoperative Prognose möglich.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der häufig außer Acht gelassenen Beurteilung der posterioren Hornhautkrümmung, die einen nicht vernachlässigbaren Einfluss auf die Gesamtrefraktion der Cornea und damit des Auges darstellt [1]. Durch die differenzierte Analyse der vorderen und hinteren Radien kann im Speziellen die Vorausberechnung der postoperativen Refraktion bei der Implantation von Intraokularlinsen noch präziser erfolgen [5]. Dies gilt insbesondere bei Augen nach refraktiver Hornhautchirurgie, welche Operationen am Auge zusammenfasst, die eine Brille oder Kontaktlinse ersetzen sollen. Nichtsdestotrotz wird die Cornea in zahlreichen keratometrischen Arbeiten und Studien als eine einzige brechende Oberfläche behandelt [20, 21]. Daher wird im Folgenden die möglichst präzise Ermittlung der posterioren Hornhautkrümmung Ziel dieser Arbeit sein.

## 1.1 Grundlagen und Anatomie der Cornea

Die menschliche Hornhaut ähnelt einem Uhrglas und ist aus 5 Schichten aufgebaut (vgl. Abb. 1.1). Von anterior nach posterior finden sich das mehrschichtige, nicht verhornte Plattenepithel von 40-60  $\mu\text{m}$ , welches kontinuierlich in die Bindehaut übergeht [8], die Bowman - Membran von 10-16  $\mu\text{m}$ , das Stroma, die Descemet - Membran von 5-10  $\mu\text{m}$ , und das einschichtige Endothel mit 5  $\mu\text{m}$  Dicke, welches die Cornea vom Kammerwasser abgrenzt. Das Endothel ist nicht regenerationsfähig und besitzt eine Pumpfunktion für die Entquellung der Hornhaut. Die Transparenz der Cornea ist durch den relativ dehydrierten Zustand und die parallele Anordnung der Kollagenlamellen gegeben. Da die Hornhaut eine hochempfindliche optische Struktur ist, hat die Natur sie mit besonderen Schutzfunktionen ausgestattet. Hierzu gehören nicht nur der mechanische Schutz bei Lidschluss, sondern auch die ausgeprägte sensible Innervation, die vom 5. Hirnnerven (N. Trigeminus) durch den N. Ophthalmicus übernommen wird. Im Gegensatz zum Endothel regeneriert das Epithel bei Verletzungen rasch.

Die durchschnittliche Dicke der Cornea beträgt von zentral nach lateral 0,50 – 0,65 mm bei einer Gesamtfläche von 1,2  $\text{cm}^2$  . Der Durchmesser misst vertikal 10,6 mm und horizontal 11,7 mm; bei Frauen liegen diese Werte im Schnitt um 0,1 mm niedriger [7]. Durch diese Differenz im horizontalen und vertikalen Meridian resultiert ein physiologischer Astigmatismus [7].

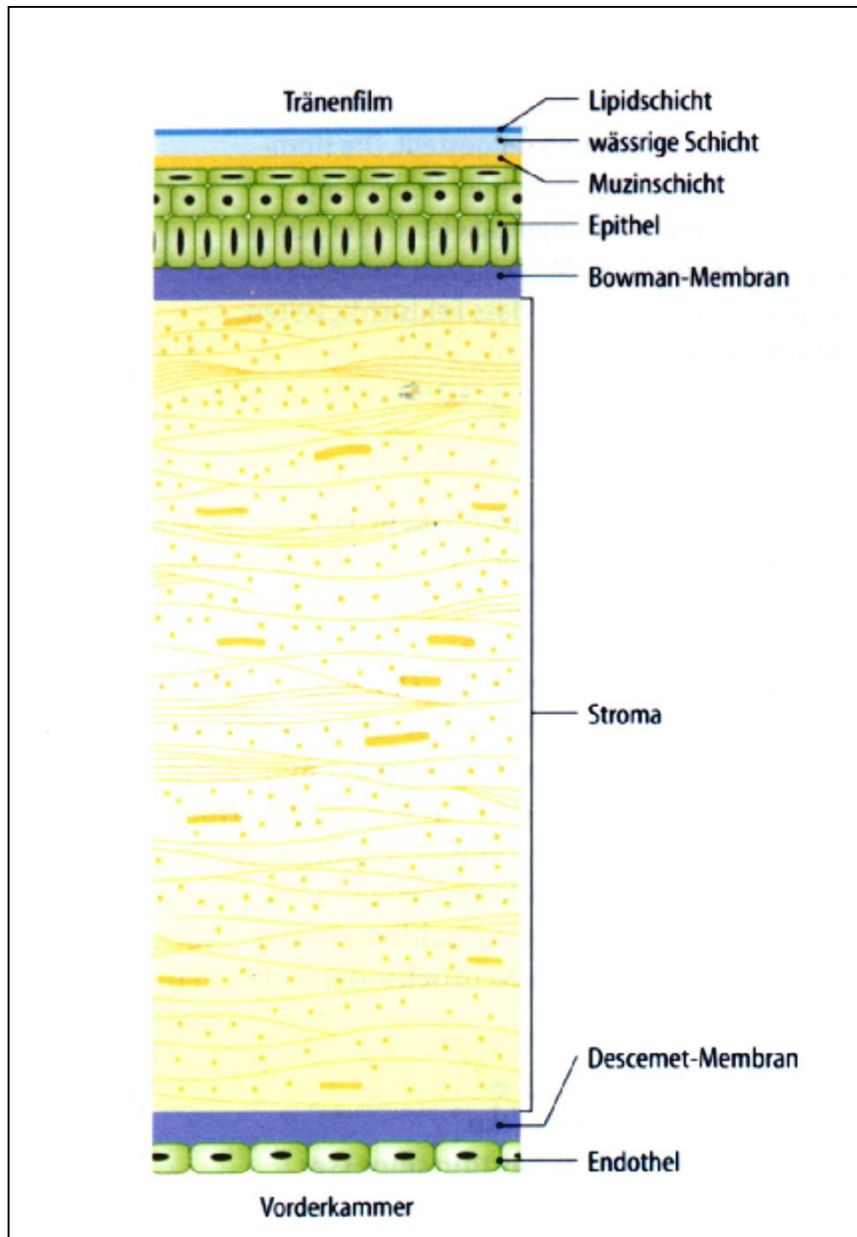


Abbildung 1.1: Darstellung und Aufbau der Cornea im Schnittbild, Grehn [1].



## 1.2 Brechkraft der Hornhaut

Die Gesamtbrechkraft der Hornhaut variiert in der Literatur und wird durchschnittlich mit 43 dpt angegeben [1]. Nach dem exakten schematischen Gullstrandauge [17] und einigen anderen Autoren liegt die Brechkraft bei 43,05 dpt, wobei ein cornealer Brechungsindex von 1,376 zugrunde gelegt wird [16].

Oberflächen werden durch ihre Oberflächenbrechkraft charakterisiert [22]. Die Brechkraft der Cornea setzt sich aus der vorderen und hinteren Flächenbrechkraft zusammen, wie schematisch in Abb. 1.2 dargestellt.

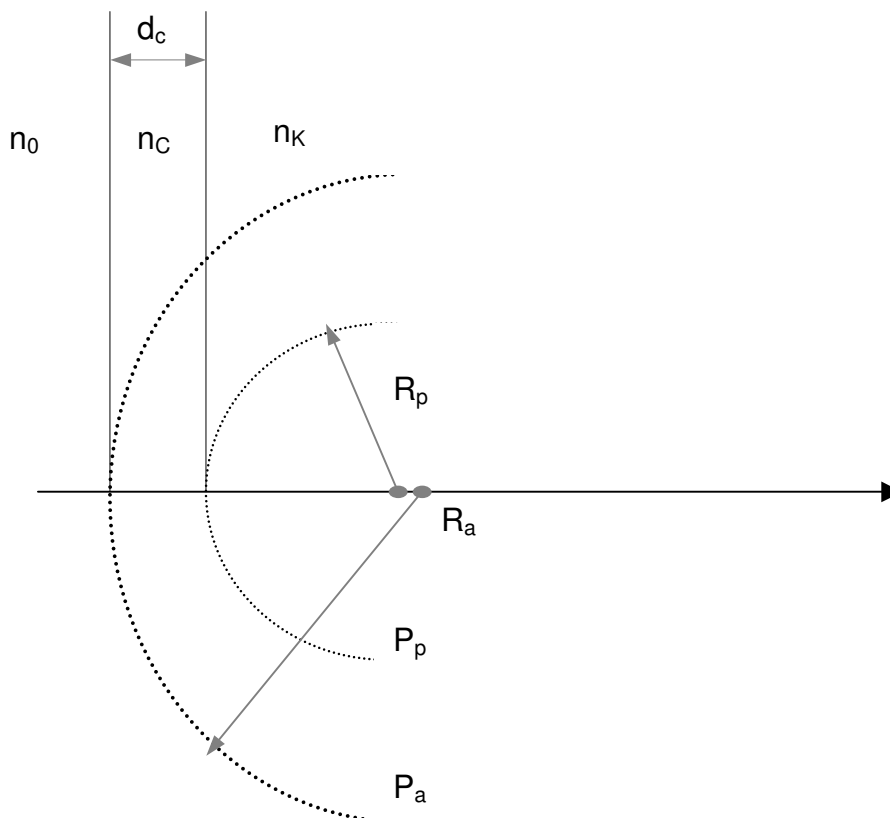


Abbildung 1.2: Im Schema entspricht  $d_c$  der Dicke der Cornea.  $R_a$  und  $R_p$  kennzeichnen den vorderen und hinteren Hornhautradius. (Gullstrandauge:  $d_c = 0,5\text{mm}$ ,  $R_a = 7,7\text{mm}$ ,  $R_p = 6,8\text{mm}$  [25]).

Jeder Fläche lässt sich eine Flächenbrechkraft ( $P_a$  bzw.  $P_p$ ) zuweisen.

$$P_a = \frac{n_c - n_0}{R_a} \text{ bzw. } P_p = \frac{n_k - n_c}{R_p} \quad (1)$$

wobei  $n_c = 1,376$  (Brechungsindex Cornea),  $n_0 = 1,000$  (Brechungsindex Luft) und  $n_k = 1,336$  (Brechungsindex Kammerwasser) ist.

Die Gesamtbrechkraft  $P_{\text{ges}}$  (in Gausscher Optik bei paraxialer Näherung) ergibt sich nach der Gullstrand-Formel:

$$P_{\text{ges}} = P_a + P_p - P_a * P_p * \frac{d_c}{n_c} \quad (2)$$

Wie ersichtlich werden zur Bestimmung der Gesamtbrechkraft Vorder- und Hinterradius der Hornhaut benötigt. In der Praxis wird allerdings nur  $R_a$  gemessen und die Brechkraft durch eine Formel vom Typ:

$$P = \frac{n^* - n_0}{R_a} \quad (3)$$

dargestellt. Nimmt man ein gegebenes Auge, dessen Vorderradius sich zum Hinterradius wie beim Gullstrand - Auge verhält, so kann man zeigen [25], dass durch die Wahl von  $n^* = 1,3315$  die Gesamtbrechkraft und von  $n^* = 1,3375$  die Scheitelbrechkraft angegeben wird. Die refraktive Hornhautchirurgie verändert vorsätzlich das Radienverhältnis  $R_a/R_p$ , so dass eine Berechnung lt. Formel 3. (die gerade das Gullstrand - Verhältnis voraussetzt) notwendigerweise fehlschlägt.

In einem solchen Fall erfolgt die Berechnung lt. Formel 2., für die die explizite Kenntnis von  $R_p$  nötig ist, da die hintere Curvatur einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss (von ca. 12 %) an der Gesamtbrechkraft der Hornhaut besitzt.

## **2. Material und Methoden**

### **2.1 Biometrische und pachymetrische Untersuchungsmethoden**

#### **2.1.1 IOLMaster Firma Carl Zeiss Medine AG**

Der IOLMaster basiert auf dem Prinzip der optischen Biometrie. Diese stellt eine faszinierende Erweiterung der biometrischen Möglichkeiten dar. Sie ist anwenderfreundlich und patientenschonend (keine Lokalanästhesie, keine Infektionsgefahr oder Hornhautläsionen infolge Non - Kontakt, geringe Lichtbelastung) und setzt eine minimale Kooperationsfähigkeit (Fixationsfähigkeit für 0,3 - 0,4 s) des Patienten voraus. Nach Haigis und Lege ist die Präzision der Messung beim IOLMaster vergleichbar mit dem genauesten akustischen Immersions - Meßverfahren [6].

Die technische Basis des IOLMasters beruht auf der interferometrischen Augenvermessung mittels teilkohärentem Licht (optische Biometrie), siehe Abb. 2.1. Kohärenz beschreibt die physikalische Eigenschaft zweier Wellenzüge, an jedem Raumpunkt eine zeitlich konstante oder sich gesetzmäßig ändernde Phasendifferenz zu haben [6] und ist Voraussetzung für Interferenzerscheinungen. Aufgrund dieser Eigenschaft ist eine hochpräzise, kontaktlose Messung der Augenlänge möglich.

Ausschlaggebend für diese Arbeit sind die zentralen Hornhautradien, vertikal sowie horizontal. Für deren Messung werden Bilder von sechs Leuchtdioden unter einem bestimmten Winkel auf die Kornea projiziert. Eine Videokameraeinheit erfasst die Reflexionen der sechs Leuchtdioden. Der Abstand der Punkte zueinander, der von der Hornhautkrümmung abhängig ist, wird ermittelt. Daraus lässt sich der vertikale sowie horizontale vordere Krümmungsradius der Hornhaut ableiten.

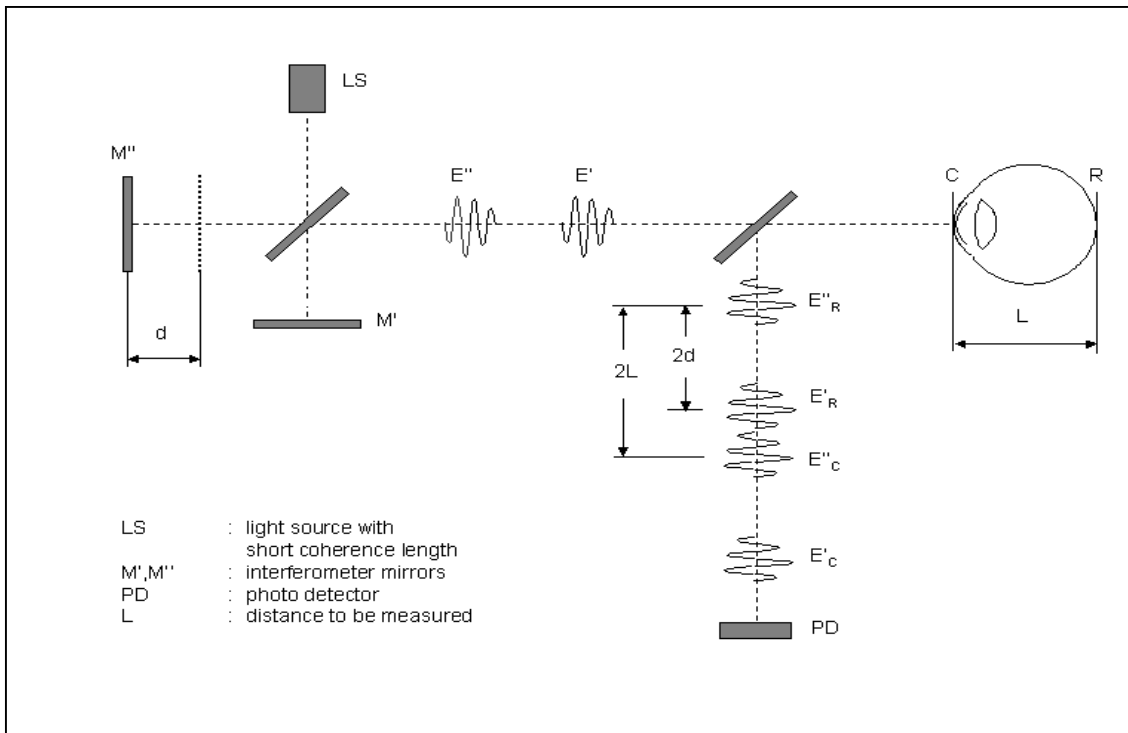


Abbildung 2.1: technischer Aufbau des Zeiss IOLMaster [6].

