

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Augenheilkunde
an der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg
(Direktor: Prof. Dr.med. Gernot Duncker)
und der Augenklinik des Südharz- Krankenhauses Nordhausen
(Chefarzt Dr. med. Hubert Scharf)

Optimierung von Intraokularlinsen- Konstanten
mit dem sogenannten IOLMaster

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg

von Dipl. med. Petra Ursin
geboren am 06.04.1963 in Nordhausen

Gutachter: Prof. Dr.med. G. Duncker
Prof. Dr.med. H. Heynemann
Priv.-Doz. Dr.med. G. Auffahrt

15.06.2004

02.02.2005

urn:nbn:de:gbv:3-00008049

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-00008049>]

Widmen möchte ich diese Arbeit meiner vor 20 Jahren an einer schweren Krankheit verstorbenen Mutter, Dr. rer. nat. Hanna Werther. Das Andenken an sie gab mir die innere Kraft.

Referat und bibliographische Beschreibung

Diese Arbeit soll durch retrospektive Auswertung von Patientendaten (110 Patienten) die Optimierung von speziellen Intraokularlinsenkonstanten ermöglichen, die der Vorausberechnung der postoperativen Refraktion nach Intraokularlinsenimplantation dienen. Diese Intraokularlinsen- Konstanten beruhen auf speziellen Eigenschaften einer jeden zu implantierenden Kunstlinse, wie z.B. ihrem Krümmungsradius, ihren Materialeigenschaften oder ihrer Position im Auge. Außerdem hängen die Intraokularlinsen- Konstanten von der Messmethode der notwendigen Parameter am zu operierenden Auge ab. In der vorliegenden Arbeit wurden die Konstanten der Soflex 2- Linse (Firma Bausch & Lomb) berechnet. Die neuen Konstanten dienen der Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit aller gängigen Biometrie- Formeln für diese Linse. Die nötigen Messwerte für die Berechnungen wurden mit dem IOLMaster der Firma Carl Zeiss Jena ermittelt. Dieses Gerät basiert auf der Laserinterferenz- Biometrie (optischen Biometrie) und kann alternativ die konventionelle Ultraschall- Biometrie (akustische Biometrie) ablösen. Die Unterschiede beider Messmethoden begründen ebenfalls die Notwendigkeit der Anpassung der Berechnungsparameter.

Die neu ermittelten Intraokularlinsenkonstanten können, da sie unter genau definierten Bedingungen optimiert wurden (gleicher Operateur, gleiche Operations- Technik, gleiche Intraokularlinse, stabile postoperative Refraktion), von allen Nutzern dieses Kunstlinsentyps verwendet werden. Ihre Veröffentlichung erfolgte über die ULIB, eine Anwendergruppe für Laserinterferenz-Biometrie im Internet. Die Arbeit soll ein Beitrag zur weiteren Optimierung von Kunstlinsen- Konstanten sein, um für alle vorhandenen Intraokularlinsen bessere Refraktionsvorhersagen bei der Implantation zu erreichen, wenn die Laserinterferenz- Biometrie genutzt wird.

Ursin, Petra: Optimierung von Intraokularlinsen- Konstanten mit dem sogenannten
IOLMaster
Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 46 Seiten, 2004

Inhaltsverzeichnis

| | Seite |
|--|-------|
| 1. Einleitung | 1 |
| 2. Zielstellung | 2 |
| 3. Grundlagen | 2 |
| 3.1. Ultraschall- Biometrie versus Laserinterferenz- Biometrie | 2 |
| 3.1.1. Ultraschall- Biometrie | 2 |
| 3.1.2. Laserinterferenz- Biometrie (LIB) | 3 |
| 3.1.3. Vergleich von optischer und akustischer Biometrie | 5 |
| 3.2. IOLMaster | 7 |
| 3.3. User Group for Laser Interference Biometry (ULIB) | 8 |
| 3.4. Notwendigkeit der Optimierung der Kunstlinsenkonstanten | 9 |
| 3.4.1. Literaturübersicht | 9 |
| 3.4.2. Vergleich der unterschiedlichen Berechnungsformeln | 10 |
| 4. Material und Methoden | 16 |
| 4.1. Patientengut | 16 |
| 4.2. Messung und Durchführung | 17 |
| 4.3. Auswertung | 19 |
| 5. Ergebnisse | 22 |
| 5.1. Optimierte Kunstlinsen- Konstanten | 22 |
| 5.2. Vorderkammertiefe | 24 |
| 5.3. Achsenlänge | 24 |
| 5.4. Hornhautradien | 24 |
| 5.5. Subjektive Refraktion | 25 |
| 5.6. Objektive Refraktion | 26 |
| 5.7. Postoperative Visusverteilung | 27 |
| 5.8. Erfassung der Haupt- und Nebendiagnosen | 28 |
| 6. Diskussion | 30 |
| 6.1. Messung der Achsenlänge | 30 |
| 6.2. Messung der Hornhautradien | 32 |
| 6.3. Messung der Vorderkammertiefe | 33 |
| 6.4. Angabe der subjektiven und objektiven Refraktion | 34 |
| 6.5. Anzahl der Patienten | 34 |
| 7. Prospektive Überprüfung der neu ermittelten Konstanten | 35 |

| | | |
|-----|----------------------|----|
| 8. | Schlussfolgerungen | 36 |
| 9. | Zusammenfassung | 37 |
| 10. | Literaturverzeichnis | 40 |
| 11. | Thesen | 44 |

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole:

ALM = Achsenlängenmessung

ASCRS = American Society of Cataract and Refractive Surgery

AXL = Achsenlänge

Cat. incip. = Cataracta incipiens

Cat. prov. = Cataracta protracta

Cat. praemat. = Cataracta praematura

D, Dpt, dpt = Dioptrie

DGII = Deutschsprachige Gesellschaft für Intraokularlinsen- Implantation und refraktive Chirurgie

DOG = Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft

HH- Narbe, HH- Dystrophie = Hornhaut- Narbe, Hornhaut- Dystrophie

IOL = Intraokularlinse

LIB = Laserinterferenz-Biometrie

OP = Operation

PCI = Partial Coherence Interferometry

TSMD = Trockene Senile Makuladegeneration (nichtexsudative Form der altersabhängigen Makuladegeneration)

ULIB = User Group for Laser Interference Biometry

US = Ultraschall

VKT = Vorderkammertiefe

1. Einleitung

Die Operation des Grauen Stars oder der Katarakt ist eine der häufigsten operativen Eingriffe überhaupt. Allein in Deutschland werden pro Jahr über 500 000 Katarakt- Operationen durchgeführt. Man behandelt damit eine mehr oder weniger ausgeprägte Linsentrübung. Seitdem 1949 erstmals dies der Londoner Arzt Harold Ridley bei einer seiner Patientinnen durchgeführt hat, gibt es die Möglichkeit, die eingetrübte und während der Katarakt-Operation entfernte Linse durch eine Kunstlinse zu ersetzen. In den folgenden Jahrzehnten wurden viele verschiedene Formen, Materialien, Fixationsmöglichkeiten und Implantationsorte für Kunstlinsen entwickelt und getestet.

Sehr wichtig für eine erfolgreiche Linsenimplantation ist es, präoperativ für einen bestimmten Patienten die optimale Brechkraft der Kunstlinse zu berechnen. Dazu benötigt man die präzise Messung der Achsenlänge des betreffenden Auges. Früher verwendete man dazu Röntgenstrahlen (Haigis, 1995a). 1966 zeigten Weinstein et al., dass es möglich ist, diese Daten mit Ultraschall zu ermitteln (Fechner, 1984). Erst in den letzten Jahren gelang es der Firma Carl Zeiss Jena, ein Gerät auf der Grundlage eines Patents des Wiener Physikers A. F. Fercher (Fercher, 1986) zu entwickeln, das die Achsenlänge des Auges mit Laserlicht messen kann (IOLMaster).

Für die Voraus- Berechnung der postoperativen Brechkraft des Systems Auge-Intraokularlinse existieren sogenannte Biometrie- Formeln. Mit ihrer Hilfe kann man berechnen, welche Brechkraft eine Intraokularlinse haben muss, um im Auge eine bestimmte optische Wirkung zu erzielen.

Diese Formeln teilt man ein in theoretische, denen ein optisches Modell zugrunde liegt und in empirische Formeln, die auf postoperativen statistischen Analysen beruhen.

Schon 1970 berichteten Gernet et al. über eine recht genaue Formel (Fechner, 1984; Gernet et al., 1970).

In jede Biometrie-Formel gehen mathematische Konstanten ein, die bestimmte Messbedingungen, variable Linsenmaterialien, unterschiedliche geometrische Formen der Linsen oder auch verschiedene Linsenpositionen im Auge berücksichtigen. Diese Konstanten gibt es in Formeln und als Linsenkonstanten. Strenggenommen müssen sie für jeden konkreten Einzelfall optimiert werden. Für die Praxis reicht es, optimierte, allgemeingültige Konstanten einzusetzen, die die Vorhersagegenauigkeit der Biometrie-Formeln verbessern.

Bei der Erstellung der präoperativen IOL- Berechnung steht seit 1999 nicht nur die konventionelle Ultraschall-Biometrie zur Verfügung, sondern auch die Laserinterferenz-Biometrie (LIB). Für diese Meßmethode müssen die bisher genutzten Linsenkonstanten für alle handelsüblichen Intraokularlinsen modifiziert werden. Die Anwendergruppe für Laserinterferenz-Biometrie (ULIB) beschreibt dies als eines ihrer Ziele.

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die Optimierung der Linsenkonstanten für die SOFLEX2-Intraokularlinse bzw. die baugleiche 601SL -Silikonlinse.

2. Zielstellung

Ziel dieser Arbeit war es, für einen speziellen Intraokularlinsentyp, eine flexible Silikonlinse, beispielhaft eine Optimierung der Kunstlinsenkonstanten für den IOLMaster zu erarbeiten, der auf dem Prinzip der Laserinterferenz- Biometrie beruht.

3. Grundlagen

Die in- vivo- Vermessung des menschlichen Auges kann mit unterschiedlichen Methoden erfolgen.

3.1. Ultraschall-Biometrie versus Laserinterferenz-Biometrie (LIB)

Heute gibt es im klinischen Einsatz zwei Meßmethoden, die im Folgenden gegeneinander abgewogen werden sollen.

3.1.1. Ultraschallbiometrie

Die konventionelle Ultraschalldiagnostik wurde bereits in den 60er Jahren des vorigen Jahrhunderts als die erste bildgebende Methode der Weichteildiagnostik entwickelt. Sie dient unter Anderem zur Biometrie in der Kataraktchirurgie (A- Bild- Echographie).

Mit einer Frequenz von ca. 10 MHz werden kurze Ultraschallimpulse in das Gewebe gesendet. Die Wellenlänge beträgt 0,15 mm. Sie bestimmt die theoretisch erreichbare

Ortsauflösung. Im Gewebe werden die Schallwellen gebeugt, gebrochen und reflektiert. Der Anteil, der genau in Ausbreitungsrichtung zurückgeworfen wird, kann vom Schallkopf aufgenommen und ausgewertet werden (Guthoff, 1994).

Das Zeit- Amplituden- Echogramm ist das sogenannte A- Bild. Es liefert die Werte für die Achsenlänge und die Vorderkammertiefe des menschlichen Auges. Für die IOL- Berechnung sind jedoch noch die Hornhautradien erforderlich, die mittels eines Keratometers (Javal) gemessen werden müssen.

Bei der Ultraschall-Biometrie unterscheidet man zwei Meßmethoden bezüglich der US-Ankopplung: das Kontaktverfahren und die Immersionstechnik. Bei der konventionellen US-Biometrie im Kontaktverfahren muss eine Tropfanästhesie der Hornhaut durchgeführt werden. Der Schallkopf wird direkt auf die Mitte der Hornhaut aufgesetzt und sollte diese nicht eindellen. Der Patient muss gut fixieren. Die Messwerte schwanken von Untersucher zu Untersucher. Die räumliche Auflösung der Ultraschall-Biometrie beträgt bei 10 MHz ca. 150 µm (Schrecker und Strobel, 2000).

3.1.2.Laserinterferenzbiometrie (LIB)

Wenn man von einem Vergleich der optischen Kohärenztomografie mit der Ultraschall-B-Bild-Darstellung ausgeht, entspricht die LIB der Durchführung eines A-Bild-Echogramms (Haigis und Lege, 2000).

Die optische Biometrie beruht auf dem Prinzip der Teilkohärenz-Interferometrie (PCI). Dabei nutzt man physikalische Eigenschaften von Licht. Über den Wellencharakter des Lichtes stößt man auf den Begriff der Kohärenz. Wenigstens zwei Wellen oder mehr werden kohärent genannt, wenn eine feste, zeitlich konstante Phasenbeziehung besteht. Das bedeutet, dass die gegenseitige Phasendifferenz während der Beobachtungszeit konstant bleibt. Diese Bedingung erfüllt das Laserlicht.

Der Begriff LASER steht für: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, was übersetzt werden könnte als „Licht-Verstärkung durch angeregte Emission von Strahlung“. Laserlicht ist monochromatisch. Es besitzt eine wohldefinierte Ausbreitungsrichtung, ist kohärent und ist sehr intensiv. Diese Eigenschaften ermöglichen den Vorgang der Interferenz. Als Interferenz bezeichnet man die Überlagerung (Superposition) zweier oder mehrerer kohärenter Wellen, die an einem Raumpunkt zusammentreffen. Kohärenz lässt sich auch bei relativ kurzen Wellenzügen erzwingen, wenn man durch einen Strahlteiler zwei interferenzfähige, getrennte Teilwellen erzeugt (Lipson et al., 1997).

Man unterscheidet zwei Grundformen von Strahlteilern. Der sogenannte Wellenfront-Teiler besteht in klassischer Form aus einem Doppelspalt. Der sogenannte Amplituden-Teiler ist für gewöhnlich ein halbdurchlässiger Spiegel. Diese Strahlteiler wiederum sind das zentrale Element eines Interferometers (Meschede, 1999).

Ein Interferometer ist ein optisches Gerät, mit dessen Hilfe man unter Nutzung von Lichtinterferenzen physikalische Größen, wie z. B. Länge, Brechzahl, Winkel und Wellenlänge messen kann. Die Grundform der Interferometer-Anordnung ist das Michelson-Interferometer, das auf den amerikanischen Physiker M. Michelson (1852 - 1931) zurückgeht. Beim Michelson- Interferometer wird ein Amplituden-Strahlteiler genutzt, der meist aus einem halb- oder teildurchlässigen Spiegel besteht. Eine einlaufende Welle wird in zwei Teilwellen aufgespaltet. Der reflektierte und der transmittierte Strahl passieren unterschiedliche optische Wege. Am Ende der Interferometerarme werden beide Teilwellen in sich reflektiert. Dadurch passieren sie wieder den Strahlteiler. Das Interferometer erzeugt an seinen beiden Ausgängen zwei Teilwellen. Nach den Reflexionen an den Spiegeln überlagern sich die beiden Strahlen. Dabei entsteht ein Interferenzmuster, das vom Abstand der beiden Spiegel abhängt.

Bei der optischen Biometrie verwendet man Infrarotlicht (Wellenlänge von 780 nm) kurzer Kohärenzlänge (ca. 130µm bzw. 160 µm, je nach Diode), das von einer Laserdiode ausgestrahlt wird. Dieses Licht wird in zwei Teilstrahlen unterschiedlicher optischer Weglänge zerlegt und sowohl an der Hornhaut als auch an der Netzhaut reflektiert (Haigis u. Lege, 2000a).

