

Diplomarbeit

**Biometrie und Kunstlinsenberechnung nach
hornhautablativen Eingriffen**

eingereicht von

Veronika Hold

Mat.Nr.: 0211368

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitäts-Augenklinik

unter der Anleitung von

Univ.-Doz. Dr. Navid Ardjomand

Graz, Juli 2008

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, Juli 2008

Um die Lesbarkeit der vorliegenden Arbeit zu erleichtern, wird das generische Maskulinum verwendet, das sowohl männliche als auch weibliche Personen beinhaltet.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich während dieser Arbeit tatkräftig unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht haben und immer hinter mir standen.

Weiters danke ich Herrn Univ.-Doz. Dr. Ardjomand für seine hervorragende Betreuung, sein offenes Ohr und seine flexible Art.

Kurzfassung

Einleitung

Die Clinical History Method (CHM) ist nach wie vor der Goldstandard bei der Berechnung der Intraokularlinsen- / IOL-Stärke nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen. Probleme stellen aber jene Fälle dar, bei welchen die prä- oder post-operativen Daten fehlen. Diese retrospektive Studie untersucht die Aussagekraft der True Net Power (TNP) der Pentacam (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) zur Berechnung der IOL Stärke (Biometrie) bei Patienten nach hornhautablatischen Eingriffen.

Methoden

15 Patienten (29 Augen), die sich einem komplikationslosen Eingriff mittels Lasek auf Grund von milder bis moderater Myopie unterzogen hatten, wurden in die Studie inkludiert. Nach Lasek wurde die Hornhaut-Brechkraft mittels CHM, Pentacam (TNP) und Orbscan (Bausch&Lomb, Rochester, New York, USA) bestimmt.

Weiters wurden sechs Patienten (zehn Augen), die sich nach einem refraktiv-chirurgischen Eingriff einer Katarakt-Operation unterzogen hatten, analysiert.

Ergebnisse

IOL-Stärke mittels CHM ($19,55 \pm 1,98$ Dpt), TNP ($19,88 \pm 1,81$ Dpt) und Orbscan ($18,57 \pm 1,70$ Dpt) ($p < 0,01$).

Die guten Ergebnisse der TNP konnten auch bei den sechs Patienten mit der Katarakt-Operation bestätigt werden. Die durchschnittliche Differenz zwischen berechneter Zielrefraktion und postoperativem sphärischen Äquivalent betrug 0,45 Dpt.

Schlussfolgerung

Die TNP stellt eine gute Alternative zur CHM dar, wenn keine prä- oder post-operativen Daten vorliegen. Obwohl zwischen CHM und TNP ein statistisch signifikanter Unterschied nachzuweisen war, ist dieser klinisch nicht relevant, da er einen theoretischen Unterschied von 0.2 Dpt in der Brillenrefraktion ausmacht. Die Verwendung der Orbscan-Werte hätte aber eine Unterkorrektur von etwa 1Dpt verursacht. Das theoretische Modell konnte auch anhand von 10 Augen, welche einer Kataraktoperation unterzogen wurden, bewiesen werden.

Abstract

Background

The clinical history method (CHM) is still the gold standard for the intraocular lens (IOL) power calculation after corneal refractive surgery. But there are problems in cases where pre- and post-refractive surgery data are not available. This retrospective study analyses the significance of True Net Power (TNP) of Pentacam (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) for calculating the IOL power (biometry) for patients after corneal ablative surgery.

Methods

15 patients (29 eyes) who have undergone uncomplicated Lasek for mild to moderate myopia were included in the study. After Lasek the corneal dioptric power was determined using CHM, Pentacam (TNP) and Orbscan (Bausch&Lomb, Rochester, New York, USA).

Additionally six patients (ten eyes) who underwent cataract surgery after prior refractive surgery were analysed.

Results

IOL power using CHM ($19,55 \pm 1,98$ D), TNP ($19,88 \pm 1,81$ D) and Orbscan ($18,57 \pm 1,70$ D) ($p < 0,01$).

The good results of the Pentacam could also be approved for the six patients with cataract surgery. The average difference between calculated target refraction and postoperative spherical equivalent was 0,45 D.

Conclusion

TNP is a good alternative to CHM when pre- and post-refractive surgery data are not available. Although there is a statistically significant difference between CHM and TNP it is not clinically relevant because it causes a theoretical difference of 0,2 D in refraction. The use of the Orbscan values would cause an undercorrection of 1 D. The theoretical model could also be approved for ten eyes that underwent cataract surgery.

Inhaltsverzeichnis

<i>Eidesstattliche Erklärung</i>	<i>i</i>
<i>Danksagung</i>	<i>ii</i>
<i>Kurzfassung</i>	<i>iii</i>
<i>Abstract</i>	<i>iv</i>
1 Einleitung	1
1.1 Ziel und Relevanz der Arbeit.....	1
1.2 Anatomie des Auges.....	3
1.3 Das Auge als optischer Apparat.....	6
1.4 Biometrie des Auges.....	7
1.5 Berechnung der Kunstlinsen-Stärke.....	10
1.6 Berechnung der Hornhaut-Brechkraft nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen.....	12
1.7 Probleme der IOL-Berechnung.....	14
2 Methoden und Patienten	15
2.1 Biometrie – Allgemein.....	16
2.2 Brechkraftwerte und IOL-Berechnung (Haigis, SRK/T).....	20
2.3 Statistik.....	20
3 Ergebnisse	21
3.1 Alter.....	21
3.2 Refraktion.....	22
3.3 Astigmatismus.....	23
3.4 Visus nach Lasek.....	24
3.5 Vorderkammertiefe.....	25
3.6 Hornhaut-Brechkraft.....	26
3.7 IOL-Berechnung mittels SRK/T.....	28
3.8 IOL-Berechnung nach Haigis.....	29
4 Fallpräsentationen / Kataraktpatienten	30
5 Diskussion	37
5.1 Biometrie nach hornhautablatischen Eingriffen.....	38
5.2 Goldstandard Clinical History Method.....	41
5.3 Brechkraftwerte.....	41
5.4 IOL-Stärke mittels SRK/T.....	43
5.5 IOL-Stärke nach Haigis.....	45
5.6 True Net Power: Vergleich mit <i>Savini et al.</i>	46
5.7 Fallpräsentationen / Kataraktpatienten.....	47
5.8 Schlussfolgerung.....	50
6 Literaturverzeichnis	52
7 Glossar und Abkürzungen	55
8 Abbildungsverzeichnis	57
9 Tabellenverzeichnis	58
10 Lebenslauf	59

1 Einleitung

1.1 Ziel und Relevanz der Arbeit

Die Berechnung der Kunstlinsenstärke nach hornhautablatischen Eingriffen stellt eine große Herausforderung in der Katarakt-Chirurgie dar. Die Stärke der Intraokularlinse (IOL) ist nach einer Laserkorrektur schwerer zu bestimmen, weil die Hornhaut verändert wurde und die postoperativ gemessenen Brechkraftwerte meist nicht die wahre Hornhaut-Brechkraft widerspiegeln. [1]

Die Kunstlinsenstärke wird mit einer theoretisch-optischen Formel berechnet. Diese basiert im Wesentlichen auf der Hornhaut-Gesamtbrechkraft und der Bulbus-Achsenlänge. Nach wie vor stellt die Biometrie bei Patienten, die einen hornhautablatischen Eingriff hinter sich haben, ein Problem dar, wenn prä- und postoperative Daten fehlen.

Der Hauptgrund liegt laut *Seitz et al.* [2] hauptsächlich in den falsch bestimmten Hornhaut-Brechkraftwerten. Verschiedene Messmethoden ergeben oft unterschiedliche Werte. Der Chirurg muss entscheiden, wie er die Brechkraft bestimmt und welche IOL-Formel er verwendet.

Meistens wird die Gesamtbrechkraft der Hornhaut überschätzt, da sich die Messungen oft nur auf wenige Punkte der Cornea beziehen (z. B. IOL-Master, Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland). So kann das Ausmaß der Myopie-Korrektur nicht wirklich erfasst werden, obwohl das Hornhaut-Zentrum abgeflacht und dessen Brechkraft somit deutlich vermindert wurde. Allein durch die zu geringe Anzahl an Messpunkten entsteht eine Überschätzung der Hornhautbrechkraft. Weiters verwenden die Messgeräte einen standardisierten Hornhaut-Refraktionsindex, der von Gerät zu Gerät variieren kann. Dieser Index verändert sich allerdings nach einem keratorefraktiven Eingriff, da die Hornhautdicke weniger, die Vorderfläche flacher und das Verhältnis zwischen Vorder- und Rückflächenkrümmung im Ausmaß der Korrektur größer wird. [2] Selten wird die Hornhaut-Hinterfläche in die Messung miteinbezogen.

Die Folge der keratometriebasierten Kunstlinsen-Berechnung ist meist eine Überschätzung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut. Dies führt zu einer Unterkorrektur und damit zu einer Hyperopie nach der Katarakt-Operation, da die Patienten eine zu schwache Intraokularlinse

implantiert bekommen. Durch die Fehlbestimmung der Kunstlinse vereinigen sich die Lichtstrahlen beim Blick in die Ferne erst hinter der Netzhaut. Der Refraktionsfehler muss mit einem Sammelglas ausgeglichen werden. Im Extremfall wird der Austausch der IOL wegen Hyperopie und / oder Anisometropie notwendig. [1]

In dieser Arbeit wird die Hornhaut-Brechkraft von 15 Patienten (29 Augen) nach Lasek mittels Clinical History Method, Pentacam (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) und Orbscan (Bausch&Lomb, Rochester, New York, USA) bestimmt. Die Kunstlinsenberechnung erfolgte mit der Formel nach Haigis und SRK/T, wobei die Ergebnisse untereinander verglichen wurden. Besonderes Augenmerk wurde auf die True Net Power (Datenerhebung mittels Pentacam) gelegt. Dabei stellte sich die Frage, ob diese Brechkraftwerte und die Werte der Clinical History Method (Goldstandard nach keratorefraktiven Eingriffen) ähnlich sind. Ist dies der Fall, dann stellt die True Net Power eine Vereinfachung in der Berechnung der Kunstlinsenstärke dar, besonders wenn keine Daten vor und nach der Laserbehandlung vorhanden sind.

Die Verbesserung der IOL-Bestimmung führt zur größeren Zufriedenheit der Patienten nach der Katarakt-Operation und verhindert unangenehme Überraschungen bezüglich der postoperativen Refraktion. Um den Aspekt der Verbesserung der Sehschärfe nach einer Kunstlinsen-Implantation näher zu beleuchten, wurden in dieser Arbeit noch zusätzlich sechs Katarakt-Patienten (zehn Augen), die schon einen refraktiv-chirurgischen Eingriff hinter sich haben, analysiert. Dabei wurde das postoperative sphärische Äquivalent (drei Wochen nach der Katarakt-Operation) mit der Zielrefraktion von IOL-Master, True Net Power und Orbscan verglichen.

1.2 Anatomie des Auges

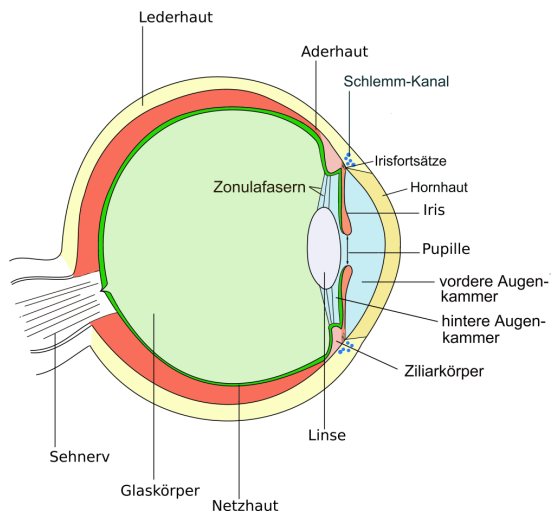


Abb. 1.1 Schematische Darstellung des Auges

GNU Free Documentation License, Version 1.2. [3]

Der Bulbus oculi ist nahezu kugelförmig und beim emmetropen Erwachsenen ca. 24 mm lang. Er ist im orbitalen Fett- und Fasziengewebe eingelagert und wird durch sechs Augenmuskeln in den drei Hauptachsen bewegt. Die knöcherne Orbita bildet die hintere und seitliche Begrenzung des Auges, die Lider mit den Lidplatten die vordere.

Die äußere Wand des Augapfels besteht aus der weißen, derben Sklera und der durchsichtigen, etwas stärker gekrümmten Hornhaut, die vom rinnenförmigen Limbus corneae umgeben wird. Innen wird die Lederhaut von der Chorioidea und der Retina ausgekleidet. Bei der Netzhaut unterscheidet man den sensorischen Teil und das retinale Pigmentepithel.

Den Bulbusinhalt bilden Iris, Ziliarkörper, Linse und Glaskörper. Zu den Adnexen gehören die Bindehaut, die Lider und die Tränenwege. Durch diese „Anhangsgebilde“ wird die Bulbusoberfläche geschützt und befeuchtet. [4]

1.2.1 Hornhaut

Die Brechkraft der Hornhaut beträgt ca. 43 Dpt und ist somit stärker als die Brechkraft der Linse. Das Zentrum der Cornea ist ungefähr 550 μm dick, die Peripherie 650 μm . Der Durchmesser liegt beim Erwachsenen zwischen 10 – 13 mm.

Die Hornhaut besteht aus folgenden Schichten (von außen nach innen):

- Das mehrschichtige *Epithel* ist unverhornend und schützt vor Keimen. Die oberflächlichen Zellen werden nach einigen Tagen in den Tränenfilm abgeschilfert. Das Epithel verfügt über eine ausgezeichnete Regenerationsfähigkeit, so dass keine Vernarbung bei seiner Verletzung entsteht. Die Regeneration erfolgt innerhalb von Stunden bis Tagen. Gemeinsam mit dem Tränenfilm bildet es eine glatte brechende Oberfläche.
- Die *Bowman-Membran* ist eine azelluläre Schicht. Sie dient gemeinsam mit der Basalmembran des Epithels der Stabilität. Bei Beschädigung vernarbt die Membran.
- Das *Stroma* macht 90 Prozent der Hornhautdicke aus. Es besteht aus kollagenen Fasern, die parallel angeordnet sind. Durch die regelmäßige und enge Gitterstruktur bewahrt es seine Transparenz.
- In der *Descemet-Membran*, einer spezialisierten Basalmembran, findet man gitterartig angeordnete Kollagenfibrillen.
- Das einschichtige Hornhaut-*Endothel* kann im Gegensatz zum Epithel nicht generieren. Es besitzt eine äußerst wichtige Funktion, denn es schützt die Hornhaut vor dem Eindringen von Kammerwasser. Wenn es notwendig ist, pumpt das Endothel eingedrungenes Wasser in die Vorderkammer wieder zurück. So wird ein Aufquellen der Hornhaut und der somit entstehende Transparenzverlust verhindert. [4,5]

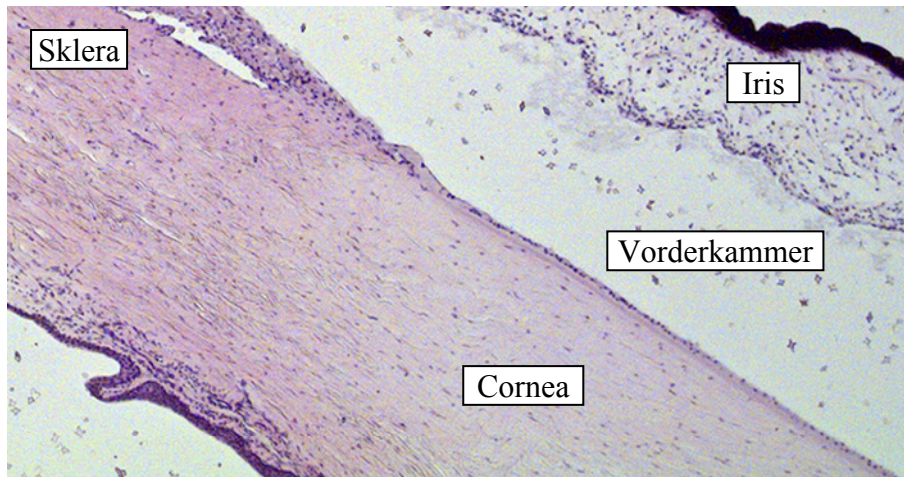


Abb. 1.2 Histologischer Schnitt: Hornhaut
 modifiziert [6]

Die subepitheliale und die stromale Zone werden durch einen Ast des N. Trigeminus versorgt. Bei einer Hornhauterosion erfolgt eine direkte Stimulation dieser Nervenenden. Die Folge sind Schmerzen, Tränenfluss und Photophobie. [5]

1.2.2 Linse

Die Linse ist kristallklar, hat eine bikonvexe Form und befindet sich hinter der Pupille in einer Grube des Glaskörpers. Sie spielt eine entscheidende Rolle im optischen System, da sie ihre Brechkraft auf Grund ihrer Elastizität ändern kann und somit Nah- und Fernsehen ermöglicht. Mit dem Alter wird die Linse allerdings immer starrer und eine Alterssichtigkeit (Presbyopie) entsteht circa ab dem 45. Lebensjahr. Eine Lesebrille wird notwendig.

Die Linse ist von einer Kapsel umschlossen und besitzt weder Blutgefäße noch Nerven. Ihre Ernährung erfolgt über das Kammerwasser. Die jüngsten Zellen der Linse befinden sich an der Oberfläche. Die Wachstumsrichtung der Zellen erfolgt von außen nach innen, so dass man die ältesten Zellen im Linseninneren findet.

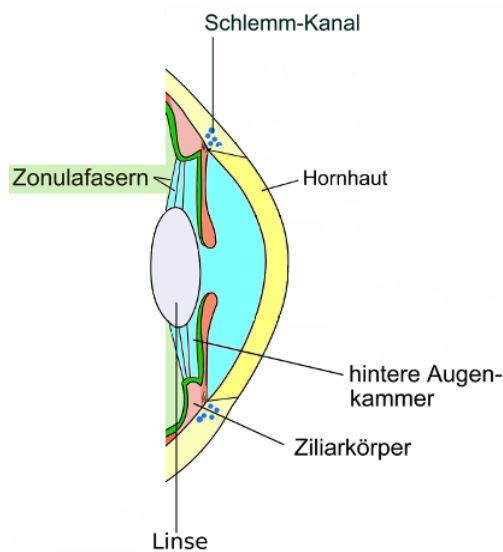


Abb. 1.3 Linse mit Aufhängeapparat

GNU Free Documentation License, Version 1.2., modifiziert [3]

Die Aufhängung der Linse erfolgt mit Hilfe von Zonulafasern, die vom Ziliarkörper ausgehen und am Linsenäquator ansetzen. Die Zonulafasern können je nach Kontraktion des Ziliarmuskels gespannt oder entspannt sein.

