Aus der Augenklinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Professor Dr. med. Anselm Kampik

Stellenwert des Scheimpflug-Imaging in der refraktiven Hornhautchirurgie: Keratograph® versus Pentacam® bei myoper Laser in situ Keratomileusis

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Laura Katharina Hartmann
aus Köln
2011

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. A. Kampik
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med A. Müller Prof. Dr. med. T. Berninger
Mitbetreuung durch den habilitierten Mitarbeiter:	Privatdozent Dr. med. C.- A. Lackerbauer
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	20.1.2011

FÜR MEINEN VATER
CHRISTIAN HARTMANN
1949-2005

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einführung 1

1.1 Stellenwert der refraktiven Hornhautchirurgie– Das LASIK-Verfahren 1

1.2 Stellenwert präoperativer Diagnostik und Ziel der Arbeit.....8

2. Material und Methode.....11

2.1 Verfahrensweise der Topographiegeräte..... 11

2.1.1 Keratograph 11
2.1.2 Pentacam..... 18

2.2 Probanden 25

2.3 Patienten 28

2.4 Statistische Auswertung 30

3. Ergebnisse 34

3.1 Probanden 34

3.1.1 Zentrale Keratometrie 36
3.1.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius 37
3.1.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius 39

3.2 Patienten: Präoperativ 42

3.2.1 Zentrale Keratometrie 44
3.2.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius 45
3.2.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius 48

3.3 Patienten: Drei Monate postoperativ..... 50

3.3.1 Zentrale Keratometrie 52
3.3.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius 54
3.3.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius 56

3.4 Patienten: Sechs Monate postoperativ 58

3.4.1 Zentrale Keratometrie 60
3.4.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius 62
3.4.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius 63

4. Diskussion 66

4.1 Differenz im zentralen Messbereich und im Bereich der mittleren Peripherie: Radius 2 Millimeter 66

4.2 Differenz im peripheren Messbereich: Radius 4 Millimeter 69

4.3 Änderung der Hornhautradien und ihrer Verhältnisse zueinander 73

4.4 Abhängigkeit vom Tränenfilm 76

4.5 Konsequenz für die Katarakt–Chirurgie 77

5. Zusammenfassung 80

6. Literaturverzeichnis 83

7. Verzeichnis der Abbildungen 83

8. Verzeichnis der Tabellen 92

9. Danksagung 93

1. Einführung

1.1 Stellenwert der refraktiven Hornhautchirurgie – Das LASIK-Verfahren

Die Hornhaut ist mit einer Brechkraft zwischen 40 bis 48 Dioptrien (Dpt) das wichtigste lichtbrechende Medium des menschlichen Auges (etwa 70% der Gesamtbrechkraft) und ist damit für die Abbildungsqualität maßgeblich verantwortlich. Bis Anfang der 1980er Jahre konnten Fehlsichtigkeiten wie Myopie, Hyperopie und Astigmatismus nur mit Brillen, Kontaktlinsen und Intraokularlinsen korrigiert werden. In den letzten 20 Jahren haben sich mit der Entwicklung der laser-refraktiven Hornhautchirurgie die Möglichkeiten Fehlsichtigkeiten zu korrigieren entscheidend erweitert. Dabei konnte sich die LASIK - Laser in situ Keratomileusis - als Korrekturverfahren durchsetzen. Die Grundlage dieser Technik beruht auf der Änderung der Brechkraft der Hornhaut [66]. Das Hornhautgewebe besteht überwiegend aus Kollagenfasern und lässt sich typischerweise in fünf Abschnitte einteilen: Oberflächenepithel (40 bis 60 µm) mit Nervenfasern, die Bowman-Membran (lamina limitans anterior, 12 µm), das Stroma (400 bis 500 µm), die Descemet-Membran (lamina limitans posterior, 8 bis 10 µm) und die Endothelzellschicht (20 µm). Die Rückfläche der Bowman-Membran ist maßgeblich verantwortlich für die Stabilität der Hornhaut. Wird sie beschädigt kommt es zu irreparablen stromalen Narbenbildungen. Das aus Kollagenfasern bestehende Stroma nimmt mit einem Anteil von fast 90% den größten Anteil des Hornhautgewebes ein. Bedingt durch die Kollagenfasern (10% Kollagen Typ I und 90% Kollagen Typ III) und die im anterioren Drittel verlaufenden Nervenfasern ist das Gewebe

hier sehr schmerzempfindlich. Das Epithel besitzt eine sehr gute Regenerationsfähigkeit, im Stroma und in der Endothelschicht hingegen ist diese sehr schlecht. Dennoch lässt sich die Hornhaut im Bereich unterhalb der Bowmann-Membran mit Hilfe der Laserchirurgie individuell modellieren.

Das erste laser-chirurgische Hornhaut-Verfahren, das eine Korrektur von Fehlsichtigkeiten ermöglichte, ist die photorefraktive Keratektomie (PRK), 1989 das erste Mal durch Pallikaris beschrieben [51]. Hierbei wird zunächst das epitheliale Gewebe einschließlich der Bowman-Membran entfernt. Anschließend wird mit dem Excimerlaser das Hornhautgewebe direkt unterhalb der Bowmann-Membran abgetragen (Abb. 1).

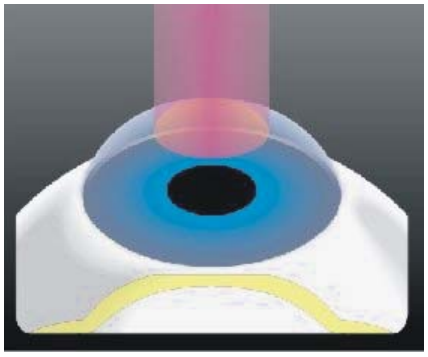

Abbildung 1:
Photorefraktive Keratektomie PRK [1]

Pallikaris griff den von Trokel im Jahr 1983 beschriebenen Gedanken, zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten einen Präzisionslaser (193 nm-Excimerlaser) zu verwenden [74], erneut auf und entwickelte ihn weiter. Der von Pallikaris erstmals genutzte und auch heute noch überwiegend verwendete Excimerlaser

(193 nm) sendet im kurzwelligen, für das menschliche Auge nicht sichtbaren UV-Bereich. Eine Pulsdauer von 10^{-8} Sekunden ermöglicht mit dem Excimerlaser eine exakte Abtragung des Gewebes. Gleichzeitig werden thermische Nebenwirkungen prinzipbedingt vollständig unterdrückt. Bei einer Abtraggenauigkeit von circa 2 µm pro Puls lässt sich die Hornhaut unterhalb der Bowman-Membran durch eine Überlagerung von vorab programmierten Einzelimpulsen beliebig modellieren. Auf diese Weise kann die Brechkraft der Hornhaut individuell verändert werden [9] (Abb. 2).

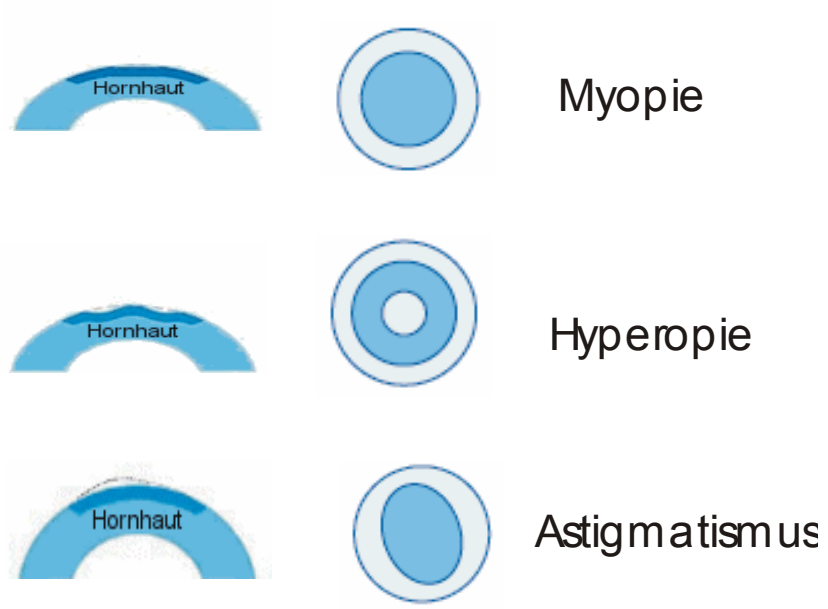

Abbildung 2:
Abtragprofile der verschiedenen Fehlsichtigkeiten

Bei der PRK-Behandlung entsteht nach Epithelabtrag eine Wundfläche, so dass vor allem in den ersten 24 Stunden nach dem Eingriff „erhebliche“ Schmerzen, Tränenfluss und starkes Fremdkörpergefühl auftreten. Auch die längere Rehabilitation des Sehvermögens bedingt durch den Epithelschluss und die damit einhergehende längere Stabilisierungsphase der Refraktionswerte weisen einen deutlichen Nachteil gegenüber den modernen Verfahren wie z. B. der LASIK (Laser in situ Keratomileusis) auf.

Die von Pallikaris eingeführte Nutzung des von Barraquer [8] entwickelten und durch Ruiz [60] und Rowsey [58] verfeinerten Mikrokeratoms war ein entscheidender Schritt für die laser-refraktive Hornhautchirurgie. Mittels dieses Mikrokeratoms wird das schmerzempfindliche Hornhautepithel bis unterhalb der Bowman-Membran sowie im anterioren Bereich des Stromas zirkulär durchtrennt (Abb. 3A). Die so entstandene Lamelle (Flap) mit einer Dicke von 130–160 µm wird bei dieser Methode nicht mehr vollständig vom Auge abgelöst, sondern bleibt an einer definierten Stelle über einer Länge von 3,5 bis 5,0 mm mit der Hornhaut verbunden (Abb. 3B)

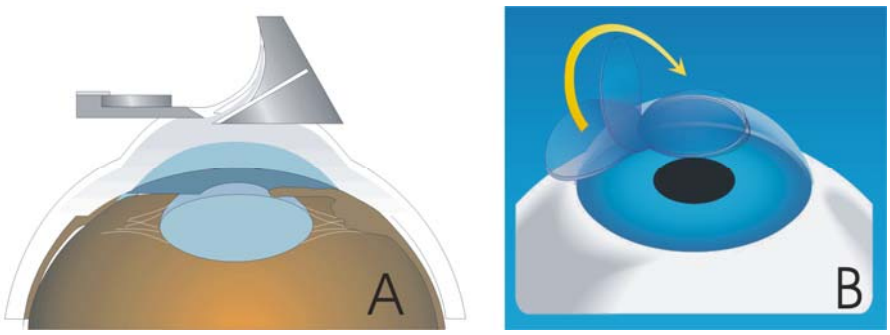

Abbildung 3:
A: Darstellung der Flap-Präparation mit dem Mikrokeratom
B: Präparierte Lamelle (Flap) mit „hinge“

An diesem kleinen Scharnier (englisch „hinge“) kann der Flap zur Seite geklappt werden (Abb. 3B). Nach erfolgtem Hornhautabtrag mit dem Excimerlaser wird der Flap wieder auf die Wundfläche zurück geklappt. Pallikaris nannte diese Methode „Laser in situ Keratomileusis“ (LASIK, Abb.4).

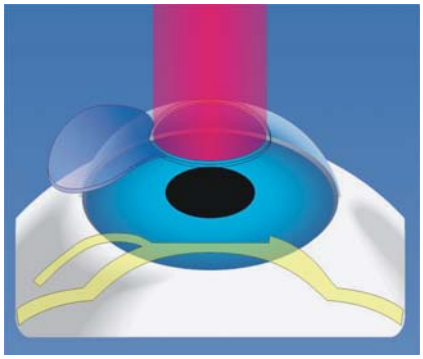

Abbildung 4:
Laser in situ Keratomileusis LASIK [1]

Der Vorteil gegenüber der PRK liegt hier vor allem bei einer wesentlich schnelleren Wundheilung bzw. deutlich reduzierten Wundheilungsstörungen. Das Zurücklegen des Flaps fördert und beschleunigt die Wundheilung. Bei der PRK hingegen wurden postoperativ häufig überschießende Epithelzell-wucherungen und Narbenbildungen, sogenannte „Haze-Bildungen“ beobachtet [11;50;52;75]. Die Behandlung unterhalb des schmerzempfindlichen Oberflächenepithels hat zudem den Vorteil, dass LASIK-Patienten im Gegensatz zu PRK-Patienten kaum über postoperative Schmerzen klagen. Auch die postoperative refraktive Stabilität ist mit der LASIK im optimalen Fall

schon nach wenigen Tagen gewährleistet. Im Gegensatz hierzu zeigen PRK-Patienten erst nach ein bis drei Monaten stabile Refraktionswerte [11;52].
Auch eine LASIK-Behandlung ist nicht frei von Nachteilen bzw. Nebenwirkungen. Vor allem zu Beginn der Entwicklung dieses Verfahren waren Schnittkomplikationen nicht selten und konnten postoperativ zu einer deutlichen Sehminderung führen. Mit dem Einsetzen moderner Mikrokeratome sind Schnittkomplikationen mit 0,5% sehr selten geworden.

Nicht zuletzt mit stetiger Weiterentwicklung und zunehmender Präzision der Excimerlaser hat sich die LASIK innerhalb der letzten 20 Jahre zu einem erfolgreichen Verfahren der Korrektur für Myopie (bis zu -10 Dpt), Hyperopie (+4 Dpt) und Astigmatismus (bis zu -5 Dpt) entwickelt [19;20;24;44;53;72].
Die Zahl der Patienten, die sich für einen refraktiven Hornhauteingriff entscheiden, ist seit den 90er Jahren rapide angestiegen. So haben sich z. B. seit Beginn der 90er Jahre weltweit bereits mehr als 20 Millionen Menschen für einen laser-refraktiven Hornhauteingriff entschieden.
In den Vereinigten Staaten von Amerika allein waren es knapp 12 Millionen. In Deutschland waren es im gleichen Zeitraum etwa 1,2 Millionen Patienten. Die folgende Abbildung 5 zeigt die Entwicklung der Operationszahlen im Zeitraum von 1996 bis zum Jahr 2008 und eine Prognose bis Ende 2010 für Deutschland, Europa sowie den USA.

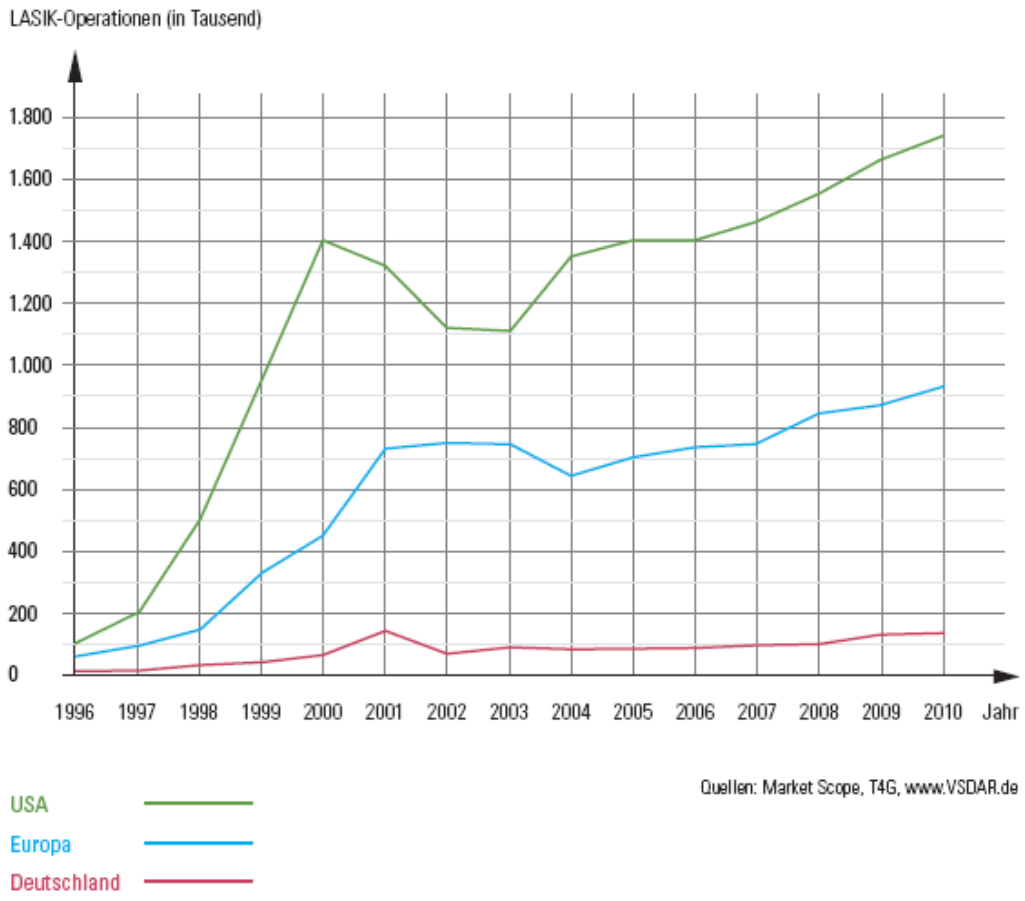

Abbildung 5:
LASIK OP Vergleich Deutschland, Europa, USA [2]

1.2 Stellenwert präoperativer Diagnostik

Für einen erfolgreichen refraktiv-chirurgischen Hornhauteingriff ist vor allem die gezielte präoperative Diagnostik und die genaue Bestimmung der Beschaffenheit des gesamten optischen Systems Grundvoraussetzung. Die dem Eingriff vorausgehende exakte Vermessung der Hornhaut und die Bestimmung ihrer Eigenschaften wie Brechkraft, Krümmungsradien und Hornhautdurchmesser müssen mit größter Sorgfalt durchgeführt werden. Nur auf der Basis einer genauen Kenntnis dieser individuellen Hornhauteigenschaften kann der Abtrag exakt geplant und das gewünschte Ergebnis zur Korrektur der Fehlsichtigkeit erzielt werden. Die Diagnostik des vorderen Augenabschnitts ─ hier insbesondere die Bestimmung und Untersuchung der Hornhautbrechkraft ─ mit Hilfe topographischer Messinstrumente nimmt einen hohen Stellenwert ein. Ergänzende Untersuchungen wie die Bestimmung der Hornhautdicke, die objektive und subjektive Refraktion sowie eine Pupillometrie sind ebenfalls von großer Bedeutung [6].

Die Hornhautdicke wird standardmäßig mit Hilfe der Ultraschall-Pachymetrie ermittelt. Die Hornhaut hat (im Mittel) eine Dicke von 500 bis 550 µm. Bei der Planung refraktiv-chirurgischer Hornhauteingriffe sollte eine minimale unbehandelte Hornhautdicke von 250µm nicht unterschritten werden, da sich sonst die Instabilität der Hornhaut erhöhen kann. Ebenso ist die Messung der mesopischen Pupillengröße von großer Wichtigkeit, da diese die Wahl der Behandlungszone des geplanten Abtrags entscheidend mitbestimmt. Große Pupillendurchmesser in Verbindung mit zu klein gewählter optischer Zone

können postoperativ vor allem bei Dämmerung und bei Gegenlicht (nächtliches Autofahren) für den Patienten unangenehme Blendeffekte, „glares and halos“ bedingen [18;48;55;61;65].

Als bisheriger „Goldstandard“ zur Ermittlung der Oberflächenkrümmung und damit zur Brechkraftbestimmung der Hornhaut gilt die Hornhauttopographie nach dem „Placido-Scheiben-Verfahren“ (s. Kapitel 2.1.2), einem seit Ende des 19. Jahrhunderts bekannten Verfahren.

Seit einigen Jahren steht ein neuartiges Gerät zur Vermessung des vorderen Augenabschnitts zur Verfügung, die Pentacam®[1]. Mit der Pentacam können binnen weniger Sekunden die notwendigen Informationen für einen laser-chirurgischen Hornhauteingriff durch eine einzige kontaktfreie Aufnahme vollständig erfasst werden (s. Kapitel 2.1.2). Die Pentacam vermisst den vorderen Augenabschnitt mit Hilfe des „Scheimpflug-Prinzips“. Dieses Prinzip arbeitet nach einer vollkommen anderen Messmethode als der bisher zumeist zur Hornhauttopographie verwendete Keratograph®[1], der auf dem Placido-Scheiben-Verfahren basiert. Die präzise Kenntnis der zentralen Brechkraftwerte ist für die erfolgreiche Durchführung der Myopiekorrektur von großer Bedeutung.

---

[1] Die in der vorliegenden Dissertation verwendeten Pentacam® und Keratograph® stammen beide von der Firma Oculus, Wetzlar, Deutschland und sind eingetragene Warenzeichen dieser Firma.

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht ob sich die Messungen der Hornhautvorderflächenkrümmung nach dem Placido-Scheiben-Verfahren und dem Scheimpflug-Prinzip voneinander unterscheiden. Hierfür wurde die Vorderflächenkrümmung der Hornhaut mit dem Keratographen (Placido-Scheiben-Verfahren) und der Pentacam (Scheimpflug-Prinzip) gemessen und die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet und miteinander verglichen.

Untersucht wurde inwieweit die Messergebnisse beider Verfahren in folgenden Punkten voneinander abweichen:

- Messungen in drei gewählten Messarealen (zentral, 2 und 4 Millimeter Radius)
- Hornhautgesunde Probanden und Patienten vor myoper LASIK
- Patienten 3 und 6 Monate nach myoper LASIK

Die vorliegende Arbeit zeigt im Ergebnis erstmals eine Differenz der Messwerte der Hornhautvorderflächenkrümmung zwischen dem Keratographen und der Pentacam. Ein Auszug dieser Ergebnisse wurde 2006 auf dem Treffen der ESCRS in London als Poster sowie auf der 104. Tagung der „Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft“ in Berlin als Vortrag präsentiert. Im Januar 2008 konnten die Ergebnisse der Arbeit in der „peer-reviewed“ Fachzeitschrift „Der Ophthalmologe“ veröffentlicht werden [46].

2. Material und Methode

2.1 Verfahrensweise der Topographiegeräte

2.1.1 Keratograph

Der Keratograph bedient sich zur Vermessung der Oberflächenkrümmung der Hornhaut des Placido-Scheiben-Verfahrens. Bereits im 16. Jahrhundert gelang es Christoph Scheiner mit Hilfe mehrerer kleiner Spiegel von zunehmend konvexer Krümmung und dem direkten Vergleich von an Spiegeln reflektierten Objekten die auf der Hornhaut entstandenen Reflexbilder erstmals zu erfassen und zu beschreiben [15;64].