Interferenz tritt dann auf, wenn die Wegdifferenz zwischen den Teilstrahlen kleiner als die Kohärenzlänge ist. In den zwei Schenkeln des Interferometers befinden sich das zu vermessende Auge und ein Photodetektor. Der Photodetektor erfasst das Interferenzsignal. Dieses wird von der messtechnisch sehr präzise bestimmbaren Position des Interferometerspiegels aufgezeichnet. Die optische Weglänge zwischen Hornhaut und Netzhaut ist die Messgröße (Haigis und Lege, 2000a).

Bei der Zweistrahl- Teilkohärenz-Interferometrie ist eine entfernungsunabhängige Messung möglich. Das bedeutet, dass das Messergebnis von Patientenbewegungen auf das Gerät zu oder von diesem weg nicht beeinflusst wird. Es werden Auflösungen von ca. 10 µm erreichbar (Schrecker und Strobel, 2000).

3.1.3. Vergleich von optischer und akustischer Biometrie

In den DGII- Bänden gibt es seit 1999 viele Arbeiten zu diesem Thema. Es wurden sowohl beide Meßmethoden miteinander verglichen (Haigis und Lege, 2000a), als auch die klinische Anwendung der optischen Biometrie getestet (Lege und Haigis, 2000; Haigis und Lege, 2000b). Im Vergleich mit der akustischen Biometrie bietet die Teilkohärenz-Laserinterferometrie einige Vorteile, vor allem bei pseudophaken, silikonölgefüllten oder staphylomatösen Augen (Lege und Haigis, 2000). Aber die akustische Biometrie kann nicht bei allen Fragestellungen durch die optische Biometrie ersetzt werden. Nicht messbar sind Augen mit einer maturen Katarakt, Hämophthalmus sowie ausgeprägten Fixationsproblemen (Schrecker u. Strobel, 1999). Die gleichen Autoren fanden, dass sichere Messungen für Visuswerte $\geq 0,1$ möglich sind.

Wenn die Biometrie an einem liegenden Patienten durchgeführt werden soll, ist nur die Messung mittels Ultraschall möglich. Die Anwendung der Laserinterferenz- Biometrie erfolgt am sitzenden Patienten (IOLMaster).

Der Tabelle 1 können Vergleichskriterien entnommen werden. Es wurden Sonderfälle der akustischen und optischen Biometrie ergänzt, die über 3 Jahre von Fries (2003) untersucht wurden.

Von Neidhardt et al. (2001) wurde berichtet, dass bei hochmyopen Augen eine genauere Achsenlängenmessung mit der optischen Biometrie möglich ist. Probleme gab es bei Augen mit hinterer Schalenrübung, da hier zwar genauere Messungen als mit US- Biometrie möglich waren, aber bei 32 % der Augen eine Messung mit dem IOLMaster nicht erfolgen konnte.

Nach Hitzenberger et al. (1989) hat die laseroptische Biometrie gegenüber der Ultraschall-Biometrie folgende Vorteile: Berührungsfreiheit, keine Anästhesie, hohe Präzision (10 μm Longitudinal- und Transversalaufösung möglich) und direkte Bestimmung der optischen Länge (keine Annahmen über die Schallgeschwindigkeit der Augenmedien nötig).

| | optische Biometrie | akustische Biometrie |
|--------------------------------------|--|---|
| Lokal- Anästhesie | keine | ja |
| messbare Werte | 1 | beliebig |
| | AXL | z.B. AXL, VKT |
| physikalische Medien | Laserlicht (Infrarot) | ultrakurze Schallwellen |
| Kontakt mit dem Auge | berührungslos | Schallkopf (Kontaktverfahren) |
| | | flüssige Medien (Immersionsverfahren) |
| Anwendung seit | 1999 | ca.1957 (Guthoff,1994) |
| Verletzungs- und Infektionsgefahr | keine | ja |
| Bedienung | einfach | Erfahrung nötig |
| Patientenmitarbeit | Fixation | Fixation |
| Patientenbelastung | Lichtbelastung gering | Ultraschall unschädlich |
| Anwendungsbeschränkung | dichte Linsentrübung | sehr dichte Linsentrübung |
| | hintere Schalenrührung | Synchisis scintillans |
| | HH-Narben/Dystrophie | Glaskörpereintrübung |
| | Glaskörpertrübungen | epiretinale Gliose |
| Mittelwerte der Messlängen | im Durchschnitt länger als akustische Biometrie | im Kontaktverfahren kürzer als im Immersionsverfahren |
| Messung bei hochmyopen Augen | in der Sehachse | ungenau |
| Gewebecharakterisierung | nicht möglich | gut möglich |
| Teilstreckenmessungen | nicht möglich | gut möglich |
| Reihung im Untersuchungsgang | am Anfang nötig | unerheblich |
| räumliche Auflösung | 10µm | 150µm (bei 10 MHz) |
| subjektiver Fehler | automatisierte Messung | untersucherabhängig |

Tabelle 1: Vergleichende Übersicht über die Vor- und Nachteile sowie Limitationen von optischer und akustischer Biometrie

3.2. IOLMaster

Der IOLMaster ist das erste und weltweit bisher einzige Seriengerät zur berührungslosen Vermessung von Augenparametern. Er dient vorwiegend der Berechnung von künstlichen Intraokularlinsen in der Kataraktchirurgie.

Die Firma Carl Zeiss Jena begann die Serienfertigung im Jahr 1999. Bei seiner Anwendung nutzt man die Prinzipien der optischen Biometrie (Partial Coherence Interferometry).

Da das Auge nicht berührt werden muss, ist auch keine Lokalanästhesie nötig, die Hornhaut kann nicht verletzt werden und es besteht ebenso wenig eine Infektionsgefahr. Da die Bedienung sehr einfach ist und trotzdem sehr genaue Ergebnisse liefert, kann sie auch von nichtärztlichem Personal ausgeführt werden. Vom Patienten wird nur erwartet, dass er eine gewisse Fixationsfähigkeit (0,3- 0,4 Sekunden) besitzt. Eine geringe Lichtbelastung muss in Kauf genommen werden (Laserklasse 1, Halbleiter-Diodenlaser). Lediglich bei starker Linsentrübung (mature Katarakt) oder zentralen Hornhautnarben, sowie epiretinalen Membranen ist die akustische Biometrie überlegen (Haigis und Lege, 2000).

Die Messungen mit dem IOLMaster können nur am sitzenden Patienten durchgeführt werden. Das erlaubt keine Anwendung im OP an einem sich in Narkose befindenden Patienten.

Die neue Technologie ermöglicht die Ermittlung der Achsenlänge (AXL) des Auges, der Hornhautradien und der Vorderkammertiefe (VKT). Mittels dieser Daten errechnet der integrierte Computer die zu implantierenden Intraokularlinsen. Es können sogar die bekannten, international üblichen Formeln zur IOL- Berechnung verwendet werden. 3 Formeln sind bei Lieferung im Programm integriert, weitere sind auf Wunsch möglich. Die vorhandene IOL- Datenbank muss vor Berechnung von Linsenvorschlägen mit den Daten der gewünschten Kunstlinsen gefüllt werden.

Für die Erfassung der Achsenlänge wird ein Messbereich zwischen 14 und 39 mm festgelegt. Der Messbereich des Keratometers umfasst 5 bis 10 mm. Eine VKT- Messung ist in dem Bereich von 1,5 bis 6,5 mm möglich. Die Skalierung für alle drei Messgrößen erfolgt in 0,01 mm- Schritten.

Der in der Gerätebasis arbeitende Computer läuft unter dem Betriebssystem Windows 95.

Für die Sicherheit bei der Anwendung und Bedienung des Gerätes existiert ein umfangreiches Sicherheitspaket. So ist es z.B. nicht möglich, rechtes und linkes Auge zu verwechseln, da der IOLMaster das jeweilige Auge erkennt und registriert. Außerdem ist nur eine begrenzte

Anzahl von Messungen am gleichen Auge eines Patienten möglich. Nach einer definierten Lichtbelastung wird automatisch abgebrochen.

Der IOLMaster ist zurzeit auf dem Weltmarkt das einzige anwendungsreife Gerät dieser Art. In der Ergänzung zur Gebrauchsanweisung des IOLMaster vom 09.01.2001 findet man neue Funktionen der Version 2 zur Optimierung von Linsenkonstanten. Es wird empfohlen, dass 8 Wochen zwischen OP- Tag und Datum der postoperativen Nachuntersuchung liegen sollten.

3.3. User Group for Laser Interference Biometry (ULIB)

Die User Group for Laser Interference Biometry (ULIB) entstand im Jahr 2001 in San Diego auf dem Treffen der American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS). Sie ging aus der European User Group for Laser Interference Biometry (EULIB) hervor, die im Jahr 1999 gegründet wurde. Diese unabhängige Interessengruppe, bestehend aus Wissenschaftlern und Anwendern ist nach Satzung für jeden Interessenten offen. Ihre Mitglieder arbeiten auf dem Gebiet der optischen Biometrie und nutzen diese Technik für ihre Zwecke.

Die ULIB bietet die Möglichkeit zum Austausch von Informationen, Neuigkeiten und Ergebnissen. Eine ihrer besonderen Anliegen ist die Optimierung von Linsenkonstanten für den Zeiss- IOLMaster bei der Berechnung von Intraokularlinsen. Zum einen ist festzustellen, dass sich die Achsenlängen, gemessen mit der Ultraschall-Biometrie (Kontaktverfahren) von denen, die mit der Laserinterferenz-Biometrie (LIB) ermittelt werden, unterscheiden.

Zum anderen führen die Messergebnisse der LIB schon heute zu deutlich exakteren Ergebnissen als in der Ära der ausschließlich akustischen Biometrie.

Trotzdem ist eine individuelle Optimierung möglichst jeder implantierbaren Intraokularlinse (IOL) anzustreben. Das kann über die ULIB mittels prä- und postoperativer klinischer Daten erfolgen. Das Ergebnis der Berechnungen kann dann von allen Anwendern im Internet abgerufen werden.

3.4. Notwendigkeit der Optimierung der Kunstlinsenkonstanten

3.4.1. Literaturübersicht

Die IOL- Berechnung mithilfe der LIB ist der konventionellen Ultraschalltechnik im Kontaktverfahren überlegen (Schulze und Hoffmann, 2001).

Die optische Biometrie mit dem Zeiss IOLMaster liefert Achsenlängenwerte, die nur der Ultraschall- Biometrie im Immersionsverfahren entsprechen. Damit können die üblichen, für die Ultraschall- Biometrie im Kontaktverfahren geeigneten Linsenkonstanten nicht verwendet werden und müssen daher angepasst werden (Haigis und Gerstmeyer, 2001).

Betrachtet man die bisher über die ULIB optimierten Konstanten aller untersuchten Linsen, liegen die A- Konstanten ausnahmslos höher als die angegebenen Firmenwerte (www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/eulib/const.htm).

Auf der DGII 2001 wurde bereits festgestellt, dass die Individualisierung von IOL- Konstanten eine effektive Methode zur Qualitätsverbesserung in der Katarakt- Chirurgie darstellt (Haigis et al., 2001).

Haigis et al. (2000b) demonstrierten mit ihren Ergebnissen nach Optimierung der IOL- Konstanten für die Multifokallinse vom Typ Allergan SA40N für mehrere operative Zentren die Notwendigkeit der Individualisierung der IOL- Berechnung. Sie illustrierten den klinisch erreichbaren Qualitätsgewinn für die Vorhersage der postoperativen Refraktion.

Auf der 98. Jahrestagung der DOG 2000 verglichen Weißmantel et al. die Biometrie mit akustischer und optischer Methode. Ihre Ergebnisse zeigten deutliche Unterschiede in der Achsenlängenbestimmung zwischen beiden Messmethoden. Das daraus entstehende Fehlerpotential muss durch die Optimierung der A- Konstanten (vgl. Kapitel 3.4.2.a, S. 11) eliminiert werden.

Ebenso empfehlen weitere Autoren die individuelle Optimierung der A- Konstante in operativen Zentren, nachdem sie für die SRK II- Formel (vgl. Kapitel 3.4.2.a, S. 11) ortsspezifische Korrekturfaktoren berechneten (Wilhelm u. Höh, 2000).

Obwohl die Verwendung der nominellen Linsenkonstanten zu akzeptablen Ergebnissen bei der monofokalen Linse SI40NB und der multifokalen Array- Linse SA40N führte, bestätigten Haigis et al. (2000a) die Notwendigkeit und klinische Relevanz der Individualisierung von Intraokularlinsen- Konstanten zur Erreichung optimierter Ergebnisse. Sie fanden eine

Zunahme der korrekt vorausberechneten Refraktion innerhalb $\pm 1D$ um immerhin 8,9 % durch die Optimierung.

Die klinische Relevanz der Individualisierung von IOL- Konstanten wurde auch von Haigis et al. (1997) überprüft. Sie stellten fest, dass in allen Fällen die Individualisierung der IOL- Konstanten zu einer deutlichen Erhöhung der Vorhersagegenauigkeit der jeweiligen Formel führte.

Holladay (1999) empfiehlt ebenfalls, für jede Intraokularlinse die optimierte Linsenkonstante zu benutzen. Er stellte ein internationales Register für Intraokularlinsen zusammen.

3.4.2. Vergleich der unterschiedlichen Berechnungsformeln

Bei der Berechnung von Intraokularlinsen stehen unterschiedliche Formelstrukturen zur Verfügung: die theoretischen und die empirischen Formeln. Die empirischen oder auch Regressionsformeln beruhen auf der statistischen Analyse der Ergebnisse von IOL- Implantationen. Die theoretischen Formeln dagegen basieren auf einem geometrisch-schematischen Modell (Wilhelm und Höh, 2000). Außerdem gibt es noch eine Kombination aus theoretischen und empirischen Formeln (Holladay- und SRK/T- Formel).

Weiterhin unterscheidet man Formeln der ersten und der zweiten Generation, da die ursprünglichen Formeln weiterentwickelt wurden. Bei den Formeln der 1. Generation waren die verwendeten Vorderkammertiefen konstant, bei denen der 2. Generation wurden sie vorausberechnet (Haigis, 1995a).

Merkmale, die der Unterscheidung der physikalisch- optischen IOL- Formeln (theoretische Formeln) dienen, beziehen sich auf das zugrundeliegende optische Modell (dicke oder dünne Linsen), die Berücksichtigung einer zusätzlichen Brille bzw. Kontaktlinse und die numerischen Werte, die zur Berechnung eingesetzt werden müssen (Haigis, 1995a).

Für das System Brille- Kontaktlinse- Hornhaut- Linse entwickelte Haigis (1991) eine sogenannte „Dicke- Linsen- Formel“. Sie lässt sich für beliebige Linsengeometrien auswerten (z.B. Bikonvex- Linsen).

Intraokularlinsen sind in den IOL- Berechnungsformeln durch spezifische Konstanten repräsentiert: **A- Konstante** (SRK II, SRK/T), **pACD** (HofferQ), **sf** (Holladay-1), **a0** (Haigis). Diese Konstanten sind über einfache lineare Beziehungen ineinander umformbar (Haigis, 2002). Man sollte allerdings die neuen Beziehungen für die modernen Intraokular- Linsen verwenden, wenn man die optimierten Linsenkonstanten für verschiedene IOL- Formeln ineinander umrechnen will.