Kontrahiert der Musculus Ciliaris, so entspannen sich die Zonulafasern und die Linse kann sich entsprechend ihrer Elastizität krümmen. Durch die Wölbung der Linse erhöht sich ihre Brechkraft. Zur Naheinstellungsreaktion gehören zusätzlich noch die gleichzeitige Abflachung der Vorderkammer und die Verengung der Pupille.

Ist der Ziliarmuskel entspannt, werden die Zonulafasern gespannt und die Linse kann sich nicht mehr krümmen. Die Brechkraft bei Fernakkommodation beträgt dann ca. 20 Dpt. [4,5]

1.3 Das Auge als optischer Apparat

Das Auge ist das wichtigste Sinnesorgan des Menschen und mit einem Fotoapparat vergleichbar. Die brechenden Medien Hornhaut (43 Dpt) und Linse (20 Dpt bei Fernakkommodation) entsprechen dem Linsensystem der Kamera, die Iris der Blende und die Netzhaut dem Film. Die Iris reguliert den Lichteinfall und die Tiefenschärfe. Die Linse übernimmt neben der Brechung der Lichtstrahlen zusätzlich noch die Ferneinstellung

(Akkommodation). Beim emmetropen Erwachsenen, der weder weit- noch kurzsichtig ist, entspricht die Brennweite des optischen Systems beim Blick in die Ferne genau der axialen Bulbuslänge. So entsteht ein scharfes Bild auf der Netzhaut. Um ein Bild in der Nähe scharf sehen zu können, muss sich die elastische Linse krümmen und so ihre Brechkraft verstärken.

Für die Wahrnehmung eines Bildes reicht das optische System allerdings nicht aus. Die von der Netzhaut aufgenommenen physikalischen Reize müssen erst in einem fotochemischen Prozess in elektrische Impulse umgewandelt und über den Sehnerv zum visuellen Kortex weitergeleitet werden. In der Großhirnrinde erfolgen die zentrale Weiterverarbeitung, der Ausgleich von Abbildungsfehlern und die Selektion der Informationen. [4]

1.4 Biometrie des Auges

Um bei Kataraktoperationen ein für den Patienten optimales postoperatives Refraktions-Ergebnis zu erzielen, sind präzise Messtechniken zur Bestimmung der biometrischen Daten (Hornhaut-Brechkraft, Bulbus-Achsenlänge, Vorderkammertiefe) und die Verwendung der richtigen optischen Formel zur Berechnung der Kunstlinsen-Stärke notwendig. Falsche biometrische Messergebnisse und die Wahl der falschen Formel können zu signifikanten postoperativen Refraktionsfehlern führen und im Extremfall einen Austausch der Intraokularlinse (IOL) erforderlich machen. [7]

1.4.1 Bulbus-Achsenlänge

Die Achsenlänge des Bulbus kann optisch oder mittels Ultraschall (A-Bild-Echographie) bestimmt werden. Seit der Einführung der optischen Biometrie hat sich diese durchgesetzt, da sie einfach, kontaktfrei, schnell und präzise ist. [7]

Biometrie mittels Ultraschall

Bei der Ultraschalluntersuchung werden über den Schallkopf Ultraschallwellen ausgesendet. Diese gelangen in das Auge und werden je nach Gewebeart unterschiedlich reflektiert. Die Echos werden über den Schallkopf aufgenommen, in elektrische Impulse umgewandelt und

auf einem Bildschirm dargestellt. Bei der A-Bild-Echographie (Abb. 1.4) erscheinen die Echoamplituden als Ausschlag von der Null-Linie.

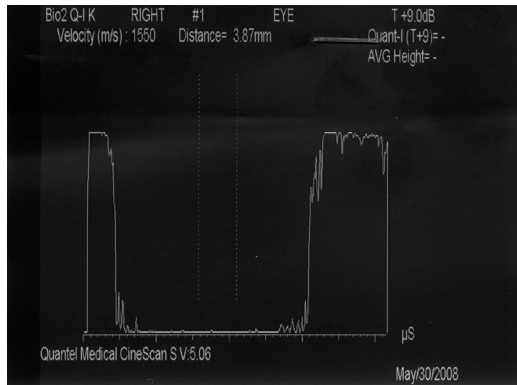


Abb. 1.4 A-Bild-Echographie

Die A-Bild-Echographie kann auf zwei Arten durchgeführt werden. Bei der *Kontakt-Appanations-Biometrie* wird zuerst ein lokales Anästhetikum in das zu untersuchende Auge getropft. Der Patient muss seinen Kopf möglichst ruhig halten und einen Punkt in der Ferne fixieren. Der Schallkopf wird vorsichtig auf der zentralen Hornhaut platziert und leicht hin und her bewegt, um die Position für das optimale Ultraschallbild zu finden. Das Problem bei dieser Untersuchungsmethode ist, dass durch den Untersucher die Hornhautoberfläche leicht eingedrückt und die Vorderkammer abgeflacht wird. Dadurch kann es zu Messfehlern kommen, wobei der Wert für die Achsenlänge zu gering ausfällt. Die Folge ist eine Überschätzung der IOL-Stärke.

Bei der *Immersion-Biometrie* wird der Ultraschallkopf nicht direkt auf der zentralen Hornhaut platziert. Nach einer lokalen Anästhesie wird eine Sklera-Schale auf das Auge gelegt, wobei die Ränder durch die Augenlider stabilisiert werden. Die Schale wird mit einer Kochsalzlösung gefüllt und der Ultraschallkopf darin eingetaucht. Der Untersucher übt keinen direkten Druck auf die Hornhaut aus und eine Abflachung der Vorderkammer wird verhindert. Die Messergebnisse sind daher viel genauer. Durchschnittlich ergeben die beiden Techniken Längenunterschiede von 0,25 bis 0,33 mm, wodurch eine Fehlberechnung der IOL-Stärke von ungefähr einer Dioptrie entstehen kann. [7]

Optische Biometrie

Bei der optischen Kohärenzbiometrie (z.B.: IOL-Master, Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland) muss der Patient einen zentralen Lichtpunkt fixieren. Der Infrarotlaser gelangt über die visuelle Achse des Patienten in das Auge und wird reflektiert. Die Bulbuslänge wird von der Cornea bis zum Pigmentepithel der Retina gemessen. Da beim Ultraschall von der Hornhaut bis zur inneren limitierenden Membran gemessen wird, sind die Messergebnisse der beiden Techniken nicht direkt vergleichbar. Bei der optischen Biometrie ist die Achsenlänge im Vergleich mit der Kontakt-Applanations-Biometrie durchschnittlich um 0,47 mm länger und im Vergleich mit der Immersions-Biometrie um 0,18 mm länger.

Die optische Biometrie ist dem Ultraschall bei hoch myopen Augen und bei Augen mit einem Staphylom überlegen. Weiters sind die Messergebnisse bei Pseudophakie und bei mit Silikonöl gefüllten Augen genauer.

Falsche Ergebnisse liefert die optische Biometrie, wenn der Infrarotlaser auf seinem Weg gestört wird. Dies ist zum Beispiel bei Trübungen im Bereich der visuellen Achse der Fall. Weiters muss man die Werte bei Augen mit Tränenfilmabnormalitäten, bei pathologischen Hornhautveränderungen, Cataracta matura, Cataracta subcapsularis posterior, Glaskörpertrübungen, Makulopathie und Netzhautablösungen kritisch betrachten. Außerdem muss der Patient fähig sein, den zentralen Lichtpunkt zu fixieren. [7]

1.4.2 Vorderkammertiefe

Die neueren theoretisch-optischen Formeln zur Berechnung der IOL-Stärke beziehen die Vorderkammertiefe mit ein. Diese kann auf verschiedene Arten ermittelt werden: A-Bild-Echographie, partielle optische Kohärenzbiometrie, rotierende Scheimpflugkamera, optische Kohärenztomographie (OCT) etc.

Nachteile der A-Bild-Echographie sind das Eindellen der zentralen Hornhaut durch den Schallkopf, das Risiko einer Hornhautverletzung bzw. -infektion. Aus diesem Grund sind kontaktfreie Methoden beliebter. Dazu gehören unter anderem der IOL-Master (Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland), der Orbscan II (Bausch&Lomb, Rochester, USA), die Pentacam (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) und die Visante OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, California, USA). [7]

1.4.3 Hornhaut-Brechkraft

Bei der *konventionellen Bestimmung* der Hornhaut-Brechkraft werden die Krümmungsradien, die von der Hornhautvorderfläche reflektiert werden, gemessen. Der Patient sitzt hinter dem Messgerät und stabilisiert seine Kopfposition mit Hilfe der Kinn- und Stirnstützen. Während der Patient einen zentralen Lichtpunkt fixiert, kann der Untersucher die exakte Messposition mit Hilfe eines Joysticks einstellen und die Messungen durchführen.

Um die Berechnung der Brechkraft zu erleichtern, nimmt man an, dass die Hornhaut sphärisch gekrümmt ist und dass sie eine bestimmte Vorderflächen- und Rückflächenkrümmung besitzt. Mit diesen Annahmen kann man bei den meisten „normalen“ Augen mit einem regelmäßigen Astigmatismus den richtigen Wert einfach, schnell und korrekt ermitteln. Schwerer wird die Bestimmung der Brechkraft nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen (photorefraktive Keratektomie, Lasek, Lasik), da das Verhältnis von Vorderflächen- und Rückflächenkrümmung verändert wurde und auch der standardisierte Hornhautindex nicht mehr korrekt ist.

Nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen ist daher eine *computerunterstützte Hornhaut-Topographie* zu bevorzugen, da die gesamte Hornhaut mit ihren unterschiedlichen Brechkraftwerten farblich dargestellt werden kann. Dabei können Vorderflächen- und Rückflächenkrümmungen getrennt berücksichtigt werden. Dieses Verfahren sollte auch bei Patienten mit Keratokonus, mit schwerem unregelmäßigem Astigmatismus oder mit posttraumatisch irregulärer Hornhaut angewandt werden. Die Hornhaut-Topographie kann z. B. mit dem Orbscan II (Bausch&Lomb, Rochester, USA) oder auch mit der Pentacam (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) erfasst werden. [7]

1.5 Berechnung der Kunstlinsen-Stärke

Die Wahl der richtigen IOL-Stärke sollte vor einer Kataraktoperation nicht überstürzt werden. Es sollte eher ein Prozess sein, bei dem verschiedene Ergebnisse durch unterschiedliche Messtechniken und durch die Anwendung mehrerer Formeln verglichen werden. Außerdem muss unbedingt der Wunsch des Patienten abgeklärt werden. Möchte der Patient emmetrop sein oder doch eher etwas myop? Welche Sehhilfen wird er nach der Katarakt-Operation

brauchen? Welche IOL-Stärke lässt sich mit dem nicht operierten Auge vereinbaren? Hatte der Patient schon einmal einen refraktiv-chirurgischen Eingriff?

1.5.1 Haigis-Formel

Die theoretisch-optische Formel nach Haigis beinhaltet die Hornhaut-Brechkraft, die Vorderkammertiefe, die Linsendicke und die Achsenlänge des Bulbus. Dadurch wird auf die *IOL-Position (die postoperative Vorderkammertiefe)* Rücksicht genommen. Der Hornhaut-Radius wird mittels Refraktionsindex (Ophthalmometer der Fa. Zeiss: $n = 1,3315$) in die Hornhaut-Gesamtbrechkraft umgerechnet. Nach einem hornhautablativen Eingriff verändert sich allerdings der refraktive Index. Wird dieser nicht korrigiert, ergibt sich nach Umrechnung eine falsche Hornhaut-Gesamtbrechkraft. [2]

Die Haigis-Formel verwendet drei verschiedene unabhängige Konstanten (a_0 , a_1 und a_2), die sich zur Charakterisierung der IOL eignen. Je nach Geometrie der Linse nehmen sie unterschiedliche Werte an.

Mit Hilfe der Konstanten kann die postoperative Linsenposition (d) berechnet werden:

$$d = a_0 + a_1 \times VKT_{prä} + a_2 \times AL$$

wobei $VKT_{prä}$ die präoperative Vorderkammertiefe und AL die Achsenlänge ist. [8]

1.5.2 SRK/T und ähnliche Formeln

SRK/T, Hoffer Q und Holladay 1 sind theoretisch-optische Formeln der dritten Generation. Sie enthalten alle zwei Variablen und unterscheiden sich nur darin, wie sie die endgültige Position der IOL berechnen. Der Nachteil dabei ist, dass die postoperative Linsenposition nur mit Hilfe der Bulbus-Achsenlänge und der zentralen Hornhaut-Brechkraft berechnet wird. Außerdem basieren die Formeln auf Annahmen von Parametern, die von normalen schematischen Augen gewonnen wurden. Konstanten, die für einen Chirurgen spezifisch sind, werden auch nicht berücksichtigt. [7]

Während die Formel nach Haigis bei allen Augen angewendet werden kann, sollten die SRK/T nur bei emmetropen bzw. myopen Augen und die Hoffer Q nur bei hyperopen Augen angewandt werden.

1.6 Berechnung der Hornhaut-Brechkraft nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen

In den nächsten Unterkapiteln werden verschiedene Methoden zur Berechnung der Hornhaut-Brechkraft nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen erklärt.

1.6.1 Clinical History Method

Der Goldstandard bei der Berechnung der IOL-Stärke nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen ist die Clinical History Method (CHM), da sie auf die konventionelle Bestimmung der Hornhaut-Brechkraft nach dem refraktiv-chirurgischen Eingriff verzichtet. Es hat sich herausgestellt, dass nach einer Myopiekorrektur mittels Laser die Brechkraftwerte, die mit Hilfe der Clinical History Method berechnet werden, kleiner sind als die Brechkraftwerte, die konventionell bestimmt werden. Die kleineren Werte führen zu besseren Ergebnissen. [2]

Das Problem der Methode ist, dass sie auf Anamnese beruht. Die Refraktion und die Hornhaut-Brechkraft vor dem refraktiv-chirurgischen Eingriff müssen bekannt sein. Außerdem wird eine stabile postoperative Refraktion benötigt, die nicht durch eine Katarakt verfälscht wurde.

Sind alle diese Daten vorhanden, wird von der ursprünglichen Hornhaut-Brechkraft die Refraktionsänderung, die durch den refraktiv-chirurgischen Eingriff entstanden ist, subtrahiert. [2]

Beispiel: Ein Patient besitzt eine Hornhaut-Brechkraft von 45 Dpt und erhält eine Laserkorrektur im Ausmaß von 5 Dpt. Nach dem Lasern ist eine Hornhaut-Brechkraft von 40 Dpt zu erwarten.

1.6.2 Kontaktlinsenmethode

Die Kontaktlinsenmethode kann eingesetzt werden, wenn die Daten, die vor dem refraktiv-chirurgischen Eingriff erhoben wurden, nicht verfügbar sind. Man benötigt eine plane harte Kontaktlinse mit einer definierten Basiskurve und einer bekannten Brechkraft. Die Refraktion wird einmal mit und einmal ohne Kontaktlinse bestimmt. Der Refraktionsunterschied wird

dann von der Brechkraft der Kontaktlinse subtrahiert. Die Ergebnisse sind allerdings nicht so genau wie die Ergebnisse von der Clinical History Method. [2]

1.6.3 Andere Methoden

Die **BESSt-Formel** von *Borasio et al.* [9] beruht auf der Gauß'schen optischen Formel und der Vermessung der vorderen und hinteren Hornhautradien. Die Formel wurde mittels Regressionsanalyse modifiziert. Ein Korrekturfaktor ermöglicht zusätzlich die Anwendung bei einer flachen bzw. steilen Hornhaut. Daher kann diese Methode nach Myopie- und auch Hyperopie-Laserkorrektur eingesetzt werden, wenn prä- und postoperative Daten fehlen. *Borasio et al.* [9] testete die BESSt-Formel bei 143 Augen. 46 % der Augen lagen innerhalb einer Abweichung von $\pm 0,05$ Dpt und 100 % innerhalb einer Abweichung von ± 1 Dpt. Zusätzlich berechnete *Borasio et al.* [9] die Hornhaut-Brechkraft für 13 Augen nach einem keratorefraktiven Eingriff. Die Ergebnisse waren statistisch gesehen besser als bei anderen getesteten Methoden, wobei auch die Clinical History Method eingesetzt wurde.

Savini et al. [10] stellte aber fest, dass die durchschnittliche Hornhaut-Brechkraft mittels BESSt-Formel eher den durchschnittlichen K-Werten der Videokeratographie entspricht und weniger den Ergebnissen der Clinical History Method. Seine Schlussfolgerung lautete, dass die BESSt-Formel noch weitere Verbesserungen benötigt, bevor sie in der klinischen Praxis angewendet werden kann.

Speicher [11] bewertet die Hornhaut-Brechkraft der **Vorder- und der Rückfläche getrennt**. Sie wies darauf hin, dass nach einem refraktiv-chirurgischen Eingriff die Hornhaut-Hinterfläche unverändert bleibt. Bei Verwendung eines standardisierten Refraktionsindex kommt es daher zu einer Fehlberechnung der Brechkraft. Daher sollte zur Berechnung der Gesamtbrechkraft, die postoperative Brechkraft der Hinterfläche von der postoperativen Brechkraft der Vorderfläche subtrahiert werden.

Savini et al. [10] konnte mit dieser Methode eine der höchsten Annäherungen an die Ergebnisse der Clinical History Method erreichen. Der Mittelwert wich dabei um nur -0,14 Dpt von der CHM ab. Somit war kein statistisch signifikanter Unterschied gegeben.

Savini et al. [12] **korrigierte** den standardisierten **Refraktionsindex** ($n = 1,3375$), um nach einem refraktiv-chirurgischen Eingriff die Hornhaut-Brechkraft korrekt zu bestimmen. PRK

und Lasik verursachen nämlich eine Reduktion des Index. Diese korreliert mit der Ausprägung der Laserkorrektur:

$$n_{\text{post}} = 1,338 + 0,0009856 \times \text{erzielte Laserkorrektur}$$

wobei n_{post} der postoperative Refraktionsindex ist.

Savini et al. [10] erzielte mit dem korrigierten Index eine der höchsten Annäherungen an die Brechkraftwerte, die mittels CHM berechnet wurden.

1.7 Probleme der IOL-Berechnung

Die Berechnung der IOL-Stärke nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen stellt heutzutage eine große Herausforderung in der Kataraktchirurgie dar, da die Biometrie schwierig sein kann, vor allem nach hornhautablatischen Eingriffen. Um den Wünschen von Kataraktpatienten gerecht zu werden, ist es zuerst notwendig, deren Bedürfnisse vor der Operation in Erfahrung zu bringen. Sind dem Chirurgen die Refraktionsziele des Patienten bekannt, müssen die richtigen biometrischen Messtechniken ausgewählt werden. Das heißt unter anderem, dass die optische Biometrie im Vergleich zur A-Bild-Echographie zu bevorzugen ist. Wird das Auge dennoch mittels Ultraschall vermessen, sollte eher die Immersions-Technik als die Kontakt-Appanations-Biometrie verwendet werden.

