

**Ein neues statistisches Verfahren zur Berechnung  
der Linsenstärke sphärischer Intraokularlinsen  
bei der Kataraktchirurgie**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

.....

**Johannes Wolfgang Schmidt**

aus Heidelberg

2020

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Hans-Reinhard Koch
2. Gutachter: Prof. Dr. Peter Krawitz

Tag der Mündlichen Prüfung: 19.03.2020

Aus der Augenarztpraxis Prof. Dr. Hans-Reinhard Koch und der Hochkreuz-Augenklinik  
Leiter: Dr. Andreas Cordes und Erbil Türkdamar

In Dankbarkeit gewidmet meiner Ehefrau, meinen Eltern und Geschwistern



## Inhaltsverzeichnis

	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	8
<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	9
1.1	Therapie der Katarakt	10
1.1.1	Historisches	10
1.1.2	Moderne Therapie der Katarakt	10
<b>2.</b>	<b>Material und Methoden</b>	12
2.1	Berechnung der Intraokularlinsenstärke	12
2.1.1	Biometrische Bestimmung der Intraokularen Linsenstärke	13
2.1.1.1	Messung der Hornhautbrechkraft	13
2.1.1.2	Messung der Achsenlänge des Bulbus	13
2.1.1.2.1	Akustische Verfahren - Ultraschallbasierte Messung	14
2.1.1.2.2	Optische Messverfahren	16
2.1.1.3	Die post-operative Position der implantierten Kunstlinse	17
2.1.2	Biometrieformeln	18
2.1.2.1	Empirische IOL-Formeln	19
2.1.2.1.1	Die SRK-Formel	19
2.1.2.1.2	Die SRK-II-Formel	20
2.1.2.2	Theoretisch-optische IOL-Formeln	21
2.1.2.2.1	Die SRK/T-Formel	23
2.1.2.2.2	Berechnungsformel nach Holladay	23
2.1.2.2.3	Berechnungsformel nach Haigis	26
2.1.2.2.4	Ray-Tracing-Ansatz von Preussner	26
2.1.2.2.5	Weitere Formeln	27
2.1.2.3	Problemfälle und untypischer Augenbau	27
2.1.3	Patientengut	28
2.1.3.1	Patientenzahl und Patientenalter	28
2.1.4	Untersuchungstechnik	29
2.1.4.1	Allgemeine Untersuchung	29
2.1.4.2	Refraktion und Visus	30

2.1.4.3	Augenbau	32
2.1.4.4	Keratometrie	33
2.1.5	Implantatlinse	34
2.1.5.1	IOL-Berechnung	34
2.1.5.2	Ausschlusskriterien	35
2.1.6	Implantierte IOL	36
2.1.6.1	Verteilung der IOL-Brechkräfte	36
2.1.6.2	Linsentypen	36
2.1.7	Operative Technik	38
2.1.8	Nachuntersuchung	43
2.1.9	Mathematische und statistische Auswertung	43
2.1.9.1	Statistische Auswertung univariater Daten	43
2.1.9.1.1	Descriptive Statistik	43
2.1.9.1.2	Normalisierung von Messdaten und „Augenbaufaktor“ (ABF)	43
2.1.9.1.3	Inferentielle Statistik	46
2.1.9.2	Statistische Auswertung multivariater Daten	46
2.1.9.2.1	Lineare Regression	47
2.1.9.2.2	Polynomische Regression	47
2.1.9.2.3	Multiple Regression	47
2.1.9.2.4	Schrittweise multiple Regression	48
2.1.9.3	Visusauswertung	48
2.1.10	Graphische Darstellungen	49
2.1.11	Benutzte Hard- und Software	48
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>51</b>
3.1	IOL-Berechnung	51
3.1.1	Berechnung einer „Ideal-IOL“	51
3.1.2	Regressionsformel für die IOL Berechnung	53
3.1.2.1	Nachteile der statistischen Formeln SRK und SRK II	53
3.1.2.2	Explorative Suche nach einer geeigneten Regressionsformel	54
3.1.3	Biometrieergebnis	58
3.1.3.1	Abweichung von der Ideal-IOL	59
3.1.3.2	Abweichungen der Biometrieformeln von R-IOL	61

3.1.3.3	Abhängigkeit der Biometrieergebnisse von der Achsenlänge	63
3.1.3.4	Abhängigkeit der Biometrieergebnisse vom Augenbau	64
3.1.3.5	Statistische Auswertung der Biometrieergebnisse	65
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>70</b>
4.1	Vorhersagegenauigkeit der Biometrie	70
4.1.1	Abhängigkeit vom Augenbau	71
4.1.2	Haigis und ULIB	72
4.1.3	A-Konstante	73
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>74</b>
<b>6.</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>75</b>
<b>7.</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>76</b>
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>78</b>
<b>9.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>81</b>

## Abkürzungsverzeichnis

ABF	Augenbaufaktor (= Differenz aus normalisierter Achenlängen und HH-Radius)
AL	Achsenlänge des Auges
ANOVA	Varianzanalyse (= ANalysis Of VAriance)
AZR	Abweichung von der Zielrefraktion
ber	berechnet
D	Brechkraft (dpt)
d	Dicke, Tiefe (mm)
dpt	Dioptrie(n)
F	F-Wert; berechneter oder theoretischer Wert der F-Verteilung
HH	Hornhaut
IOL	Intraokularlinse
LD	Linsendicke (US, mm)
MANOVA	Multi-variate Varianzanalyse (Multivariate ANalysis Of VAriance)
MAQ	Mittlere Abweichungsquadrate (Varianzanalyse)
Max	Maximum, Maximalwert
Min	Minimum, Minimalwert
MW	Mittelwert
n, N	Anzahl der Fälle
P	Irrtumswahrscheinlichkeit (Probability)
PMMA	Poly-Methyl-Meth-Acrylat (Plexiglas)
Post-op	Post-operativ
Prä-op	Prä-operativ
SA	Standardabweichung
SÄ	Sphärisches Äquivalent (= Sphäre + Zylinder/2)
SAQ	Summe der Abweichungsquadrate (Varianzanalyse)
SF	Standardfehler
US	Ultraschall
VA	Vorderabschnitt; Vorderabschnittstiefe (US, mm)
VK	vordere Augenkammer; Vorderkammertiefe (US, mm)
ZR	Zielrefraktion



## 1. Einleitung

Die operative Therapie des grauen Stars ist einer der häufigsten, chirurgischen Eingriffe in Deutschland. Allein in Deutschland werden pro Jahr geschätzt zwischen 700.000 und 800.000 Katarakt-Operationen durchgeführt. Hierbei wird die natürliche Linse im Rahmen eines operativen Eingriffs durch eine Kunstlinse ersetzt.

Um postoperativ das gewünschte Refraktionsergebnis zu erreichen, muss die Stärke der zu implantierenden Linse so exakt wie möglich berechnet werden. Vor der Berechnung müssen die optischen Eigenschaften des zu operierenden Auges (vor allem Hornhautbrechkraft, Position der Augenlinse, Achsenlänge des Bulbus) bestimmt werden. Die Stärke der zu verwendenden Linse wird an Hand dieser Parameter und der gewünschten Zielrefraktion berechnet. Hierzu wurden im Laufe der Zeit verschiedene Berechnungsmethoden vorgeschlagen.

Bei diesen Berechnungsmethoden unterscheidet man statistische und physikalisch-optische Formeln. In den letzten Jahren sind die zunächst vorgeschlagenen statistischen Formeln als zu ungenau klassifiziert und durch physikalisch-optische Formeln ersetzt worden. Vorläufige Untersuchungen des Betreuers dieser Arbeit, Herrn Prof. Dr. H. - R Koch, weckten jedoch den Verdacht, dass sich auch mit statistischen Formeln präzisere Ergebnisse erzielen lassen, wenn man einen anderen, nicht-linearen Berechnungsansatz wählt.

Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, anhand eines Patientenkollektivs von 8230 Augen eine entsprechende statistische Formel zu erarbeiten und zu prüfen, ob die auf diesem Wege gewonnenen Ergebnisse mit denjenigen vergleichbar sind, welche mithilfe der bereits publizierten und etablierten Formeln erzielt werden können.

Es soll zu diesem Zweck anhand der prä- und postoperativ erhobenen Daten ermittelt werden, welche Linsenbrechkraft sich bei der Anwendung von fünf bekannten Formeln errechnen lässt und welche Brechkraft bei Anwendung des neuen Lösungsansatzes erzielt wird. Um die Ergebnisse auszuwerten, werden sie mit der postoperativ ermittelten Linsenstärke einer Idealen Intraokularlinse verglichen.

Darüber hinaus soll untersucht werden, inwieweit sich ein bzgl. Hornhautkrümmung und Achsenlänge von der Norm abweichender anatomischer Augenbau auf das mit den verschiedenen Formeln erzielte Ergebnis auswirkt.

## 1.1 Therapie der Katarakt

### 1.1.1 Historisches

Die Katarakt gehört zu den am längsten bekannten Erkrankungen des Auges. Hierbei kommt es, aus unterschiedlichen Ursachen, zu einer Eintrübung der Augenlinse, die dem Patienten das Sehen zunehmend unmöglich macht. Bereits im sog. "Papyrus Ebers", einem "der ältesten auf uns überkommenen Bücher der Menschheit überhaupt", welcher auf etwa 1553 bis 1550 v. Chr. datiert, wird eine medikamentöse Therapie des Grauen Stars beschrieben (Koch, unpubliziert).

Die erste chirurgische Therapieform der Katarakt ist der Starstich, welcher trotz fortschreitender Erkenntnis des eigentlichen Pathomechanismus' im Laufe der letzten 300 Jahre und der in Folge dessen verbesserten Operationsverfahren noch bis in das letzte Jahrhundert angewandt wurde (Elliot und Drake-Brockman, 1910). Neben indischen Quellen gilt als erste Darstellung des Starstiches in der abendländischen Literatur das Werk „De Medicina“ von Aulus Cornelius Celsus (25 v. - 50 n. Chr.). Bei der Durchführung des Starstiches ging der Behandler mit geeigneten, nadelartigen Instrumenten seitlich in den Bulbus ein und drückte den Star aus der Achse des Augapfels nach unten. Dabei war den Starstechern nicht bewusst, dass die Linse selbst getrübt und Ursache der eingeschränkten Sehkraft war. Vielmehr ging man davon aus, im Moment des "Starstechens" ein "Häutchen" zu durchstoßen bzw. zu dislozieren und machte diesen Vorgang als Heilungsursache aus. Erst im 18. Jahrhundert sollte die Eintrübung der Linse als Ursache des Grauen Stars erkannt werden (Davis, 2016).

### 1.1.2 Moderne Therapie der Katarakt

Die Moderne Therapie der Katarakt ist chirurgischer Natur und basiert auf der Annahme, dass ein funktionierendes Verfahren der Kataraktchirurgie eine Lösung für drei Teilprobleme bieten muss:

- das Management des harten Linsenkerns
- das Management der weichen Linsenrinde und
- das Management der - beide einhüllenden - Linsen kapsel.

Mit der Entwicklung der Phakoemulsifikation und der Möglichkeit, durch einen drei Millimeter großen, nicht vernähten Schnitt astigmatismusneutral zu operieren, sowie dem Einsatz von faltbaren Intraokularlinsen ist heute, mit der Kombination beider Techniken, ein operatives Niveau erreicht, welches eine postoperative Emmetropie erst ermöglicht. Umso wichtiger wurde nunmehr die exakte Berechnung der Linsenstärke der Intraokularlinse.

## 2. Material und Methoden

### 2.1 Berechnung der Intraokularlinsenstärke

Die subjektive Zufriedenheit des Patienten hängt in erster Linie nicht von der chirurgisch perfekten Durchführung der Operation ab. Der Patient kann – zumindest in der frühen post-operativen Phase – die Vorteile z. B. einer technisch perfekt angelegten Kapsulorhexis nicht wahrnehmen. Für ihn steht und fällt die Zufriedenheit mit der Schmerzfreiheit während und nach der Operation und dem Erreichen der angestrebten post-operativen Zielrefraktion, d.h. der Patient möchte schmerzfrei wieder scharf sehen können.

Die prä-operative Besprechung der Zielrefraktion ist daher eine besondere Herausforderung. Gerade myopen Patienten fällt es häufig sehr schwer zu verstehen, wie das subjektive Empfinden nach einer Operation sein wird, bei der das Ergebnis emmetrope Verhältnisse erreicht. Der Wegfall des unkorrigierten Nahvisus kann z. B. durch das Aufsetzen einer Probierbrille prä-operativ simuliert werden. Auch der gewünschte Nahabstand, der post-operativ ohne Brillenkorrektur scharf sein soll, differiert erheblich. So kann für einen Uhrmacher durchaus eine Refraktion von ca. -7,0 dpt und damit ein Arbeitsabstand von etwa 15 cm erstrebenswert sein, wohingegen ein professioneller Geiger ohne Brillenkorrektur die Noten auf seinem Notenständer scharf sehen möchte und daher z. B. eine Zielrefraktion von -1,5 dpt – entsprechend einem Arbeitsabstand von 67 cm – bevorzugt.

Für einen Teil der Patienten können auch leicht unterschiedliche Zielrefraktionen der beiden Augen von Vorteil sein. Bei diesem – als Monovision bezeichneten – Verfahren wird ein Auge für die Ferne korrigiert und das zweite Auge auf eine geringgradige Myopie eingestellt. Hierdurch wird im Alltagsleben eine weitgehende Brillenunabhängigkeit erreicht. Ob eine solche schwache Anisometropie im Einzelfall toleriert und als positiv empfunden wird, kann vor der Operation durch einen Kontaktlinsentrageversuch eruiert werden (Labiris et al., 2017).

Auch die Grenzen der zu erwartenden post-operativen Sehschärfe aufgrund von Netzhauterkrankungen oder degenerativen Veränderungen müssen bei der Auswahl der Zielrefraktion bedacht und mit dem Patienten erörtert werden. Wenn beispielweise bei einer

hohen Myopie von  $-15,0$  dpt und myoper Makulopathie im üblichen Leseabstand von 33 cm eine Sehschärfe unter 0,3 zu erwarten wäre, würde ein Patient bei angestrebter Emmetropie eine verstärkte Lesebrille von  $+4$  bis  $+6$  dpt benötigen, Ein solcher Patient wäre mit einer mittelgradigen Myopie von  $-4$  bis  $-6$  dpt (entsprechend einem Leseabstand von 25 bis 16,7 cm) u. U. besser eingestellt, da er dann ohne Lesebrille in gewohntem Abstand einen Lesevisus erreichen würde.

### 2.1.1 Biometrische Bestimmung der Intraokularen Linsenstärke

Zur Berechnung der Intraokularlinse benötigt man im Wesentlichen drei Variablen:

1. die Brechkraft der Hornhaut,
2. die Länge des Augapfels und
3. die exakte (post-operative) Position der Linse im Auge.

Von diesen drei Parametern sind die beiden ersten prä-operativ messbar, der dritte muss prä-operativ geschätzt werden.

#### 2.1.1.1 Messung der Hornhautbrechkraft

Zur Messung der Hornhautbrechkraft existieren verschiedene optische Verfahren. Man unterscheidet zwischen den Keratometern (Ophthalmometern) und den topometrischen Systemen.

Bei der Keratometrie werden zwei beleuchtete Testmarken in einem bekannten Abstand unter einem verstellbaren Winkel auf die Hornhautoberfläche projiziert. Durch Änderung des Winkels werden die Testmarken zur Deckung gebracht. Aus dem Winkel lässt sich die Hornhautkrümmung in dpt bzw. der Hornhautradius in mm ermitteln. Die Keratometer (z. B. Javal, Zeiss oder Rodenstock) liefern als Ergebnis also den direkt bestimmten Hornhautradius sowie einen Wert für die Hornhautbrechkraft, der über einen (fiktiven) Hornhautbrechungsindex abgeleitet wird. Bei sphärischer Hornhaut wird in allen Meridianen der selbe Radius bestimmt, bei bestehendem Astigmatismus, lassen sich zwei Meridiane bestimmen, in denen die Testmarken unverzerrt zur Deckung gebracht werden können.

Die topometrischen Verfahren unterscheiden sich wiederum in Placido- und Scheimpflugsysteme. Während die Scheimpflug-Topometer Werte für die Hornhautmitte liefern, kann bei den Placidosystemen das Zentrum der Hornhaut lediglich aus peripheren Werten rechnerisch ermittelt werden, da sich im Zentrum der Placido-Ringe die Öffnung für das Auge des Beobachters bzw. das Kameraobjektiv befindet.

#### 2.1.1.2 Messung der Achsenlänge des Bulbus

Für die Bestimmung der Achsenlänge des Auges gibt es heutzutage zwei Verfahren, die akustische und die optische Messung.

##### 2.1.1.2.1 Akustische Verfahren - Ultraschallbasierte Messung

Akustische Verfahren wurden bereits in den 60er Jahren eingeführt. Die Bestimmung der Achsenlänge erfolgt mit Ultraschall. Das Prinzip dieses Verfahrens ist das „Impuls-Echo-Prinzip“ analog dem Echolot zur Tiefenbestimmung in der Schifffahrt. Hierzu wird ein Ultraschallimpuls ausgesandt und die Zeit bis zum Eintreffen des reflektierten Echos gemessen (Henkes, 2012).

Bei bekannter Laufgeschwindigkeit im durchschallten Medium lässt sich anhand der Laufzeit die zurückgelegte Distanz berechnen. Durch teilweise Reflexion des Schalls an den Grenzflächen lassen sich neben der Gesamt-Achsenlänge auch die Teilstrecken bis zur Linsenvorder- und -rückfläche darstellen. Hierdurch lassen sich die Teilstrecken Vorderkammertiefe, Linsendicke und Glaskörperstrecke ermitteln.

Leichte Ungenauigkeiten ergeben sich durch die unterschiedlichen Laufzeiten des Ultraschalls in Hornhaut, Wasser (Vorderkammer), Linse und Glaskörper. Eine tabellarische Darstellung verdeutlicht dies Anhand entsprechender Angaben aus der Literatur (Tab. 1).

**Tab. 1:** Unterschiedliche Laufgeschwindigkeiten von Ultraschall in verschiedenen Medien des Auges und in verschiedenen Kunstlinsenmaterialien

Medium	Schallgeschwindigkeit (c=m/s)	Referenz
Hornhaut	1632	(Buschmann und Trier, 2013)
Kammerwasser	1532	
Linse	1641	
Glaskörper	1532	
Silikonöl	986	
PMMA-IOL	2718	
Silikon-IOL	1049	
Wasser (35°C)	1539	

Diese Werte sind Mittelwerte und unterliegen damit natürlichen Schwankungen. So schwankt z. B. die Schalllaufzeit in der Linse in Abhängigkeit von der Ausprägung einer Kernsklerose. Da diese Fehler jedoch relativ klein sind, spielen sie im klinischen Alltag eine untergeordnete Rolle.

Auch im Auge befindliche Kunstlinsen verändern – in Abhängigkeit vom IOL-Material – ganz erheblich die Laufzeit des Ultraschalls und damit die „gemessene“ Bulbuslänge (vgl. Tab. 1). Dies ist bei einer post-operativen Nachmessung, etwa zur Analyse eines unerwarteten Refraktionsergebnisses, zu beachten.

Bei der postoperativen Nachmessung oder der Messung eines mit Silikonöl gefüllten Bulbus bei Zustand nach Netzhautchirurgie stößt die ultraschallbasierte Messung an ihre Grenzen, da sowohl eine implantierte IOL, als auch das Silikonöl die Laufzeit des Schalls z.T. erheblich verändern. Die Messung per Ultraschall ist ein sehr behndlersensitives Verfahren. Eine weitere potentielle Ungenauigkeit des Verfahrens liegt in der Tatsache begründet, dass der Reflektionsort am hinteren Messpol nicht überprüfbar ist und nicht zwangläufig mit der anatomischen Lokalisation der Makula übereinstimmen muss. Insbesondere beim anatomisch stark von der Normalvariante abweichenden Bulbus (z. B. bei hoher Myopie mit Staphyloma posticum) kommt diese systeminhärente Ungenauigkeit besonders zum Tragen.

### 2.1.1.2.2 Optische Messverfahren

Als optisches Verfahren kann man die Laserinterferenz zur Achsenlängenbestimmung nutzen (Drexler et al., 1998). Das bekannteste Gerät auf dem Markt ist der von der Fa. Zeiss entwickelte und seit 1999 vertriebene IOL-Master<sup>®</sup>.

Der Vorteil des Messprinzips ist die aktive Fixation des Patienten auf einen koaxial zur Messachse gelegenen Lichtpunkt. Hierdurch wird auch bei langen Augen mit ausgeprägtem Staphyloma posticum gewährleistet, dass bei der Messung der Bulbuslänge die Entfernung zur Fovea ermittelt wird.

Von Vorteil ist die Messung mit dem IOL-Master auch bei pseudophaken Augen oder Augen nach Silikonölfüllung, da hier der erhebliche Materialeinfluss auf die Schalllaufzeit wegfällt und somit die Messung weniger beeinträchtigt wird. Während beim Ultraschall die Faustregel gilt, bei silikonölgefüllten Augen von der gemessenen Glaskörperstrecke  $\frac{1}{3}$  abzuziehen, ergaben Messungen von Gronow & Lucke lediglich eine durchschnittlich um 0,3 mm kürzere Achsenmessung unter Silikonöl im Vergleich zur Messung nach Silikonölenfernung (Gronow und Lucke, 2001).

Die Biometrie mit dem IOL-Master ist dabei technisch unproblematisch und kann – unter Aufsicht – nach entsprechender Einarbeitung auch von ärztlichem Hilfspersonal durchgeführt werden. Zudem ist es völlig kontaktfrei und somit für den Patienten nicht belastend.