Im Folgenden werden einige häufig verwendete IOL- Formeln erläutert (Tab.2).

| IOL- Formeln | | | |
|--|--------------------------------|---|---------------|
| Empirische Formeln | | Theoretische Formeln | |
| 1. SRK I- und SRK II- Formel (multiple lineare Regressionsanalysen) | | 1. Gernet et al.(1970) elementare Linsenformel (für dünne Linsen) | |
| 1. Generation (linear) | 2. Generation (nichtlinear) | 2. Holladay (1988) (dünne Linsen, plankonvex) | |
| | | 3. SRK/T- Formel (1990) (dünne Linsen, plankonvex) | |
| | | 4. Haigis- Formel (1991) Dicke – Linsen- Formel, (z.B. bikonvex) | |
| | | 5. Haigis- Formel (1996) (dünne Linsen, plankonvex) | |
| | | 1. Generation | 2. Generation |

Tabelle 2: Geläufige Formeln zur Berechnung von zu implantierenden Kunstlinsen mit ihrem bevorzugten Anwendungsbereich

(a) *SRK-Formel*

Die SRK- Formel geht auf die amerikanischen Ophthalmologen Sanders, Retzlaff und Kraff zurück und wurde Anfang der 80er Jahre veröffentlicht (Retzlaff, 1980). Es handelt sich um eine empirische Formel. Sie berücksichtigt nicht nur die Krümmung der Hornhaut und die Achsenlänge des Auges, sondern auch einen für unterschiedliche Intraokularlinsen spezifischen Faktor (Fechner, 1984). Die Formel basiert auf der beobachteten Beziehung zwischen den präoperativen Variablen Achsenlänge und Hornhautkrümmung und dem Ergebnis der Operation, also der Brechkraft der IOL, die für Emmetropie notwendig war.

Sie lautet:

$$P = A - 2,5 L - 0,9 K \quad (\text{SRK I})$$

P = Brechkraft des Implantates, das Emmetropie herstellt (in Dioptrien).

L = Achsenlänge des Auges (in mm).

K = Brechkraft der Hornhaut (in Dioptrien).

A = eine spezifische Konstante für jeden Linsentyp eines jeden Herstellers.

Wenn man die A- Konstante an verschiedene Achsenlängen anpasst, erhält man die SRK II- Formel:

$$P = A1 - 0,9 K - 2,5 L \quad (\text{SRK II})$$

A1 errechnet sich aus der A- Konstanten wie folgt:

$$A1 = A + 3 \quad \text{für} \quad L < 20$$

$$A1 = A + 2 \quad \text{für} \quad 20 \leq L < 21$$

$$A1 = A + 1 \quad \text{für} \quad 21 \leq L < 22$$

$$A1 = A \quad \text{für} \quad 22 \leq L < 24,5$$

$$A1 = A - 0,5 \quad \text{für} \quad 24,5 \leq L$$

Die SRK I- und SRK II- Formeln liefern nur den Brechwert P für eine emmetropisierende Intraokularlinse.

(b) HOFFER Q- Formel

Die Formel beschreibt, von welchen Parametern die IOL- Brechkraft abhängt. Hoffer veröffentlichte sie 1993 (Hoffer, 1993). Sie lautet:

$$P = f(A, K, Rx, pACD)$$

Dabei ist

A : Achslänge

K : mittlere Hornhautbrechkraft (K- Wert)

Rx : Refraktion

pACD : personalisierter ACD (ACD- Konstante).

Stellt man die Formel nach der Refraktion Rx um, dann hängt diese von A, K, P und pACD ab (www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/uslab/ioltxt/hofferqd.htm):

$$Rx = f(A, K, P, pACD)$$

Will man die Berechnung durchführen, so muss man die Hornhautradien R1C und R2C (in mm) in die mittlere Hornhautbrechkraft K(in Dioptrien) umrechnen:

$$K = 0,5 (K1 + K2)$$

mit $K1 = 337,5 / R1C$

und $K2 = 337,5 / R2C$.

(c) HAIGIS- Formel

Diese Formel gehört zu den theoretischen Formeln und beruht auf der elementaren IOL-Formel für dünne Linsen, die im deutschen Sprachraum schon 1970 von Gernet, Ostholt und Werner entwickelt wurde. Die Formel für dünne Linsen lautet (Haigis, 1996):

$$DL = \frac{n}{L - d} - \frac{n}{n/z - d}$$

mit $z = DC + \frac{ref}{1 - ref \cdot dBC}$ und $DC = \frac{nC - 1}{RC}$

D : IOL- Brechkraft

DC : Hornhaut- Brechkraft

RC : Hornhautradius

nC : (fiktiver) Brechungsindex der Hornhaut

ref : Zielrefraktion

dBC : Scheitelabstand zwischen Hornhaut und Brille

d : optische Vorderkammertiefe

L : Achsenlänge

n : Brechungsindex von Kammerwasser und Glaskörper (1,336)

Als Grundlage der Formel dient die geometrische Optik dünner Linsen. Bei den unterschiedlichen Autoren haben die einzelnen Formel- Parameter jedoch verschiedene Bedeutungen und differierende numerische Werte. Für die Berechnungsweise nach Haigis wurde folgendes festgelegt(www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/uslab/ioltxt/haid.htm):

$n_C = 1,3315$

$d_{BC} = 12 \text{ mm}$

L : Ultraschall- Messwert für die Achsenlänge

Die optische Vorderkammertiefe d wird regressiv aus präoperativen akustischen Messwerten bestimmt:

$$d = a_0 + a_1 \text{ VKpr} + a_2 \text{ ALpr}$$

mit $a_0 = \text{ACD- Konst} - a_1 \text{ MW}(\text{VKpr}) - a_2 \text{ MW}(\text{ALpr})$

VKpr : präoperative Vorderkammertiefe (Ultraschall- Messwert)

ALpr : (=L) präoperative Achsenlänge (Ultraschall- Messwert)

$\text{MW}(\dots)$: Mittelwerte für VKpr (=3,37) mm und ALpr (= 23,39)mm

ACD- Konst : ACD- Konstante des Herstellers

Vom Hersteller jeder IOL wird eine sogenannte A- Konstante angegeben. Der Zusammenhang zwischen der ACD- Konstanten und der A- Konstanten ergibt sich wie folgt (Retzlaff et al., 1990b):

$$\text{A- Konst} = (\text{ACD- Konst} + 68,747) / 0,62467$$

Die Konstante a_0 hängt, wie oben ausgeführt, direkt mit der ACD- Konstanten des Herstellers zusammen. Für a_1 und a_2 gelten nach Haigis (Haigis, 1995) folgende Standardwerte:

$$a_1 = 0,4$$

$$a_2 = 0,1$$

Diese Konstanten lassen sich über die Analyse von postoperativen Refraktionsdaten optimieren. Sie sind dann individuell für jede beliebige Linse. Die Berechnung der IOL mit diesen drei Konstanten liefert bessere Werte als mit nur einer Konstanten (Haigis, 1996).

(d) Holladay- Formel

Jack T. Holladay ist Professor für Augenheilkunde an der Universität von Texas in Houston. Seine theoretische Formel zur IOL- Berechnung geht auf die elementare IOL- Formel zurück. Er entwickelte 1988 die Holladay 1-Formel, die von zwei Parametern abhängt, der Achsenlänge AL und der Hornhautbrechkraft K (Holladay et al., 1988). Seine Holladay 2-

Formel von 1996 ist eine Funktion von sieben Parametern: AL, K, ACD, LT, HWTW, REF, AGE. Es kommen also noch die Vorderkammertiefe (ACD), die Linsendicke (LT), der horizontale Hornhautdurchmesser (HWTW), die präoperative Refraktion (REF) und das Alter (AGE) dazu. Durch die Erweiterung der Anzahl der Messgrößen erhöht sich die Vorhersagegenauigkeit der IOL- Berechnung. Die zentrale Größe in dieser Formel ist die effektive Linsenposition (ELP).

Haigis (1993) identifizierte diese Formel (Holladay- 1) als eine Vertreterin des Dünne-Linsen- Modells.

(e) SRK/T- Formel

Seit 1990 gibt es von den SRK- Autoren auch eine theoretische Formel, die SRK/T- Formel (Retzlaff et al., 1990a, 1990b). Mit der Formel wird die Brechkraft IOL_{amet} der eine bestimmte Ametropie REFTGT erzeugenden Intraokularlinse wie folgt berechnet:

IOL_{amet} =

$$1000 n_a [n_a r - n_c m1 LOPT - 0,001 REFTGT (V(n_a r - n_c m1 LOPT) + LOPT_r)]$$

$$(LOPT - ACD) [n_a r - n_c m1 ACD - 0,001 REFTGT (V(n_a r - n_c m1 ACD) + ACD_r)]$$

mit

LOPT = optische Achsenlänge

ACD = optische Vorderkammertiefe

V = Hornhautscheitelabstand (Abstand hinterer Brillenscheitel- vorderer Hornhautscheitel = 12 mm)

n_a = Brechungsindex von Kammerwasser bzw. Glaskörper = 1,336

n_cm1 = n_c: (fiktiver) Brechungsindex der Hornhaut = 1,333

r = Hornhautradius

REFTGT = Zielrefraktion

Des Weiteren gilt für die optische Achsenlänge LOPT:

$$LOPT = AL + 0,65696 - 0,02029 AL$$

mit AL = mit Ultraschall-Biometrie gemessene Achsenlänge.

Die SRK/T- Formel lässt sich nach Haigis (1993) in die „Dünne- Linsen- Formel“ umformen.

4. Material und Methoden

4.1 Patientengut

Es wurden ausschließlich Patienten der Augenklinik des Südharzkrankenhauses Nordhausen untersucht. Von November 2001 bis Juni 2002 fielen 110 Patienten unter die Auswahl-Kriterien.

Alle Patienten, die nach mindestens 3 Monaten zur Katarakt-OP des 2. Auges erneut in die Klinik aufgenommen wurden und in das 1. Auge eine SOFLEX 2- Linse der Firma Bausch und Lomb oder die baugleiche 601 SL- Silikonlinse der Firma Pro Optic implantiert bekommen hatten, konnten einbezogen werden. Voraussetzung war, dass sie vom gleichen Operateur (P. U.) und mit der gleichen Technik operiert wurden. In diesem Fall handelte es sich immer um eine Phakoemulsifikation mit limbusnaher Incision von temporal. Die Erweiterung des Schnittes wurde mit einer 4,0 mm- Klinge vorgenommen. Die Linsenimplantation erfolgte stets in den Kapselsack. Es wurde eine leichte Myopisierung angestrebt. Weitere Bedingung war ein postoperativer Mindestvisus von 0,5 oder besser.

Nach mindestens 3 Monaten konnte von einer stabilen Refraktion ausgegangen werden. Die Biometrie wurde bei allen diesen Patienten schon vor der OP des 1. Auges mittels LIB erstellt.

Es handelte sich um 36 Männer (33%) und 74 Frauen (67%). Das Durchschnittsalter betrug 75,9 Jahre. Der jüngste Patient war 42 und der älteste 92 Jahre alt. Bei 52 Patienten wurde das rechte Auge und bei 58 Patienten das linke Auge operiert. Die Verteilung in Altersgruppen kann der Abbildung 1 entnommen werden.

Diabetes mellitus in der Eigenanamnese war eine Kontraindikation für die Implantation einer Silikonlinse, ebenso periphere Netzhautdegenerationen, hohe Myopie und die exsudative Form der altersabhängigen Makuladegeneration.

Verteilung in Altersgruppen

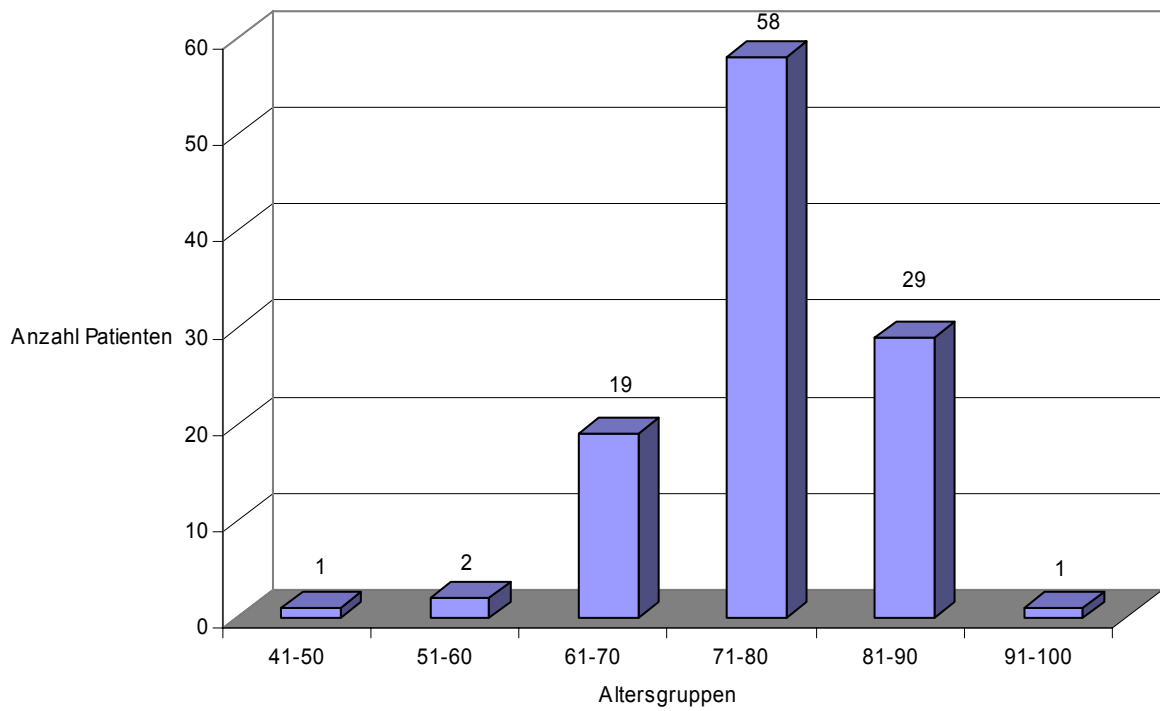


Abbildung 1: Altersverteilung der untersuchten Patienten

4.2 Messung und Durchführung



Bild 1: Zeiss IOLMaster®

www.doctor-hill.com/iolmaster_main.htm

Mittels IOLMaster wurden am zu untersuchenden 1. Auge präoperativ die Vorderkammertiefe, die Hornhautradien und die Achsenlänge gemessen.

Die Messung der Achslänge (ALM) beruht auf dem interferenzoptischen Verfahren (Partial Coherence Interferometry, vgl. Kapitel 3.1.2., S.3). Dabei erhält man als Messwert eine optische Weglänge, die über einen mittleren (Gruppen-) Brechungsindex in die geometrische Distanz AL_{op} umgerechnet werden muss. Der folgende Zusammenhang zwischen optischer und akustischer (AL_{ak}) wurde bei der Kalibrierung des IOLMaster verwendet:

$$AL_{op} = 0,9571 * AL_{ak} + 1,3033 \quad (\text{Haigis u. Lege, 2000b})$$

Die Hornhautkrümmung (KER) wird durch Ausmessung des Abstandes von Punktmarken, die auf die Hornhaut projiziert werden, bestimmt.

Bei der Messung der Vorderkammertiefe (VKT) wird durch seitliche Spaltbeleuchtung ein Schnittbild erzeugt. Aus dem Abstand der Schnittbilder von Linse und Hornhaut wird dann die VKT errechnet (optische Methode).

Die drei Messvorgänge sind automatisiert und kontaktlos durchführbar.

Es gibt eine Untersuchung von Butcher und O'Brien (1991), in der die Reproduzierbarkeit von Biometrie- und Keratometrie- Daten untersucht wird. Sie stellten fest, dass eine Anzahl von drei Messungen bei Biometrie und Keratometrie ausreichen, um genaue Ergebnisse der IOL- Kalkulation zu erhalten. Diese Mindestanzahl der einzelnen Messungen wurde bei den durchgeführten Untersuchungen zugrunde gelegt.

Eine konventionelle Ultraschall-Biometrie wurde nur in Zweifelsfällen zusätzlich ausgeführt. Für die Messung der postoperativen objektiven Refraktion stand ein Autorefraktor des Typs Canon R-22 zur Verfügung.