Außerdem sollte eine IOL-Formel gewählt werden, bei der die Konstanten optimiert werden können und die Kunstlinseneigenschaften berücksichtigt werden. Zusätzlich sollten in die Formeln operateurspezifische Konstanten einfließen, welche durch statistische Aufarbeitung der individuellen postoperativen Daten des jeweiligen Chirurgen gewonnen werden. [7] Je mehr Variablen in die IOL-Formel einfließen, desto besser kann man die postoperative IOL-Position vorhersagen und desto besser entspricht das postoperative Ergebnis den Wünschen des Patienten. Daher sollten neben der Hornhaut-Brechkraft, der Bulbus-Achsenlänge und der Vorderkammertiefe unter anderem auch die Dicke der Linse, der refraktive Status und eine IOL-Implantations-Konstante für die Berechnung herangezogen werden. [13]

2 Methoden und Patienten

Für die retrospektive Studie wurden Daten (siehe unten) von 15 Patienten (29 Augen), die vor und nach einem hornhautablativen Eingriff (Myopiekorrektur mittels Lasek) erhoben wurden, mit Hilfe von SPSS 10.0 (SPSS, Chicago, Illinois) statistisch aufgearbeitet. Zu den gewonnenen Werten gehören unter anderem Alter, Refraktion, Astigmatismus, Visus, Vorderkammertiefe und Hornhaut-Brechkraft.

Die Bestimmung von Refraktion, Astigmatismus und Visus erfolgte mittels Linsen, die dem Patienten nacheinander systematisch vor das zu untersuchende Auge gehalten wurden, und Sehtafeln.

Die Vorderkammertiefe wurde mittels Orbscan II (Bausch&Lomb, Rochester, USA) bestimmt (siehe 2.1.3).

Zur Berechnung der Kunstlinsenstärke wurden für jedes der 29 Augen zwei verschiedene theoretisch-optische Formeln angewandt: SRK/T und Haigis. Die dafür benötigten Hornhaut-Brechkraftwerte wurden auf drei verschiedene Arten ermittelt:

- Clinical History Method (CHM)
- True Net Power mittels Pentacam (CP1 / zentraler Wert, CP2 / Mittelwert aus parazentralen Werten)
- Krümmungsradien mittels Orbscan (K1 / 1.Meridian, K2 / darauf normal stehender 2. Meridian)

Im Kapitel 4 findet man zusätzlich die Fallpräsentationen von sechs Katarakt-Patienten (zehn Augen), die vor Jahren einer Myopiekorrektur mit Hilfe eines hornhautablativen Eingriffs unterzogen wurden. Da die Daten von den refraktiv-chirurgischen Eingriffen größtenteils fehlen, wurde die Hornhautbrechkraft mittels IOL-Master, Pentacam und Orbscan gemessen.

2.1 Biometrie – Allgemein

In den nächsten Unterkapiteln folgt eine Übersicht über die Geräte, die für die prä- und postoperative Datengewinnung verwendet wurden.

2.1.1 Pentacam®

Die rotierende Scheimpflugkamera (Pentacam, Oculus, Lynnwood, Washington, USA) ermöglicht es, den vorderen Augenabschnitt detailliert darzustellen (Abb. 2.1, modifiziert [14]). Durch die 360° Drehung können dreidimensionale Bilder erstellt und das Zentrum der Hornhaut äußerst präzise vermessen werden. Mit Hilfe eines Reflexbildes werden die Brechungswerte der gesamten Hornhaut von Limbus zu Limbus berechnet und farbcodiert. Hornhautbezirke mit unterschiedlichen Krümmungen können durch die farbliche Darstellung einfach differenziert werden. [4]



Abb. 2.1 Pentacam von Oculus, Inc.

Das computergesteuerte Gerät analysiert die Vorder- und Rückfläche der Hornhaut durch Quantifizierung von Höhen- und Krümmungsdaten. Weitere Möglichkeiten neben der kornealen Topographie sind unter anderem die komplette dreidimensionale Darstellung des vorderen Augenabschnittes, die Pachymetrie und die Kataraktanalyse.

Die kontaktlose Messung des Auges ist schmerzfrei und dauert nur wenige Sekunden. Störungen durch Augenbewegungen werden erkannt und sofort korrigiert. Die Messergebnisse sind sehr genau und können leicht reproduziert werden. [14]

True Net Power

Die topographische Darstellung der Hornhautbrechkraft mit Hilfe der True Net Power (Abb. 2.2) berücksichtigt den individuellen Einfluss der Rückfläche der Hornhaut auf die Gesamtbrechkraft. Dies ist von besonderem Interesse bei abnormer Beschaffenheit der Hornhaut, wie z. B. nach keratorefraktiven Eingriffen, bei denen das Hornhautzentrum

abgeflacht wurde. Die True Net Power bedeutet eine Verbesserung der Berechnung der IOL-Stärke durch die exakte Messung der zentralen Brechkraftwerte. [14] Wenn man nur den statistischen Mittelwert der Rückflächenbrechkraft von -6,2 Dpt für die Berechnung der IOL verwendet, kann dies zu sehr großen individuellen Fehlern und somit zu unangenehmen Überraschungen bezüglich der Refraktion nach IOL-Implantation führen. Die Ursache liegt darin, dass nach Lasik oder PRK der Vorderflächenradius deutlich vergrößert ist. Das Verhältnis zwischen Vorder- und Rückflächenradius nimmt bei einem theoretisch konstant bleibenden Rückflächenradius in Abhängigkeit der Myopiekorrektur deutlich zu. [2]

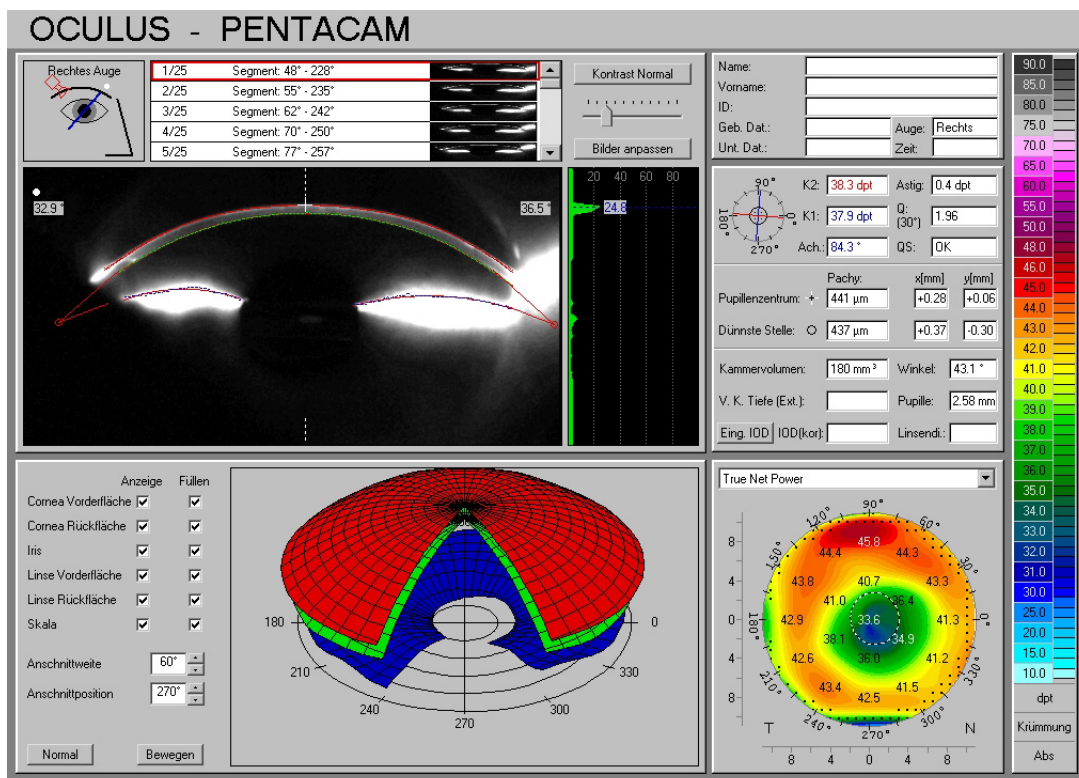


Abb. 2.2 True Net Power (Pentacam)

Rechts unten: Topographieanalyse mit farblicher Darstellung der Brechkraftwerte der Hornhaut.

In dieser Studie wurden mit Hilfe der True Net Power zwei Brechkraftwerte ermittelt. Der zentrale Wert wurde CP1 genannt. In Abb. 2.2 beträgt dieser Wert 33,6 Dpt. Der Mittelwert der angrenzenden Brechkraftwerte ergibt den parazentralen Wert CP2. In Abb. 2.2 errechnet sich dieser so: $(40,7 + 36,4 + 34,9 + 36,0 + 38,1 + 41,0) / 6 = 37,85$ Dpt.

2.1.2 IOL-Master®



Abb. 2.3 IOL-Master von Carl Zeiss Meditec

Die optische Kohärenz-Biometrie (IOL-Master, Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland; Abb. 2.3, modifiziert [15]) erfolgt kontaktlos und ihre Ergebnisse sind gut reproduzierbar. Das einfach zu bedienende Gerät misst unter anderem folgende Werte: benötigte IOL-Stärke, Bulbus-Achsenlänge, Vorderkammertiefe, Hornhaut-Radius und –Durchmesser. [15]

Der Patient sitzt hinter dem IOL-Master und stabilisiert seinen Kopf mittels Kinn- und Stirnstütze. Die Sitzposition sollte angenehm sein, damit der Patient während der Messung möglichst ruhig bleibt. Zur Messung der Hornhaut-Brechkraft fixiert der Patient einen roten Lichtpunkt und der Arzt stellt die genaue Messposition mittels Joystick ein. Vor der Messung blinzelt der Patient einmal kurz, damit ein kontinuierlicher Tränenfilm auf der Hornhaut entsteht. Anschließend werden sechs Punkte mit je einem Durchmesser von 2,5 mm gemessen (Abb. 2.4, modifiziert [15]). Der Patient soll dabei nicht blinzeln. Der Vorgang wird insgesamt fünf Mal wiederholt, sodass man 30 Messpunkte erhält. Falsche Werte können durch Augenlider oder Wimpern, die in das Messfeld reichen, entstehen. Weitere Ursachen sind Hornhautnarben oder andere lokale Irregularitäten. [15]

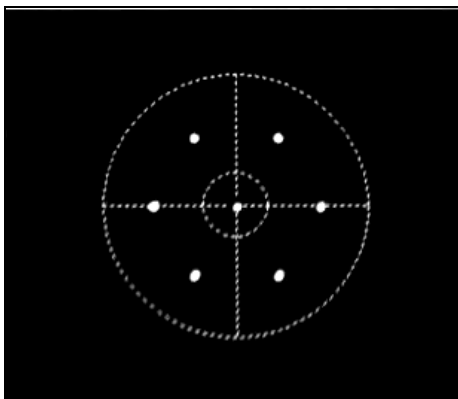


Abb. 2.4 IOL-Master: Messung der Hornhautbrechkraft

Für die Berechnung der Kunstlinsenstärke wurde in der retrospektiven Studie der IOL-Master herangezogen. Dabei wurden die Hornhaut-Brechkraftwerte, die mittels Clinical History Method berechnet bzw. die mittels Orbscan II (Bausch&Lomb, Rochester, USA) und mittels Pentacam (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) gemessen wurden, manuell in den IOL-Master eingegeben. Die Berechnung der IOL-Stärke erfolgte nach Auswahl einer optischen Formel: SRK/T und Haigis. Das Ergebnis waren je drei verschiedene Kunstlinsenstärken. Die einzelnen Gruppen wurden untereinander mit Hilfe des Paired Samples Test (SPSS 10.0, Chicago, Illinois) verglichen und auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht.

2.1.3 Orbscan II®

Das Topographie-Gerät von Bausch&Lomb (Orbscan II, Bausch&Lomb, Rochester, USA) misst nicht nur einzelne standardisierte Punkte auf der Hornhaut-Vorderfläche, sondern über 9000 Punkte auf der Gesamtfläche (Abb.2.5). Es analysiert Höhen- und Krümmungsdaten auf der vorderen und hinteren Hornhautfläche. Außerdem erkennt es Abnormalitäten auf der kornealen Hinterfläche und misst unter anderem die Vorderkammertiefe. Die erhobenen Daten können mittels Computerprogramm analysiert und kombiniert werden. [16]

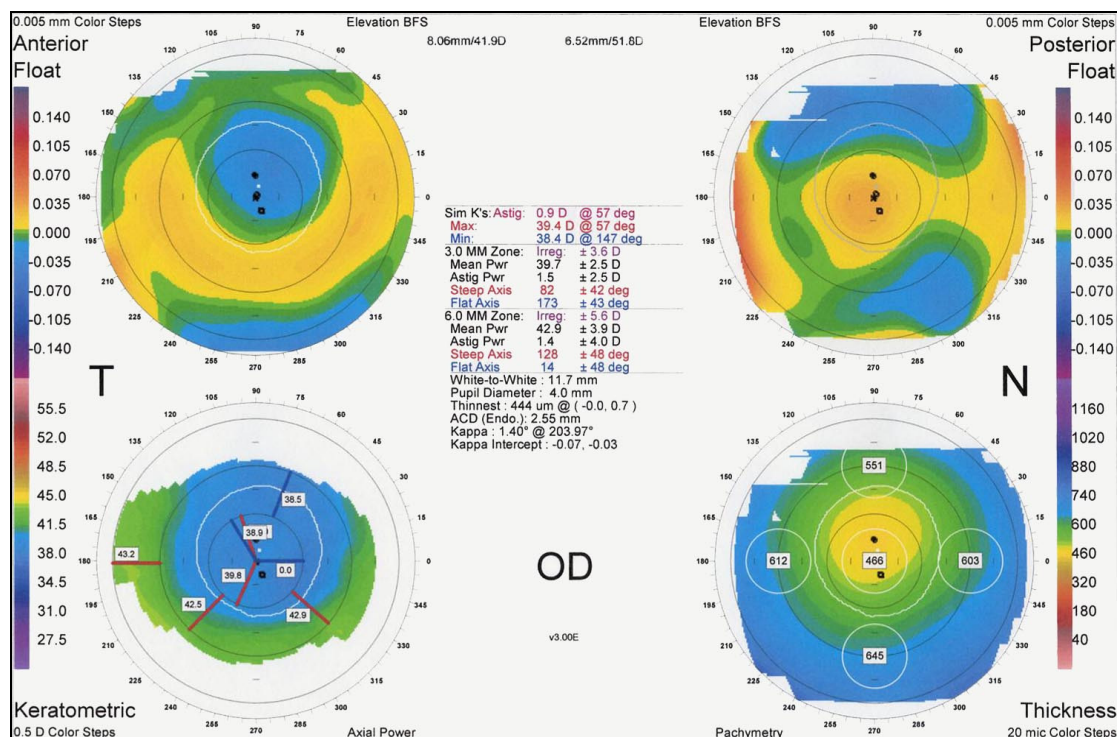


Abb. 2.5 Orbscan-Slit-Scanning-Topographie der Hornhaut

In dieser Studie wurden zwei Brechkraftwerte verwendet: K1 entspricht dem „Min“ (Minimum) und K2 dem „Max“ (Maximum) in der Abbildung

2.2 Brechkraftwerte und IOL-Berechnung (Haigis, SRK/T)

Sechs Monate nach dem refraktiv-chirurgischen Eingriff wurden die Hornhaut-Brechkraftwerte bei den 15 Patienten erneut bestimmt. Einerseits wurden sie mit Hilfe der Clinical History Method (CHM) berechnet, andererseits mittels Orbscan (K1, K2) und Pentacam (CP1, CP2) neu gemessen.

Die Clinical History Method ist eine einfache Methode zur Bestimmung der postoperativen Brechkraftwerte. Die Berechnung erfolgt durch Subtraktion der Refraktionsänderung (Refraktionsshift), die durch den refraktiv-chirurgischen Eingriff verursacht wurde, von den präoperativ bestimmten Brechkraftwerten.

Für die Bestimmung der Brechkraftwerte mittels CHM gilt bei Verwendung der präoperativen Daten des Orbscan (K1, K2) Folgendes:

- $K1 \text{ nach Lasek} = K1 - \text{Refraktionsshift}$
- $K2 \text{ nach Lasek} = K2 - \text{Refraktionsshift}$

Für die Berechnung der IOL-Stärke wurden zwei verschiedene theoretisch-optische Formeln verwendet: SRK/T und Haigis. Durch die Verwendung von drei verschiedenen Brechkraftwerten (CHM, True Net Power, Orbscan) ergaben sich drei IOL-Stärken pro Formel, die untereinander verglichen und statistisch ausgewertet wurden.

2.3 Statistik

Für die statistische Auswertung wurde SPSS 10.0 (SPSS, Chicago, Illinois) verwendet. Für die erhobenen Daten wurde je ein Mittelwert \pm der Standardabweichung berechnet und jeweils ein Minimum und ein Maximum angegeben. Mehrere Methoden wurden zur Berechnung der Hornhaut-Brechkraftwerte und der IOL-Stärke benutzt. Die statistische Verteilung der Werte wurde miteinander verglichen und graphisch mittels Boxplots dargestellt.

Weiters wurden die verschiedenen Kunstlinsenstärken je nach Gruppe (SRK/T oder Haigis) untereinander mittels Paired-Samples T-Test ausgewertet. Dabei wurden zwei Variablen für eine Gruppe miteinander verglichen. (für Haigis und SRK/T je drei Gruppen). Außerdem berechnet der Test die Differenz zwischen den Werten der zwei Variablen und prüft, wie weit der Durchschnitt von Null abweicht. $P < 0,05$ wurde dabei als statistisch signifikant erachtet.

3 Ergebnisse

In den folgenden Unterkapiteln findet man die statistischen Ergebnisse und deren graphische Darstellung bezüglich Alter, Refraktion, Astigmatismus, Visus, Vorderkammertiefe, Hornhautbrechkraft und IOL-Berechnung mittels SRK/T bzw. Haigis.