Die Nachteile des Laserinterferenzprinzips liegen im Wesen der optischen Messung. Dichte Trübungen der Medien, wie sehr dichte Katarakte (hier besonders hintere subcapsuläre Trübungen), dichte und zentrale Hornhautnarben oder erhebliche Trübungen des Glaskörpers (Blutungen, massive Trübungen) können die Messung unmöglich machen. Ebenso darf eine kritische Pupillengröße nicht unterschritten werden. Auch bei Patienten mit fehlender Fixation (Schielamblyopie, fortgeschrittene AMD etc.) ist die Messung nicht möglich. Die Untersuchung ist zudem - gerätabhängig - nur im Sitzen möglich. Die prä-operative Biometrie bei kleinen Kindern im Rahmen einer Narkoseuntersuchung ist daher dem Ultraschall vorbehalten.



### 2.1.1.3 Die post-operative Position der implantierten Kunstlinse

Wie genau man auch im Vorhinein die Messung der benötigten Parameter zur Berechnung der Linsenstärke vornimmt – ein wesentlicher (Unsicherheits-)Faktor zur Erlangung postoperativer Emmetropie bleibt: Die Position der implantierten Kunstlinse im optischen System des Auges. Liegt die IOL näher an der Netzhaut, als prä-operativ erwartet wurde, ist die Linse relativ gesehen zu schwach und der Patient wird hyperoper als gewünscht. Umgekehrt bewirkt ein nach vorne verlagerter IOL-Sitz eine Myopisierung des Patienten.

Für die Position im Kapselsack geben die Hersteller von Intraokularlinsen für jeden Linsentyp eine Vorhersage für die post-operative Vorderkammertiefe in mm an, die sog. ACD-Konstante (ACD = Anterior Chamber Depth), die zur Verwendung in manchen biometrischen Formeln in eine sog. A-Konstante (dpt) umgewandelt werden kann (vgl. Seite 19). Diese ACD-Konstante ist eine für den IOL-Typ charakteristische Eigenschaft, und hängt von der Verteilung der Brechkraft auf Vorder- und Hinterkrümmung sowie der Frage ab, ob die Haptiken anguliert sind. Hierbei nimmt die ACD-Konstante starken Einfluss auf das Biometrieergebnis (Jeong et al., 2017).

Auf die post-operative Lage der IOL im Kapselsack haben jedoch viele weitere Faktoren einen Einfluss. Neben dem „Bau“ des Auges beeinflusst der Kapselsackdurchmesser, die Stabilität der Zonulafasern (PEX-Syndrom) und ein nicht zu vernachlässigender „Operateur-Faktor“ die endgültige Position der Linse (vgl. Seite 25).

Der Effekt der Abweichung der IOL-Position von der anhand der A-Konstante erwarteten Position unterscheidet sich in Abhängigkeit vom Augenbau ganz erheblich. Je geringer die Brechkraft der implantierten IOL ist, desto unempfindlicher reagiert die post-operative Refraktion auf eine Positionierungsungenauigkeit. Ebenso ist die Fehlerstreuung kleiner, je steiler die Hornhautradien sind.

Daraus ergibt sich, dass kurze Augen in Verbindung mit flachen Radien am empfindlichsten auf Änderungen der angenommenen IOL-Lage reagieren. Nach Koch (pers. Mitt.) können hierbei 0,1 mm Änderung der IOL-Position leicht 0,3 dpt Änderung in der Brillenrefraktion ausmachen.

Die Brechkraft einer Intraokularlinse entspricht – auf Grund ihrer unterschiedlichen Lage im System und dem unterschiedlichen Brechungsindex der Umgebung – nicht der Brechkraft einer Brille mit gleicher Wirkung. Bei hochmyopen Patienten ist es notwendig, die Intraokularlinsenstärke um 1,5 dpt und mehr zu erhöhen, um 1 dpt in der post-operativen Brillen-Refraktion zu erreichen. Bei sehr kurzen Augen liegt der Faktor zwischen IOL-Stärke und Refraktionsänderung näher bei 1.

Entscheidend für die Einschätzung der post-operativen Linsenlage ist – neben Eigenschaften der Intraokularlinse selbst (Verteilung der optischen Wirkung auf Vorder- und Hinterkrümmung, ggf. Angulation der Haptiken) – vor allem die Länge des vorderen Augenabschnittes (Summe von VK-Tiefe und Linsendicke), besonders im Hinblick auf die Gesamtlänge des Auges. Die Länge des vorderen Augenabschnitts liegt nach Haigis im Mittel bei  $7,6 \text{ mm} \pm 0,69 \text{ mm}$  (Haigis, 1989). Es erscheint logisch anzunehmen, dass bei besonders langem vorderen Augenabschnitt auch ein tieferer IOL-Sitz zu erwarten ist und umgekehrt bei sehr kurzem vorderen Augenabschnitt die IOL weiter vorne zu liegen kommt.

Üblicherweise besteht eine Korrelation zwischen Gesamtlänge und Vorderkammerabschnittstiefe: Lange Augen haben in der Regel lange Vorderabschnitte und umgekehrt (Freyler, 2013). Von dieser Regel gibt es aber immer wieder Abweichungen: kurze Augen mit tiefer Vorderkammer und umgekehrt. Die klinische Erfahrung zeigt daher, dass gerade kurze Augen mit flachen Hornhautradien und normal langem oder sogar längerem vorderen Augenabschnitt bei der Verwendung der verfügbaren Biometrieformeln in typischer Weise mit hyperopen „Überraschungen“ enden.

Dies erklärt die immer wieder auftretenden post-operativen Misserfolge bei hoch hyperopen Patienten trotz exakter Messung und der Verwendung moderner Biometrieformeln.

### 2.1.2 Biometrieformeln

Es können zwei verschiedene Ansätze zur Berechnung der notwendigen IOL-Stärke bei gegebener Zielrefraktion unterschieden werden, für die jeweils eine Fülle von Abwandlungen veröffentlicht sind. Es sind dies empirische Formeln und theoretisch-optische Formeln (Haigis und Trier, 1989).

### 2.1.2.1 Empirische IOL-Formeln

Empirische Ansätze bedienen sich einer polynomischen Formel, in die die Faktoren Achsenlänge und die Hornhaut-Brechkraft (sowie u. U. auch ein Wert für die Vorderkammerabschnittstiefe) gewichtet eingehen, sowie eine dimensionlose Konstante, die sog. A-Konstante, die für die jeweils verwendete IOL typisch ist. Die A-Konstante gibt einen Wert für die bei dieser IOL zu erwartenden, postoperativen Linsenposition (vgl. Kap. 2.1.1.3).

#### 2.1.2.1.1 Die SRK-Formel

Die klassische und über lange Jahre am weitesten verbreitete empirische Formel ist die SRK-Formel (Retzlaff, 1980a, Retzlaff, 1980b) und ihre Weiterentwicklung SRK-II (Sanders et al., 1988). Die SRK-Formel verdankt ihren Namen den Anfangsbuchstaben der drei Erstbeschreiber Sanders, Retzlaff und Kraff. Sie basierte auf der statistischen Auswertung der Daten von 2.500 operierten Augen und ist die mit Abstand einfachste Formel:

$$[1] \quad D_{\text{IOL emm}} = A - 2,5 \cdot L - 0,9 \cdot K$$

Wobei:  $D_{\text{IOL emm}}$  = Brechkraft der emmetropisierenden IOL  
 $A$  = A-Konstante (von Anterior Chamber; repräsentiert die für eine IOL-typische postoperative Vorderkammertiefe)  
 $L$  = Bulbuslänge (von Length)  
 $K$  = Hornhautbrechkraft (von Keratometry), gemittelt aus dem Wert für beide Hauptschnitte

Die Hornhautbrechkraft  $K$  wird als arithmetisches Mittel aus den beiden keratometrisch bestimmten Hauptschnitten der Hornhaut berechnet.

Die A-Konstante ist eine Größe, die für jede Intraokularlinse typisch ist und den Einfluss der erwarteten post-operativen Vorderkammertiefe für diesen spezifischen Linsentyp widerspiegelt. (Retzlaff et al., 1990a) haben gezeigt, dass die A-Konstante in die für die Vorderkammertiefe (mm) repräsentative ACD-Konstante umgerechnet werden kann nach:

$$[2] \quad \text{ACD} = 0,62467 \cdot A - 68,747$$

bzw.:

$$[3] \quad A = \frac{ACD + 68,747}{0,62467}$$

Wobei: ACD = VK-Tiefe der zu berechnenden IOL (Anterior Chamber Depth),  
A = A-Konstante der zu berechnenden IOL

In der oben angegebenen Form liefert die SRK-Formel die Stärke der emmetropisierenden IOL. Um statt Emmetropie eine gewünschte Zielrefraktion ZR zu erhalten, muss die Formel ergänzt werden zu:

$$[4] \quad D_{IOLZR} = (A - 2,5 \cdot L - 0,9 \cdot K) - F \cdot D_{ZR}$$

mit:  $F = 1,00$  für  $D_{IOL\text{ emm}} \leq 14$   
 $F = 1,25$  für  $D_{IOL\text{ emm}} > 14$

Wobei:  $D_{IOLZR}$  = IOL-Brechkraft für die gewünschte Zielrefraktion  
 $D_{ZR}$  = Zielrefraktion  
F = Umrechnungsfaktor

Es hängt mit der Natur statistischer Formeln zusammen, dass ihr Ergebnis weitgehend die Verhältnisse der am häufigsten vertretenen normalen Augen widerspiegeln, während Augen mit stark abweichenden Eigenschaften (besonders kurze und lange Augen sowie steile oder flache Hornhäute) kaum repräsentiert sind. Dementsprechend lassen sich für Augen mittlerer Achsenlänge von ca. 21 – 26 mm, dem sog. Äquivalenzbereich der Formelgültigkeit, gute Refraktionsergebnisse erzielen (Hope-Ross und Mooney, 1988). Außerhalb dieses Bereichs sind die Resultate unbefriedigend. Auch eine Weiterentwicklung der Formel (SRK-II) brachte nur eine graduelle Verbesserung.

Obwohl die SRK-Formel heute obsolet ist – oder doch sein sollte –, wird sie noch immer in vielen Biometrieprogrammen angeboten und wohl auch noch benutzt.

#### 2.1.2.1.2 Die SRK-II-Formel

Mit der SRK-II-Formel (Sanders et al., 1988) wurde versucht, der Tatsache Rechnung zu tragen, dass die IOL-Brechkraft bei kurzen und langen Augen in typischer Weise unterschätzt wird. Die SRK-II-Formel für eine emmetropisierende IOL beruht daher auf einer Anpassung der A-Konstante für kurze und lange Augen nach:

[5] 
$$D_{\text{IOL emm}} = A_1 - 2,5 \cdot L - 0,9 \cdot K$$

wobei:

$A_1 = A + 3$	wenn	$L < 20$
$A_1 = A + 2$	wenn	$20 \leq L < 21$
$A_1 = A + 1$	wenn	$21 \leq L < 22$
$A_1 = A$	wenn	$22 \leq L < 24,5$
$A_1 = A - 0,5$	wenn	$24,5 \leq L$
$D, A, L, K$	siehe 2.1.2.1.1 Die SRK-Formel	

Unter Berücksichtigung einer post-operativen Zielrefraktion ergibt sich für SRK-II entsprechend der SRK-Formel:

[6] 
$$D_{\text{IOL ZR}} = (A_1 - 2,5 \cdot L - 0,9 \cdot K) - F \cdot D_{\text{ZR}}$$

Trotz einer Verbesserung gegenüber der SRK-Formel (Dang und Raj, 1989) zeigte sich, dass auch die SRK-II-Formel bei kurzen und langen Augen unbefriedigende Ergebnisse liefert (Olsen et al., 1990, Yalvaç et al., 1996). Als Konsequenz dieser Erkenntnis sind die statistischen Formeln heute weitgehend verlassen worden. Selbst die Autoren der SRK-Formel haben sich hiervon überzeugt und in einem dritten Ansatz eine theoretisch optische Formel zur IOL-Berechnung formuliert, die SRK/T-Formel (vgl. S. 23).

Nur die A-Konstante der ursprünglichen SRK-Formel, welche die für die jeweilige IOL typische post-operative Vorderkammertiefe angibt und die, wie gezeigt wurde, in mm Vorderkammertiefe umgerechnet werden kann, hat bis heute überlebt und wird von vielen Herstellern immer noch auf der IOL-Verpackung angegeben.

Dennoch waren die beiden Formeln über lange Zeit ungeheuer populär, nicht zuletzt, weil sie mathematisch die einfachsten Formelansätze darstellen und sie in älteren Biometriegeräten oft als einzige implementiert waren. Trotz heute vorhandener, überlegener Formeln werden die SRK- und SRK-II-Formeln, wie bereits oben dargestellt, auch heute noch von manchen Operateuren verwendet. Zahlreiche, von anderen Autoren vorgeschlagene, empirische Regressionsformeln haben sich nie durchgesetzt.

#### 2.1.2.2 Theoretisch-optische IOL-Formeln

Im Gegensatz zu den mit statistischen Mitteln gewonnenen, empirischen Formeln berechnen die theoretisch-optischen Formeln die Stärke der zu implantierenden IOL anhand physikalisch optischer Modelle des Auges. Im Laufe der Zeit sind eine große Zahl

von IOL-Berechnungsformeln vorgestellt worden, die alle auf die von der Gullstrand-schen Linsengleichung abgeleitete Formel zurückzuführen sind:

$$[7] \quad D_L = \frac{n_{GK}}{d_{AL} - d_{VK}} - \frac{n_{VK}}{\frac{n_{VK}}{D_{HH}} - d_{VK}}$$

wobei:  $D_L$  = Brechkraft der Linse (IOL, dpt)  
 $n_{VK}$  =  $n_{GK}$  = Brechungsindex v. Kammerwasser u. Glaskörper (1,366)  
 $d_{AL}$  = Achsenlänge des Auges (mm)  
 $d_{VK}$  = VK-Tiefe (=dicke), gemessen mit Ultraschall incl. HH-Dicke (mm)  
 $D_{HH}$  = Hornhautbrechkraft (dpt)

Aus Gründen der Einheitlichkeit – und in Abweichung von den Bezeichnungen der verschiedenen Autoren – sollen die hier gewählten Bezeichnungen für Brechkraft (D), Brechungsindex (n), Strecke (d) sowie zusätzlich Radius (R) bei den im Folgenden wiedergegebenen Formeln beibehalten werden.

Von dieser Grundformel unterscheiden sich die verschiedenen Biometrieformeln durch unterschiedliche Verfeinerungen für eine bessere Abschätzung des prä-operativ unbekanntes Wertes der zu erwartenden post-operativen Vorderkammertiefe (IOL-Position; vgl. Seite 17) in Abhängigkeit von verschiedenen Augenbauparametern.

Grundsätzlich lassen sich hierbei sogenannte „Dünne-Linsen-Formeln“, bei denen aus Gründen der Vereinfachung von einer unendlich dünnen Linse mit unendlich großem Radius bei festgelegtem Brechungsindex ausgegangen wird, und die sog. „Dicke-Linsen-Formel“ von Haigis unterscheiden.

Typische „Dünne-Linsen-Formeln“ sind die von den Autoren der SRK- und SRK-II-Formeln entwickelte SRK/T-Formel (Retzlaff, 1980a) und die Holladay-Formel (Holladay et al., 1988). Weitere Formeln sind bei (Haigis und Trier, 1989) sowie bei (Haigis, 2008) wiedergegeben.

Der Einsatz der „Dünne-Linsen-Formeln“ ist streng genommen auf die Verwendung plan-konvexer Intraokularlinsen beschränkt, da die heute überwiegend verwendeten bikonvexen Linsen-Designs bei der Herleitung dieser Formeln explizit ausgeschlossen wurden (Haigis, 2008).

### 2.1.2.2.1 Die SRK/T-Formel

Ein Vertreter einer „Dünne-Linsen-Formel“ stellt die, 1990 von den Autoren der SRK- und SRK-II-Formel eingeführte SRK/T-Formel dar (Retzlaff et al., 1990b). Im Gegensatz zu ihren Vorgängerformeln zeichnet sie sich dadurch aus, dass der rein empirische Formelansatz zugunsten einer Kombination aus empirischem und theoretisch-optischem Ansatz verlassen wurde. Die wesentlichen Parameter für die Linsenstärkenberechnung sind hierbei die Achsenlänge sowie die Hornhautbrechkraft. Unter Zuhilfenahme empirischer Optimierungsmethoden für das angenommene theoretisch-optische Formelmodell erhielten die Autoren eine Berechnungsformel nach:

$$[8] \text{ IOL} = \frac{1000 \times n_a [n_a \times r - n_c m1 \times \text{LOPT} - 0,001 \times \text{REFTGT}(V(n_a r - n_c m1 \times \text{LOPT}) + \text{LOPT}r)]}{(\text{LOPT} - \text{ACD})[n_a r - n_c m1 \times \text{ACD} - 0,001 \times \text{REFTGT}(V(n_a r - n_c m1 \times \text{ACD}) + \text{ACD}r)]}$$

wobei: LOPT = optische Achsenlänge  
 ACD = optische Vorderkammertiefe  
 V = Hornhautscheitelabstand  
 (Abstand hinterer Brillenscheitel – vorderer Hornhautscheitel = 12 mm)  
 n<sub>a</sub> = Brechungsindex von Kammerwasser bzw. Glaskörper = 1,336  
 n<sub>c</sub>m1 = n<sub>c</sub>: (fiktiver) Brechungsindex der Hornhaut = 1,333  
 r = Hornhautradius  
 REFTGT = Zielrefraktion (Refraction target)

Des Weiteren gilt für die optische Achsenlänge LOPT:

LOPT = AL + 0,65696 – 0,02029 AL mit

AL = mit Ultraschall-Biometrie gemessene Achsenlänge.

### 2.1.2.2.2 Berechnungsformel nach Holladay

Da alle Biometrien für die vorliegende Studie unter anderem mit der Holladay-Formel (Holladay et al., 1988) vorgenommen wurden, sei sie hier im Detail wiedergegeben:

$$[9] \quad D_L = \frac{1000 \cdot n_a \cdot [z_1 - 0,001 \cdot D_{\text{Brille}} (d_{\text{Vortex}} \cdot z_1 + d_{\text{AL korr}} \cdot R_{\bar{C}})]}{(d_{\text{AL korr}} - d_{\text{VK korr}}) \cdot [z_2 - 0,001 \cdot D_{\text{Brille}} (d_{\text{Vortex}} \cdot z_2 + d_{\text{VK korr}} \cdot R_{\bar{C}})]}$$

mit:  $z_1 = n_a \cdot R_{\bar{C}} - (n_c - 1) \cdot d_{\text{GK korr}}$  und:  $d_{\text{AL korr}} = d_{\text{GK US}} + \text{RT}$   
 $z_2 = n_a \cdot R_{\bar{C}} - (n_c - 1) \cdot d_{\text{VK korr}}$   $d_{\text{VK korr}} = d_{\text{HH Iris}} + \text{SF}$

wobei: D<sub>L</sub> = Brechkraft der Linse (IOL, dpt)  
 n<sub>a</sub> = Brechungsindex für VK und Glaskörper (n<sub>VK</sub>=n<sub>GK</sub>= 1,336)  
 D<sub>Brille</sub> = Brechkraft der Brille = Zielrefraktion (dpt)  
 d<sub>Vortex</sub> = Scheitelabstand Brillenglas (mm)  
 d<sub>AL korr</sub> = korrigierte Glaskörperstrecke (mm)

$d_{VK\text{ kor}}$	=	korrigierte Vorderkammertiefe (mm)
$R_C$	=	durchschnittlicher Hornhautradius (mm) = $337,5 / K$
$K$	=	mittlere Hornhautbrechkraft (Keratometerwert: $K1+K2 / 2$ )
$n_C$	=	Brechungsindex Hornhaut = $\frac{3}{4}$
$d_{AL\ US}$	=	Glaskörperstrecke, Ultraschallmessung (mm)
$d_{HH\ Iris}$	=	Vorderkammertiefe (incl. HH-Dicke) bis zur Iris (mm)
$RT$	=	Netzhautdickenfaktor („retinal thickness“) = 0,02 mm
$SF$	=	individualisierte Korrektur für die VK-Tiefe („surgeon factor“)

Haigis hat darauf hingewiesen, dass sich die Holladay-Formel durch Umformen auf die allgemeine Linsenformel [7] zurückführen lässt (Haigis, 2008).

Auch die Holladay-Formel ist eine „Dünne-Linsen-Formel“. Dass sie dennoch für die Berechnung moderner bikonvexer IOL verwendet werden kann, verdankt sie dem Einsatz des sog. Surgeon-Faktors (SF), um den die Vorderkammertiefe korrigiert wird.