Bei der subjektiven Refraktion wurde das sphärische Äquivalent in 0,25 Dpt- Schritten angegeben und darauf geachtet, dass eine stabile Refraktion vorliegt, d.h. die Katarakt-OP musste mindestens 3 Monate her sein.

Aus der Krankenakte wurde die Dioptrienstärke der implantierten Kunstlinse entnommen (Abb.2). Die am häufigsten implantierten Linsenstärken lagen zwischen +20.0 Dpt und + 22.0 Dpt. Die kleinste Linsenstärke betrug +17.0 Dpt, die höchste +30.0 Dpt.

Ausgeschlossen wurden Patienten mit OP-Komplikationen wie Hinterkapselruptur, Sulkusfixation u. s. w., aphake, pseudophake (für Linsenwechsel vorgesehen) und Augen mit Silikonöltamponade u. ä.. Zielrefraktion war in der Regel eine leichte Myopisierung, bei Hyperopie und gutem Visus des anderen Auges die Emmetropie.

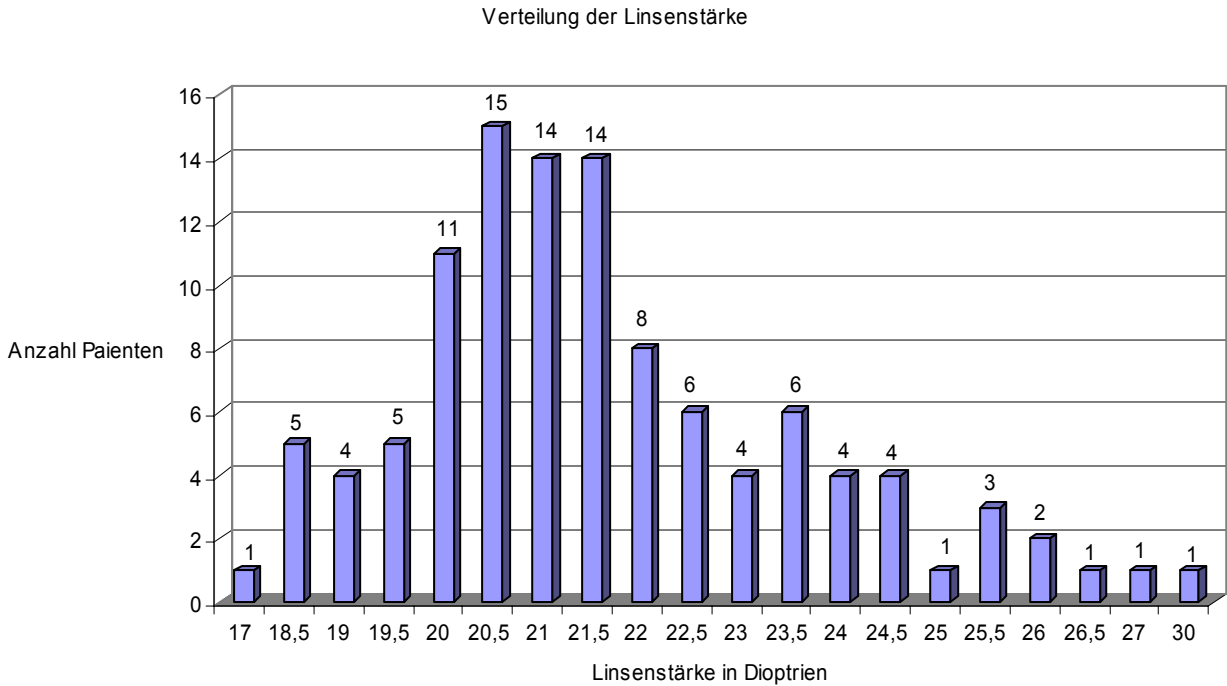


Abbildung 2: Verteilung der implantierten Linsenstärken

4.3. Auswertung

Die Auswertung der gesammelten Daten erfolgte über die ULIB. Dazu wurden die einzelnen Patientendatenblätter in eine vorgegebene Excel-Tabelle (Tab.3) eingetragen und per Diskette an die Universitäts-Augenklinik der Universität Würzburg, z. Hd. Dr. W.Haigis versandt. Ein Datenrückmeldeformular wurde beigelegt (Abb.3). In Kooperation mit Herrn Dr. Haigis in Würzburg erfolgte die Linsenkonstanten-Optimierung mittels der erforderlichen Software.

Die Berechnung wird kurz erläutert: Zuerst wird die Summe der Differenzen aus der präoperativ errechneten und der postoperativ gemessenen stabilen Refraktion eines jeden Patienten Auges gebildet (Refraktionsbilanzen). Anschließend wird die gesuchte Linsenkonstante iterativ so angepasst, dass diese Differenz (mittlerer Vorhersagefehler) immer gleich Null ist.

110

$$\sum (REF_{\text{ermittelt } n} - REF_{\text{berechnet } n}) = 0$$

n=1

Diese Berechnungen wurden für die jeweils verschiedenen Formeln durchgeführt. Es gibt auch neben dem klassischen einen neuen Zusammenhang zwischen optimierten Konstanten,

der es erlaubt, die einzelnen Konstanten der verschiedenen IOL- Formeln ineinander umzurechnen (Haigis, 2002). Die o.g. Vorgehensweise findet man erläutert in den Veröffentlichungen der DGII ab 1999 (Haigis et al., 2000b, Haigis u. Gerstmeyer, 2002, Haigis et al., 2000a, Brandl et al., 2001). In der Berechnung nach Haigis lässt sich eine IOL durch drei Konstanten darstellen. Für deren Optimierung gibt es zwei Möglichkeiten (Haigis et al., 2001). Entweder wird nur eine Konstante (a0) optimiert oder alle drei Konstanten (a0, a1 und a2).

Die Ergebnisse der durchgeführten Berechnungen wurden im Internet veröffentlicht. Sie können unter der folgenden Adresse abgerufen werden:

<http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/eulib/const.htm>

| IOL-Master- Daten | | | | | | | |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|------|--------|-------|
| ID | ACDop | AXLop | HH1op | HH2op | IOL | Rxsub | Rxobj |
| 1 | 3,80 | 23.50 | 7,75 | 7,65 | 22,5 | -0,375 | -0,50 |
| 2 | | | | | | | |
| 3 | | | | | | | |

- ID eindeutige Nummer (0-999) zur Identifizierung des Patienten (falls nötig)
- ACDop präop. VK- Tiefe in [mm] lt. IOL-Master
- AXLop präop. Achsenlänge in [mm] lt. IOL-Master
- HH1op präop. HH- Radius #1 in [mm] lt. IOL-Master
- HH2op präop. HH- Radius #2 in [mm] lt. IOL-Master
- IOL nominelle Stärke der implantierten IOL in (dpt)
- Rxsub sphärisches Äquivalent der postop. stabilen subjektiven Refraktion (in 0,25 dpt-Schritten)
- Rxobj sphärisches Äquivalent der postop. stabilen objektiven Refraktion (in 0.25 dpt-Schritten)

Tabelle 3: Excel- Tabelle für eine beispielhafte Dateneingabe

Datenrückmeldeformular:

| | |
|--|--|
| A Name bzw. ID des Operateurs: | Petra Ursin |
| B Hersteller und Bezeichnung des IOL-Typs: | Bausch & Lomb SOFLEX2 |
| C Seriennummer des IOL-Master: | 797168 (1999) |
| D Wie / womit wurde die stabile postoperative Refraktion bestimmt? | Subjektive Refraktion cc : Mind. 12 Wochen postoperativ Objektive Refraktion : Canon R-22 Autorefraktometer |
| E Hersteller und Typ des US-Biometriegerätes: | TOMEY AL-1000 Bio- und Pachymeter |
| F Ultraschall-Ankopplung: | Kontakt |
| G Keratometertyp / Hersteller: | ZEISS CL110 |

Abbildung 3: Datenrückmeldeformular mit den individuellen Angaben der Untersuchung

Zusätzlich zu den von der ULIB geforderten Daten wurden weitere Parameter in die erweiterte Excel-Tabelle aufgenommen:

Name, Vorname
Geburtsdatum
OP-Tag
Datum der Nachuntersuchung
Operateur
Seite des OP-Auges
Linsentyp
postoperativer Visus
einweisender Augenarzt
Haupt- und Nebendiagnosen
OP-Komplikationen

5. Ergebnisse

5.1. Optimierte Linsenkonstanten

Für die Soflex2- Silikonlinse der Firma Bausch & Lomb wurde vom Hersteller eine A-Konstante von $A = 118,1$ angegeben. Bei Verwendung dieser Herstellerkonstanten entsprechen

Haigis: $a_0 = 1,340$ $a_1 = 0,40$ $a_2 = 0,10$

HofferQ: $pACD = 5,02$

Holladay: $sf = 1,28$

SRK/T: $A = 118,1$

SRK II: $A = 118,1$.

Mit dieser Firmenkonstanten $A = 118,1$ erhält man die korrekten Refraktionsvorhersagen wie folgt in [%] innerhalb $\pm 0,5$ D, $\pm 1,0$ D und $\pm 2,0$ D für die einzelnen Formeln (Tab. 4):

| Formel | $\pm 0,5$ D | $\pm 1,0$ D | $\pm 2,0$ D |
|------------|-------------|-------------|-------------|
| Haigis | 56,4 | 90,9 | 98,2 |
| Hoffer Q | 52,7 | 85,5 | 100,0 |
| Holladay-1 | 53,6 | 85,5 | 100,0 |
| SRK/T | 53,6 | 83,6 | 100,0 |
| SRK II | 41,8 | 73,6 | 99,1 |

Tabelle 4: Korrekte Refraktionsvorhersagen für die einzelnen Formeln mit der Firmenkonstanten $A = 118,1$

Den mittleren Vorhersagefehler (tatsächliche – berechnete Refraktion) für die einzelnen Formeln bei Verwendung der Herstellerkonstanten $A = 118,1$ findet man wie folgt:

Haigis: $-0,42 \pm 0,56$ D

HofferQ: $+0,40 \pm 0,51$ D

Holladay-1: $+0,37 \pm 0,50$ D

SRK/T: $+0,42 \pm 0,51$ D

SRK II: $+0,60 \pm 0,58$ D.

Dabei bedeutet das „-“ myope Abweichung und das „+“ hyperope Abweichung.

Für die Neuberechnung der Linsenkonstanten wurde eine Anzahl von 110 Patienten, die eine Soflex2- oder 601SL- Linse erhalten hatten, ausgewertet. Die Konstanten für die unten genannten Formeln lauten dann wie folgt:

Haigis: $a_0 = 1,05$ $a_1 = 0,40$ $a_2 = 0,10$
HofferQ: $pACD = 5,30$
Holladay: $sf = 1,54$
SRK/T: $A = 118,6$
SRK II: $A = 118,8$.

Die Tripel-Optimierung für die Haigis-Formel ergab:

$a_0 = 0,905$
 $a_1 = 0,121$
 $a_2 = 0,224$

Mittels dieser Konstanten erhält man die folgenden korrekten Refraktionsvorhersagen in [%] (Tab. 5):

| Formel | ± 0,5 D | ± 1,0 D | ± 2,0 D |
|-----------------|----------------|----------------|----------------|
| Haigis (1 fach) | 73,6 | 93,6 | 99,1 |
| Haigis (3 fach) | 70,0 | 95,5 | 100,0 |
| Hoffer Q | 69,1 | 96,4 | 100,0 |
| Holladay-1 | 70,0 | 95,5 | 100,0 |
| SRK/T | 66,4 | 96,4 | 100,0 |
| SRK II | 62,7 | 90,0 | 100,0 |

Tabelle 5: Korrekte Refraktionsvorhersagen für die einzelnen Formeln mit den neu berechneten Linsenkonstanten

Wenn man die SRK II-Formel herausnimmt, besteht nach Optimierung der Linsenkonstanten nur noch ein geringer Unterschied in der Vorhersagegenauigkeit der einzelnen Formeln.

Die korrekten Refraktionsvorhersagen für die Herstellerkonstanten liegen deutlich niedriger als die korrekten Refraktionsvorhersagen für die optimierten Konstanten.

5.2. Vorderkammertiefe

Mittelwert : ACDop 3,16 mm Max 4,79 mm Min 2,18 mm

Für die Vorderkammertiefe, Achsenlänge und die beiden Hornhautradien wurde jeweils der Mittelwert errechnet und das entsprechende Minimum und Maximum angegeben.

5.3. Achsenlänge

Mittelwert AXLop 22,91 mm Max 27,72 mm Min 20,48 mm

5.4. Hornhautradien

Mittelwert HH1op 7,70 mm Max 8,19mm Min 7,04mm

Mittelwert HH2op 7,55 mm Max 8,05 mm Min 6,84mm

Die folgende Darstellung der Messreihen zeigt sogenannte Boxplots (Abb. 4). Der waagerechte Strich in dem Kästchen stellt den Median dar. Das Kästchen selbst umfasst die Werte, die durch die oberen und unteren Viertel (Quartile) begrenzt sind. Die Linien vom Kästchen nach oben bzw. unten enden beim größten bzw. kleinsten Datenwert der inneren Eingrenzung. Alle Werte, die außerhalb dieser inneren Eingrenzung liegen, gelten als Ausreißer (Guggenmoos- Holzmann und Wernecke, 1996).

Man kann erkennen, dass in den vorliegenden Messreihen keine Ausreißer zu finden waren.

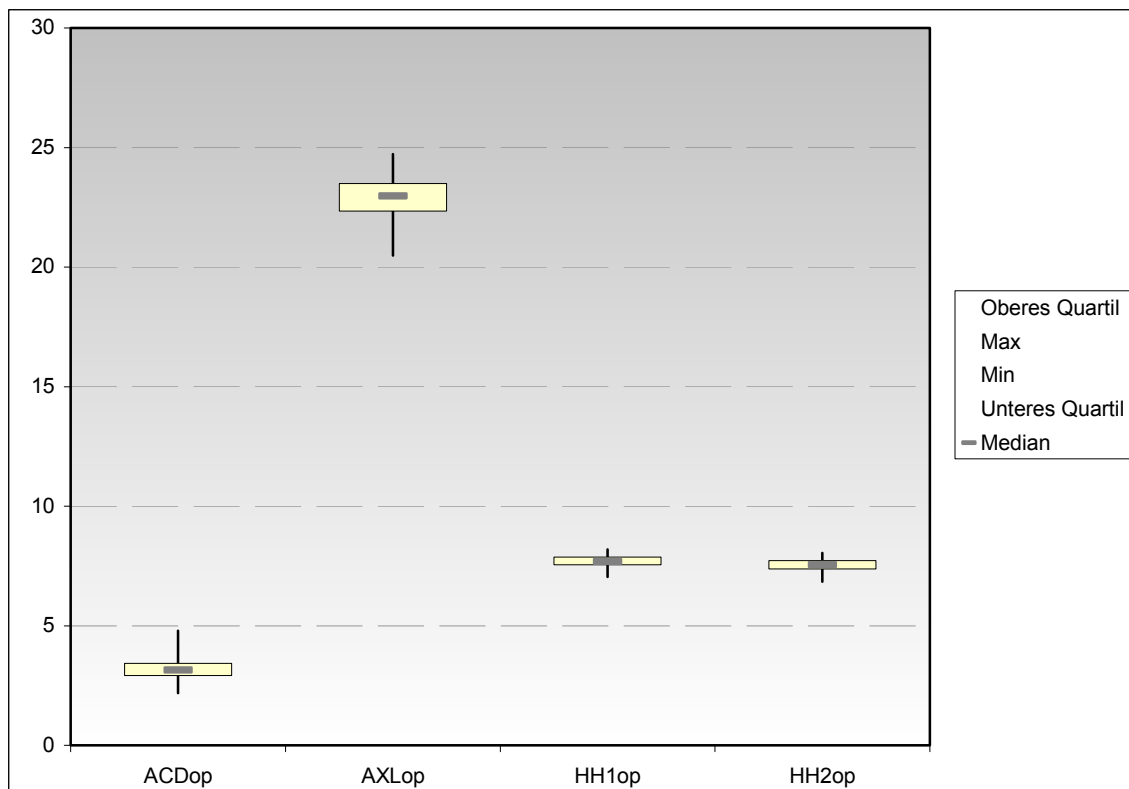


Abbildung 4: Boxplots für AXL, VKT und HH- Radien

5.5. Subjektive Refraktion

Das sphärische Äquivalent der postoperativen subjektiven Refraktion kann in 0,25 Dpt-Schritten der Abbildung 5 entnommen werden. Am häufigsten wurde Emmetropie erreicht. Eine leichte Hyperopie überwog gegen eine geringe Myopie. Das erklärt sich aus der Häufigkeit der präoperativen Nebendiagnosen, die der Abbildung 8 und 9 entnommen werden können. Die Hyperopie kam öfter vor als die Myopie. Folglich muss auch eine leicht hyperope Zielrefraktion stärker vertreten sein als eine leicht myope Zielrefraktion. Der Grund dafür ist die Vermeidung einer postoperativen Anisometropie. Hierbei ist noch einmal darauf hinzuweisen, dass bei dieser retrospektiven Untersuchung nur erste Augen einbezogen wurden.