3.1 Alter

Die Daten von 15 Patienten (29 Augen), die auf Grund einer geringen bis moderaten Myopie einer Laserbehandlung erhielten, wurden statistisch ausgewertet. Zum Zeitpunkt des Eingriffes mittels Lasek betrug das Durchschnittsalter $39,7 \pm 8,4$ Jahre. Der jüngste Patient war 23 Jahre alt, der älteste 54 Jahre. (Abb.3.1)

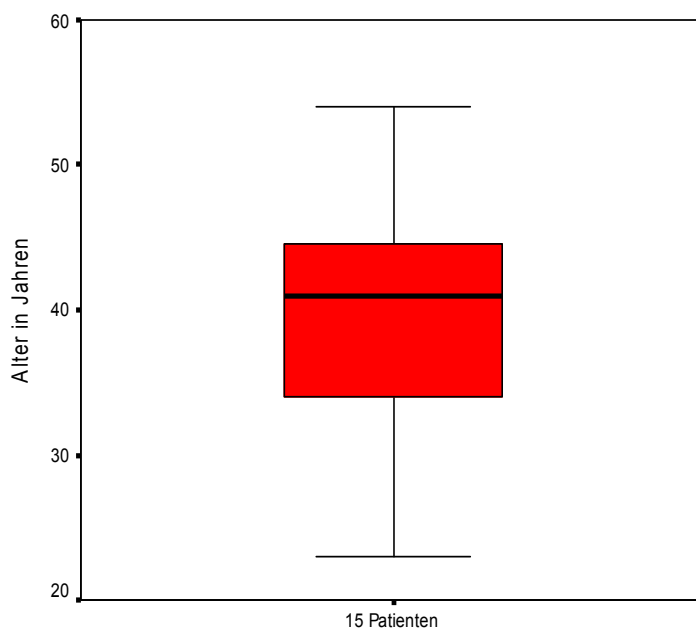


Abb. 3.1 Statistische Verteilung des Alters zum Zeitpunkt der Laserbehandlung

3.2 Refraktion

Die durchschnittliche Refraktion vor Lasek betrug -4,76 Dpt mit einer Standardabweichung von $\pm 1,49$ Dpt (-2,25 bis -7,25 Dpt). Mit Hilfe der Laserbehandlung wurde versucht, die Myopie zu korrigieren und den Refraktionsfehler auf Null zu verringern. Dies wurde bei acht Patienten (12 Augen) erreicht. Der Mittelwert des Refraktionsshifts betrug -4,90 Dpt bei einem Maximum von -2,25 Dpt und einem Minimum von -7 Dpt (Abb.3.2).

Sechs Monate nach Lasek lag die durchschnittliche Refraktion bei -0,32 Dpt mit einer Standardabweichung von $\pm 0,35$ Dpt. Das Minimum lag bei -1 Dpt, das Maximum bei 0,5 Dpt (Abb.3.3).

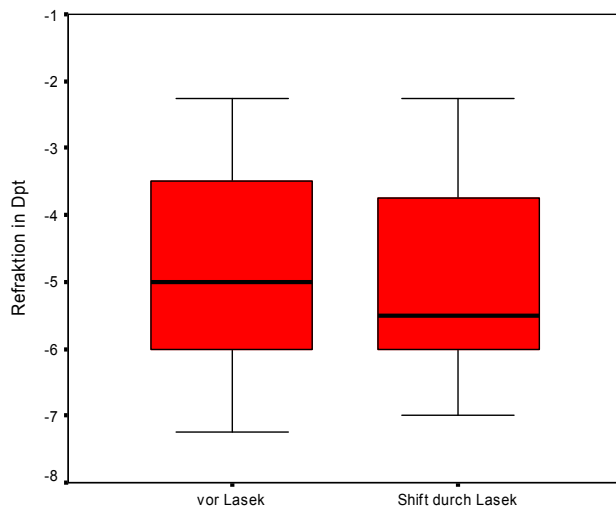


Abb. 3.2 Refraktion vor Lasek und Refraktionsshift, der durch Lasek erzielt wurde.

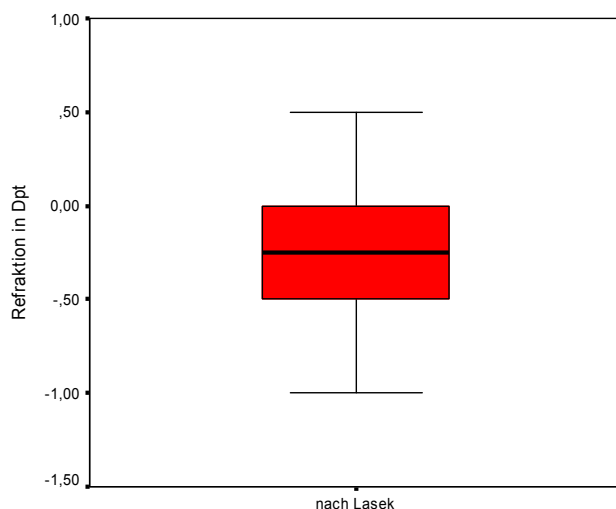


Abb. 3.3 Refraktion sechs Monate nach Lasek

3.3 Astigmatismus

Der durchschnittliche Astigmatismus vor Lasek betrug $-0,22 \pm 1,51$ Dpt. Das Minimum lag bei $-2,5$ Dpt. Der Maximalwert von $3,75$ Dpt wurde bei der graphischen Darstellung (Abb.3.4) nicht mehr berücksichtigt.

Mittels Lasek konnte der Astigmatismus deutlich verbessert werden. Bei 18 von 29 Augen konnte nach der Laserbehandlung kein Astigmatismus mehr festgestellt werden. Bei 6 der restlichen 11 Augen konnte eine Verbesserung erzielt werden. Der Mittelwert nach Lasek betrug $-0,22 \pm 0,42$ Dpt. Das Minimum lag bei $-1,5$ Dpt, das Maximum bei $0,5$ Dpt (Abb.3.4).

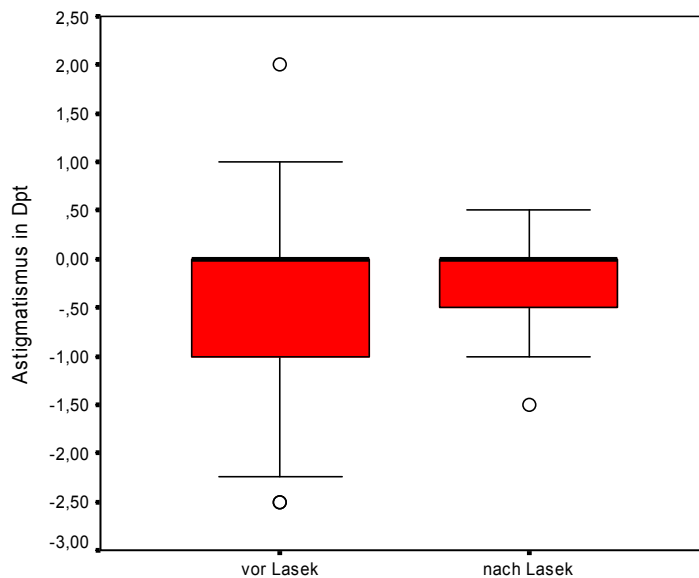


Abb. 3.4 Astigmatismus vor und nach Lasek

3.4 Visus nach Lasek

Sechs Monate nach Lasek wurde der Visus mit und ohne Korrektur gemessen. Der Mittelwert des Visus ohne Korrektur betrug $0,83 \pm 0,25$ (Dezimal). Der kleinste Wert lag bei 0,32 (Dezimal), der größte bei 1,25 (Dezimal). (Abb.3.5)

Der Visus mit Korrektur ergab einen Durchschnittswert von $1,09 \pm 0,19$ (Dezimal). Das Minimum lag bei 0,63 (Dezimal), das Maximum bei 1,25 (Dezimal). (Abb.3.5)

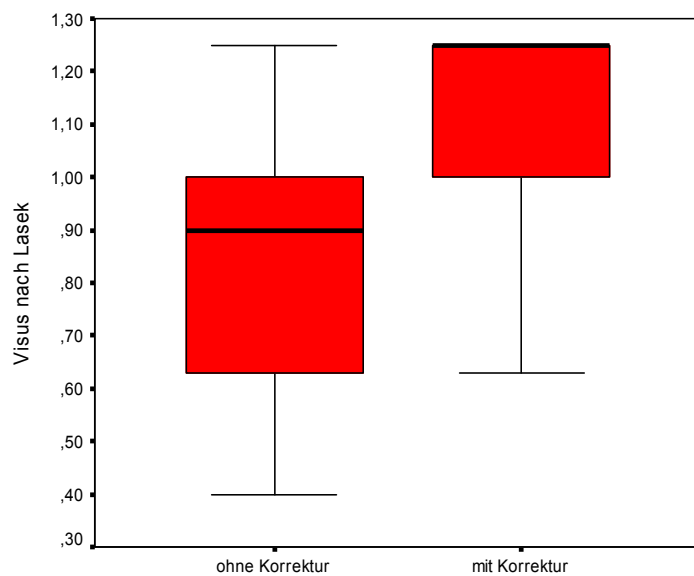


Abb. 3.5 Visus (in Dezimal) mit und ohne Korrektur nach Lasek

3.5 Vorderkammertiefe

Der Mittelwert der Vorderkammertiefe betrug $2,46 \pm 0,25$ mm. Das Maximum lag bei 2,9 mm und das Minimum bei 2,0 mm. (Abb.3.6)

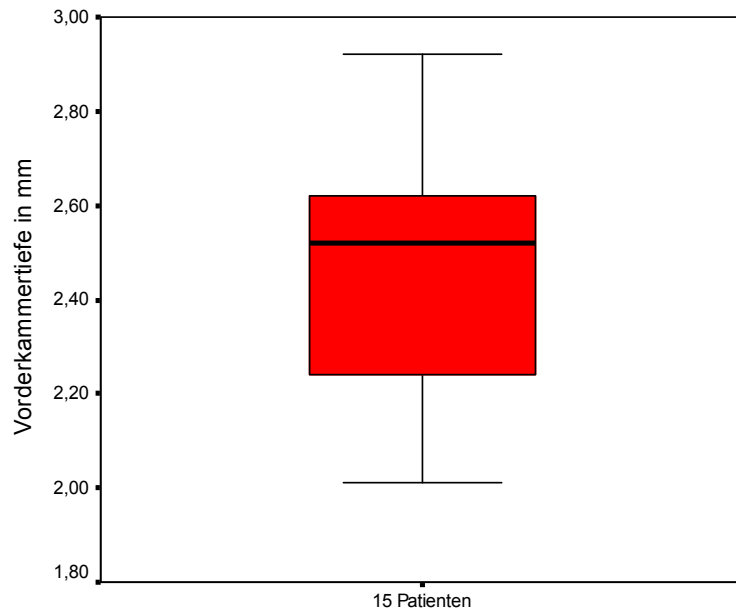


Abb. 3.6 Statistische Verteilung der Vorderkammertiefe

3.6 Hornhaut-Brechkraft

Die Hornhautbrechkraft wurde vor Lasek mittels *Orbscan* gemessen. Dabei wurden die Krümmungsradien K1 und K2, die normal aufeinander stehen, ermittelt. Der Mittelwert von K1 betrug $43,9 \pm 1,20$ Dpt (42,0 bis 46,8 Dpt). Der durchschnittliche Wert von K2 ergab $43,53 \pm 1,21$ Dpt bei einem Minimum von 41,9 Dpt und einem Maximum von 46,2 Dpt. (Abb.3.7)

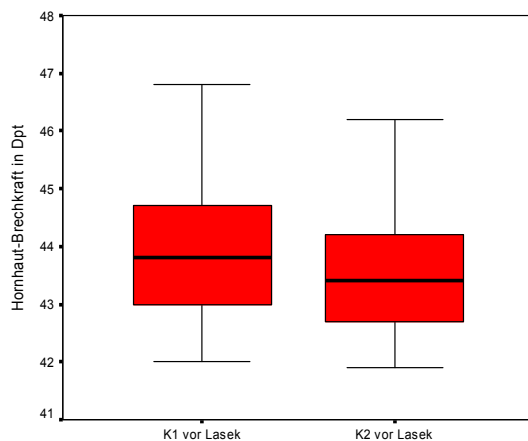


Abb. 3.7 Hornhaut-Brechkraft vor Lasek

Mittels *Orbscan* wurden die Krümmungsradien K1 und K2 gemessen

Mittels *Clinical History Method* wurden die postoperativen Brechkraftwerte von K1 und K2 durch Subtraktion des Refraktionsshifts berechnet. Die statistische Verteilung ist in Abb.3.8 zu sehen. Der postoperative Mittelwert von K1 betrug $39,00 \pm 1,22$ Dpt (36,6 bis 40,9 Dpt). Der Mittelwert von K2 betrug postoperativ $38,63 \pm 1,26$ Dpt (36,5 bis 40,9 Dpt).

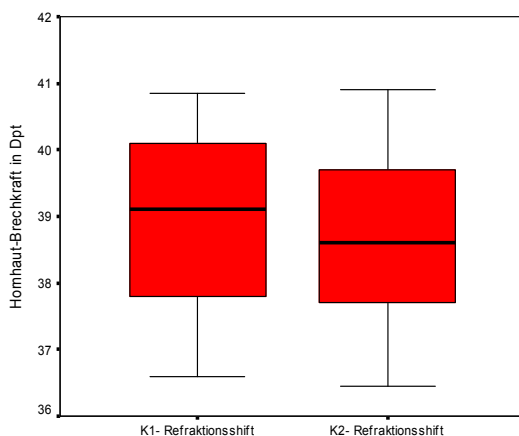


Abb. 3.8 Hornhaut-Brechkraft nach Lasek mittels *Clinical History Method*.

Weiters wurden die Brechkraftwerte *nach Lasek* mittels Pentacam und Orbscan gemessen. Die Daten der *Pentacam* ergaben folgende Ergebnisse: Der Mittelwert von CP1 betrug $38,46 \pm 1,34$ Dpt (36,1 bis 41,4 Dpt). CP 2 lag durchschnittlich bei $38,52 \pm 1,28$ Dpt bei einem Minimum von 36,1 Dpt und einem Maximum von 41,2 Dpt (Abb. 3.9.).

Der *Orbscan* ergab für den Brechkraftwert K1 einen Mittelwert von $39,35 \pm 1,21$ Dpt (37,5 bis 41,3 Dpt). K2 lag bei $39,95 \pm 1,24$ Dpt. Das Minimum betrug 38,1 Dpt, das Maximum 43,0 Dpt (Abb. 3.10.).

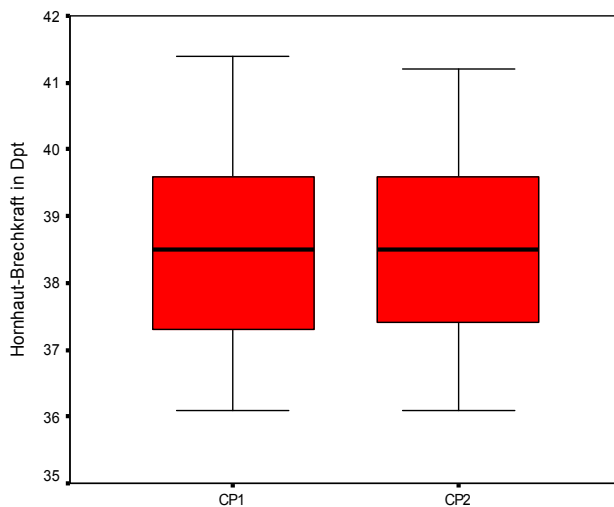


Abb. 3.9 Hornhaut-Brechkraft nach Lasek mittels Pentacam

Mittels Pentacam wurden die zentrale Corneal Power (CP1) und der Mittelwert der angrenzenden / parazentralen Hornhautbrechkraftwerte (CP2) gemessen.

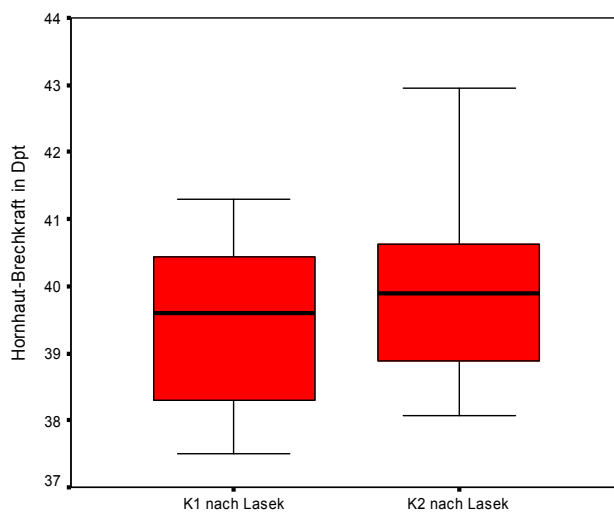


Abb. 3.10 Hornhaut-Brechkraft nach Lasek mittels Orbscan

Mittels Orbscan wurden postoperativ die Brechkraftwerte K1 und K2 gemessen

3.7 IOL-Berechnung mittels SRK/T

Für die IOL-Berechnung mittels SRK/T standen drei verschiedene Brechkraftwerte zur Verfügung (Abb. 3.11). Die Brechkraftwerte, die mittels *Clinical History Method* (CHM) errechnet wurden, ergaben eine durchschnittliche IOL-Stärke von $19,55 \pm 1,98$ Dpt. Das Minimum lag bei 17,0 Dpt, das Maximum bei 23,5 Dpt.

Die mittels *Pentacam* erhobenen Daten (True Net Power) zeigten einen Mittelwert von $19,88 \pm 1,81$ Dpt mit einem Minimum von 17,0 und einem Maximum von 24,0 Dpt.

Die IOL-Stärke, die mittels *Orbscan*-Daten berechnet wurde, lag bei $18,57 \pm 1,70$ Dpt. Das Minimum betrug 16,0 Dpt, das Maximum 22,0 Dpt.

Mittels *T-Test* (Paired Samples Test) wurden die drei verschiedenen IOL-Stärken paarweise miteinander verglichen und auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht. Der Vergleich zwischen Orbscan und CHM ergab eine Signifikanz von 0,000, zwischen Orbscan und True Net Power 0,001 und zwischen CHM und True Net Power 0,000. Somit ist der Unterschied in allen drei Vergleichsgruppen statistisch signifikant.