Mit dem 1854 von Hermann Helmholtz entwickelten Keratometer (Ophthalmometer) ließen sich über den Abstand zweier paarweise angeordneter Punkte die zentralen drei Millimeter (zentraler Meridian) der Hornhautoberfläche erstmals bestimmen [35]. Im Jahr 1880 stellte der spanische Augenarzt Placido eine Scheibe mit einem Muster aus konzentrischen schwarzen und weißen Ringen her (Abb. 6). Von Bedeutung ist vor allem, dass sich mit dieser Methode nach Placido das Muster auf der Oberfläche der Hornhaut zentrieren ließ. Mit der von ihm entwickelten „Placido-Scheibe“ konnten die Krümmungen der gesamten Hornhautoberfläche erstmals dargestellt werden [54].

Abbildung 6:
Placido-Scheibe von 1880.
Scheibe mit einem Muster aus konzentrischen schwarzen und weißen Ringen. In der Mitte dieser Scheibe befindet sich ein Loch. Nähert sich der Betrachter, die Scheibe in der Hand, dem Patienten und blickt durch das zentrale Loch, erkennt er das reflektierte Muster der Ringe auf der Hornhaut (Im Besitz der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München).

Die Vermessung der Hornhautoberfläche nach Placido geht davon aus, dass die Oberfläche eines Hornhautgesunden sphärisch gekrümmt ist (Kugelfläche) [35;54]. In diesem Fall erkennt der Betrachter das unverzerrte Spiegelbild der runden Kreise der Scheibe. Bei der Beurteilung der Reflexbilder gilt, je weiter zusammengedrängt die Ringe erscheinen, desto stärker ist die Hornhautkrümmung. Bei regulären Verkrümmungen (Astigmatismus) sind die Kreise entsprechend oval zueinander verzerrt, bei irregulären Krümmungen hingegen erscheinen sie unregelmäßig verzerrt. Treten kegelförmige Verzerrungen auf, deutet das auf einen Keratokonus hin. Abhängig von der Breite der Ringe kann zusätzlich die Steilheit der Hornhaut beurteilt werden. Das Problem der von Placido entwickelten Methodik war, dass sich das Reflexmuster auf der Hornhaut nicht beliebig vergrößern ließ und kleinere Irregularitäten nicht erkannt wurden. Javal verband 1881 das von Helmholtz

entwickelte Keratometer mit der Scheibe von Placido, und so konnten die zentralen drei Millimeter der Hornhaut vergrößert und entsprechend zuverlässig beurteilt werden [42]. Diese Methode der Oberflächenvermessung setzte jedoch eine reguläre korneale Oberfläche voraus und war bei irregulären Astigmatismen wie etwa einem Keratokonus in seiner Aussagekraft limitiert [71]. Erst die Idee von Alvar Gullstrand 1886, an das von Javal veränderte Keratometer eine Photokamera anzubauen, ermöglichte auch eine ergänzende qualitative Beurteilung der erzeugten Reflexbilder [31]. In der anschließenden Analyse konnten die auf der Hornhaut reflektierten Ringsysteme der Placido-Scheibe mit Bildern von Kugeln mit bekannten Krümmungsradien verglichen werden [43]. 1930 stellten schließlich Amsler und Hartinger auf der 48. Tagung der „Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft“ eine Weiterentwicklung der Methode von Alvar Gullstrand vor [7;33]. Mit vier zusätzlich zu der Photokamera installierten Lichtquellen, die die Placido-Scheibe von hinten beleuchteten, konnte ein wesentlich eindeutiger zu beurteilendes Bild der reflektierten Ringe mit der zentral im Gerät integrierten Kamera aufgenommen werden.

Im Jahr 1981 stellten Rowsey et al. das von ihnen entwickelte Photokeratoskop vor [58]. Im selben Jahr publizierten Doss et al. ein mathematisches Rechenverfahren zur Bestimmung des Hornhautprofils aus keratoskopischen Bildern [16]. Letztendlich gelang es dann 1984 dem Amerikaner Klyce die computergesteuerte Auswertung und die digitale Bildverarbeitung in modernen Videokeratoskopen zu vereinen [45].

Die heute verwendeten computerunterstützten Videokeratometer (CAVK) haben eine zentral integrierte „CCD-Kamera“ („charge coupled device“) sowie eine Software zur digitalen und mathematischen Auswertung der Kameraaufnahmen. Das Placido-Scheiben-Verfahren gilt in der Ophthalmologie als „Goldstandard“ für die Messung der Hornhautvorderflächenkrümmung. Der in der vorliegenden Arbeit verwendete Keratograph der Firma Oculus, Wetzlar bedient sich ebenfalls dieser Methode (Abb.7).

Abbildung 7:
Keratograph der Firma Oculus mit der Placido-Scheibe. Die „CCD-Kamera“ befindet sich im zentralen Bereich der Scheibe (roter Pfeil).

Zur Messung der Hornhautvorderflächenkrümmung mit dem Keratogaphen werden von der Rückseite aus angestrahlte konzentrische Ringe (jeweils 11 helle und 11 dunkel Ringe rot angestrahlt) auf die Oberfläche der Hornhaut projiziert (Abb. 8C). Das von der Hornhaut reflektierte Bild wird anschließend von der zentral im Gerät integrierten CCD-Kamera aufgenommen (Pfeil Abb. 7).

Die Daten werden durch eine Software digitalisiert und anschließend verrechnet. Unter Berücksichtigung der sagittalen (Radius bezogen auf die optische Achse) und der tangentialen Darstellung (Radien bezogen auf einen beliebigen Messpunkt der Hornhaut) wird die Krümmung der Hornhaut in einem ersten Schritt mathematisch analysiert (Abb. 8A). Zunächst werden die direkten Abstände der einzelnen Reflexkreise Idealbildern der Placido-Scheibe gegenüber gestellt und verglichen.

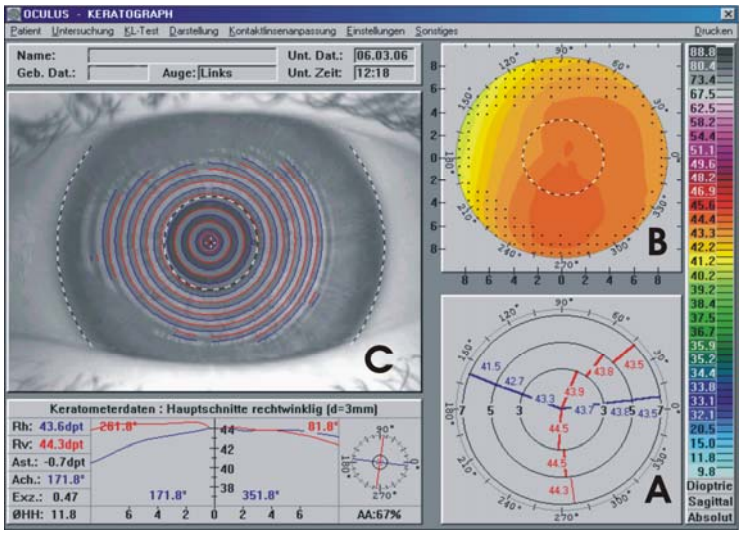

Abbildung 8:
A: Sagittale und tangentiale Krümmungsradien der vermessenen Hornhaut
B: Individuelle Oberflächendarstellung nach der mathematischen Analyse (Falschfarben-kodierte Darstellung der Brechkraftwerte)
C: Abbildung der Placido-Ringe auf der Hornhautoberfläche. Der mediale gestrichelte Kreis markiert die zentral integrierte Kamera und damit den „blinden Fleck“ von 1,5-2,0 Millimeter Durchmesser.

In einem weiteren Schritt werden die Distanzen der einzelnen Ringe und ihrer Radien mit im Keratographen gespeicherten Idealbildern verglichen. Im Zuge der mathematischen Berechnungen werden zunächst bis zu 360 Meridiane

(sternförmig durch das Zentrum verlaufende Linien) auf das Reflexbild gelegt. Es gilt, je weiter die Meridiane und die Ringe sich vom Zentrum entfernen, desto kleiner wird die Dichte der Meridiane und damit die Abstände der Messpunkte zueinander. Als Folge müssen im peripheren Messbereich die Werte teilweise interpoliert werden. Im weiteren Verlauf der Analyse werden nun die Krümmungsradien an den Einzelmesspunkten entlang der Meridiane errechnet.

Anschließend werden weitere Eigenschaften der Hornhautoberfläche mit Hilfe der Fourier-Analyse errechnet [13;30;73]. Hierbei werden die Krümmungsradien in einzelne konzentrische Ringe zerlegt (Abb. 8A). Für jeden dieser Ringe wird anschließend der Krümmungsradius an einem definierten Einzelpunkt berechnet. Hierbei werden die Daten auf jedem Einzelring in Sinus- und Cosinusfunktionen, d. h. in Schwingungen nullter bis zweiter Ordnung, sowie in eine vierte Komponente höherer Ordnungen (größer zwei) zerlegt.

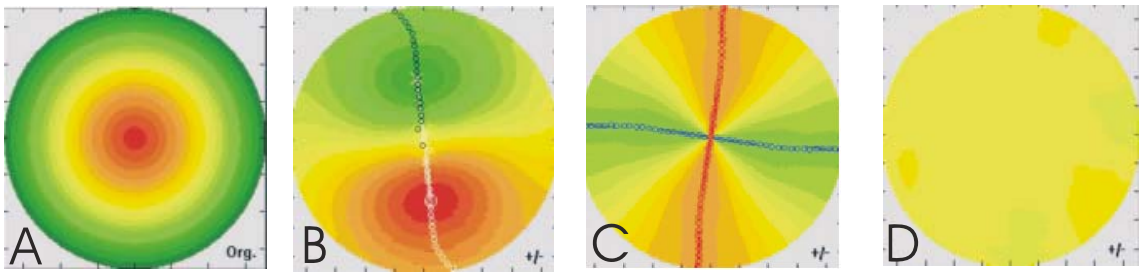

Abbildung 9:
Fourier-Analyse
A: Schwingungen 0.Ordnung (Sphäre, Anteil der Radien/Ringe)
B: Schwingungen 1.Ordnung (Verkippung zwischen optischer Achse des Keratographen und dem Scheitelpunkt der Hornhaut, der Apex)
C: Schwingungen 2.Ordnung (Astigmatismus)
D: Schwingung höherer Ordnung (Anteil lokaler Irregularitäten) [13]

Die sphärische Komponente der Krümmung wird hier durch die Schwingung nullter Ordnung wiedergeben (Abb. 9A). Die Schwingung erster Ordnung stellt die Verkippung zwischen der optischen Achse des Keratographen und der optischen Achse der Hornhaut bzw. des Auges dar (Abb. 9B). Die Schwingungen zweiter Ordnung schließlich geben die Verzerrungen der Ringe zueinander, d. h. den Astigmatismus der Hornhaut an (Abb. 9C). Die Schwingungen höherer Ordnungen können kleinere Irregularitäten aufdecken (Keratokonus, Abb. 9D). In einem letzten Rechenschritt werden diese vier Einzelkomponenten zu einem Gesamtbild der Hornhautvorderfläche und ihrer Krümmungsradien zusammengefügt. Aus den Abweichungen zu „Ideal-Formen“ ergeben sich die individuellen Krümmungswerte in den verschiedenen Bereichen der vermessen Oberfläche. Diese errechneten Daten werden in einer individuellen Falschfarbendarstellung abgebildet (Abb. 8B).

2.1.2 Pentacam

Die Pentacam basiert im Gegensatz zum Keratographen auf einer Methode, die ursprünglich aus der Photographie stammt, dem Scheimpflug-Prinzip. Zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurde diese neue Variante der Photographie von Theodor Scheimpflug, einem Kartographen und Landschaftsvermesser der österreichischen Marine, zur exakten Erstellung von Landkarten entwickelt [63]. Photokameras, die zu Scheimpflugs Zeit verwendet wurden, wie auch die meisten der heutigen Standardmodelle, beruhen auf dem Prinzip der parallelen Ebenen zueinander. Film- (Bild-), Objektiv- und Schärfenebene (Gegenstandsebene) haben keinen gemeinsamen Schnittpunkt, da alle drei Ebenen parallel zueinander verlaufen (Abb. 10A). So können nur Objekte, die parallel zur Filmebene verlaufen, scharf abgebildet werden. Die von Theodor Scheimpflug entwickelte Kamera erlaubt es, zwei dieser drei Ebenen einzeln (Abb. 10B) oder gemeinsam (Abb. 10C) aus der Parallelität zu schwenken. Film- und Objektivebene können so eingestellt werden, dass sie sich mit der Gegenstandsebene in einer gemeinsamen (imaginären) Geraden in der optischen Achse treffen. Hierdurch ergibt sich auch bei nicht paralleler Film- und Objektebene eine Schärfenebene (Abb. 10C: Scheimpflug-Regel).

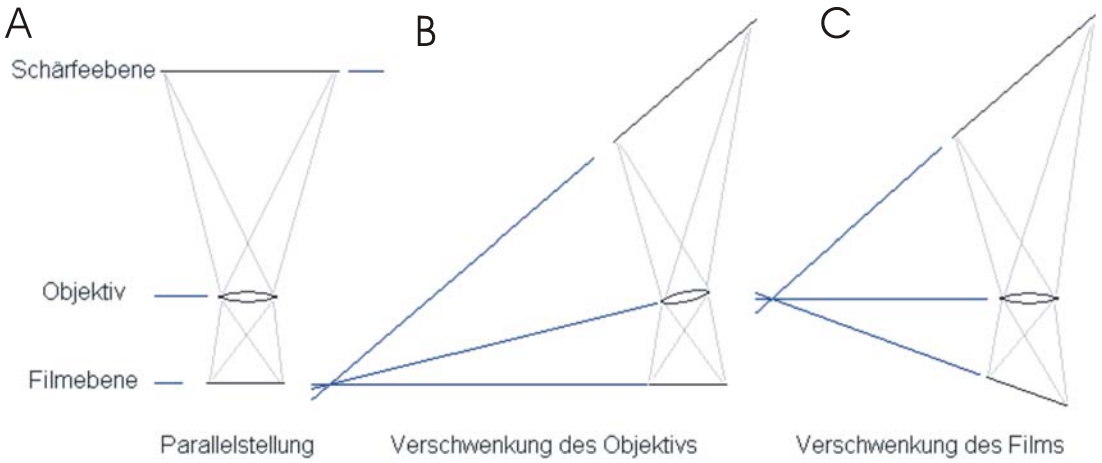

Abbildung 10:
A: Alle drei Ebenen sind parallel zueinander angeordnet der Schnittpunkt liegt im Unendlichen;
B: Schärfen- und Objektivebene sind verkippt, der Schnittpunkt der drei Ebenen liegt damit im Endlichen;
C: Scheimpflug-Regel: Filmebene und Objektebene können so verschoben werden, dass sie sich mit der Schärfenebene in einer gemeinsamen Geraden treffen; dies ermöglicht eine scharfe Darstellung geneigter Objekte [25].

Auf diese Weise konnten erstmals Schrägansichten von Gebäuden sowie geneigte Objekte scharf abgebildet werden. Auch eine tiefenscharfe und unverzerrte Abbildung kugelförmiger Objekte ist mit einer Scheimpflug-Kamera möglich.

Die hier erläuterte Methode aus der Photographie hat man sich in der Ophthalmologie zunutze gemacht. Mit Hilfe dieser Kamera-Technik nach Scheimpflug lässt sich der komplette vordere Augenabschnitt (Hornhautvorderfläche und Hornhautrückfläche, Vorderkammer, Iris, Linse) darstellen und vermessen. Erste Untersuchungen mit Geräten, die nach dem Scheimpflug-Prinzip arbeiten, wurden von Niesel [49] und Brown [12] bereits in den 1960er Jahren vorgestellt. Durch weitere technische Verbesserungen von Hockwin und Dragomirescu gelang es 1982 den „Bonner-Prototyp“, eine rotationsfähige

Scheimpflug-Spaltlampenkamera, zu entwickeln [37]. Durch weitere Zusammenarbeit der experimentellen Abteilung der Bonner Augenklinik mit der Abteilung der Kanazawa Medical University in Japan und der Firma Topcon gelang auf Basis des Bonner-Prototyps die Entwicklung der Topcon-SL-45 Kamera.

Weitere technische Verbesserungen führten schließlich zur Entwicklung der Pentacam durch die Firma Oculus, Wetzlar im Jahr 2002 (Abb.11).

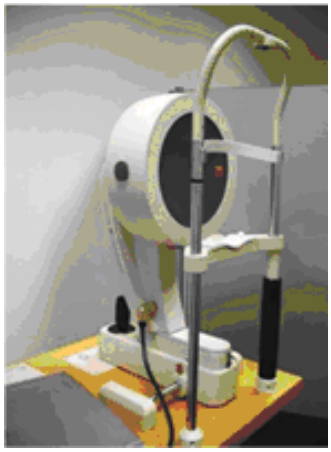

Abbildung 11
Pentacam der Firma Oculus[2], die für die Messungen der vorliegenden Arbeit eingesetzt wurde

Eine Analyse des vorderen Augenabschnitts mit der Scheimpflug-Kamera der Pentacam ist im Grunde einer Spaltlampenuntersuchung ähnlich. Mit der Pentacam kann der beleuchtete Augenabschnitt zusätzlich fotografiert werden. Wie eine Spaltlampe lässt sich die Pentacam in zwei Raumachsen (vor und zurück, rechts und links) verschieben, so dass man ein scharfes Bild der vom Lichtbündel erfassten Abschnitte erhält. Während der Aufnahme fixiert der Pati-

[2] Oculus, Wetzlar, Deutschland

ent eine zentrale Fixationsleuchte [59]. Bei der Aufnahme rotieren das Lichtbündel der Spaltlampe und die integrierte Scheimpflug-CCD-Kamera gemeinsam um die zentrale optische Achse. Innerhalb von knapp zwei Sekunden können 360° des vorderen Augenabschnitts erfasst werden. Anschließend werden die Rohdaten, die den absoluten Höhendaten der einzelnen Abschnitte entsprechen, ausgewertet. Durch die zu Beginn des Kapitels erläuterte Scheimpflug-Regel ist eine scharfe Abbildung aller entlang der Strahlrichtung angeordneten Abschnitte des Auges möglich. Während der Rotation können mit der Pentacam bis zu 50 Schnittbilder, bestehend aus jeweils 500 einzelnen Messpunkten (Höhendaten), aufgenommen werden. Mit einer Messung werden so bis zu 25000 Einzelmesspunkte ermittelt [4]. Diese Daten liefern die Basis für das von der Pentacam nachbearbeitete individuelle dreidimensionale Modell des vorderen Augenabschnitts.

Mit dem „Ray-tracing-Verfahren“ werden die Rohdaten der vorderen Augenabschnitte errechnet (Abb. 12). Hierbei werden alle entlang der (Spaltlampen-) Strahlrichtung (radial) liegenden Objekte ermittelt, die erfassten Einzeldaten werden ausgewertet und ein dreidimensionales Bild der Objekte kann konstruiert werden [4;5]. Auch bei dieser Messmethode ist die Dichte der Messpunkte im Zentrum am höchsten (s. Abb.12).

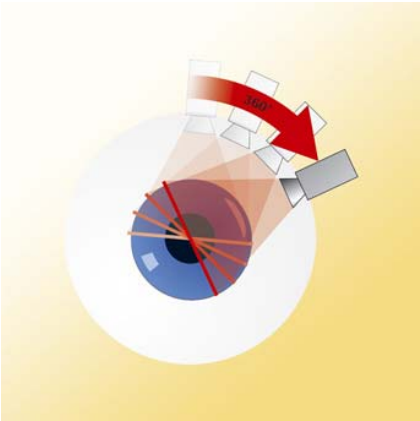

Abbildung 12:
Das Spaltlampenbündel der Pentacam rotiert 360° um die zentrale optische Achse. Die erfassten Messpunkte liegen hierbei zentral besonders dicht beieinander.

Anhand der einzelnen Abstände und der absoluten Höhendaten zwischen Hornhautvorderfläche und Hornhautrückfläche zueinander, bis hin zur Linsenrückfläche wird ein individuelles dreidimensionales Bild der einzelnen Komponenten erstellt (Abb. 13C). In Abbildung 13 sind ausgewählte Darstellungs-Modi der Pentacam exemplarisch gezeigt. Abbildung 13A zeigt z. B. die sagittale Krümmung der Vorderfläche, hier werden die Radien der Hornhaut von Limbus zu Limbus dargestellt. Das auswertbare Areal ist somit größer als bei Topographie-Geräten nach dem Placido-Scheiben-Verfahren [3].

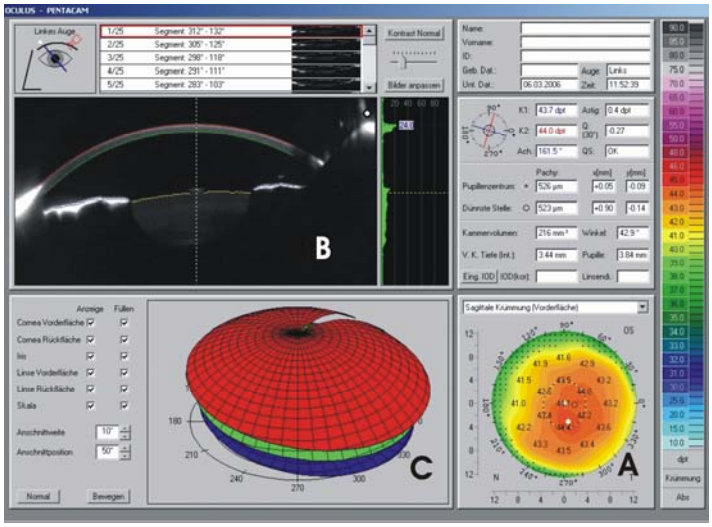

Abbildung 13:
A: Ausgewählter Modus: „Sagittale Krümmung Vorderfläche"; das hier dargestellte Bild gibt die individuelle Krümmung der Hornhautvorderfläche nach Verrechnung aller Höhendaten.
B: Scheimpflug (Spaltlampen)-Aufnahme mit der Pentacam mit der separaten Darstellung von Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche, Vorderkammer, Linsenvorder- und rückfläche.
C: Dreidimensionales Modell aller Einzelkomponenten des vorderen Augenabschnitts.

Des Weiteren wird in Abbildung 13 ein von der Pentacam erstellte Scheimpflug-Bild (Abb. 13B) gezeigt. Hier ist exemplarisch ein einzelnes Lichtbild der erfassten 50 Einzelbilder mit Darstellung des vorderen Augenabschnitts zu sehen. In der Aufnahme sind die einzelnen Komponenten von der kornealen Vorderfläche bis zur Linsenrückfläche sichtbar. Mit der Pentacam lassen sich somit Hornhautvorder- und Hornhautrückflächenkrümmung, Hornhautdicke, Vorderkammer mit Kammerwinkel, Linse, sowie Trübungen von Hornhaut und Linse separat darstellen [3]. In der Scheimpflug-Aufnahme können im entsprechenden Modus manuelle Messungen in den einzelnen Abschnitten durchgeführt werden. Ein weiterer Modus ermöglicht die in Abbildung 13C dargestellten einzelnen Ebenen des Vorderabschnitts in einem dreidimensionalen Modell frei zu drehen; so können alle Abschnitte separat beurteilt werden.