### 2.1.2 Oculus Keratograph

Der Keratograph von Oculus, siehe Abb. 2.2, ist ein nach dem von A. Placido [2] beschriebenen System arbeitendes, kontaktloses Videokeratometer, das zu prä - und postoperativer Hornhauttopographie etwa im Rahmen von refraktiv chirurgischen Eingriffen wie PRK und Lasik eingesetzt wird. Außerdem findet das Gerät bei der Anpassung von Kontaktlinsen Verwendung. Ein Beleuchtungssystem mit einem speziellen Reflektor beleuchtet von hinten eine mit konzentrischen Kreisen versehene, transparente Kalotte. Das Bild dieser Kalotte wird vom gegenübergestellten Auge des Probanden reflektiert. Dieses virtuelle Bild wird durch ein Präzisionsobjektiv und eine nachgeschaltete CCD Kamera aufgenommen. Alle Verzeichnungen, die durch die abweichenden Krümmungsradien des Probandenauges sichtbar werden, stehen damit für den Messvorgang am PC zur Verfügung, welcher ein topographisches Bild der Cornea entwickelt.



Abbildung 2.2: Oculus Keratograph [38].

### 2.1.3 Orbscan II Bausch & Lomb

Der Orbscan II, siehe Abb. 2.3, ist ein diagnostisches Video-Topographiesystem zur Analyse der Hornhautvorder- und Rückfläche sowie zur Bestimmung der Hornhautdicke (Pachymetrie). Er beruht auf einer Slit – Scanning - Technik (Spaltlicht) und einem weiterentwickeltem Placido – Ring - System. Die optische Einheit arbeitet mit Lichtspaltprojektionen. Die Spaltlichtquellen sind im 45 Grad Winkel zum Auge angeordnet. 20 Spaltlichtprojektionen werden sequenziell jeweils von rechts nach links und von links nach rechts durchgeführt. Danach wird, ähnlich wie beim Topographen von Oculus, ein Placido - Ringbild projiziert und ausgewertet. Dadurch werden Topographie und Geometrie auf der anterioren und posterioren Corneafläche erfasst.



Abbildung 2.3: Bausch & Lomb Orbscan [39].

#### 2.1.4 ACMaster Firma Carl Zeiss Jena GmbH

Der ACMaster, siehe Abb. 2.4, arbeitet wie der IOLMaster kontaktlos mittels optischer Biometrie nach dem PCI Verfahren (partial coherence interferometry, vergl. Haigis u. Lege [6]). Mit ihm ist es auch möglich, segmentweise Messungen (Vorderkammertiefe, Linsendicke) durchzuführen, da entlang der optischen Achse (wie bei der Ultraschall-Pachymetrie) gemessen wird. Die Wellenlänge des benutzten Lasers beträgt 850 nm und ist damit etwas größer als die des IOLMaster mit 780 nm. Während der IOLMaster mit einer Laserdiode arbeitet, ist der ACMaster mit einer Superlumiszenzdiode ausgestattet. Diese liefert Messsignale ohne Nebenmaxima und Artefakte. Es können Messungen der zentralen und peripheren Hornhautdicke, Vorderkammertiefe und der Linsendicke, nicht aber der Hornhautkrümmung durchgeführt werden. Zusätzlich gibt es für nicht - emmetropen Probanden eine individuell einstellbare Fixationsmarke, die zwischen  $-6$  dpt und  $+6$  dpt defokussiert werden kann. Diese Option bietet auch die Möglichkeit, Messungen unter Akkommodationsbedingungen durchzuführen.



Abbildung 2.4: Zeiss ACMaster [40].

## 2.2 Probanden

Alle Probanden durchliefen die Untersuchungsreihen mit dem Oculus Keratographen, dem IOLMaster, dem ACMaster und dem Orbscan II in einer Sitzung von zwei Stunden Dauer, im Zeitraum vom Januar 2004 bis April 2004. Bei 52 Augenpaaren wurden keratometrische und pachymetrische Daten mit den verschiedenen Geräten erfasst. Es handelte sich um 22 (42,3 %) Frauen und 30 (57,7 %) Männer. Das Durchschnittsalter betrug  $28,1 \pm 5,7$  Jahre. Der jüngste Patient war 18 und der älteste 56 Jahre alt. Es wurden myope, hyperope und emmetrope Probanden vermessen. Da eine Meßmethode getestet werden sollte und eine gewisse Wertestreuung gewollt war, wurde die objektive Refraktion nicht aufgenommen. Alle Probanden waren refraktiv - chirurgisch nicht vorbelastet. Die Verteilung der Altersgruppen und Geschlechter kann der Abbildung 2.5 und Tabelle 2.1 entnommen werden.

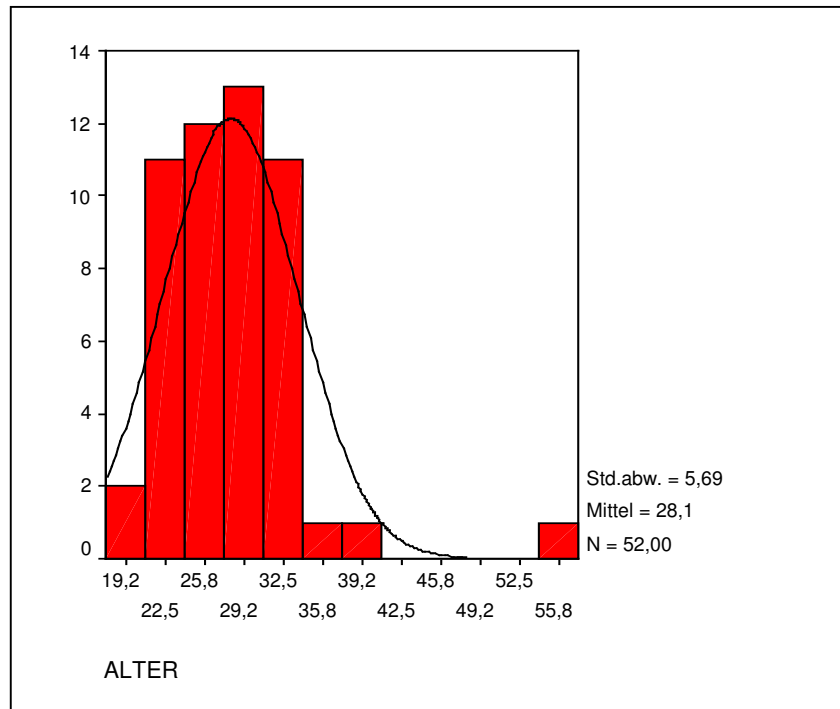


Abbildung 2.5: Altersverteilung mit Normalverteilungskurve der untersuchten Probanden.

Geschlecht	Mittelwert	N	Standardabweichung
männlich	29,9	30	6,2
weiblich	25,6	22	3,7
Insgesamt	28,1	52	5,6

Tabelle 2.1: Geschlechtsverteilung und Alter.



## 2.3 Datenerhebung und Auswertung

Bei allen 104 Probandenaugen wurde der steilste und flachste vordere Hornhautradius mit dem Zeiss IOLMaster und dem Oculus Keratographen gemessen.

Mit dem Orbscan II und dem Zeiss ACMaster wurde die Hornhautdicke zentral und peripher bestimmt (Orbscan II 6mm Ring, AC Master 3 und 6mm Ring), siehe Abbildung 2.6. Zusätzlich ermittelte der Orbscan II noch den mittleren vorderen, gemittelt jeweils aus den steilsten und flachsten Krümmungsradien, und hinteren vertikalen Hornhautradius.

Die pachymetrischen Messungen mit dem ACMaster wurden in die Auswertung aufgenommen, wenn für einen Messpunkt mindestens zehn Messungen mit einer Standardabweichung von unter 3  $\mu\text{m}$  möglich waren. Das traf für die anfänglich gemachten Messungen nur unzureichend zu, was mitunter an der Einarbeitungszeit mit dem Gerät zusammenhängt.

Zwei von Haigis entwickelte PC-Programme, „Kreisfit“ vgl. Abb. 2.5, und „Ellipsenfit“ vgl. Abb. 2.6, ermöglichten nach Eingabe der steilsten und flachsten Krümmungsradien, sowie der zentralen und peripheren Hornhautdicken die Bestimmung des posterioren Hornhautradius, wahlweise in sphärischer oder asphärischer Berechnung.

Die erfassten Daten wurden mit den Programmen EXCEL 2000 (Microsoft) und SPSS 11.5 (SPSS Inc.) weiter verarbeitet und ausgewertet. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden berechnet. Zur Erfassung der Signifikanz der Ergebnisse kam der t-Test mit einem Signifikanzniveau von 5% zur Anwendung ( $p < 0,05$ ). Der t-Test setzt eine Normalverteilung voraus. Dies wurde durch den Kolmogorov - Smirnov Anpassungstest verifiziert.

Die Ergebnisse wurden in Histogrammen, Box-Plots, Streudiagrammen und Bland – Altman - Plots [23] grafisch dargestellt.

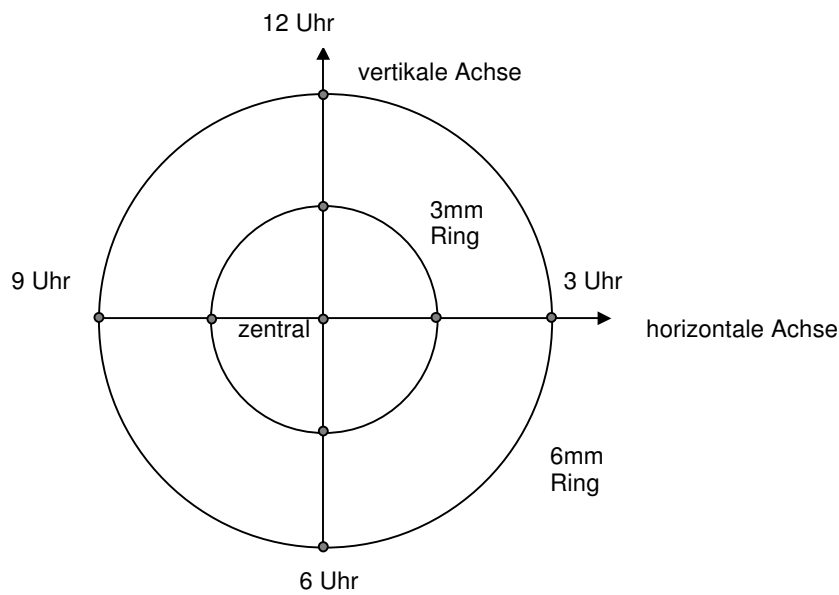


Abbildung 2.6: Ringschema der Messungspunkte mit dem ACMaster.

## 2.4 Hornhautdicke (Pachymetrie)

Bei den Messungen wurde immer die optische Achse des Auges als Bezugspunkt gewählt. Diese wurden beim ACMaster eindeutig über die Reflexbilder der Cornea und beim Orbscan II graphisch über den Reflex der Placidoscheibe und den Reflex des Spaltbildes auf der Hornhaut eingestellt. Es wurden Messungen jeweils zentral und lateral (im Uhrzeigersinn 12, 3, 6, 9 Uhr, 6mm vom Zentrum entfernt) durchgeführt. (Vergleiche Schema 2.6). Zusätzlich wurden mit dem ACMaster Messungen 3 mm parazentral vorgenommen. Dies war bautechnisch beim Orbscan II nicht möglich.

## 2.5 Kreisfit

Das Programm „Kreisfit“, siehe Bedieneroberfläche Abb. 2.8, dient zur Bestimmung des hinteren Hornhautradius  $r_h$  aus den Messwerten, unter der Annahme einer sphärischen Hornhaurückfläche, (vergleiche Abb. 2.7). Die Punkte  $V_1$ ,  $V_2$  und  $V_0$  sind durch die untersuchten 3 oder 6 mm Ringe, vgl. Schema Abb. 2.6, definiert. Bestimmt wurden folgende Daten: der Durchmesser des Mess - Rings  $d$  (vorgegeben: 3 und 6 mm), die zentrale Hornhautdicke  $p_0$  ( $V_0H_0$ ), die periphere Hornhautdicke 1  $p_1$  ( $V_1H_1$ ) und die periphere Hornhautdicke 2  $p_2$  ( $V_2H_2$ ).

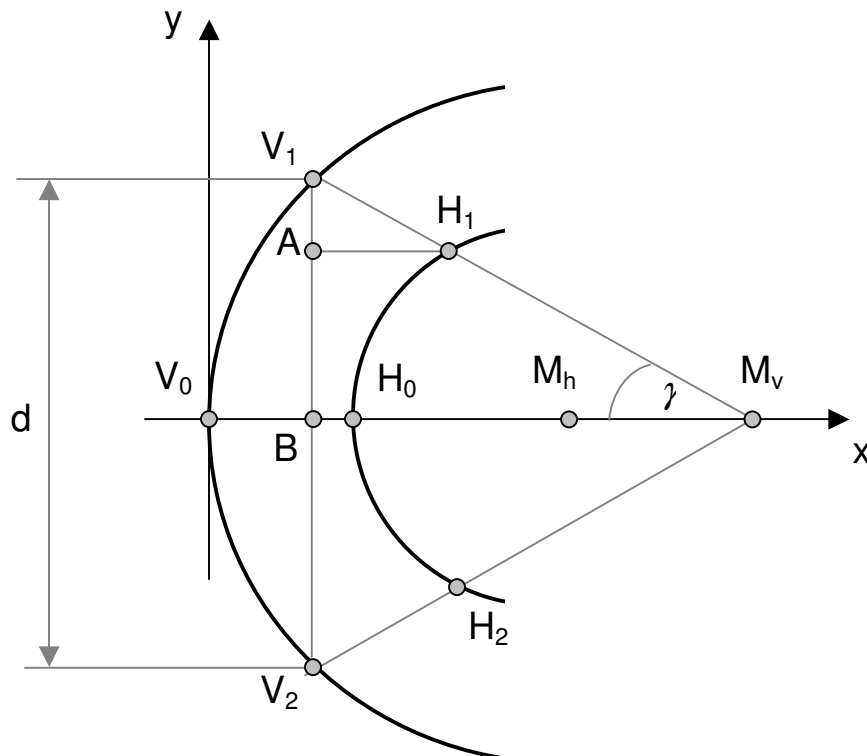


Abb. 2.7:

### Eingabedaten:

$d$  : Durchmesser des Mess-Rings  
 $p_0$  : zentrale HH-Dicke =  $V_0H_0$   
 $p_1$  : periphere HH-Dicke 1 =  $V_1H_1$   
 $p_2$  : periphere HH-Dicke 2 =  $V_2H_2$   
 $R_a$  : vorderer HH-Radius =  $V_1M_v$

### Berechnungsergebnis:

$R_p$  : hinterer HH-Radius =  $H_0M_h$

## Kreisfit Berechnung

Aus der Zeichnung lassen sich die Koordinaten der Punkte  $H_0$ ,  $H_1$  und  $H_2$  wie folgt darstellen.

$$\text{Für } t = \overline{V_0B} = R_a - \sqrt{R_a^2 - \frac{d^2}{4}} \quad \text{und} \quad \gamma = \arcsin\left(\frac{d}{2 * R_a}\right).$$

Damit erhält man die kartesischen Koordinaten  $H_0$ ,  $H_1$  und  $H_2$ , für die gilt:

$$H_0 : (x_0, y_0) \quad x_0 = p_0 \quad y_0 = 0$$

$$H_1 : (x_1, y_1) \quad x_1 = t + p_1 * \cos \gamma \quad y_1 = \frac{d}{2} - p_1 * \sin \gamma$$

$$H_2 : (x_2, y_2) \quad x_2 = t + p_2 * \cos \gamma \quad y_2 = -\frac{d}{2} + p_2 * \sin \gamma$$

Aus den erhaltenen drei Punkten lässt sich ein Kreis mit Mittelpunkt  $M_h$  und dem gesuchten Radius  $r_h$  bestimmen [26].

The screenshot shows the 'Kreisfit' software interface. It is a blue-themed window with a title bar. The interface is divided into two main columns. The left column, under the heading 'HH-Vorderfläche', contains input fields for 'HH-Radius' (value: 7.78) and 'Pachymetry' data: 'zentral p0' (0.550), 'Ring-Durchmesser D' (3.0), 'peripher 1 p1' (0.580), and 'peripher 2 p2' (0.560). The right column, under the heading 'HH-Rückfläche', contains output fields for 'Mittelpunkt M: x,y', 'Radius R', and three coordinate pairs: 'x1, y1', 'x2, y2', and 'x3, y3'. At the bottom, there is a section for 'p1, p2 Mittelwert' with radio buttons for 'nein' and 'ja' (selected), and a 'calc' button.