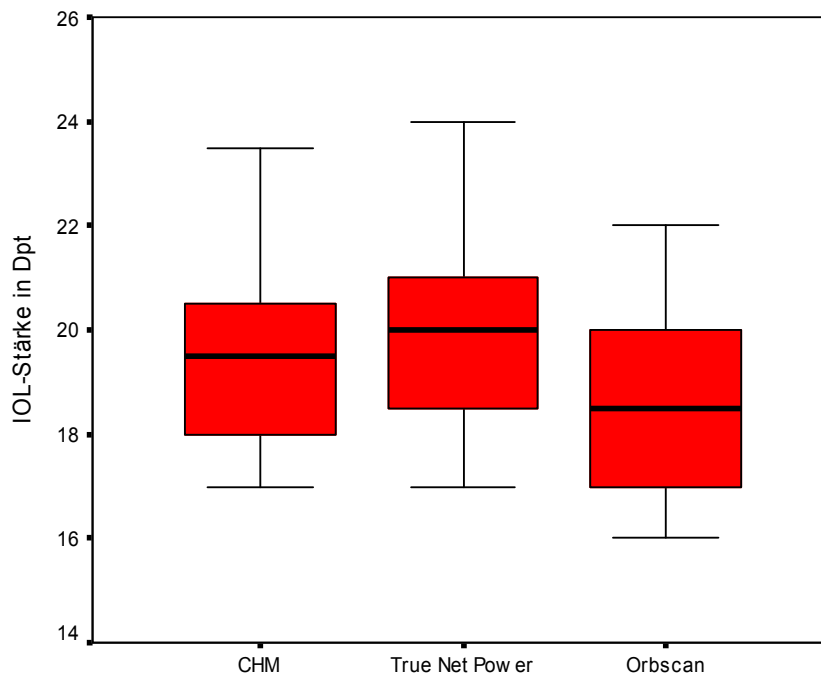


Abb. 3.11 IOL-Berechnung mittels SRK/T

3.8 IOL-Berechnung nach Haigis

Für die IOL-Berechnung nach Haigis wurden ebenfalls verschiedene Brechkraftwerte verwendet (Abb. 3.12). Die Brechkraftwerte, die mittels *Clinical History Method* (CHM) errechnet wurden, ergaben eine durchschnittliche IOL-Stärke von $20,45 \pm 2,03$ Dpt. Das Minimum lag bei 17,5 Dpt, das Maximum bei 24,5 Dpt.

Die mittels *Pentacam* erhobenen Daten (True Net Power) zeigten einen Mittelwert von $20,88 \pm 1,94$ Dpt mit einem Minimum von 17,5 Dpt und einem Maximum von 25,5 Dpt.

Die IOL-Stärke, die mittels *Orbiscan*-Daten berechnet wurde, lag bei $19,29 \pm 1,75$ Dpt. Das Minimum betrug 16,5 Dpt, das Maximum 23,0 Dpt.

Der Paired Samples *T-Test* ergab folgende Ergebnisse: Der Vergleich zwischen Orbiscan und CHM zeigte eine Signifikanz von 0,000, zwischen Orbiscan und True Net Power 0,000 und zwischen CHM und True Net Power 0,000. Somit ist der Unterschied in allen drei Vergleichsgruppen statistisch signifikant.

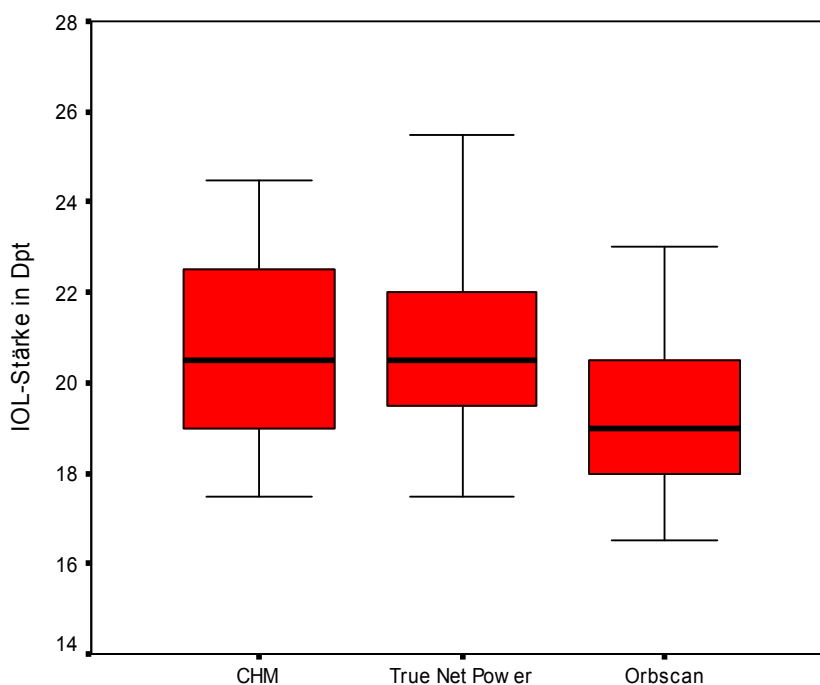


Abb. 3.12 IOL-Berechnung nach Haigis

4 Fallpräsentationen / Kataraktpatienten

Retrospektiv wurden Daten von sechs Patienten (zehn Augen), die nach einem hornhautablativen Eingriff einer Kataraktoperation unterzogen wurden, aufgearbeitet. Die Laserbehandlungen (PRK, Lasik bzw. Lasek) erfolgten zum Teil extern, wodurch die präoperativen Daten nicht immer zur Verfügung standen. Alle IOL-Implantationen wurden an der Univ.-Augenklinik Graz durchgeführt und verliefen komplikationslos.

Die Daten der Katarakt-Patienten werden zur besseren Übersicht tabellarisch angeführt. Ergänzende Erklärungen sind dem Text zu entnehmen.

In Tab. 4.1 werden die Patienten mit ihren Initialen und ihrem Geburtsjahr vorgestellt. Zusätzlich erfährt man, wann und mit welcher Methode die Myopie-Korrektur an beiden Augen durchgeführt wurde. In der letzten Spalte wird die Katarakt-Operation (Jahr und operiertes Auge) angeführt.

Patient	Geburtsjahr	Myopie-Korrektur		Katarakt-OP	
		Art	Jahr	Jahr	Auge
1, K.G.	1944	PRK	1994	2006, 2008	RA, LA
2, S.V.	1949	LASIK	1997	2007	RA
3, A.H.	1957	LASIK	2002	2005	RA
4, R.H.	1958	PRK	1994, 1995	2005, 2006	RA, LA
5, S.M.	1955	PRK	1999, 2000	2008	RA u. LA
6, M.H.	1946	LASEK	2002, 2003	2006, 2008	LA, RA

Tab. 4.1 Katarakt-Operationen

RA.....rechtes Auge

LA.....linkes Auge

Wie oben schon erwähnt, erfolgte die Myopie-Korrektur zum Teil extern. Nur Patient 1 (K.G.) und Patient 5 (S.M.) ließen den Eingriff an der Univ.-Augenklinik Graz durchführen. Die prä- und postoperative Sehschärfe dieser Patienten ist daher der Tab. 4.2 zu entnehmen.

Patient	Auge	Sehschärfe vor dem Lasern		Sehschärfe nach dem Lasern		
		c.c.		s.c.	c.c.	
1, K.G.	RA	$-12,0 + 1,75 / 110 = 0,8$		0,16	$-3,0 = 0,8$	
	LA	$-11,0 + 2,0 / 100 = 0,5$		0,05	Keine Besserung	
5, S.M.	RA	$-5,5 - 1,0 / 180 = 1,0$		---	$-0,5 = 0,8$	
.	LA	$-5,75 - 1,0 / 180 = 1,0$		0,63	Keine Besserung	

Tab. 4.2 Sehschärfe vor und nach dem Lasern

In Tab. 4.3 sind die Refraktion und der Visus kurz vor und drei Wochen nach der Katarakt-Operation angeführt. Dabei wurde der Visus sine correctione (s.c.) und der Visus cum correctione (c.c.) unterschieden. Bei einigen Patienten konnte mittels Refraktionsausgleich keine Besserung erzielt werden.

Patient	Auge	Visus vor Katarakt-OP		Visus 3 Wochen nach Katarakt-OP		
		s.c.	c.c.	s.c.	c.c.	
1, K.G.	RA	---	$-10 - 1,25 / 10 = -0,125$	0,12	$-3,0 = 0,5$	
2, S.V.	RA	1/48	Keine Besserung	---	$-3,0 - 2,0 / 160 = 0,25$	
3, A.H.	RA	---	$-3,5 = 0,1$	0,2	Keine Besserung	
4, R.H.	RA	1/60	$-18,0 - 3,5 = 0,2$	0,1	$-4,0 - 1,0 / 160 = 0,4$	
	LA	---	$-1,5 = -0,1$	---	$-4,5 = 0,2$	
5, S.M.	RA	---	$-4,5 + 0,75 = 0,32$	0,8	Keine Besserung	
	LA	---	$-6,0 + 0,5 = -0,16$	1,0	Keine Besserung	
6, M.H.	RA	1/60	Keine Besserung	--	$-1,5 / 110 = -0,63$	
	LA	1/18	Keine Besserung	0,16	$-1,5 = 0,5$	

Tab. 4.3 Sehschärfe vor und nach der Katarakt-Operation

Da die Daten von den refraktiv-chirurgischen Eingriffen größtenteils fehlen und somit die Clinical History Method nicht angewendet werden konnte, wurde die Hornhautbrechkraft mittels IOL-Master, Pentacam und Orbscan gemessen (Tab. 4.4). Die verschiedenen Ergebnisse wurden miteinander verglichen und bildeten die Basis der IOL-Berechnung.

Patient	Auge	IOL-Master K1 [Dpt]	IOL-Master K2 [Dpt]	TNP CP1 [Dpt]	TNP CP2 [Dpt]	Orbscan K1 [Dpt]	Orbscan K2 [Dpt]
1, K.G.	RA	34,55	37,01	34,1	36,20	37,0	40,0
	LA	35,24	37,30	32,1	35,40	36,8	38,6
2, S.V.	RA	31,86	35,58	27,9	33,30	31,5	34,8
3, A.H.	RA	37,99	39,29	33,6	37,85	40,1	41,2
4, R.H.	RA	36,60	38,12	34,4	36,58	38,4	39,4
	LA	30,68	31,65	25,5	30,00	32,7	33,9
5, S.M.	RA	39,06	40,59	39,4	38,82	41,8	42,6
	LA	38,83	39,52	38,2	38,25	40,9	42,2
6, M.H.	RA	42,6	42,95	39,8	40,05	45,9	46,8
	LA	42,3	42,8	39,5	39,95	45,3	45,6

Tab. 4.4 Hornhaut-Brechkraftwerte mittels IOL-Master, True Net Power und Orbscan

Die Katarakt der Patienten wurde an der Universitäts-Augenklinik Graz operiert. Der Hauptgrund für die Operation war meist eine seit Monaten zunehmende Sehverschlechterung. Nach einer Retrobulbäranästhesie erfolgte die Phakoemulsifikation mit IOL-Implantation.

In Tab. 4.5 sind die implantierten Intraokularlinsen-Modelle und die jeweils verwendete Stärke aufgelistet.

Patient	Auge	IOL-Modell	IOL-Stärke [Dpt]
1, K.G.	RA	Hoya AF1(gelb) YA-60BB	23,5
	LA	Hoya AF1(gelb) YA-60BBR	25,0
2, S.V.	RA	Hoya AF1(gelb) YA-60BB	14,0
3, A.H.	RA	Acrylsof natural SN60AT	21,0
4, R.H.	RA	Hoya AF1(gelb) YA-60BB	10,0
	LA	Hoya AF1(gelb) YA-60BB	25,0
5, S.M.	RA	AMO ZA9003	18,5
	LA	Xcelens Idea 613 XC	19,0
6, M.H.	RA	Hoya AF1(gelb) YA-60BB	20,0
	LA	Hoya AF1(gelb) YA-60BB	22,0

Tab. 4.5 Implantierte Intraokularlinse: Modell und Stärke

In Tab. 4.6 findet man die Zielrefraktion der Hinterkammerlinsen. Diese wurde für jedes IOL-Modell mittels IOL-Master, True Net Power und Orbscan berechnet. Dabei wurde die SRK/T-Formel verwendet. Zum besseren Vergleich mit der tatsächlich erreichten postoperativen Refraktion wurde zusätzlich das sphärische Äquivalent in der letzten Spalte angeführt.

Patient	Auge	Zielrefraktion [Dpt]			Sphärisches Äquivalent (drei Wochen post OP)
		IOL-Master	True Net Power	Orbscan	
1, K.G.	RA	-5	-4,0	-7,42	-3,5
	LA	-5,29	-2,5	-6,55	-2,0
2, S.V.	RA	-5,27	-2,0	-4,71	-2,5
3, A.H.	RA	-1,99	-0,1	-3,62	0
4, R.H.	RA	-6,2	-4,27	-7,8	-4,5
	LA	-9,88	-5,5	-12	-4,5
5, S.M.	RA	-0,69	-0,5	-2,80	0
	LA	-0,91	-0,1	-2,88	0
6, M.H.	RA	-2,49	-0,29	-4,86	-0,75
	LA	-4,58	-2,37	-6,56	-1,75

Tab. 4.6 Zielrefraktion mittels SRK/T: IOL-Master, True Net Power und Orbscan

Beispielbilder

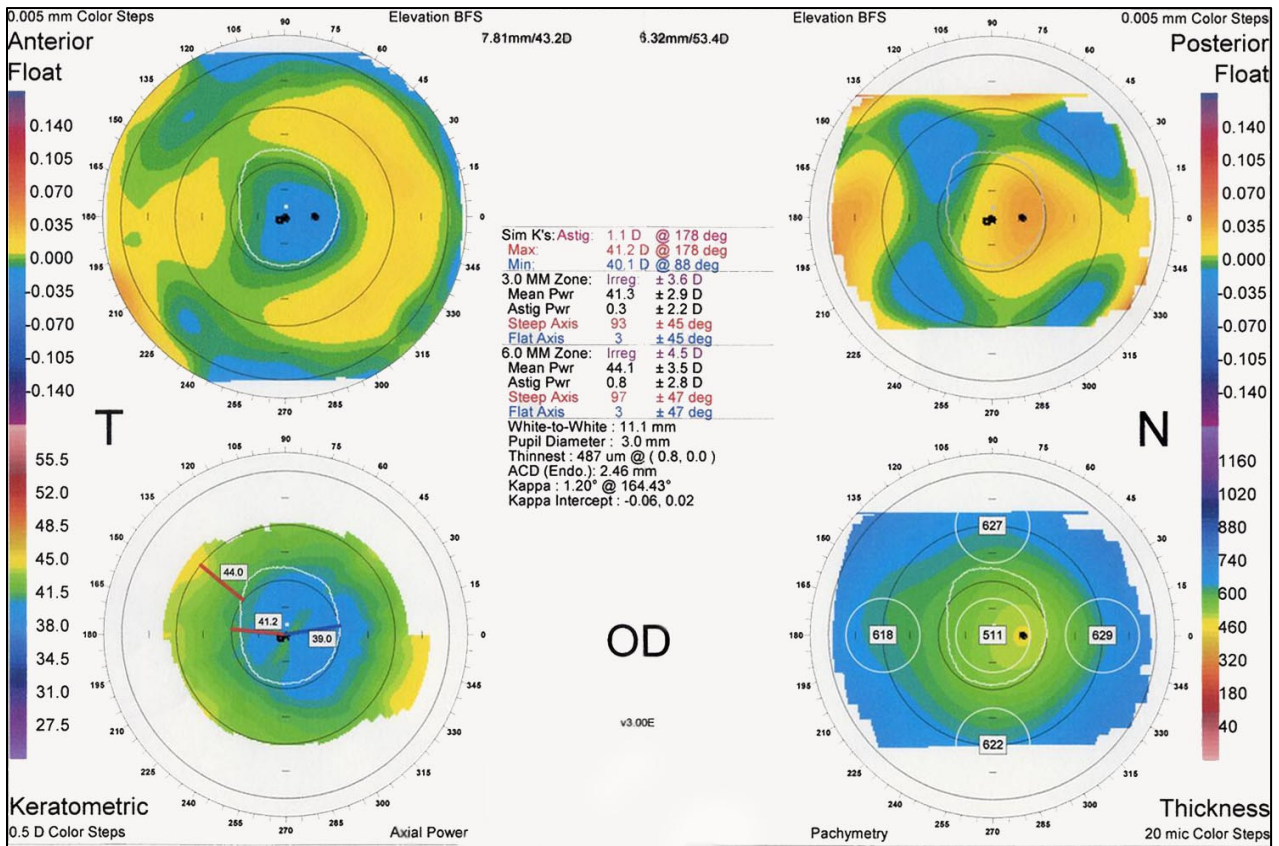


Abb. 4.1 Patient 3 (A.H.): Orbiscan rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.

K1 = 40,1 Dpt, K2 = 41,2 Dpt; diese Werte entsprechen dem „Min“ (Minimum) und dem „Max“ (Maximum) in der Abbildung

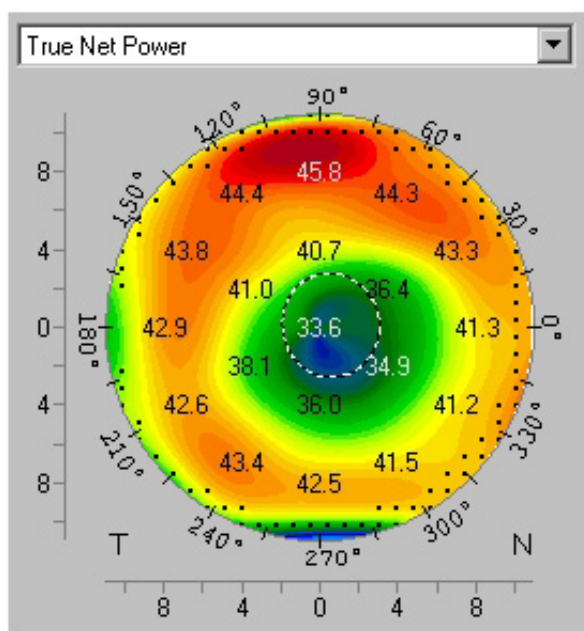


Abb. 4.2 Patient 3 (A.H.): True Net Power, Pentacam, rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.