Das Scheimpflug-Prinzip und das „Ray-tracing-Verfahren“ (die Evaluation der Rohdaten) der Pentacam ermöglichen es somit, die anatomischen Gegebenheiten des vorderen Augenabschnitts exakt zu erfassen. Vor allem durch die prinzipbedingte hohe Punktdichte im Zentrum scheint die Pentacam gegenüber dem Keratographen in der laser-refraktiven Hornhautchirurgie systembedingt überlegen zu sein. Hier ist zur Korrektur einer Myopie (zentraler Abtrag, Kapitel 1.2) die exakte Kenntnis der „wahren“ zentralen Krümmungsradien und Höhendaten der Hornhaut von Bedeutung. Mit der „Spaltlampenmethode“ der Pentacam können, im Gegensatz zur Messung nach dem Placido-Scheiben-Verfahren des Keratographen, vor allem auch die zentralen 2 Millimeter der Hornhaut exakt erfasst werden. Die Pentacam weist somit nicht die Problematik eines zentralen „blinden Flecks“ auf.

2.2 Probanden

Als Probanden wurden Personen aus dem Kreis der Mitarbeiter der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München gewählt, bei denen Hornhautirregularitäten, Instabilitäten sowie Dystrophien der Hornhaut zuvor klinisch ausgeschlossen werden konnten. Die Probanden dieser Studie haben sich weder in unserem Haus noch in einer anderen Klinik einem ophthalmologischen Eingriff unterzogen. Eine weitere Voraussetzung war eine kontaktlinsenfreie Anamnese, bzw. eine zweiwöchige Kontaktlinsenkarenz. Das Alter der Probanden lag im Mittel bei 36,9 ± 12,0 Jahren (24 bis 65 Jahre). Das Verhältnis zwischen weiblichen und männlichen Probanden betrug 10:5.

Die Probandenaugen wurden einmalig mit dem Keratographen und der Pentacam vermessen. Bei den Probanden, wie auch bei den Patienten (s. Kapitel 2.3), wurde jeweils zentral sowie an weiteren acht im Voraus festgelegten Messpunkten im Radius von 2 und 4 Millimetern vom Hornhautzentrum die individuelle Brechkraft der Hornhaut in Dioptrien ermittelt (Abb. 14). Die Werte wurden jeweils einzeln von je einer Aufnahme der Krümmung der Hornhautvorderfläche von Keratograph und Pentacam abgelesen. Die roten Punkte in Abbildung 14 markieren die Messpunkte (zentral, 315° (inferior nasal), 225° (inferior temporal), 135° (superior temporal), 45° (superior nasal)).

Die Messungen mit beiden Geräten wurden immer direkt hintereinander durchgeführt, wobei zuerst der Keratograph und anschließend die Pentacam verwendet wurde. Das rechte Auge wurde hierbei jeweils zuerst vermessen. Die Mess-

ergebnisse aller Probanden und Patienten konnten in die Auswertung der Arbeit aufgenommen werden. Für die valide statistische Auswertung wurden die Werte linker Augen an der Vertikalen gespiegelt, so dass alle Lokalisationsangaben (Messpunkte) in dieser Arbeit sich auf rechte Augen beziehen.

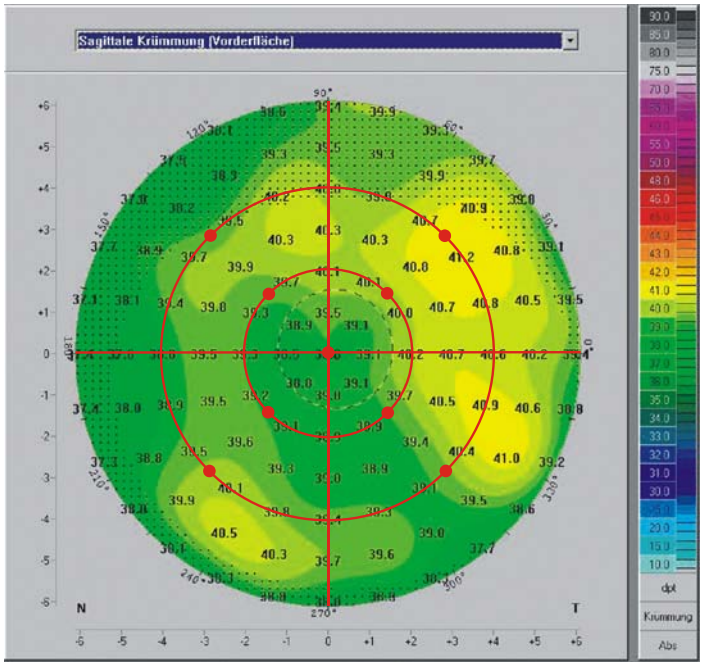

Abbildung 14:
Darstellung der sagittalen Hornhautvorderflächenkrümmung (Pentacam) mit den Markierungen der Messpunkte. Die roten Kreise geben den Radius von 2 und 4 mm an; die roten Punkte zeigen die Lage der gewählten neun Messpunkte.

Bei der Untersuchung mit dem Keratographen blickt der Proband auf ein Muster roter konzentrisch angeordneter Kreise. Auf dem an das Gerät angeschlossenen Computerbildschirm erkennt der Untersucher das zu vermessende Auge mit den auf der Hornhaut gespiegelten Kreisen. Ist das Bild der Ringe auf der Hornhaut vom Untersucher zentriert worden, wird der Auslösemechanismus

automatisch betätigt und die Oberflächenkrümmung wird, wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben, gemessen und anschließend errechnet. Hierbei spielt die Stabilität des Tränenfilms, der für eine qualitative Abbildung der Ringe auf der Hornhaut verantwortlich ist, eine wichtige Rolle. Schon minimale Störungen im Tränenfilm, wie z. B. bei einer Sicca-Symptomatik, aber vor allem die nach LASIK-Eingriffen in der postoperativen Verlaufsverlaufsphase auftretenden Tränenfilmstörungen, können dazu führen, dass diese automatische Auslösung der Aufnahme nicht funktioniert. Hier muss dann die Aufnahme manuell ausgelöst werden, wobei das Bild der Ringe unter Umständen nicht exakt zentriert ist, d. h. die errechneten Daten gehen von einem falschen zentralen Messpunkt aus und können daher in ihrer Aussagekraft limitiert sein.

Bei der Untersuchung mit der Pentacam erkennt der Proband einen blau leuchtenden Strahl, ähnlich dem Licht einer Spaltlampe. Auf dem Bildschirm kann der Untersucher den gesamten vorderen Augenabschnitt des Probanden einsehen. Mit dem Handsteuermechanismus kann das Bild zentriert werden. Ist dies der Fall, wird vom Gerät automatisch der Messvorgang ausgelöst, und die Daten des vorderen Augenabschnitts werden analog zu den Erklärungen in Kapitel 2.1.2 erstellt. Im Fall der Pentacam scheint der Auslösemechanismus unabhängig vom Tränenfilm. Eine exakte Messung und Erfassung des vorderen Augenabschnitts mit der Pentacam ist also auch nach einem laser-chirurgischen Hornhauteingriff bzw. einer Tränenfilmstörung noch aussagekräftig.

2.3 Patienten

Die Patienten wurden aus einem Kollektiv gewählt, das sich im Rahmen einer präoperativen Untersuchung mit anschließender LASIK-Operation im „centrum für refraktive therapie“ (crt) der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München vorgestellt hatte. In der Anamnese und den Routinevor-untersuchungen konnten Irregularitäten, Instabilitäten und Dystrophien der Hornhaut ausgeschlossen werden. Auch bei den Patienten war eine kontaktlinsenfreie Anamnese bzw. eine Kontaktlinsenkarenz von mindestens zwei Wochen Voraussetzung. Es wurden insgesamt 59 Augen von 30 Patienten in die Studie einbezogen. Die Patientenaugen wurden zu drei unterschiedlichen Zeitpunkten analog der bei den Probanden durchgeführten Untersuchung (Kapitel 2.2) mit dem Keratographen und der Pentacam vermessen. Die Messungen fanden bei der Hauptuntersuchung (vor der LASIK-Operation) sowie drei und sechs Monate nach erfolgtem Laser-Eingriff statt.

Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 34,92 ± 7,38 Jahren (24 bis 48 Jahre). In die Studie wurden 19 weibliche und 11 männliche Patienten eingeschlossen.

Im Rahmen des Eingriffs wurde die Flappräparation mit einem automatisierten, linearen Mikrokeratom (Amadeus I, SIS, Port, Schweiz) bei identischen Einstellungen (Schnittkopf 140 µm, Vorschubgeschwindigkeit 1,5 mm/s, Oszillationsfrequenz 10.000 rpm) ausgeführt. Der anschließende Korrekturabtrag wurde bei allen Patienten mit einem asphärischen Standard-

profil eines 200-Hz-Wavelight-Allegretto-Lasers® (Alcon AG, ehemals Wavelight Laser Technologies AG, Erlangen, Deutschland) durchgeführt (Abb. 15).

Abbildung 15:
200-Hz-Wavelight-Allegretto-Laser® (Alcon AG, ehemals Wavelight Laser Technologies AG, Erlangen, Deutschland)

2.4 Statistische Auswertung

Die statistischen Auswertungen der Studie wurden mit dem Programm SPSS Version 11.5 für Windows© (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

Auf Grund seiner Stellung als „Goldstandard“ zur Messung der Hornhautvorderflächenkrümmung in der Ophthalmologie wurden die mit dem Keratographen ermittelten Messwerte als Bezugswerte festgelegt. Von diesen Bezugswerten ausgehend wurden die Differenzen zu den entsprechenden Messwerten mit der Pentacam ermittelt.

Die statistische Analyse erfolgte mit dem Wilcoxon-Rang-Test für verbundene Stichproben. In allen ausgeführten Berechnungen wurden Werte von $p < 0{,}05$ und $p < 0{,}001$ als statistisch signifikant angesehen.

Neben einer Analyse der Einzelwerte wurden die zentralen Werte sowie die Mittelwerte der beiden peripheren Bereiche (zwei Millimeter Radius und vier Millimeter Radius) in Streudiagrammen nach Bland-Altman aufgetragen [10]. Das Bland-Altman-Diagramm (Abb. 16) stellt eine Sonderform des Streudiagramms dar, mit der sich der Vergleich zweier Messmethoden graphisch darstellen lässt. Hierbei werden die Differenzen der beiden Messmethoden gegen den entsprechenden Mittelwert der beiden Messmethoden aufgetragen. Um das Diagramm besser interpretieren zu können, werden drei Hilfslinien in das Diagramm eingefügt. Die erste Linie stellt

den Mittelwert der Differenzen dar, die zweite den Mittelwert der Differenzen plus 1,96-fache Standardabweichung, die dritte den Mittelwert der Differenzen minus die 1,96-fache Standardabweichung. Die obere und untere Hilfslinie begrenzen das sogenannte Konfidenz-Intervall. Anhand des so erstellten Diagramms lassen sich mehrere Schlussfolgerungen bezüglich der Auswertung ziehen. Zunächst ist erkennbar wie hoch die Schwankungsbreite der Unterschiede der beiden Methoden ist. Des Weiteren lässt sich erkennen, ob die eine Methode höher oder tiefer als die andere misst und ob die Abweichung der Methoden von der Höhe der Messwerte abhängig ist.

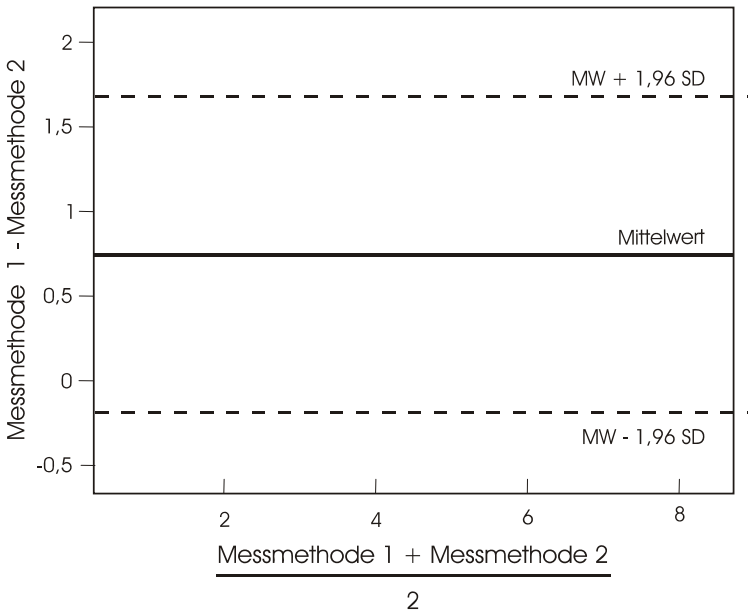

Abbildung 16:
Bland-Altman-Diagramm:
durchgezogene mediale Linie: Mittelwert
obere gestichelte Linie: Mittelwert plus eine Standardabweichung (SD) mal 1,96
untere gestrichelte Linie: Mittelwert minus eine Standardabweichung mal 1,96.
Die obere und untere Hilfslinie begrenzen das 95% Konfidenz-Intervall: Den Bereich, in dem mit größter Wahrscheinlichkeit 95% der ermittelten Werte liegen (Die Grafik wurde von der Autorin selbst erstellt).

Als zweite graphische Darstellung wurden Boxplots gewählt (Abb. 17). Die schwarze Linie innerhalb der Box, der so genannte Median, teilt die Messwerte in zwei nicht notwendigerweise gleich große Bereiche, wobei 50% der Werte kleiner als der Median sind, die anderen 50% hingegen größer. In einem Boxplot liegen 50% der Messwerte innerhalb der Box (25. bis 75. Perzentile).

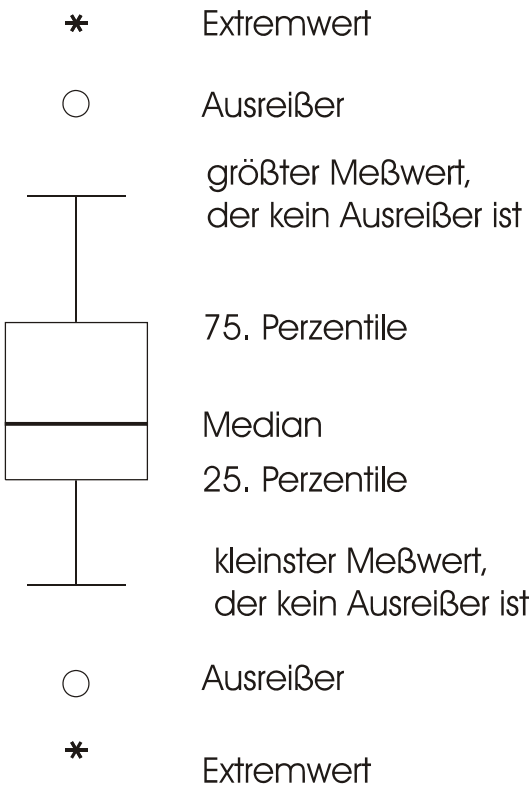

Abbildung 17:
Boxplot mit Erläuterung aller Einzelelemente; [62].

Die Box selbst umfasst 50% der Daten. Anhand ihrer Länge lässt sich der Interquartilenabstand („interquartile range“, IQR), ein Maß für die Streuung der Werte, ablesen. Die jeweils zwei T-förmigen Elemente ober- und unterhalb der Box, die sogenannten „Whisker“ oder auch „Fühler“, markieren das maximal 1,5-fache des Interquartilenabstands (1,5 x IQR), bzw. geben jeweils den kleinsten und größten gemessenen Wert an. Werte die weit über oder unter dieser jeweiligen Grenze liegen, sogenannte Ausreißer bzw. Extremwerte, werden separat durch einzelne Kreise bzw. Sterne dargestellt. Mit einem Boxplot lässt sich ein Überblick über die Verteilung der ermittelten Werte darstellen, im Falle der vorliegenden Arbeit also die Verteilung der Messwerte des Keratographen und der Pentacam.

3. Ergebnisse

3.1 Probanden

Die Fehlsichtigkeit der Probanden (-9,0 bis +1,0 Dpt.) unterscheidet sich statistisch nicht von der zu korrigierenden Fehlsichtigkeit der Patienten vor LASIK (+1,25 Dpt bis -10,0 Dpt). Die Probanden zeigten ein mittleres sphärisches Äquivalent von -1,60 ± 2,65 Dpt (-9,0 bis +1,0 Dpt.; Abb. 18).

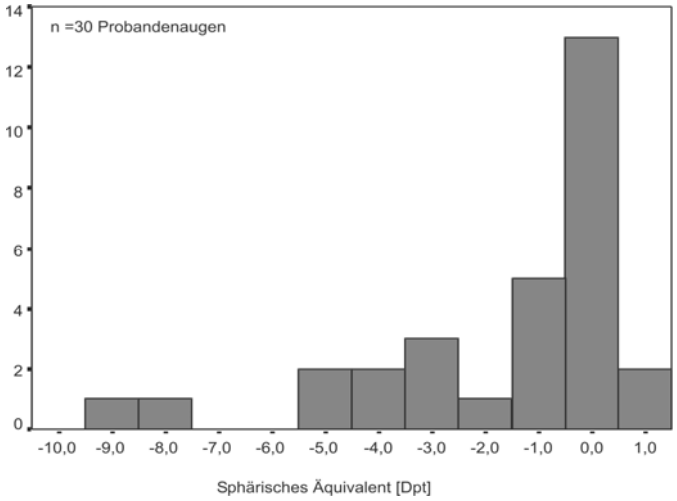

Abbildung 18:
Verteilung des sphärischen Äquivalents der 30 Probandenaugen.

Im folgenden Teil werden die Ergebnisse der Probandenaugen in den drei Messarealen (zentral, Radius 2 und 4 Millimeter) tabellarisch und graphisch aufgeführt. Tabelle 1 fasst die für die 30 Probandenaugen ermittelten Werte an den neun Einzelpunkten aus Abbildung 14, Kapitel 2.2 zusammen. Die

Mittelwerte von Keratograph bzw. Pentacam sind mit ihren zugehörigen Standardabweichungen und dem im Wilcoxon-Rang-Test errechneten *p*-Wert für die Abweichung der Werte voneinander aufgeführt.

Messpunkte	**Keratograph Mittelwert ± SD [Dpt]**	**Pentacam Mittelwert ± SD [Dpt]**	***p*-Wert Wilcoxon-Rang-Test**
zentral	43,61 ± 1,15	43,23 ± 1,19	$p < 0{,}001$***
2mm superior nasal	43,83 ± 1,27	43,50 ± 1,34	$p = 0{,}003$**
2mm inferior nasal	43,62 ± 1,13	43,20 ± 1,16	$p = 0{,}001$***
2mm inferior temporal	43,76 ± 1,14	43,15 ± 1,27	$p < 0{,}001$***
2mm superior temporal	43,85 ± 1,14	43,51 ± 1,21	$p = 0{,}001$***
4mm superior nasal	43,70 ± 1,33	42,48 ± 1,60	$p < 0{,}001$***
4mm inferior nasal	43,46 ± 1,10	42,25 ± 1,16	$p < 0{,}001$***
4mm inferior temporal	43,53 ± 1,07	42,61 ± 1,14	$p < 0{,}001$***
4mm superior temporal	43,82 ± 1,17	42,85 ± 1,38	$p < 0{,}001$***

* = $p < 0{,}05$, ** = $p < 0{,}01$, *** = $p < 0{,}001$

Tabelle 1:
Messergebnisse aller neun einzelnen Messpunkte in Dioptrien (Dpt) für alle 30 Probandenaugen (zentral, 2 Millimeter und 4 Millimeter superior nasal, inferior nasal, superior temporal, inferior temporal), für Pentacam und Keratograph mit Mittelwert, Standardabweichung (SD) und *p*-Wert.

Insgesamt zeigte sich in allen Arealen eine signifikante Differenz zwischen den beiden Geräten mit höheren Werten für den Keratographen.

Im zentralen Bereich lag die Differenz bei im Mittel um 0,38 Dpt höheren Werten für den Keratographen, im Radius 2 Millimeter gab der Keratograph im

Mittel um 0,44 Dpt höhere Werte an und bei vier Millimeter lagen die Werte des Keratographen im Mittel um 1,00 Dpt höher als die der Pentacam.

3.1.1 Zentrale Keratometrie

Im zentralen Messbereich der Probandengruppe lässt sich im Boxplot erkennen, dass der Keratograph mit Werten von 43,61 ± 1,15 Dpt (Minimum 41,10 Dpt; Maximum 45,90 Dpt; 25. Perzentile 42,74 Dpt; Median 43,85 Dpt; 75. Perzentile 44,36 Dpt) im Mittel höhere Werte angibt als die Pentacam (43,23 ± 1,19 Dpt; Minimum 40,90 Dpt; Maximum 45,70 Dpt; Median 43,48 Dpt; 25. Perzentile 42,49 Dpt; Median 43,48 Dpt; 75. Perzentile 43,91 Dpt, Abb. 19).

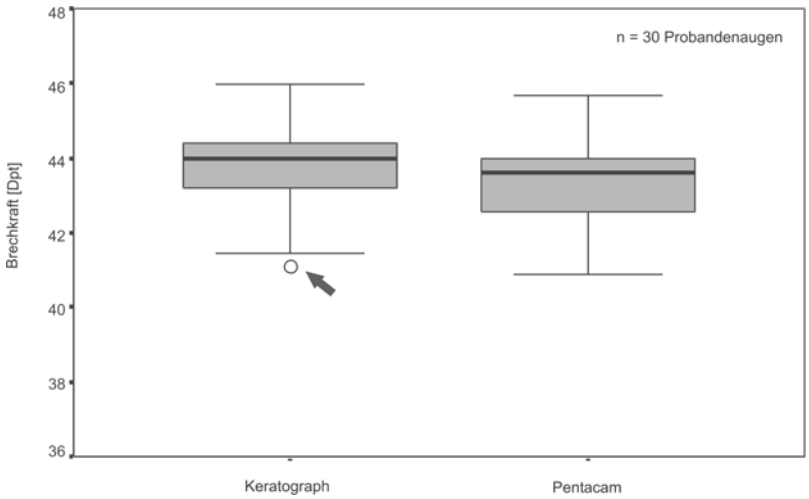

Abbildung 19:
Boxplot für die zentralen Keratometrie-Werte der Probandengruppe. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 43,61 ± 1,15 Dpt an, die Pentacam Werte von im Mittel 43,23 ± 1,19 Dpt ($p < 0{,}001$). Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

Im Bland-Altman-Diagramm (Abb. 20) erkennt man neben zwei Ausreißern (ober- bzw. unterhalb ± 1,96 Standardabweichungen) eine mittlere Differenz von -0,38 ± 0,73 Dpt (MW ± 1,96 SD).