Abbildung 2.8: Bedieneroberfläche des PC - Programms Kreisfit. Links zu erkennen: Eingabefelder für den vorderen Hornhautradius und die pachymetrischen Daten. Rechts: Ausgabefelder.

## 2.6 Ellipsenfit

Das Programm „Ellipsenfit“, siehe Bedieneroberfläche Abb. 2.11, dient ebenso zur Bestimmung des hinteren Hornhautradius  $r_h$ , allerdings unter der Annahme einer ellipsoiden asphärischen Hornhaurückfläche. Hierfür gilt: Hornhautvorder- und -rückfläche seien durch zwei hintereinanderliegende, um die zentrale Hornhautdicke  $d$  entfernte Rotationsellipsoide mit gemeinsamer Rotationsachse (x-Achse) angenähert, die durch 2 Ellipsen mit folgenden Scheitelgleichungen („Baker’s equation“ im englischen Schrifttum) beschrieben werden können (vgl. Abb.2.9):

$$\begin{aligned}y_a^2 &= 2\rho_a(x+d) + (\varepsilon_a^2 - 1)(x+d)^2 \\y_p^2 &= 2\rho_p x + (\varepsilon_p^2 - 1)x^2\end{aligned}$$

dabei bedeutet:

a, p: anterior, posterior

$\rho_a$  : anteriorer apikaler Krümmungsradius

$\rho_p$  : posteriorer apikaler Krümmungsradius

$\varepsilon_a$  : numerische Exzentrizität der anterioren Hornhautfläche

$\varepsilon_p$  : numerische Exzentrizität der posterioren Hornhautfläche

Die Normale durch einen Punkt  $P_a(x_E, y_E)$  auf der anterioren Ellipse  $y_a$  ist gegeben durch [26]:

$$y - y_E = m \cdot (x - x_E)$$

wobei 
$$m := \frac{y_E}{(1 - \varepsilon_a^2)(x_E - c)}$$

$$c := \frac{\rho_a}{1 - \varepsilon_a^2} - d$$

Aus  $m = \tan \gamma$  lässt sich  $\gamma$  bestimmen, so dass man für die Koordinaten des Punktes  $P_p(x_F, y_F)$  auf der posterioren Ellipse  $y_p$ , der vom Punkt  $P_a(x_E, y_E)$  auf der anterioren Ellipse  $y_a$  um  $t$  entfernt ist, erhält (vgl. Abb. 2.10).

$$\begin{aligned}x_F &= x_E + t \cdot |\cos \gamma| \\y_F &= y_E - t \cdot |\sin \gamma|\end{aligned}$$

Auf diese Weise kann man die Koordinaten zweier Punkte  $P_1(x_1, y_1)$  und  $P_2(x_2, y_2)$  der posterioren Ellipse  $y_p$  bestimmen, aus denen wiederum die numerische Exzentrizität  $\varepsilon_p$  sowie der apikale Krümmungsradius  $\rho_p$  der Hornhautrückfläche berechnet werden kann. So ergibt sich schnell aus der Scheitelgleichung der posterioren Ellipse durch Einsetzen der Koordinaten  $x_1, y_1, x_2, y_2$ :

$$\rho_p = \frac{\left(\frac{y_1}{x_1}\right)^2 - \left(\frac{y_2}{x_2}\right)^2}{2\left(\frac{1}{x_1} - \frac{1}{x_2}\right)}$$

$$\varepsilon_p = \frac{1}{x_1} \sqrt{x_1^2 + y_1^2 - 2\rho_p x_1}$$

Bei der praktischen Durchführung wurde die zentrale Hornhautdicke als Abstand  $d$  zwischen der koaxialen Hornhautvorder- und rückfläche eingesetzt. Für die Berechnung der beiden Punkte  $P_1(x_1, y_1)$  und  $P_2(x_2, y_2)$  wurden die Mittelwerte der Hornhautdicken auf dem 3 mm - bzw. 6 mm - Ring verwendet. Als (apikaler) Hornhautradius  $\rho_a$  der Vorderfläche wurde der Mittelwert der beiden Hauptschnittsradien eingesetzt. Für die numerische Exzentrizität der Hornhautvorderfläche wurde ein konstanter Wert von  $\varepsilon_a = 0.5$  [27] angenommen. Eine Exzentrizität von  $\varepsilon = 0.5$  entspricht einer Asphärizität  $Q = -\varepsilon^2 = -0.25$ .

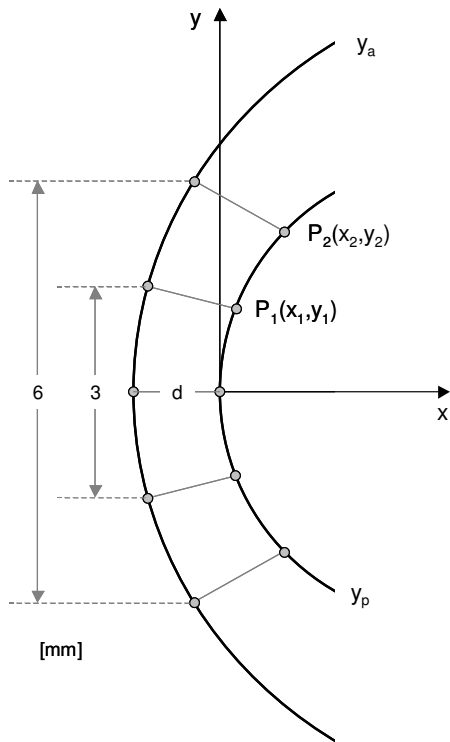


Abb. 2.9: Schematische Darstellung zur Bestimmung der hinteren Hornhautfläche durch Hornhautdickenmessung im 3 - und 6 mm-Ring und Anpassung eines Ellipsensegments.

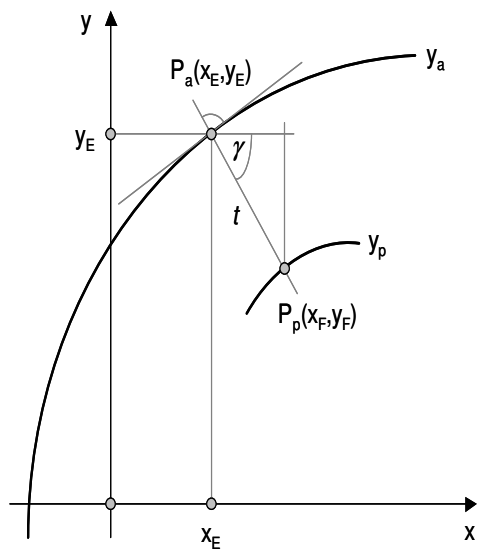


Abb. 2.10: Normale zur anterioren Ellipse  $y_a$  durch Punkt  $P_a(x_E, y_E)$  und Konstruktion des Punktes  $P_p(x_F, y_F)$  auf der posterioren Ellipse  $y_p$  im Abstand  $t$ .

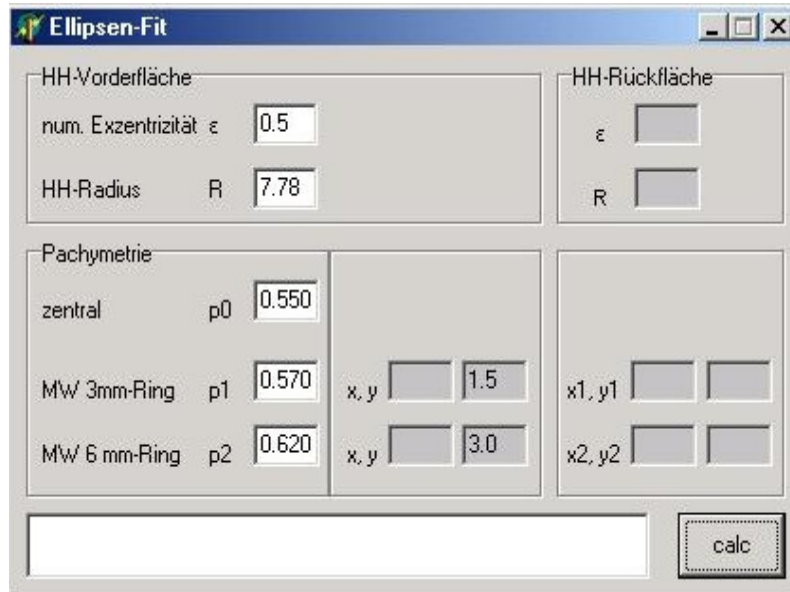


Abb. 2.11: Bedieneroberfläche des PC - Programms Ellipsenfit. Links zu erkennen: Eingabefelder für den vorderen Hornhautradius und die pachymetrischen Daten. Rechts oben: Ausgabefelder.



### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Hornhautdicke (Pachymetrie)

Abb. 3.1 – 3.3 zeigen typische Ausdrücke der Messergebnisse, wie sie mit den einzelnen Untersuchungsgeräten gemessen wurden. Die zentrale mittlere Hornhautdicke wurde beim ACMaster mit  $548,1 \pm 40,8 \mu\text{m}$  und beim Orbscan II mit  $586,3 \pm 39,7 \mu\text{m}$  gemessen ( $n=84/103$ ). Parazentral ergeben sich Werte von  $558 \pm 39,6 \mu\text{m}$  bis  $574 \pm 42,8 \mu\text{m}$  beim ACMaster und  $660 \pm 36,9 \mu\text{m}$  bis  $691 \pm 38,6 \mu\text{m}$  beim Orbscan II ( $n=65-80/103$ ).

#### 3.2 Typische Messprotokolle des ACMaster und des Orbscan II

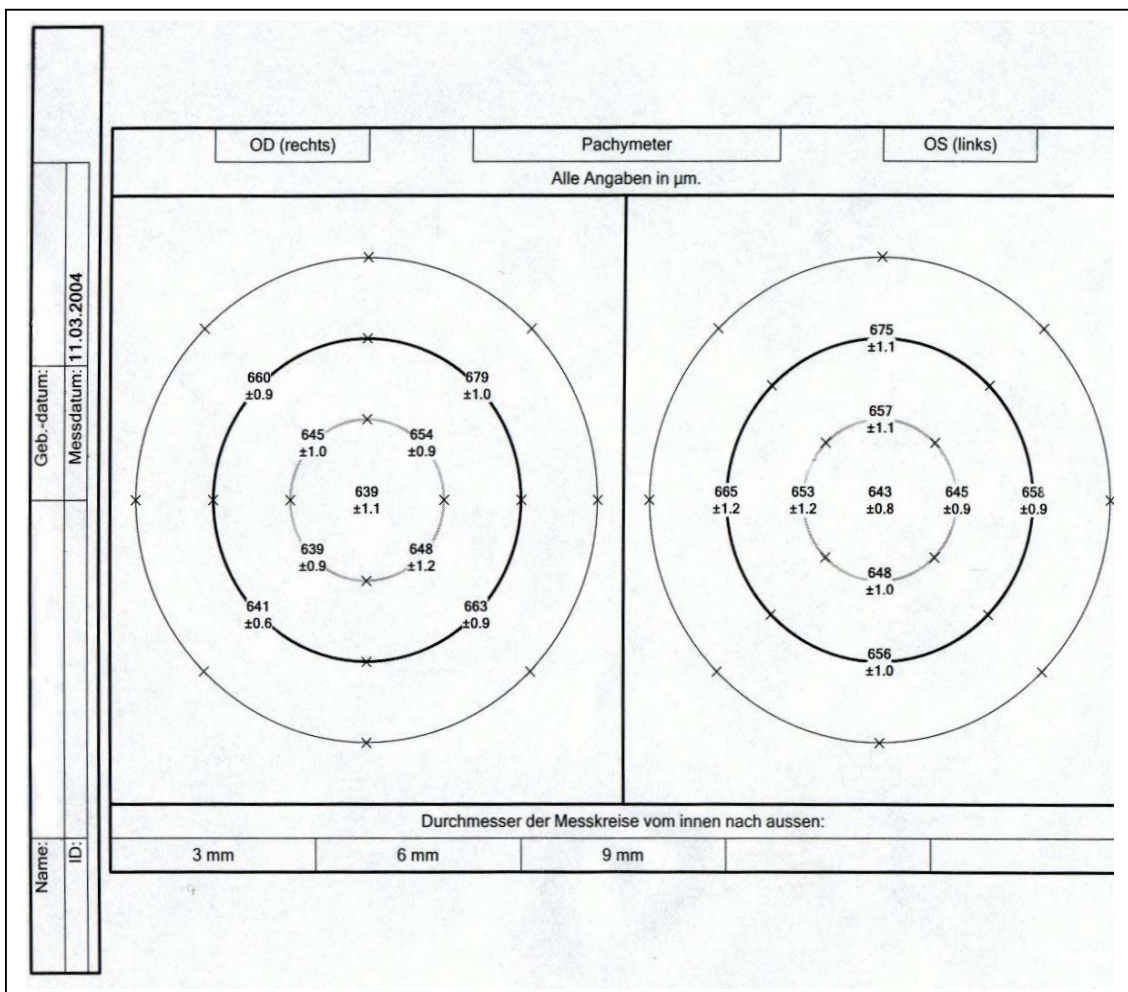


Abb. 3.1: Messprotokoll des ACMaster. Rechtes und linkes Auge mit den pachymetrischen Messwerten, jeweils zentral und lateral (3 + 6 mm Ring).

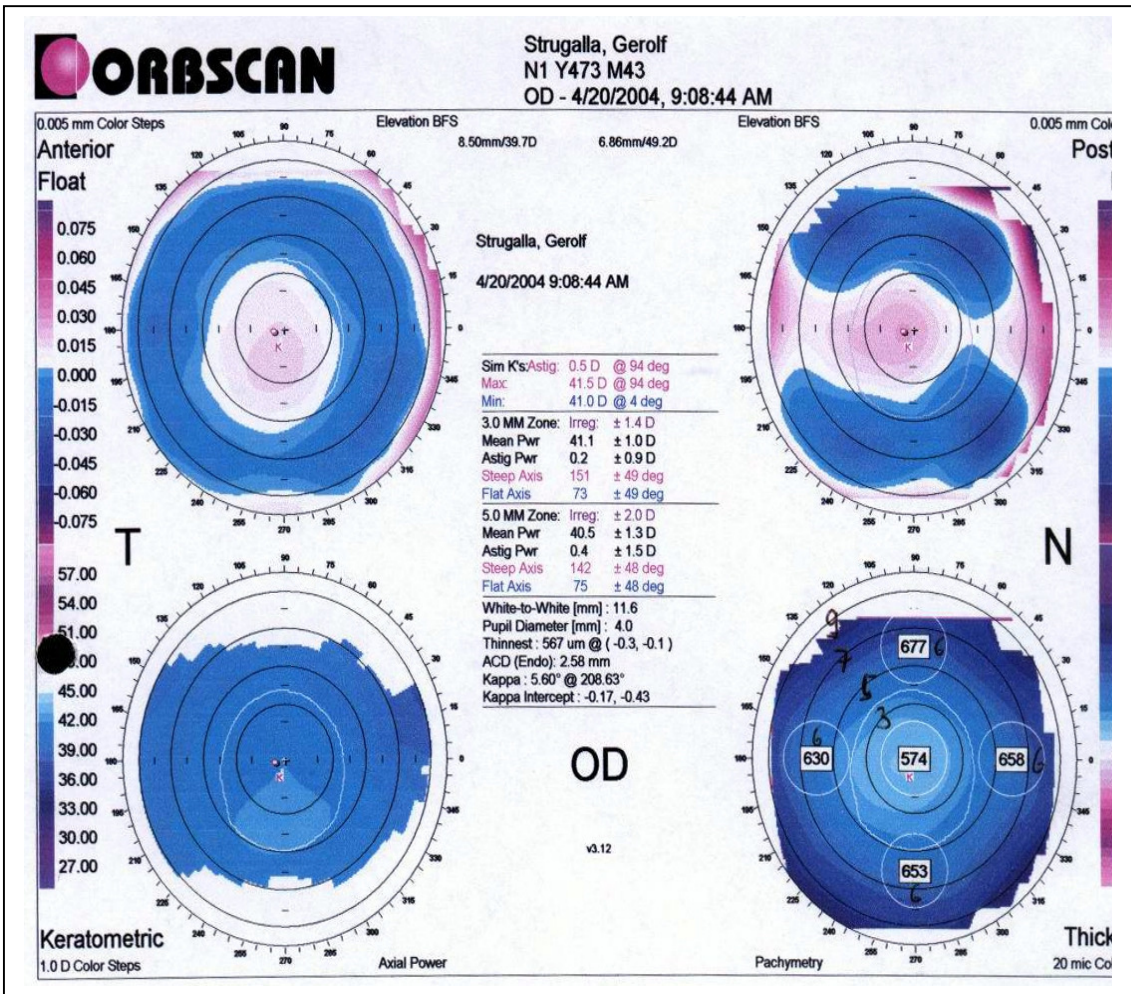


Abb. 3.2: Messprotokoll des Orbiscan II. Hier wird das linke Auge mit den pachymetrischen, keratometrischen (anterior und posterior) und topographischen Daten dargestellt.