CP1 = 33,6 Dpt, CP2 = 37,85 Dpt

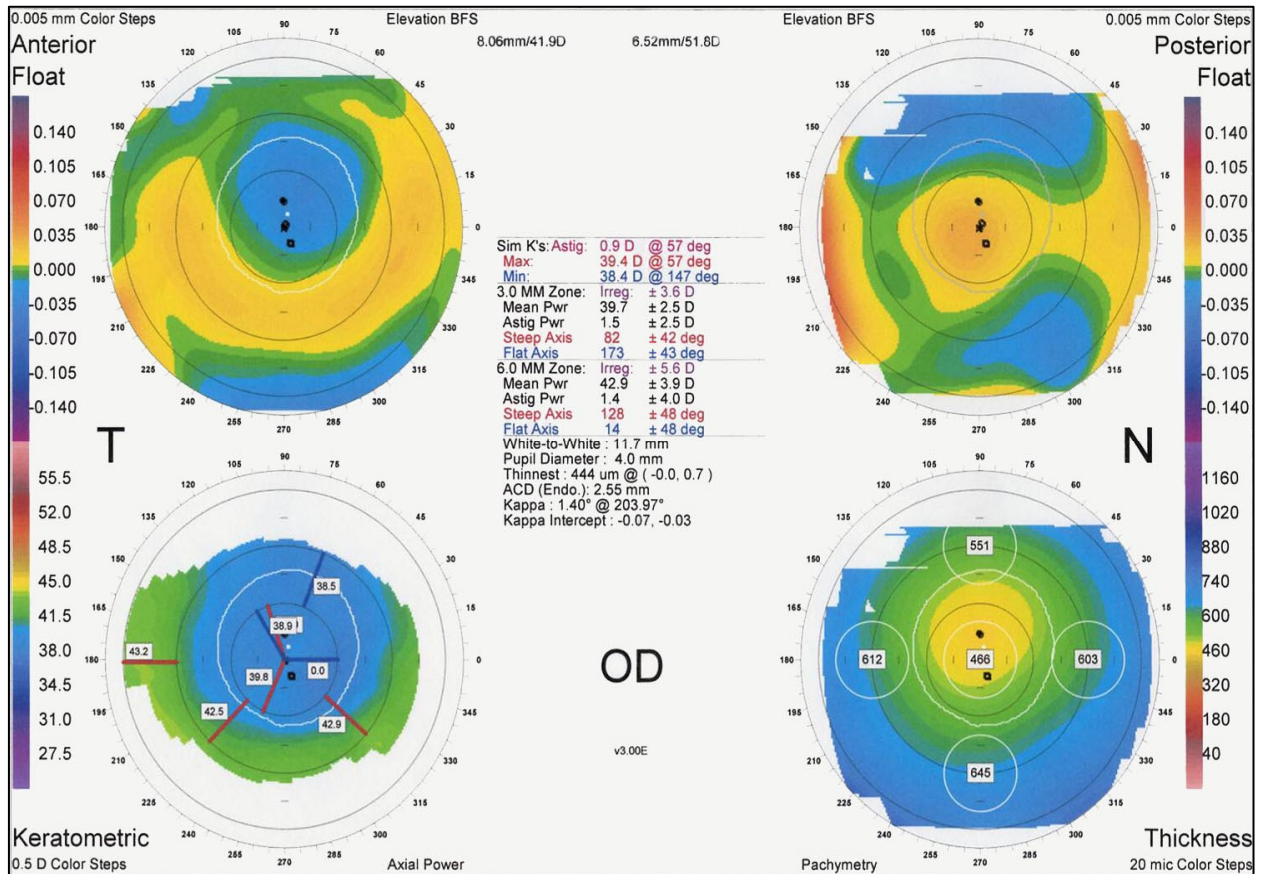


Abb. 4.3 Patient 4 (R.H.): Orbscan rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.

K1 = 38,4 Dpt, K2 = 39,4 Dpt

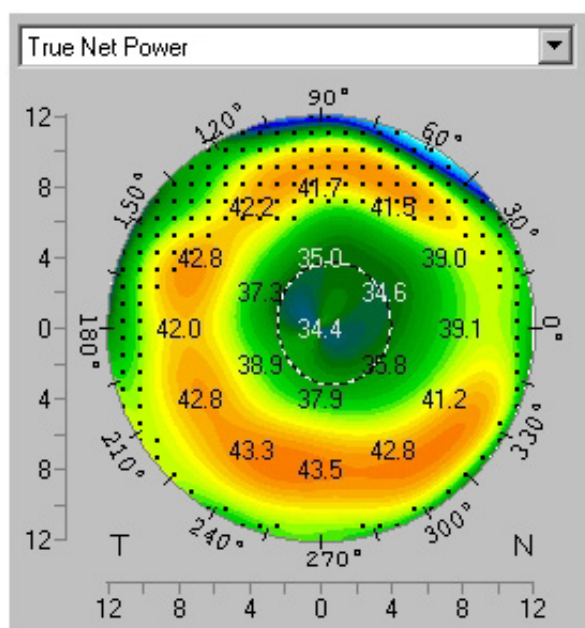


Abb. 4.4 Patient 4 (R.H.): True Net Power, Pentacam, rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.

CP1 = 34,4 Dpt, CP2 = 36,58 Dpt

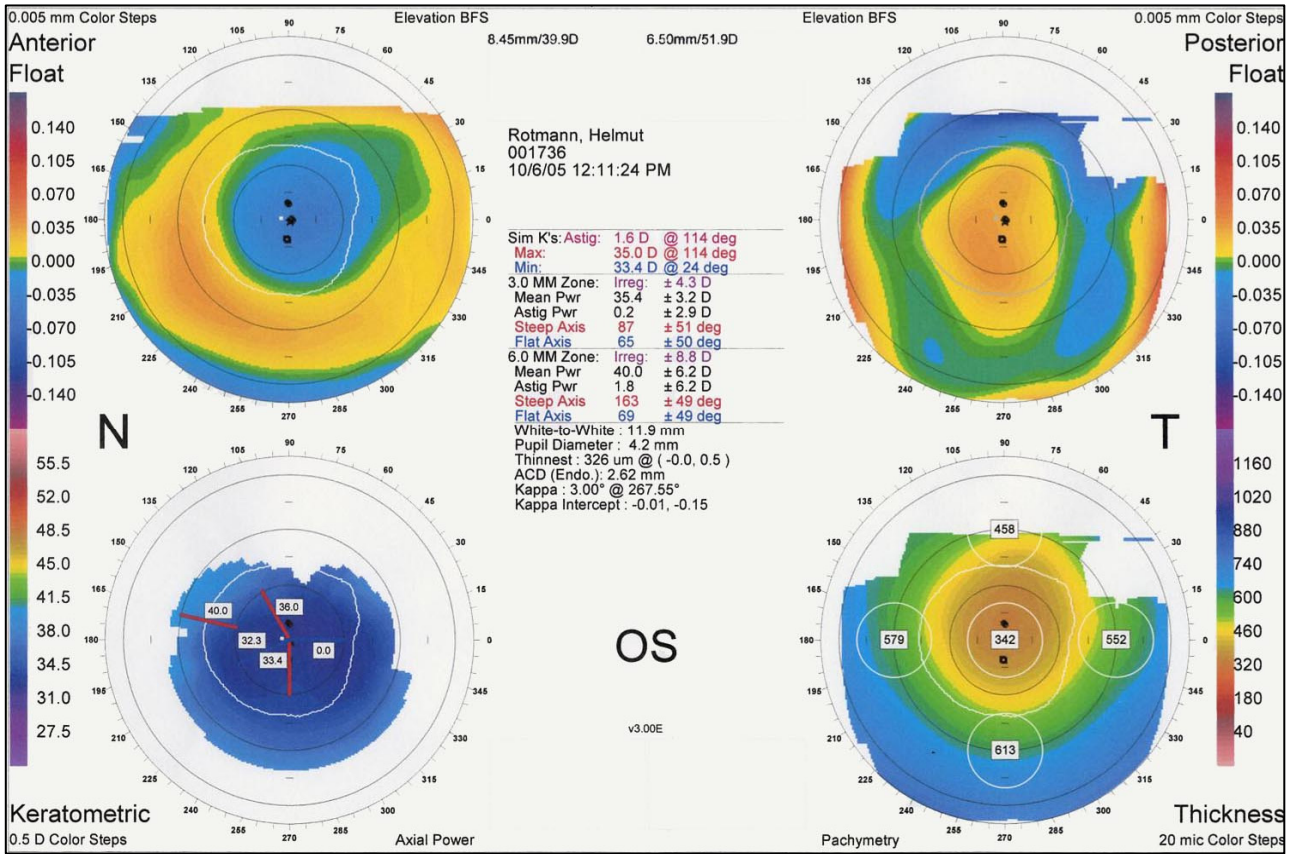


Abb. 4.5 Patient 4 (R.H.): Orbscan linkes Auge, vor Katarakt-Operation.

K1 = 33,4 Dpt, K2 = 35,0 Dpt; diese Werte stimmen nicht mit der Tab. 4.4 überein, da es sich um ältere Aufnahmen handelt.

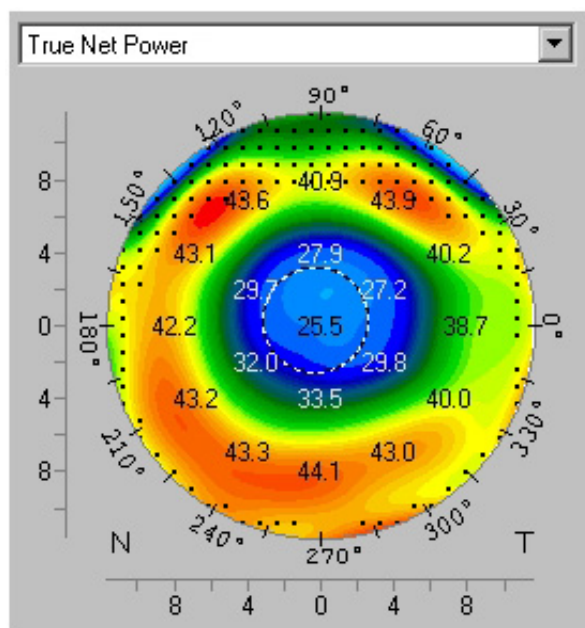


Abb. 4.6 Patient 4 (R.H.): True Net Power, Pentacam, rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.

CP1 = 25,5 Dpt, CP2 = 30,0 Dpt

5 Diskussion

Die refraktive Chirurgie gewinnt zunehmend an Bedeutung. Die Korrektur einer Myopie bzw. eines Astigmatismus mittels Laser wird bei den Patienten immer beliebter. Das Vertrauen in diese Behandlungsmethode steigt, da der Eingriff schnell und komplikationsarm durchgeführt werden kann. Außerdem können die meist hohen Erwartungen bezüglich des postoperativen Ergebnisses erfüllt werden.

Viele Patienten, die sich einer Laserkorrektur unterziehen, werden im Laufe der Jahrzehnte eine Katarakt entwickeln. Dann wird es nötig sein, die eingetrübte Linse gegen eine Kunstlinse auszutauschen. Auch bei dieser Operation werden die Patienten mit einem refraktiv-chirurgischen Eingriff wieder hohe Ansprüche an den Chirurgen stellen. Die Wünsche und Vorstellungen bezüglich des postoperativen Resultats sollten, wenn möglich, immer erfüllt werden.

Bis zum heutigen Tag gibt es nur wenige Studien über die Biometrie und Kunstlinsenberechnung bei Patienten, die einen hornhautablativen Eingriff hinter sich haben. Meist beziehen sich diese nur auf eine geringe Patientenzahl, wodurch die Aussagekraft abgeschwächt wird. Bald wird sich das Problem der Kunstlinsenberechnung nicht mehr ignorieren lassen. Die Anzahl der Laserbehandlungen steigt und wenn die prä- und postoperativen Daten Jahrzehnte später bei einer Katarakt-Operation fehlen, wird es für den Chirurgen schwierig, die richtige Biometrie einfach und schnell durchzuführen. Wenn präoperative Daten fehlen, kann mittels Kontaktlinsenmethode vor einer Kataraktoperation eine zufriedenstellende Biometrie durchgeführt werden, aber das Anpassen der Kontaktlinsen fordert vom Untersucher viel Erfahrung und kann bei schwierigen Fällen auch einige Stunden in Anspruch nehmen.

5.1 Biometrie nach hornhautablatischen Eingriffen

Bulbus-Achsenlänge

Durch den technischen Fortschritt konnte die Biometrie schon vereinfacht werden. Die für die Kunstlinsenberechnung wichtigen Daten wie Bulbus-Achsenlänge und Vorderkammertiefe müssen meist nicht mehr mittels A-Bild-Echographie erhoben werden. Fehler durch das Eindellen der Hornhaut (Kontakt-Applanations-Biometrie) und Messungen, die nicht entlang der visuellen Achse durchgeführt werden, können mit der optischen Biometrie verhindert werden. Weiters wird die Kohärenzbiometrie von den Patienten meist bedenkenlos angenommen, da die Messungen kontaktlos, schnell und unkompliziert durchgeführt werden. Der Patient muss nur im Stande sein, einen zentralen Lichtpunkt zu fixieren. Die Datenerhebung mittels Ultraschall wird im Vergleich dazu als unangenehm empfunden, da das Ultraschall-Gel und der –Kopf direkt auf das Auge platziert werden. Außerdem ist die Echographie vom Untersucher abhängig und die Ergebnisse sind nicht so einfach reproduzierbar.

Laut den Recherchen von *Lee et al.* [7] kann die optische Biometrie auf Grund von mangelndem Fixierungsvermögen, ausgeprägter Katarakt oder pathologischen Hornhautveränderungen bei 8-20% der Patienten nicht durchgeführt werden.

Hornhaut-Brechkraft: Berechnung und Messung

Seitz et al. [2] sieht keinen Hinweis dafür, dass es nach einem refraktiv-chirurgischen Eingriff zu einer falschen Bestimmung der Achsenlänge kommt, egal ob optisch oder mittels Ultraschall. Er sieht die Hauptursache der zu schwach berechneten Kunstlinsenstärke in der Hornhaut-Brechkraft. Es gibt mehrere Möglichkeiten, die Brechkraft zu bestimmen. Die *Clinical History Method* stellt nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen noch immer den Goldstandard dar. Der Vorteil dabei ist, dass die Brechkraft der Cornea berechnet wird und auf die konventionelle Bestimmung verzichtet wird. Der Nachteil ist allerdings, dass die Brechkraft und die Refraktion vor und nach der Laserbehandlung bekannt sein müssen. Fehlen diese Daten, dann muss die Hornhaut-Brechkraft gemessen werden.

Die *Messung* der Brechkraft kann entweder konventionell oder mittels computerunterstützter Hornhaut-Topographie erfolgen. Dabei werden die Krümmungsradien, die von der Hornhaut reflektiert werden, gemessen. Anschließend müssen diese nur noch in die Brechkraft (Dioptrien) mit folgender Formel [17] umgerechnet werden:

$$P = (n-1) / r$$

wobei P die korneale Brechkraft (Power), n der Refraktionsindex und r der Krümmungsradius ist.

Topographie und Videokeratographie

Hugger et al. [17] stellte fest, dass der Umrechnungsformel nicht nur der Krümmungsradius, sondern idealerweise die gesamte Brechkraft der Hornhaut-Vorderfläche zugrunde liegen sollte. Das Problem vieler *Topographie*-Geräte (z.B. IOL-Master, Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland) ist, dass nur einige *wenige Punkte* auf der parazentralen Hornhaut gemessen werden. Die zentralen und peripheren Areale der Cornea werden ignoriert, da man annimmt, dass die Hornhaut gleichmäßig sphärisch gekrümmt ist. Zusätzlich wird es nach einem refraktiv-chirurgischen Eingriff schwierig eine Region zu finden, die den richtigen Wert der Brechkraft widerspiegelt.

Weiters drängt *Hugger et al.* [17] darauf, den korrekten *Refraktionsindex* exakt zu bestimmen. Beim Ophthalmometer der Fa. Zeiss wird dieser Index mit $n = 1,3315$ angegeben. *Hugger et al.* [17] verwendete einen traditionellen Refraktionsindex von $n = 1,3375$. Dies führte zu einer Überschätzung der Hornhaut-Brechkraft. Die Verwendung eines modifizierten Wertes ($n = 1,376$) führte zu besseren Ergebnissen.

Ein Grund für den veränderten Refraktionsindex nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen ist, dass das Hornhaut-Zentrum abgeflacht wird. Eine andere Ursache könnten die individuellen Unterschiede sein, die durch das Ausmaß der hornhautablativen Operation entstehen. Wenn die postoperative Dicke und die Krümmung der Hornhautschichten von Patient zu Patient variieren, dann kann auch der Refraktionsindex variieren. [17]

Das Problem der geringen Anzahl an Messpunkten auf der Cornea besteht beim *Orbscan II* (Bausch&Lomb, Rochester, USA) nicht, denn er misst über 9000 Punkte auf der Gesamtfläche. Weiters berücksichtigt er auch die Hornhaut-Hinterfläche, wodurch Rückschlüsse auf die Gesamtbrechkraft der Hornhaut möglich sind. Durch die dreidimensionale Darstellung sollte die Brechkraft-Änderung durch den refraktiv-chirurgischen Eingriff exakter erfasst werden.

Srivannaboon et al. [18] konnte dies für das Orbscan-Topographie-System (Orbtec, Inc) mit der „total optical power map“ bestätigen, wobei er die besten Resultate innerhalb der zentralen Zone (4mm) fand. Nach Lasik konnte er die Brechkraft-Änderung mit einer Sicherheit von 83% vorhersagen.

Sonego-Krone et al. [19] testete die Aussagekraft des Orbscan II (Bausch&Lomb-Orbtek Inc, Salt Lake City, Utah) an 26 Augen von 18 Patienten, die eine Myopie-Korrektur mittels Lasik hinter sich hatten. Er verglich verschiedene topographische Darstellungen der Brechkraft, die entweder auf die korneale Vorderfläche oder auf die gesamte Hornhaut bezogen waren. Dabei stellte sich heraus, dass alle Graphiken die Refraktionsänderung durch Lasik gut widerspiegelten. Die Korrelationstests brachten allerdings keinen Favoriten hervor. Messareale, deren Durchmesser größer als vier Millimeter war, zeigten eher zu niedrige Brechkraftwerte an. Dies betraf vor allem Augen mit einer höheren präoperativen Myopie. Die genauesten Werte der „total optical power map“ wurden bei Arealen mit einem Durchmesser von vier Millimetern gemessen. Bei der besten „total mean power map“ musste man allerdings einen Durchmesser von zwei Millimetern verwenden. Bei den „Anterior mean power maps“ mussten die Areale kleiner als ein Millimeter sein, wobei nicht die gesamte Hornhaut-Brechkraft gemessen wird. Die Empfehlung von *Sonego-Krone et al.* [19] lautet also, die 2-mm „total-mean power“ und / oder die 4-mm „total optical power“ beim Orbscan II (Bausch&Lomb-Orbtek Inc, Salt Lake City, Utah) bei Patienten nach Lasik zu verwenden. Bei einer Myopie-Korrektur von über -5 Dpt sollten die verschiedenen Werte miteinander verglichen und die kleineren zur Berechnung der IOL-Stärke herangezogen werden. Zusätzlich weist *Sonego-Krone et al.* [19] auf die geringe Patientanzahl in seiner Studie hin und dass noch viele Nachforschungen bezüglich der Brechkraft-Messungen nach hornhautablatischen Eingriffen notwendig sind.

Ähnlich der „total optical power map“ von Orbtec ist die *True Net Power der Pentacam* (Oculus, Lynnwood, Washington, USA). Auch bei dieser topographischen Darstellung der Cornea wird der individuelle Einfluss der Hornhaut-Rückfläche berücksichtigt. Zusätzlich kann durch die rotierende Scheimpflugkamera der gesamte vordere Augenabschnitt dreidimensional und detailliert dargestellt werden.