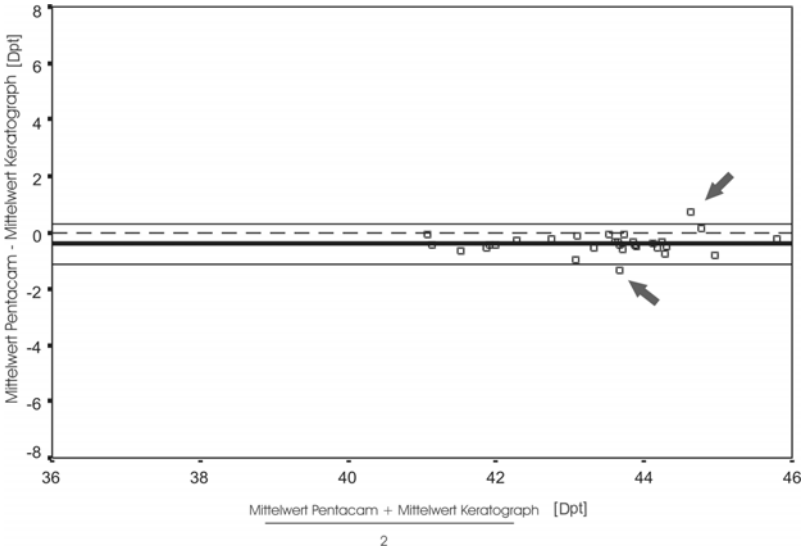

Abbildung 20:
Im Bland-Altman-Diagramm der zentralen Keratometrie-Werte der Probandengruppe zeigt sich eine Differenz von -0,38 ± 0,73 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph. Die Pfeile markieren Ausreißer

3.1.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius

Die in Tabelle 1 aufgeführten acht peripheren Messwerte sind Mittelwerte aus allen Einzelmesswerten der 30 Probandenaugen. An den Mittelwerten der acht Messpunkte zeigt sich eine statistisch signifikante Messdifferenz für alle Bereiche. Aus den vier einzelnen Messpunkten im Radius 2 Millimeter vom Hornhautzentrum wurde zur Erstellung des Boxplots (Abb. 21) und für das

Bland-Altman-Diagramm (Abb. 22) aus den jeweiligen vier Einzelwerten ein Mittelwert für jeden Probanden gebildet. Der Vergleich dieser Mittelwerte zeigt im Radius von 2 Millimeter im Boxplot höhere Werte für den Keratographen ($p < 0{,}001$; Wilcoxon-Rang-Test), wobei sich für den Keratograph im Mittel Werte 43,76 ± 1,12 Dpt ergeben (Minimum 41,12 Dpt; Maximum 45,96 Dpt; 25. Perzentile 43,04 Dpt; Median 43,97 Dpt; 75. Perzentile 44,41 Dpt) und für die Pentacam Werte von 43,38 ± 1,14 Dpt (Minimum 40,88 Dpt; Maximum 45,68 Dpt; 25. Perzentile 42,51 Dpt; Median 43,63 Dpt; 75. Perzentile 44,03 Dpt) ergeben.

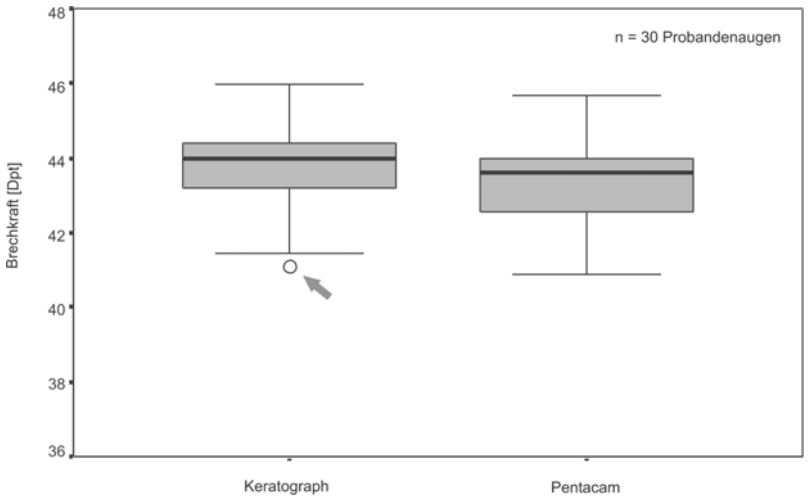

Abbildung 21:
Boxplot für die gemittelten 2 Millimeter Keratometrie-Werte der Probandengruppe.
Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 43,76 ± 1,12 Dpt an, die Pentacam Werte von 43,38 ± 1,14 Dpt ($p < 0{,}001$) (der Pfeil markiert einen Ausreißer an).

Das Bland-Altman-Diagramm zeigt einen Ausreißer bei einer Differenz von -0,44 ± 0,64 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen den beiden Messmethoden.

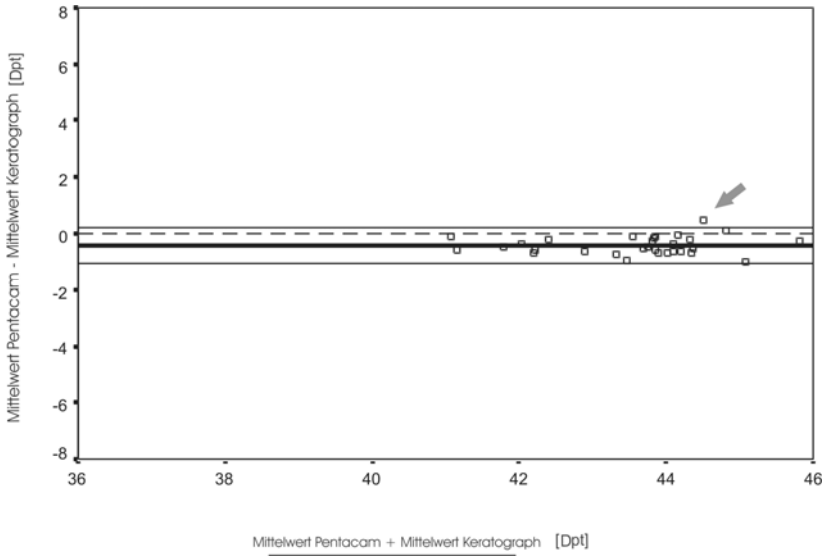

Abbildung 22:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten Keratometrie-Werte der Probandengruppe bei 2 Millimeter Radius. Hier zeigt sich ein Ausreißer (Pfeil) bei einer Differenz von -0,44 ± 0,64 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph.

3.1.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius

Im Radius von 4 Millimeter zeigte sich ein ähnliches Bild wie bei 2 Millimeter Radius. Zunächst konnte hier für alle Einzelwerte eine statistisch signifikante Differenz zwischen Keratograph und Pentacam nachgewiesen werden (Tab. 1). Zur weiteren Auswertung wurden wiederum aus den vier Einzelwerten zur Erstellung der Diagramme Mittelwerte für Keratograph und Pentacam errechnet. Der Keratograph gab Werte um 43,63 ± 1,12 Dpt an (Minimum

41,04 Dpt; Maximum 45,69 Dpt; 25. Perzentile 42,82 Dpt; Median 43,91 Dpt; 75. Perzentile 44,33 Dpt). Die Pentacam zeigte im Mittel Werte von 42,56 ± 1,14 Dpt (Minimum 40,45 Dpt; Maximum 44,85 Dpt; 25. Perzentile 41,59 Dpt; Median 42,76 Dpt; 75. Perzentile 43,44 Dpt). Wie schon zentral und im Radius von 2 Millimeter lassen sich auch hier im Boxplot die höheren Werte für den Keratographen erkennen (Abb. 23; $p < 0{,}001$).

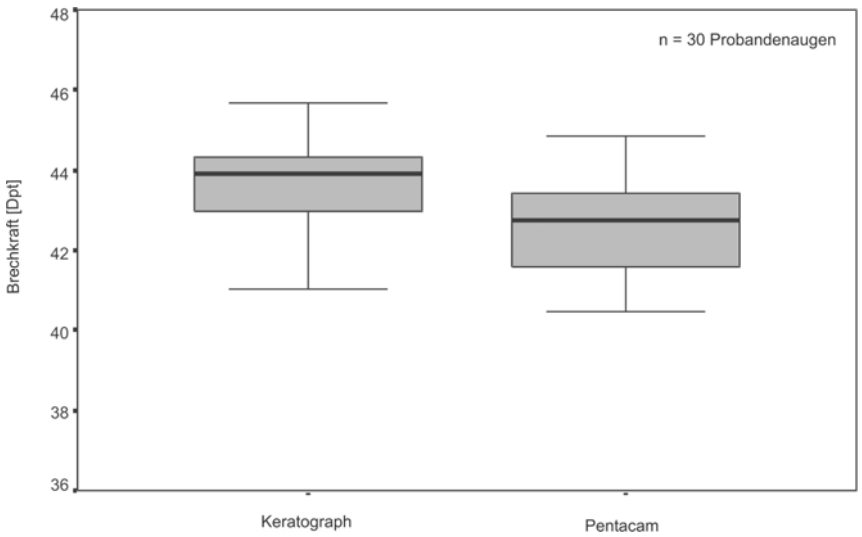

Abbildung 23:
Boxplot für die gemittelten Keratometrie-Werte der Probanden bei 4 Millimeter Radius. Für den Keratograph ergeben sich im Mittel 43,63 ± 1,12 Dpt, für die Pentacam von 42,56 ± 1,14 Dpt ($p < 0{,}001$).

Im Bland-Altman-Diagramm (Abb. 22) ist wie schon im zentralen Messbereich und im Radius von 2 Millimeter zu erkennen, dass der Keratograph höhere Werte liefert mit einer mittleren Abweichung zwischen beiden Geräten von 1,08 ± 1,05 Dpt (MW ± 1,96 SD).

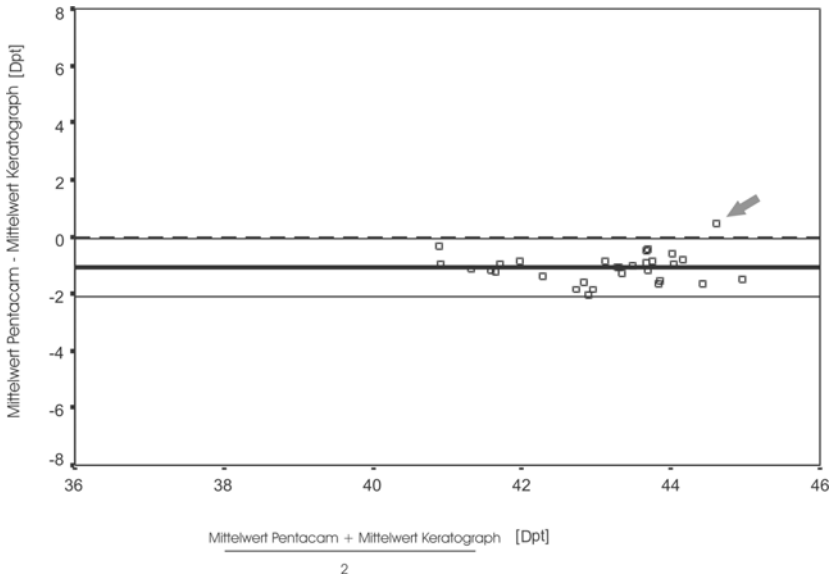

Abbildung 24:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten Keratometrie-Werte der Probandengruppe bei 4 Millimeter Radius. Hier ergibt sich eine Differenz von -1,08 ± 1,05 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph. Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

3.2 Patienten: Präoperativ

Alle Patienten zeigten eine Myopie mit einem mittleren sphärischen Äquivalent von -4,41 ± 1,97 Dpt (+1,25 Dpt bis -10,0 Dpt); (Abb. 25). Der Astigmatismus war bei keinem Patienten höher als -1,5 Dpt. Bei einem Patienten zeigte sich mit einem sphärischen Äquivalent von +1,25 Dpt ein hyperoper Astigmatismus. In allen 59 Fällen verliefen sowohl die durchgeführte LASIK-Operationen, wie auch die postoperative Phase komplikationslos.

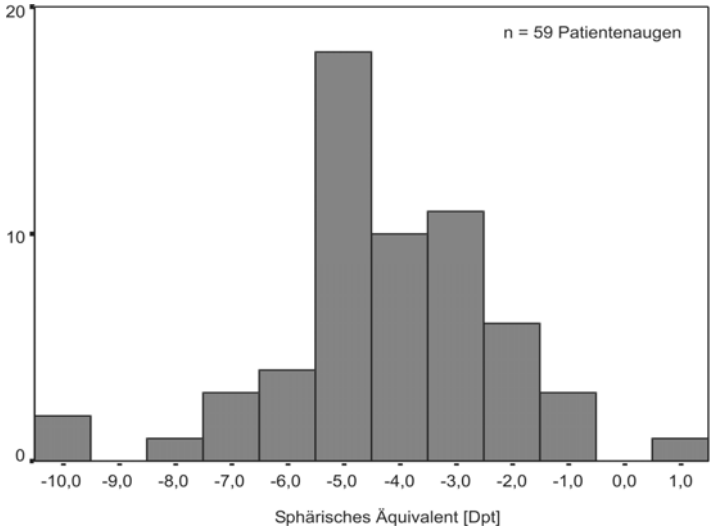

Abbildung 25:
Verteilung des sphärischen Äquivalents von -4,41 ± 1,97 Dpt (+1,25 Dpt bis -10,0 Dpt) aller 59 Patientenaugen vor myoper LASIK.

Die Messwerte der 59 Patientenaugen vor myoper LASIK sind zunächst, wie schon die Werte der Probandenaugen in Kapitel 3.1, mit den entsprechenden Mittelwerten aller acht Messpunkte in einer Tabelle aufgeführt (Tab. 2). Auch

hier zeigen sich durchgehend signifikant höhere Messergebnisse für den Keratographen.

Messpunkte	Keratograph Mittelwert ± SD [Dpt]	Pentacam Mittelwert ± SD [Dpt]	*p*-Wert Wilcoxon-Rang-Test
zentral	44,19 ± 1,37	43,30 ± 1,38	$p < 0{,}001$***
2mm superior nasal	44,36 ± 1,37	43,25 ± 1,84	$p < 0{,}001$***
2mm inferior nasal	44,25 ± 1,46	43,57 ± 1,67	$p < 0{,}001$***
2 mm inferior temporal	44,32 ± 1,45	43,16 ± 1,64	$p < 0{,}001$***
2mm superior temporal	44,40 ± 1,35	43,14 ± 2,35	$p < 0{,}001$***
4mm superior nasal	44,17 ± 1,35	41,44 ± 2,20	$p < 0{,}001$***
4mm inferior nasal	43,99 ± 1,60	42,21 ± 1,69	$p < 0{,}001$***
4mm inferior temporal	44,22 ± 1,47	41,64 ± 1,52	$p < 0{,}001$***
4mm superior temporal	44,24 ± 1,35	41,36 ± 3,59	$p < 0{,}001$***

* = $p < 0{,}05$, ** = $p < 0{,}01$, *** = $p < 0{,}001$

Tabelle 2:
Messergebnisse der neun einzelnen Messpunkte für alle 59 Patientenaugen in Dioptrien (Dpt) vor myoper LASIK (zentral, 2 Millimeter und 4 Millimeter superior nasal, inferior nasal, superior temporal, inferior temporal), für Pentacam und Keratograph mit Mittelwert, Standard-abweichung (SD) und *p*-Wert.

Zentral lag die Differenz bei im Mittel um 0,87 Dpt höheren Werten des Keratographen, im Radius 2 Millimeter gab der Keratograph im Mittel um 1,05 Dpt höhere Werte an und bei vier Millimeter lagen die Werte des Keratographen im Mittel um 2,50 Dpt höher als die der Pentacam.

3.2.1 Zentrale Keratometrie

Im Messbereich der zentralen Brechkraft zeigte sich vor der LASIK-OP ein ähnliches Bild wie in der Probandengruppe in Abschnitt 3.1.1. Im dargestellten Boxplot (Abb. 26) lassen sich höhere Messwerte für den Keratographen erkennen ($p < 0{,}001$). Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 44,19 ± 1,37 Dpt an (Minimum 40,55 Dpt; Mittelwert 44,20 Dpt; Maximum 46,20 Dpt; 25. Perzentile 43,2 Dpt; Median 43,85 Dpt; 75. Perzentile 45,15 Dpt), die Pentacam Werte von 43,33 ± 1,38 Dpt (Minimum 39,80 Dpt, Maximum 45,70 Dpt; 25. Perzentile 42,35 Dpt; Median 43,60 Dpt; 75. Perzentile 44,50 Dpt).

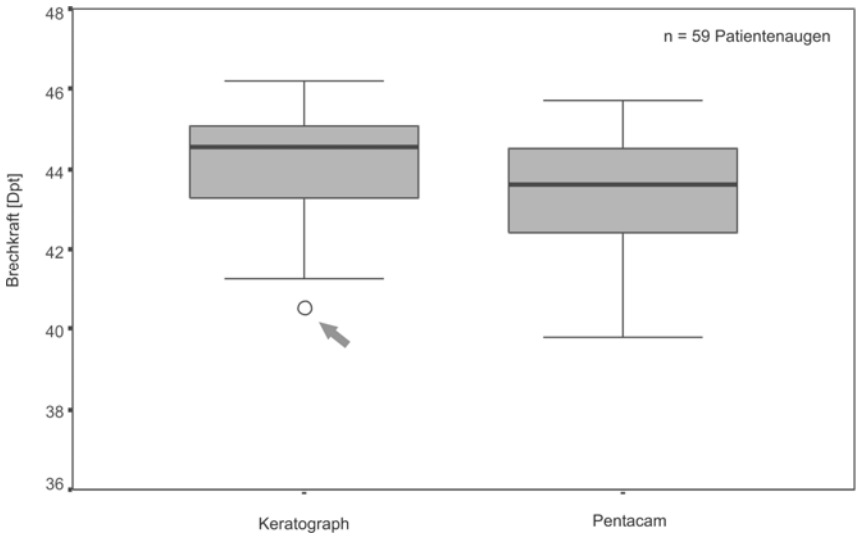

Abbildung 26:
Boxplot für die zentralen Keratometrie-Werte der Patientengruppe vor myoper LASIK.
Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 44,19 ± 1,37 Dpt an, die Pentacam Werte von 43,33 ± 1,38 Dpt ($p < 0{,}001$). Der mit dem Pfeil markierte Kreis gibt einen Ausreißer an.

Das Bland-Altman-Diagramm (Abb. 27) zeigt neben einem einzelnen Ausreißer keine Auffälligkeiten. Die Differenz zwischen Keratograph und Pentacam beträgt -0,87 ± 1,48 Dpt (MW ± 1,96 SD).

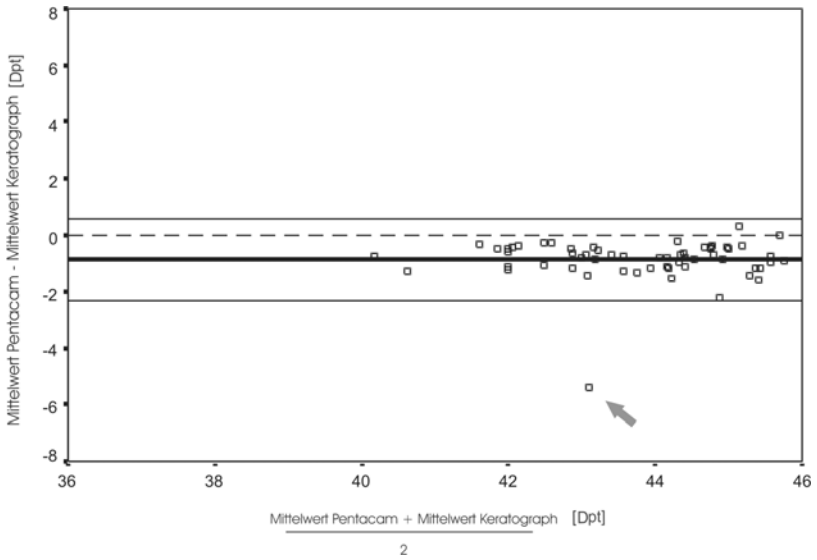

Abbildung 27:
Bland-Altman-Diagramm für die zentralen Keratometrie-Werte der Patientengruppe vor myoper LASIK. Hier zeigt sich neben einem Ausreißer eine mittlere Differenz von -0,87 ± 1,48 Dpt (MW ± 1,96 SD) Abweichung zwischen Pentacam und Keratograph. Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

3.2.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius

Für das Erstellen von Boxplot und Bland-Altman-Diagramm wurden wiederum aus den vier Einzelwerten jedes Patienten im Messbereich von 2 Millimeter Radius Mittelwerte erstellt. Im Boxplot sind höhere Werte für den Keratographen zu erkennen ($p < 0{,}001$); (Abb. 28). Der Keratograph misst Mittelwerte von 44,33 ± 1,36 Dpt (Minimum 40,45 Dpt; Mittelwert 44,33 Dpt;

Maximum 46,36 Dpt; 25. Perzentile 43,47 Dpt; Median 44,63 Dpt; 75. Perzentile 45,42 Dpt), die Pentacam von 43,28 ± 1,44 Dpt (Minimum 28,28 Dpt; Maximum 45,70 Dpt; 25. Perzentile 42,55 Dpt; Median 43,37 Dpt; 75. Perzentile 44,55 Dpt).

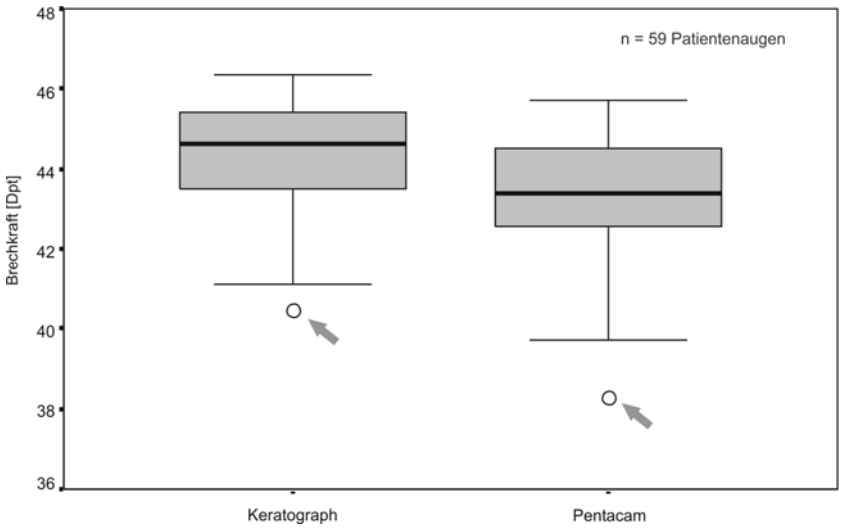

Abbildung 28:
Boxplot für die Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 2 Millimeter Radius vor myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 44,33 ± 1,36 Dpt an, die Pentacam von 43,28 ± 1,44 Dpt ($p < 0,001$). Die mit einem Pfeil markierten Kreise geben einen Ausreißer an.