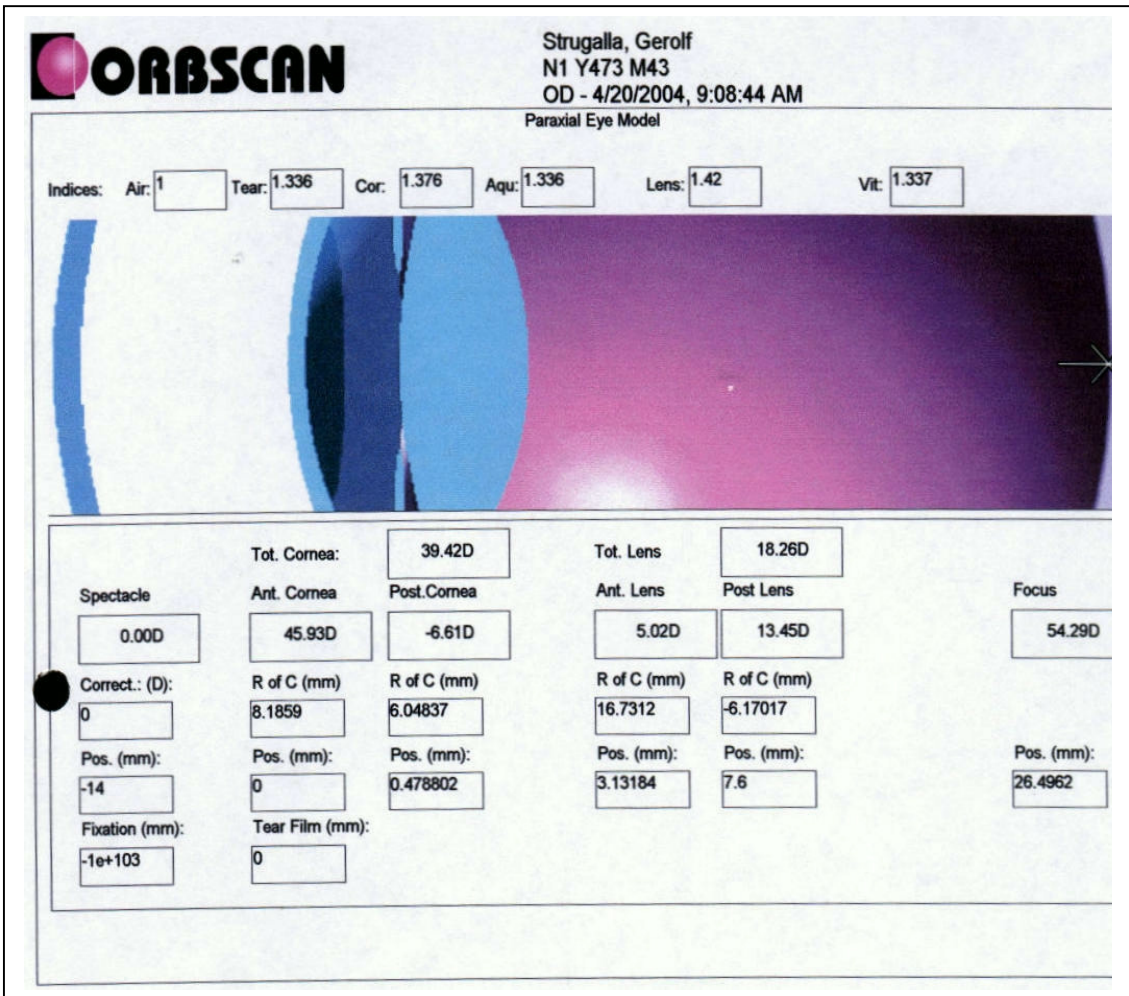


Abb. 3.3: Messprotokoll des Orbscan II. Hier wird das linke Auge im „Paraxial Eye Model“ Modus des Orbscan II dargestellt. Aufgelistet sind u.a. die vordere und hintere Brechkraft der Cornea sowie der vordere und hintere Hornhautradius.



Die nachfolgenden Darstellungen der Messreihen zeigen Boxplots (Abb. 3.4 - 3.11). Abb. 3.4 - 3.7 zeigen Messreihen des ACMaster. Abb. 3.8 – 3.11 stellen Daten von ACMaster und Orbscan II im Vergleich dar. Der waagerechte Strich in jeder Box beschreibt den Median. Die Box selbst beinhaltet die Werte, die durch die oberen und unteren Viertel (Quartile) begrenzt sind. Die Linien ober- und unterhalb der Kästchen (Whiskers) enden beim größten und kleinsten Datenwert, der inneren Eingrenzung. Alle Werte außerhalb dieser Eingrenzung definiert SPSS als Ausreißer [9]. Anzahl der Augen (N), Minimalwerte, Maximalwerte, Mittelwerte, und die Standardabweichung sind zusätzlich in den Tabellen 3.4 – 3.11 dargestellt.

Abb. 3.8: Nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten zentral zwischen ACMaster und Orbscan II,  $p < 10^{-3}$ , aber eine signifikante Korrelation.  $r^2 = 0,86$ ,  $p < 10^{-3}$ .

Abb. 3.9 (rechtes Auge): Nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten parazentral zwischen ACMaster und Orbscan II bei der 3 Uhr und 9 Uhr Position (6mm Ring),  $p < 10^{-3}$ , aber eine signifikante Korrelation bei der 9 Uhr,  $r^2 = 0,82$ ,  $p < 10^{-3}$  und 3 Uhr Position,  $r^2 = 0,83$ ,  $p < 10^{-3}$ .

Abb. 3.10 (linkes Auge): Nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten parazentral zwischen ACMaster und Orbscan II bei der 3- und 9 Uhr Position (6mm Ring),  $p < 10^{-3}$ , aber eine signifikante Korrelation bei der 9 Uhr,  $r^2 = 0,88$ ,  $p < 10^{-3}$  und 3 Uhr Position,  $r^2 = 0,89$ ,  $p < 10^{-3}$ .

Abb. 3.11: Auch hier besteht nach dem t -Test ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten parazentral zwischen ACMaster und Orbscan II bei der 12- und 6 Uhr Position (6mm Ring),  $p < 10^{-3}$ , aber eine signifikante Korrelation bei der 12 Uhr,  $r^2 = 0,79$ ,  $p < 10^{-3}$  und 6 Uhr Position,  $r^2 = 0,80$ ,  $p < 10^{-3}$ .

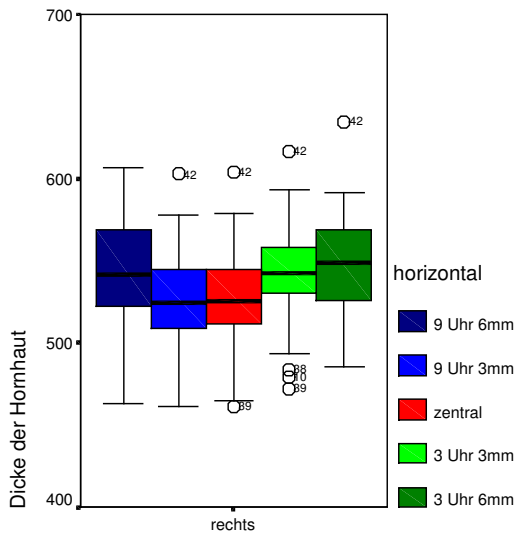


Abb. 3.4:

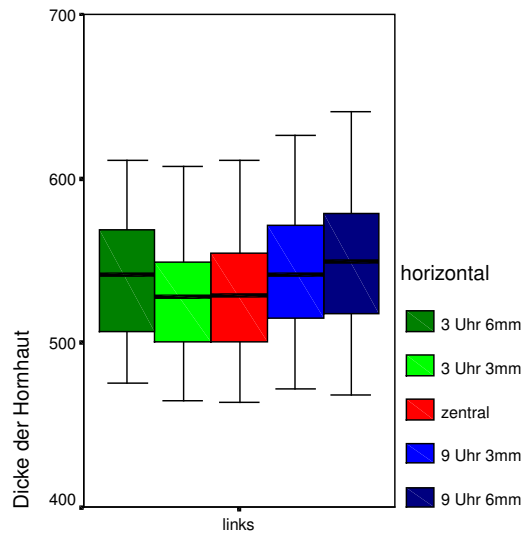


Abb. 3.5:

ACMaster horizontal: mittlere Hornhautdicke entlang des horizontalen Meridians von 9 Uhr nach 3 Uhr in Boxplot Darstellung für rechte (3.4) und linke (3.5) Augen. Zusätzliche Daten siehe Tabelle 3.4, 3.5. Legende siehe Abb. 2.6.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
9 Uhr 6mm	38	462,7	617,2	545,3	35,2
9 Uhr 3mm	43	461,3	612,9	530,2	34,1
zentral	42	461,3	618,1	530,5	35,4
3 Uhr 3mm	41	472,1	639,6	545,1	36,6
3 Uhr 6mm	37	467,1	634,6	545,6	33,3

Tab. 3.4: ACMaster, rechte Augen.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
3 Uhr 6mm	36	475,1	610,8	538,6	33,8
3 Uhr 3mm	42	464,2	616,5	529,1	35,3
zentral	42	464,2	661,5	531,7	39,1
9 Uhr 3mm	41	471,4	636,1	544,7	38,1
9 Uhr 6mm	36	467,8	640,4	549,8	40,1

Tab. 3.5: ACMaster, linke Augen.

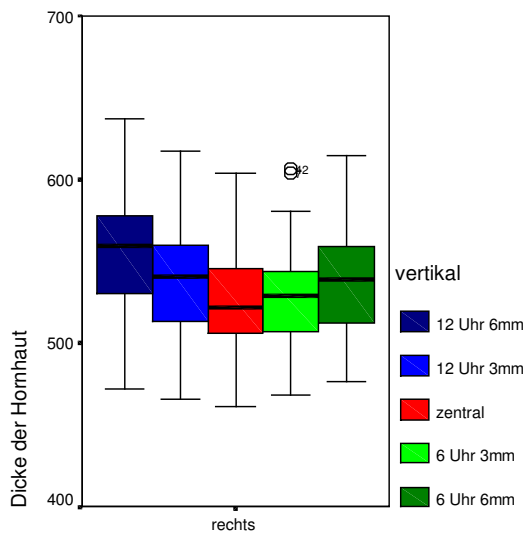


Abb. 3.6:

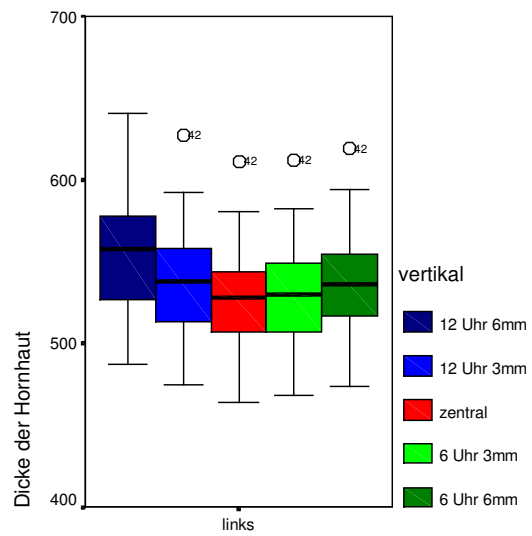


Abb. 3.7:

ACMaster vertikal: mittlere Hornhautdicke entlang des vertikalen Meridians von 12 Uhr nach 6 Uhr in Boxplot Darstellung für rechte (Abb. 3.6) und linke (Abb. 3.7) Augen. Zusätzliche Daten siehe Tabelle 3.6, 3.7. Legende siehe Abb. 2.6.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
12 Uhr 6mm	33	471,4	637,5	555,5	36,9
12 Uhr 3mm	42	465,6	618,1	544,4	35,4
zentral	42	461,3	618,1	530,6	35,4
6 Uhr 3mm	42	467,8	616,5	534,7	35,1
6 Uhr 6mm	41	476,5	622,3	542,8	35,6

Tab. 3.6: ACMaster, rechte Augen.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
12 Uhr 6mm	31	487,3	641,1	553,7	36,6
12 Uhr 3mm	42	474,3	627,3	542,1	35,1
zentral	42	464,2	661,5	531,7	39,1
6 Uhr 3mm	42	467,8	617,2	533,4	36,7
6 Uhr 6mm	39	473,6	618,7	539,1	35,4

Tab. 3.7: ACMaster, linke Augen.

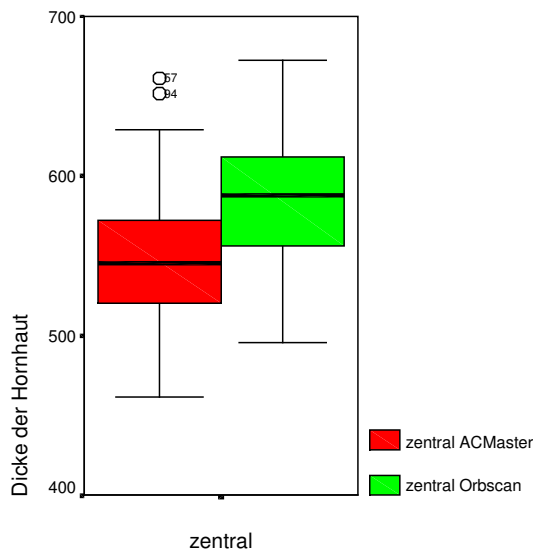


Abb.3.8:

ACMaster und Orbscan II zentral: zentrale mittlere Hornhautdicke in Boxplot Darstellung. Zusätzliche Daten siehe Tabelle 3.8.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
ACMaster	84	461,3	661,5	548,1	40,8
Orbscan	103	496	673	586,3	39,7

Tab. 3.8: ACMaster und Orbscan zentral.

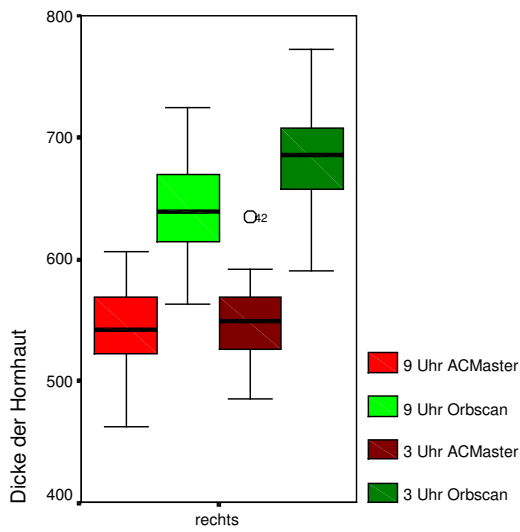


Abb. 3.9:

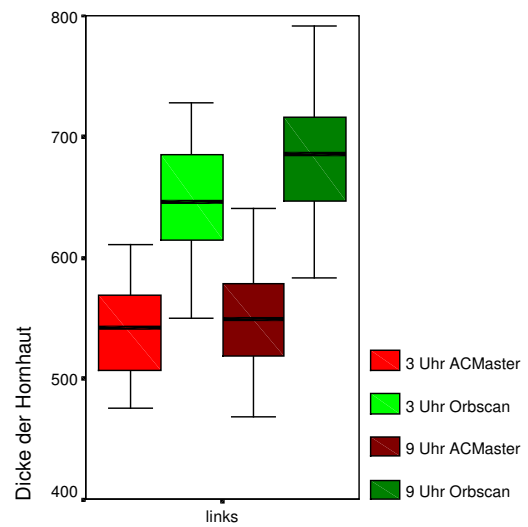


Abb. 3.10:

AC Master und Orbscan II, parazentrale Messung auf dem 6 mm Ring : mittlere Hornhautdicke entlang des horizontalen Meridians von 9 Uhr links außen nach 3 Uhr rechts außen in Boxplot Darstellung für rechte und linke Augen. Zusätzliche Daten siehe Tabelle 3.9 und 3.10.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
9 Uhr ACMaster	38	462,8	617,3	545,4	35,2
9 Uhr Orbscan	52	557	725	646,2	39,4
3 Uhr ACMaster	37	467,1	634,6	545,7	33,3
3 Uhr Orbscan	52	591	772	686,9	43,4

Tab. 3.9: ACMaster und Orbscan rechtes Auge.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
3 Uhr ACMaster	36	475,1	610,8	538,6	33,8
3 Uhr Orbscan	51	550	733	648,5	40,2
9 Uhr ACMaster	36	467,8	640,4	549,8	40,2
9 Uhr Orbscan	51	583	792	685,7	45,2

Tab. 3.10: ACMaster und Orbscan linkes Auge.