Zusammenfassend kann man sagen, dass **je mehr Messpunkte** berücksichtigt werden, **desto exakter** wird **die Hornhaut-Brechkraft** bestimmt. Die konventionelle Bestimmung (z.B. IOL-Master, Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland) nach hornhautablatischen Eingriffen ist nicht zuverlässig. *Stakheev und Balashevich* [13] empfehlen Geräte, die eine große Anzahl an Messpunkten (360–420) auf der Cornea berücksichtigen. Geräte wie der Orbscan II (Bausch&Lomb, Rochester, USA) messen über 9000 Punkte, aber unsere Daten zeigen, dass

die Keratometerwerte, welche mittels Orbscan II gewonnen wurden, zu völlig falschen Biometrieberechnungen geführt hätte.

5.2 Goldstandard Clinical History Method

Der Goldstandard nach refraktiver Chirurgie bleibt noch immer die Clinical History Method. Auch *Savini et al.* [20] kam zum Ergebnis, dass die auf Anamnese beruhende Methode am besten ist, wenn alle notwendigen Daten vorhanden sind. Er untersuchte 98 Augen von 98 Patienten und ermittelte den Brechkraftwert auf sieben verschiedene Arten. Darunter waren unter anderem auch die Feiz-Mannis Formel und die Latkanys Regressionsformel. Obwohl die Clinical History Method anfällig bezüglich schlecht dokumentierter Daten ist, hatte sie die beste Vorhersagekraft.

Die Clinical History Method kann nach einem hornhautablativen Eingriff nur dann eingesetzt werden, wenn die prä- und postoperativen Daten vorhanden sind. Stehen diese nicht zur Verfügung, schlägt *Sonego-Krone et al.* [19] Folgendes vor: Die Bestimmung der Hornhautbrechkraft mit der Kontaktlinsenmethode (siehe 1.5.2), die Verwendung eines höheren fiktiven Hornhaut-Index, die Messung des kleinstmöglichen Areal mittels Videokeratographie, die Korrektur der Hornhaut-Brechkraft mittels spezieller Faktoren und die Verwendung von computer-unterstützten Messgeräten.

Diese Methoden ermöglichen zwar eine Annäherung an den echten Brechkraftwert, aber sie erfassen das Problem nicht an der Wurzel. Fehler in der Bestimmung werden ausgeglichen, aber nicht verhindert. *Sonego-Krone et al.* [19] strebt die Vermeidung von falschen Ergebnissen an und sieht im Orbscan II (Bausch&Lomb-Orbtek Inc, Salt Lake City, Utah) eine mögliche Lösung. Es bedarf allerdings einer komplizierten Umrechnung unter Einbeziehung der posterioren Hornhautbrechkraft.

5.3 Brechkraftwerte

In dieser Studie wurde untersucht, ob die *True Net Power der Pentacam* (Oculus, Lynnwood, Washington, USA) eine mögliche Alternative zur *Clinical History Method* darstellt.

Zusätzlich wurden die Daten des *Orbscan II* (Bausch&Lomb, Rochester, USA) miteinbezogen. Die Werte der Pentacam und des Orbscan II wurden statistisch analysiert und mit den Ergebnissen der Clinical History Method verglichen. Die IOL-Stärken wurden mittels SRK/T und Haigis berechnet.

Die 15 untersuchten Patienten litten unter einer milden bis moderaten Myopie. Die mittels Orbscan gemessene Brechkraft vor LASEK ergab für K1 $43,9 \pm 1,20$ Dpt (42,0 – 46,8 Dpt) und für K2 $43,53 \pm 1,21$ Dpt (41,9 – 46,2). Durch den Laser konnten die Brechkraftwerte deutlich gesenkt werden.

In Tab. 5.1 werden alle erhobenen Brechkraftwerte zur besseren Übersicht tabellarisch zusammengefasst.

Brechkraftwerte				
Art der Bestimmung	Werte	Mittelwert \pm STD [Dpt]	Minimum [Dpt]	Maximum [Dpt]
Orbscan vor Lasek	K1	$43,90 \pm 1,20$	42,0	46,8
	K2	$43,53 \pm 1,21$	41,9	46,2
CHM	K1	$39,00 \pm 1,22$	36,6	40,9
	K2	$38,63 \pm 1,26$	36,5	40,9
Orbscan	K1	$39,35 \pm 1,21$	37,5	41,3
	K2	$39,95 \pm 1,24$	38,1	43,0
Pentacam	CP1	$38,46 \pm 1,34$	36,1	41,4
	CP2	$38,52 \pm 1,28$	36,1	41,2

Tab. 5.1 Brechkraftwerte mittels CHM, Orbscan und Pentacam

Die Berechnung mit Hilfe der *Clinical History Method* zeigt eine Reduktion für K1 von 4,9 Dpt ($39,00 \pm 1,22$ Dpt bei einem Minimum von 36,6 Dpt und einem Maximum von 40,9 Dpt). Der berechnete postoperative Wert für K2 zeigt auch eine Reduktion von 4,9 Dpt ($38,63 \pm 1,26$ Dpt bei einem Minimum von 36,5 Dpt und einem Maximum von 40,9 Dpt).

Die mittels *Orbscan* gemessenen postoperativen Werte zeigten eine höhere Brechkraft als die mittels CHM berechneten Werte. Im Vergleich zum Goldstandard ist der Mittelwert für K1

um 0,35 Dpt höher ($39,55 \pm 1,21$ Dpt bei einem Minimum von 37,5 Dpt und einem Maximum von 41,3 Dpt). Noch deutlicher ist der Unterschied bei den Werten für K2. Im Vergleich zur CHM ist der Mittelwert für K2 um 1,32 Dpt höher ($39,95 \pm 1,24$ bei einem Minimum von 38,1 Dpt und einem Maximum von 43,0 Dpt.)

Die postoperativen Werte, die mittels *Pentacam* gemessen wurden, ergaben folgende Werte: CP1 zeigte eine Brechkraft von $38,46 \pm 1,34$ Dpt bei einem Minimum von 36,1 Dpt und einem Maximum von 41,4 Dpt. Die Werte für CP2 lagen bei $38,52 \pm 1,28$ Dpt bei einem Minimum von 36,1 Dpt und einem Maximum von 41,2 Dpt.

Die Unterschiede bei den Hornhaut-Brechkraftwerten lassen schon unterschiedliche Ergebnisse bei den IOL-Stärken erahnen. Weiters hängt die Kunstlinsenstärke auch von der verwendeten Formel ab. Der Mittelwert der IOL-Stärken nach Haigis ist größer als bei SRK/T. Das Minimum und das Maximum sind bei der Formel nach Haigis um eine Dioptrie stärker als bei SRK/T.

5.4 IOL-Stärke mittels SRK/T

In Tab. 5.2 werden die Daten zur besseren Übersicht nochmals tabellarisch angeführt. Die ausführlichen Erklärungen sind dem anschließenden Text zu entnehmen.

IOL-Stärke mittels SRK/T				
Brechkraft-Bestimmung	Mittelwert \pm STD [Dpt]	Minimum [Dpt]	Maximum [Dpt]	Differenz des Mittelwerts zur CHM [Dpt]
CHM	$19,55 \pm 1,98$	17,0	23,5	---
Orbiscan	$18,57 \pm 1,70$	16,0	22,0	-0,98
Pentacam	$19,88 \pm 1,81$	17,0	24,0	+0,33

Tab. 5.2 IOL-Stärke mittels SRK/T

Verwendet man die mittels *CHM* berechneten Brechkraftwerte in der SRK/T-Formel erhält man eine IOL-Stärke von $19,55 \pm 1,98$ Dpt bei einem Minimum von 17,0 Dpt und einem Maximum von 23,5 Dpt.

Die Werte vom *Orbscan* ergeben bei der gleichen Formel einen um 0,98 Dpt geringeren Mittelwert und die Standardabweichung ist kleiner. Die IOL-Stärke beträgt $18,57 \pm 1,70$ Dpt. Das Minimum beträgt 16,0 Dpt und das Maximum 22,0 Dpt, wobei ein deutlicher Unterschied zu den CHM-Werten erkennbar ist.

Der *Paired Samples Test* zeigt zwischen den IOL-Stärken von *Orbscan* und *CHM* eine Signifikanz von 0,000. Dies bedeutet, dass der Unterschied statistisch signifikant ist ($P < 0,05$). Der Patient würde bei einer Katarakt-Operation eine Intraokularlinse, die um eine Dioptrie schwächer ist, implantiert bekommen. Dies könnte zu einer postoperativen Unzufriedenheit des Patienten führen.

Werden die Werte von der *Pentacam* in die SRK/T-Formel eingesetzt, ist der Unterschied zu den Werten von der CHM zwar statistisch signifikant, aber sie sind klinisch nicht relevant, da der Unterschied lediglich 0,2 Dpt in der Brillenrefraktion betragen würde. Der Mittelwert der IOL-Stärke ist um nur 0,33 Dpt größer und die Standardabweichung ist geringer.

Beim Vergleich des Mittelwerts der IOL-Stärke zeigt sich zwischen den Werten von *Orbscan* und *Pentacam* ein Unterschied von 1,31 Dpt ($p < 0,001$). Diese Werte würden eine Unterkorrektur für den Patienten bedeuten und der Patient wäre postoperativ hyperop. Das bedeutet für ihn, dass er postoperativ zwei Brillen bräuchte: eine Fern- und eine Nahbrille.

Die Aufarbeitung der Ergebnisse der SRK/T-Formel zeigt, dass die *True Net Power (Pentacam)* im Vergleich zur CHM zwar einen statistisch signifikanten Unterschied aufweist, aber dass sie dennoch *mit dem Goldstandard vergleichbar* ist. Die Werte des Orbscan hingegen ergeben niedrigere IOL-Werte als die mittels CHM berechneten IOL-Stärken. Die *Pentacam* ist also eine gute Alternative bei Katarakt-Patienten mit refraktiv-chirurgischen Eingriffen, wenn prä- und postoperative Daten fehlen.

5.5 IOL-Stärke nach Haigis

In Tab. 5.3 werden die Daten zur besseren Übersicht nochmals tabellarisch angeführt. Die ausführlichen Erklärungen sind dem anschließenden Text zu entnehmen.

IOL-Stärke nach Haigis				
Brechkraft-Bestimmung	Mittelwert \pm STD [Dpt]	Minimum [Dpt]	Maximum [Dpt]	Differenz des Mittelwerts zur CHM [Dpt]
CHM	20,45 \pm 2,03	17,5	24,5	---
Orbscan	19,29 \pm 1,75	16,5	23,0	-1,16
Pentacam	20,88 \pm 1,94	17,5	25,5	+0,43

Tab. 5.3 IOL-Stärke nach Haigis

Wie oben erwähnt ergibt die Haigis-Formel größere IOL-Stärken als die SRK/T-Formel. Die mittels *CHM* berechnete IOL-Stärke liegt bei 20,45 \pm 2,03 Dpt mit einem Minimum von 17,5 Dpt und einem Maximum von 24,5 Dpt. Der Mittelwert ist im Vergleich zur SRK/T-Formel um 0,90 Dpt größer.

Der *Orbscan* liefert, wie schon bei der Berechnung mit der SRK/T-Formel gezeigt wurde, geringere Werte.

Der Patient würde bei einer Katarakt-Operation eine Intraokularlinse, die um mindestens eine Dioptrie schwächer ist, implantiert bekommen und dadurch hyperop enden.

Setzt man in die Formel nach Haigis die Werte der *Pentacam* ein, liegt die IOL-Stärke bei 20,88 \pm 1,94 Dpt. Die Standardabweichung ist geringer als bei der CHM und der Mittelwert ist im Vergleich um 0,43 Dpt größer. Auch hier besteht ein statistisch signifikanter Unterschied zur CHM, der aber kaum von klinischer Bedeutung wäre, da es sich um einen Unterschied in der Brillenrefraktion von 0,27 Dpt handeln würde.

Beim Vergleich des Mittelwerts der IOL-Stärke zeigt sich zwischen den Werten von *Orbscan* und *Pentacam* erneut ein Unterschied von 1,59 Dpt. Dieser fällt also bei der Haigis-Formel

stärker aus als bei der SRK/T-Formel (1,31 Dpt). Dieser Unterschied würde für den Patienten eine Hyperopie von 1,25 dpt bedeuten.

Die Aufarbeitung der Ergebnisse der Haigis-Formel zeigt, dass die *True Net Power (Pentacam)* im Vergleich zur CHM klinisch ähnliche Werte ergibt und damit *mit dem Goldstandard vergleichbar* ist. Die Werte des Orbscan hingegen ergeben niedrigere IOL-Werte als die mittels CHM berechneten IOL-Stärken. Die Pentacam ist also auch bei Verwendung der Haigis-Formel eine gute Alternative bei Katarakt-Patienten mit refraktiv-chirurgischen Eingriffen, wenn prä- und postoperative Daten fehlen.

5.6 True Net Power: Vergleich mit *Savini et al.*

Savini et al. [10] stellte bei den mittels Pentacam (Oculus) erhobenen Hornhaut-Brechkraftwerten ebenfalls einen statistisch signifikanten Unterschied im Vergleich zur CHM fest, doch fielen die Werte der Pentacam niedriger aus. Die durchschnittliche Differenz der True Net Power zur CHM lag bei -1,16 Dpt, wobei $P < 0,001$. *Savini et al.* [10] erklärte die niedrigeren Werte mit dem Refraktionsindex. Bei der CHM beträgt dieser 1,3375. Bei der Pentacam wird allerdings kein standardisierter Wert verwendet, sondern die wahren Brechkraftwerte der Luft ($n = 1$), der Hornhaut ($n = 1,376$) und des Kammerwassers ($n = 1,336$) berücksichtigt.

Savini et al. [10] stellte fest, dass die mittels Pentacam erhobenen Werte keinen adäquaten Ersatz für die CHM darstellen. Er meinte, dass man eventuell versuchen sollte, die Software der Pentacam zu modifizieren oder dass man die derzeit verwendeten IOL-Formeln (SRK/T, Holladay, Hoffer Q) so verändern sollte, dass man die True Net Power bedenkenlos einsetzen kann.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Refraktionsindex der Pentacam nicht verändert. Daher muss man davon ausgehen, dass die *unterschiedliche Verwendung der Werte der True Net Power* die verschiedenen Ergebnisse verursacht. In der Studie von *Savini et al.* [10] wurde die „mean true net power“ - ein Durchschnittswert, der nicht genauer beschrieben wird - verwendet. In dieser Arbeit hingegen wurden, wie im Kapitel 2.1.1 bereits erwähnt, der zentrale Brechkraftwert (CP1) und der Mittelwert aus den parazentralen Werten (CP2) für die IOL-Berechnungen herangezogen. Dabei ist anzumerken, dass für die parazentralen Werte die

Übersichtskarte der True Net Power verwendet wurde. Nimmt man die parazentralen Werte der detaillierten Karte der True Net Power, erhält man andere Ergebnisse für CP2 und die postoperative Refraktion kann nicht mehr so gut vorhergesagt werden.

5.7 Fallpräsentationen / Kataraktpatienten

In dieser Studie wurden zusätzlich einige Katarakt-Patienten (siehe Kapitel 4) retrospektiv ausgewertet. Die im Haus normalerweise übliche IOL-Bestimmung mittels IOL-Master (Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland) wurde zwar durchgeführt, aber auf Grund der Erfahrung (Überschätzung der Hornhautbrechkraft, postoperative Hyperopie) nicht berücksichtigt (siehe auch [21]).

Limitationen

Einschränkungen ergeben sich durch Erkrankungen des Auges, wie z. B. durch einen Fundus myopicus und Netzhautdegenerationen. Bei Patient 4 (R.H.) konnte die Sehschärfe durch die Katarakt-Operation am rechten und am linken Auge verbessert werden, doch durch einen postoperativen Eingriff mittels Lasek an beiden Augen konnte die Sehschärfe nochmals gesteigert werden.

Somit wird deutlich, dass das Patientengut sorgfältig ausgewählt werden muss. Die Katarakt-Patienten sollten motiviert sein, frei von Erkrankungen der Netzhaut oder der restlichen Teile des optischen Apparates. Untersucherabhängige Fehler müssen auf ein Minimum reduziert werden. Die Entwicklung moderner Geräte und ihre einfache Anwendung verringert die Anzahl der Messfehler. Die statistische Auswertung der Daten ermöglicht die objektive Darstellung der Ergebnisse.

Berechnete Zielrefraktionen - postoperatives sphärisches Äquivalent

Anhand der Fallpräsentationen konnte die Aussagekraft der True Net Power nochmals bestätigt werden. Der Vergleich der berechneten Zielrefraktionen (IOL-Master, Pentacam und Orbscan) mit dem sphärischen Äquivalent drei Wochen postoperativ zeigen die hervorragenden Ergebnisse der True Net Power. (Tab. 5.4)

Patient	Auge	Differenz der Zielrefraktion [Dpt] zum sphärischen Äquivalent (drei Wochen post OP)		
		IOL-Master	True Net Power	Orbscan
1, K.G.	RA	-1,50	-0,5	-3,02
	LA	-3,29	-0,5	-4,55
2, S.V.	RA	-2,77	+0,5	-2,21
3, A.H.	RA	-1,99	-0,1	-3,62
4, R.H.	RA	-1,70	+0,2	-3,30
	LA	-5,38	-1,0	-7,50
5, S.M.	RA	-0,69	-0,5	-2,8
	LA	-0,91	-0,1	-2,88
6, M.H.	RA	-1,75	+0,5	-4,11
	LA	-2,85	-0,6	-4,81

Tab. 5.4 Differenz der Zielrefraktion zum sphärischen Äquivalent:

IOL-Master, True Net Power und Orbscan

Die Zielrefraktionen, die mittels *IOL-Master* errechnet wurde, entsprachen gemäß der Erfahrung nicht dem tatsächlichen postoperativen sphärischen Äquivalent. Dies ist besonders bei Patient 4 (R.H.) am linken Auge deutlich zu erkennen. Der *IOL-Master* errechnete für die 25 Dpt starke IOL eine Zielrefraktion von -9,88 Dpt. Die wahre Refraktion drei Wochen postoperativ lag allerdings bei -4,5 Dpt.

Die zweitgrößte Abweichung der mittels *IOL-Master* berechneten Zielrefraktion zum sphärischen Äquivalent ist beim linken Auge von Patient 1 (K.G.) zu finden. Die Differenz beträgt 3,29 Dpt.

Die kleinste Abweichung wurde beim rechten Auge von Patient 5 (S.M.) festgestellt. Der *IOL-Master* berechnete für die 18,5 Dioptrien starke IOL eine Zielrefraktion von -0,69 Dpt. Die tatsächliche Refraktion lag drei Wochen postoperativ bei 0 Dpt.

Die durchschnittliche Differenz liegt bei 2,28 Dpt. Somit liefert der *IOL-Master* bei Patienten mit hornhautablatischen Eingriffen keine akzeptablen Ergebnisse.