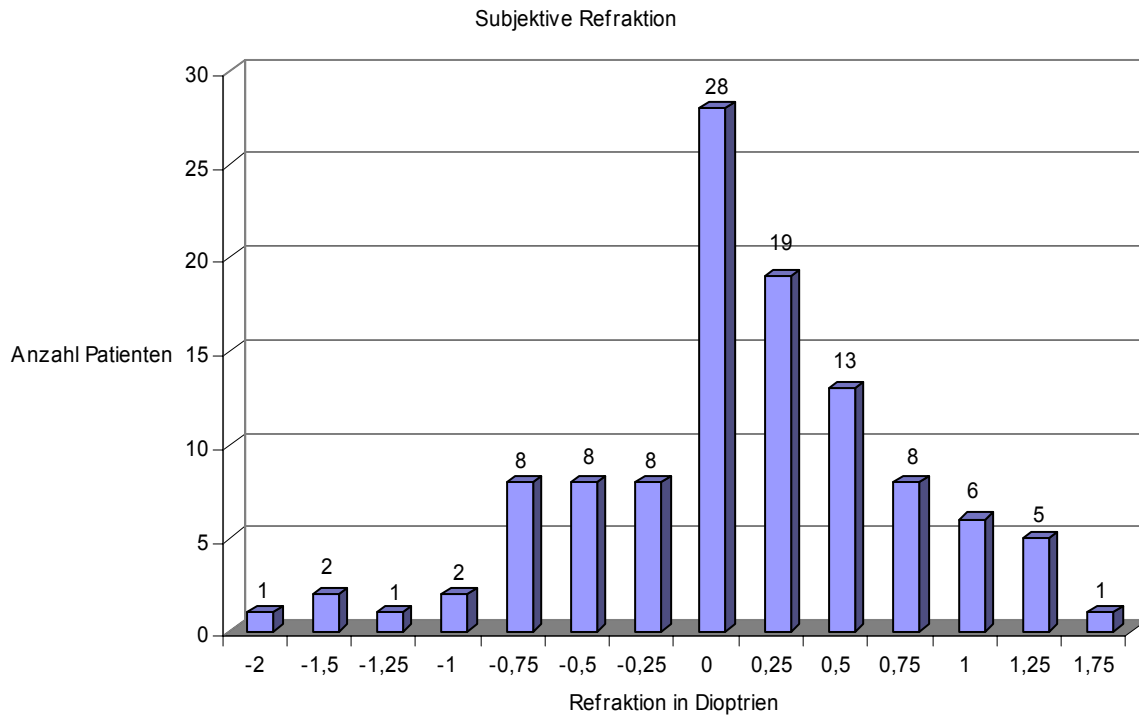


Abbildung 5: Postoperative subjektive Refraktion in [Dpt] als sphärisches Äquivalent

5.6. Objektive Refraktion

Wie die Abbildung 6 zeigt, weichen die Ergebnisse der postoperativen objektiven Refraktion von der subjektiven Refraktion geringfügig ab. Das sphärische Äquivalent der objektiven Refraktion lag am häufigsten bei +0,25 Dpt, gleich häufig bei Null und -0,25 Dpt. Ebenso war die leicht hyperope postoperative Refraktion etwas häufiger als eine leicht myope postoperative Refraktion.

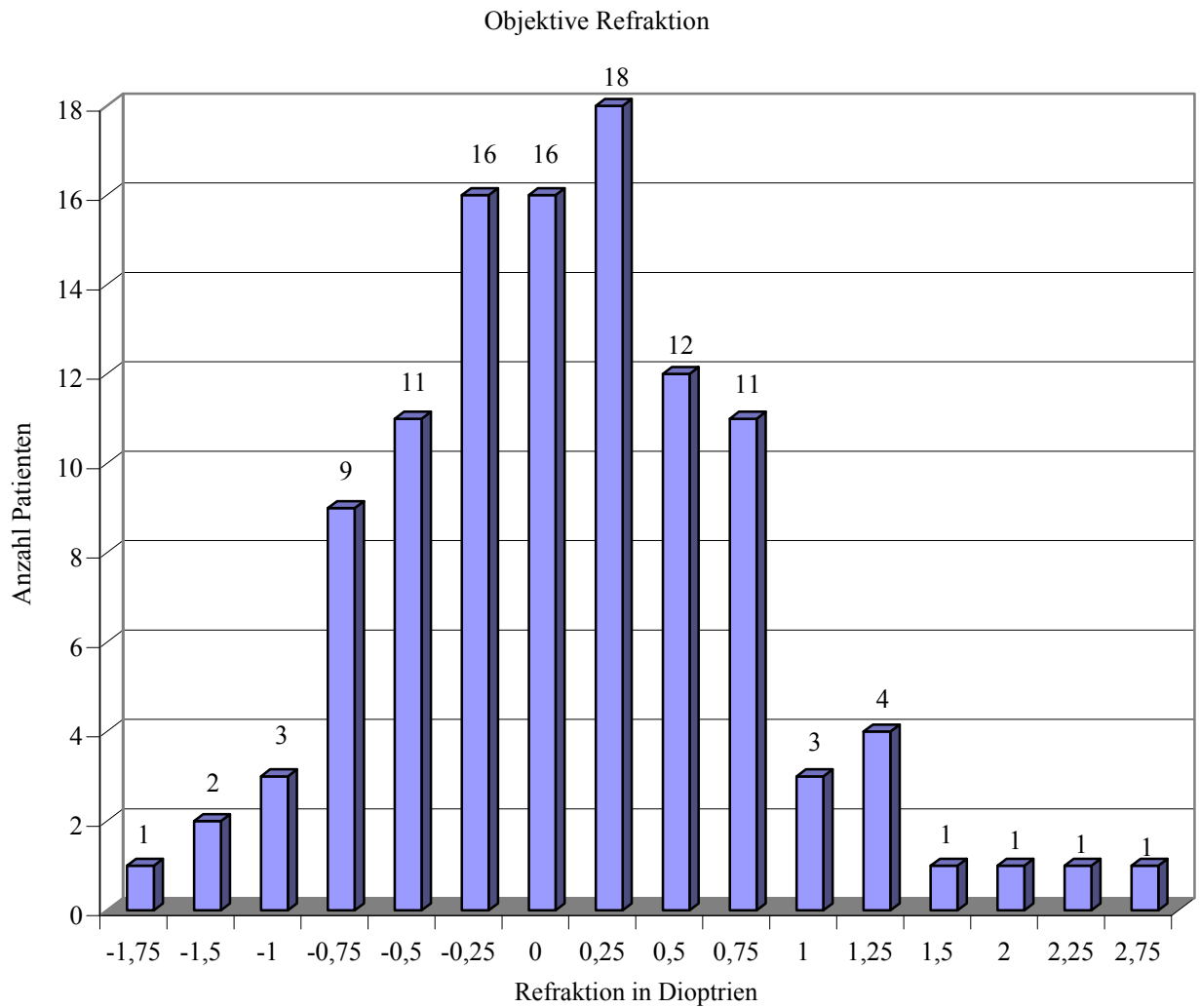


Abbildung 6: Postoperative objektive Refraktion in [Dpt] als sphärisches Äquivalent

5.7. Postoperative Visusverteilung

Die Verteilungskurve des postoperativ erreichten Visus ist in der Abbildung 7 dargestellt.

Der postoperative Mindestvisus wurde bei 0,5 festgelegt, da bei einem schlechteren Visus die Erfassung der subjektiven Refraktion sehr unsicher ist.

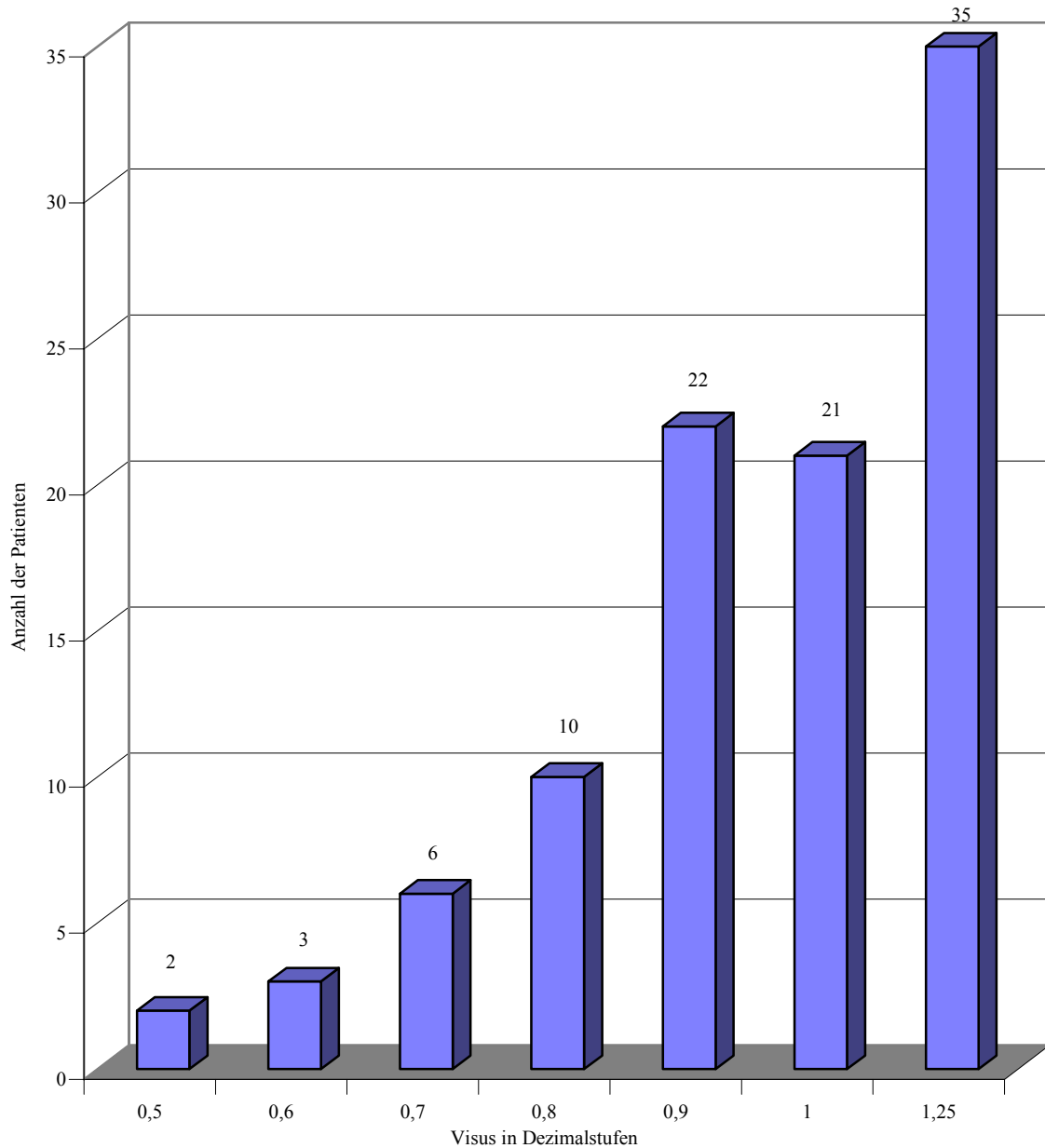


Abbildung 7: Postoperativ erreichter Visus

5.8. Erfassung der Haupt- und Nebendiagnosen

Bei den meisten Patienten (91 Pat.) lag eine fortgeschrittene Katarakt vor (83 %). Eine beginnende Katarakt wurde bei 16% der Patienten (18 Pat.) behandelt. Nur bei 1 Patienten (1%) konnte die LIB bei einer stark fortgeschrittenen Katarakt durchgeführt werden.

Erste und zweite präoperative Nebendiagnose sind als eine Einheit zu betrachten, d.h. die Summe aus gleichen Diagnosen der Abb. 8 und Abb. 9 ist die reale Anzahl der betreffenden Diagnose.

Die Hyperopie trat also insgesamt bei 54 Patienten präoperativ auf, die Myopie bei 30 Patienten und ein Astigmatismus bei 50 Patienten. Die Trennung in erste und zweite Nebendiagnose erfolgte lediglich aus datenerfassungstechnischen Gründen.

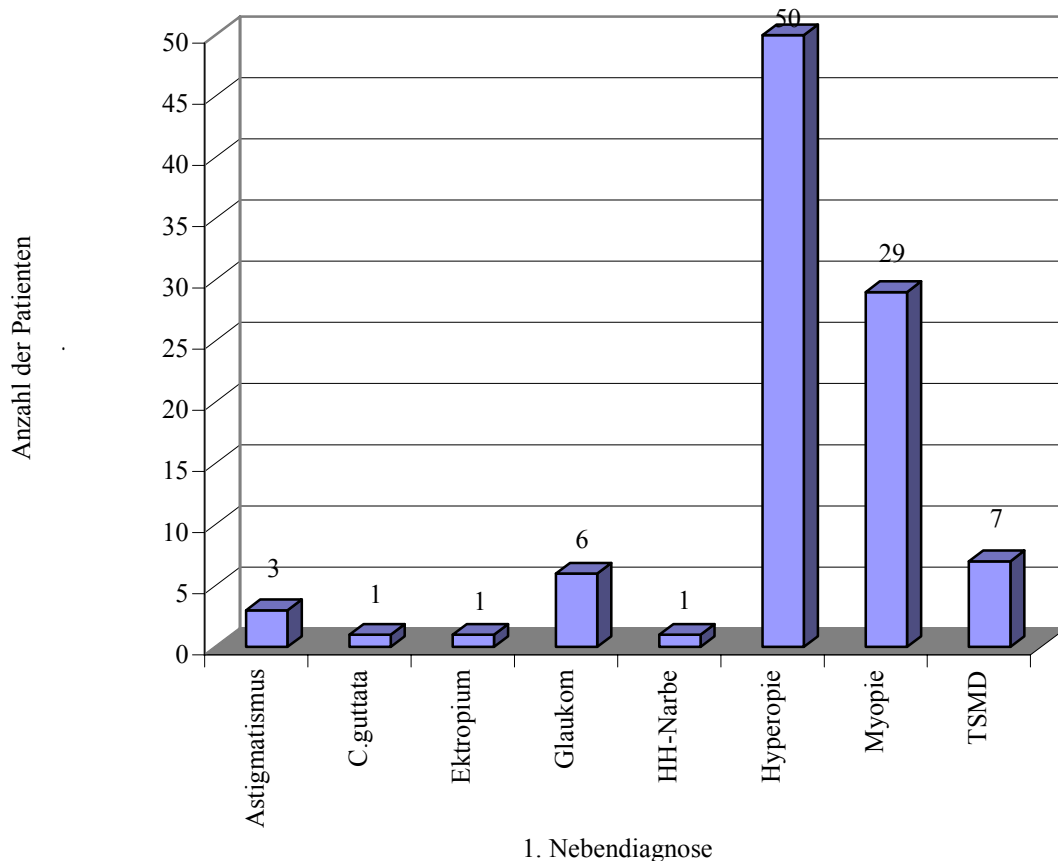


Abbildung 8: Erste präoperative Nebendiagnose nach der Katarakt

Nebendiagnosen, die den postoperativen Visus beeinflussten, waren die Trockene Senile Makuladegeneration (TSMD, 12 Patienten), eine epiretinale Gliose (1 Patient), Hornhaut-Narben oder -Dystrophie (4 Patienten), ein Pterygium (1 Patient) und eine Ptosis (1 Patient). Bei 10 Patienten wurde ein Glaukom als Nebendiagnose registriert.