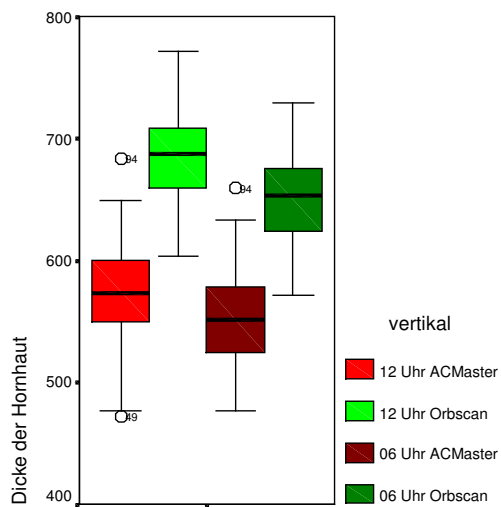


Abb. 3.11:

AC Master und Orbscan II, parazentrale Messung auf dem 6 mm Ring : mittlere Hornhautdicke entlang des vertikalen Meridians von 12 Uhr links nach 6 Uhr rechts außen in Boxplot Darstellung. Rechte und linke Auge gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
12 Uhr ACMaster	65	471,4	683,1	573,9	42,8
12 Uhr Orbscan	103	603	782	691,5	38,6
6 Uhr ACMaster	80	476,5	659,2	558,1	39,6
6 Uhr Orbscan	103	571	734	660,1	36,9

Tab. 3.11: ACMaster und Orbscan.

Die Darstellungen der Abbildungen 3.12 bis 3.13 zeigen sogenannte Bland – Altman - Plots. Hier wird die Differenz des Mittelwertes zwischen Orbscan II und ACMaster in einem Abweichungsbereich, der zwei mal der Standardabweichung entspricht, grafisch dargestellt. Die gestrichelte Linie entspricht dem Mittelwert  $\pm$  zwei mal der Standardabweichung, die durchgezogene Linie entspricht dem Mittelwert. Exemplarisch werden zentral und die 3 Uhr Position verglichen. Anzahl der Augen (N), Minimalwerte, Maximalwerte, Mittelwerte, und die Standardabweichung sind zusätzlich in den Tabellen 3.12 – 3.13 dargestellt.

Abb. 3.12: Der Mittelwert beträgt  $37,0 \mu\text{m}$  bei einer Standardabweichung ( $SD \pm$ ) von  $21,7 \mu\text{m}$ , der Standardfehler des Mittelwertes beträgt  $2,4 \mu\text{m}$ .

Abb. 3.13: hier beträgt der Mittelwert  $103 \pm 39,5 \mu\text{m}$ , der Standardfehler des Mittelwertes beträgt  $4,6 \mu\text{m}$ .

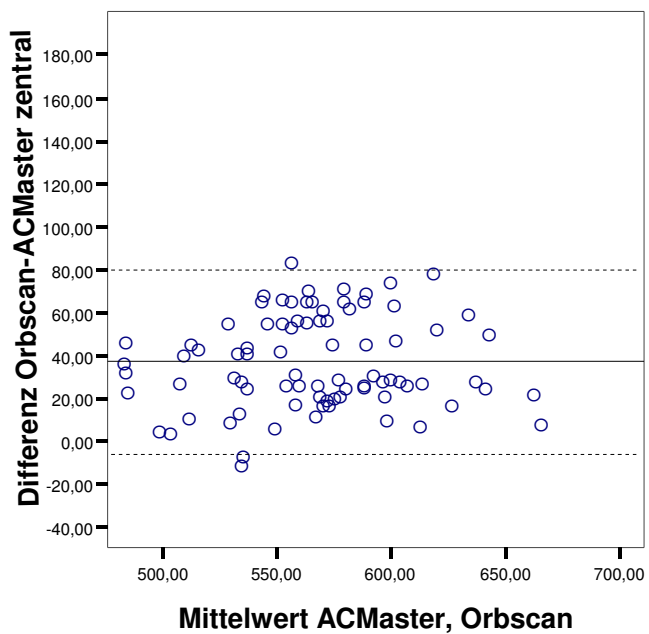


Abb. 3.12:

ACMaster und Orbscan II, zentral : Differenz des Mittelwertes der zentralen Hornhautdicke zwischen Orbscan II und ACMaster. Rechte und linke Auge gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
ACMaster	84	461,3	661,5	548,1	40,8
Orbscan	103	496	673	586,3	39,7

Tab. 3.12: ACMaster und Orbscan II.

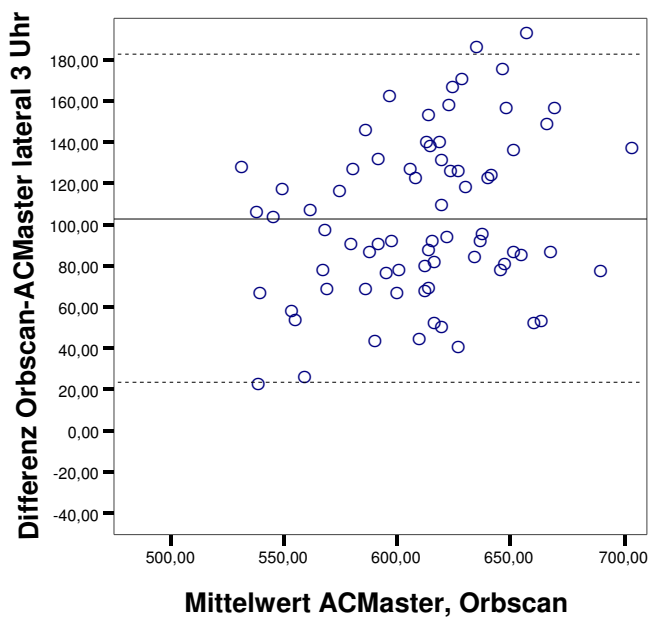


Abb. 3.13:

ACMaster und Orbscan II, lateral 3 Uhr, Messung auf dem 6 mm Ring : Differenz des Mittelwertes der lateralen (3 Uhr) Hornhautdicke zwischen ACMaster und Orbscan II. Rechte und linke Auge gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
ACMaster	73	467,1	650,8	559,8	37,4
Orbscan	103	550	772	667,9	45,9

Tab. 3.13: ACMaster, Orbscan 3 Uhr 6mm.

### 3.3 Vorderer Hornhautradius

Die vordere Hornhautkrümmung ( $R_a$ ) wurde mit dem IOLMaster und dem Oculus Keratographen ermittelt. Der Oculus Keratograph misst den steilsten und flachsten Meridian und gibt ihn als horizontalen und vertikalen Radius an. Vergleichbar dazu wurden die IOLMaster Ergebnisse den Meridianen zugeordnet, denen sie am ehesten entsprachen. Der Orbscan II gibt einen horizontal und vertikal gemittelten Radius an.

Die mittlere Hornhautkrümmung wurde beim IOLMaster horizontal mit  $7,83 \pm 0,28$  mm und beim Oculus Keratographen mit  $7,85 \pm 0,28$  mm gemessen. Vertikal beträgt sie  $7,70 \pm 0,29$  mm bzw.  $7,72 \pm 0,29$  mm. Der Orbscan misst gemittelt  $7,81 \pm 0,31$  mm, siehe Tabelle 3.1. Anzahl der Augen (N), Minimalwerte, Maximalwerte, Mittelwerte, und die Standardabweichung sind zusätzlich in den Tabellen 3.15 – 3.19 dargestellt.

	IOLMaster			Oculus			Orbscan
	horizontal	vertikal	gemittelt	horizontal	vertikal	gemittelt	
Mw $\pm$ SD	$7,83 \pm 0,28$	$7,70 \pm 0,29$	$7,76 \pm 0,28$	$7,85 \pm 0,28$	$7,72 \pm 0,29$	$7,79 \pm 0,28$	$7,81 \pm 0,31$
Min.	7,13	7,01	7,09	7,21	7,0	7,12	7,11
Max.	8,40	8,28	8,30	8,41	8,40	8,34	8,48

Tab. 3.1: Gegenüberstellung des Gesamtkollektivs: Min., Max.- und Mittelwerte der verschiedenen keratometrischen Messungen (Radius anterior).

Abbildung 3.14 zeigt ein typisches Messprotokoll des Oculus Keratographen. Abbildung 3.15 und 3.16 zeigen Box - Plot Darstellungen.

Abbildung 3.15 zeigt den vorderen horizontalen und vertikalen Hornhautradius, bestimmt durch IOLMaster und Oculus Keratograph. Nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten,  $p < 10^{-3}$  horizontal und  $p < 0,02$  vertikal. Es besteht eine signifikante Korrelation.  $r^2 = 0,99$ ,  $p < 10^{-3}$  horizontal und  $r^2 = 0,99$ ,  $p < 10^{-3}$  vertikal.

Abbildung 3.16 zeigt den vorderen horizontalen und vertikalen Hornhautradius gemittelt, bestimmt durch IOLMaster, Oculus Keratograph und Orbscan II. Nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten zwischen IOLMaster und Keratograph,  $p < 10^{-3}$  und beim IOLMaster und Orbscan,  $p < 0,02$ . Kein signifikanter Unterschied besteht zwischen Keratographen und dem Orbscan II,  $p > 0,05$  (0,21).

Es besteht eine signifikante Korrelation,  $r^2 = 0,99$ ,  $p < 10^{-3}$  zwischen IOLMaster und Keratograph. Eine signifikante Korrelation besteht zudem zwischen IOLMaster und Orbscan II, als auch zwischen Keratographen und Orbscan II,  $r^2 = 0,82$ ,  $p < 10^{-3}$  bzw.  $r^2 = 0,80$ ,  $p < 10^{-3}$ .

Die Abbildungen 3.17 – 3.19 zeigen Bland-Altman-Plots.

Abbildung 3.17 vergleicht IOLMaster und Orbscan II. Die mittlere Differenz beträgt  $0,04 \pm 0,18$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,018 mm.

Abbildung 3.18 vergleicht Oculus Keratograph und Orbscan II. Der Mittelwert beträgt  $-0,02 \pm 0,19$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,019 mm.

Abbildung 3.19 vergleicht Oculus Keratograph und IOLMaster. Der Mittelwert beträgt  $-0,0013 \pm 0,03$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,003 mm. Der letzte Vergleich liefert die beste Übereinstimmung.

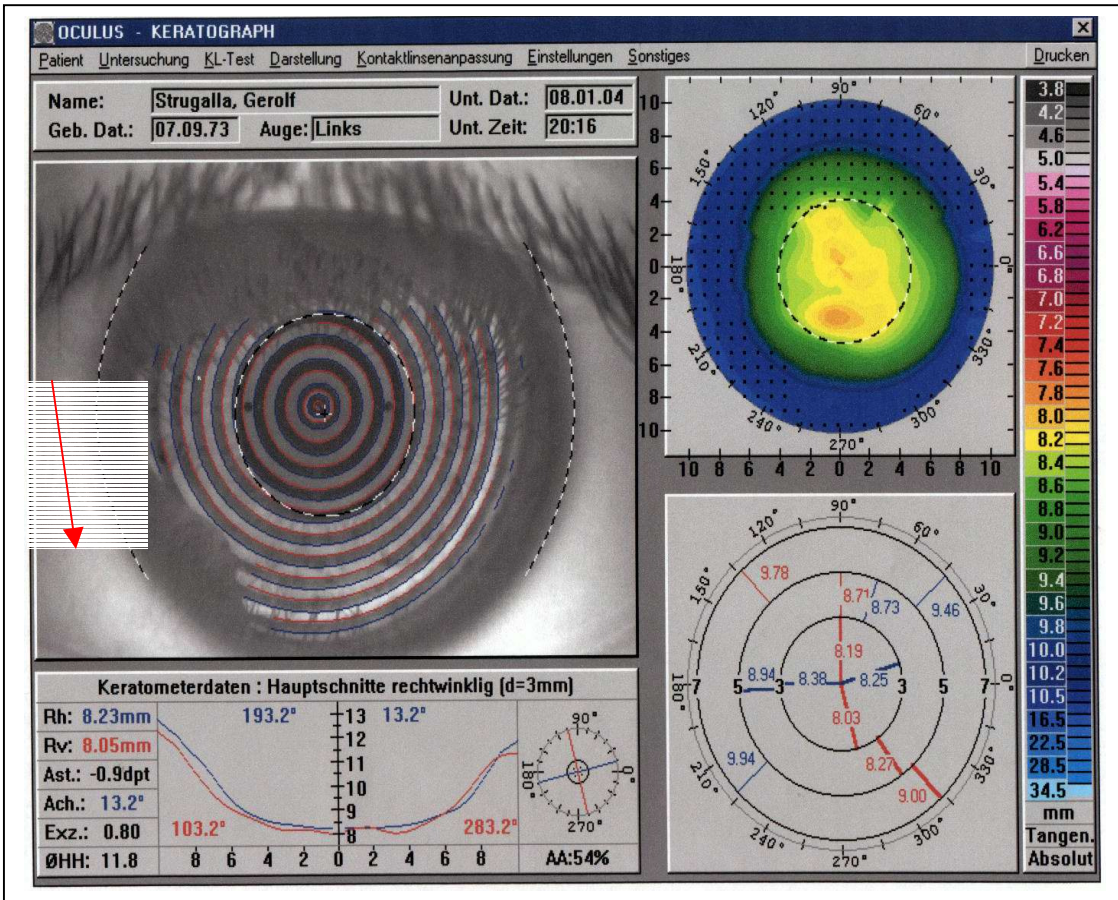


Abbildung 3.14: Oculus Keratograph. Hier ist das linke Auge dargestellt. Das Protokoll enthält neben den keratometrischen- auch topographische Daten. Verwendet wurden die Daten Rh und Rv, unten links im Befundprotokoll.

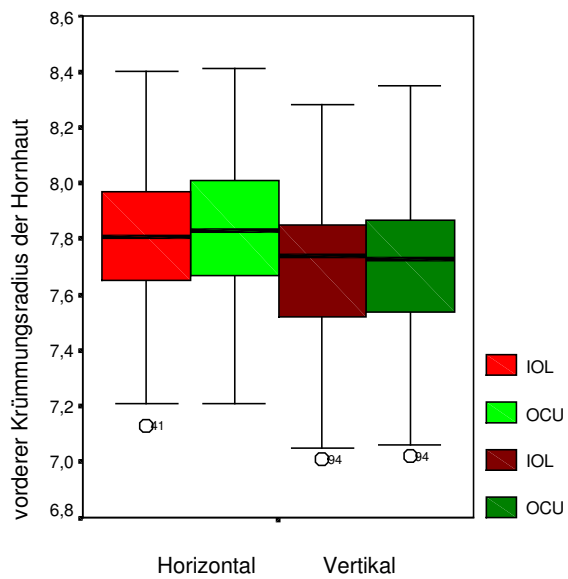


Abb. 3.15:

IOLMaster und Oculus Keratograph: vorderer Hornhautradius horizontal und vertikal des Gesamtkollektivs ( $R_a$ ).