Im Bland-Altman-Diagramm lässt sich eine Abweichung von -1,05 ± 1,98 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen den beiden Messmethoden erkennen (Abb. 29).

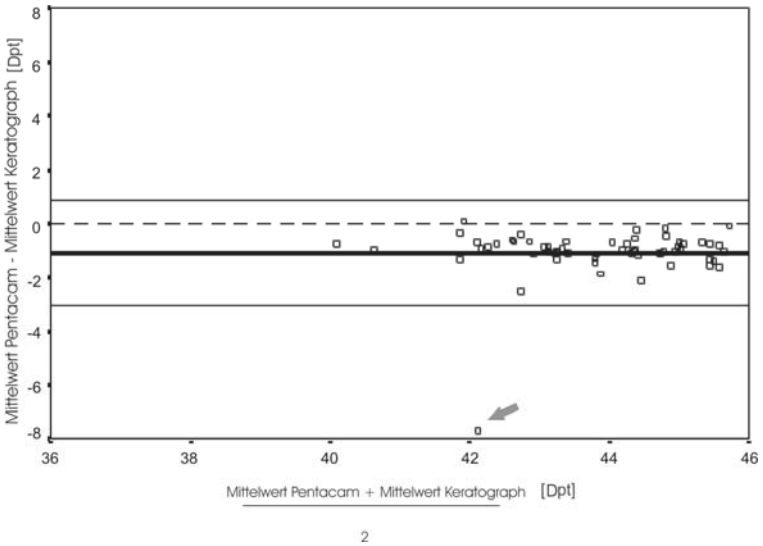

Abbildung 29:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 2 Millimeter Radius vor myoper LASIK Hier zeigt sich eine mittlere Differenz von -1,05 ± 1,98 Dpt (MW ± 1,96 SD) Abweichung zwischen Pentacam und Keratograph. Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

3.2.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius

Im Boxplot für 4 Millimeter Radius zeigen sich höhere Messwerte für den Keratographen ($p < 0{,}001$; Abb. 30) mit Mittelwerten von 44,16 ± 1,33 Dpt für den Keratographen (Minimum 40,50 Dpt; Maximum 46,08 Dpt; 25. Perzentile 43,22 Dpt; Median 44,46 Dpt; 75. Perzentile 45,07 Dpt) und Werten von 41,66 ± 1,39 Dpt für die Pentacam (Minimum 37,70 Dpt; Maximum 44,55 Dpt; 25. Perzentile 40,57 Dpt; Median 41,85 Dpt; 75. Perzentile 42,60 Dpt).

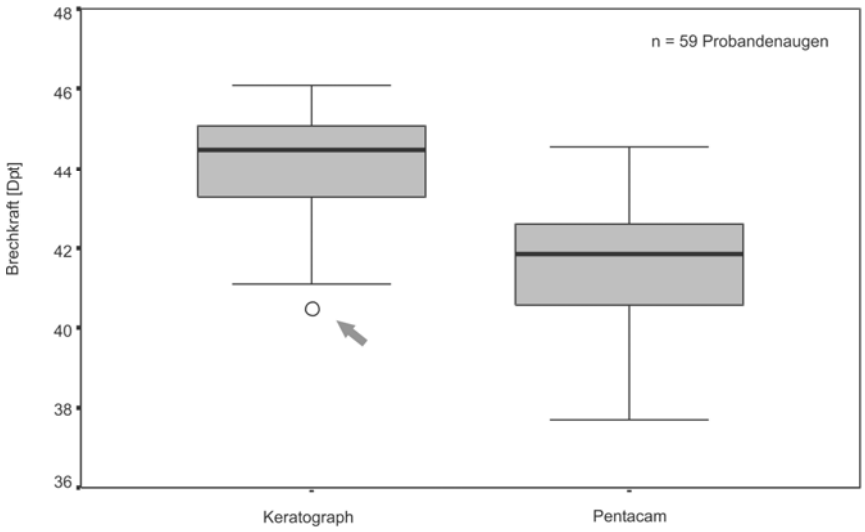

Abbildung 30:
Boxplot für die 4 Millimeter Radius Keratometrie-Werte der Patientengruppe vor myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 44,16 ± 1,33 Dpt an, die Pentacam Werte von 41,66 ± 1,39 Dpt ($p < 0{,}001$). Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

Betrachtet man das Bland-Altman-Diagramm (Abb. 31) ist neben mehreren Ausreißern eine mittlere Differenz von -2,50 ± 2,40 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph zu erkennen.

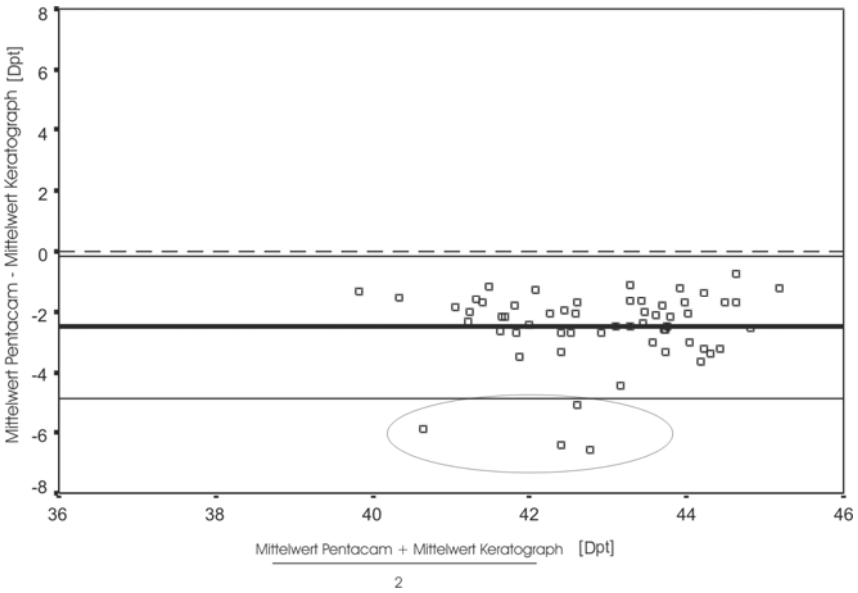

Abbildung 31:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten 4 Millimeter Keratometrie-Werte der Patientengruppe vor myoper LASIK. Hier zeigt sich neben vier Ausreißern (Ellipse) eine mittlere Differenz von -2,50 ± 2,40 Dpt (MW ± 1,96 SD) Abweichung der Messergebnisse zwischen Pentacam und Keratograph.

3.3 Patienten: Drei Monate postoperativ

Die Werte, die drei Monate nach erfolgter Korrektur der Myopie ermittelt wurden, sind zunächst für jeden der neun Messpunkte in Tabelle 3 aufgeführt. Hierbei erkennt man nur noch zentral und bei 2 Millimeter Radius signifikant höhere Messergebnisse für den Keratogaphen. Erwartungsgemäß zeigt sich eine deutliche Reduktion der Keratometrie-Werte nach Ablation zur Korrektur der Myopie durch den LASIK-Eingriff. (Präoperative Keratometrie-Werte des Keratographen: 44,19 ± 1,37 Dpt, postoperative Keratometrie-Werte des Keratographen: 40,91 ± 1,87 Dpt). Drei Monate nach der LASIK-Operation zur Korrektur der Myopie konnte bei den 59 behandelten Augen ein mittleres sphärisches Äquivalent von -0,21 ± 0,49 Dpt ermittelt werden (Abb. 32).

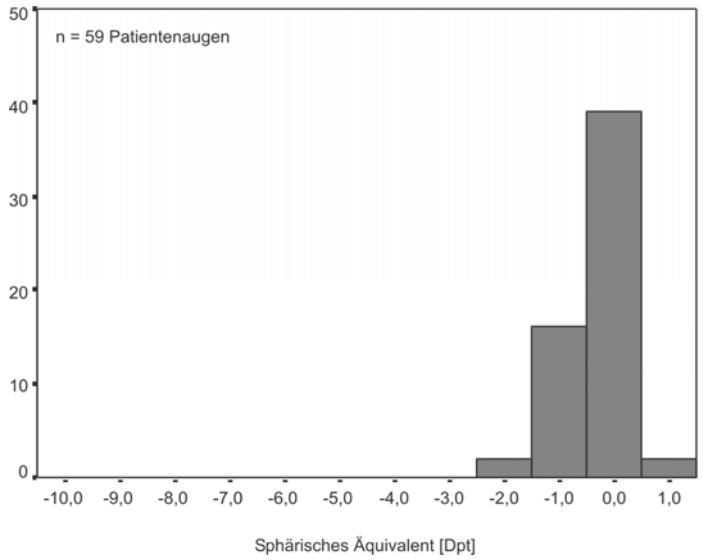

Abbildung 32:
Sphärisches Äquivalent 3 Monate nach myoper LASIK im Mittel -0,21 ± 0,49 Dpt.

Messpunkte	Keratograph Mittelwert ± SD [Dpt]	Pentacam Mittelwert ±SD [Dpt]	*p*-Wert Wilcoxon-Rang-Test
zentral	40,91 ± 1,87	40,08 ± 1,86	$p < 0{,}001$***
2 mm superior nasal	41,25 ± 2,06	40,02 ± 1,91	$p < 0{,}001$***
2mm inferior nasal	41,05 ± 1,95	40,52 ± 1,82	$p = 0{,}003$**
2mm inferior temporal	41,02 ± 1,90	40,67 ± 1,69	$p = 0{,}006$**
2mm superior temporal	40,95 ± 2,01	40,20 ± 2,12	$p < 0{,}001$***
4mm superior nasal	41,07 ± 1,96	40,57 ± 1,75	$p = 0{,}116$
4mm inferior nasal	41,10 ± 1,94	41,27 ± 2,30	$p = 0{,}103$
4mm inferior temporal	41,00 ± 1,85	41,30 ± 1,62	$p = 0{,}058$
4mm superior temporal	40,89 ± 1,97	41,28 ± 1,68	$p = 0{,}092$

* = p < 0,05, ** = p < 0,01, *** = p < 0,001

Tabelle 3:
Messergebnisse aller neun einzelnen Messpunkte für alle 59 Patientenaugen drei Monate nach myoper LASIK (zentral, 2 Millimeter und 4 Millimeter superior nasal, inferior nasal, superior temporal, inferior temporal), für Pentacam und Keratograph mit Mittelwert in Dioptrien (Dpt), Standardabweichung (SD) und *p*-Wert.

Im zentralen Bereich lag die Differenz bei im Mittel um 0,83 Dpt höheren Werten für den Keratographen, im Radius 2 Millimeter gab der Keratograph im Mittel um 0,72 Dpt höhere Werte an und bei vier Millimeter lagen die Werte des Keratographen im Mittel um 0,09 Dpt niedriger als die der Pentacam.

3.3.1 Zentrale Keratometrie

Auch drei Monate nach myoper LASIK wurden im zentralen Messbereich signifikant höhere Messwerte mit dem Keratographen ermittelt (Abb. 33 $p < 0{,}001$). Der Keratograph gibt Werte von im Mittel 40,91 ± 1,87 Dpt an (Minimum 37,75 Dpt; Maximum 44,20 Dpt; 25. Perzentile 39,40 Dpt; Median 40,95 Dpt; 75. Perzentile 42,35 Dpt), die Pentacam von im Mittel 40,08 ± 1,86 Dpt (Minimum 36,60 Dpt; Maximum 44,15 Dpt; 25. Perzentile 38,70 Dpt; Median 40,05 Dpt; 75. Perzentile 41,60 Dpt).

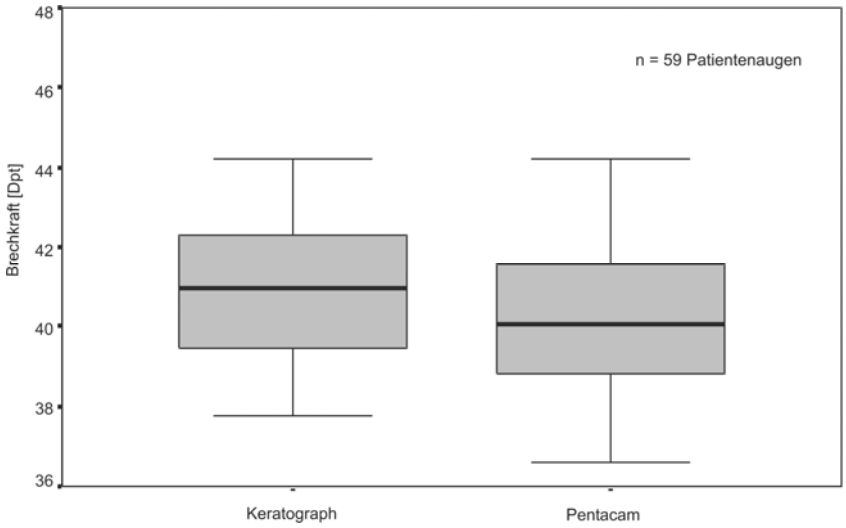

Abbildung 33:
Boxplot für die zentralen Keratometrie-Werte der Patientengruppe drei Monate nach myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 40,91 ± 1,87 Dpt an, die Pentacam 40,08 ± 1,86 Dpt ($p < 0{,}001$).

Im Bland-Altman-Diagramm erkennt man neben einem Ausreißer um 0,83 ± 1,21 Dpt (MW ± 1,96 SD) höhere Werte für den Keratographen (Abb. 34).

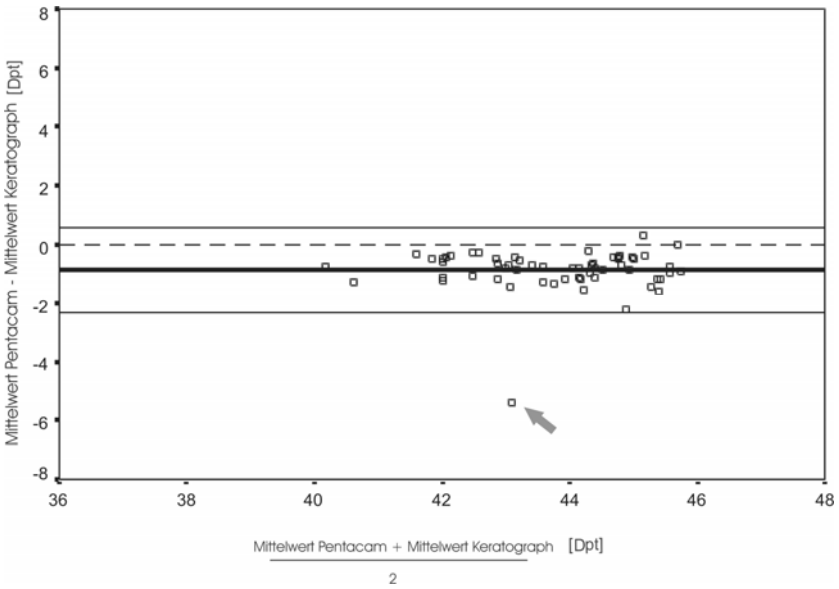

Abbildung 34:
Bland-Altman-Diagramm für die zentralen Keratometrie-Werte der Patientengruppe drei Monate nach LASIK. Hier zeigt sich eine mittlere Differenz von -0,83 ± 1,21 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph. Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

3.3.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius

Im Radius von 2 Millimetern lassen sich nach drei Monaten gleichermaßen wie am zentralen Messpunkt noch signifikant höhere Messergebnisse des Keratographen erkennen (Tab. 3). Der Keratograph gibt im Mittel 41,07 ± 1,92 Dpt (Minimum 37,46 Dpt, Maximum 44,29 Dpt; 25. Perzentile 39,71 Dpt; Median 41,12 Dpt; 75. Perzentile 42,75 Dpt), die Pentacam von 40,35 ± 1,67 Dpt (Minimum 37,10 Dpt; Maximum 43,98 Dpt; 25. Perzentile 39,20 Dpt; Median 40,07 Dpt; 75. Perzentile 41,60 Dpt). Der Boxplot (Abb. 35) und das Bland-Altman-Diagramm (Abb. 36) verdeutlichen diese um 0,70 ± 1,23 Dpt (MW ± 1,96 SD) niedrigeren Werten für die Pentacam ($p < 0{,}001$).

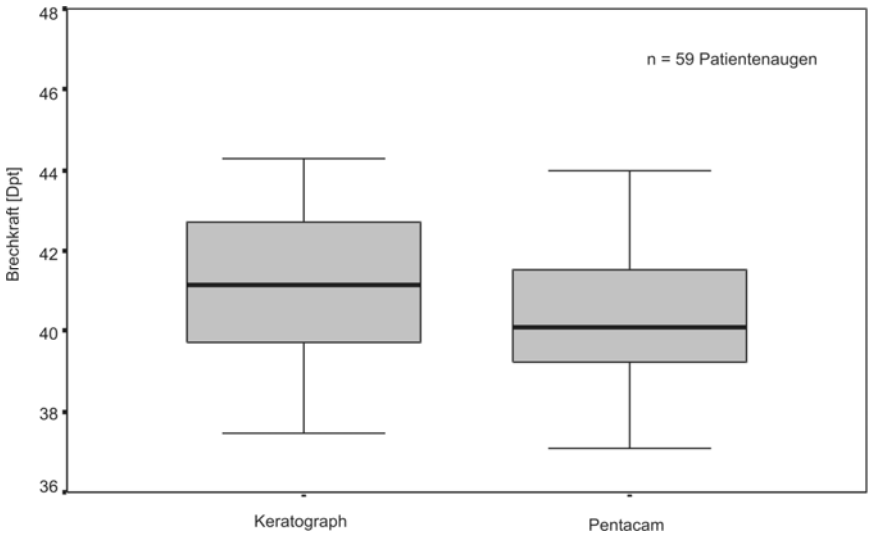

Abbildung 35:
Boxplot für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 2 Millimeter Radius drei Monaten nach myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 41,07 ± 1,92 Dpt an, die Pentacam von im Mittel 40,35 ± 1,67 Dpt ($p < 0{,}001$).

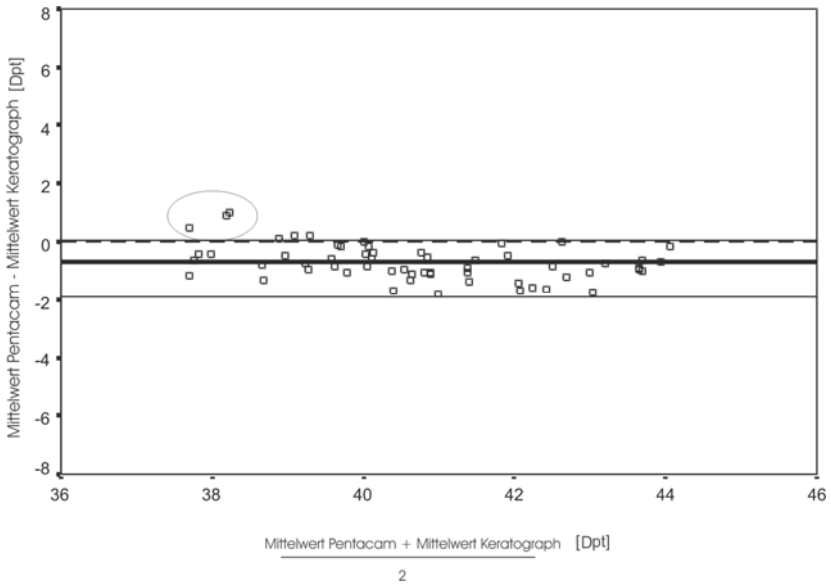

Abbildung 36:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 2 Millimeter Radius drei Monate nach LASIK. Hier zeigt sich eine mittlere Differenz von -0,70 ± 1,23 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph. Die Ellipse markiert Ausreißer.

3.3.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius

Ein anderes Bild zeigt sich drei Monate nach erfolgtem Eingriff im Messbereich von 4 Millimeter Radius. Die Boxplots zeigen, dass der Unterschied der Messwerte zwischen Pentacam und Keratograph weitestgehend verschwunden ist (Abb. 37; $p > 0{,}4$). Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 41,02 ± 1,87 Dpt an (Minimum 37,74 Dpt; Maximum 44,38 Dpt; 25. Perzentile 39,60 Dpt; Median 41,10 Dpt; 75. Perzentile 42,44 Dpt), die Pentacam von 41,11 ± 1,44 Dpt (Minimum 37,08 Dpt, Maximum 43,90 Dpt; 25. Perzentile 40,07 Dpt; Median 41,04 Dpt; 75. Perzentile 42,45 Dpt).

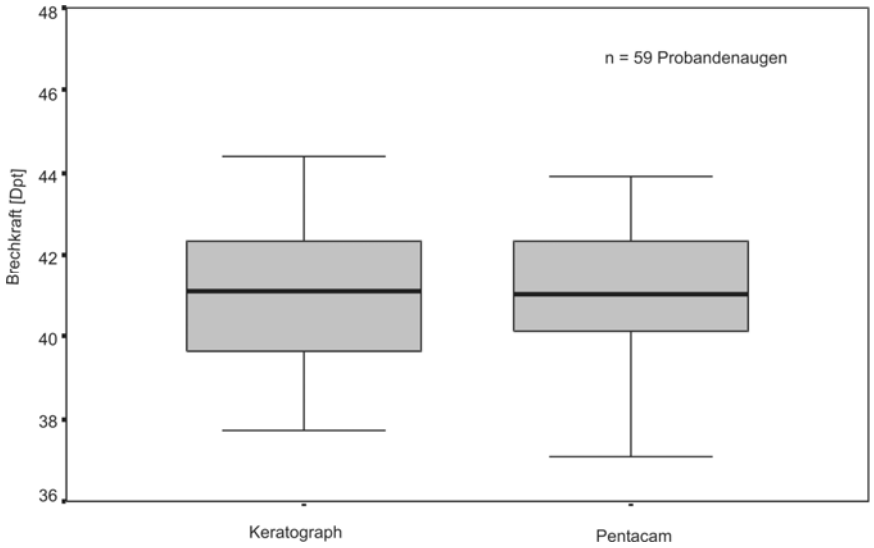

Abbildung 37:
Boxplot für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 4 Millimeter Radius drei Monaten nach myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 41,02 ± 1,87 Dpt an, die Pentacam Werte 41,11 ± 1,44 Dpt ($p > 0{,}44$).

Im Bland-Altman-Diagramm (Abb. 38) zeigt sich eine Änderung der mittleren Differenz auf +0,80 ± 3,11 Dpt (MW ± 1,96 SD)). Die höheren Werte liegen hier auf Seite der Pentacam. Ebenfalls aus dem Diagramm zu erkennen ist eine deutliche Zunahme der Streuung der Differenz der Messwerte im Vergleich zu den Werten im zentralen Bereich (± 1,21 Dpt) und bei 2 Millimeter Radius (± 1,23 Dpt).