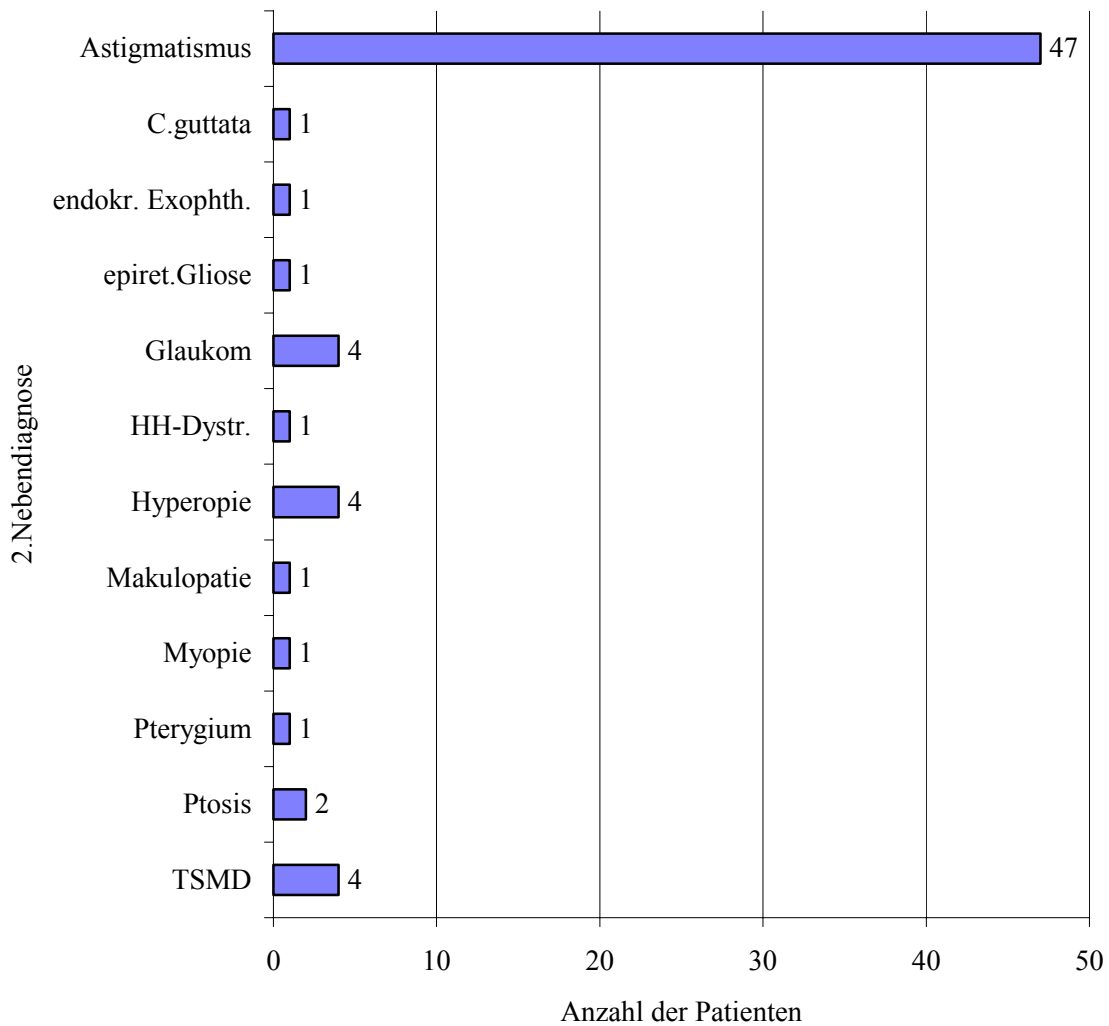


Abbildung 9: Zweite präoperative Nebendiagnose nach der Katarakt

6. Diskussion

6.1. Messung der Achsenlänge

Der Bedienungsanleitung des IOLMaster vom 07.09.1999 kann man entnehmen, dass bei der optischen Biometrie die Achsenlänge (AXL) der Abstand zwischen Hornhautepithel und retinalem Pigmentepithel ist. Beim US- Immersionsverfahren jedoch ist sie der Abstand zwischen Hornhautepithel und innerer Grenzmembran. Der Unterschied zwischen innerer Grenzmembran und retinalem Pigmentepithel wird jedoch bei der Berechnung der IOL berücksichtigt (Haigis u. Lege, 2000b). Somit sind die angezeigten AXL der optischen

Biometrie mit denen, die mit akustischer Biometrie im Immersionsverfahren gemessen werden, ohne Umrechnung kompatibel.

Bei der Auswertung der ALM- Ergebnisse muss man berücksichtigen, dass es systembedingte Nebenmaxima in der Messkurve mit konstantem Abstand untereinander gibt. Er beträgt ca. 0,8 mm. Wenn jedoch unter bestimmten anatomischen Gegebenheiten das Messlicht zusätzlich Interferenzen erzeugt, die durch Reflexion an der inneren Grenzmembran und/oder Aderhaut entstehen, kommt es zu Mehrfachpeaks die sich von den genannten Nebenmaxima unterscheiden. Ihr Abstandsbereich beträgt ca. 0,35 mm um den Maximalpeak und es liegt keine Symmetrie vor. Solche Messkurven müssen kontrolliert werden. Ebenso müssen Messreihen nachbearbeitet werden, wo es zu Schwankungen der Achslängen um ca. 0,15 bis 0,35 gekommen ist.

Das Signal- Rausch- Verhältnis (SNR) ist ein weiterer Anhaltspunkt für die Auswertbarkeit der ALM- Ergebnisse. Sehr gute Signale bekommt man bei einem $SNR > 10$, ein sauberes Signal bei einem $SNR > 2$, ein auswertbares Signal im „unsicheren“ SNR- Bereich von 1,6 bis 2,0 und ein geringes Signal bei einem $SNR < 1,6$. Bei sehr kleinem Signal- Rausch- Verhältnis liegen die Ursachen meist auf der Patientenseite: stark getrübe Augen, unruhiger Patient, sehr große Fehlsichtigkeiten (> 6 dpt) des Patienten, Hornhautnarben und pathologische Veränderungen der Netzhaut. Auf der Untersucherseite liegt es meist an der nicht optimalen Einstellung des Gerätes zum Patientenauge. Auf der DGII 2001 stellten Lege und Haigis fest, dass die LIB zu falschen Ergebnissen führen kann, wenn man die Plausibilität der Ergebnisse nicht prüft und sich allein auf ein gutes Signal- Rausch- Verhältnis verlässt.

Frisch et al. (2001) verglichen die optische Bulbuslängenmessung mit der sonografischen A-Scan- Biometrie bei 253 Augen. Sie kamen ebenfalls zu der Schlussfolgerung, dass die optische Biometrie mit dem IOLMaster ein einfach zu handhabendes kontaktfreies Verfahren für die Bulbuslängenmessung bei leichten bis mittleren Linsentrübungen darstellt. Auch sie verwiesen auf die Möglichkeit der Nachbearbeitung der Messkurven und dass man damit die Anzahl der verwertbaren Messungen erhöhen konnte.

Wie sieht es aus bei Vorliegen von hochmyopen oder hyperopen Augen? In den wissenschaftlichen Beiträgen der DGII 2001 finden sich dazu folgende Angaben:

Nach Vergleich der Laserinterferenz- Biometrie (Zeiss IOLMaster) mit der Kontakt- A- Scan- Biometrie bei hochmyopen Augen schlussfolgerten Hoffmann und Schulze (2001), dass die LIB der konventionellen Ultraschalltechnik im Kontaktverfahren deutlich überlegen ist. Die Messung entlang der Gesichtslinie auch beim pathologisch- myopen Bulbus und die höhere Eigenpräzision wären die Hauptvorteile. Ebenso stellten die gleichen Autoren die

Überlegenheit der LIB gegenüber der konventionellen Ultraschalltechnik im Kontaktverfahren bei hochhyperopen Augen fest. Auch hier ist die Eigenpräzision des IOLMasters höher als die der A-Scan-Biometrie. Sie merken jedoch an, dass die präoperative Abschätzung der „effektiven IOL-Position“ beim hochhyperopen Auge auch mit den neueren Formeln (Haigis, Holladay 2) problematisch sei (Schulze und Hoffmann, 2001).

6.2.Messung der Hornhautradien

Zur Berechnung der IOL-Stärke wird üblicherweise die präoperative Keratometrie genutzt. Dabei geht man davon aus, dass sich durch die Operation die Hornhautradien nicht oder nur geringfügig ändern. Im Einzelfall kann es jedoch zu einer deutlichen Änderung der Hornhautradien kommen. Das macht man sich teilweise sogar zu nutze, indem man durch astigmatismuskorrigierende Anlage der Schnittachse bzw. sogar Durchführung einer Gegeninzision während der Katarakt-OP den postoperativen Astigmatismus reduziert (Pham, 1995). In der vorliegenden Arbeit wurde deshalb eine intraoperativ durchgeführte zusätzliche Astigmatismuskorrektur als Ausschlusskriterium gewertet.

Bei der Messung der Hornhautradien mit dem IOLMaster kann es zu Fehlern kommen. Als Hauptursache gilt von Seiten des Untersuchers eine Defokussierung. Von Seiten des Patienten sind abgedeckte Messmarken (Ptosis, Lidschluss) und pathologische Befunde (Pseudophakie, Trockenes Auge, Hornhautnarben u.ä.) mögliche Fehlerquellen.

Bei den Formeln zur Berechnung der IOL-Stärke geht die Hornhautbrechkraft vereinfacht ein. Man verzichtet zum Beispiel auf die Messung der Radien der Hornhaurückfläche und verwendet nur die Radien der Hornhautvorderfläche. Auch der Hornhautbrechungsindex ist nur eine fiktive Größe. Diese Sachverhalte kommen z.B. in der „Dünne-Linsen-Formel“ und der Berechnung nach Haigis zum Ausdruck (siehe Gliederungspunkt 3.4.2. (c), S.13). Nach Giers (1991) beträgt der theoretische Fehler, der sich daraus ergibt, 0,7 dpt. Die Hornhautbrechkraft ist für etwa $\frac{3}{4}$ der Gesamtbrechkraft des Auges verantwortlich. Deshalb kommt ihrer Bestimmung eine besondere Bedeutung zu.

Nach Haigis (1993) kann man auch die SRK/T- und Holladay-Formel auf das theoretische Dünne-Linsen-Modell zurückführen. Hinsichtlich der Hornhautbrechkraft stellte er fest, dass in nur 4 von 1000 IOL-Berechnungen ein kritischer Hornhauradius existiert, der in der SRK/T-Formel zu unphysiologischen Formelanomalien führt.

6.3. Messung der Vorderkammertiefe

Für die Berechnung der postoperativen Refraktion wird z.T. die präoperative Vorderkammertiefe (VKT) verwendet (theoretisch- optische Formeln). Diese verändert sich bei Implantation von Hinterkammerlinsen postoperativ. Aber auch in die Regressions- Formeln (empirische Formeln) zur Brechkraftbestimmung der IOL geht eine erwartete postoperative Vorderkammertiefe mit ein. Die Vorhersageunterschiede bei der Verwendung verschiedener Formeln sind im klinischen Routinefall jedoch laut Giers (1991) gering. Er stellt fest, dass die größten Fehlerquellen in einer Fehlmessung der Augenlänge und der Hornhautradien zu suchen sind, während falsche Annahmen über die postoperativ zu erwartende Vorderkammertiefe oder über die Linsendicke sich weniger stark auf das Ergebnis auswirken.

Nach den Angaben des Herstellers des IOLMaster kann es bei der Messung der VKT zu Fehlmessungen kommen, wenn von Seiten des Patienten ein Sicca- Syndrom oder Hornhauttrübungen (Hornhautschnittbild entartet) vorliegen. Stark akkommodierende Patienten sollten in Zykloplegie gemessen werden, weil die Vorderkammertiefe des menschlichen Auges vom Akkommodationszustand des Auges abhängt (Gebrauchsanweisung IOLMaster). Die Notwendigkeit einer Zykloplegie leitet sich folglich auch vom Alter des Patienten ab. Nach Heatley et al. (2002) jedoch hat die Pupillendilatation keinen zusätzlichen Effekt auf die Genauigkeit des IOLMaster.

Da die VKT- Messung über eine temporale Spaltbeleuchtung erfolgt, muss die Pupille ausreichend weit sein. Deshalb ist es bei auf Pilocarpin eingestellten Glaukompatienten manchmal notwendig, die Untersuchung in medikamentöser Mydriasis durchzuführen. Bei enger Pupille würde man eine zu kleine VKT messen, wenn das Spaltbild auf der Iris und nicht auf der Linsenvorderfläche erscheint.

Zu fehlerhaften Messergebnissen kann es auch kommen, wenn der Patient unruhig ist oder nicht gut fixieren kann.

Der Untersucher kann zu Fehlmessungen beitragen, indem er seitlich dejustiert oder defokussiert.

Patienten- und Untersucher-unabhängiger Störfaktor bei der VKT- Messung wäre ein zu heller Untersuchungsraum, in dem störendes Nebenlicht entsteht.

6.4. Angabe der subjektiven und objektiven Refraktion

Entscheidend für eine korrekte subjektive Refraktion ist die Compliance des Patienten. Der Untersucher muss sich auf die Angaben des Patienten verlassen. Seinerseits erfordert das Refraktionieren einige Erfahrung und Übung. Eine Variable bleibt der Scheitelabstand zwischen Hornhaut und Brille (Phoropter).

Die objektive Refraktion ist geräteabhängig. Für diese Arbeit wurde ein Autorefraktor der Firma Canon verwendet. Eine gewisse Fixations- Bereitschaft und – Vermögen von Seiten des Patienten ist bei jedem Autorefraktor dennoch Voraussetzung.

Sowohl bei der objektiven, als auch bei der subjektiven Refraktion wurde das Ergebnis als sphärisches Äquivalent angegeben. Dabei kann es zu Rechen- und Rundungsfehlern kommen. Das sphärische Äquivalent wurde in 0,25er –Schritten angegeben. Ein zylindrischer Wert von 0,25 wurde grundsätzlich aus praxisrelevanten Gründen abgerundet.

6.5. Anzahl der Patienten

In der vorliegenden Arbeit wurden die Daten von 110 Patienten ausgewertet. Diese Anzahl liegt deutlich über der von Haigis und Gerstmeyer (2001) geforderten Mindestzahl. Sie stellten fest, dass für die Optimierung mindestens 50 Datensätze verwendet werden sollten.