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IOLMaster horizontal	99	7,13	8,4	7,82	,28
IOLMaster vertikal	99	7,01	8,28	7,7	,29
Oculus horizontal	104	7,21	8,41	7,85	,28
Oculus vertikal	104	7,0	8,4	7,72	,29

Tab. 3.15: IOLMaster und Oculus Keratograph: vorderer Hornhautradius horizontal und vertikal.



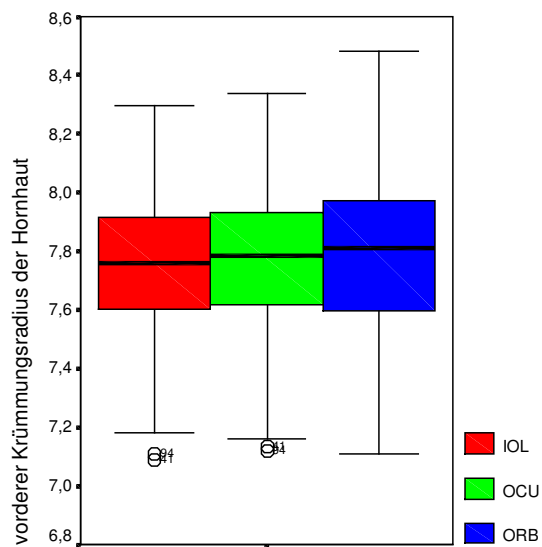


Abb. 3.16:

IOLMaster, Oculus und Orbscan II: vorderer Hornhautradius horizontal und vertikal (gemittelt) des Gesamtkollektivs ( $R_a$ ).

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IOLMaster	99	7,09	8,30	7,76	,28
Oculus	104	7,12	8,34	7,79	,28
Orbscan	104	7,11	8,48	7,81	,31

Tab. 3.16: IOLMaster, Oculus und Orbscan II.

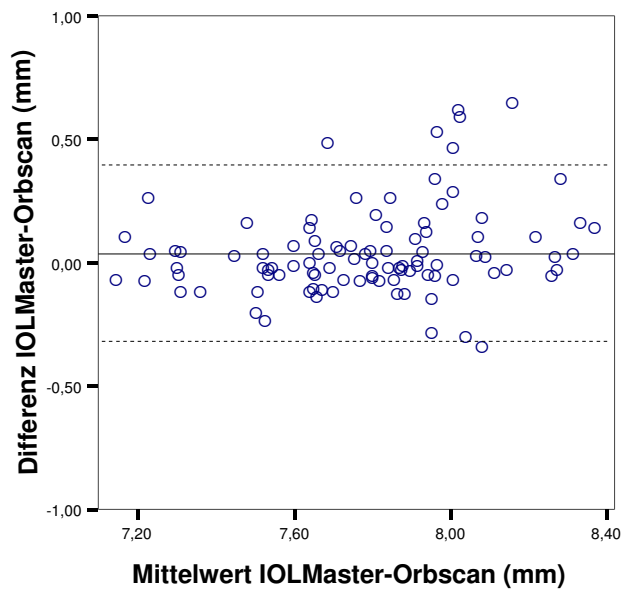


Abb. 3.17:

IOLMaster und Orbscan II: Differenz des Mittelwertes der mittleren vorderen Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt beim IOLMaster und Orbscan II.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IOLMaster	99	7,09	8,30	7,76	,28
Orbscan	104	7,11	8,48	7,81	,31

Tab. 3.17: IOLMaster, Orbscan II.

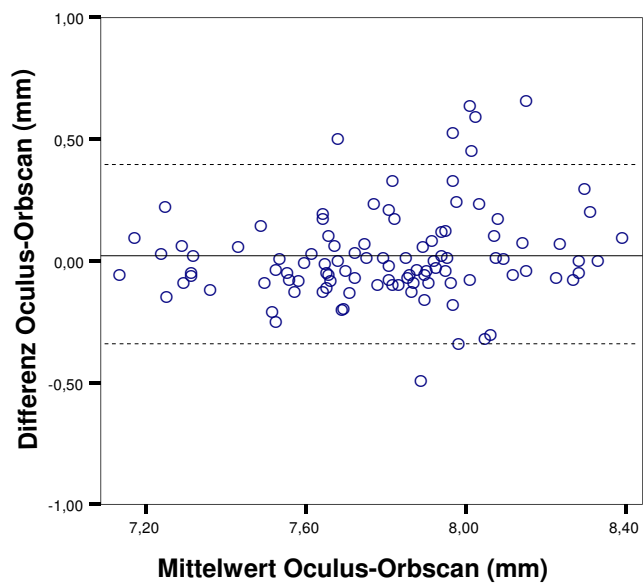


Abb. 3.18:

Keratograph und Orbscan II: Differenz des Mittelwertes der mittleren vorderen Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt beim Keratograph und Orbscan II.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Oculus	104	7,12	8,34	7,78	,28
Orbscan	104	7,11	8,48	7,81	,31

Tab. 3.18: Oculus, Orbscan II.

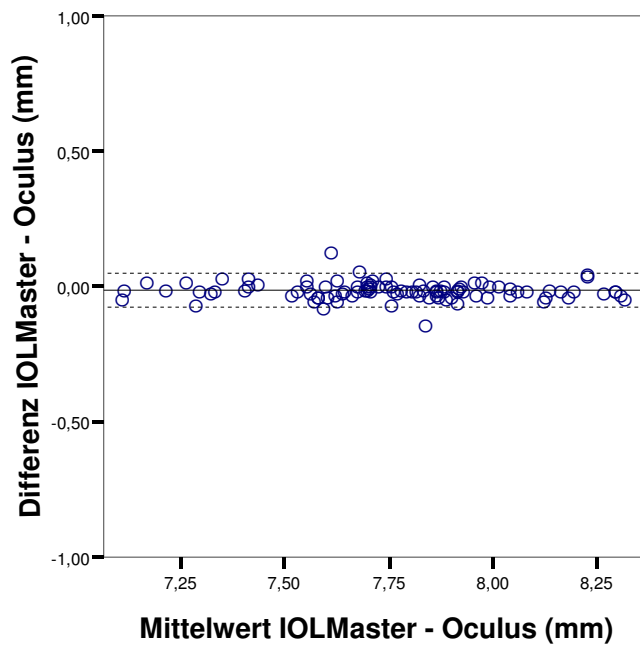


Abb. 3.19:

Keratograph und IOLMaster: Differenz des Mittelwertes der mittleren vorderen Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt beim Keratographen und IOLMaster. Beispiel für die beste Übereinstimmung.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
IOLMaster	99	7,09	8,30	7,76	,28
Oculus	104	7,12	8,34	7,78	,28

Tab. 3.19: IOLMaster, Oculus.

### 3.4 Hinterer Hornhautradius

Die Quelldaten (keratometrisch und pachymetrisch), die der Berechnung der rückseitigen Hornhautkrümmung ( $R_p$ ) zugrunde lagen, wurden mit dem IOLMaster und dem Oculus Keratographen horizontal und vertikal ermittelt. Die pachymetrischen Daten lieferte dafür der ACMaster. Für einen Vergleich der Radienverhältnisse wurden alle vertikalen und horizontalen Ergebnisse des hinteren Hornhautradius aus den Kreis- und Ellipsenfitberechnungen gemittelt und das Verhältnis zum vorderen Radius gebildet (siehe 3.5). Somit sind sie mit Ergebnissen anderer Autoren vergleichbar. Tabelle 3.2 zeigt die Gegenüberstellung der Ergebnisse, aufgeschlüsselt nach Datenquelle und mm-Ring.

PC- Programm Quelle Ring	berechnet						gemessen
	Kreisfit				Ellipsenfit		Orbiscan
	IOLMaster		Oculus Keratograph		IOLMaster	Oculus Keratograph	
3mm	6mm	3mm	6mm				
Mw $\pm$ SD	6,88 $\pm$ 0,26	6,99 $\pm$ 0,27	6,90 $\pm$ 0,25	7,00 $\pm$ 0,27	6,80 $\pm$ 0,26 $\epsilon_p = 0.96 \pm$ 0,21	6,82 $\pm$ 0,26 $\epsilon_p = 0.96 \pm$ 0,21	6,06 $\pm$ 0,38
Min.	6,21	6,33	6,22	6,34	6,17	6,18	5,12
Max.	7,33	7,47	7,34	7,47	7,28	7,30	6,88

Tabelle 3.2:

Abbildung 3.20 und 3.21 zeigen Box-Plots. Verglichen werden die Ergebnisse für  $R_p$  nach den verschiedenen Rechenmodelle mit den Ergebnissen des Orbiscan II. Die Bezeichnungen in den Box - Plots sind nach folgender Legende nach Herkunft der Quelldaten und Berechnungsmethode aufgeschlüsselt.

KIOL3: Kreisfitberechnung mit Quelldaten des IOLMasters, 3 mm parazentral.  
KOCU3: Kreisfitberechnung mit Quelldaten des Oculus, 3 mm parazentral.  
KIOL6: Kreisfitberechnung mit Quelldaten des IOLMasters, 6 mm parazentral.  
KOCU6: Kreisfitberechnung mit Quelldaten des Oculus, 6 mm parazentral.  
ORB : Orbscan Messungen.  
EIOL : Ellipsenfitberechnung mit Quelldaten des IOLMasters.  
EOCU: Ellipsenfitberechnung mit Quelldaten des Oculus.

Abbildung 3.20: nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten zwischen allen Kreisfit Berechnungen und dem Orbscan II Ergebniss,  $p < 10^{-3}$ . Es besteht eine signifikante Korrelation,  $r^2 = 0,99$ ,  $p < 10^{-3}$  zwischen KIOL3 und KOCU3 und KIOL6 und KOCU6,  $r^2 = 0,99$ ,  $p < 10^{-3}$ . Eine signifikante Korrelation besteht zudem zwischen KIOL6 und Orbscan II, als auch zwischen KOCU6 und Orbscan II,  $r^2 = 0,56$ ,  $p < 10^{-3}$ , bzw.  $r^2 = 0,54$ ,  $p < 10^{-3}$ .

Abbildung 3.21: Nach dem t -Test besteht ein signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten zwischen allen Kreisfit Berechnungen und dem Orbscan II Ergebniss,  $p < 10^{-3}$ . Es besteht eine signifikante Korrelation,  $r^2 = 0,99$ ,  $p < 10^{-3}$  zwischen EIOL und EOCU. Eine signifikante Korrelation besteht zudem zwischen EIOL und Orbscan II, als auch zwischen EOCU und dem Orbscan II,  $r^2 = 0,59$ ,  $p < 10^{-3}$ , bzw.  $r^2 = 0,59$ ,  $p < 10^{-3}$ .

Abbildung 3.22 – 3.25 stellen die Differenzen des Mittelwertes der verschiedenen Ergebnisse in Bland – Altman - Plots dar.

Abbildung 3.22: Der Mittelwert beträgt  $0,85 \pm 0,31$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,04 mm.

Abbildung 3.23: Der Mittelwert beträgt  $0,85 \pm 0,31$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,04 mm.

Abbildung 3.24: Der Mittelwert beträgt  $0,72 \pm 0,30$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,04 mm.

Abbildung 3.25: Der Mittelwert beträgt  $0,73 \pm 0,31$  mm, der Standardfehler des Mittelwertes beträgt 0,04 mm.

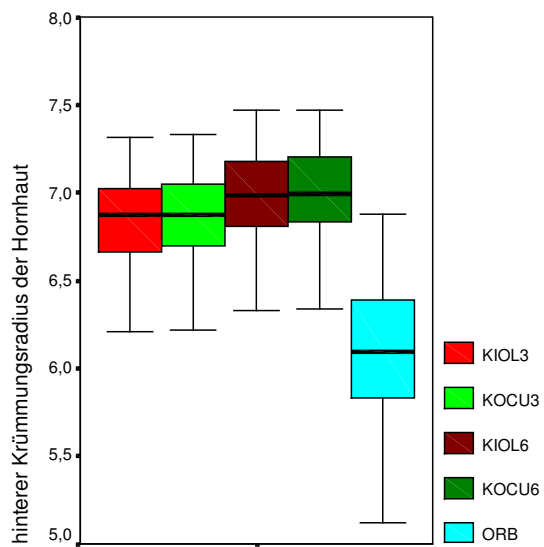


Abb. 3.20:

Kreisfit Berechnungen und Orbscan II: hinterer Hornhautradius horizontal und vertikal (gemittelt) des Gesamtkollektivs ( $R_p$ ). Legende s.o. .

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
KIOL3	76	6,21	7,33	6,89	,26
KOCU3	78	6,22	7,34	6,90	,25
KIOL6	54	6,33	7,47	6,99	,27
KOCU6	55	6,34	7,47	7,01	,27
ORB	104	5,12	6,88	6,07	,38

Tab. 3.20: Kreisfitberechnungen, Orbscan II.

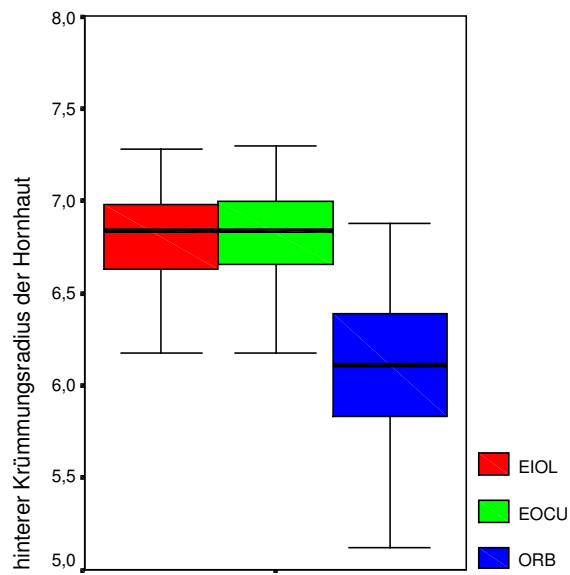


Abb. 3.21:

Ellipsenfit Berechnungen und Orbscan II: hinterer Hornhautradius horizontal und vertikal (gemittelt) des Gesamtkollektivs ( $R_p$ ). Legende s.o. .

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
EIOL	53	6,17	7,28	6,80	,26
EOCU	54	6,18	7,30	6,83	,26
ORB	104	5,12	6,88	6,07	,38

Tab. 3.21: Ellipsenfitberechnungen, Orbscan II.



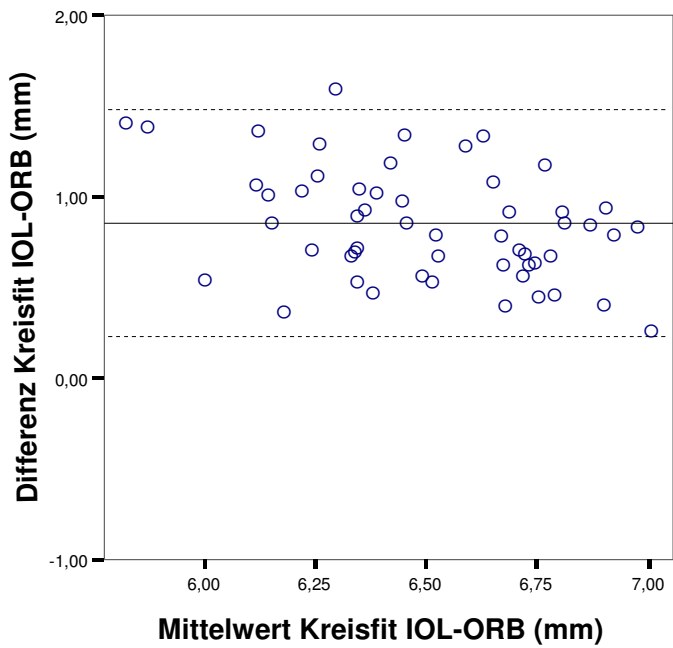


Abb.: 3.22:

KIOL und Orbscan II: Differenz des Mittelwertes der mittleren hinteren Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
KIOL	54	6,27	7,39	6,93	,26
ORB	104	5,12	6,88	6,07	,38

Tab. 3.22: Kreisfitberechnungen 3 und 6mm gemittelt, Orbscan II.