Für die Bestimmung der Vorderkammertiefe wird nicht die mit Ultraschall messbare präoperative Teilstrecke zwischen dem Hornhaut- und dem vorderen Linsenecho verwendet. Unter der Vorstellung, dass diese Größe sehr stark von der variablen Dicke der Kataraktlinse abhängt und für die post-operative Vorderkammertiefe ohnehin nicht repräsentativ ist (Olsen, 2007), wird vielmehr der Abstand  $d_{HH\ Iris}$  zwischen Hornhautapex und Irisvorderfläche aus der Gesamtachsenlänge, der Hornhautkrümmung und dem Hornhautdurchmesser geschätzt (Abb. 1). Dies resultiert in einer Gleichung nach:

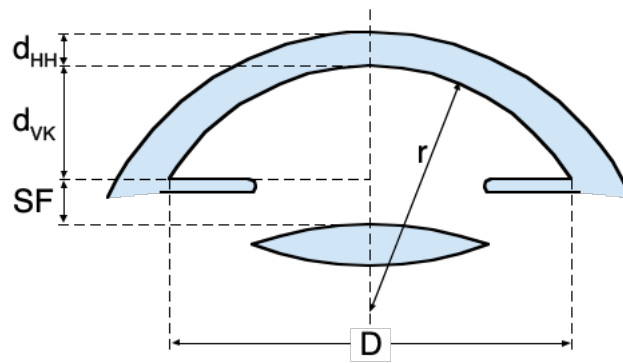
$$[10] \quad d_{VK\text{ kor}} = d_{HH} + d_{VK} + SF$$

$$[11] \quad d_{VK} = r - \sqrt{r^2 - D^2/4}$$

$$\text{mit:} \quad \begin{array}{ll} r = R_C \text{ (für } R_C \geq 7) & \text{und: } D = 0,533 \cdot d_{AL\ US} \text{ (für } d_{AL\ US} \leq 25,326) \\ r = 7 \text{ (für } R_C < 7) & D = 13,5 \text{ (für } d_{AL\ US} > 25,326) \end{array}$$

wobei:	$d_{VK\text{ kor}}$	=	geschätzte ACD: VK-Tiefe vom Hornhaut-Apex bis zur IOL
	$d_{HH}$	=	Hornhautdicke (=0,56)
	$d_{VK}$	=	VK-Tiefe, geschätzt aus HH-Radius und (geschätztem) HH- $\emptyset$
	$SF$	=	Abstand zwischen Iris- und IOL-Vorderfläche (Surgeon-Faktor)
	$r$	=	korrigierter HH-Radius und
	$D$	=	geschätzter HH-Durchmesser





**Abb. 1:** Graphische Darstellung zur Erläuterung der Vorderkammertiefenschätzung nach der Holladay-Formel. Das Irisdiaphragma des Aphaken wird durch die Augenlinse nicht mehr nach vorne gedrückt und als plane Ebene von der Iriswurzel angenommen

Der „Surgeon-Factor“ enthält den – für jede IOL typischen – Abstand zwischen der so berechneten Distanz vom Hornhautscheitel zur Irisebene (im aphak gedachten Auge) und der optisch entscheidenden Linsenhauptebene. Seinen Namen verdankt er der Tatsache, dass er an Hand der post-operativen Refraktionen eines bereits implantierten Patientenkollektivs nachjustiert werden kann und dann auch noch individuelle Einflussmöglichkeiten auf das post-operative Ergebniss korrigiert, die – IOL-unabhängig – spezifisch für den Operateur sind (z. B. Besonderheiten des verwendeten Ultraschallgeräts oder etwa die Frage, ob mit oder ohne Vorlaufstrecke gemessen wurde).

Der Surgeon-Faktor SF kann zunächst aus der ACD-Konstante des IOL-Herstellers geschätzt werden (Haigis, 2008):

$$[12] \quad SF = -3,595 + 0,9704 \cdot ACD$$

Wird eine ACD vom Hersteller nicht angegeben, kann sie nach [2] aus der A-Konstanten berechnet werden.

Bei Vorliegen eigener Ergebnisse für die implantierte IOL-Stärke und die stabilisierte post-operative Refraktion kann der Surgeon-Faktor nach entsprechender Umformung der Holladay-Formel individuell berechnet werden (Holladay et al., 1988).

Der in der Holladay-Formel erhaltene Netzhautdickenfaktor RT (= retinal thickness) soll den grundsätzlichen Fehler korrigieren, den die Ultraschallmessung der Achsenlänge macht, da sie den Abstand zwischen Hornhautscheitel und Membrana limitans interna bestimmt und nicht den etwas längeren Abstand zu den intra-retinalen Photorezeptoren.

### 2.1.2.2.3 Berechnungsformel nach Haigis

Auch in der Haigis-Formel (Haigis, 2008) erkennen wir die Grundform der allgemeinen Linsenformel [7] wieder:

$$[13] \quad D_L = \frac{n_{GK}}{d_{AL} - d_{VK\text{ Hai}}} - \frac{n_{VK}}{\frac{n_{VK}}{d_{HH\text{ Hai}}} - d_{VK\text{ Hai}}}$$

mit:

$$[14] \quad d_{VK\text{ Hai}} = a_0 + a_1 \cdot \overline{d_{VKpr}} + a_2 \cdot \overline{d_{ALpr}}$$

$$[15] \quad a_0 = \overline{d_{VKpost}} - a_1 \cdot \overline{d_{VKpr}} - a_2 \cdot \overline{d_{ALpr}}$$

$$[16] \quad d_{HH\text{ Hai}} = d_{HH} + D_{ZR} \cdot (1 - D_{ZR} \cdot d_{Brille})$$

wobei:  $D_L$  = geschätzte ACD: VK-Tiefe vom Hornhaut-Apex bis zur IOL  
 $n_{VK}$  =  $n_{GK}$  = Brechungsindex von Kammerwasser und GK (=1,336)  
 $d_{AL}$  = Achsenlänge (Ultraschall, mm)  
 $d_{VK\text{ Hai}}$  = post-op. VK-Tiefe nach Haigis  
 $d_{HH\text{ Hai}}$  = Hornhautdicke nach Haigis, korrigiert um die Zielrefraktion  
 $a_0, a_1, a_2$  = Regressionsfaktoren für die Berechnung von  $d_{VK\text{ Hai}}$   
 $d_{HH}$  = Hornhautdicke (=0,56 mm)  
 $D_{ZR}$  = angestrebte Zielrefraktion (dpt)

Die Haigis-Formel erlaubt hierbei relativ einfach eine Individualisierung über die drei Größen  $a_0$ ,  $a_1$  und  $a_2$ , die zunächst vorgegeben und aufgrund der vom Operateur verwendeten IOLs, der Biometriemesstechnik und einer ausreichend großen Statistik von post-operativen Refraktionen vom Operateur nachjustiert werden können.

### 2.1.2.2.4 Ray-Tracing-Ansatz von Preussner

Mit seinem Programm Oculix hat Preussner einen grundsätzlich neuen Ansatz verfolgt. Bei Preussner wird die IOL-Stärke mit Hilfe eines Raytracing-Algorithmus ermittelt, der den Einfluss aller brechenden Flächen im System Brille, Hornhaut, Linse bzw. IOL berechnet (Preussner et al., 2002). Das Programm erlaubt es, auch nicht sphärische Oberflächen zu berücksichtigen. Damit können reguläre und irreguläre Hornhautoberflächen – auch in Form von Topometriedaten – eingegeben werden. Auf diese Weise ist auch eine IOL-Berechnung nach Excimerlaser-Chirurgie der Hornhaut möglich und der Effekt von aberrationskorrigierten IOL lässt sich vorhersagen. Weiterhin kann der Effekt

einer Dezentrierung oder Verkippung („Tilt“) von optischen Elementen berechnet werden.

Der subjektive Seheindruck lässt sich mit Oculix dadurch vorhersagen, dass mit den eingegebenen optischen Elementen die Abbildung eines Landolt-Ringes durchgerechnet wird, dessen Abbildungsqualität am Bildschirm dargestellt wird.

Nachteilig beim Ansatz von Preussner ist allerdings die Form, mit der die post-operative Vordekammertiefe geschätzt wird. Hier geht lediglich die Achsenlänge ein sowie die ACD-Konstante (vgl. [2]), die aus der vom Hersteller angegebenen A-Konstante der IOL berechnet wird.

#### 2.1.2.2.5 Weitere Formeln

Im Laufe der Zeit wurden, neben den genannten Formeln, zahlreiche weitere Berechnungsansätze vorgeschlagen. Diese wurden entweder wieder verlassen, weil sie zu unzuverlässige Ergebnisse lieferten oder konnten sich nie wirklich durchsetzen. Der Vollständigkeit halber seien diese hier dennoch genannt. Es handelt sich hierbei um die Formeln Binkhorst, Binkhorst II, Olsen, Colenbrander, Donzis und Hoffer/Q (Hoffmann et al., 1997).

#### 2.1.2.3 Problemfälle und untypischer Augenbau

Der typische Augenbau zeichnet sich durch eine positive Korrelation zwischen Achsenlänge und Hornhautradius aus. Als erster hat Stenström darauf hingewiesen, dass längere Augen schwächer brechende Hornhäute haben und umgekehrt (Stenström, 1948). Nach der von ihm definierten Beziehung („Hornhaut-Längen-Regel“) lässt sich der Hornhautradius aus der Achsenlänge schätzen nach:

$$[17] \quad R = 0,33 \times AL$$

wobei: R = Hornhautradius (mm) und  
AL = Achsenlänge (mm)

Auch Haigis sieht nach Auswertung von gut 10.000 Augen aus seiner Würzburger Datenbank eine positive Korrelation zwischen Achsenlänge und Hornhautradius (Haigis, 1995). Die von ihm wiedergegebene Beziehung hat die Form:

$$\begin{array}{l}
 R = 7,48 \quad \text{für} \quad AL < 22 \\
 [18] \quad R = 3,75 + 0,17 \times AL \quad \text{für} \quad 22 < AL < 24,5 \\
 R = 7,90 \quad \text{für} \quad 24,5 > AL
 \end{array}$$

Es wird in der Literatur darauf hingewiesen, dass bei der Biometrie vor allem dann mit ungenauen Ergebnissen zu rechnen ist, wenn im Einzelfall die Hornhaut-Längen-Regel verletzt ist, d. h. wenn kurze Augen mit flachen Hornhäuten, bzw. lange Augen mit steilen Hornhäuten kombiniert sind (Haigis, 2008). Bei der Auswertung dieser Dissertation, wird u. a. zu prüfen sein, in wie weit auch bei den hier untersuchten Patienten Verletzungen der Hornhaut-Längen-Regel für biometrische Ausreißer verantwortlich sind.

### 2.1.3 Patientengut

Eingeschlossen wurden alle Patienten, die in dem Zeitraum zwischen 1999 bis 2014 in der Augenarztpraxis Prof. Dr. Koch am grauen Star operiert wurden und die für mindestens eine postoperative Nachuntersuchung in der Praxis vorstellig wurden. Patienten, die am Folgetag bereits wieder bei ihrem einweisenden Augenarzt nachuntersucht wurden, konnten wegen fehlender postoperativer Werte nicht eingeschlossen werden.

Ebenso wurden aus den in Kap. 2.1.5.2 genannten Gründen weitere Patienten nicht in diese Untersuchung aufgenommen.

#### 2.1.3.1 Patientenzahl und Patientenalter

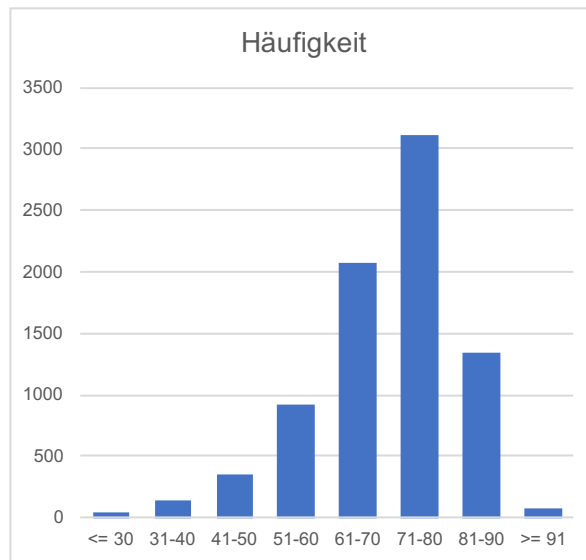
In die Studie wurden 5500 Patienten einbezogen, wobei von den 5500 Patienten 2730 Patienten an beiden Augen operiert wurden, sodass die Studie auf den Auswertungen der Daten von 8230 Augen basiert. Das Durchschnittsalter am Tag der Operation betrug  $70 \pm 12$  Jahre (Tab. 2). Eine Häufigkeitsverteilung findet sich auf Tab. 3 sowie grafisch auf Abb. 2.

**Tab. 2:** Patientenalter (Jahre) zum Zeitpunkt der Operation

Patientenalter			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
<b>70 Jahre</b>	<b>±12</b>	<b>16</b>	<b>105</b>

**Tab. 3:** Häufigkeitsverteilung der operierten Patienten in Abhängigkeit vom Patientenalter

Alter	<= 30	31-40	41-50	51-60	61-70	71-80	81-90	>= 91
Häufigkeit	44	142	354	925	2074	3104	1344	73

**Abb. 2:** Häufigkeitsverteilung des Patientenalters bei den 8230 Augen der vorliegenden Untersuchung

#### 2.1.4 Untersuchungstechnik

Prä- und postoperativ erfolgte eine detaillierte Befunderhebung mit verschiedenen Verfahren.

##### 2.1.4.1 Allgemeine Untersuchung

Bei allen Patienten waren am Tag der Operation die objektive und subjektive Refraktion und der Visus bestimmt worden. Zur objektiven Refraktionsbestimmung war der Autore-

fraktor RM-A2000 der Fa. Topcon (Tokyo, Japan) verwendet worden. Die subjektive Korrektur erfolgte prä-operativ mit Versuchsgläsern.

Sodann wurde eine Spaltlampenuntersuchung des vorderen und hinteren Augenabschnitts sowie die Ophthalmoskopie im direkten und umgekehrten Bild durchgeführt. Ebenso wurde prä-operativ der Augeninnendruck gemessen. Bei Patienten, bei denen aufgrund der Trübung der Linse kein Einblick auf die Netzhaut mehr möglich war, wurde zusätzlich eine Ultraschalluntersuchung (B-Scan) durchgeführt.

Für jeden Patienten waren demnach folgende Daten erhoben worden:

**Tab. 4:** Erhobene Daten

prä OP	post OP
Sphäre	
Zylinder	
Achse	
Visus	
Hornhautradius	
Hornhautbrechkraft	
Vorderkammertiefe	
Linsendicke	
Achsenlänge	

#### 2.1.4.2 Refraktion und Visus

Die gemessenen Werte für die prä-operative Refraktion lagen zwischen  $-40$  dpt und  $19$  dpt. Eine tabellarische Darstellung findet sich auf Tab. 5.

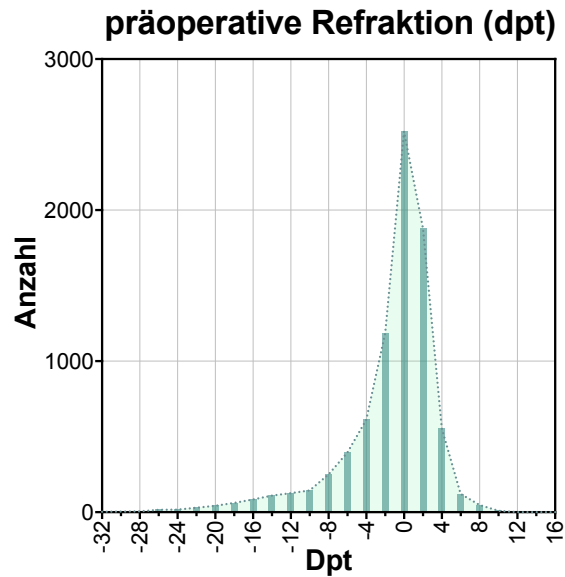
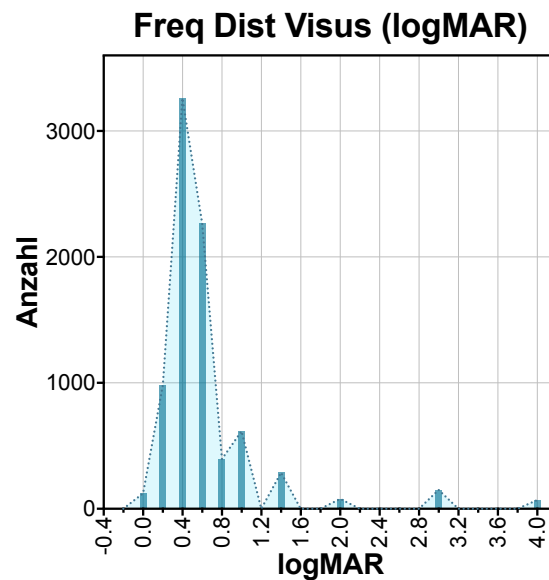
**Tab. 5:** prä-operativ gemessene Refraktion (dpt)

Refraktion prä-operativ (dpt)			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
-1,56	$\pm 5,15$	-40	19

Eine graphische Darstellung der prä-operativ bestimmten Refraktion findet sich auf Abb. 3. Eine Verteilung der prä-operativen Visuswerte ist auf Tab. 6 (als Dezimalvisus und logMAR) und Abb. 4 (als logMAR) wiedergegen.

**Tab. 6:** Häufigkeitsverteilung des prä-operativen Visus

Dez.-Visus	$\geq 1$	0,55 bis 0,75	0,35 bis 0,5	0,2 bis 0,3	0,15	0,1 bis 0,08	0,05	0,01	0,001	0,0001
logMAR	$\leq 0,097$	0,097 bis 0,301	0,301 bis 0,456	0,456 bis 0,699	0,699 bis 0,824	1,097 bis 1	1,31	2,0	3,0	4,0
Häufigkeit	122	983	3261	2266	395	617	287	79	150	70

**Abb. 3:** Häufigkeitsverteilung der prä-operativen Refraktionswerte (dpt)**Abb. 4:** Häufigkeitsverteilung des prä-operativen Visus (logMAR)

### 2.1.4.3 Augenbau

Prä-operativ wurde – neben Keratometrie und Hornhauttopometrie – eine Ultraschall-A-Scan-Messung der Bulbuslänge und der Teilstrecken (Vorderkammertiefe und Linsendicke) mit dem Ophthasonic 2000 der Fa. Teknar (Vertrieb Fa. Polytech, Rossdorf), teilweise auch eine Bestimmung dieser Werte mit dem IOL-Master (Fa. Zeiss, Oberkochen) durchgeführt. Eine beschreibende Statistik der gemessenen Werte für Achsenlänge, Vorderkammertiefe und Linsendicke findet sich nachfolgend in tabellarischer Form:

**Tab. 7:** prä-operativ gemessene Achsenlänge (mm)

<b>Achsenlänge (mm)</b>			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
23,93	± 2,07	17,87	37

**Tab. 8:** prä-operativ gemessene Vorderkammertiefe (mm)

<b>Vorderkammertiefe (mm)</b>			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
3,32	± 0,41	0,78	5,04

**Tab. 9:** prä-operativ gemessene Linsendicke (mm)

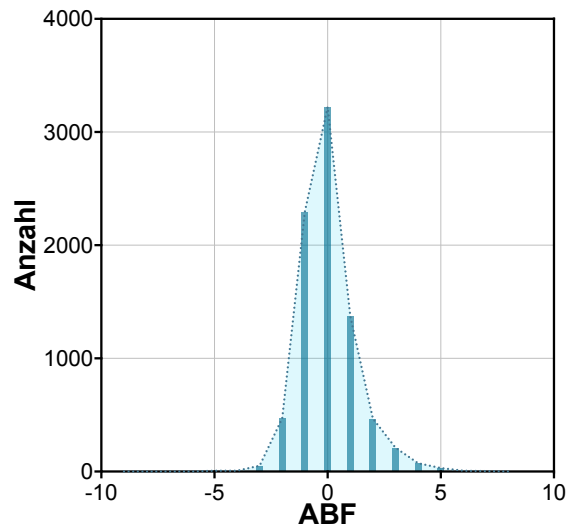
<b>Linsendicke (mm)</b>			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
4,59	± 0,48	1,81	8,3

Um ein Maß für die Abweichung des Einzelauges vom normalen Augenbau zu erhalten, wurde eine Größe eingeführt, die im Rahmen dieser Arbeit „Augenbaufaktor“ genannt wird. Im Abschnitt Mathematische und statistische Auswertung wird auf die Berechnung dieser Vergleichsgröße eingegangen (vgl. Seite 43). Eine Häufigkeitsverteilung des Augenbaufaktors findet sich auf Tab. 10, eine graphische Darstellung ist Abb. 5 zu entnehmen.



**Tab. 10:** Häufigkeitsverteilung des Augenbaufaktors im untersuchten Kollektiv von 8230 Augen

Alter	-5,5 -4,5	-4,5 -3,5	-3,5 -2,5	-2,5 -1,5	-1,5 -0,5	-0,5 -0,5	0,5 – 1,5	1,5 – 2,5	2,5 – 3,5	3,5 – 4,5	4,5 – 5,5	5,5 – 6,5
Häufigkeit	7	8	52	472	2297	3227	1374	469	211	74	31	8

**Abb. 5:** Häufigkeitsverteilung des Augenbaufaktors

#### 2.1.4.4 Keratometrie

Zur Keratometrie wurde das Ophthalmometer der Fa. Rodenstock (München) verwendet. Das Gerät erlaubt es, Hornhautradien und Hornhautbrechkkräfte (sog. K-Readings) abzulesen. Als Umrechnungsfaktor zwischen Radien und Brechkäften nimmt das Gerät für die Hornhaut einen theoretischen Brechungsindex  $n_C$  von 1,3375 an.

Hieraus ergibt sich als Umrechnungsformel zwischen Hornhautbrechkraft und Radius:

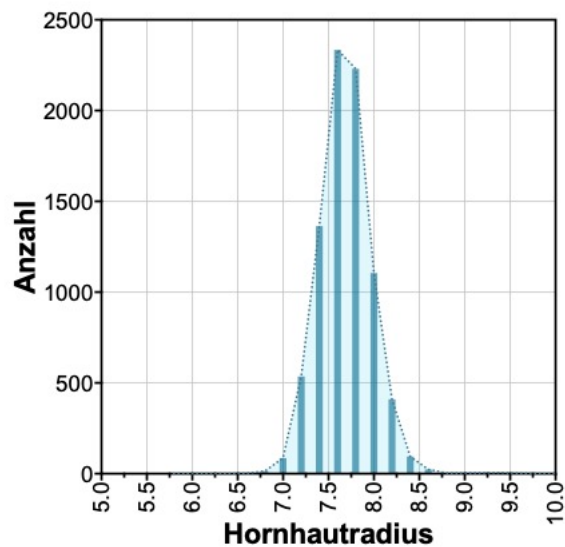
$$[19] \quad r = \frac{n-1}{K \times 1000}$$

$$[20] \quad K = \frac{n-1}{r \times 1000}$$

Die ermittelten Hornhautradien werden im Folgenden tabellarisch und graphisch dargestellt.