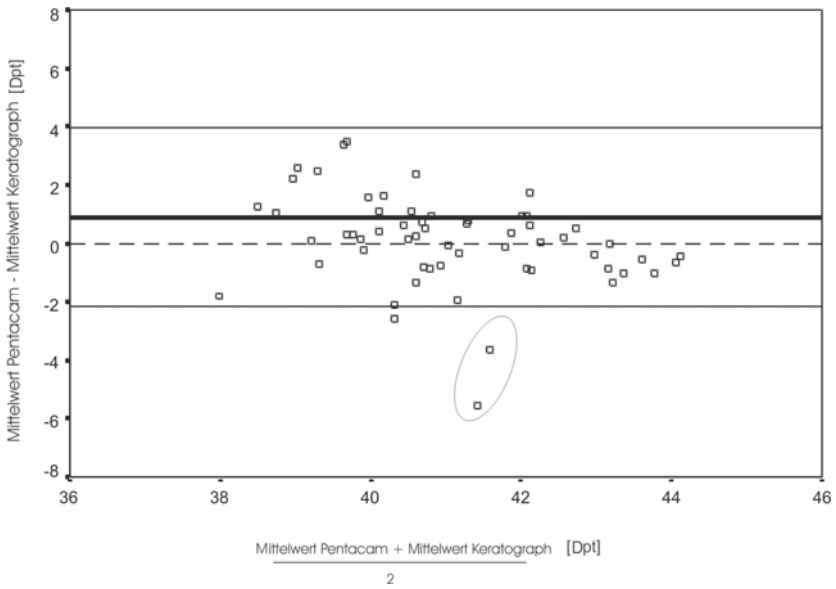

Abbildung 38:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten 4 Millimeter Keratometrie-Werte der Patientengruppe drei Monate nach LASIK. Hier zeigt sich eine Differenz von +0,80 ± 3,11 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam und Keratograph. Ausreißer sind durch eine Ellipse markiert.

3.4 Patienten: Sechs Monate postoperativ

Auch sechs Monate nach der LASIK-Operation wurden aus jeweils vier Einzelmesspunkten im peripheren Bereich bei zwei und vier Millimeter Mittelwerte erstellt. Zum weiteren Vergleich sind auch hier in den Kapiteln 3.4.1, 3.4.2 und 3.4.3 Bland-Altman-Diagramme und Boxplots erstellt worden.

Im zentralen Bereich lag die Differenz bei im Mittel um 0,55 Dpt höheren Werten für den Keratographen, im Radius 2 Millimeter gab der Keratograph im Mittel um 0,41 Dpt höhere Werte an und bei vier Millimeter lagen die Werte des Keratographen im Mittel um 0,54 Dpt niedriger als die der Pentacam. Sechs Monate nach LASIK zeigte das sphärische Äquivalent mit einem Mittelwert von -0,21 ± 0,48 Dpt ähnlich stabile Refraktionswerte im Vergleich zum ersten Kontrolltermin drei Monaten nach myoper LASIK (-0,21 ± 0,49 Dpt; Abb. 32)

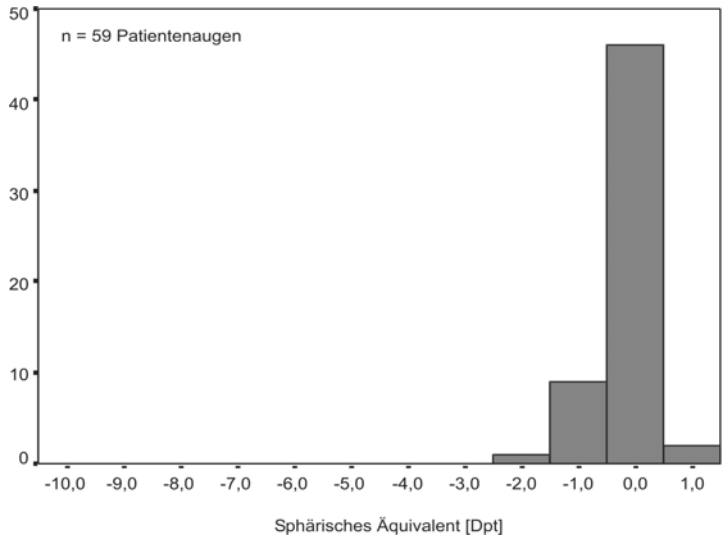

Abbildung 39:
Sphärisches Äquivalent der Patienten sechs Monate nach myoper LASIK mit einem Mittelwert von -0,21 ± 0,48 Dpt.

Messpunkte	Keratograph Mittelwert ± SD [Dpt]	Pentacam Mittelwert ± SD [Dpt]	*p*-Wert Wilcoxon-Rang-Test
zentral	40,94 ± 1,73	40,39 ± 1,81	$p < 0{,}001$***
2mm superior nasal	41,24 ± 1,88	40,68 ± 2,07	$p = 0{,}004$***
2mm inferior nasal	41,25 ± 1,95	40,80 ± 1,76	$p = 0{,}039$*
2mm inferior temporal	41,25 ± 1,92	40,73 ± 1,54	$p = 0{,}001$***
2mm superior temporal	40,87 ± 1,97	40,45 ± 2,15	$p < 0{,}001$***
4mm superior nasal	40,96 ± 1,78	41,06 ± 2,29	$p = 0{,}192$
4mm inferior nasal	40,98 ± 2,32	41,79 ± 1,67	$p = 0{,}010$
4mm inferior temporal	41,26 ± 1,80	41,80 ± 1,56	$p = 0{,}012$
4mm superior temporal	40,87 ± 1,87	41,66 ± 1,39	$p = 0{,}001$**

* = $p < 0{,}05$, ** = $p < 0{,}01$, *** = $p < 0{,}001$

Tabelle 4:
Messergebnisse aller neun einzelnen Messpunkte für alle 59 Patientenaugen sechs Monate nach myoper LASIK (zentral, 2 Millimeter und 4 Millimeter superior nasal, inferior nasal, superior temporal, inferior temporal), für Pentacam und Keratograph mit Mittelwert in Dioptrien (Dpt), Standardabweichung (SD) und *p*-Wert.

3.4.1 Zentrale Keratometrie

Sechs Monate nach LASIK zeigt sich in der Boxplotdarstellung, dass der Keratograph höhere Messwerte angibt (p < 0,001, Abb. 40). Der Keratograph misst im Mittel Werte von 40,94 ± 1,81 Dpt (Minimum 38,00 Dpt; Maximum 40,94 Dpt; 25. Perzentile 39,55 Dpt; Median 40,85 Dpt; 75. Perzentile 42,10 Dpt). Die Pentacam gibt Werte von 40,39 ± 1,73 Dpt (Minimum 37,00 Dpt; Maximum 44,80 Dpt; 25. Perzentile 39,30 Dpt; Median 40,25 Dpt; 75. Perzentile 41,80 Dpt) an.

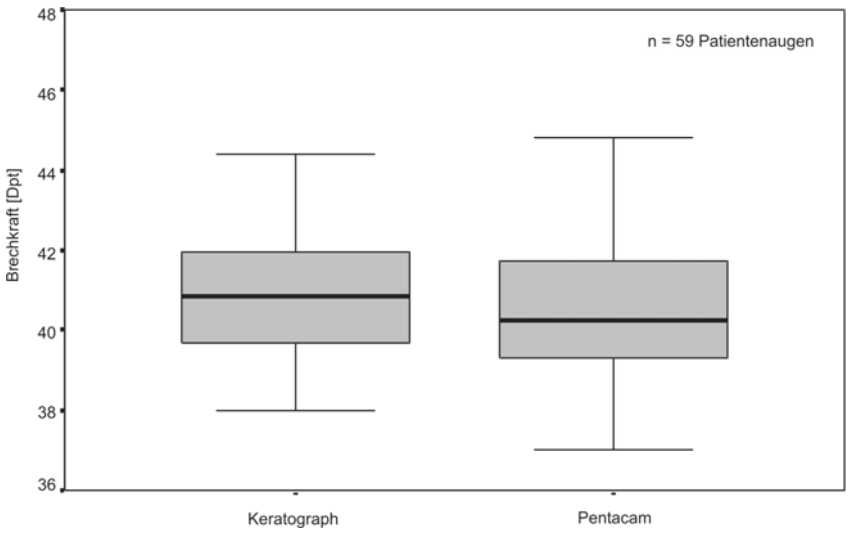

Abbildung 40:
Boxplot für die zentralen Keratometrie-Werte der Patientengruppe sechs Monaten nach myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 40,94 ± 1,81 Dpt an, die Pentacam Werte 40,39 ± 1,73 Dpt (*p* < 0,001).

Das Bland-Altman-Diagramm verdeutlicht die Differenz von -0,54 ± 1,34 Dpt (MW ± 1,96 SD)) zwischen Pentacam und Keratograph (Abb. 41).

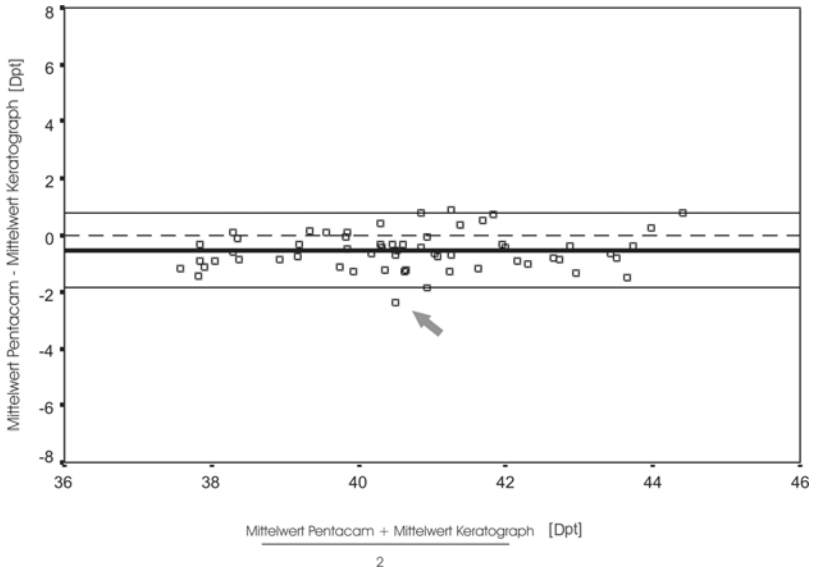

Abbildung 41:
Bland-Altman-Diagramm für die zentralen Keratometrie-Werte der Patientengruppe 6 Monate nach LASIK. Hier zeigt sich eine Differenz von -0,54 ± 1,34 Dpt (MW ± 1,96 SD) Abweichung zwischen Pentacam. und Keratograph. Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

3.4.2 Keratometrie bei 2 Millimeter Radius

Sechs Monate nach LASIK ist aus dem Boxplot erkennbar, dass auch hier im Radius 2 Millimeter der Keratograph mit Werten von 41,08 ± 1,87 Dpt (Minimum 37,53 Dpt; Maximum 44,47 Dpt; 25. Perzentile 39,52 Dpt; Median 41,03 Dpt; 75. Perzentile 42,40 Dpt) im Mittel signifikant höhere Werte angibt als die Pentacam (40,67 ± 1,67 Dpt, Minimum 37.53 Dpt; Maximum 44,45 Dpt; 25. Perzentile 39,5 Dpt; Median 40,65 Dpt; 75. Perzentile 41,53 Dpt; $p < 0{,}001$, Abb. 42).

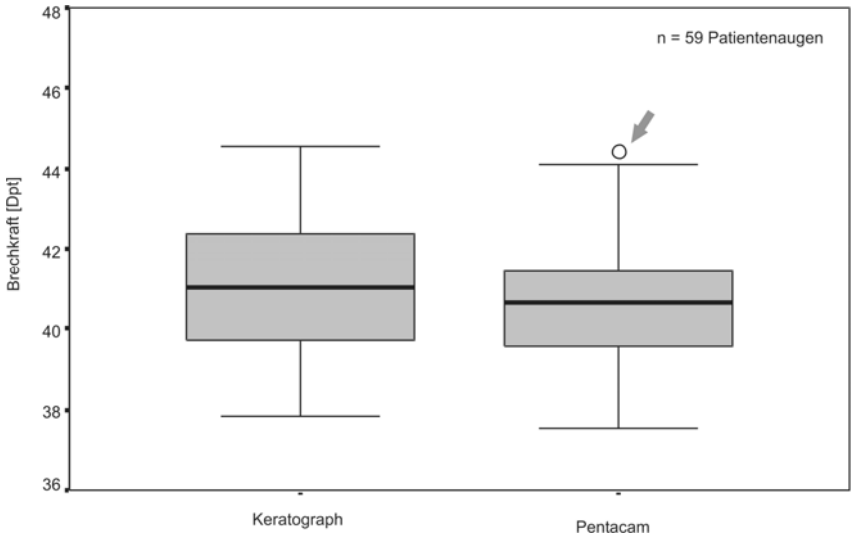

Abbildung 42:
Boxplot für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 2 Millimeter Radius sechs Monaten nach myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 41,08 ± 1,87 Dpt an, die Pentacam von im Mittel 40,67 ± 1,67 Dpt ($p < 0{,}001$). Der Pfeil markiert einen Ausreißer.

Im Bland-Altman-Diagramm sieht man die Abweichung von 0,41 ± 1,12 Dpt (1,96 ± 0,56) mit höheren Werten für den Keratographen (Abb. 43).

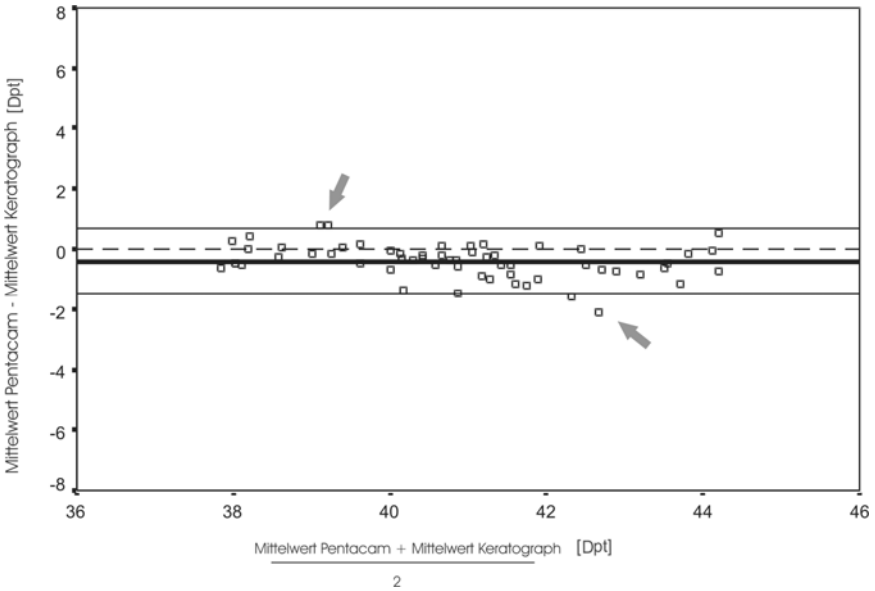

Abbildung 43:
Bland-Altman-Diagramm für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 2 Millimeter Radius sechs Monate nach myoper LASIK. Hier zeigt sich eine Differenz von -0,41 ± 1,12 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam. und Keratograph. Durch die Pfeile sind Ausreißer markiert.

3.4.3 Keratometrie bei 4 Millimeter Radius

Sechs Monate nach erfolgtem LASIK-Eingriff wurden im Radius von 4 Millimeter höhere Werte mit der Pentacam gemessen (im Mittel 41,56 ± 1,37 Dpt; Minimum 39,08 Dpt; Maximum 44,63 Dpt; 25. Perzentile 40,40 Dpt; Median 41,00 Dpt; 75. Perzentile 42,41 Dpt). Der Keratograph gibt Messwerte im Mittel von 41,02 ± 1,80 Dpt an (Minimum 36,22 Dpt; Maximum 44,25 Dpt;

25. Perzentile 39,71 Dpt; Median 41,53 Dpt; 75. Perzentile 42,41 Dpt). Auch hier ist die Differenz noch signifikant (Tab. 4). An einem Messpunkt (superior nasal) ließ sich keine Signifikanz mehr nachweisen, ($p > 0,1$). Im Boxplot zeigen sich im Mittel höhere Pentacam-Messwerte, wobei diese Differenz nicht signifikant ist ($p = 0,12$, Abb. 44).

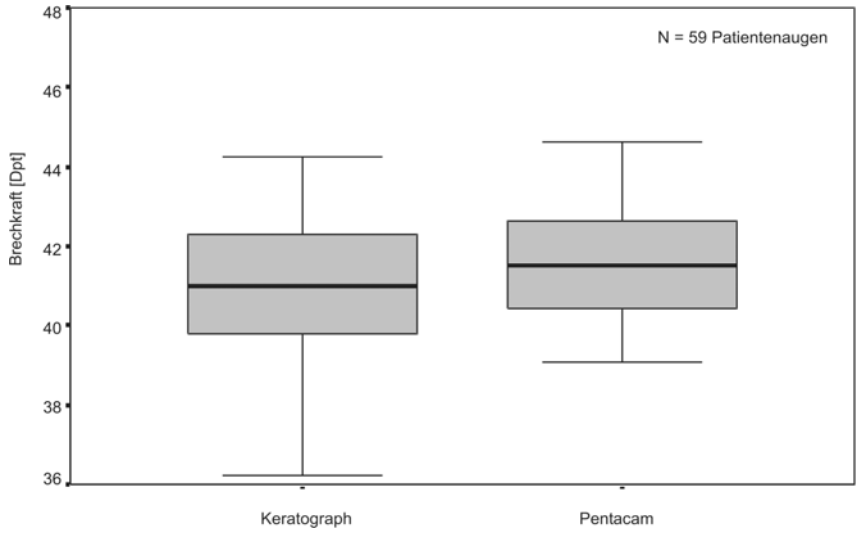

Abbildung 44:
Boxplot für die gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 4 Millimeter Radius sechs Monaten nach myoper LASIK. Der Keratograph gibt im Mittel Werte von 41,08 ± 1,80 Dpt an, die Pentacam im Mittel von 41,56 ± 1,37 Dpt ($p = 0,12$).

Neben der Zunahme der Breite des Konfidenzintervalls (± 3,34 Dpt)) lässt sich aus dem Bland-Altman-Diagramm eine Differenz von im Mittel 0,56 Dpt mit höheren Werten für die Pentacam erkennen (Abb. 45).

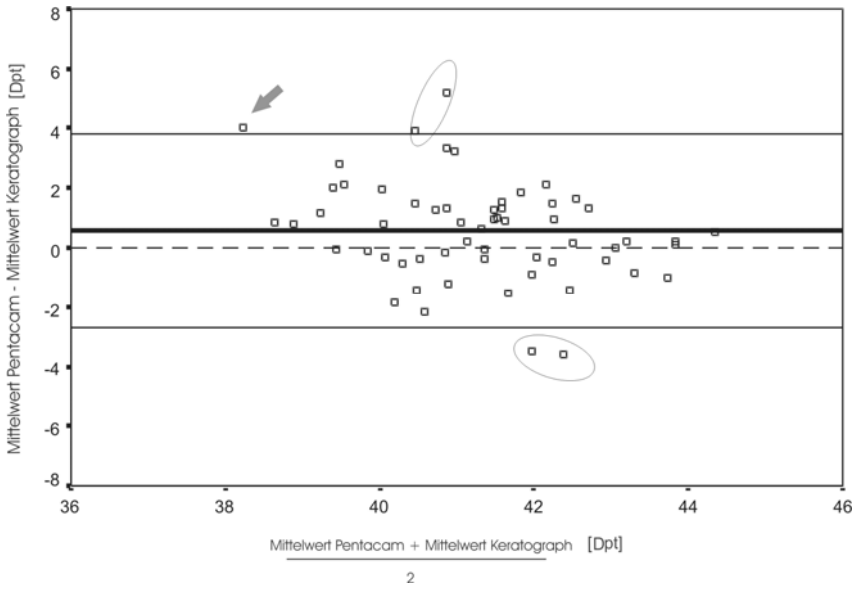

Abbildung 45:
Bland-Altman-Diagramm der gemittelten Keratometrie-Werte der Patientengruppe bei 4 Millimeter Radius sechs Monate nach myoper LASIK. Hier zeigt sich eine Differenz von +0,56 ± 3,34 Dpt (MW ± 1,96 SD) zwischen Pentacam.und Keratograph. Die Ausreißer sind durch Ellipsen markiert.

4. Diskussion

Die exakte Vermessung und Bestimmung der zentralen Hornhautbrechkraft ist für einen erfolgreichen laser-chirurgischen Hornhauteingriff zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten von besonderer Bedeutung. Hierbei hat bisher vor allem die Diagnostik der Hornhautkrümmungsradien mit Topographiegeräten nach dem Placido-Scheiben-Verfahren (Keratograph) einen besonderen Stellenwert eingenommen (Kap. 1.2). Seit einigen Jahren steht ein neues Gerät zur Verfügung, die Pentacam basierend auf dem Scheimpflug-Prinzip. Im Gegensatz zum Keratographen kann mit der Pentacam der gesamte vordere Augenabschnitt von der Hornhautvorderfläche bis hin zur Linsenrückfläche vermessen werden. Des weiteren besteht die Möglichkeit die Hornhaut auch zentral exakt zu vermessen (Kap. 2.1.2). Diese Methode scheint demnach besonders in der laser-refraktiven Hornhautchirurgie neue Möglichkeiten zu eröffnen. In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht ob und in wie weit sich die Messungen der Hornhautvorderflächenkrümmung nach dem Placido-Scheiben-Verfahren und dem Scheimpflug-Prinzip voneinander unterscheiden.

4.1 Differenz im zentralen Messbereich und im Bereich der mittleren Peripherie: Radius 2 Millimeter

In der Kontrollgruppe der Studie (Probanden) wurden im zentralen Messbereich und in der mittleren Peripherie bei 2 Millimeter Radius signifikant höhere Werte

mit dem Keratographen im Vergleich zu den Werten der Pentacam gemessen. Zentral zeigten sich in dieser Gruppe im Mittel um 0,38 ± 0,73 Dpt ($p < 0,001$) höhere Brechkraftwerte für den Keratographen. Im Bereich der mittleren Peripherie im Abstand von 2 Millimeter Radius ließen sich mit dem Keratographen im Mittel um 0,44 ± 0,64 Dpt höhere Brechkraftwerte messen als mit der Pentacam ($p < 0,001$). In der Patientengruppe, die sich präoperativ in ihren Myopiewerten nicht wesentlich von den Werten der Kontrollgruppe unterscheidet, wurden zunächst gleichermaßen im zentralen Messbereich (Keratograph 44,19 ± 1,37 Dpt; Pentacam 43,33 ± 1,38 Dpt, $p < 0,001$) wie auch im Messareal von 2 Millimeter Radius (Keratograph 44,33 ± 1,36 Dpt; Pentacam 43,28 ± 1,44 Dpt $p < 0,001$) signifikant höhere Werte mit dem Keratographen gemessen. Im zentralen Messareal zeigten sich im Mittel um 0,87 ± 1,48 Dpt höhere Werte für den Keratographen. Im Bereich der mittleren Peripherie bei 2 Millimeter Radius lag die Differenz der Brechkraftwerte bei um 1,05 ± 1,98 Dpt höheren Werten für den Keratographen. Nach erfolgtem Eingriff konnte für die Bereiche zentral und 2 Millimeter Radius ebenfalls eine signifikante Differenz zwischen beiden Geräten mit nach wie vor höheren Werten für den Keratographen nachgewiesen werden.