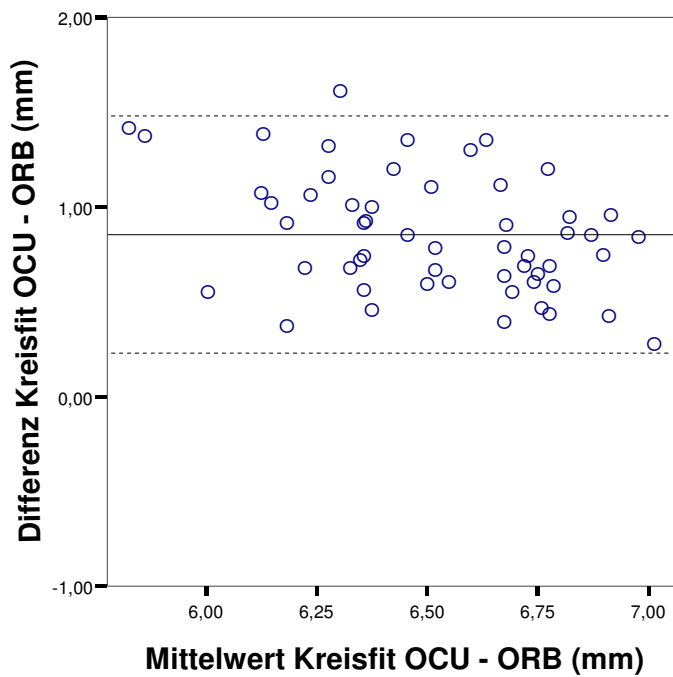


Abb.: 3.23:

KOCU und Orbscan II: Differenz des Mittelwertes der mittleren hinteren Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
KOCU	55	6,28	7,40	6,94	,26
ORB	104	5,12	6,88	6,07	,38

Tab. 3.23: Kreisfitberechnungen 3 und 6mm gemittelt, Orbscan II.

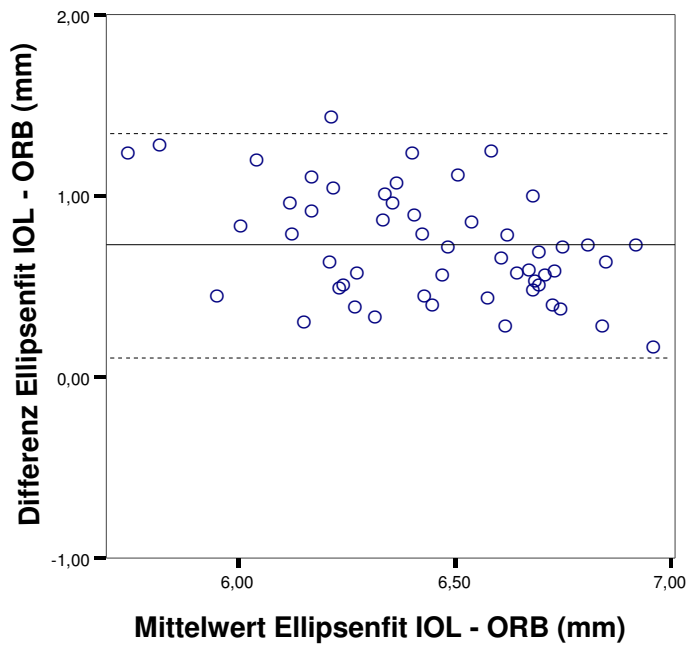


Abb.: 3.24:

EIOL und Orbscan II: Differenz des Mittelwertes der mittleren hinteren Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
EIOL	53	6,17	7,28	6,80	,26
ORB	104	5,12	6,88	6,07	,38

Tab. 3.24: Ellipsenfitberechnungen, Orbscan II.

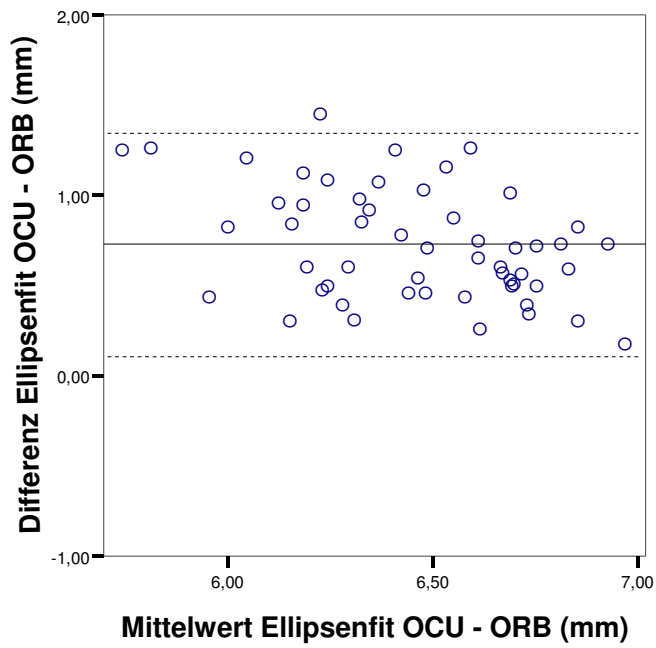


Abb.: 3.25:

EOCU und Orbscan II: Differenz des Mittelwertes der mittleren hinteren Hornhautkrümmung horizontal und vertikal gemittelt.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
EOCU	54	6,18	7,30	6,83	,26
ORB	104	5,12	6,88	6,07	,38

Tab. 3.25: Ellipsenfitberechnungen, Orbscan II.

### 3.5 Radien-Verhältnis $R_a/R_p$

Das Verhältnis von Vorder - zu Hinterradius stellt eine wichtige Maßzahl für das optische Verhalten der Hornhaut dar. Nachstehende Tabelle (3.26) zeigt dieses Verhältnis bei einigen klassischen Augenmodellen, und bei anderen Autoren, verglichen mit den Ergebnissen dieser Arbeit. Dabei wird zwischen Kreisfit, dessen pachymetrischen Daten einerseits vom 3mm, andererseits vom 6 mm Ring stammen, und Ellipsenfit differenziert.

	Gullstrand	Tscherning	Le Grand	Royston	Edmund
$R_a/R_p$	1,13	1,28	1,20	1,22	1,18

	Eigene Werte			Orbscan
	Kreisfit 3mm	6mm	Ellipsenfit	
Ratio	1,13	1,11	1,14	1,29

Tab. 3.26: Gegenüberstellung der gefundenen Verhältnisse mit denen anderer Autoren.

#### 4. Diskussion

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse und Unterschiede der direkt messtechnischen und mathematisch konstruktiven Verfahren in Vergleich gestellt und diskutiert.

Unsere Arbeit ergab einen posterioren gemittelten Hornhautradius ( $R_p$ ) von  $6,89 \pm 0,26$  mm. Die Spanne der errechneten Werte reicht von minimal 6,21 mm bis maximal 7,47 mm. Da für den komplexen Rechenweg mit den PC Programmen Kreis - und Ellipsenfit, mehrere Datensätze (keratometrische und pachymetrische) eines jeden einzelnen Probanden nötig waren, und durch die Auswahlkriterien einige Probanden ausgeschlossen wurden, stützt sich die Mittelwertsbestimmung der hinteren Hornhautkrümmung auf 53 Augen.

Die gleichzeitig in dieser Arbeit gemessenen Werte des posterioren Hornhautradius beim Orbscan II lagen bei  $6,06 \pm 0,38$  mm mit einem Minimalwert von 5,12 mm und einem Maximalwert von 6,88 mm (104 Augen) und weichen von unseren hergeleiteten Werten ab. Während Messungen des Orbscan II der anterioren Hornhauttopographie mit denen des Oculus Keratographen und IOLMaster vergleichbar sind, ergeben sich beim Vergleich der posterioren Hornhautkrümmung mit unseren errechneten Werten signifikante Unterschiede. Gründe dafür könnten in der limitierten technischen Messpräzision des Orbscan II liegen. Bei Messungen der anterioren Hornhautoberfläche kommt eine doppelte Placidoscheibe, kombiniert mit der Spaltlichttechnik zum Einsatz, mit vergleichbarem Ergebnis. Auch Arbeiten anderer Autoren [24], [35], [36] bestätigen dieses. Die Erfassung des posterioren Hornhautradius geschieht nur mit der Spaltlichttechnik, was generell in der Literatur kritisch beurteilt wird [24], [35] und ein Grund für die signifikante Abweichung sein kann.

Aus anderen Studien ([10], [11], [12], [13], [14], [15], [18], [19], [24], [33], [34] siehe Tabelle 4.1), die sich mit der hinteren Hornhauttopographie befassten, wird ersichtlich, dass es grundsätzlich zwei technische Erfassungsmethoden gibt. Der Radius der hinteren Hornhautoberfläche kann im Profil mit der

Spaltlichttechnik dargestellt und gemessen werden [10 - 12] oder mathematisch aus einem Dickenprofil der Kornea und ihrem vorderen Krümmungsradius konstruiert werden [13]. Hierbei kann zwischen einer sphärischen und asphärischen Konstruktion unterschieden werden, wobei das asphärische Modell der Natur näher kommt und vorzuziehen ist.

Autor	Jahr	Methode zur Bestimmung der post. Hornhautkrümmung
Tscherning	1904	Methode zur Berechnung der post. Korneaoberfläche mit einem Ophthalmometer. Beide Korneaflächen sind sphärisch.
Lowe RF	1973	Profil – Spaltlichtphotographie, nur vertikaler Meridian.
Camellin M	1990	Keratometrie, Ultraschall-Dickenmessung und mathematische Konstruktion.
Royston JM	1990	Purkinje Bilder in Verbindung mit der zentralen Hornhautdicke. Im Vergleich Spaltlichtphotographie.
Dunne MCM	1992	Zeiss 110 Keratometer, Haag Streit 900 Pachometer. Purkinje Bilder, sphärische Konstruktion des posterioren Hornhautradius.
Patel S. u. Marshall J.	1993	Videokeratoskopie und pachymetr. Dickenmessung.
Edmund C.	1994	Videokeratoskopie und pachymetr. Dickenmessung. Mathematische Konstruktion.
Garner L.	1997	Purkinje Bilder, Ultraschallpachymetrie, sphärische Konstruktion des Rp.
Lam A. u. Douthwaite W	1997	Videokeratoskopie und pachymetr. Dickenmessung, Mathematische Berechnung.
Oshika T.	1998	Radiuskopische Messung im Vergleich mit dem Orbscan.
Dubbelmann M.	2002	Scheimpflugphotographie (Nidek Eas-1000), nur vertikaler Meridian.
Gatinel D.	2002	Mathematische Berechnung der Aspherizität mit Ausgangsdaten aus der Literatur.
Owens H.	2004	Purkinje Bilder, sphärische Konstruktion des Rp, ausschließlich myope Probanden.

Tabelle 4.1:

Mit jeder Methode ist es möglich, das Verhältnis  $R_a/R_p$  zu ermitteln, das den vorderen zum hinteren Hornhautradius in eine definierte Beziehung setzt. Die verschiedenen Methoden zur Ermittlung der posterioren Krümmung ergeben auch differierende Verhältnisse. Ziel dieser Arbeit ist es, eine praktikable und möglichst genaue Methode zu finden.

Lowe & Clark [10] bestimmten den vertikalen posterioren Hornhautradius in der zentralen Sektion mit der Spaltlichttechnik bei 92 Augen. Das Verhältnis zwischen dem anterioren - und posterioren Hornhautradius beträgt 1,18.

Royston et al. [11] verglich Spaltlampenmessung und Purkinje-Bild-Methode und ermittelte  $R_a/R_p$ : 1,22 bzw. vergleichbare 1,21.

Dubbelmann et al. [18] erfasste die Asphärität, den vorderen und hinteren vertikalen Hornhautradius mittels Scheimflugfotographie. Das Verhältnis beträgt 1,23.

Diese Verhältnisse weichen von unseren Ergebnissen ab. Gründe dafür sind, wie bereits erwähnt, die technische Limitation der Messmethode. Wird die hintere Hornhautkrümmung nur mit Spaltlicht vermessen, erhält man, ausschließlich einen vertikalen Krümmungsradius. In dieser Arbeit sind sowohl flachster als auch steilster Meridian erfasst worden. Beide sind nicht identisch (physiologischer Astigmatismus). Aufgrund Nichterfassung des flachen Meridians kann eine zusätzliche Fehlerquelle resultieren. In der Literatur wird ohnehin die alleinige Vermessung der posterioren Cornealkrümmung mit Spaltlicht, hinsichtlich der Präzision, als fragwürdig erachtet [24], [35]. Oshika bestätigt, dass Messungen der hinteren Hornhautoberflächen durch den Orbscan II im Vergleich mit einem Radiuskop stark abweichen. Dies könnte auf Grund der langen Messphase ( $> 1s$ ) beim Orbscan II an Augenbewegungen während der Erfassung liegen.



Basierend auf Purkinje - Fotografie in drei festgelegten Meridianen in Kombination mit der zentralen Hornhautdicke konstruierte Dunne et al. [12] den hinteren Hornhautradius, sowohl vertikal als auch horizontal ( $n = 60$ ). Das Verhältnis betrug 1,23.

Edmund [13] kam zu einem Verhältnis von 1,18. Er bestimmte die vordere Hornhautkrümmung mittels Videokeratoskopie. Der Radius der posterioren Cornea wurde mithilfe von Pachymetriedaten mathematisch konstruiert.

Garner et al. [14] ermittelte den hinteren Hornhautradius vertikal mittels Purkinje - Fotografie, Ultraschallpachymetrie und sphärischer Konstruktion und kam zu einem Verhältnis von 1,21.

Patel, Marshall und Fitzke [15] nutzten Videokeratoskopie, Ultraschallpachymetrie und konstruierten asphärisch den posterioren Cornearadius. Das Verhältnis betrug 1,32.

Lam & Douthwaite erfassten den vorderen Hornhautradius mit einem Keratometer und die Dicke der Hornhaut mittels Ultraschall. Aus diesen Quelldaten konstruierten sie asphärisch den hinteren Hornhautradius und ermittelten ein Verhältnis von 1,2.

Camellin et al. errechneten den hinteren Hornhautradius asphärisch mittels Keratometrie und Ultraschallpachymetrie und erhielten ein Verhältnis von 1,28.

Gatinel et al. befassten sich ausschließlich mit der Aspherizität der hinteren Hornhautcurvatur. Mit Quelldaten aus der Literatur konstruierten sie die posteriore Hornhautkrümmung im Hinblick auf deren Form (prolat, oblat, sphärisch).

Diese neueren Werte aus der Literatur weichen mehrheitlich von den klassischen schematischen Augenmodellen ab. Tschernings [14] Verhältnis betrug 1,28 ( $n = 3$ ), Le Grand erhielt 1,20 [14] und Gullstrand [17, 14] ermittelte 1,132.

Unsere Arbeit zeigt eine Relation von anteriorem zu posteriorem Radius von  $1,13 \pm 0,02$ .

Das Verhältnis der vom Orbscan II ermittelten Daten beträgt 1,29 bei einer Standardabweichung von 0,07.

Die Mehrzahl, der in der Literatur vorhandenen Arbeiten, greift bei der Erfassung der hinteren Hornhutanatomie auf eine mathematische Konstruktion ([12] ,[13] ,[14] ,[15] ,[19] ,[33] ,[34]), weniger auf die direkte Messung (Spaltlicht) ([10] ,[11] ,[18]) zurück. Bezüglich der Quelldaten, die für die Konstruktion des  $R_p$  nötig sind, gibt es unterschiedliche Erfassungsmethoden. Bei der Mehrheit der vorliegenden Studien wird der vordere Hornhautradius mittels Videokeratometrie vermessen. Die Dicke der Cornea wird ultraschallpachymetrisch erfasst. Dabei kommen in den einzelnen Studien Geräte verschiedener Hersteller zum Einsatz. Lam & Douthwaite geben an, dass mit verschiedenen Geräten unterschiedliche Ergebnisse erzielt wurden. Auch die Kooperationsfähigkeit (compliance) der Patienten, angesichts der invasiven Messung (Kontaktmessung), könnte eine zusätzliche Fehlerquelle darstellen. Dies kann zu Abweichungen in den Berechnungen des  $R_p$  und somit auch der Korrelation führen. Eine zusätzliche Variation bei den Keratometriegeräten der verschiedenen Hersteller ist der sich unterscheidende Brechungsindex des Kammerwassers [16], auf dessen Grundlage die Corneakrümmung berechnet wird.