**Tab. 11:** Darstellung der prä-operativ gemessenen Hornhautradien

Hornhautradius			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
7,69	± 0,29	5,92	11,25



**Abb. 6:** Häufigkeitsverteilung der ermittelten Hornhautradien

## 2.1.5 Implantatlinse

### 2.1.5.1 IOL-Berechnung

Als Refraktionsziel wurde im Allgemeinen eine geringe Myopie von -0,5 dpt angestrebt. In Anbetracht der Streuung biometrischer Ergebnisse lässt sich auf diese Weise eine unerwünschte Hyperopie am besten vermeiden, während eine geringe Myopie nicht als negativ empfunden wird.

IOL-Berechnungen für die klinische Situation wurden in keinem Fall mit der SRK-Formel durchgeführt, die im hier analysierten Zeitraum bereits lange obsolet war. Sie erfolgten mit Hilfe der Biometrieformeln, Holladay, Haigis, SRK II und SRK/T (siehe Kap. 2.1.2). In der Regel wurden die Berechnungen für jedes Auge mit mehreren Formeln vorgenommen und geprüft, ob diese zu gleichen oder annähernd gleichen Ergebnissen führten.

Bei Unterschieden im Ergebnis wurden die Formelergebnisse gemittelt, bzw. – insbesondere bei besonders langen oder kurzen Augen – der Holladay-Berechnung der Vorzug gegeben.

Die weitaus meisten Berechnungen (für 7554 Linsen) erfolgten mit der Formel nach Holladay, gefolgt von der SRK II-Formel (für 501 Linsen). Die Berechnungen mit der SRK II-Formel wurden lediglich vereinzelt bis zum Jahre 2004 durchgeführt, anschließend wurde dieser Berechnungsweg verlassen. Eine nachträgliche beschreibende Statistik der Biometrieergebnisse findet sich auf Tab. 12.

**Tab. 12:** Linsenstärkenberechnung der implantierten 8230 Intraokularlinsen

<b>Linsenstärkenberechnung der Intraokularlinsen</b>				
	SRK II	SRK/T	Haigis	Holladay
Anzahl absolut	501	60	115	7554
Anzahl in Prozent	6,1 %	0,7 %	1,4 %	91,8 %
Zeitraum	06.03.95 bis 16.03.04	09.01.97 bis 24.04.12	26.04.96 bis 21.07.09	28.01.97 bis 25.11.14

#### 2.1.5.2 Ausschlusskriterien

Aus dem im Zeitraum von 06.03.95 bis 25.11.14 operierten Patientenkollektiv wurde eine Reihe von Augen ausgeschlossen. Im einzelnen waren dies Patienten, die für die Nachuntersuchung zu ihrem überweisenden Augenarzt zurückkehrten, Patienten mit Marfan-Syndrom, Patienten, bei denen die Intraokularlinse bei fehlender Kapsel mit einer Naht in Sulcis ciliaris fixiert wurde, sowie Patienten, denen eine torische IOL, eine LAL (light-Adjustable-Lens) oder eine Multifokallinse implantiert wurde. Kinder unter sechzehn Jahren wurden ebenfalls nicht in der Studie berücksichtigt. Das gleiche galt für Linsentypen, von denen nur minimale Stückzahlen implantiert worden waren.

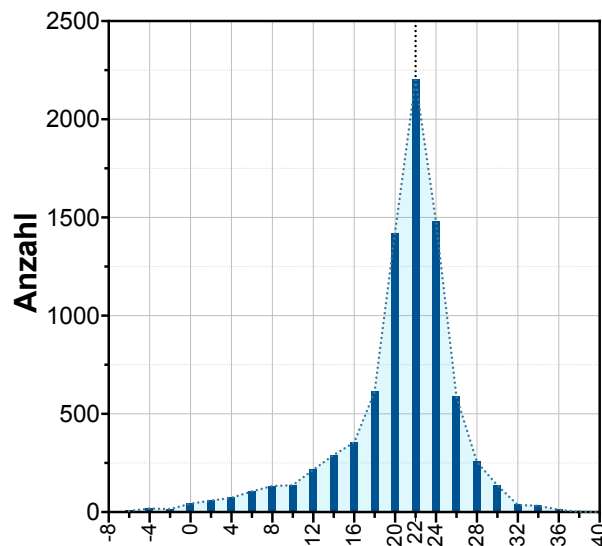
## 2.1.6 Implantierte IOL

### 2.1.6.1 Verteilung der IOL-Brechkräfte

Die bei dieser Untersuchung implantierten IOLs variierten zwischen -6 dpt und 41 dpt mit einem Mittel von 20,19 dpt.

**Tab. 13:** Verteilung der IOL-Brechkräfte (dpt) der implantierten IOLs

Brechkraft (dpt)			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
20,19	5,63	-6	41



**Abb. 7:** Verteilung der IOL-Brechkräfte

### 2.1.6.2 Linsentypen

Insgesamt waren 43 verschiedene Linsentypen im genannten Zeitraum implantiert worden.

Mit 3642 implantierten Linsen stellt die Silikonlinse MS 612 von Dr. Schmidt (Gruppe 12) die größte Kohorte dar. Von allen unterschiedlichen Linsentypen bildeten die häufigsten 12 Linsentypen mit 7669 implantierten IOLs einen Anteil an der Gesamtkohorte von ca. 93 %. Einige Linsentypen waren nur sehr selten implantiert worden, teils weil es sich um besondere Linsen für eine individuelle Situation handelte, teils weil es sich um Testimplantationen neuer, dem Operateur vorgestellter Linsentypen handelte.

**Tab. 14a:** Beschreibung der implantierten Linsentypen: Interne Gruppenbezeichnung, Name, Distributor, A-Konstante, ACD, Anzahl der implantierten Linsen, Gruppe 1-27

Gruppe	IOL-Typ	Hersteller / Distributor	A-Konst.	ACD	Anzahl
1	A61	Tekia / Polytech	118,2	5,088994	11
2	A60 Poly	Tekia / Polytech	118	4,96406	487
3	ACR 6D	Corneal / BeneMed	119,5	5,901065	55
4	AF-Gelb	Hoya / Polytech	118,7	5,401329	490
5	AR 40	Allergan / Sensar	118,4	5,213928	512
6	C31 B	Chiron / Mediconsult	119	5,58873	153
7	CeeOn 911A	Pharmacia / Pharmacia	118,3	5,151461	36
8	CeeOn 920	Pharmacia / Pharmacia	118,6	5,338862	45
9	Clariflex CLRFLXB	Allergan	118	4,96406	36
10	MA 60 AC	Alcon / Alcon	118,4	5,213928	247
11	MA 60 BM	Alcon / Alcon	118,9	5,526263	887
12	MS 612	Dr. Schmidt/Humanoptics	118,6	5,338862	3642
13	MS 612 ASP	Dr. Schmidt/Humanoptics	118,6	5,338862	319
14	MS 614	Dr. Schmidt/Humanoptics	118,6	5,338862	214
15	PC 410	Ophtec / Polytech	117,5	4,651725	32
16	PC 420 Y	Ophtec / Polytech	117,2	4,464324	39
17	SI 40 NB	Allergan	118	4,96406	375
18	SoFlex 2	Chiron / Chiron-Adatomed	118,1	5,026527	235
19	Stabibag	Ioltech	118	4,96406	51
20	Tek-Lens 411 S	Tekia / Domilens	117,8	4,839126	78
21	Tek-Lens II 612	Tekia / Polytech	118	4,96406	108
22	WS 127	IoVision / Polytech	117,8	4,839126	30
23	WS 128	IoVision / Polytech	117,8	4,839126	43
24	H60M	Storz	118,3	5,151461	24
25	Z 9000	Pharmacia / Pharmacia	119	5,58873	19
26	AQ 5010 V	Staar	119,3	5,776131	19
27	SI 30 NB	Allergan	117,4	4,589258	5

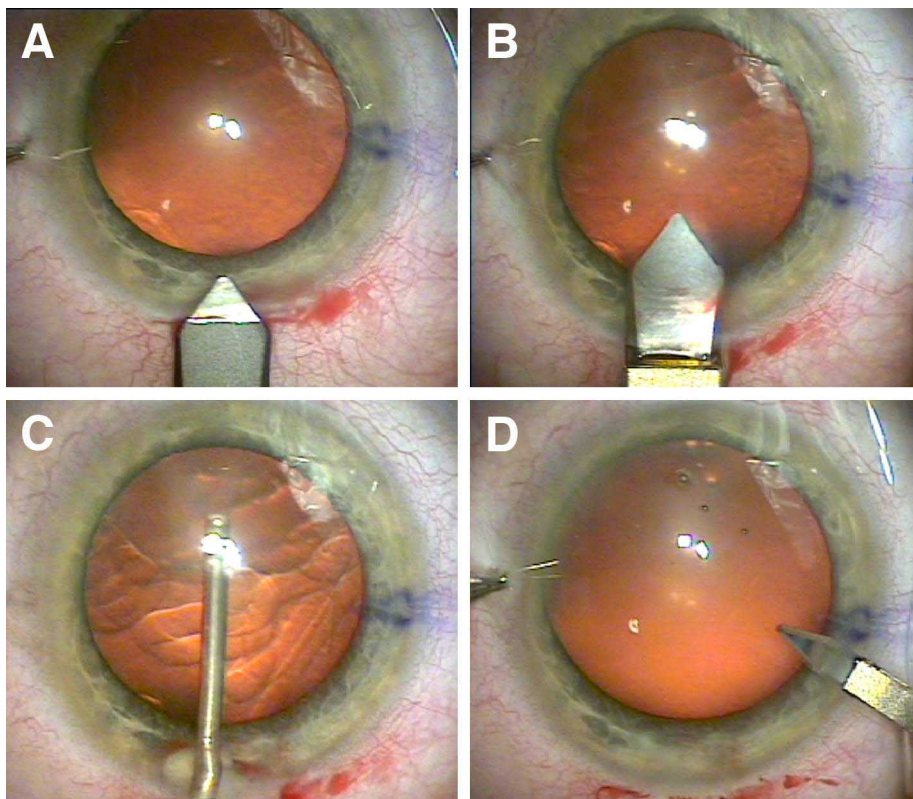
**Tab. 14b:** Beschreibung der implantierten Linsentypen: Interne Gruppenbezeichnung, Name, Distributor, A-Konstante, ACD, Anzahl der implantierten Linsen, Gruppe 28-43

Gruppe	IOL-Typ	Hersteller / Distributor	A-Konst.	ACD	Anzahl
28	CeeOn 912	Pharmacia	117,8	4,839126	2
29	SoFlex	Bausch&Lomb	118	4,96406	5
30	SN 60 D3	Alcon	118,1	5,026527	2
31	SN 60 AT	Alcon	118,4	5,213928	8
32	MC 6125 AS-Y	Dr. Schmidt	118,4	5,213928	1
33	AA 4203 TF	Staar	118,5	5,276395	1
34	43C	ACRI-MED	118,5	5,276395	1
35	AQ 2003 V	Staar	118,5	5,276395	1
36	AA 2003	Staar	118,5	5,276395	4
37	AA 4203 TF	Staar	118,5	5,276395	1
38	MC3P 612-Y	Dr. Schmidt	118,6	5,338862	1
39	MC3P 612	Dr. Schmidt	118,6	5,338862	1
40	MC3P 612	Dr. Schmidt	118,6	5,338862	1
41	MA 30 BM	Alcon	118,9	5,526263	1
42	AQ 2013	Staar	119	5,58873	1
43	Quattro	Corneal	119	5,58873	7

### 2.1.7 Operative Technik

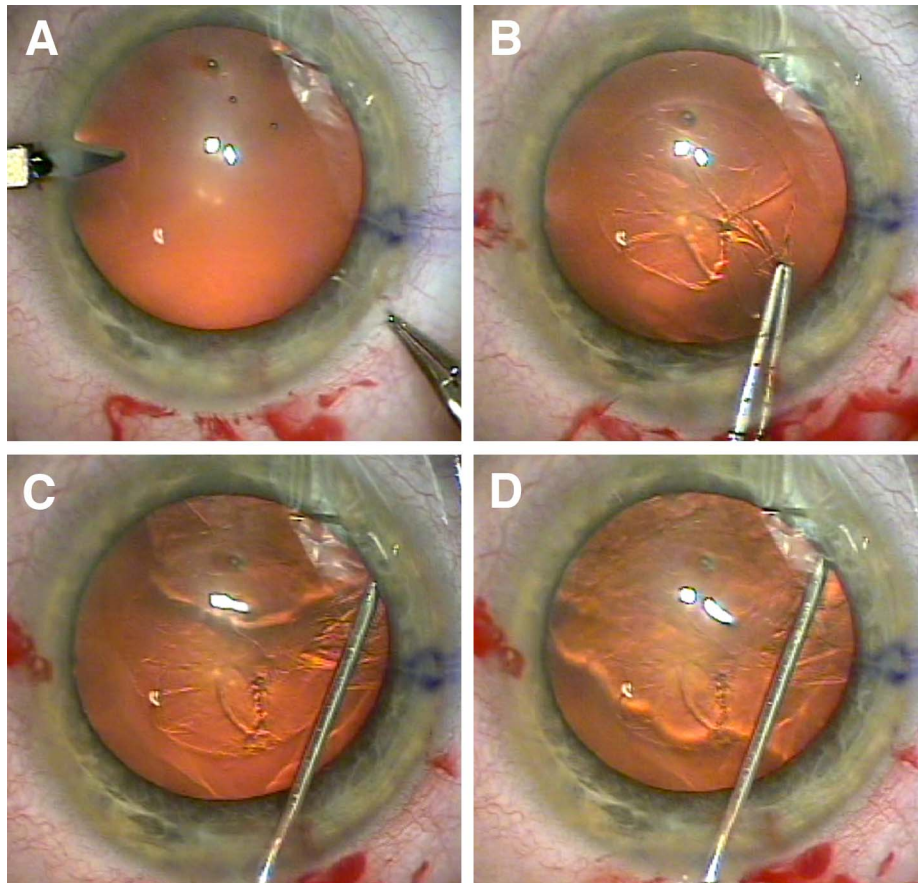
Alle Operationen an den Augen dieser Studie wurden von den Operateuren mit dem Verfahren der Phakoemulsifikation vorgenommen. Obwohl im Verlauf des langen Untersuchungszeitraum die Vorgehensweise gewissen Veränderungen unterlag, lässt sich grundsätzlich die folgende Vorgehensweise als typisch beschreiben.

Nach Desinfektion und Anästhesie (peribulbäre Injektion oder Tropfanästhesie) erfolgte der Zugang durch eine temporale, vordere limbale Inzision von 3 mm Weite mit dem Diamantmesser. Anschließend wurden bei 6 und 12 Uhr Parazentesen angelegt (Abb. 8 A-D, Abb. 9 A).



**Abb. 8:** Gewählte Operationsmethode I: Temporaler Zugang mit dem Diamante<sup>®</sup>-Diamantmesser von temporal (A); Vollendung des Diamantmesserschnittes (B); Auffüllen der Vorderkammer mit dem dispersiven Viskoelastikum LA-Gel<sup>®</sup> (C); Anlegen der ersten (inferioren) Parazentese mit einer Diamantlanze (D). Man beachte die prä-operativ vorgenommene Markierung der 90°-Achse bei 6 Uhr

Unter viskoelastischem Schutz (LA-Gel, Fa. General Innovations, Santa Barbara, USA) bzw. Microvisc (Fa. Bohus Biotech, Stromstadt, Schweden) wurde als nächstes mit einer Utrata-Pinzette (Modif. nach Koch, Fa. Geuder, Heidelberg) eine kontinuierliche, runde und zentrierte Kapsulorhexis von ca. 5,5 mm in die Vorderkapsel angelegt. Die genaue Bemessung des Kapsulorhexis-Durchmessers wird durch eine Millimetereinteilung auf den Branchen der Pinzette erleichtert (Abb. 9 B-D).

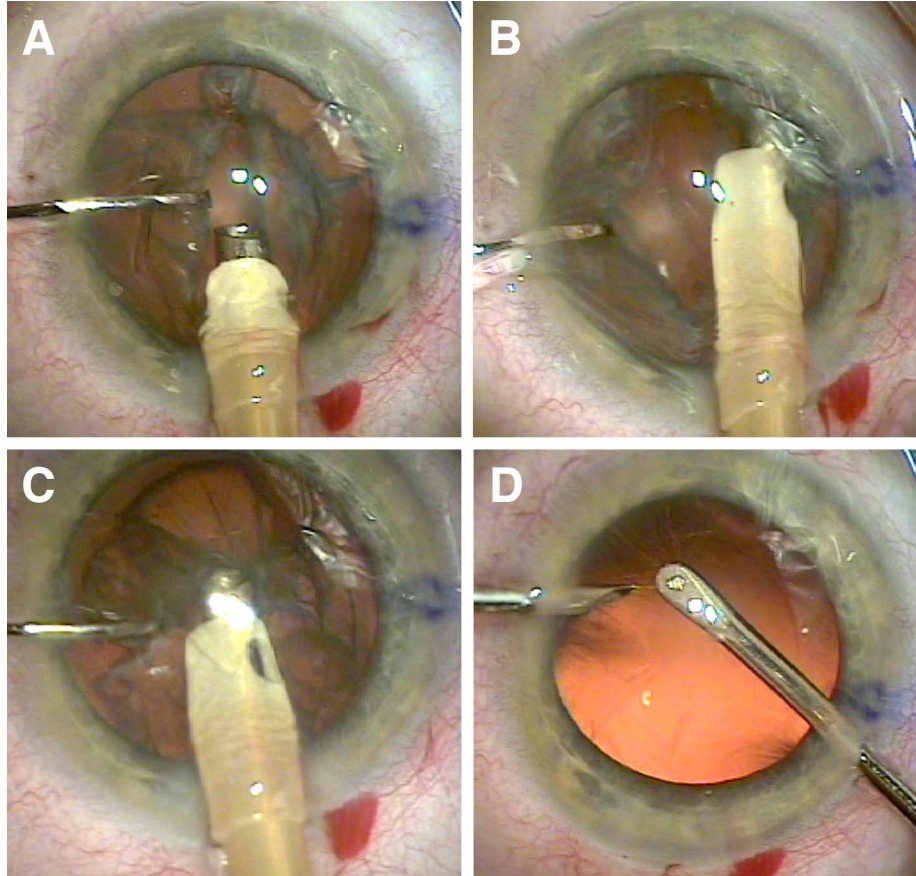


**Abb. 9:** Gewählte Operationsmethode II: Anlegen der zweiten (superioren) Parazentese mit der Diamantlanze (A); Kapseleröffnung durch eine zentrale, zirkuläre, kontinuierliche Capsulorhexis von ca. 5,5 mm Durchmesser mit der Kapselpinzette von Koch mit Millimetereinteilung (B); Hydrodissektion der Linse durch Injektion von BSS-Lösung unter die Vorderkapsel (C); Ausbreitung der Flüssigkeitsfront im weiteren Verlauf der Kapsulorhexis (D)

Nach Hydrodissektion erfolgte die Phakoemulsifikation der Linse mit der „Divide-and-Conquer“- oder der „Stop-and-Chop“-Technik. Dazu wird mit dem Phakotip zunächst ein senkrechtes Tal in der Linsenmitte in fast voller Dicke der Linse gegraben. Der Linsenkern wird dann mit dem Phakotip und einem Hilfsinstrument (Push-Pull-Häkchen oder Chopper) in 2 Hälften geteilt. Diese beiden Hälften werden dann, bei harten Linsen nach Frakturierung in kleinere Teilstücke mit dem Chopper, mit dem Phakotip emulsifiziert. Danach werden die weichen Rindenreste mit der Methode von (Brauweiler, 1996) bi-manuell abgesaugt (Abb. 10 A-D).



Nach Auffüllen der Vorderkammer und des Kapselsackes mit viskoelastischem Material wurde die Inzision ggf. auf 3 – 3,5 mm erweitert und die IOL gefaltet in den Kapselsack implantiert (Abb. 11 A-C).

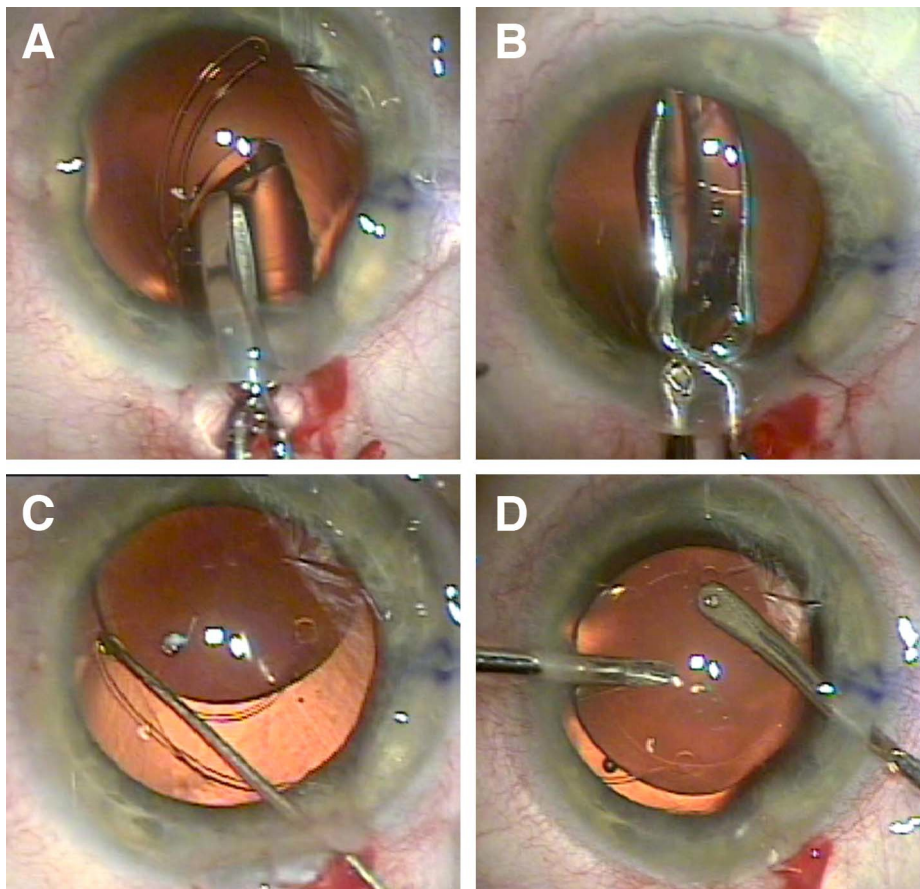


**Abb. 10:** Gewählte Operationsmethode III: Phakoemulsifikation mit der Stop-und-Chop-Technik. Graben eines zentralen Tals in den Linsenkern (A); Zerbrechen der Linse („Cracking“) in 2 Hälften (B); Zerteilung der Linsenhälften in weitere Sektoren mit dem Chopper und Emulsifikation der Fragmente (C); Absaugen der Rinde mit dem bimanuellen Saug-Spül-System (D)

Das Falten der Linse erfolgte entweder im Container des Herstellers oder mit der Faltpinzette nach Koch. Zum Falten im Container wird die Linse mit der leicht geöffneten Implantationspinzette (z. B. nach Koch) über dem Plastik-Mittelsteg des Containers nach unten geschoben und diesem unter Schließen der Branchen gefaltet entnommen. Der Faltvorgang kann auch mit der Universalfaltpinzette nach Koch (Fa. Geuder, Heidelberg) vorgenommen werden. Die IOL wird mit einer Knüpf- oder Faulkner-Pinzette dem Container entnommen und zwischen die Branchen der Faltpinzette geschoben. Durch Schließen der Pinzette wird die IOL gefaltet. Zwischen den Branchen der Faltpinzette

kann sie dann mit der Implantationspinzette nach Koch (Fa. Geuder, Heidelberg) ergriffen werden.