Beim Auftreten von systematischen Fehlern wird der Fehler insgesamt größer je größer die Anzahl der untersuchten Population ist. Zufällig entstandene Fehler dagegen fallen weniger ins Gewicht je höher die Anzahl der untersuchten Population ist. Deshalb wurde eine Menge von ca. 100 Patienten für diese Arbeit als optimal angesehen, um den statistischen Fehler so gering wie möglich zu halten.

Der weiteren Minimierung von systematischen Fehlern dienen Refraktionsbilanzen. Mit diesem Thema beschäftigte sich bereits Brandl in seiner Dissertation (2001).

7. Prospektive Überprüfung der neu ermittelten Konstanten

Die neu berechnete Linsenkonstante für die SOFLEX2- Linse wurde in das Menü des IOLMaster eingegeben. Mit der A- Konstante von 118,8 für die SRKII- Formel wurde nun nach Erhebung der Messdaten Hornhautradien, Vorderkammertiefe und Achsenlänge des jeweiligen Patientenauges die Berechnung der postoperativen Refraktion mit Hilfe des IOLMaster durchgeführt. Auf Grundlage der so ermittelten Berechnungen wurde bei 24 Patienten durch den immer gleichen Operateur (P. U.) eine SOFLEXII- Linse nach mittels Phakoemulsifikation entfernter Katarakt implantiert. Der operative Zugang erfolgte stets durch eine limbusnahe temporale Incision mit einer 3,0 mm- Klinge. Die Linsenstärke der implantierten Intraokular- Linsen lag in einem Bereich zwischen + 12,0 und + 29,0 dpt. Am häufigsten wurden Linsen der Stärke + 20,5 bis + 22,5 dpt implantiert.

Nach mindestens 3 Monaten erfolgte die Nachuntersuchung der Patientenaugen. Dabei erfolgte sowohl eine objektive als auch eine subjektive Refraktionsbestimmung. Anschließend wurden die Differenzen aus der mit der SRKII- Formel berechneten Refraktion und der tatsächlichen postoperativ ermittelten subjektiven Refraktion (sphärisches Äquivalent) gebildet. Für diese Differenzen wurde dann die Standardabweichung errechnet. Diese Standardabweichung betrug $\pm 0,47$ dpt. Der Mittelwert der genannten Differenzen war - 0,01. Das kann als sehr präzises Ergebnis gewertet werden. Im Vergleich dazu lag der mittlere Vorhersagefehler für die SRKII- Formel mit der A- Konstanten $A= 118,1$ bei $\pm 0,58$ dpt, d.h. eine mittlere Abweichung von + 0,60 (Gliederungspunkt 5.1., S. 22).

8. Schlussfolgerung

Die Optimierung von Linsenkonstanten mittels IOLMaster ist eine effektive Methode, um die Vorhersagegenauigkeit von IOL- Formeln zu erhöhen. Sie ist leicht über die Nutzung der ULIB möglich und auch mit relativ wenig Aufwand und einer geringen Datenmenge (mind. 50 Patienten) durchführbar. Man kann die neu ermittelte Konstante in alle gängigen IOL- Formeln einsetzen, da sie für die jeweilige Formel umzurechnen ist.

Vergleicht man die Refraktionsvorhersagen für die einzelnen IOL- Formeln zum einen mit der Firmenkonstanten $A = 118.1$ und zum anderen mit den optimierten Linsenkonstanten, so findet man eine deutliche Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit für die SOFLEX2- Linse (vgl.Pkt.5.1., S.22). Insbesondere die Refraktionsvorhersagen im Bereich $\pm 0,5$ D und $\pm 1,0$ D wurden stark angehoben.

Die Notwendigkeit der Optimierung von Linsenkonstanten leitet sich von der Nutzung des IOLMaster ab, d.h. von den Unterschieden zwischen den Messmethoden Ultraschall-Biometrie und Laserinterferenz-Biometrie. Da Intraokularlinsen aus unterschiedlichem Material bestehen, ein unterschiedliches Design besitzen und je nach Bauart an verschiedenen Positionen im Auge sitzen können, muss jede IOL für sich optimiert werden. Selbst unter optimalen Messbedingungen geht auch noch ein sogenannter „surgeon factor“ in die Linsenkonstante mit ein.

Die mit der konventionellen Ultraschall- Biometrie im Kontaktverfahren gemessenen Achsenlängenwerte weichen in klinisch relevanten Größenordnungen von denen mittels Laserinterferenz- Biometrie gemessenen ab. Daraus ergibt sich eine Fehlerquelle für die präoperative IOL- Berechnung, die durch die Optimierung der Linsenkonstanten minimiert werden kann.

9. Zusammenfassung

Die Katarakt- Operation ist heute die am häufigsten durchgeführte intraokulare Operation in der Augenheilkunde. Sie kann mit hoher Präzision und sehr guten postoperativen refraktiven Ergebnissen aufwarten. Die Berechnung der Brechkraft der zu implantierenden Intraokular-Linse erfolgt mittels verschiedener Biometrie- Formeln. Die meisten theoretischen Formeln kann man auf die elementare Linsen- Formel zurückführen. Außerdem wurden empirische Formeln zur Berechnung der Brechkraft einer zu implantierenden IOL für eine bestimmte postoperative Refraktion entwickelt. In jede IOL- Formel geht jeweils eine spezifische Konstante ein, die die variablen Faktoren sowohl der Linse als auch des Operators widerspiegelt (SRK: A- Konstante, HofferQ: pACD, Haigis: a0, a1, a2, Holladay-1: sf, SRK/T: A- Konstante). Die bisher genutzten IOL- Konstanten (Herstellerangaben) gelten für die Biometrie- Daten, die mit der konventionellen Ultraschall- Biometrie im Kontaktverfahren gemessen werden (Achsenlänge, Vorderkammertiefe). Die notwendigen Patienten- Daten wurden ergänzt durch die Ermittlung der Hornhautradien an einem Keratometer. Die Achsenlänge des Auges kann seit 1999 mit einer der Ultraschall-Biometrie im Immersionsverfahren vergleichbaren Messmethode, der Laserinterferenz- Biometrie ermittelt werden. Diese neue Methode hat Vor-, aber auch Nachteile, liefert jedoch sehr genaue Messwerte. Ihre wichtigsten Vorteile gegenüber der Ultraschall- Biometrie sind: berührungslose Messung möglich, automatisierte Datenermittlung, fehlende Infektions- und Verletzungsgefahr und eine einfache Bedienung. Es finden sich folgende Nachteile: keine Gewebecharakterisierung oder Teilstreckenmessung möglich, geringe Lichtbelastung vorhanden, Reihung im Untersuchungsgang am Anfang nötig. Die Unterschiede zwischen den beiden Messmethoden akustische und optische Biometrie sowie die Notwendigkeit einer optimierten Refraktionsvorhersage für Kunstlinsen- Implantation begründen die Notwendigkeit der Optimierung der Kunstlinsenkonstanten. Die Anwendung der Laserinterferenz- Biometrie erfolgt mit dem IOLMaster.

Bei dem IOLMaster der Firma Carl Zeiss Jena handelt es sich um ein Gerät zur Messung der Achsenlänge des menschlichen Auges (Laserinterferenz- Biometrie), der Messung der Vorderkammertiefe und der Ermittlung der Keratometrie- Daten (Krümmungsradien der Hornhaut). Mit dem eingebauten Computer kann die IOL- Berechnung über wahlweise verschiedene IOL- Formeln durchgeführt werden. Obwohl der IOLMaster sich in der operativen Praxis der Katarakt- Chirurgie bereits gut bewährt hat, hat es sich gezeigt, dass

seine Nutzung die Optimierung der Kunstlinsenkonstanten erfordert, bzw. die Refraktionsvorhersagen der einzelnen IOL- Formeln durch die Optimierung noch deutlich verbessert werden können. Gründe für die Notwendigkeit der Optimierung der IOL-Konstanten sind folgende: Die Achsenlängenwerte bei der Laserinterferenz- Biometrie liegen über denen mit der konventionellen US- Biometrie ermittelten. Bisher ermittelte optimierte IOL- Konstanten für bestimmte Intraokularlinsen liegen höher als die Hersteller- Konstanten. Die Refraktionsvorhersagen mit optimierten Konstanten sind besser als die ohne Optimierung.

Um eine Konstantenoptimierung einer bestimmten Intraokularlinse durchführen zu können, benötigt man die Datensätze von mindestens 50 Patienten, die unter gleichbleibenden OP- und Nachuntersuchungsbedingungen behandelt wurden (gleicher Operateur, gleiche OP- Methode, stabile postoperative Refraktion). Registriert werden von jedem operierten Auge: Achsenlänge, Vorderkammertiefe, Hornhautradien, subjektive und objektive postoperative Refraktion sowie die Stärke der implantierten IOL. Es gibt zwei Wege der Auswertung: die Optimierung mit Hilfe eines speziellen Computerprogramms in der Version 2 des IOLMaster und den Weg über den Datentransfer zur ULIB, einer Anwendergruppe des IOLMaster im Internet. Über die ULIB findet man auch alle bisher weltweit ermittelten optimierten IOL-Konstanten für den IOLMaster (www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/eulib/const.htm).

In der vorliegenden Arbeit wurden die Daten von 110 Patienten der Augenklinik des Südharz-Krankenhauses Nordhausen gGmbH verwendet. Sie erhielten alle eine SOFLEX 2-Silikonlinse (Firma Bausch & Lomb) bzw. die baugleiche 601 SL- Silikonlinse (Firma Pro Optic). Es wurden präoperativ die Achsenlänge, die Hornhautradien und die Vorderkammertiefe des OP- Auges mit dem IOLMaster ermittelt. Nach mindestens 3 Monaten, d.h. nach Erreichen einer stabilen postoperativen Refraktion, wurden erneut die objektive und subjektive Refraktion ermittelt. Die OP musste immer vom gleichen Operateur (P. U.) und mit der gleichen OP- Methode durchgeführt worden sein. Die implantierte IOL-Stärke wurde der Krankenakte entnommen. Zielrefraktion war eine leichte Myopie, bzw. Emmetropie bei höherer Hyperopie des anderen Auges.

Diese Daten wurden in einer Excel- Tabelle registriert und zur Auswertung an Dr. Haigis vom Labor für Biometrie und Intraokularlinsenberechnung der Universitäts- Augenklinik der Universität Würzburg gesendet. Die Konstanten- Optimierung erfolgte durch mathematische Iteration, d.h. schrittweise Anpassung bis die Summe der Differenzen aus präoperativ berechneter und postoperativ tatsächlich erreichter Refraktion gleich Null war. Diese

optimierten Linsenkonstanten können ineinander für die unterschiedlichen IOL- Formeln umgerechnet werden. Sie wurden im Internet über die ULIB veröffentlicht. Über die Konstantenoptimierung erreicht man eine deutliche Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit der einzelnen IOL- Formeln. So reduzierte sich für die SOFLEXII- Intraokularlinse der mittlere Vorhersagefehler für die SRK II- Formel durch die Optimierung von $+ 0,60 \pm 0,58$ D auf $- 0,01 \pm 0,47$ D.

Die Möglichkeit zur Optimierung der Linsenkonstanten sollte von allen operierenden Augenärzten angestrebt werden, die den IOLMaster nutzen.

10. Literaturverzeichnis

1. **Brandl Th**: Der Einfluss der Biometrietechnik auf die Optimierung von Linsenkonstanten. Heidelberg, Diss., 2001
2. **Brandl T, Weißmantel U, Rentsch F**: Der Einfluss der Biometrietechnik auf die Optimierung von Linsenkonstanten. In: Demeler U, Völcker HE, Auffarth GU (Hrsg): 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen; Biermann, Köln, 2001, S. 457- 460
3. **Butcher JM, O'Brien C**: The reproducibility of biometry and keratometry measurements. Eye 5 (1991) 708- 711
4. **Fechner PU**: Intraokularlinsen- Grundlagen und Operationslehre; 2. Aufl., Enke, Stuttgart, 1984, S. 18, S. 64
5. **Fercher AF, Roth E**: Ophthalmic laser interferometer. Proc.SPIE 658 (1986) 48- 51
6. **Fries U**: Sonderfälle der akustischen und optischen Biometrie. Tagungsübersicht der DGII 2003 in Ludwigshafen, V71 (2003), (noch nicht erschienen)
7. **Frisch L, Köhler K, Dick HB**: Praktikabilität des Zeiss IOL- Master. Klin Monatsbl Augenheilkd 218, Suppl 1: 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen(2001) 9
8. **Gernet H, Osthold H, Werner H**: Die präoperative Berechnung intraokularer Binkhorst- Linsen . In: 122. Vers. d. Ver. Rhein.- Westfäl. Augenärzte., Verlag Zimmermann, Balve, 1970, S. 54-55
9. **Giers U**: Fehlerquellen bei der Brechkraftberechnung von Intraokularlinsen, Teil 1: Formeln, Hornhautbrechkraft, Vorderkammertiefe. Ophthalmo- Chirurgie 3 (1991) 83- 89
10. **Guggenmoos- Holzmann I, Wernecke KD**: Medizinische Statistik.Blackwell Wissenschafts- Verlag GmbH, Berlin,Wien, 1996, S.63
11. **Guthoff R**: Neuere Entwicklungen in der Ultraschalldiagnostik der Augenheilkunde.In: Lund OE, Waubke TN (Hrsg): Bildgebende Verfahren in der Augenheilkunde- Methoden und Indikationen. Enke, Stuttgart, 1994, S.111- 124
12. **Haigis W**: Strahlendurchrechnung in Gauß'scher Optik zur Beschreibung des Systems Brille- Kontaktlinse- Hornhaut- Augenlinse (IOL). In: Schott K, Jacobi KW, Freyler H (Hrsg): 4. Kongress der DGII 1990 in Essen; Springer, Berlin, 1991, S. 233-246
13. **Haigis W**: Kritische Hornhautradien gefährden bei Verwendung der SRK/T- Formel die korrekte IOL- Berechnung; Der Ophthalmologe 90 (1993) 703-707

14. **Haigis W**: Biometrie. In: Kampik A(Hrsg): Jahrbuch der Augenheilkunde 1995, Optik und Refraktion; Biermann- Verlag, Zülpich; 1995, S.123-140
15. **Haigis W**: Biometrie. In: Straub W, Kroll P, Kühle HJ(Hrsg): Augenärztliche Untersuchungsmethoden; 2. Aufl., Ferdinand Enke, Stuttgart, 1995a, S. 291-304
16. **Haigis W**: Einfluss der Optikform auf die individuelle Anpassung von Linsenkonstanten zur IOL- Berechnung. In: Rochels R, Duncker GIW, Hartmann Ch(Hrsg): 9. Kongress d. Deutschen Ges. f. Intraokularlinsen Implant. 1995 in Kiel; Springer, Berlin Heidelberg, 1996, S.183-189
17. **Haigis W**: Zum Zusammenhang zwischen optimierten IOL- Konstanten. In: Auffarth GU, Völcker HE, Kohnen Th, Demeler U (Hrsg): 16. Kongress der DGII 2002 in Heidelberg; Biermann, Köln, 2002, S. 105-111
18. **Haigis W, Dick B, Schwenn O, Koch H-R, Weißmantel U**: Optimierung von Linsenkonstanten für verschiedene ophthalmochirurgische Zentren. In: Wenzel M, Kohnen T, Blumer B (Hrsg): 14. Kongress der DGII 2000 in Luzern/Schweiz; Biermann, Köln, 2000b, S. 107-113
19. **Haigis W, Dick B, Schwenn O, Weidler S**: Optimierung von Linsenkonstanten für mono- und multifokale Silikon- Linsen. In: Kohnen T, Ohrloff C, Wenzel M(Hrsg): 13.Kongress der DGII 1999 in Frankfurt; Biermann, Köln, 2000a, S. 194-199
20. **Haigis W, Duzanec Z, Kammann J, Fischer A**: Klinische Individualisierung von IOL- Konstanten. In: Vörösmarthy D, Duncker G, Hartmann Ch (Hrsg): 10. Kongress der DGII 1996 in Budapest, Springer, Berlin, Heidelberg, 1997, S. 282- 287
21. **Haigis W, Gerstmeyer K**: Anpassung von Linsenkonstanten für die optische Biometrie mit dem Zeiss IOL- Master. In: Demeler U, Völcker HE, Auffarth GU (Hrsg): 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen; Biermann- Verlag, Köln, 2001, S. 467-473
22. **Haigis W, Gerstmeyer K**: IOL- Konstanten der Allergan ClariFlex- Linse für die optische Biometrie. In: Auffarth GU, Völcker HE, Kohnen Th, Demeler U (Hrsg): 16.Kongress der DGII 2002 in Heidelberg; Biermann, Köln, 2002, S. 99- 104
23. **Haigis W, Koch H-R, Mengedoht K**: Individualisierung von IOL- Konstanten für die Linse Allergan SI40NB. In: Demeler U, Völcker HE, Auffarth GU(Hrsg): 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen; Biermann, Köln, 2001, S. 449-455
24. **Haigis W, Lege BAM**: Optische Biometrie als Alternative zur Ultraschall-Biometrie; Sonderdruck der Ophthalmo- Chirurgie 12, Heft 3 (2000)75- 80