Noch schlechter waren die Werte, die mittels *Orbscan* berechnet wurden. Die durchschnittliche Differenz der Zielrefraktion zum postoperativen sphärischen Äquivalent liegt bei 4,14 Dpt.

Der Orbscan berechnete für das linke Auge von Patient 4 (R.H.) eine Zielrefraktion von 12 Dpt. Dies bedeutet im Vergleich zur postoperativen Refraktion eine Abweichung von 16,5 Dpt.

Die zweitgrößte Differenz ist mit 4,81 Dpt beim linken Auge von Patient 6 (M.H.) festgestellt worden.

Die kleinste Differenz ist bei Patient 2 (S.V.) zu finden und liegt bei 2,21 Dpt.

Die *Pentacam* ergab von den drei Messgeräten *die adäquatesten Werte*. Die berechnete Zielrefraktion zeigte im Vergleich zum postoperativen sphärischen Äquivalent eine durchschnittliche Abweichung von nur 0,45 Dpt.

Der besten Ergebnisse – jeweils eine Differenz von 0,1 Dpt – sind bei Patient 3 (A.H.) und beim linken Auge von Patient 5 (S.M.) zu finden.

Die größte Abweichung wurde wie bei den zwei anderen Messgeräten beim linken Auge von Patient 4 (R.H.) festgestellt. Die Differenz beträgt 1 Dpt. Diese konnte allerdings durch eine postoperative Laserbehandlung nochmals verringert werden.

Die zweitgrößte Differenz ist mit 0,62 Dpt beim linken Auge von Patient 6 (M.H.) festgestellt worden.

Die *Pentacam* stellt mit ihrer **True Net Power** eine **gute Alternative zur Clinical History Method** dar. Die Intraokularlinse wird bis auf einen durchschnittlichen Unterschied von weniger als einer halben Dioptrie genau berechnet. Natürlich muss man anmerken, dass die Aussagekraft durch die geringe Patientenzahl (zehn Augen) abgeschwächt wird.

5.8 Schlussfolgerung

Noch immer stellt die Clinical History Method nach keratorefraktiven Eingriffen den Goldstandard dar. *Odenthal et al.* [22], *Seitz et al.* [2], *Ladas et al.* [23] und andere Autoren [24, 25, 26] empfehlen daher eine Art „**Refraktionspass**“, auf dem die präoperative Hornhaut-Brechkraft und die Refraktion vor und nach dem refraktiven Eingriff eingetragen werden. Dabei sollte die postoperative Refraktion ein Jahr nach der Laserbehandlung durchgeführt werden, da die Werte dann als stabil gelten. Weiters könnten in diesem Pass unter anderem die Bulbus-Achsenlänge oder die Vorderkammertiefe angeführt werden, da sie in Zukunft von Bedeutung sein könnten.

Die **True Net Power der Pentacam von Oculus** ist allerdings eine **gute Alternative zur CHM, wenn prä- und postoperative Daten des refraktiv-chirurgischen Eingriffes fehlen**. Statistisch zeigte sich zwar ein signifikanter Unterschied zwischen den IOL-Stärken, die mittels CHM und mittels True Net Power berechnet wurden, doch dieser Unterschied ist so gering, dass er in der Praxis keine Rolle spielen würde.

Natürlich muss man darauf hinweisen, dass sich diese retrospektive Studie auf eine sehr geringe Patientenzahl (29 bzw. 10 Augen) bezieht. In Zukunft sollte man genügend Patienten untersuchen, um eine bessere statistische Auswertung zu ermöglichen. Weiters wäre eine prospektive Studie sinnvoll, in der das Hauptaugenmerk auf den Ergebnissen nach der Katarakt-Operation liegt. Dies wird in nächster Zeit viel einfacher werden, da die Anzahl der refraktiv-chirurgischen Eingriffe steigt und die Bevölkerung immer älter wird.

Die **Berechnung der IOL-Stärke nach refraktiv-chirurgischen Eingriffen** stellt heutzutage noch immer eine **große Herausforderung** in der Kataraktchirurgie dar, da die Erwartungen der Patienten hoch sind. Obwohl die IOL-Formeln und die Messgeräte verbessert wurden, gibt es bei Patienten mit hornhautablatischen Eingriffen nach Kataraktoperationen oft unangenehme Überraschungen bezüglich der postoperativen Refraktion. Die Werte der True Net Power, welche mittels Pentacam erhoben werden, stellen eine sehr gute Alternative zur Clinical History Methode dar (CHM). Der einzige Nachteil der Pentacam liegt in den hohen Anschaffungskosten von etwa 40.000 Euro.

Fehlen die präoperativen Werte bei einem Patienten mit hornhautablativer Myopiekorrektur, der für eine Kataraktoperation vorgesehen ist, sollte die Pentacam zur Gewinnung der echten Hornhautbrechkraft und der Biometrie verwendet werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Chen S, Hu FR. Correlation between refractive and measured corneal power changes after myopic excimer laser photorefractive surgery. J Cataract Refract Surg 2002 Apr; 28 (4): 603-10
2. Seitz B, Langenbacher A, Haigis W. Probleme der Kunstlinsenberechnung nach photorefraktiver Keratektomie bei hoher Myopie. Klin Monatsbl Augenheilkd. 2002 Dezember; 219: 840-850
3. Wikimedia [homepage on the internet]. Autor: Talos, [cited 2008 June 28]: available from: commons.wikimedia.org/wiki/Image:Auge.png
4. Grehn. Augenheilkunde. 29.Auflage. Heidelberg: Springer Medizinverlag; 2006.
5. Kanski. Klinische Ophthalmologie. 5.Auflage. München: Urban & Fischer Verlag; 2004
6. Hartmann et al. Zytologie, Histologie und Mikroskopische Anatomie, Licht- und elektronenmikroskopischer Bildatlas, CDII. Institut für Histologie und Embryologie, Karl-Franzens-Universität Graz: 2002
7. Lee AC, Qazi MA, Pepose JS. Biometry and intraocular lens power calculation. Curr Opin Ophthalmol 2008; 19: 13-17
8. Universitäts-Augenklinik Würzburg. IOL Berechnung nach HAIGIS [homepage on the Internet]. Würzburg: Universitäts Augenklinik; [cited 2008 Feb 13]: Available from: <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/uslab/ioltxt/haid.htm>
9. Borasio E, Stevens J, Smith GT. Estimation of true corneal power after keratorefractive surgery in eyes requiring cataract surgery: BESSt formula. J Cataract Refract Surg. 2006 Dezember; 32 (12):2004-2014
10. Savini G, Barboni P, Profazio V, Zanini M, Hoffer KJ. Corneal power measurements with the Pentacam Scheimpflug camera after myopic excimer laser surgery. J Cataract Refract Surg 2008 Mai; 34(5): 809-813
11. Speicher L. Intra-ocular lens calculation status after corneal refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol 2001; 12:17-29
12. Savini G, Barboni P, Zanini M. Correlation between attempted correction and keratometric refractive index of the cornea after myopic excimer laser surgery. J Refract Surg 2007 Mai; 23(5): 461-466
13. Stakheev AA, Balashevich LJ. Corneal Power Determination After Previous Corneal Refractive Surgery for Intraocular Lens Calculation. Cornea 2003; 22(3): 214-220

14. Oculus USA. Oculus Pentacam [homepage on the Internet]. Lynnwood, WA: Oculus, Inc.; [cited 2008 Feb 12]. Available from: <http://www.oculususa.com>
15. Carl Zeiss Meditec. Clinical Solutions [homepage on the Internet]. Jena: Carl Zeiss Meditec; [cited 2008 Feb 14]: Available from: http://www.zeiss.de/iol_master
16. Bausch&Lomb. Eye Care Professional / Surgical [homepage on the Internet]. Rochester, NY: BauschLomb World Headquarters; [cited 2008 Feb 22]: Available from: www.bausch.com/en_US/ecp/surgical/orbscan.aspx
17. Hugger P, Kohnen T, La Rosa FA, Holladay JT, Koch DD. Comparison of Changes in Manifest Refraction and Corneal Power After Photorefractive Keratectomy. *AM J Ophthalmol* 2000; 129: 68-75
18. Srivannaboon S, Reinstein DZ, Sutton HFS, Holland S. Accuracy of Orbscan total optical power maps in detecting refractive change after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 1596-1599
19. Sonogo-Krone S, Lopez-Moreno G, Beaujon-Balbi OV, Arce CG, Schor P, Campos M. A Direct Method to Measure the Power of the Central Cornea After Myopic Laser In Situ Keratomileusis. *Arch Ophthalmol* 2004; 122: 159-166
20. Savini G, Barboni P, Zanini M. Intraocular Lens Power Calculation after Myopic Refractive Surgery: Theoretical Comparison of Different Methods. *Ophthalmology* 2006; 113: 1271-1282
21. Rosa N, Capasso L, Lanza M, Furgiuele D, Romano A. Reliability of the IOLMaster in measuring corneal power changes after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2004 Feb; 30 (2): 409-13
22. Odenthal MT, Eggink CA, Melles G, Pameyer JH, Geerards AJ, Beekhuis WH. Clinical and Theoretical Results of Intraocular Lens Power Calculation for Cataract Surgery After Photorefractive Keratectomy for Myopia. *Arch Ophthalmol*. 2002 April; 120 (4): 431-438
23. Ladas JG, Boxer Wachler BS, Hunkeler JD, Durrie DS. Intraocular lens power calculations using corneal topography after photorefractive keratectomy. *AM J Ophthalmol* 2001; 132: 254-255
24. Seitz B, Langenbucher A. Intraocular lens calculations status after corneal refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2000 Feb; 11(1): 35-46
25. Latkany RA, Chokshi AR, Speaker MG, Abramson J, Soloway BD, Yu G. Intraocular lens calculations after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2005 Mar; 31 (3): 562-70

26. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Kuchle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 1999 Apr; 106 (4): 693-702
27. Argento C, Cosentino MJ, Badoza D. Intraocular lens power calculation after refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003 Jul; 29: 1346-1351
28. Feiz V, Mannis Mj. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2004 Aug; 15 (4): 342-9
29. Findl O. Biometry and intraocular lens power calculation. *Curr Opin Ophthalmol* 2005 Feb; 16 (1): 61-4
30. Hamed AM, Wang L, Misra M, Koch DD. A comparative analysis of five methods of determining corneal refractive power in eyes that have undergone myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2002 Apr; 109 (4): 651-8
31. Kalyani SD, Kim A, Ladas JG. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2008 Jul; 19 (4): 357-62
32. Kim JH, Lee DH, Joo CK. Measuring corneal power for intraocular lens power calculation after refractive surgery. Comparison of methods. *J Cataract Refract Surg* 2002 Nov; 28 (11): 1932-8
33. Lang. *Augenheilkunde*. 3.Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2004
34. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. *J Cataract Refract Surg* 2006 Mar; 32 (3): 430-4
35. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008 Mar; 34 (3): 368-76
36. Preussner PR, Wahl J, Weitzel D, Berthold S, Kriechbaum K, Findl O. Predicting postoperative intraocular lens position and refraction. *J Cataract Refract Surg* 2004 Oct; 30(10): 2077-83
37. Qazi MA, Cua IY, Roberts CJ, Pepose JS. Determining corneal power using Orbscan II videokeratography for intraocular lens calculation after excimer laser surgery for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2007 Jan; 33: 21-30

7 Glossar und Abkürzungen

a0, a1, a2	Linienkonstanten in der Haigis-Formel
Abb	Abbildung
AL	Achsenlänge des Bulbus
bzw.	beziehungsweise
c. c.	cum correctione
CHM	Clinical History Method
CP	Corneal Power / Hornhaut-Brechkraft
CP 1	zentrale Corneal Power (Pentacam)
CP 2	Mittelwert der parazentralen Brechkraftwerte (Pentacam)
d	postoperative Kunstlinsenposition
D	Dioptrien
Dpt	Dioptrien
et al.	et alii
Haigis-Formel	theoretisch-optische Formel nach Haigis
Hoffer Q	theoretisch-optische Formel der dritten Generation
Holladay 1	theoretisch-optische Formel der dritten Generation
Inc	Incorporated
IOL	Intraokularlinse
IOL-Master	optische Kohärenzbiometrie, Carl Zeiss Meditec, Jena, Deutschland
K 1	Krümmungsradius (Orbscan)
K 2	auf K1 normal stehender Krümmungsradius (Orbscan)
LA	linkes Auge
Lasek	Laser Epithelial Keratomileusis
Lasik	Laser in situ Keratomileusis
mm	Millimeter
n	Refraktionsindex
n _{post}	postoperative Refraktionsindex
OCT	optische Kohärenz-Tomographie

OrbscanTopographie-Gerät, Bausch&Lomb, Rochester, New York, USA
PPower (Hornhaut-Brechkraft)
Pentacamrotierende Scheimpflugkamera, Oculus, Lynnwood, Washington, USA
PRKphotorefraktive Keratektomie
rKrümmungsradius
RA.....rechtes Auge
s.c.sine correctione
sphsphärisch
SPSSStatistical Software Package
SRK/Ttheoretisch-optische Formel der dritten Generation
TabTabelle
True Net Powertopographische Darstellung der Hornhaut-Brechkraft, Pentacam
Univ.Universität
USAUnited States of America
VKTVorderkammertiefe

8 Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1.1 Schematische Darstellung des Auges.....</i>	<i>3</i>
<i>Abb. 1.2 Histologischer Schnitt: Hornhaut.....</i>	<i>5</i>
<i>Abb. 1.3 Linse mit Aufhängeapparat.....</i>	<i>6</i>
<i>Abb. 1.4 A-Bild-Echographie.....</i>	<i>8</i>
<i>Abb. 2.1 Pentacam von Oculus, Inc.</i>	<i>16</i>
<i>Abb. 2.2 True Net Power (Pentacam).....</i>	<i>17</i>
<i>Abb. 2.3 IOL-Master von Carl Zeiss Meditec.....</i>	<i>18</i>
<i>Abb. 2.4 IOL-Master: Messung der Hornhautbrechkraft.....</i>	<i>18</i>
<i>Abb. 2.5 Orbscan-Slit-Scanning-Topographie der Hornhaut.....</i>	<i>19</i>
<i>Abb. 3.1 Statistische Verteilung des Alters zum Zeitpunkt der Laserbehandlung.....</i>	<i>21</i>
<i>Abb. 3.2 Refraktion vor Lasek und Refraktionsshift, der durch Lasek erzielt wurde.....</i>	<i>22</i>
<i>Abb. 3.3 Refraktion sechs Monate nach Lasek.....</i>	<i>22</i>
<i>Abb. 3.4 Astigmatismus vor und nach Lasek.....</i>	<i>23</i>
<i>Abb. 3.5 Visus mit und ohne Korrektur nach Lasek.....</i>	<i>24</i>
<i>Abb. 3.6 Statistische Verteilung der Vorderkammertiefe.....</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 3.7 Hornhaut-Brechkraft vor Lasek.....</i>	<i>26</i>
<i>Abb. 3.8 Hornhaut-Brechkraft nach Lasek mittels Clinical History Method.....</i>	<i>26</i>
<i>Abb. 3.9 Hornhaut-Brechkraft nach Lasek mittels Pentacam.....</i>	<i>27</i>
<i>Abb. 3.10 Hornhaut-Brechkraft nach Lasek mittels Orbscan.....</i>	<i>27</i>
<i>Abb. 3.11 IOL-Berechnung mittels SRK/T.....</i>	<i>28</i>
<i>Abb. 3.12 IOL-Berechnung nach Haigis.....</i>	<i>29</i>
<i>Abb. 4.1 Patient 3 (A.H.): Orbscan rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.....</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 4.2 Patient 3 (A.H.): True Net Power, Pentacam, rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.....</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 4.3 Patient 4 (R.H.): Orbscan rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.....</i>	<i>35</i>
<i>Abb. 4.4 Patient 4 (R.H.): True Net Power, Pentacam, rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.....</i>	<i>35</i>
<i>Abb. 4.5 Patient 4 (R.H.): Orbscan linkes Auge, vor Katarakt-Operation.....</i>	<i>36</i>
<i>Abb. 4.6 Patient 4 (R.H.): True Net Power, Pentacam, rechtes Auge, vor Katarakt-Operation.....</i>	<i>36</i>

9 Tabellenverzeichnis

<i>Tab. 4.1 Katarakt-Operationen</i>	30
<i>Tab. 4.2 Sehschärfe vor und nach dem Lasern</i>	31
<i>Tab. 4.3 Sehschärfe vor und nach der Katarakt-Operation</i>	31
<i>Tab. 4.4 Hornhaut-Brechkraftwerte mittels IOL-Master, True Net Power und Orbscan</i>	32
<i>Tab. 4.5 Implantierte Intraokularlinse: Modell und Stärke</i>	33
<i>Tab. 4.6 Zielrefraktion mittels SRK/T: IOL-Master, True Net Power und Orbscan</i>	33
<i>Tab. 5.1 Brechkraftwerte mittels CHM, Orbscan und Pentacam</i>	42
<i>Tab. 5.2 IOL-Stärke mittels SRK/T</i>	43
<i>Tab. 5.3 IOL-Stärke nach Haigis</i>	45
<i>Tab. 5.4 Differenz der Zielrefraktion zum sphärischen Äquivalent:</i>	48

10 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Hold Veronika
Geburtsdatum: 07.05.1984
Geburtsort: Bruck an der Mur

Schulbildung

1994 – 2002: Bundesgymnasium Bruck / Mur;
Reifeprüfung mit Auszeichnung bestanden

Hochschulausbildung

10/2007 – 07/2008: 3. Abschnitt / Praktisches Jahr
Pulmologie, Med. Universität Graz (10 Wochen)
Augenklinik, Med. Universität Graz (5 Wochen)
Allgemeinmedizin, Dr. Wohlmuth / Kapfenberg (5 Wochen)
Plastische Chirurgie, Med. Universität Graz (10 Wochen)

09/2007: Abschluss des 2. Studienabschnitts
09/2003: Abschluss des 1. Studienabschnitts
10/2002: Studienbeginn Humanmedizin an der Medizinischen Universität Graz

Famulaturen

02/2007: Unfallchirurgie, LKH Bruck / Mur (4 Wochen)
07/2006: Neurologie, LKH Bruck / Mur (4 Wochen)
07/2005: Interne, LKH Bruck / Mur (4 Wochen)
09/2004: Chirurgie, LKH Bruck / Mur (4 Wochen)

Absolvierte spezielle Studienmodule

06/2007: Erkrankungen des Knochens und der Gelenke
11/2006: Individualmedizin und Gesundheitsplanung
02/2006: Klinisch -topographische Anatomie der Eingeweide
02/2005: Hypnose und erweiterte Kommunikation im ärztlichen Bereich
01/2004: Klinisch-topographische Anatomie der Extremitäten