Sodann wird die IOL mit einem Push-Pull-Häkchen in die gewünschte Position gebracht, wobei prüfend sichergestellt wird, dass beide Haptiken sicher im Kapselsack sitzen. Zuletzt wird das Viskoelastikum abgesaugt und der Bulbus durch Hydrieren der Parazentesen tonisiert (Abb. 11 D).



**Abb. 11:** Gewählte Operationsmethode IV: Die gefaltete IOL wird mit der Implantationspinzette nach Koch seitlich durch den temporalen Schnitt ins Auge eingeführt (A). Dabei wird die führende Haptik bereits in den gegenüberliegenden Kapselsack platziert. Die Pinzette wird senkrecht gestellt (B) und geöffnet. Die zweite Haptik wird mit dem Push-Pull-Häkchen ergriffen und ebenfalls in den Kapselsack platziert (C). Schließlich wird mit dem bimanuellen Saug-Spül-System von Brauweiler das Viskoelastikum abgesaugt (D).

## 2.1.8 Nachuntersuchung

Postoperativ wurden objektive und subjektive Refraktion sowie das Sehvermögen bestimmt. Des Weiteren wurden Spaltlampenbefund und intraokularer Druck überprüft. Patienten, die zur Nachbetreuung direkt zu ihrem überweisenden Augenarzt zurückgekehrt waren, konnten in dieser Studie nicht berücksichtigt werden (siehe Kap. 2.1.5.2).

## 2.1.9 Mathematische und statistische Auswertung

### 2.1.9.1 Statistische Auswertung univariater Daten

#### 2.1.9.1.1 Descriptive Statistik

Für univariate Daten (z. B. Achsenlänge, etc.) wurden zur beschreibenden Charakterisierung der zentralen Tendenz das arithmetische Mittel (Durchschnitt)  $\bar{x}$  und als Maß für die Streuung die Standardabweichung  $s_x$  berechnet nach:

$$[21] \quad \bar{x} = \frac{\sum x_j}{n}$$

und:

$$[22] \quad s_x = \sqrt{\frac{\sum (x_j - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Zur graphischen Darstellung von univariaten Daten dienen im Allgemeinen Box-Plot-Diagramme. Als Maß der zentralen Tendenz wird hier nicht der Mittelwert sondern der Median angegeben, d. h. der Wert, der bei geordneter Reihung der Einzelwerte in der Mitte liegt. Als Maß für die Streuung dienen hier Perzentile und Variationsbreite. Das  $\pm 25\%$ -Perzentil entspricht dabei dem Bereich, in dem – bei geordneter Reihung der Messwerte – auf beiden Seiten des Medians jeweils 25 % der Werte liegen. Die Variationsbreite ergibt sich aus der Differenz zwischen dem Maximalwert und dem Minimalwert von  $x$ .

#### 2.1.9.1.2 Normalisierung von Messdaten und „Augenbaufaktor“ (ABF)

Es wird angenommen, dass zwischen bestimmten Augenbauparametern – wie z. B. Achsenlänge und Hornhautradius oder Achsenlänge und Vorderabschnittsstrecke – eine

positive Korrelation besteht (vgl. Berechnungsformel nach Haigis) und dass bei Augen, die von dieser Normalbeziehung markant abweichen, eher mit post-operativen „Refraktionsüberraschungen“ zu rechnen ist. Wie bereits in der Einführung zu dieser Arbeit sowie in Kap. 2.1.2.3 erläutert wurde, sollte daher auch geprüft werden, ob solche Abweichungen vom normalen Augenbau häufiger zu merklichen Abweichungen von der Zielrefraktion führten, als dies bei normal gebauten Augen beobachtet wird.

Zu diesem Zweck sollte eine Größe eingeführt werden, die ein Maß für die Abweichung des Einzelauges vom normalen Augenbau darstellt. In der Literatur wird häufig mit der Achsenlängen-Hornhautradien-Beziehung gearbeitet nach:

$$[23] \quad \text{Ratio} = \text{AL} / r$$

wobei AL = Achsenlänge (mm) und  
r = mittlerer Hornhautradius (mm)

Dieser Achsenlängen-Radien-Quotient ist als Maß für die Abweichung eines Auges von der Normalbeziehung allerdings untauglich. Wie die grob schematische Darstellung auf Tab. 14 erkennen lässt, beschreibt z. B. ein AL/r-Quotient von 3 sowohl ein kurzes Auge mit kurzen Radien als auch ein mittellanges Auge mit langen Radien und ein AL/r-Quotient von 4 sowohl ein mittellanges Auge mit kurzen Radien als auch ein langes Auge mit langen Radien.

**Tab. 14:** Quotienten zwischen Achsenlänge und Hornhautradius. Eine Unterscheidung zwischen normalen Augen (kurze Radien in kurzen Augen oder lange Radien in langen Augen) und abnormen Augen (lange Radien in kurzen Augen und umgekehrt) ist nicht möglich.

Parameter:		Achsenlänge AL (mm)								
Radien r (mm)	Wert	16	18	20	22	24	26	28	30	32
	6,0	2,7	3,0	3,3	3,7	4,0	4,3	4,7	5,0	5,3
	6,25	2,6	2,9	3,2	3,5	3,8	4,2	4,5	4,8	5,1
	6,5	2,5	2,8	3,1	3,4	3,7	4,0	4,3	4,6	4,9
	6,75	2,4	2,7	3,0	3,3	3,6	3,9	4,1	4,4	4,7
	7	2,3	2,6	2,9	3,1	3,4	3,7	4,0	4,3	4,6
	7,25	2,2	2,5	2,8	3,0	3,3	3,6	3,9	4,1	4,4
	7,5	2,1	2,4	2,7	2,9	3,2	3,5	3,7	4,0	4,3
	7,75	2,1	2,3	2,6	2,8	3,1	3,4	3,6	3,9	4,1
	8	2,0	2,3	2,5	2,8	3,0	3,3	3,5	3,8	4,0

Eine Grösse, die die Abweichungen vom normalen Augenbau realistisch charakterisiert, muss daher auf anderem Wege gewonnen werden. Zunächst müssen die Messwerte „normalisiert“ werden nach:

$$[24] \quad X_{i \text{ norm.}} = \frac{X_i - \bar{X}}{S_x}$$

wobei:  $X_{i \text{ norm}}$  = transformierter (normalisierter) Wert der Messgröße X  
 $X_i$  = Messwert  
 $\bar{X}$  = arithm. Mittelwert aller Messwerte  
 $S_x$  = Standardabweichung der Messwerte

Die mit Hilfe dieser Transformation gewonnenen sog. normalisierten Werte zeichnen sich durch einen arithmetischen Mittelwert von 0 und eine Standardabweichung von 1 aus. Die Dimension der normalisierten Werte ist damit nicht mehr mm sondern s (Standardabweichung).

Bildet man jetzt die Differenz zwischen normalisierter Achsenlänge und normalisiertem Hornhautradius, dann erhält man die auf Tab. 15 dargestellten Werte. Sind die normalisierten Achsenlängen und Radien gleich, d. h. folgt ihre Beziehung der Stenström-Regel [17], entspricht dies dem Wert null. Für längere Augen mit kürzeren Radien werden die Werte positiv, für kürzere Augen mit längeren Radien werden sie negativ. Die auf diesem Wege erhaltenen Werte sollen im folgenden als Augenbau-Faktor (ABF) bezeichnet werden.

**Tab. 15:** Augenbaufaktoren (ABF): Differenzen der nach [24] normalisierten Werte für Achsenlänge und Hornhautradius. Sind beide Werte gleich, ist die Differenz Null (weiße Kästchen). Für lange Augen mit kurzen Radien wird die Differenz positiv (grüne Kästchen). Für kurze Augen mit langen Radien wird sie negativ (rosa Kästchen).

Parameter:		normalisierte Achsenlänge AL (s)								
	Wert	-2	-1,5	-1	-0,5	0	0,5	1	1,5	2
norma- lisierte Radien r (s)	-2	0,00	0,50	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	3,50	4,00
	-1,5	-0,50	0,00	0,50	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	3,50
	-1	-1,00	-0,50	0,00	0,50	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00
	-0,5	-1,50	-1,00	-0,50	0,00	0,50	1,00	1,50	2,00	2,50
	0	-2,00	-1,50	-1,00	-0,50	0,00	0,50	1,00	1,50	2,00
	0,5	-2,50	-2,00	-1,50	-1,00	-0,50	0,00	0,50	1,00	1,50
	1	-3,00	-2,50	-2,00	-1,50	-1,00	-0,50	0,00	0,50	1,00
	1,5	-3,50	-3,00	-2,50	-2,00	-1,50	-1,00	-0,50	0,00	0,50
	2	-4,00	-3,50	-3,00	-2,50	-2,00	-1,50	-1,00	-0,50	0,00

Diese Augenbaufaktoren werden es erlauben zu prüfen, ob für bestimmte, im Rahmen dieser Untersuchung untersuchte Parameter eine Abhängigkeit vom Grad der Abweichung vom (angenommenen) „Normal“-Augenbau besteht.

#### 2.1.9.1.3 Inferentielle Statistik

Zum statistischen Vergleich zwischen 2 Gruppen wurden t-Tests mit verbundenen oder unverbundenen Stichproben nach Student durchgeführt.

Zum Vergleich zwischen mehr als 2 Gruppen wurden Varianzanalysen, ggf. mit Wiederholungen, gerechnet. Die Varianzanalyse zerlegt die Streuung in einem statistischen Material in unterschiedliche Komponenten, die für Unterschiede zwischen Versuchsgruppen, bzw. Behandlungsfaktoren, ggf. ihre Wechselwirkungen und die Streuung innerhalb der Stichproben repräsentativ sind.

Bei signifikantem Ausfall der Varianzanalyse bedeutet dies, dass – mit einer vorgegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit – nicht alle Stichproben derselben Grundgesamtheit entstammen. Die Frage, hinsichtlich welcher Versuchsgruppen im Einzelnen tatsächlich signifikante Unterschiede bestehen, beantwortet die Varianzanalyse nicht. Hierzu müssen bei signifikantem Ausfall der Varianzanalyse Einzelvergleiche angestellt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden individuelle Vergleiche zwischen einzelnen Gruppen nach Bonferroni oder Dunnett angeschlossen.

Der modifizierte t-Test nach Bonferroni (1935) erlaubt den Vergleich aller möglichen Gruppen-Mittel untereinander, der modifizierte t-Test nach Dunnett erlaubt den Vergleich mehrerer Versuchsgruppen mit einer Kontrollgruppe (Dunnett, 1955, 1964).

#### 2.1.9.2 Statistische Auswertung multivariater Daten

Multivariate statistische Verfahren wurden eingesetzt, wenn Abhängigkeiten oder Zusammenhänge zwischen zwei oder mehr Größen (z. B. Achsenlänge, Hornhautbrechkraft und Refraktion) geprüft werden sollten. Dies erfolgte mit den Verfahren der linearen, polynomialen, multiplen oder schrittweisen Regressionsrechnung.

### 2.1.9.2.1 Lineare Regression

Eine einfache (lineare) Regression beschreibt einen linearen Zusammenhang zwischen 2 Größen. Sie hat die Form:

$$[25] \quad Y = a + b \times X$$

wobei: Y = abhängige Variable  
 a = Y-Achsen-Abschnitt,  
 b = Steigungsfaktor  
 X = unabhängige Variable

Mit Hilfe einer Varianzanalyse kann geprüft werden, ob der Zusammenhang signifikant ist. Bei signifikantem Ergebnis der Varianzanalyse kann durch Einzelprüfung ermittelt werden, ob Y-Achsen-Abschnitt a und Steigungsfaktor b signifikant sind.

### 2.1.9.2.2 Polynomische Regression

Eine polynomische Regression beschreibt einen nicht-linearen Zusammenhang zwischen zwei Größen X und Y. Eine polynomische Regression hat die Form:

$$[26] \quad Y = a + b \cdot X + c \cdot X^2 + d \cdot X^3 (+ \dots + i \cdot X^n)$$

wobei: Y = abhängige Variable  
 a = Y-Achsen-Abschnitt,  
 b, c, ... = Steigungsfaktoren  
 X = unabhängige Variable

Mit Hilfe einer Varianzanalyse kann geprüft werden, ob der Zusammenhang signifikant ist. Bei signifikantem Ergebnis der Varianzanalyse kann durch Einzelprüfung ermittelt werden, ob der Y-Achsen-Abschnitt a und die einzelnen Steigungsfaktoren b, c, d, .... signifikant sind.

### 2.1.9.2.3 Multiple Regression

Multiple Regressionen erlauben es, die Abhängigkeit einer (abhängigen) Variablen Y von mehreren (unabhängigen) Variablen X1, X2, X3, ....., Xn zu prüfen. Klassische Beispiele sind die Biometrieformeln SRK und SRK-II. Eine multiple Regression hat die Form:



$$[27] \quad Y = a + b \cdot X_1 + c \cdot X_2 + d \cdot X_3 (+ \dots + i \cdot X_n)$$

wobei: Y = abhängige Variable  
 a = Y-Achsen-Abschnitt,  
 b, c, ... = Steigungsfaktoren und  
 X<sub>1</sub>, X<sub>2</sub>, ... = unabhängige Variablen

Mit Hilfe einer Varianzanalyse kann geprüft werden, ob der Zusammenhang signifikant ist. Bei signifikantem Ergebnis der Varianzanalyse kann durch Einzelprüfung ermittelt werden, ob der Y-Achsen-Abschnitt a und die einzelnen Steigungsfaktoren b, c, d, .... signifikant sind.

#### 2.1.9.2.4 Schrittweise multiple Regression

Soll geprüft werden, ob und wie eine abhängige Variable Y von mehreren möglichen unabhängigen Variablen X<sub>1</sub>, X<sub>2</sub>, X<sub>3</sub>, ....., X<sub>n</sub> abhängt, kann dies mit dem Verfahren der schrittweisen multiplen Regression untersucht werden.

Hierbei wird zunächst geprüft, in welchem Maße die möglichen unabhängigen Variablen zur Gesamt-Variabilität der abhängigen Variablen beitragen. Schrittweise werden dann – jeweils in Abhängigkeit von der Höhe ihres Beitrags an der Variabilität – der Y-Achsenabschnitt und die möglichen unabhängigen Einfluss-Variablen X<sub>n</sub> in das Regressionsmodell aufgenommen und eine neue multiple Regressionsformel berechnet. Die Berechnung wird so lange fortgesetzt, bis keine der verbliebenen Variablen mehr einen signifikanten Einfluss auf die Rest-Variabilität ausübt. Das Ergebnis ist eine Regressionsformel der Form [27].

#### 2.1.9.3 Visusauswertung

Die Visuswerte wurden für die statistischen Auswertungen auch als anguläre Sehschärfe ausgedrückt. Hierzu wurde der Logarithmus des minimalen Auflösungswinkels (logMAR = logarithm of the Minimal Angle of Resolution) berechnet nach:

$$[28] \quad V \log \text{MAR} = \log(1/\text{Visus})$$

Da der Visus in der klinisch üblichen Dezimal- oder Bruchdarstellung eine schiefe Verteilung aufweist, sind die Werte nur nach dieser Umwandlung für eine sinnvolle stati-



stische Auswertung geeignet (Thomson, 2003). Die folgende Tabelle zeigt eine Gegenüberstellung der verschiedenen Notationsweisen des Visus.

**Tab. 16:** Verschiedene Ausdrucksweisen für den Visus: Snellen Visus (Sollentfernung durch Prüferentfernung), Dezimal-Visus, minimaler Auflösungswinkel (MAR) und Logarithmus des minimalen Auflösungswinkels (logMAR)

Snellen-Visus	5-Meter-Visus	Dezimal-Visus	MAR	logMAR
6/60	5/50	0,10	10	1,00
6/24	5/20	0,25	4	0,60
6/18	5/15	0,33	3	0,48
6/12	5/10	0,50	2	0,30
<b>6/6</b>	<b>5/5</b>	<b>1,00</b>	<b>1</b>	<b>0,00</b>
6/5 (6/4,8)	5/4	1,25	0,8	-0,10
6/4	5/3 (5/3,3)	1,50	0,667	-0,18

#### 2.1.10 Graphische Darstellungen

Die Ergebnisse werden als Säulendiagramme, Box-Plots und Scatter-Plots graphisch dargestellt. Im Interesse der Übersichtlichkeit wurde soweit möglich eine einheitliche Farbgebung gewählt.

#### 2.1.11 Benutzte Hard- und Software

Als Computer wurden für die Datenerhebung verschiedene Macintosh-Rechner eingesetzt. Die Dissertation wurde auf einem Macintosh MacBook Pro (Retina, 15', Ende 2013) bearbeitet und geschrieben.

Die Krankengeschichten wurden mit der von der KV zugelassenen ophthalmologischen Praxismanagementsoftware „sOPHTHware“ der Praxis Prof. Dr. Koch (Geilenkeuser und Koch, 1990) geführt. Das Programm hat komfortable Exportfunktionen, sodass die relevanten Patientendaten als Textfile exportiert werden konnten.

Die exportierten Patientendaten wurden als Text-File in Microsoft Excel (Microsoft Excel for Mac; Version 15.31) importiert und mit Excel verwaltet und bearbeitet.

Varianzanalysen für univariate Daten (z. B. Visus oder Refraktion) wurden mit den Programmen Statview for Mac (Fa. Abacus Concepts; Version 5.0) oder Prism (Fa. Graph-

Pad; Version 7 und 8) berechnet, in die die entsprechenden Datensätze aus Excel importiert wurden. Beide Programme wurden auch bei der Erstellung von graphischen Darstellungen (Torten-, Säulendiagrammen, Box-Plots, etc.) eingesetzt. Zur Darstellung von Säulendiagrammen kam zusätzlich auch Microsoft Excel (Microsoft Excel for Mac; Version 15.31) zum Einsatz. Regressionsrechnungen erfolgten mit dem Programm Statview, das es insbesondere erlaubt, lineare, polynomische, multiple und schrittweise Regressionen zu berechnen.

Schemazeichnungen wurden mit dem Vektorgraphikprogramm Freehand (Fa. Macromedia; Version 10) erstellt.

Bitmap-Graphiken, Scans und digitale Photographien wurden mit Hilfe des Graphikprogramms Photoshop CS (Fa. Adobe; Version 8.0 für Macintosh) erstellt und/oder bearbeitet. Vorlagen wurden mit einem A3-Flachbettscanner (Microtek Scanmaker 9800XL) eingescannt. Als Scannersoftware fand Silverfast AI (Fa. LaserSoft Imaging; Version 6) Verwendung.

Das Manuscript der Dissertation wurde mit Mellel (Version 4) geschrieben. Formeln im Manuscript wurden mit dem Formeleditor MathMagic (Personal Edition, Fa. InfoLogic, Version 5.31) erstellt und als JPG oder PNG-Graphiken ins Manuscript eingefügt.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 IOL-Berechnung

Wie in der Einführung bereits dargestellt, hat die vorliegende Arbeit zum Ziel, einen von Prof. Dr. H. - R. Koch vorgeschlagenen, statistischen Formelansatz an einem großen Patientenkollektiv detailliert zu erarbeiten und die auf diesem Wege gewonnenen Ergebnisse mit denen zu vergleichen, die mithilfe der bereits publizierten und etablierten Formeln erzielt werden.

Es sollte zu diesem Zweck anhand der prä-operativen und postoperativen Daten ermittelt werden, welche Linsenbrechkraft das gewünschte Refraktionsziel erzielt hätte, welche Brechkraft sich bei der Anwendung von 5 bekannten Formeln ergibt und welche Brechkraft bei Anwendung des neuen Lösungsansatzes erreicht wird.

##### 3.1.1 Berechnung einer „Ideal-IOL“

Um einen Maßstab für die Vergleichbarkeit der Formelerggebnisse einzuführen, musste eine Größe geschaffen werden, die Auskunft darüber gibt, welcher Wert prä-operativ hätte berechnet werden müssen, um postoperativ die exakt gewünschte Refraktion zu erhalten.

Aus der Abweichung des tatsächlich erreichten Refraktionsergebnisses vom beabsichtigten Refraktionsziel wurde deshalb die „ideale“ IOL berechnet, das heißt die IOL, die hätte implantiert werden müssen, um das (ggf. verfehlte) Refraktionsziel zu erreichen.