25. **Haigis W, Lege BAM:** Ultraschall-Biometrie und optische Biometrie. In: Kohnen T, Ohrloff C, Wenzel M (Hrsg): 13. Kongress der DGII 1999 in Frankfurt; Biermann-Verlag, Köln, 2000a, S. 180-186
26. **Haigis W, Lege BAM:** Akustische und optische Biometrie im klinischen Einsatz. In: Wenzel M, Kohnen T, Blumer B (Hrsg): 14. Kongress der DGII 2000 in Luzern/Schweiz, Biermann- Verlag, Köln, 2000b, S. 73-78
27. **Heatley CJ, Whitefield LA, Hugkulstone CE:** Effect of pupil dilation on the accuracy of the IOLMaster. J. Cataract Refract Surg. 28 (2002) 1993-1996
28. **Hitzenberger C, Mengedoht K, Fercher AF:** Laseroptische Achsenlängenmessung am Auge. Fortschr. Ophthalmol. 86 (1989) 159- 161
29. **Hoffer KJ:** The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J. Cataract Refract Surg. 19 (1993) 700- 712
30. **Hoffmann P, Schulze KC:** IOL- Berechnung mittels Laserinterferenz- und Ultraschall-Biometrie bei hochmyopen Augen. Klin Monatsbl Augenheilkd 218: Suppl 1, 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen (2001) 8
31. **Holladay JT:** International intraocular lens registry. J. Cataract Refract. Surg. 25 (1999) 128- 136
32. **Holladay JT, Musgrove KH, Prager TC, Lewis JW, Chandler TY, Ruiz RS:** A three- part system for refining intraocular lens calculations. J. Cataract refract Surg 14 (1988) 17- 24
33. **Lege BAM, Haigis W:** Erste klinische Erfahrungen mit der optischen Biometrie. In: Kohnen T, Ohrloff C, Wenzel M (Hrsg): 13. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen- Implantation und refraktive Chirurgie 1999 in Frankfurt; Biermann- Verlag, Köln, 2000, S. 175-179
34. **Lege BAM, Haigis W:** Probleme der optischen Biometrie in Fällen gravierender Pathologie entlang der visuellen Achse. In: Demeler U, Völcker HE, Auffarth GU (Hrsg): 15. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen- Implantation und refraktive Chirurgie 2001 in Bremen; Biermann- Verlag, Köln, 2001, S. 483-485
35. **Lipson SG, Lipson HS, Tannhauser DS:** Optik; Springer, Berlin Heidelberg New York, 1997, S. 411
36. **Meschede D:** Optik, Licht und Laser; Teubner, Stuttgart Leipzig, 1999, S. 156, S. 219

37. **Neidhardt B, Kubetschka U, Strobel J:** Ergebnisse der Biometrie mit dem IOLMaster bei Problemgruppen. In: Demeler U, Völcker HE, Auffarth GU (Hrsg): 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen, Biermann, Köln, 2001, S. 483- 485
38. **Pham DT:** Kataraktchirurgie mit kontrolliertem Astigmatismus- Eine neue Herausforderung. In: Rochels R et al.(Hrsg.): 9.Kongreß der DGII 1995 in Kiel, Springer- Verlag, Berlin Heidelberg ,1995, S.301-308
39. **Retzlaff J:** A new intraocular lens calculation formula. Am Intraocular Implant Soc J6 (1980) 148-152
40. **Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC:** Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 16 (1990a) 333-340
41. **Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC:** Lens Implant Power Calculation- A manual for ophthalmologists & biometrists, 3. Aufl., Slack Inc., Thorofare NJ, USA, 1990b
42. **Schrecker J, Strobel J:** Optische Augenlängenmessung mittels Zweistrahlinterferometrie. In: Kohnen T, Ohrloff C, Wenzel M (Hrsg): 13. Kongress der DGII 1999 in Frankfurt, Biermann- Verlag, Köln, 2000, S.169-174
43. **Schulze KC, Hoffmann PC:** IOL- Berechnung mittels Laserinterferenz- und Ultraschall-Biometrie bei hyperopen Augen. Klin Monatsbl Augenheilkd 218 Suppl 1: 15. Kongress der DGII 2001 in Bremen (2001) 8
44. **ULIB:** User Group for Laser Interference Biometry: Optimized IOL constants for the Zeiss IOLMaster. www.uni-wuerzburg.de/eulib/const.htm
45. **Weinstein GW, Baum G, Binkhorst RD, Troutman RC:** A comparison of ultrasonographic and optical methods for determining the axial length of the aphakic eye. Amer J Ophthal 62 (1966) 1194
46. **Weißmantel U, Brandl T, Rentsch F:** Vergleichende Biometrie mit akustischer und optischer Methode. In: 98. Jahrestagung der DOG 2000, K 634 (2000) Internetseite der DOG Heidelberg, 2001: http://www.dog.org/2000/abstract_2000/634.html
47. **Wilhelm D, Höh H:** Bedeutung der orts- und operateurabhängigen A- Konstante am Beispiel der IOL Eye Technology 25065-135 UV. In: Kohnen T, Ohrloff C, Wenzel M (Hrsg): 13. Kongress der DGII 1999 in Frankfurt, Biermann, Köln, 2000, S. 187-193

11. Thesen

- 1. In der Katarakt- Chirurgie besteht heute ein sehr hoher Qualitäts- Standard bezüglich der postoperativen Refraktionsergebnisse.**

Mit der Wahl der Stärke der zu implantierenden Intraokularlinse bestimmt der Operateur die postoperativ zu erreichende Refraktion. Die Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit der Biometrie- Formeln ist dazu die Voraussetzung.

- 2. Es wird eine Vielzahl von unterschiedlichen Intraokularlinsen angeboten, die vom einzelnen Operateur nicht mehr überschaubar sein kann.**

Die heutigen Intraokularlinsen bestehen aus verschiedenen Materialien (PMMA, Silikon, Acryl), besitzen unterschiedliche Formen und Größen, unterscheiden sich durch differenzierte Haptiken (Halteapparat der Optik) und werden an unterschiedlichen Orten im Auge fixiert (Kapselsack, Sulcus, Pupillarebene, Vorderkammer). Daraus resultieren zwangsweise auch ganz unterschiedliche Linsenkonstanten.

- 3. Die IOL- Berechnungsformeln wurden ständig weiterentwickelt, um noch genauere Refraktionsvorhersagen liefern zu können.**

Man kann die IOL- Formeln in theoretische (geometrisch- optisches Modell) und empirische Formeln (Regressionsformeln) unterscheiden. Außerdem existieren von beiden Varianten Formeln der ersten (Vorderkammertiefen konstant) und der zweiten (Vorderkammertiefen vorausberechnet) Generation. Die meisten theoretischen Formeln kann man auf die elementare Linsenformel zurückführen.

- 4. Mithilfe von Linsenkonstanten kann man die IOL- Formeln für jede existierende Linse noch spezifischer gestalten.**

Die unterschiedlichsten Intraokularlinsen können durch lediglich eine einzige Zahl, z.B. die A- Konstante in der SRK- Formel, charakterisiert werden. Die Herstellerangaben sind Mittelwerte.

5. Die Achsenlänge des menschlichen Auges ist die dominierende Messgröße bei der Berechnung der IOL und damit die entscheidende Fehlerquelle.

Das übliche Messverfahren für die Ermittlung der Achsenlänge des Auges war bisher die Ultraschall- Biometrie (Kontaktverfahren oder Immersions- Verfahren). Seit 1999 wurde ein neues Verfahren eingeführt, die Laserinterferenz- Biometrie. Sie liefert sehr genaue Messergebnisse.

6. Die Laserinterferenz- Biometrie liefert Achsenlängenwerte, die der Ultraschall- Biometrie im Immersionsverfahren vergleichbar sind, nicht der im Kontaktverfahren.

Bei der konventionellen US- Biometrie wird das Kontaktverfahren angewandt. Hierbei werden kürzere Achsenlängenwerte ermittelt als bei der Laserinterferenz- Biometrie. Damit entsteht eine Fehlerquelle bei der IOL- Berechnung, wenn man die üblichen Intraokularlinsenkonstanten verwendet. Allein aus dieser Tatsache leitet sich die Notwendigkeit zur Optimierung der IOL- Konstanten ab, wenn man den IOLMaster als Messgerät nutzt.

7. Mit der Optimierung von Intraokularlinsenkonstanten werden die präoperativen Refraktionsvorhersagen deutlich verbessert.

Die klinische Relevanz der Optimierung von IOL- Konstanten wurde in einer Untersuchung von Haigis et al. (1997) retrospektiv bei mehr als 500 Augen mit 9 verschiedenen Intraokularlinsen analysiert. Die Vorhersagegenauigkeiten der entsprechenden IOL- Formeln wurden mit optimierten Konstanten deutlich erhöht.

8. Mit dem IOLMaster steht den Ophthalmo- Chirurgen ein ausgezeichnetes neues Biometrie- Gerät für die Messung von Achsenlänge, Vorderkammertiefe und Hornhautkrümmung zur Verfügung.

Die Laserinterferenz- Biometrie liefert sehr genaue Achsenlängenwerte. Gleichzeitig können mit dem IOLMaster durch seitliche Spaltbeleuchtung die Vorderkammertiefe und konventionell die Hornhautradien ermittelt werden.

9. Der IOLMaster kann die konventionelle Ultraschall- Biometrie nicht in jeder Hinsicht ersetzen, kann aber in den meisten Fällen alternativ genutzt werden.

Die optische Biometrie erlaubt keine Teilstreckenmessung, bietet nicht die Möglichkeit zur Gewebedifferenzierung, bringt eine geringe Lichtbelastung mit sich und ist nicht bei allen Formen einer Katarakt sowie nicht bei Glaskörpertrübungen durchführbar. Für die Achsenlängenbestimmung liefert sie aber in den meisten Fällen genauere Messwerte als die akustische Biometrie.

10. Die Optimierung von Intraokularlinsenkonstanten mittels IOLMaster ist eine effektive und einfache Methode, um die Vorhersagegenauigkeit der einzelnen IOL- Formeln für jede einzelne Intraokularlinse zu erhöhen.

Da die Intraokularlinsen- Konstanten für alle IOL- Formeln ineinander umgerechnet werden können, kann eine einmal ermittelte Konstante für jede Formel genutzt werden. Die optimierte Konstante erhöht die Vorhersagegenauigkeit jeder IOL- Formel. Die Optimierung muss jedoch für jede einzelne Intraokularlinse gesondert erfolgen. Im IOLMaster ist ein Programm zur Optimierung integriert.

Tabellarischer Lebenslauf Petra Ursin, geb. Werther

geboren am 06.04.1963 in Nordhausen/Harz, verheiratet, 2 Kinder

Vater: Hans- Dieter Werther, geb. am 19.10.1933, Beruf: Dipl.- Brennerei- Ing.

Mutter: Dr. rer. nat. Hanna Werther, geb. Neupert, geb. am 09.09.1932, gest. am 26.05.1983,
Beruf: Chemikerin

| | |
|--------------------------|--|
| 1970 -1980 | Zehntklassige Allgemeinbildende Polytechnische Oberschule in Nordhausen (mit „Auszeichnung“ bestanden) |
| 1980 – 1982 | Erweiterte Allgemeinbildende Polytechnische Oberschule in Nordhausen (Abitur mit „Auszeichnung“ bestanden) |
| 1982 – 1983 | einjähriges Praktikum am Bezirksfachkrankenhaus für Kinder- und Jugendpsychiatrie Nordhausen |
| 1983 – 1985 | Direktstudium Humanmedizin an der Karl- Marx- Universität Leipzig (Physikum) |
| 1985 – 1990 | Klinikum an der Medizinischen Akademie Erfurt, Pflichtassistenz im Krankenhaus Nordhausen, 1 Jahr Unterbrechung (Erziehungsjahr) |
| 28.02.1989 | Diplomverleihung an der Medizinischen Akademie Erfurt |
| 31.08.1990 | Staatsexamen (mit „Gut“ bestanden) |
| 01.09.1990 | Approbation als Arzt |
| 1990 – 1991 | Assistenzärztin in der Medizinischen Klinik des Krankenhauses Nordhausen |
| 22.04.1991 | Beginn der Ausbildung zum Facharzt für Augenheilkunde in der Augenklinik des Südharz- Krankenhauses Nordhausen |
| 13.03.1992 | Approbation nach Bundesärzteordnung |
| Nov. 1993 – Okt. 1994 | Assistenzärztin in der Augenklinik der Martin- Luther- Universität Halle |
| Nov. 1994 – Juni 1995 | Fortführung der Ausbildung zum Facharzt für Augenheilkunde in der Augenklinik des Südharz- Krankenhauses Nordhausen |
| 07.06.1995 | Anerkennung als Facharzt für Augenheilkunde (Landesärztekammer Thüringen) |
| ab 23.04.1995 | Tätigkeit als Oberärztin der Augenklinik des Südharz- Krankenhauses Nordhausen gGmbH |

Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Danksagung

Danken möchte ich drei Männern, ohne die ich diese Promotion nicht hätte fertig stellen können und wollen: Herrn Prof. Dr. med. G. Duncker, Herrn Dr. W. Haigis und meinem Ehemann Dr. H. Ursin.

Mein Doktorvater, **Herr Prof. Dr. G. Duncker** mit seiner Geduld, aber auch der nötigen Konsequenz in seinen Empfehlungen hat mir mit viel Freundlichkeit den Weg gezeigt, um ans Ziel zu kommen. Ich danke ihm dafür, dass er mir die externe Dissertation ermöglicht hat.

Herr Dr. Haigis, Leiter des Labors für Biometrie und Intraokularlinsenberechnung aus Würzburg lieferte die Idee zum Thema der Arbeit und leistete mir konkrete Hilfe bei der Durchführung der notwendigen Berechnungen, die ich als Nicht- Physiker selbständig kaum hätte durchführen können. Seine sachlichen und fachmännischen Hinweise gaben mir auch mehr Sicherheit bei der theoretischen Bearbeitung des Themas.

Mein Ehemann war stets da, um mir die computertechnische und moralische Unterstützung zu geben, die ich nötig hatte. Bei der Datenerfassung opferte er lange Abende.

Danken möchte ich aber auch meinem Chefarzt, Herrn Dr. H. Scharf, der den Anstoß zu dieser Promotion gegeben hat.

Nicht zuletzt danke ich auch meinen beiden Kindern, die sehr rücksichtsvoll meine neue Beschäftigung akzeptiert haben.