Postoperativ konnten nach drei Monaten im zentralen Bereich höhere Werte von im Mittel um 0,83 ± 1,21 Dpt für den Keratographen gemessen werden, sowie um 0,54 ± 1,43 Dpt höhere Werte sechs Monate nach dem Eingriff. Drei Monate nach LASIK-Operation gab der Keratograph zentral Werte von 40,91 ± 1,87 Dpt an. Die Pentacam ermittelte Messwerte von 40,08 ± 1,86 Dpt ($p < 0,001$). Im Bereich der mittleren Peripherie bei zwei Millimeter Radius

zeigten sich ähnliche Änderungen im postoperativen Verlauf. Hier zeigten sich in der postoperativen Verlaufsphase um 0,70 ± 1,23 Dpt höhere Werte für den Keratographen nach drei Monaten (Keratograph 41,07 ± 1,92 Dpt; Pentacam 40,35 ± 1,67 Dpt; $p < 0{,}001$) und 0,41 ± 1,21 Dpt höhere Werte nach sechs Monaten (Keratograph 41,08 ± 1,87 Dpt; Pentacam 40,67 ± 1,67 Dpt, $p < 0{,}001$).

Eine mögliche Erklärung für die in der Studie ermittelte Differenz im zentralen Bereich und im Radius von zwei Millimeter sind zunächst die beiden unterschiedlichen Messmethoden. Als bisheriger „Goldstandard“ zur Ermittlung der Krümmungsradien der Hornhautvorderfläche gilt die heute mit den modernen Videokeratometern durchgeführte Keratometrie nach dem Placido-Scheiben-Verfahren (s. Kap. 2.1.1).

Das reflektierte Hornhauttopographie-Bild des Keratographen wird hier von einer im Zentrum liegenden Kamera aufgenommen. Die Videokeratographen haben daher einen systembedingten zentralen blinden Fleck mit einem Radius von etwa 1,5 bis 2 Millimeter. Bei einer Messung der Oberflächenkrümmung mit dem Placido-Scheiben-Verfahren entzieht sich somit der zentrale Bereich ausgehend von der Apex der Hornhaut bis hin zu einem Abstand von 2 Millimeter Radius der tatsächlichen Messung. Die zentrale Brechkraft wird bei einer Untersuchung mit dem Keratographen demnach nicht gemessen, sondern aus weiter peripher liegenden Werten mit Hilfe von Ausgleichsalgorithmen interpoliert [13;30;73]. Wie in Kapitel 1.2 angesprochen, wird die Myopie mittels zentraler Abflachung und Reduktion der Brechkraft der Hornhaut korrigiert. Die exakte Bestimmung der Messwerte in diesem Areal ist insbesondere präoperativ von hoher Bedeutung. Die in dieser Arbeit mit dem Keratographen verglichene

Pentacam hat mit ihrer Spaltlampen-Kamera nach dem Scheimpflug-Prinzip im Gegensatz zum Placido-Scheiben-Verfahren des Keratographen die Möglichkeit im zentralen Messareal und bis hin zu einem Bereich von 2 Millimeter Radius die Hornhautdaten exakt zu erfassen. Auf Basis der beiden verschiedenen Messmethoden und aus den in den der Arbeit vorliegenden Messergebnissen lässt sich die Hypothese aufstellen, dass die Pentacam im Gegensatz zum Keratographen systembedingt im zentralen Bereich die exakteren und tatsächlicheren (wahren) Werte zur Krümmung der Hornhautradien liefert. Ebenfalls überlegen scheint die Pentacam dem Keratographen dahingehend, dass die Pentacam die tatsächlichen Höhendaten der Hornhaut mit ihrer „Spaltlampen-Messmethode“ unmittelbarer erfassen kann, der Keratograph systembedingt jedoch zur Berechnung der Krümmungsradien auf die von der Kamera erfassten Reflexbilder der Hornhaut angewiesen ist.

4.2 Differenz im peripheren Messbereich bei 4 Millimeter Radius

In der Kontrollgruppe zeigte sich in der Peripherie bei 4 Millimeter Radius eine deutliche Differenz zwischen den beiden Geräten. Hier gab der Keratograph im Mittel um ca. 1 Dioptrie höhere Werte an (Keratograph 43,63 ± 1,12 Dpt; Pentacam 42,56 ± 1,14 Dpt). In der Patientengruppe wurden im Bereich von vier Millimeter Radius vor dem laser-refraktiven Hornhauteingriff signifikant höhere Messwerte von im Mittel 2,50 ± 2,40 Dpt für den Keratographen ermittelt (Keratograph 44,16 ± 1,33 Dpt; Pentacam 41,66 ± 1,39 Dpt). Diese Differenz in der Kontrollgruppe und präoperativ in der Patientengruppe war wie schon im

zentralen Bereich und in der mittleren Peripherie signifikant ($p < 0{,}001$). Postoperativ wurden in der Patientengruppe im peripheren Messareal die höheren Werte mit der Pentacam ermittelt. Die Pentacam gab drei Monate nach LASIK-OP im Mittel 0,80 ± 3,11 Dpt höhere Werte als der Keratograph an (Keratograph 41,02 ± 1,87 Dpt; Pentacam 41,11 ± 1,44 Dpt, $p = 0{,}058$ (225°); $p = 0{,}092$ (135°)); $p = 0{,}103$ (315°); $p = 0{,}116$ (45°)). Nach sechs Monaten konnten mit der Pentacam im Mittel noch um 0,56 ± 3,44 Dpt höhere Werte gemessen werden (Keratograph 41,02 ± 1,80 Dpt; Pentacam 41,56 ± 1,3 Dpt $p < 0{,}001$ (135°); $p = 0{,}010$ (315°); $p = 0{,}012$ (225°); $p = 0{,}192$(45°)).

Der zunächst verhältnismäßig große Messunterschied im peripheren Bereich beider Untersuchungsgruppen lässt sich durch steile Hornhautkrümmungsradien in der Kontrollgruppe, wie auch präoperativ in der Patientengruppe erklären. In der Kontrollgruppe misst der Keratograph mit Werten von 43,46 ± 1,10 Dpt bis 43,82 ± 1,17 Dpt im Mittel ca. eine halbe Dioptrie niedriger als in der Patientengruppe vor erfolgtem LASIK-Eingriff. In beiden Gruppen zeigte sich zunächst eine signifikante Differenz zwischen Keratograph und Pentacam ($p < 0{,}001$). Die Pentacam gab in der Kontrollgruppe Werte zwischen 42,25 ± 1,16 Dpt und 43,61 ± 1,14 Dpt an. In der Patientengruppe konnten vor myoper LASIK mit der Pentacam Werte von 41,36 ± 3,59 Dpt bis 43,57 ± 1,67 Dpt gemessen werden, mit dem Keratographen wurden Werte von 43,99 ± 1,60 Dpt bis 44,40 ± 1,35 Dpt ermittelt.

Die eher als steil zu bezeichnenden Krümmungsradien im Probandenkollektiv sowie in der Patientengruppe vor LASIK-Operation sind möglicherweise Ursache für eine qualitativ schlechtere Abbildung der Placido-Scheiben-Ringe

in der Peripherie als im zentralen Bereich. Diese minderwertige Bildqualität der Placido-Scheiben-Ringe in der Peripherie führt daher zu einer ungenauen Auswertung der peripheren Werte. Dies würde dazu führen, dass die peripheren Werte einer steilen Hornhaut bei Erfassung der Oberflächenkrümmung mit dem Keratographen weniger exakt wären als bei einer flachen Hornhaut. Eine Oberflächenmessung mit der Pentacam erfasst im Gegensatz zum Keratographen mit ihrer „Spaltlampen-Methode“ die Hornhautradien von Limbus zu Limbus. Ihre Genauigkeit ist dabei messbedingt unabhängig von den anatomischen Gegebenheiten der Hornhaut [3]. Eine fehlerhafte Abbildungsqualität der peripheren Bereiche des vom Auge reflektierten Bildes und den hierbei von der Pentacam erfassten Daten ist also auch bei einer steilen Hornhaut mit der Pentacam nicht möglich. Auch im peripheren Bereich scheint die Pentacam dem Keratographen systembedingt - zumindest bei steilen Krümmungsradien der Hornhaut - überlegen zu sein.

Die Abflachung der Hornhautvorderflächenkrümmung im Rahmen der Myopiekorrektur führte dazu, dass sich für die in der Untersuchung ermittelten Werte der Patientengruppe in der postoperativen Verlaufsphase eine signifikante Differenz in der Peripherie bei 4 Millimeter Radius nicht mehr nachweisen ließ. Nach einem LASIK-Eingriff mit zentraler Abflachung der Hornhaut blieben die Unterschiede der Messergebnisse im zentralen Bereich und in der mittleren Peripherie bei 2 Millimeter Radius erhalten. Auch bei der Pentacam wird zur Analyse der erfassten Höhendaten ein Muster aus 360 Meridianen auf das erfasste Bild gelegt. Wie beim Keratographen nimmt auch hier mit der Entfernung vom Zentrum die Dichte der Meridiane zueinander ab, d.h. die Exakt-

heit der errechneten Werte nimmt zur Peripherie hin ebenfalls ab. Diese Tatsache führt zu einer Annäherung an die vom Keratographen erfassten und interpolierten Werte und ist somit eine Erklärung für die postoperativ ähnlichen peripheren Messwerte beider Untersuchungsgeräte.

Ein anderer Punkt, der bei der Messung der Hornhautkrümmungsradien nach laser-chirurgischen Hornhauteingriffen beachtet werden sollte, ist die zunächst leichte Reizung in Form eines stromalen Ödems. Im Bereich des intraoperativ präparierten Hornhaut-Flaps sowie im Behandlungsareal kann postoperativ eine leichte inflammatorische Reaktion (Ansammlung von Zytokinen und Keratozyten-Apoptose) sowie eine leichte Zunahme der Epitheldicke beobachtet werden. Das so genannte „Interface Fluid“ [22;23;40;75] kann die Messungen mit dem Keratographen ebenfalls beeinflussen. Diese verhältnismäßig geringen Reizungen werden von den Patienten kaum wahrgenommen. Für den Untersucher sind sie jedoch sowohl an der Spaltlampe wie auch an einer zunächst noch nicht stabilen Refraktion erkennbar. Es kann davon ausgegangen werden, dass sich diese Zeichen der postoperativen Reizerscheinungen im Zeitraum von drei bis sechs Monaten nach dem Eingriff vollständig zurückgebildet haben. Die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte deuten darauf hin, dass sich in der postoperativen Verlaufsphase eine leichte Veränderung der Krümmungsradien der Hornhautvorderfläche einstellt (Sphärisches Äquivalent drei Monate nach LASIK: -0,21 ± 0,49 Dpt; Sphärisches Äquivalent sechs Monate nach LASIK: -0,21 ± 0,48 Dpt). Dies wird dadurch deutlich, dass die drei Monate nach der LASIK-Operation erfassten höheren Werte der Pentacam im peripheren Messbereich (4 Millimeter Radius), d. h. im

Behandlungsbereich des Hornhaut-Flaps (Epithelschnittkante), bis zur zweiten postoperativen Untersuchung nach sechs Monaten abnehmen.

4.3 Änderung der Hornhautradien und ihrer Verhältnisse zueinander

Bei einem laser-chirurgischen Hornhauteingriff verändert sich nicht nur die Krümmung im behandelten Bereich der Hornhautvorderfläche, sondern auch das Verhältnis der Krümmungsradien von Hornhautvorderfläche und Hornhautrückfläche zueinander [14;34]. Eine Studie nach Langenbucher et al. aus dem Jahr 2004 hat Topographiemessungen nach dem Placido-Scheiben-Verfahren (Keratometer®[3]) mit dem Scanning-Slit-Verfahren (Orbscan®[4]), welches sich ähnlich dem Scheimpflug-Prinzip der Pentacam eines linear-/radiären Aufnahmeprinzips entlang der zentralen optischen Achse bedient, verglichen. Die Studie zeigte im Ergebnis postoperativ höhere Werte für das Placido-Scheiben-Verfahren [14;34]. Diese Ergebnisse stützen die Annahme, dass für die Berechnung der Gesamtbrechkraft nach laser-chirurgischen Hornhauteingriffen die alleinige Messung der Hornhautvorderfläche zur Bestimmung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut nicht mehr ausreichend ist. Zur genauen Erfassung aller Hornhautradien und ihrer Dioptriewerte sollte hier die voneinander unabhängige Messung der Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche sowie eine anschließende individuelle Berechung der Gesamtbrechkraft erfolgen [47]. Ursächlich für eine Änderung des Verhältnisses zwischen

[3] ® Bausch & Lomb, Rochester, NY, USA
[4] ® Orbtec Inc. Salt Lake City, Utah, USA

diesen beiden Flächen ist der Gewebeabtrag im Bereich des Hornhautstromas. Bei einer myopen LASIK wird die Vorderfläche zentral abgeflacht, die Peripherie sowie die Rückflächenkrümmung bleiben scheinbar unverändert. Das Verhältnis zwischen Vorder- und Rückfläche entspricht jedoch nach einem LASIK-Eingriff nicht mehr dem physikalischen Ideal nach dem Gullstrand'schen Augenmodell [31]. Hierbei wird davon ausgegangen, dass die korneale Oberfläche sphärisch gekrümmt ist und dass die Brechkraft der Hornhautvorderfläche in etwa zehnmal so hoch ist wie die Brechkraft der Hornhautrückfläche. Weiterhin von Bedeutung ist hier, dass nach dem Gullstrand'schen Augenmodell eine konzentrische Parallelität von Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche Voraussetzung ist.

Im Zuge der postoperativen Auswertung und Bestimmung der Oberflächenkrümmung mit dem Keratographen und den hierbei angewendeten verschiedenen Analyseverfahren (s. Kapitel 2.1.1) kann die Änderung dieses Verhältnisses nicht wahrgenommen bzw. berücksichtigt werden. Sowohl Geräte die nach dem Placido-Scheiben-Verfahren wie auch Untersuchungsgeräte die nach dem Scheimpflug-Prinzip arbeiten, verwenden für ihre mathematischen Analysen zusätzlich einen „Keratometrie-Index". Dieser Wert beträgt nach dem Gullstrand'schen Augen-Modell zur Berechnung der Brechkraft 1,3375 [31;67;68]. Nach einer zentralen Abflachung ist die Vorderfläche jedoch im Vergleich zur Rückfläche asphärisch gekrümmt. Im Rahmen eines sehr hohen myopen Abtrags kann es sogar zu einer oblaten Form (sehr starken Abflachung) der Vorderfläche kommen [36]. Demnach ist das physikalische Idealverhältnis zwischen den beiden Flächen, das für eine valide Bestimmung

der Hornhautbrechkraft nach dem Placido-Scheiben-Verfahren Vorraussetzung ist, nicht mehr gegeben [69]. Der Keratograph eignet sich daher zur post-operativen Verlaufskontrolle nach laser-refraktiven Hornhauteingriffen nur eingeschränkt [70]. Die Pentacam und der Orbscan bedienen sich zur Berechnung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut zwar des gleichen „Keratometrie-Index“ wie der Keratograph, systembedingt besteht jedoch parallel dazu mit Hilfe des Scheimpflug-Prinzips bzw. der Scanning-Slit-Methode die Möglichkeit, Hornhautvorder- und Hornhautrückflächenkrümmung getrennt voneinander zu messen. Pentacam und Orbscan können mit Hilfe des von ihnen ermittelten geänderten Ideal-Verhältnisses unter Beachtung des Keratometrie-Index die Krümmungsradien exakt berechnen [14;47].

Vor allem bei der Vermessung der Hornhautvorderflächenkrümmung nach laser-chirurgischen Hornhauteingriffen scheint es also sinnvoll, die Komponenten des vorderen Augenabschnitts zunächst getrennt voneinander zu vermessen. So kann anschließend die Gesamtbrechkraft der Hornhaut durch Addition der einzelnen Brechkraftwerte von Hornhautvorderflächen- und Hornhautrückflächenkrümmung genauer und individueller errechnet werden. Diese Vermutung wird gestützt sich auch auf eine Studie von Gobbi et. al. aus dem Jahr 1998 sowie auf eine Studie von Seitz et. al. aus dem Jahre 1999, in denen die Keratometrie nach einer PRK zur Myopiekorrektur gemessen wurde [28;69]. Als Ergebnis zeigten beide Studien, dass nach Korrektur einer Myopie von mehr als -2,0 Dpt mit Topographiegeräten, die nach dem Placido-Scheiben-Verfahren arbeiten, Werte gemessen wurden, die steiler, d. h. höher als die tatsächlich „wahren“ Brechkraftwerte sind [28;69]. Auch in diesen

beiden Studien wurde als mögliche Ursache die im vorangehenden Teil des Kapitels angesprochene limitierende Aussagekraft des Placido-Scheiben-Verfahrens nach einem laser-chirurgischen Hornhauteingriff diskutiert.

4.4 Abhängigkeit vom Tränenfilm

Die Benetzung der Hornhautoberfläche ist ein weiterer Faktor, der maßgeblich Einfluss auf die Qualität der kornealen Oberflächenmessung mit dem Keratographen hat. Die Topographie mit dem Placido-Scheiben-Verfahren ist auf einen stabilen Tränenfilm angewiesen. Dieser dient als „Konvexspiegel“, auf dem die konzentrischen Ringe abgebildet werden. In Untersuchungen an hornhautgesunden Probanden konnte gezeigt werden, dass abhängig von der Verteilung des Tränenfilms, durch den Lidschlag sowie durch die individuelle Tränenfilmaufrisszeit die Messung der Hornhautbrechkraft signifikant beeinflusst wird [21;77]. Ein laser-chirurgischer Hornhauteingriff beeinträchtigt insbesondere in der frühen postoperativen Phase die Stabilität des Tränenfilms [17;39;57]. Dies führt dazu, dass Patienten in den ersten Monaten nach einem laser-chirurgischen Hornhauteingriff häufig eine verminderte Produktion der Tränenflüssigkeit und somit Benetzungsstörungen der Oberfläche zeigen. Ursache hierfür ist ein durch den Laser-Eingriff entstandener Schaden im Bereich des Nervenplexus der Hornhaut. Diese kurzzeitige Instabilität des Tränenfilms und seine verkürzte Aufrisszeit führen zu einer schlechteren Abbildungsfähigkeit der Placido-Ringe auf der Hornhaut [29]. Die Pentacam ist

im Gegensatz zum Keratographen nicht auf ein Reflex-Bild bzw. auf einen intakten Tränenfilm angewiesen. Auch hier ist die Pentacam also in ihrer Aussagekraft gegenüber dem Keratographen nach laser-refraktiven Verfahren überlegen.

4.5 Konsequenz für die Katarakt–Chirurgie

Die exakte Bestimmung der Hornhautbrechkraft ist auch zur Berechnung der Intraokularlinsenstärke von großer Bedeutung. Die tendenziell weiter zunehmende Zahl der laser-chirurgischen Hornhauteingriffe bei jungen Menschen führt dazu, dass die Katarakt-Chirurgie in den kommenden Jahrzehnten gehäuft mit Patienten konfrontiert sein wird, die sich einem refraktiven Hornhauteingriff unterzogen haben. Zur Stärkenberechung einer Intraokularlinse (IOL) nach laser-chirurgischem Hornhauteingriff ist zu beachten, dass eine Verfälschung in Form einer Hyperopisierung umso größer ist, je höher die Myopie vor dem Eingriff war. Im Rahmen dieser Annahme wurde in mehreren Studien die Berechnung von Intraokularlinsen nach laser-refraktiver Hornhautchirurgie ermittelt [26-28;32;67-69]. Als Ergebnis zeigte sich in allen durchgeführten Analysen, dass sich sowohl nach myoper PRK wie auch nach myoper LASIK die individuell für die Patienten berechneten Linsen als zu schwach erwiesen. Eine Messung der Hornhautbrechkraft mit dem Videokeratographen nach laser-chirurgischem Hornhauteingriff führt, wie in den vorangehenden Kapiteln diskutiert, im Vergleich zu einer unbehandelten Hornhaut zu einer überhöhten Messung der Brechkraft. Die Folge ist eine zu schwache

Intraokularlinsenbestimmung (Hyperopisierung). Ursache hierfür sind vor allem zwei Punkte: Zum einen kann die zentrale Brechkraft mit dem Keratographen nicht gemessen sondern nur aus umliegenden Werten interpoliert werden. Zum anderen wird das geänderte Verhältnis zwischen Hornhautvorderfläche und Hornhautrückfläche vom Keratographen nicht berücksichtigt.

Weitere Studien von Hoffer, Gimbel, Seitz, Hamilton und Speicher aus den Jahren 1995-2003 zeigen im Ergebnis ebenfalls eine zu schwache Intraokularlinse und eine postoperative Hyperopisierung nach PRK bzw. LASIK [26;27;32;67;69;70].

Eine weitere Erklärung für die bisher gehäuft aufgetretene Hyperopisierung ist, dass die gegenwärtig zur IOL-Stärkenberechnung verwendeten Formeln nach dem Gullstrandschen Augen-Modell mit einem Keratometrie-Index von 1,3375 arbeiten bzw. von einer Parallelität von Hornhautvorderfläche und Hornhautrückfläche zueinander ausgehen. Die nach laser-chirurgischem Hornhauteingriff veränderten Verhältnisse und die nunmehr asphärische Form der Vorderfläche können auch von dem zur Biometrie genutzten IOL-Master®[5] nicht erfasst werden. Aufgrund dieser Annahmen sollten die mit dem Placido-Scheiben-Verfahren (oder methodenähnlichen Messverfahren) gewonnenen Keratometriewerte nach laser-chirurgischen Hornhauteingriffen nicht unverändert in die IOL-Stärkenberechnung einbezogen werden. Für die Biometrie sind vor allem die zentralen drei Millimeter der Hornhaut von Bedeutung. Gerade dieser Bereich kann aber mit Geräten, die nach dem Placido-Scheiben-Verfahren arbeiten nur ungenau erfasst werden [26;32;67].