Hierzu wurde zur Brechkraft ( $S_{\ddot{A}}$ ) der implantierten IOL die – auf das Linnenniveau umgerechnete – Abweichung der post-operativen Refraktion von der Zielrefraktion ( $S_{\ddot{A}}$ ) addiert. Die Berechnung erfolgte nach:

$$[28] \quad D_{IOLideal} = D_{IOLimpl} + D_{AZR} \times F$$

mit:

$$[29] \quad D_{AZR} = D_{subj2} + D_{ZR}$$

wobei:  $D_{IOLideal}$  = Brechkraft der idealen IOL ( $S_{\ddot{A}}$ , dpt)

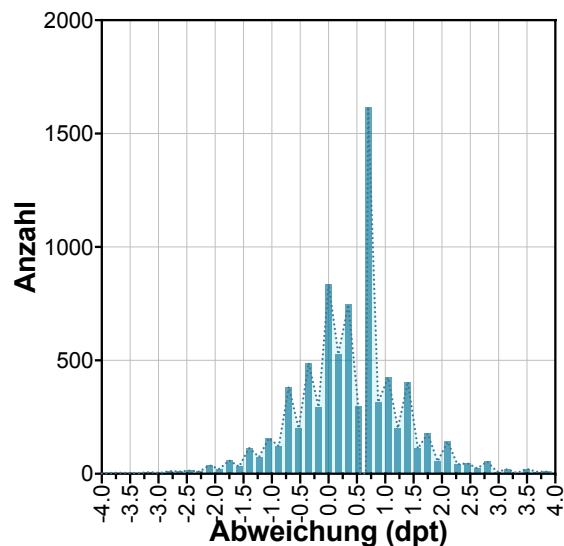
$D_{IOL\ impl}$	= Brechkraft der implantierten IOL (SÄ, dpt)
$D_{AZR}$	= Abweichung von der Zielrefraktion (SÄ, dpt)
$F$	= Umrechnungsfaktor zwischen Linsen- und HH-Niveau (=1,4),
$D_{subj2}$	= Sphär. Äquivalent der post-op. subj. Refraktion (dpt) und
$D_{ZR}$	= Sphär. Äquivalent der Zielrefraktion mit gewählter Formel (dpt).

Es zeigte sich hierbei, dass in 836 Fällen (10,16 %) der im Vorfeld der Implantation angestellten Berechnungen die Ideale IOL berechnet und implantiert worden war.

Weiterhin lässt sich beobachten, dass die Abweichung zwischen implantierter Linse und der nachträglich berechneten Ideal-IOL im Durchschnitt lediglich 0,39 dpt betrug. In einer aktuellen Untersuchung von Hoffmann findet sich als mittlerer Vorhersagefehler eine Abweichung von 0,41 dpt, was einen vergleichbaren Wert darstellt. Hierbei finden sich in der vorliegenden Untersuchung die meisten Linsen (4809) auf einem Abweichungsintervall zwischen -0,35 und +0,7 dpt. Diese Diskrepanz von der „idealen IOL“ ist als gut zu bewerten (Hoffmann, 2010).

**Tab. 17:** Abweichung der Implantierten IOL von der Ideal IOL, Beschreibende Statistik

Abweichung Implantierte IOL von Ideal IOL			
Mittelwert	Std. Abw.	Minimum	Maximum
<b>0,39 dpt</b>	<b>±1,08</b>	<b>-11,2</b>	<b>10,15</b>



**Abb. 12:** Häufigkeitsverteilung der Abweichung der implantierten IOL von der Ideal IOL, zur exakteren Darstellung nur um den Mittelwert geplottet

### 3.1.2 Regressionsformel für die IOL Berechnung

Wie bereits in der Einleitung zu dieser Arbeit beschrieben, stellte Herr Prof. Dr. H. - R. Koch die Hypothese auf, dass es mit einem statistischen Formelansatz sehr wohl möglich sein müsse, ein besseres Ergebnis zu erzielen, als es mit den bisher bekannten statistischen Berechnungsansätzen erreicht wird, wenn ein neuer Berechnungsweg gewählt würde. Hierbei erscheint es sinnvoll, zunächst einmal zu betrachten, welche Eigenschaften der früher publizierten, statistischen Formeln dazu führen, dass eine Linienberechnung mit diesen Formeln in unbefriedigenden Ergebnissen resultiert.

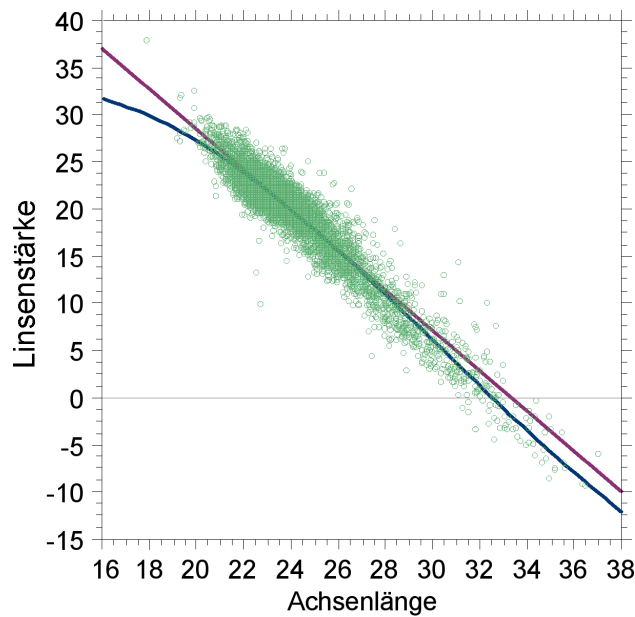
#### 3.1.2.1 Nachteile der statistischen Formeln SRK und SRK II

Erster Nachteil: Linearer Zusammenhang

Die statistische Formel SRK, die einen linearen Zusammenhang zwischen den Einflussfaktoren A-Konstante, Hornhautbrechkraft, Achsenlänge und der emmetropisierenden Implantatlinsenstärke voraussetzt, hatte sich – was der Natur einer statistischen Formel entspricht – als gut für die stark besetzten zentralen Bereiche der Einflußgrößen, aber als unzuverlässig bei der Berechnung langer und kurzer Augen erwiesen. Die SRK-II Formel hatte das durch eine simple, stufenweise Korrektur in Abhängigkeit von der Achsenlänge zu korrigieren versucht. Dabei ergaben sich natürlich neue Ungenauigkeiten an den Kanten dieser Stufen.

Stellt man die, mit SRK und SRK II berechneten Ergebnisse als Punktwolke in einem Scatter-Plot Diagramm dar (Abb. 13) und legt eine lineare Regressionskurve hindurch, so wird diese Fehleinschätzung der Formel sichtbar, indem sowohl im unteren, als auch im oberen Bereich die lineare Funktionskurve deutlich von der Punktwolke nach links/ bzw nach rechts abweicht.

Dieses Verhalten der SRK-Formel zeigte, dass eine lineare Abhängigkeit der Formelparameter eben nicht besteht. Die Suche nach einer nicht-linearen Regression erscheint daher als sinnvoller. Dies stellt – neben der Überlegung, welche weiteren Parameter sinnvollerweise in eine Berechnungsformel einbezogen werden müssten – denn ersten Ansatz der vorliegenden Arbeit dar.



**Abb. 13:** Biometrieergebnisse der SRK-Formel, lineare- und polynomische Regression, Scatter-Plot mit Formelergebnissen (grün), Linearer Regression (violett) und Polynomischer Regression (blau)

#### Zweiter Nachteil: Fehlende Berücksichtigung der Linsenposition

Ein weiterer Nachteil der SRK und SRK-II Formel ist die Tatsache, dass als Schätz-Parameter für die postoperative Linsenposition lediglich die A-Konstante verwendet wird. Diese ist zwar eine, für einen bestimmten Linsentyp charakteristische Größe, berücksichtigt aber nicht die anatomischen Eigenschaften des untersuchten Auges. Daher war davon auszugehen, dass die prä-operativ gemessene Vorderkammertiefe und die Dicke der Augenlinse als charakteristische Größen des Augenbaus ebenfalls zu berücksichtigen sind.

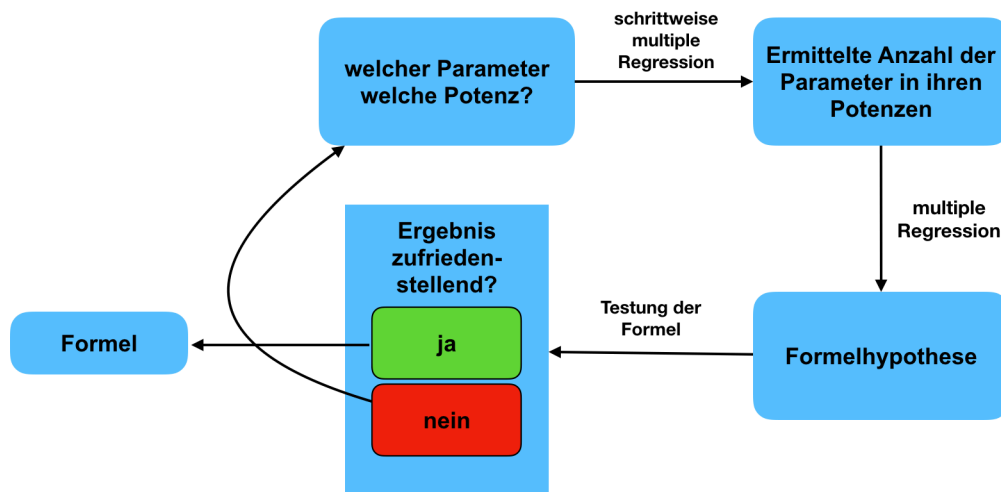
#### 3.1.2.2 Explorative Suche nach einer geeigneten Regressionsformel

Aus diesem Grund galt es im Rahmen dieser Arbeit zu prüfen, ob sich eine aussagekräftige, statistische Formel finden lässt, wenn die beiden unter Kap. 3.1.2.1 beschriebenen Nachteile ausgeglichen würden.

Hierzu muss die Überlegung angestellt werden, welche Parameter überhaupt verwendet werden sollen und welche Kombination hierbei sinnvoll erscheint. In einer zweiten Überlegung muss herausgefunden werden, in welchen Potenzen die gefundenen Parameter

in die Formel eingehen sollen. Sind alle Parameter in ihren signifikanten Potenzen ermittelt, so wird aus diesen mit Hilfe einer multiplen Regressionsrechnung eine Gleichung aufgestellt. Abschließend wird diese auf ihre jeweilige Vorhersagegenauigkeit getestet.

Eine schematische Darstellung der Vorgehensweise ist auf Abb. 14 dargestellt.



**Abb. 14:** Vorgehensweise bei der Ermittlung der Regressions-IOL, schematische Darstellung

Folgende, bisher unberücksichtigte Bedingungen müssen für die Auswahl der Parameter und für ihren Bezug untereinander erfüllt sein:

1. Die Annahme, dass zwischen den in die Formel eingehenden Parametern ein linearer Zusammenhang besteht, musste überprüft und, falls notwendig, korrigiert werden.
2. Die, bisher unberücksichtigte, postoperative Linsenposition, die, wie beschrieben, eine wichtige Größe für die Vorhersagekraft einer IOL-Formel darstellt, muss in die Formel eingehen.

Zu Annahme 1.:

In Kap. 3.1.2.1 konnte gezeigt werden, dass eine lineare Beziehung der Formelparameter bei SRK und SRK II nicht besteht. Die stillschweigende Voraussetzung einer linearen Beziehung wurde daher für den gewählten Ansatz verworfen.

Um zu bestimmen, welche Parameter zur Aufstellung einer Berechnungsformel heranzuziehen waren, wurden zunächst explorativ die gemessenen Parameter A-Konstante, ACD-Konstante, VK-Tiefe (präOP), Linsendicke, Achsenlänge, Mittlere Hornhautbrechkraft sowie der berechnete Parameter „geschätzte“ post-operative Vorderkammertiefe in unterschiedlicher Zusammensetzung einer modellhaften Berechnung unterzogen und Schritt für Schritt diejenigen Parameter ausgeschlossen, die in einer schrittweisen, multiplen Regression die geringste Signifikanz aufwiesen (vgl. Seite 48, Schrittweise multiple Regression). Als signifikant in diesem Modell erwiesen sich die Parameter ACD-Konstante, Achsenlänge, Hornhautbrechkraft und das Quadrat der Achsenlänge.

**Tab. 18:** Getestete und in die Formel einbezogene Parameter

Parameter	schrittweise Regression	
	Korr. Koeffizient	Standard-Fehler
ACD-Konstante	1,239	0,0917
Achsenlänge	-6,6473	0,1192
Hornhautbrechkraft	-1,1502	0,0118
Achsenlänge quadriert	0,0748	0,0023
Vorderkammertiefe (präOP)	–	–
Linsendicke	–	–

Es zeigte sich, dass hierbei  $VK_{\text{prä}}$  und Linsendicke nicht mehr wesentlich zur Regression beitragen. Allerdings ist dies verständlich, da ja die ACD-Konstante auf anderem Wege die selbe Größe schätzt. Nur wenn man die ACD-Konstante bei der schrittweise Regression ausschließt, erhält man einen signifikanten Beitrag der beiden Größen an der Gesamt-Korrelation. Um diese für das Ergebnis wichtigen Größen zu berücksichtigen ist folgender Gedankengang wichtig.

Zu Annahme 2:

Es wurde im Rahmen der Arbeit vielfach dargestellt, dass die postoperative Linsenposition eine hohe Relevanz für das Berechnungsergebnis besitzt und daher in einer zu ermittelnden Formel nicht unberücksichtigt bleiben darf. Zu deren Einschätzung war der Parameter „geschätzte (postoperative) Vorderkammertiefe“ einzuführen.



Für die Schätzung dieser postoperativen Vorderkammertiefe hatte Prof. Dr. Koch angenommen, dass sie sich durch die Summe der Vorderkammertiefe und eines Anteils der Linsendicke würde ermitteln lassen:

$$VK_{\text{prä}} + \text{Linsendicke} * \text{Faktor.}$$

Die Größe dieses Faktors hatte Herr Prof. Dr. Koch in einer ersten Überlegung aus anatomischen Gründen so angenommen, dass die Summe aus VK-Strecke und  $\frac{2}{3}$  Linsendicke ein realistisches Maß für die post-operative VK-Tiefe darstellen sollte. Tatsächlich zeigte sich aber explorativ, dass sich der Parameter  $VK_{\text{prä}}$  dann am stärksten auf die Vorhersagegenauigkeit auswirkte, wenn etwas mehr als  $\frac{2}{3}$  (nämlich 0,761) der Linsendicke zur Vorderkammertiefe addiert wurden.

Im Rahmen meiner explorativen Untersuchungen zeigte sich jedoch, dass bessere Ergebnisse erzielt werden, wenn statt dieses Parameters die prä-operativ gemessenen Parameter  $VK_{\text{prä}}$  und Linsendicke getrennt in die Berechnung einfließen. Dies würde allerdings die Rolle eines linsenspezifischen Parameters (ACD- bzw. A-Konstante) nicht berücksichtigen. Hierzu führe man sich folgendes vor Augen:

Würde man auf die ACD- (bzw. A-) Konstante komplett verzichten und nur die Parameter Linsendicke und prä-operativ gemessene Vorderkammertiefe berücksichtigen, würden linsenspezifische Eigenschaften (Angulation der Haptiken, Verteilung der IOL-Brechkraft auf Vorder- und Rückseite und damit die Lage der Brennebene) unberücksichtigt bleiben.

Bei weiteren explorativen Versuchen zeigte sich, dass eine Berücksichtigung von ACD-Konstante gemeinsam mit  $VK_{\text{prä}}$  zu unsinnigen Ergebnissen führt, da beides Schätzgrößen für den selben Parameter sind. Es erwies sich als sinnvoller, die Abweichung der gemessenen  $VK_{\text{prä}}$  von der linsenspezifischen ACD als einen weiteren Parameter in der Formel zu berücksichtigen:

$$VK_{\text{prä}} - \text{ACD}$$

Hierbei ließen sich die schlüssigsten Ergebnisse erzielen und es resultierte die von allen Ansätzen genaueste Formel mit einer Abweichung von lediglich noch 0,02 dpt über den gesamten Formelbereich.

Polynomische Regressionsformel:

Aus den, auf diese Weise gewonnenen Parametern und ihren Quadraten wurde eine multiple, polynomische Regressionsgleichung berechnet, welche die für die implantierten Augen bekannten prä-operativen Parameter Achsenlänge (AL), das Quadrat der Achsenlänge, die prä-operativ gemessenen Vorderkammertiefe (VK) abzüglich der ACD-Konstanten, die prä-operativ gemessene Linsendicke (LD), sowie die gemittelte Hornhautbrechkraft K, als unabhängige Parameter gegen die Ideal IOL als abhängigem Parameter in Bezug setzt.

Die führte zu einer Gleichung der Form:

$$[30] D_{IOL} = 180,266 + 0,51 (VK_{prä} - ACD) - 0,272 LD_{prä} - 6,254 AL + 0,068 AL^2 - 1,133 K$$

wobei:  $D_{IOL}$  = Brechkraft der idealen IOL  
 AL = Achsenlänge mit Ultraschall (mm)  
 $VK_{prä}$  = prä-op. Vorderkammertiefe; Messung mit Ultraschall (mm)  
 $LD_{prä}$  = prä-op. Linsendicke, Messung mit Ultraschall (mm)  
 ACD = ACD-Konstante  
 K = mittlere Hornhautbrechkraft (dpt), entspr.  $(K1+K2)/2$

Mit dieser statistischen Regressionsgleichung wurde für alle Augen eine IOL berechnet. Sie wird in den folgenden Abschnitten kurz als Regressions-IOL bezeichnet. Eine deskriptive Statistik der, mit dieser Formel ermittelten Biometrieergebnisse findet sich auf Tab. 19.

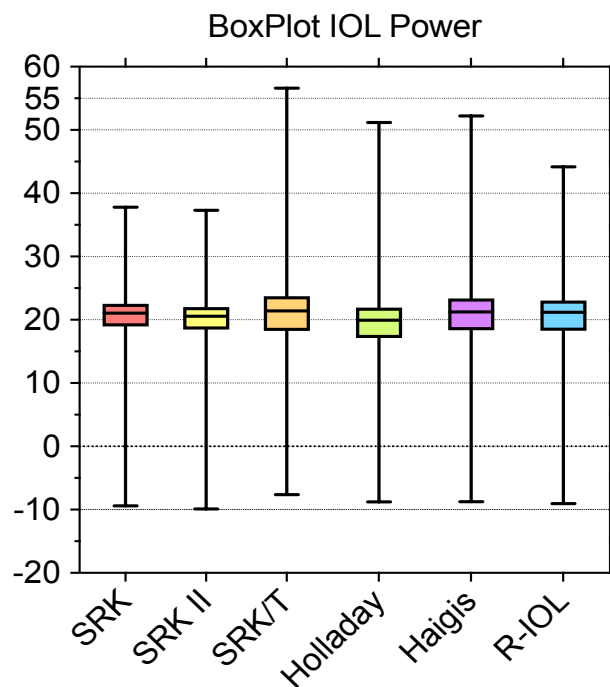
### 3.1.3 Biometrieergebnis

Um nun die neu ermittelte Berechnungsformel sowohl mit den gängigen Formeln, als auch mit der ermittelten „Ideal-IOL“ (vgl. Kap. 3.1.1) zu vergleichen, wurden die Berechnungsergebnisse tabellarisch und graphisch aufgetragen. Die Ergebnisse werden im folgenden Teil vorgestellt.

Eine beschreibende Statistik für die Linsenberechnung findet sich auf Tab. 19. Auf dieser Tabelle wurde zum Vergleich ebenfalls die Ideal-IOL dargestellt. Eine graphische Darstellung der Biometrieformelergbnisse als Boxplot folgt auf Abb. 15.

**Tab. 19:** Beschreibende Statistik der ermittelten IOL- Werte für 5 Berechnungsformeln aus der Literatur und die hier ermittelte Regressionsformel im Vergleich mit der Ideal-IOL

Parameter	Ideal-IOL	IOL berechnet nach:					
		Holl.	Haigis	SRK	SRK-II	SRK/T	Regr.
N		8230					
MW	19,80	18,75	20,05	19,91	19,41	20,28	19,78
St. Abw.	±5,77	±5,66	± 5,84	±4,79	±4,79	±6,10	±5,54
Minimum	-10,90	-8,78	-8,75	-9,40	-9,90	-7,63	-9,11
Maximum	45,20	51,19	52,22	37,79	37,29	56,60	44,16



**Abb. 15:** Berechnungsergebnisse für die untersuchten Biometrieformeln. Box-Plot mit Median,  $\pm 25\%$  und Variationsbreite

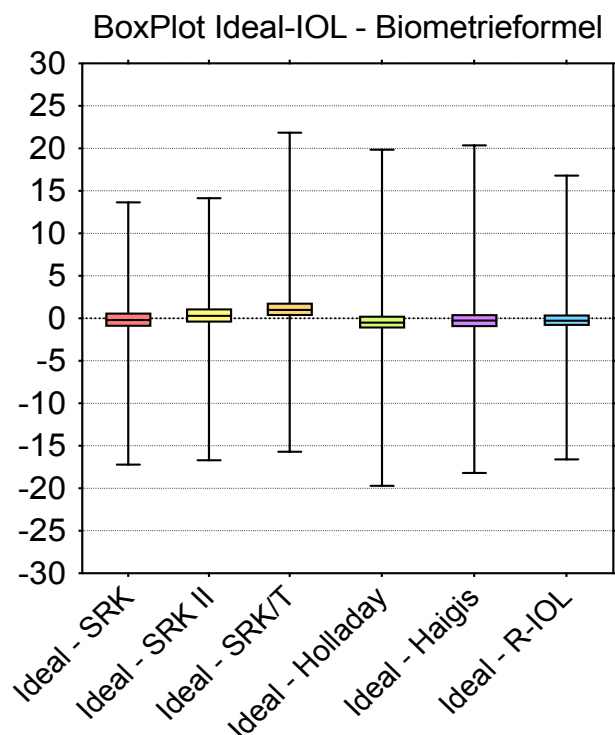
### 3.1.3.1 Abweichung von der Ideal-IOL

Als Maß für die Vorhersagegenauigkeit der Formeln wurde die Differenz zwischen berechneter "Ideal-IOL" und den Ergebnissen der jeweiligen Biometrieformel herangezogen.