Diese Arbeit griff bei der Berechnung des hinteren Hornhautradius auf die Programme Kreisfit und Ellipsenfit zurück, bei denen die posteriore Hornhautkrümmung einerseits sphärisch und andererseits asphärisch angenähert wurde. Bei den Kreisfitberechnungen ergaben sich je zwei horizontale und zwei vertikale hintere Hornhautradien, jeweils 3 und 6 mm parazentral. Bei der Ellipsoiden - Näherung ergab sich ein horizontaler und vertikaler Radius. Diese sind in die Auswertung nur gemittelt eingeflossen, um sie mit den Orbscan II Ergebnissen vergleichen zu können. Für die Exzentrizität der (anterioren) Hornhaut wurde ein Wert  $\varepsilon = 0.5$  [27] verwendet. Diese Exzentrizität entspricht einer Asphärizität  $Q = -\varepsilon^2 = -0.25$ .

Für die Asphärizität der Hornhautvorderfläche findet man in der Literatur Werte von  $Q = +0.16$  bis  $-0.30$  [29] bzw.  $-0.12$  bis  $-0.36$  ([28] umgerechnet). Die Studien mit der grössten Fallzahl stammen dabei von Kiely et al ( $n = 176$ ,  $Q = -0.26 \pm 0.18$ , [30]) und Guillon et al ( $n = 220$ ,  $Q = -0.18 \pm 0.15$ , [31]). Die

Datenauswertung aus einer aktuellen Arbeit mit George Beiko [32] lieferte eine mittl. Asphärizität  $Q = -0.216 \pm 0.130$  ( $n = 696$ ). In diesem Licht ist die Wahl von  $Q = -0.25$  bzw.  $\varepsilon = 0.5$  am sinnvollsten.

Die Ergebnisse des PC Programms Ellipsenfit lieferten neben den Radien noch zusätzlich den Exzentrizitätswert  $\varepsilon$  der hinteren Hornhaut. Er beschreibt das geometrische Verhalten der Ellipse vom Scheitelpunkt zur Peripherie. Prolate (Abnahme der Krümmung vom Zentrum zur Peripherie), oblate (Zunahme der Krümmung vom Zentrum zur Peripherie), sphärische, parabole und hyperbole Formen sind möglich. Diese Arbeit liefert Werte von  $\varepsilon = 0,89$  für den horizontalen und  $\varepsilon = 1,03$  für den vertikalen Meridian, also einer prolaten Ellipse und einer hyperbolen Form. Gemittelt ergibt sich  $\varepsilon = 0,96 \pm 0,21$ , was einer prolaten Ellipse entspricht. Nur wenige Studien beschäftigen sich mit der Asphärizität oder Exzentrizität der hinteren Hornhautkrümmung.

Es finden sich Werte von umgerechnet  $\varepsilon = 0.62$  bis  $0.81$  [15, 18, 33]. Studien mit der grössten Fallzahl stammen dabei von Dubbelmann et al ( $n = 83$ ,  $\varepsilon = 0.62 \pm 0.27$ , [18]) und Lam et al ( $n = 60$ ,  $\varepsilon = 0.81 \pm 0.38$ , [33]). Die ermittelte Exzentrizität dieser Arbeit weicht von den vorhandenen Literaturwerten ab. Ein direkter Vergleich ist schwierig, da Änderungen der anterioren  $\varepsilon$  um beispielsweise 100%, Radienunterschiede im Ergebnis von ca. 2,5% verursachen. Lam [33] und Dubbelmann [18] untersuchten jeweils eine Kollektivgröße von 60 bzw. 83 bei einem Durchschnittsalter von 20 bzw. 37,7 Jahren und stellten eine Abnahme der Asphärizität mit zunehmendem Alter fest [12, 18, 34].

Schlussfolgernd lässt sich feststellen, dass das sich aus unseren Untersuchungen gefundene Verhältnis von 1,13 nahezu identisch ist mit dem von Gullstrand im Jahre 1909 ermittelten Wert von 1,132.

Gullstrand hat direkte Messungen an exstirpierten enukleierten Leichenaugen vornehmen können. Für die Qualität seiner Messungen sprechen auch die von ihm gefundenen Werte für die HH - Vorderfläche, die (Mittel mit 7,70 mm) immer noch Aktualität besitzen. Patel [15] maß  $7,68 \pm 0,4$  mm bei einer Kollektivgröße von 20. Dunne [12] ermittelte  $7,91 \pm 0,05$  mm bei 80 Probanden.

Dubbelmann [18] beschreibt einen durchschnittlichen vorderen Hornhautradius von  $7,87 \pm 0,27$  mm (83 Fälle). Owens [19] zeigt eine sagittale vordere Hornhautkrümmung von  $7,78 \pm 0,27$  mm.

Direkte Messungen an enukleierten Hornhäuten und mathematisch konstruierten Formen bestätigen, dass es sich bei der hinteren Hornhautfläche um eine hyperbole oder um eine prolate Form handelt [34], was auch wir durch unsere Ergebnisse zeigen konnten.

## 5. Zusammenfassung

In der Literatur finden sich bislang nur wenige Untersuchungen zum posterioren Radius der Hornhaut. Die Zielsetzung dieser Arbeit war es, unter Zuhilfenahme von Keratometrie und moderner optischer Pachymetrie, den hinteren Krümmungsradius der Hornhaut kontaktlos und präzise zu ermitteln. Es wurden 52 Probanden (22 weiblich, 30 männlich) mit einem Durchschnittsalter von 28,1 Jahren (18 - 56 Jahre) rekrutiert. An allen Augen wurden Hornhautdickenmessungen (mit dem ACMaster und dem Orbscan II), und Messungen der vorderen Hornhautkrümmungsradien (mit dem IOLMaster, dem Oculus Keratographen und dem Orbscan II) durchgeführt. Mit den pachymetrischen und keratometrischen Quelldaten wurde unter der Zuhilfenahme der PC-Programme Kreis - und Ellipsenfit ein hinterer Hornhautradius in sphärisch und asphärischer Näherung hergeleitet. Der berechnete Radius konnte einerseits mit den Ergebnissen des Orbscan II, und andererseits mit vorhandenen Literaturergebnissen verglichen werden.

Die zentrale mittlere Hornhautdicke wurde beim ACMaster mit  $548,1 \pm 40,8 \mu\text{m}$  und beim Orbscan II mit  $586,3 \pm 39,7 \mu\text{m}$  gemessen. Parazentral ergeben sich Werte von  $558 \pm 39,6 \mu\text{m}$  bis  $574 \pm 42,8 \mu\text{m}$  beim ACMaster und  $660 \pm 36,9 \mu\text{m}$  bis  $691 \pm 38,6 \mu\text{m}$  beim Orbscan II. Die anteriore mittlere Hornhautkrümmung wurde beim IOLMaster mit  $7,76 \pm 0,28 \text{ mm}$  und beim Oculus Keratographen mit  $7,79 \pm 0,28 \text{ mm}$  gemessen. Der Orbscan misst  $7,81 \pm 0,31 \text{ mm}$ . Der posteriore Hornhautradius wurde beim Orbscan II mit  $6,06 \pm 0,38 \text{ mm}$  gemessen. Das Ergebnis dieser Arbeit für den posterioren Hornhautradius ( $R_p$ ) beträgt  $6,89 \pm 0,26 \text{ mm}$ . Der Vergleich mit Resultaten anderer Autoren ergab ein uneinheitliches Bild. Während häufig stärkere Verhältnisse gefunden wurden, zeigt diese Arbeit eine Relation von  $R_a$  zu  $R_p$  von 1,13 und ist damit praktisch identisch mit dem von Gullstrand ermittelten Verhältnis von 1,132 aus dem Jahre 1909. Daraus werden nicht nur die Ergebnisse Gullstrands bestätigt, sondern ebenso die prinzipielle Brauchbarkeit des vorgestellten Meß - und Auswerteverfahrens.

## 6. Literaturverzeichnis

- 1) Grehn Augenheilkunde 27. Auflage Springer - Verlag Berlin Heidelberg New York.
- 2) Bürki E: Neue Möglichkeiten der Hornhautdiagnostik mit Hilfe der Videokeratometrie. NOJ 10/2001,52-55.
- 3) Wenzel M, Reuscher A, Aral H. Derzeitiger Stand der Katarakt - und refraktiven Chirurgie. Ophthalmo-Chirurgie 2001;13:213-218.
- 4) Leaming DV. Practice styles and preferences of ASCR Smembers - 2000 survey. J Cataract Refract Surg 2001;27:948-955.
- 5) Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 1992;18:125-129.
- 6) Haigis W, Lege B. A. M. Optische Biometrie als Alternative zur Ultraschallbiometrie. Ophthalmo - Chirurgie 2000 12:75-80.
- 7) Draeger, J.; Winter R.; Engelmann K.; Kohlhaas M. 1995 Hornhautmorphologie S. 28 - 30. In Straub, W.; Kroll, P.; Küchle, H.J. (Hrsgbr.) Die opthalmologischen Untersuchungsmethoden. Enke Verlag Stuttgart.
- 8) Straub W.; Köhler V. 1992. Krankheiten der Hornhaut. S. 229 - 232. In: Pau H. (Hrsgbr.). Lehrbuch der Augenheilkunde. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Jena, New York.
- 9) Guggenmoos- Holzmann I, Wernecke KD: Medizinische Statistik. Blackwell Wissenschaftsverlag Gmbh, Berlin, Wien 1996 S. 63.

- 10) Lowe RF, Clark BAJ. Posterior corneal curvature. Br J Ophtalmol 1973;57:464-70.
- 11) Royston JM, Dunne MCM, Barnes DA. Measurement of the posterior corneal radius using slit lamp and purkinje image techniques Ophtalmic Physiol Opt 1990;10:385-8.
- 12) Dunne MCM, Royston JM, Barnes DA. Normal Variations of the posterior corneal surface. Acta Ophtalmica 1992;70:255-61.
- 13) Edmund C. Posterior corneal curvature and its influence on corneal dioptric power. Acta Ophtalmica 1994;72:715-20.
- 14) Garner Leon F. Radius of Curvature of the posterior surface of the cornea, Optometry and Vision Science, Vol. 74, No. 7, July 1997, 496-8.
- 15) Patel S., Marshall J., Fitzke F.W., Shape and radius of posterior corneal surface, Refractive & corneal surgery volume 9 may / june 1993,173-181.
- 16) Olsen T., On the calculation of power from curvature of the cornea, B.J. of Ophtalmology, 1986,70,152-154.
- 17) Gullstrand A., Einführung in die Methoden der Dioptrik des Auges des Menschen. Leipzig: Hirzel, 1911.
- 18) Dubbelmann M., Weeber H.A., van der Heijde R.G.L., Völker - Dieben H.J., Radius and asphericity of the posterior corneal surface determined by corrected scheinplung photography, Acta Ophtalmol 2002;80:379-383.
- 19) Owens H., Garner L.F., Craig J.P., Gamble P., posterior corneal changes with orthokeratology, Optometry and Vision Science, Vol. 81, No. 6, July 2004.

- 20) Zadnik K., Mutti DO., Friedmann NE., Adams AJ., Initial cross-sectional results from the orinda longitudinal study of Myopia. *Optom. Vis Sci* 1993;70:750-8.
- 21) Garner L.F., Yap MKH, Kinnear RF, Frith MJ. Ocular dimensions and refraction in tibetan children. *Optom. Vis Sci* 1995;72:266-71.
- 22) Bennet AG, Francis JL. Visual optics. In: Davson H, ed, *The eye*, Vol 4: Visual optics and the optical space sense. New York, NY, London, Academic Press 1962;3-7.
- 23) Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lanart* 1986 1:307-310.
- 24) Oshika T, Tomidokoro A, Tsuji H. Regular and irregular refractive powers of the front and back surfaces of the cornea. *Exp Eye Res* 1998;67:443-447.
- 25) Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophtalmol* 2000;238:765-73.
- 26) Bartsch, HJ: *Mathematische Formeln*, VEB Fachbuch Verlag, Leipzig, 1984.
- 27) Kaufman PL, Alm A (eds): *Adler's physiology of the eye. Clinical Application*. Mosby, 10<sup>th</sup> edition, 2003.
- 28) Dittmer S, Lingelbach B: *Klassische Ophthalmometrie und Videokeratometer*. *Optometrie* 1:6-17,1997.



- 29) Atchison DA, Smith G: Optics of the human eye. Butterworth-Heinemann, Edinburgh, 2000.
- 30) Kiely PM, Smith G, Carney LG: The mean shape of the human cornea. Opt Acta 29(8):1027-1040,1982.
- 31) Guillon M, Lydon DPM, Wilson C: Corneal topography, a clinical model. Ophthal Physiol Opt 6:47-56,1986.
- 32) Beiko G, Haigis W, Steinmueller A: Distribution of the Corneal Spherical Aberration in a Comprehensive Ophthalmology Practise, and Can Keratometry be Predictive of the Value of the Corneal Spherical Aberration. Submitted to J Cataract Refract Surg, 2006.
- 33) Lam A, Douthwaite W: Measurement of posterior corneal asphericity on Hong Kong Chinese: A pilot study. Ophtal. Physiol. Opt. Vol. 17, No. 4, pp. 348-356,1997.
- 34) Gatinel D, Haouat M, Hoang-Xuan T: A review of mathematical descriptors of corneal asphericity. J Fr. Ophtalmol., 2002;25,1,81-90.
- 35) Lattimore MR Jr, Kaupp S, Schallhorn S, Lewis R 4th. Orbscan pachymetrie : implications of a repeated measures and diurnal variation analysis. Ophthalmology 1999;106:977-81.
- 36) Wang Z, Chen J, Yang B. Posterior corneal surface topographic changes after laser in situ keratomileusis are relatet to residual corneal bed thickness. Ophthalmology 1999;106:406-9; discussion 409-10.
- 37) Camellin M. Proposed formula for the dioptric power evaluation of the posterior corneal surface. Refractive & Corneal Surgery Volume 6 07/08 1990;261-264.

- 38) Bildherkunft: [http://www.oculus.de/de/sites/detail\\_ger.php?page=426](http://www.oculus.de/de/sites/detail_ger.php?page=426)
- 39) Bildherkunft: [http://www.idahoeyecenter.com/Equip\\_OrbScanII.htm](http://www.idahoeyecenter.com/Equip_OrbScanII.htm)
- 40) Bildherkunft: <http://www.meditec.zeiss.de/C125679E00510B81/Contents-Frame/92BDB217719F7F39C125726400283340>

## 7. Anhang

### LEBENS LAUF

Angaben zur Person:

Name	Gerolf Strugalla
Geburtsdatum	07. September 1973
Geburtsort	Sömmerda/ Thüringen
Eltern	
Vater	Dr. Gerd Strugalla * 21. August 1943 Radiologe
Mutter	Dr. Sigrun Strugalla * 18. Juni 1943 Ärztin für Allgemeinmedizin
Religion	römisch-katholisch
Staatsangehörigkeit	Deutsch
Familienstand	ledig
Kinder	keine
Schulbildung	
1980 – 1984	Grundschule Borgentreich
1984 – 1994	Gymnasium Warburg
Juni 1994	allgemeine Hochschulreife
01.1995-12.1995	Grundwehrdienst Marine Eckernförde, Flensburg, Husum

## Hochschulbildung

1996 – 2002	Studium der Zahnmedizin, Bayerische Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg
21.10.1997	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
17.10.1999	Zahnärztliche Vorprüfung
08.06.2002	Zahnärztliche Prüfung
08.07.2002	Approbation zum Zahnarzt

## Beruflicher Werdegang

09.2002-08.2004	Wissenschaftlicher Mitarbeiter mit zahnärztlicher Tätigkeit in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg. Direktor Prof. Dr. B. Klaiber.
09.2004-01-2006	Vorbereitungsassistent bei Fr. Dr. med. dent. M. Riedel, Hainerterstr. 17, 97478 Knetzgau.
seit 03.2006	Dentalhygiene und Zahnärztegemeinschaft, Göhnhardweg 2, CH – 5001 Aarau A.G..

## Danksagung

Meine aufrichtige und besondere Danksagung gilt Herrn PD Dr. W. Haigis, nicht nur für die Überlassung des wissenschaftlichen Themas, sondern auch für die konsequente, kontinuierliche, sehr gute und höchst freundliche Betreuung während der gesamten Dauer.

Herrn Prof. Geerling bin ich für die Übernahme des Koreferates außerordentlich verbunden.

Natürlich schulde ich auch allen, sich für die zeitintensiven Untersuchungsreihen, zur Verfügung stellenden Probanden meinen außerordentlichen Dank.

Herrn A. Spahn danke ich für die Einführung in die statistische Auswertung.