[5] Carl Zeiss, Jena, Deutschland

In den letzten 15 Jahren ist in Studien nach einer „Ideal-Formel“ zur Berechnung vom Intraokularlinsen nach laser-chirurgischem Hornhauteingriff gesucht worden. So hat z. B. Holladay bereits 1997 in einer Studie vorgeschlagen, den Keratometrie-Index von 1,3375 zur Korrektur des Messfehlers nach myoper Hornhautchirurgie mit einem Faktor K = 0,987654321 zu korrigieren [38]. Auch Jarade et al. stellten 2003 eine neue Formel zur Ermittlung der Intraokularlinsenstärke nach LASIK vor [41]. Walter et al. zeigten 2005, dass durch Kenntnis der präoperativen individuellen Krümmungsradien, der korrigierten Myopie und dem Einsetzen dieser Daten in die „Holladay-Formel“ die Intraokularlinsen kaum Hyperopisierung zeigten [76]. Ein „refraktiver Pass“ wie er heute zumeist nach laser-chirurgischem Hornhauteingriff ausgegeben wird, ist also von großer Bedeutung. In einer Studie von Qazi et al. aus dem Jahre 2007 wurde die Intraokularlinsenstärke nach den vom Orbscan (Scanning-Slit-Methode) erfassten Daten berechnet, auch hier wurde keine verstärkte Hyperopisierung beobachtet [56].

5. Zusammenfassung

Die exakte Vermessung und Kenntnis der Gesamtbrechkraft der Hornhaut sind für einen erfolgreichen laser-chirurgischen Hornhauteingriff Voraussetzung. Mit dem Standardgerät zur Messung der Hornhautvorderflächenkrümmung, dem Keratographen (Placido-Scheiben-Verfahren) kann jedoch systembedingt der zentrale Bereich, der bei Korrektur einer Myopie von besonderer Bedeutung ist, nicht vermessen werden. Auch die Gesamtbrechkraft der Hornhaut kann mit dem Placido-Scheiben-Verfahren nicht zuverlässig erfasst werden. Die vorliegende Arbeit wie auch die in Kapitel 4 zitierten Studien zeigen eindeutige Messunterschiede zwischen der Hornhautvorderflächenmessung nach dem Placido-Scheiben-Verfahren und nach dem Scheimpflug-Prinzip (Pentacam). In allen Studien, die beide Messverfahren miteinander verglichen haben, zeigte sich, dass mit der bisherigen Standardmethode (Placido-Scheiben-Verfahren) höhere Werte ermittelt wurden. Die Ursache für diese zu hohen Messwerte liegt in der inadäquaten zentralen Messung, bzw. der inadäquaten Bestimmung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut durch Interpolation. Der Keratograph hat nicht nur einen systembedingten zentralen „blinden Fleck“, sondern kann lediglich die kornealen Vorderflächenradien vermessen. Bei einem laser-chirurgischen Hornhauteingriff zur Korrektur einer Myopie wird durch den zentralen Gewebeabtrag das Verhältnis zwischen Hornhautvorderfläche und Hornhautrückfläche maßgeblich verändert. Aus einem konzentrischen parallelen Verhältnis wird ein asphärisches Verhältnis mit einer abgeflachten Vorderfläche. Einer Messung

mit dem Keratographen entzieht sich systembedingt diese Veränderung der Verhältnisse.

Die Pentacam kann hier auf Basis der einzelnen Scheimpflug-Bilder das geänderte Verhältnis zwischen Hornhautvorder- und Hornhautrückfläche wahrnehmen und die Werte der Gesamtbrechkraft und ihrer Krümmungsradien genau wiedergeben. Demzufolge scheinen die Messergebnisse von Geräten, die nach dem Scheimpflug-Prinzip arbeiten, zumindest im zentralen Messbereich sowie nach refraktiv-chirurgischen Hornhauteingriffen eher der wahren Gesamtbrechkraft zu entsprechen.

Unsere Messungen an den 59 Patientenaugen in der vorliegenden Arbeit bestätigen die Ergebnisse anderer Studien bezüglich der Unterschiede von Hornhautkrümmungsradien nach dem Placido-Scheiben-Verfahren und dem Scheimpflug-Prinzip. Das Scheimpflug-Prinzip ist daher für Fragestellungen im Bereich der laser-refraktiven Hornhautchirurgie die zuverlässigere Messmethode.

Von Bedeutung ist dieses Ergebnis vor allem im Zusammenhang mit der Kataraktchirurgie bei Patienten, die sich zuvor einem laser-chirurgischen Hornhauteingriff zur Korrektur ihrer Fehlsichtigkeit unterzogen haben. In 20 bis 30 Jahren wird die Zahl der Katarakt-Patienten, deren Fehlsichtigkeit mit einem laser-chirurgischen Hornhautverfahren korrigiert wurde, hoch sein. Studien bezüglich der Berechnung von Intraokularlinsen nach laser-chirurgischen Hornhauteingriffen zeigen, dass die aktuellen biometrischen Messungen mit dem IOL-Master auf Basis der Hornhauttopographiedaten nach dem

Placido-Scheiben-Verfahren fehlerhaft sind. Bei einer Vielzahl der Patientenkollektive erwiesen sich die berechneten Intraokularlinsen als zu schwach. Eine Hyperopisierung nach IOL-Implantation war die Folge. Wurde die Intraokularlinsenstärke hingegen nach dem Scheimpflug-Prinzip bestimmt, zeigten sich postoperativ wesentlich weniger Fehlkorrekturen hinsichtlich ihrer Zielrefraktion.

Aufgrund der hier vorliegenden Datenlage an dem untersuchten Patientenkollektiv vor und nach myoper LASIK ist eindeutig, dass zur Berechnung der Gesamtbrechkraft nach laser-chirurgischen Hornhauteingriffen das Scheimpflug-Prinzip das überlegene Verfahren darstellt.

6. Literaturverzeichnis

1. (2008) centrum für refraktive therapie der crt der Augenklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München. http://augenkl.klinikum.uni-muenchen.de/crt/index.htm

2. (2008) LASIK OP Vergleich Deutschland, Europa, USA + Prognose 2010. http://www.vsdar.de/newsletter/08_2008_LASIKLaserkorrektur.html

3. (2008) Oculus Pentacam - Facts. http://www.oculus.de/de/sites/ detail_ger.php?page=497

4. (2008) Oculus Pentacam - Technische Daten. http://www.oculus.de/ de/sites/detail_ger.php?page=403

5. (2010) Oculus Pentacam - Das Messprinzip. http://www.pentacam.de/ sites/messprinzip.php

6. American Academy of Ophthalmology (1999) Excimer laser photorefractive keratometry (PRK) for myopia and astigmatism. Ophthalmic procedure preliminary assessment. Ophthalmology 106:422-437

7. Amsler M. (1930) Über Photokeratoskopie. Bericht Dtsch Ophthalmol Ges 48, 202.

8. Barraquer JI (1964) Queratomileusis para la corrección de la miopia. Arch Soc Am Oftalmol Optom 5:27-48

9. Birngruber R (2002) Grundlagen ophthalmologischer Laseranwendungen. In: Kampik A, Grehn F (Hrsg.) Augenärztliche Therapie. Thieme, Stuttgart; New York, S. 114-121

10. Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1:307-310

11. Bores L (2001) Refractive Eye Surgery. Laser Refractive Surgery. Blackwell Science, Malden, S. 384-436

12. Brown N (1969) Slit image photography. Trans Ophthalmol Soc UK 397-408

13. Bürki E (2001) Neue Möglichkeiten der Hornhautdiagnostik mit Hilfe der Videokeratometrie (1.Teil). http://www.oculus.de/de/downloads/dyn/prod_ sonstige/easygraph/easygraph_buerki_1.pdf

14. Ciolino JB, Belin MW (2006) Changes in the posterior cornea after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. J Cataract Refract Surg 32:1426-1431

15. Daxecker F (1992) Christoph Scheiner's eye studies. Documenta Ophthalmologica 81:27-35

16. Doss JD, Huston RL, Rowsey JJ, Brown DR (1981) Method for calculation of corneal profile and power. Arch Ophthalmol 99:1261-1265

17. Durrie D, Stahl J (2008) A randomized clinical evaluation of the safety of Systane (R) Lubricant Eye Drops for the relief of dry eye symptoms following LASIK refractive surgery. Clinical Ophthalmology 2:973-979

18. El Danasoury AM (1998) Prospective study of night glare after laser in situ keratomileusis with single zone and transition zone ablation. J Refract Surg 14:512-516

19. El Danasoury MA, El Maghraby A, Klyce SD, Mehrez K (1999) Comparison of photorefractive keratometry with excimer laser in situ

keratomileusis in correcting low myopia (from -2.00 to -5.50 diopters). A randomized study. Ophthalmology 106:411-421

20. El Maghraby A, Salah T, Waring GO 3rd (1999) Randomized bilateral comparison of excimer laser in situ keratomileusis and photorefractive keratometry for 2.50 to 8.00 diopters myopia Ophthalmology 106:447-457

21. Erdélyi B, Csákány B, Németh J (2005) Spontaneous alternations of corneal topographic pattern. J Cataract Refract Surg 31:973-978

22. Erie JC, McLaren JW, Hodge DO, Bourne WM (2006) Corneal keratocyte deficits after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. Am J Ophthalmol 141:799-809

23. Erie JC, Patel SV, McLaren JW, Ramirez M, Hodge DO, Maguire LJ, Bourne WM (2002) Effect of myopic laser in situ keratomileusis on epithelial and stromal thickness. Ophthalmology 109:1447-1452

24. Fiander DS, Tayflour F (1995) Excimer laser in situ keratomileusis in 124 myopic eyes. J Refract Surg 11:234-238

25. foto-net (2007) Schärfendehnung nach Scheimpflug. http://www.foto-net.de/net/spezial/tilt.html

26. Gimbel HV, Sun R (2001) Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 27:571-576

27. Gimbel HV, Sun R, Furrlong MT, van Westenbrugge JA, Kassab J (2000) Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after photorefractive keratectomy. J Cataract Refract Surg 26:1147-1151

28. Gobbi PG, Carones F, Brancato R (1998) Keratometric index, videokeratoskopie and refractive surgery. J Cataract Refract Surg 24:202-211

29. Goto T, Zheng X, Klyce SD, Kataoka H, Uno T, Yamaguchi M, Karon M, Hirano S, Okamato S, Ohashi Y (2004) Evaluation of tear stability after laser in situ keratomileusis using the tear stability analysis system. Am J Ophthalmol 137:116-120

30. Grünauer-Kloevekorn C, Kloevekorn-Fischer U, Kloevekorn-Norgall K, Dunker GI (2005) Quantitative Evaluierung topographischer Parameter zur Differenzierung von Keratokonus und pelluzidaler marginaler Hornhautdegeneration. Klin Monatsbl Augenheilkd 222:874-882

31. Gullstrand A (1915) Das allgemeine optische Abbildungssytem.

32. Hamilton DR, Hardten DR (2003) Cataract surgery patients with prior refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol 14:44-53

33. Hartinger M. (1930) Ein neues Photo-Keratoskop. Bericht Dtsch.Ophthalmol.Ges. 48, 360-364

34. Hashemi H, Mehravaran S (2007) Corneal changes after laser refractive surgery for myopia comparison Orbscan and Pentacam findings. J Cataract Refract Surg 33:841-847

35. Helmholtz H (1867) Handbuch der physiologischen Optik. L. Voss, Leipzig

36. Hersh PS, Shah SI, Holladay JT (1996) Corneal asphericity following excimer laser photorefraktive keratectomy. Ophthalmic Surg Lasers 27:421-428

37. Hockwin O, Dragomirescu V, Laser H (1982) Measurements of lens transparency or its disturbances by densitometric image analysis of Scheimpflug photography. Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol 219:255-262

38. Holladay JT (1997) Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 23:421-428

39. Ikuko Toda (2008) LASIK and the Ocular Surface. Cornea 27:70-76

40. Ivarsen A, Fledelius W, HjortdalJO (2005) Three-year changes in epithelial and stromal thickness after PRK or LASIK for high myopia. Invest Ophthalmol Vis Sci 140:1059-1064

41. Jarade EF, Tabbara KF (2004) New formula for claculationg intraocular lens power after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 30:1715

42. Javal A, Schiötz J. (1881) Un ophthalmomètre pratique. Trans.Int.Med.Congr. 3, 30

43. Jongsma FHM, de Brander J, Hendrikse F (1999) Review and classification of corneal topographers. Lasers Med Sci 14:2-19

44. Kim HM, Jung HR (1996) Laser assisted in situ keratomileusis for high myopia. Ophthalmic Surg 27:508-511

45. Klyce SD (1984) Computer-assisted corneal topography: High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy. Invest Ophthalmol Vis Sci 25:1426-1435

46. Lackerbauer CA, Hartmann L, Fröhlich S, Kollias A (2008) Evaluation der zentralen Hornhautbrechkraft nach myoper LASIK. Der Ophthalmologe 105:60-65

47. Langenbucher A, Torres F, Behrens A, Suarez E, Haigis W, Seitz B (2004) Consideration of posterior corneal curvature for assessment of corneal power after myopic LASIK. Acta Ophthalmol Scand 82:264-269

48. Lee YC, Hu FR, Wand IJ (2002) Quality of vision after laser in situ keratomileusis: Influence of dioptric correction and pupil size on visual function. J Cataract Refract Surg 29:767-777

49. Niesel P (1966) Spaltlampenphotographie der Linse für Messzwecke. Ophthalmologica 152:387-395

50. Pallikaris IG, Papatzanaki ME, Siganos DS, Tsilimbaris MK (1991) A corneal flap technique for laser in situ keratomileusis. Human studies. Arch Ophthalmol 109:1699-1702

51. Pallikaris IG, Papatznanaki ME, Stathi EZ, Frenschock O, Georgiadis A (1990) Laser in situ keratomileusis. Lasers Surg Med 10:463-468

52. Pallikaris IG, Siganos DS (1994) Excimer laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy for correction of high myopia. J Refract Corneal Surg 10:498-519

53. Perez-Santonja JJ, Bellot J, Claramonte P, Ismail MM, Alió JL (1997) Laser in situ keratomileusis to correct high myopia. J Cataract Refract Surg 23:372-385

54. Placido A (1880) Novo instrumento de esploracao da cornea. Periodico D'Oftalmologica Practica 5:27-30

55. Pop M, Payette Y (2004) Risk factors for night vision complaints after LASIK for myopia. Ophthalmology 111:3-10

56. Qazi MA, Cua IY, Roberts CJ, Pepose JS (2007) Determining corneal power using Orbcan II videokeratography for intraocular lens power calculation after excimer laser surgery for myopia. J Cataract Refract Surg 33:21-30

57. Quinto GG, Camacho W, Behrens A (2008) Postrefractive surgery dry eye. Curr Opin Ophthalmol 19:335-341

58. Rowsey JJ, Reynols AE, Brown R (1981) Corneal topography: Corneascope. Arch Ophthalmol 99:1093-1100

59. Rüfer F, Schröder A, Arvani MK, Erb C (2005) Zentrale und periphere Hornhautpachymetrie - Normevaluation mit dem Pentacam-System. Klin Monatsbl Augenheilkd 222:117-222

60. Ruiz LA (1988) In situ keratomileusis. Invest Ophthalmol Vis Sci 29:392

61. Schallhorn SC, Kaupp S, Tanzer D, Tidwell J, Bourque L (2003) Pupil size and quality of vision after LASIK. Ophthalmology 110:1606-1614

62. Schaumberger M.M. (1999) Eine neue Strategie für die automatisierte statische Perimetrie. Dissertation aus der Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität

63. Scheimpflug T (1906) Der Photospektograph und seine Anwendung. Photographische Korrezpondenz 43:516-529

64. Scheiner C (1619) Oculus hoc est: fundamentum opticum in quo ex accurata oculi.

65. Schmidt GW, Yoon M, McGwin G, Lee PP, McLeod SD (2007) Evaluation of the relationship between ablation diameter, pupil size, and visual function with vision-specific quality-of-life measures after laser in situ keratomileusis. Arch Ophthalmol 125:1037-1042

66. Seiler T (2002) Grundlagen der chirurgischen Refraktionstherapien. In: Kampik A, Grehn F (Hrsg.) Augenärztliche Therapie. Thieme, Stuttgart; New York, S. 27-30

67. Seitz B, Langenbucher A (2000) Intraocular lens calculation status after corneal refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol 11:35-46

68. Seitz B, Langenbucher A (2000) Intraocular lens power calculation in eyes after corneal refractive surgery. J Refract Surg 16:349-361

69. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Küchle M (1999) Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratometry. Ophthalmology 106:693-702

70. Speicher L (2001) Intra-ocular lens calculation status after corneal refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol 12:17-29

71. Sriviannaboun S, Reinstein D (1999) Accuracy of Orbscan total optical power maps in deteting refractive change after myopic laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 25:1596-1599

72. Steinert FR, Bafna S (1998) Surgical correction of moderate myopia: which method should you choose? Surv Ophthalmol 43:157-179

73. Tanabe T, Tomiodokoro A, Samejima T, Miyata K, Sato M, Kaji Y, Oshika T (2004) Corneal regular and irregular astigmatismen assessed by Fourier analyses of videokeratography data in normal and pathologic eyes. Ophthalmology 11:752-757

74. Trokel SL, Srinivasan R, Braren B (1983) Excimer laser surgery of the cornea. Am J Ophthalmol 90:710-715

75. Wachtlin J, Langenbeck K, Schrunder S, Zhang EP, Hoffmann F (1999) Immunohistology of corneal wound healing after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. J Refract Surg 15:451-8

76. Walter KA, Gagnon MR, Hoopes PC, Dickinson PJ (2006) Accurate intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis, bypassing corneal power. J Cataract Refract Surg 32:425-429

77. Zhu M, Collins MJ, Iskander DR (2006) Dynamics of ocular surface topography. Eye 21:624-632

7. Verzeichnis der Abbildungen

Abbildung 1: PRK 2
Abbildung 2: Abtragprofil: Myopie, Hyperopie, Astigmatismus 3
Abbildung 3: Mikrokeratom, Flap-Präparation 4
Abbildung 4: LASIK 5
Abbildung 5: LASIK: Zahl der Patienten BRD, Europa, USA: 1996 bis 2010 7
Abbildung 6: Placido-Scheibe 12
Abbildung 7: Keraotgraph 14
Abbildung 8: Keratograph Darstellung Krümmungsradien 15
Abbildung 9: Fourier-Analyse 16
Abbildung 10: Scheimpflug-Regel 19
Abbildung 11: Pentacam 20
Abbildung 12: Ray-tracing-Methode 22
Abbildung 13: Pentacam Modi 23
Abbildung 14: Messpunkte 26
Abbildung 15: Allegretto Wavelight 200 Hz 29
Abbildung 16: Bland-Altman-Diagramm 31
Abbildung 17: Boxplot 32
Abbildung 18: Sphärisches Äquivalent Probanden 34
Abbildung 19: Boxplot Probanden zentral 36
Abbildung 20: Bland-Altman Probanden zentral 37
Abbildung 21: Boxplot Probanden 2mm Radius 38
Abbildung 22: Bland-Altman Probanden 2mm Radius 39
Abbildung 23: Boxplot Probanden 4mm Radius 40
Abbildung 24: Bland-Altman Probanden 4mm Radius 41
Abbildung 25: Sphärisches Äquivalent Patienten prä LASIK 42
Abbildung 26: Boxplot Patienten zentral prä LASIK 44
Abbildung 27: Bland-Altman Patienten zentral prä LASIK 45
Abbildung 28: Boxplot Patienten 2mm Radius prä LASIK 46
Abbildung 29: Bland-Altman Patienten 2mm Radius prä LASIK 47
Abbildung 30: Boxplot Patienten 4mm Radius prä LASIK 48
Abbildung 31: Bland-Altman Patienten 4mm Radius prä LASIK 49
Abbildung 32: Sphärisches Äquivalent Patienten 3 Monate post LASIK 50
Abbildung 33: Boxplot Patienten zentral 3 Monate post LASIK 52
Abbildung 34: Bland-Altman Patienten zentral 3 Monate post LASIK 53
Abbildung 35: Boxplot Patienten 2mm Radius 3 Monate post LASIK 54
Abbildung 36: Bland-Altman Patienten 2mm Radius 3 Monate post LASIK 55
Abbildung 37: Boxplot Patienten 4mm Radius 3 Monate post LASIK 56
Abbildung 38: Bland-Altman Patienten 4mm Radius 3 Monate post LASIK 57
Abbildung 39: Sphärisches Äquivalent 6 Monate post LASIK 58
Abbildung 40: Boxplot Patienten zentral 6 Monate post LASIK 60
Abbildung 41: Bland-Altman Patienten zentral 6 Monate post LASIK 61
Abbildung 42: Boxplot Patienten 2mm 6 Monate post LASIK 62
Abbildung 43: Bland-Altman Patienten 2mm 6 Monate post LASIK 63
Abbildung 44: Boxplot Patienten 4mm 6 Monate post LASIK 64
Abbildung 45: Bland-Altman Patienten 4mm 6 Monate post LASIK 65

8. Verzeichnis der Tabellen

Tabelle 1: Ergebnisse der 9 Messpunkte der Probanden 35
Tabelle 2: Ergebnisse der 9 Messpunkte der Patienten prä LASIK..... 43
Tabelle 3: Ergebnisse der 9 Messpunkte der Patienten 3 Monate nach LASIK 51
Tabelle 4: Ergebnisse der 9 Messpunkte der Patienten 6 Monate nach LASIK 59

9. Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. A. Kampik für die Überlassung des Dissertationsthemas und für die persönliche Unterstützung danken.

Mein nachdrücklicher Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. med. C.-A. Lackerbauer, der mich in die wissenschaftlichen Fragestellungen der notwendigen Untersuchungen und das Thema einführte. Mit konstruktivem Rat begleitete er sowohl die Abfassung der vorliegenden Arbeit als auch die Posterpräsentation auf der ESCRS, meinen Vortrag auf der Tagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft 2006 und die anschließende Publikation in „Der Ophthalmologe“ 2008.

Herrn Dr. med. G. Spitzlberger danke ich für die Einführung in die Handhabung des Keratographen und der Pentacam. Herr Dr. med. A. Kollias stand mir bei der Publikation in „Der Ophthalmologe“ 2008 hilfreich zur Seite. Bei der Erstellung der Grafiken und statistischen Fragen unterstützte mich Herr Dr. rer biol. hum. Dipl.-Phys. M. Schaumberger.

Präsentation und Publikationen

09/2006	**Jahrestagung der European Society of Cataract and Refractive Surgery, London** Vorstellung der Doktorarbeit als Poster: Scheimpflug-Imaging in Corneal Refractive Surgery - Keratograph® versus Pentacam® before and after myopic Laser in situ Keratomileusis
09/2006	**104. Jahrestagung der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft 2006 in Berlin** Darstellung der Doktorarbeit als Kurzvortrag: Stellenwert des Scheimpflug-Imaging in der Hornhaut-refraktiven Chirurgie - Keratograph® versus Pentacam® bei myoper LASIK
01/2008	**Der Ophthalmologe, 2008 105:60-65** Evaluation der zentralen Hornhautbrechkraft nach myoper LASIK
03/2008	**J Fr. Ophtalmol. 2008 31, e14** Hémorragie maculaire massive après photothérapie dynamique pour dégénérance maculaire liée à l'âge exudative