Hierzu findet sich eine beschreibende Statistik auf Tab. 20, eine graphische Darstellung liefert Abb. 16.

**Tab. 20:** Beschreibende Statistik der Abweichung zwischen der Ideal-IOL und den untersuchten Biometrieformeln: Fallzahl, Mittelwerte, Standardabweichung und Variationsbreite

Parameter	Ideal - SRK	Ideal - SRK II	Ideal - Holl.	Ideal - SRK/T	Ideal - Haigis	Ideal - R-IOL
N	8230					
MW	-0,11	0,39	1,06	-0,48	-0,25	0,02
St. Abw.	±1,79	±1,79	±1,66	±1,67	±1,59	±1,63
Minimum	-17,31	-16,81	-15,66	-19,78	-18,00	-16,67
Maximum	13,14	13,91	21,82	19,96	20,38	17,31



**Abb. 16:** Abweichung der nach den 6 IOL-Formeln berechneten Linsenstärke (dpt) von der Ideal IOL: Box-Plot mit Median, ± 25 % und Variationsbreite

Es zeigt sich, dass über den gesamten Linsenbereich die gefundene Regressionsformel im Mittel die geringste Abweichung im Berechnungsergebnis lieferte. Mit einer Abweichung von lediglich 0,02 dpt im absoluten Mittelwert stellt somit die nach dem Vorschlag von Herrn Prof. Dr. Koch hier ermittelte Regressionsformel „R-IOL“ die genaueste Alternative dar.

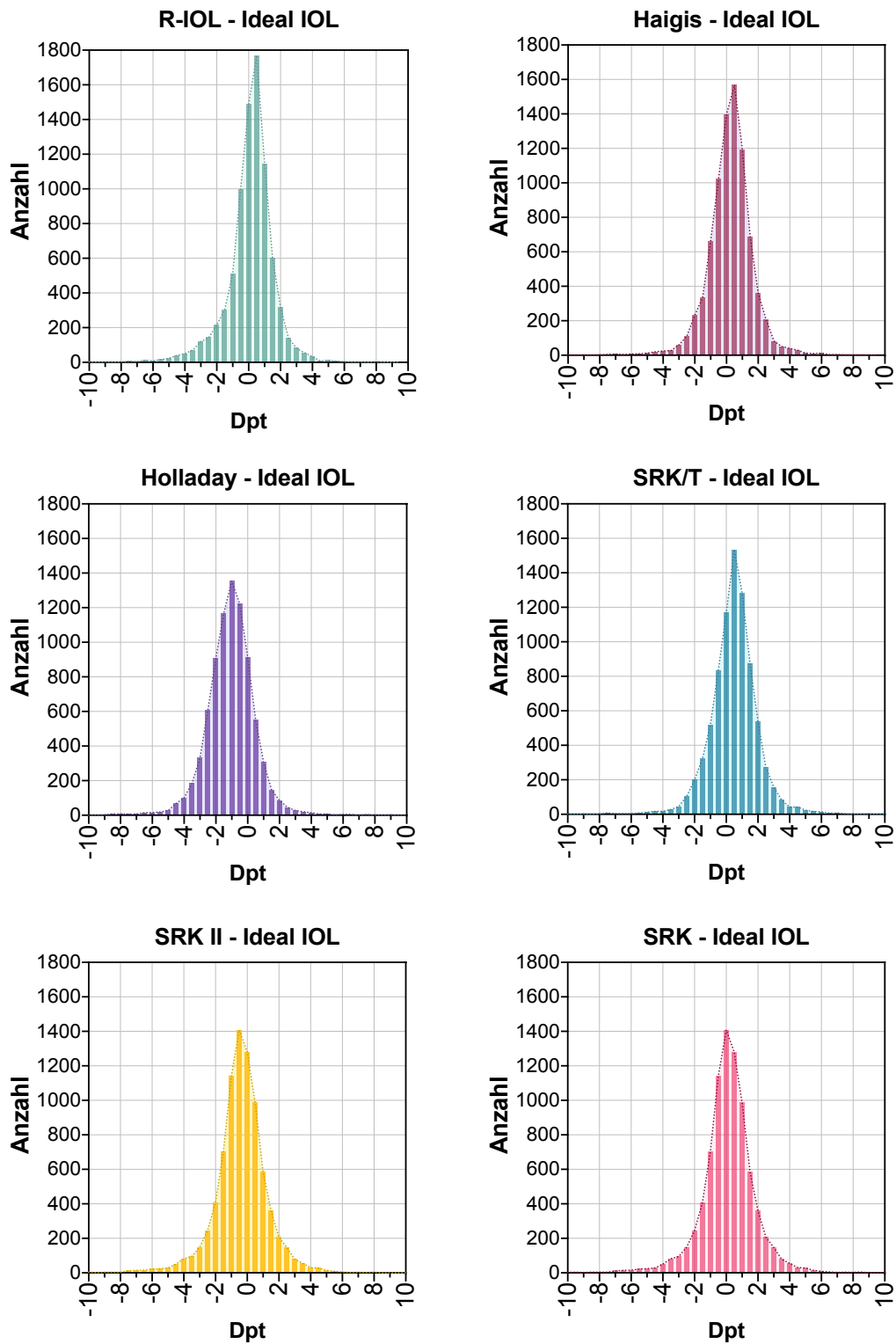
Desweiteren wurde die, auf Tab. 20 dargestellte Abweichung der Biometrieergebnisse von der Ideal-IOL zur detaillierteren Darstellung als Häufigkeitsverteilung graphisch aufgetragen (Abb. 17). Nun wird deutlich, dass sich zwar auch die bestehenden Formeln nicht allzu stark von der Ideal-IOL unterscheiden, sich aber für die R-IOL auf einem Intervall von  $-1$  bis  $+1$  die mit Abstand meisten Ergebnisse konzentrieren, die R-IOL also im Mittel eine deutlich höhere Trefferwahrscheinlichkeit besitzt.

### 3.1.3.2 Abweichungen der Biometrieformeln von R-IOL

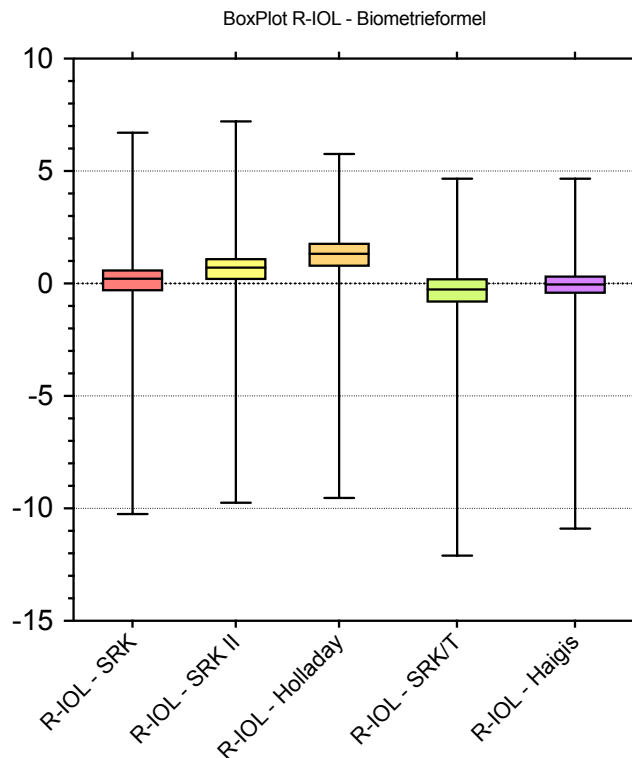
Zur Verdeutlichung der Abweichung zwischen der neu bestimmten Berechnungsformel und den existierenden Formeln wurden die Differenzen der Formelergebnisse gebildet (Tab. 21 sowie Abb. 18). Hier erkennt man, dass die Abweichung zwischen SRK und R-IOL sowie zwischen Haigis und R-IOL am geringsten ausfällt. Die SRK/T-Formel schätzt das Ergebnis im Mittel niedriger, während die Formeln SRK II und Holladay das Ergebnis zu hoch schätzen. Hierbei weicht Holladay um über eine Dioptrie ins Positive ab.

**Tab. 21:** Beschreibende Statistik der Abweichung zwischen der Regressions-IOL und den untersuchten Biometrieformeln. Fallzahl, Mittelwerte, Standardabweichung und Variationsbreite

Parameter	R-IOL - SRK	R-IOL - SRKII	R-IOL - Holl.	R-IOL -SRK/T	R-IOL - Haigis
N	8230				
MW	-0,06	0,44	1,10	-0,44	-0,20
St. Abw.	±6,84	±6,84	±7,40	±7,70	±7,53
Minimum	-32,84	-32,34	-40,33	-45,74	-41,36
Maximum	43,65	44,15	45,11	44,14	44,42



**Abb. 17:** Häufigkeitsverteilung der berechneten Abweichung zwischen der Ideal-IOL und den untersuchten Biometrieformeln



**Abb. 18:** Abweichung der Ergebnisse zwischen der Regressions-IOL und 5 Biometrieformeln; Box-Plot mit Median,  $\pm 25\%$  und Variationsbreite

### 3.1.3.3 Abhängigkeit der Biometrieergebnisse von der Achsenlänge

Bereits in der Einleitung zu dieser Arbeit, unter Normalisierung von Messdaten und „Augenbaufaktor“ (ABF) und im Rahmen der Formelerläuterung zu SRK und SRK II wurde das Problem der Abhängigkeit der Biometrieergebnisse vom individuellen Augenbau, hier insbesondere von der Achsenlänge kurz dargestellt.

Im folgenden soll dieser Zusammenhang anhand der jeweiligen oberen sowie unteren zehn Prozent der untersuchten Linsen exemplarisch dargestellt werden. Wie Tab. 22 zeigt, schätzen sowohl SRK als auch SRK II die IOL Power für lange Augen zu niedrig ein. Holladay schätzt die Linsenstärke zu hoch während Haigis, SRK/T und R-IOL die Linsenstärke in vergleichbarem Maße ein wenig zu niedrig schätzen.

**Tab. 22:** Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 815 Augen mit einer Achsenlänge zwischen 26,1 mm und 37 mm. Beschreibende Statistik

Parameter	Ideal-IOL	Abweichung Ideal von Biometrieergebnis					
		Holl.	Haigis	SRK	SRK-II	SRK/T	Regr.
N	815						
MW	7,01	0,64	-0,33	-1,74	-1,24	-0,25	-0,38
St. Abw.	5,58	2,38	2,37	2,52	2,52	2,36	2,60
Minimum	-10,90	-15,46	-16,18	-17,31	-16,81	-15,70	-14,91
Maximum	25,73	21,82	20,38	13,20	13,70	19,96	16,80

**Tab. 23:** Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 713 Augen mit einer Achsenlänge zwischen 17,8 mm und 22 mm. Beschreibende Statistik

Parameter	Ideal-IOL	Abweichung Ideal von Biometrieergebnis					
		Holl.	Haigis	SRK	SRK-II	SRK/T	Regr.
N	713						
MW	26,71	1,03	-0,59	1,77	2,27	-1,65	0,34
St. Abw.	3,63	2,20	2,06	2,31	2,31	2,11	2,09
Minimum	12,30	-15,66	-18,00	-14,50	-14,00	-19,78	-16,60
Maximum	45,20	8,51	6,26	11,61	12,11	5,72	9,41

Betrachten wir Tab. 23, so erkennen wir, dass in besonderem Maße SRK II und SRK, jedoch auch die Holladay-Formel ein zu hohes Ergebnis liefern. Das beste Ergebnis liefert hier die eigene Regressionsformel, gefolgt von der Haigis-Formel mit einem leicht myoperen Ergebnis.

#### 3.1.3.4 Abhängigkeit der Biometrieergebnisse vom Augenbau (ABF)

Dem Schema der vorhergehenden Betrachtung folgend, stellen wir die selbe Betrachtung bezüglich des Augenbaufaktors an. Dieser bezieht nicht nur die Achsenlänge, sondern auch den Hornhautradius mit ein und beschreibt Augen, deren Augenbau im Hinblick auf diese beiden Parameter von einem normalen Augenbau im Sinne der Stenström-Regel abweicht (vgl. Kap. 2.1.2.3 und Kap. 4.1.9.1.2). Ein negativer Augenbaufaktor repräsentiert kurze Augen mit längeren Hornhautradien, ein positiver Augenbaufaktor repräsentiert lange Augen mit kürzeren Radien. Hierbei werden ebenfalls jeweils die unteren sowie die oberen zehn Prozent der Linsenberechnungen nach ihrem Augenbaufaktor sortiert und die Biometrieergebnisse verglichen.



**Tab. 24:** Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 803 Augen mit einem Augenbaufaktor zwischen -8,91 und -1,3. Beschreibende Statistik

Parameter	Ideal-IOL	Abweichung Ideal von Biometrieergebnis						Impl. IOL
		Holl.	Haigis	SRK	SRK-II	SRK/T	Regr.	
N		803						
MW	24,61	0,88	-0,66	1,05	1,55	-1,14	0,05	24,93
St. Abw.	4,22	1,91	1,77	2,13	2,13	1,83	1,79	3,90
Minimum	7,75	-12,24	-13,55	-6,34	-5,84	-15,46	-8,23	11,00
Maximum	45,20	8,51	7,22	11,00	11,50	7,69	8,42	41,00

Wir erkennen, dass für Augen mit einem kleinen Augenbaufaktor die Formeln SRK und SRK II, aber auch die Holladay-Formel das Ergebnis zu stark hyperop einschätzen. SRK/T und Haigis liefern eine Abweichung in die Gegenrichtung. Einzig die vorgeschlagene Regressions-IOL war in diesem Fall in der Lage, die Linsenstärke nahezu ohne Abweichung zu bestimmen.

Für Augen mit einem großen ABF gilt sowohl für SRK als auch für SRK II das Gegenteil: Beide schätzen die Linsenstärke zu stark negativ. An diesem Ergebnis ändert auch die Modifikation für abweichende Augen bei der SRK II Formel nur etwa eine halbe dpt. Holladay berechnet ca. 1 Dioptrie zu hoch, während sowohl Haigis, SRK/T und Regressionsformel die Ideal-IOL relativ genau treffen, wobei die geringste Abweichung bei der Regressions-IOL beobachtet werden kann.

**Tab. 25:** Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 798 Augen mit einem Augenbaufaktor zwischen 1,5 und 7,7. Beschreibende Statistik

Parameter	Ideal-IOL (dpt)	Abweichung der Ideal-IOL von Biometrieergebnis bei						Impl. IOL (dpt)
		Holl.	Haigis	SRK	SRK-II	SRK/T	Regr.	
N		798						
MW	7,77	1,10	0,15	-1,74	-1,24	0,16	-0,04	8,29
St. Abw.	6,41	2,34	2,31	2,36	2,36	2,32	2,54	5,90
Minimum	-10,90	-8,79	-10,04	-12,88	-12,38	-10,05	-11,65	-6,00
Maximum	26,70	21,82	20,38	13,01	13,51	19,96	17,31	24,00

### 3.1.3.5 Statistische Auswertung der Biometrieergebnisse

Wie unter Kap. 3.1.1 dargestellt, wurde zur Vergleichbarkeit der Vorhersagekraft der einzelnen Biometrieformeln eine „Ideale IOL“ berechnet die notwendig gewesen wäre, um

statt der erzielten post-operativen Refraktion das angestrebte Refraktionsziel zu erreichen. Die Berechnungsergebnisse dieser Ideal-IOL wurden nun statistisch mit den Formelergebnissen der untersuchten Biometrieformeln verglichen.

Zur statistischen Auswertung wurden zunächst die berechneten IOL-Stärken (SÄ) mit Hilfe einer einfachen Varianzanalyse verglichen (Tab. 26). Es zeigte sich ein signifikantes Ergebnis. Ein Einzelvergleich mithilfe des paarweisen Tests zwischen n Gruppen und einer Kontrollgruppe nach Dunnett ergab, dass sich die Berechnungsformeln von Holladay, Haigis, SRK-II, SRK/T signifikant von der Ideal-IOL unterschieden (Tab. 27).

Kein signifikanter Unterschied zur Ideal-IOL fand sich nur für die Regressionsformel und die SRK-Formel.

**Tab. 26:** Einfache Varianzanalyse mit Wiederholungen für die IOL-Stärken (SÄ) der Ideal-IOL, und der mit verschiedenen Formeln berechneten IOL.

<b>Varianzanalyse</b>					
<b>Streuungursache</b>	<b>SAQ</b>	<b>FG</b>	<b>MAQ</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
Zwischen Gruppen	124,7	6	20,78	26,58	<b>&lt; 0,0001</b>
Innerhalb Augen	66840	217	308,0	393,96	<b>&lt; 0,0001</b>
Rest	1018	1302	0,7818		
Gesamt	67980	1525			

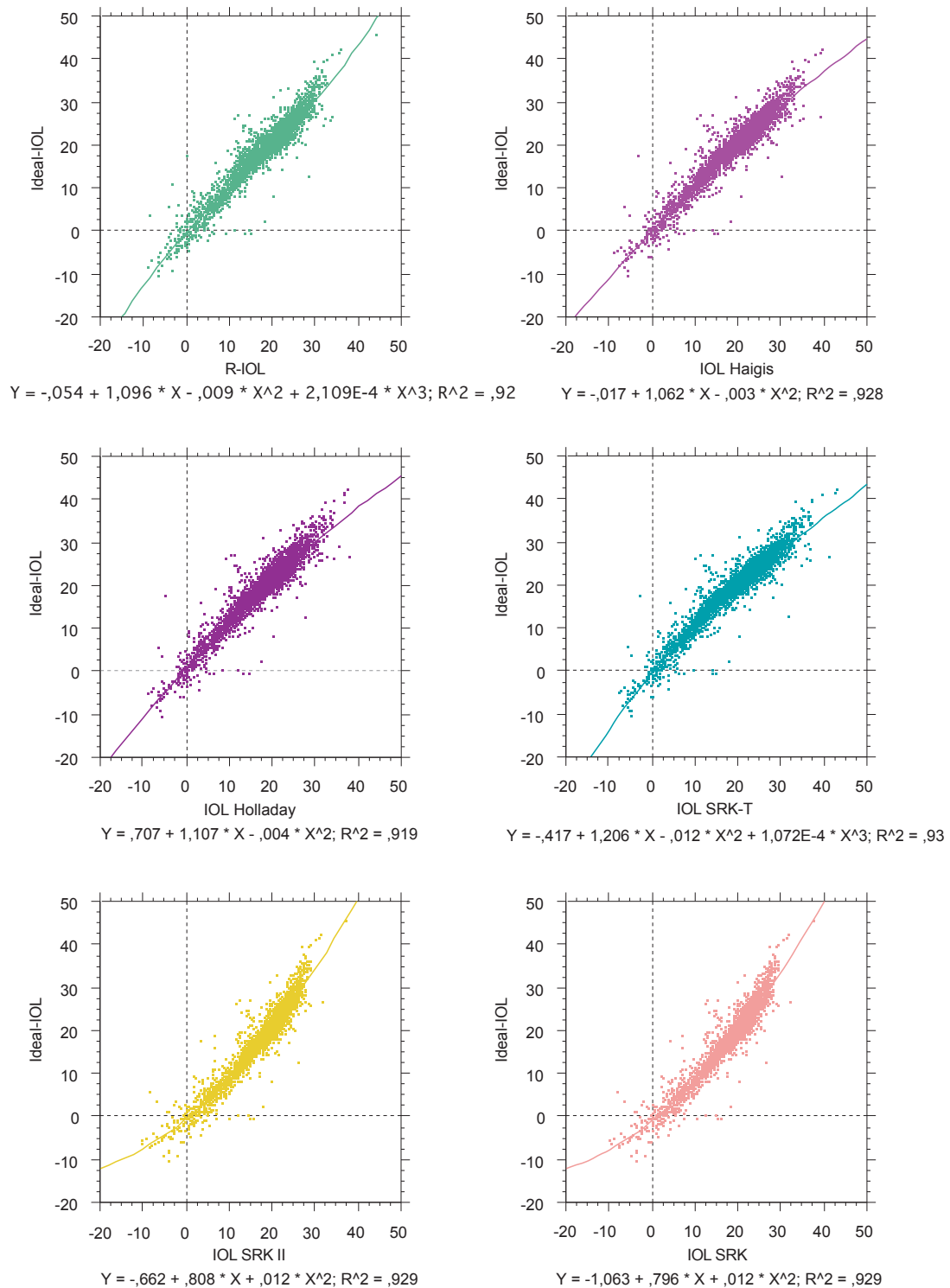
**Tab. 27:** Multiple Mittelwertsvergleiche mit dem Dunnett-Test zwischen der Ideal-IOL und den 6 anderen Gruppen

<b>Dunnett's t-Test</b>	<b>MW-Differenz</b>	<b>q</b>	<b>P</b>
Ideal-IOL vs. IOL-SRK	-0,1066	1,24	0,6545
Ideal-IOL vs. IOL-SRK II	0,3934	4,575	<0.0001
Ideal-IOL vs. IOL-SRK-T	-0,4812	5,596	<0.0001
Ideal-IOL vs. IOL-Holladay	1,056	12,28	<0.0001
Ideal-IOL vs. IOL-Haigis	-0,2481	2,885	0,0202
Ideal-IOL vs. R-IOL	-0,1165	1,355	0,5688

Des weiteren wurden die Ergebnisse untereinander mit Bonferroni-Tests verglichen.

**Tab. 28:** Vergleich der Biometrieformelergbnisse untereinander mit dem Bonferroni-Test

Bonferroni's multiple comparisons test	Mittlere Differenz	95 % Konfidenz-Intervall der Differenz	P-Wert
Ideal-IOL vs. IOL-SRK	-0,1066	-0.3679 – 0.1546	>0.9999
Ideal-IOL vs. IOL-SRK II	0,3934	0.1321 – 0.6546	0,0001
Ideal-IOL vs. IOL-SRK-T	-0,4812	-0.7425 – -0.22	<0.0001
Ideal-IOL vs. IOL-Holladay	1,056	0.7946 – 1.317	<0.0001
Ideal-IOL vs. IOL-Haigis	-0,2481	-0.5093 – 0.01314	0,0821
Ideal-IOL vs. R-IOL	-0,1165	-0.3778 – 0.1447	>0.9999
IOL-SRK vs. IOL-SRK II	0,5	0.2388 – 0.7612	<0.0001
IOL-SRK vs. IOL-SRK-T	-0,3746	-0.6358 – -0.1133	0,0003
IOL-SRK vs. IOL-Holladay	1,163	0.9013 – 1.424	<0.0001
IOL-SRK vs. IOL-Haigis	-0,1415	-0.4027 – 0.1198	>0.9999
IOL-SRK vs. R-IOL	-0,009907	-0.2712 – 0.2513	>0.9999
IOL-SRK II vs. IOL-SRK-T	-0,8746	-1.136 – -0.6133	<0.0001
IOL-SRK II vs. IOL-Holladay	0,6625	0.4013 – 0.9238	<0.0001
IOL-SRK II vs. IOL-Haigis	-0,6415	-0.9027 – -0.3802	<0.0001
IOL-SRK II vs. R-IOL	-0,5099	-0.7712 – -0.2487	<0.0001
IOL-SRK-T vs. IOL-Holladay	1,537	1.276 – 1.798	<0.0001
IOL-SRK-T vs. IOL-Haigis	0,2331	-0.02814 – 0.4943	0,1410
IOL-SRK-T vs. R-IOL	0,3647	0.1034 – 0.6259	0,0005



**Abb. 19:** Regressionsrechnungen der mit den 6 Biometrieformeln (Holladay, Haigis, SRK, SRK-II, SRK/T und R-IOL) errechneten IOL-Stärke: Scatter-Plots mit Einzelwerten, Regressionskurven bzw. -geraden sowie polynomische bzw. lineare Regressionsgleichungen

In einer weiteren Vergleichsreihe wurden die mit den 6 Biometrieformeln (Holladay, Haggis, SRK, SRK-II, SRK/T sowie der eigenen Regressionsgleichung "R-IOL") berechneten IOL-Ergebnisse mit der „Ideal-IOL“ in Scatter-Plot-Graphiken aufgetragen und miteinander verglichen. Dabei wurden zunächst paarweise polynomische Regressionen 2. Ordnung mit der Ideallinse berechnet. Bei der Regressionsrechnung wurde geprüft, ob Y-Achsenabschnitt sowie lineares und quadratisches Glied signifikant waren. War das quadratische Glied nicht signifikant, wurde eine lineare Regression angenommen. War der Y-Achsenabschnitt nicht signifikant, wurde von einer Regressionskurve durch den Nullpunkt ausgegangen. Zur graphischen Veranschaulichung werden die einzelnen Regessionsrechnungen als Scatterplots nachfolgend dargestellt. (Abb. 19)

## 4. Diskussion

Die Auswertung der Daten dieser Untersuchung lieferte eine Fülle von interessanten Informationen, die im Folgenden diskutiert werden sollen.

### 4.1 Vorhersagegenauigkeit der Biometrie

Die Auswertung zeigt, dass die im Rahmen dieser Arbeit ausgewählten und anhand eines Patientenkollektivs von 8230 Augen nachträglich berechneten Biometrie-Formeln unterschiedlich gute Ergebnisse hinsichtlich des Erreichens der Zielrefraktion liefern. Vergleicht man die Ergebnisse dieser Studie mit den Angaben über die erzielbare Genauigkeit der Biometrie in der Literatur, stellt man fest, dass sie im Rahmen dessen liegen, was andere Autoren für erreichbar halten. Für empirische Formeln findet Gruber (1982) in seiner Literaturübersicht eine Standardabweichung von  $\pm 0,9$  bis  $\pm 1,6$  dpt sowie für theoretisch optische Formeln eine solche von  $\pm 1,0$  bis  $\pm 2,2$  dpt. In einer 2010 publizierten Untersuchung von Hoffmann findet sich für ein Kollektiv von 3046 Augen ein mittlerer Vorhersagefehler von 0,41 dpt (Hoffmann, 2010). Betrachtet man die Streuungen auf Tab. 20 wird erkennbar, dass diese Ergebnisse mit denen der vorliegenden Untersuchung vergleichbar sind.

Die theoretisch-optischen Formeln SRK und SRK-II unterschieden sich in den Ergebnissen wenig und wiesen beide eine Standardabweichung von  $\pm 1,79$  vom Mittelwert auf. Hierbei unterschieden sie sich in der absoluten, mittleren Abweichung um 0,28 dpt. Die Formeln von Holladay und Haigis unterschieden sich in ihrer Standardabweichung vom Mittelwert um immerhin 1,31 dpt. Die absolute, mittlere Abweichung war mit +1,06 dpt für die Formel nach Holladay und -0,25 dpt für die Formel nach Haigis genauer. Dieser Unterschied war signifikant ( $p < 0,05$ ). Einer der Gründe könnte hierbei sein, dass sich die Formel nach Haigis über drei operatorspezifische Parameter anpassen lässt. Dies ist für eine Vielzahl der untersuchten Linsentypen getan worden und findet sich in der Onlinebibliothek ULIB zur freien Verfügung. Im Rahmen dieser Untersuchung wurden, soweit vorhanden, die entsprechenden ULIB Parameter bzw. praxiseigene Parameter genutzt (siehe Kap. 4.1.2). Dennoch stellt die Holladay-Formel nach wie vor einen relativ genauen Berechnungsansatz dar. Dies spiegelt sich auch in der tatsächlichen Praxis

wieder, wo diese beiden Berechnungsformeln nach wie vor die meiste Verwendung finden.

Bis auf zwei der in dieser Arbeit untersuchten Biometrieformeln zeigten alle einen signifikanten Unterschied zur berechneten Ideal-IOL. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich lediglich für die SRK-Formel sowie für die von Prof. Dr. H. - R. Koch vorgeschlagene und im Rahmen dieser Dissertation erarbeitete Regressionsformel R-IOL. Aufgrund der beschriebenen, dem Berechnungsansatz immanenten Ungenauigkeiten (vgl. Kap. 2.1.2.1.1 sowie Kap. 2.1.2.1.2) kann dennoch für die SRK Formel keine Anwendungsempfehlung ausgesprochen werden. Dass auch die SRK Formel dieses scheinbar gute Ergebnis liefert, liegt natürlich an der Überbetonung des zentralen Bereichs, wodurch die auf Abb. 19 deutlich erkennbaren Abweichungen für lange und kurze Augen vernachlässigt werden.

Es kann für die Praxis auf Basis dieser Daten eine Empfehlung ausgesprochen werden, die hier ermittelte Regressionsformel vergleichend für die IOL-Berechnung heranzuziehen. Hierzu sind weitere Tests abzuwarten.

#### 4.1.1 Abhängigkeit vom Augenbau

Sowohl Stenström (1948) als auch Haigis (1995) haben beschrieben, dass bei einem normalen Augenbau mit einer positiven Korrelation zwischen Achsenlänge des Bulbus und der Krümmung der Hornhaut zu rechnen ist. In Kap. 2.1.2.3 sind diese Zusammenhänge ausführlich dargestellt. Weichen die anatomischen Gegebenheiten von dieser Regel ab, so muss klinisch der Berechnung der Linsenstärke einer IOL besondere Aufmerksamkeit zuteil werden. Um im Rahmen der vorliegenden Arbeit diejenigen Augen zu untersuchen, die von der beschriebenen Hornhaut-Längen-Regel abweichen, wurde, um eine Vergleichbarkeit herzustellen, ein Augenbau-Faktor „ABF“ eingeführt (vgl. Normalisierung von Messdaten und „Augenbaufaktor“ (ABF)). Hierbei werden sowohl Augen mit sehr kurzer Achsenlänge bei gleichzeitig geringem Hornhautkrümmungswinkel als auch sehr lange Augen mit besonders großem Hornhautkrümmungswinkel berücksichtigt und in eine vergleichbare Matrix überführt.

In Kap. 3.1.3.4 konnte gezeigt werden, dass eine umgekehrte Korrelation zwischen Augenbau und den Ergebnissen von SRK sowie SRK II besteht. Ein sehr kleiner Augenbaufaktor führt dazu, dass diese Formeln die Linsenstärke zu stark hyperop einschätzen und umgekehrt.

Die Holladay-Formel schätzte sowohl für einen kleinen als auch für einen großen Augenbaufaktor das Berechnungsergebnis zu hoch ein. Hieraus leitet sich die Anwendungsempfehlung ab, für Patienten mit einem von der Norm abweichenden Augenbau eine Berechnung nach mehreren gängigen Biometrieformeln durchzuführen und die Ergebnisse auf ihre Plausibilität zu prüfen und zu vergleichen.

Für einen kleinen Augenbaufaktor konnten die Formeln nach Haigis und die Regressionsformel nach Prof. Dr. Koch die genauesten Ergebnisse liefern. Mit einer absoluten Mittlere Abweichung von -0,66 dpt (Haigis) und 0,05 dpt (Koch) was das Vorhersageergebnis der Regressionsformel besser. Dieser Unterschied war signifikant.

Für Augen mit einem großen Augenbaufaktor konnten die Formel nach Haigis, die SRK/T-Formel sowie die Regressionsformel das Ergebnis mit einer ähnlichen, absoluten Mittelwertabweichung vorhersagen, wobei die Regressionsformel die genaueste Vorhersage machen konnte. Die Unterschiede waren nicht signifikant.

#### 4.1.2 Haigis und ULIB

Haigis hat für seine Biometrieformel die drei Parameter ( $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ ) eingeführt, um durch spezifische Anpassung dieser Parameter anhand eines bereits operierten Patientenkollektivs die Vorhersagegenauigkeit im Nachhinein zu erhöhen. Angepasste Werte für diese drei Parameter sind für viele gängige Linsentypen in der Internetdatenbank „ULIB“ verfügbar, können jedoch auch Behandler- bzw. Praxisspezifisch ermittelt und verwendet werden.

Für die vorliegende Arbeit wurde die Berechnungsformel nach Haigis in zwei Varianten gerechnet. Eine Variante bezog die Standard-Parameter ( $a_1=0,4$  –  $a_2=0,1$ ) sowie den aus der ACD-Konstante des Herstellers abgeleiteten Wert  $a_0$  ein. Die zweite Variante bezog, soweit verfügbar, für alle Parameter einen angepassten Wert ein. Dieser entstammte entweder der beschriebenen ULIB Bibliothek oder, jedoch nur für vernachlässigbar



wenige Fälle, einem praxisintern angepassten Kollektiv. Wider Erwarten zeigte sich, dass die Vorhersagegenauigkeit der Formel unter Einbeziehung der Standardwerte ein minimal besseres Ergebnis aufwies. Dieser Unterschied in der Abweichung betrug jedoch nur 0,14 dpt und war nicht signifikant. Eine klinische Relevanz lässt sich aus dieser geringen Abweichung nicht herleiten.

Um die Untersuchung weiter zu vertiefen wurde die in der vorliegenden Untersuchung am häufigsten implantierte Linse ( $n=3642$ ), die MS 612 von Dr. Schmidt, gesondert berechnet. Eine Variante bezog die Standardwerte für  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$  ein. Die zweite Variante nutzte die nach der ULIB-Datenbank angepassten Parameter. Auch hier wurde unerwarteter Weise ein im Mittel um 0,08 dpt schlechteres Ergebnis für die zweite Variante gefunden.

#### 4.1.3 A-Konstante

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der große Einfluss der postoperativen Linsenposition im vorderen Augenabschnitt dargestellt (vgl. Kap. 2.1.1.3). Mit dem dimensionslosen, in verschiedene andere Parameter überführbaren Wert der A-Konstanten, welcher vom Hersteller für jede Linse angegeben wird, tragen die Biometrieformeln dieser Tatsache Rechnung. Aufgrund der für eine bestimmte Linse gewonnenen, postoperativen Ergebnisse passen manche Operateure die A-Konstante praxisintern an.

Um den Einfluss einer Anpassung der A-Konstanten auf die Ergebnisse, insbesondere für die hier ermittelte Regressionsformel zu untersuchen, wurden exemplarisch für die am meisten implantierte Linse MS612 ( $n=3642$ ) explorative Anpassungen der A-Konstante vorgenommen und der Einfluss auf die Vorhersagegenauigkeit im Hinblick auf den gesamten Datensatz untersucht. Hierfür wurde die A-Konstante für diese Linse schrittweise um 0,1 erhöht oder vermindert wobei nach oben und nach unten die Grenze bei  $118,6 \pm 0,5$  gesetzt wurde. Für jeden Schritt wurde für alle Formeln festgehalten, ob sich das Berechnungsergebnis verbesserte oder verschlechterte. Auf diese Weise konnte jedoch keine Verbesserung erzielt werden. Es ist daher in der Regel empfehlenswert, den Wert der vom Hersteller angegebenen A-Konstante zunächst beizubehalten und lediglich nach eingehender Prüfung anzupassen. Insbesondere sollten zunächst andere Fehlerquellen gesucht und beseitigt werden.

## 5. Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Dissertation wurde, anhand eines von Herrn Prof. Dr. Koch vorgeschlagenen, statistischen Berechnungsmodells eine Formel zur Linsenstärkenberechnung von Intraokularlinsen erarbeitet. Es wurde geprüft, ob die auf diesem Wege gewonnenen Ergebnisse mit denjenigen vergleichbar sind, welche mithilfe von fünf bekannten Kalkulationsformeln erzielt werden.

Für einen, von Prof. Dr. Koch aus der Augenklinik Hochkreuz in Bonn bereitgestellten Datensatz mit  $n=8230$  Augen wurden für jedes Auge eine emmetropisierende „Ideal-IOL“ berechnet. Anhand dieses Wertes wurden die Berechnungsergebnisse miteinander verglichen.

Es konnte gezeigt werden, dass die auf der Basis von multiplen und schrittweisen Regressionsrechnungen entwickelte Formel in der Lage ist, präzise Vorhersagen über die benötigte Linsenstärke einer Intraokularlinse zu treffen. Hierbei war die entwickelte Formel die einzige, die sich von der berechneten Ideal-IOL nicht signifikant unterschied.

Über eine entsprechende Normierung der Augenbauparameter wurden vergleichbare Versuchsgruppen von Augen zusammengefasst, die in ihrer Anatomie vom durchschnittlichen Augenbau erheblich abwichen.

Es wurde gezeigt, dass insbesondere die bisher verfügbaren, auf einem linearen Formelansatz basierenden, statistischen Formeln SRK und SRK-II ein stärker von einer Ideal-IOL abweichendes Ergebnis liefern, wenn der Augenbau vom Durchschnitt abweicht. Hierbei war die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Berechnungsformel auch in den untersuchten Grenzbereichen des Augenbaus in der Lage, ein gutes Berechnungsergebnis zu erzielen.

Abschließend konnte, auf Basis der gewonnenen Daten, eine Empfehlung ausgesprochen werden, die Formel klinisch weiter zu erproben.

## 6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Graphische Darstellung zur Erläuterung der Vorderkammertiefenschätzung	25
Abbildung 2: Häufigkeitsverteilung des Patientenalters	29
Abbildung 3: Häufigkeitsverteilung der prä-operativen Refraktionswerte (dpt)	31
Abbildung 4: Häufigkeitsverteilung des prä-operativen Visus (logMAR)	31
Abbildung 5: Häufigkeitsverteilung des Augenbaufaktors	33
Abbildung 6: Häufigkeitsverteilung der ermittelten Hornhautradien	34
Abbildung 7: Verteilung der IOL-Brechkräfte	36
Abbildung 8: Gewählte Operationsmethode I	39
Abbildung 9: Gewählte Operationsmethode II	40
Abbildung 10: Gewählte Operationsmethode III	41
Abbildung 11: Gewählte Operationsmethode IV	42
Abbildung 12: Häufigkeitsverteilung der Abweichung der implantierten IOL von der Ideal IOL	52
Abbildung 13: Biometrieergebnisse der SRK-Formel	54
Abbildung 14: Vorgehensweise bei der Ermittlung der Regressions-IOL	55
Abbildung 15: Berechnungsergebnisse für die untersuchten Biometrieformeln	59
Abbildung 16: Abweichung der nach den 6 IOL-Formeln berechneten Linsenstärke (dpt) von der Ideal IOL	60
Abbildung 17: Häufigkeitsverteilung der berechneten Abweichung zwischen der Ideal- IOL und den untersuchten Biometrieformeln	62
Abbildung 18: Abweichung der Ergebnisse zwischen der Regressions-IOL und 5 Biometrieformeln	63
Abbildung 19: Regressionsrechnungen	68

## 7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Unterschiedliche Laufgeschwindigkeiten von Ultraschall in verschiedenen Medien des Auges und in verschiedenen Kunstlinsenmaterialien.	15
Tabelle 2: Patientenalter (Jahre) zum Zeitpunkt der Operation	29
Tabelle 3: Häufigkeitsverteilung der operierten Patienten in Abhängigkeit vom Patientenalter	29
Tabelle 4: Erhobene Daten	30
Tabelle 5: prä-operativ gemessene Refraktion (dpt)	30
Tabelle 6: Häufigkeitsverteilung des prä-operativen Visus	31
Tabelle 7: prä-operativ gemessene Achsenlänge (mm)	32
Tabelle 8: prä-operativ gemessene Vorderkammertiefe (mm)	32
Tabelle 9: prä-operativ gemessene Linsendicke (mm)	32
Tabelle 10: Häufigkeitsverteilung des Augenbaufaktors im untersuchten Kollektiv	33
Tabelle 11: Darstellung der prä-operativ gemessenen Hornhautradien	34
Tabelle 12: Linsenstärkenberechnung der implantierten 8230 Intraokularlinsen	35
Tabelle 13: Verteilung der IOL-Brechkräfte (dpt) der implantierten IOLs	36
Tabelle 14a: Beschreibung der implantierten Linsentypen, Gruppe 1-27	37
Tabelle 14b: Beschreibung der implantierten Linsentypen, Gruppe 28-43	38
Tabelle 15: Quotienten zwischen Achsenlänge und Hornhautradius	44
Tabelle 16: Augenbaufaktoren (ABF)	45
Tabelle 17: Verschiedene Ausdrucksweisen für den Visus	49
Tabelle 18: Abweichung der Implantierten IOL von der Ideal IOL	52
Tabelle 19: Getestete und in die Formel einbezogene Parameter	56
Tabelle 20: Beschreibende Statistik der ermittelten IOL- Werte im Vergleich mit der Ideal-IOL	59
Tabelle 21: Beschreibende Statistik der Abweichung zwischen der Ideal-IOL und den untersuchten Biometrieformeln	60
Tabelle 22: Beschreibende Statistik der Abweichung zwischen der Regressions-IOL und den untersuchten Biometrieformeln.	61

Tabelle 23: Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 815 Augen mit einer Achsenlänge zwischen 26,1 mm und 37 mm.	64
Tabelle 24: Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 713 Augen mit einer Achsenlänge zwischen 17,8 mm und 22 mm.	64
Tabelle 25: Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 803 Augen mit einem Augenbaufaktor zwischen -8,91 und -1,3	65
Tabelle 26: Abweichung der Biometrieergebnisse (dpt) für die berechneten Formeln für 798 Augen mit einem Augenbaufaktor zwischen 1,5 und 7,7	65
Tabelle 27: Einfache Varianzanalyse mit Wiederholungen für die IOL-Stärken	66
Tabelle 28: Multiple Mittelwertsvergleiche mit dem Dunnett-Test zwischen der Ideal-IOL und den 6 anderen Gruppen	66
Tabelle 29: Vergleich der Biometrieformelergbnisse untereinander mit dem Bonferroni-Test	67

## 8. Literaturverzeichnis

Bonferroni CE. Il calcolo delle assicurazioni su gruppi di teste. ed. Studi in Onore del Professore Salvatore Ortu Carboni. Rom: Tip. del Senato, 1935: 13-60

Brauweiler P. Bimanual irrigation/aspiration. Journal of Cataract and Refractive Surgery 1996; 22: 1013-1016

Buschmann W, Trier HG. Ophthalmologische Ultraschalldiagnostik. 2013

Dang MS, Raj PP. SRK II formula in the calculation of intraocular lens power. Br J Ophthalmol 1989; 73: 823-826

Davis G. The Evolution of Cataract Surgery. Mo Med 2016; 113: 58-62

Drexler W, Findl O, Menapace R et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. Am J Ophthalmol 1998; 126: 524-534

Dunnett CW. A multiple comparison procedure for comparing several treatments with a control. J Am Stat Assn 1955; 50: 1096-1121

Dunnett CW. New tables for multiple comparisons with a control. Biometrics 1964; 18: 482-491

Elliot RH, Drake-Brockman HE. Lens Couching in India. Ind Med Gaz 1910; 45: 196-197

Freyler H. Augenheilkunde. 2013

Geilenkeuser WJ, Koch H-R. sOPHTHware. Computergestütztes ophthalmologisches Praxis-Management-System (Macintosh und Windows). Bonn: 1990

Gronow T, Lucke K. Laserinterferenz-Biometrie mit dem IOL-Master bei silikongefüllten Augen. In: Demeler UV, H. E. & Auffahrt, G. U, ed. 15. Kongreß der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie. Köln: S. Biermann, 2001: 479-481

Gruber PF. Fehlerpropagation bei der Berechnung intraokularer Linsen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1982; 180: 432-435

Haigis W. Geometrische Optik des Auges. In: Buschmann W, Trier HG, eds. *Ophthalmologische Ultraschalldiagnostik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1989: 72-74

Haigis W. Augenärztliche Untersuchungsmethoden. In: Stodtmeister R, Kästner R, Pillunat LE, Straub W, Kroll P, Kühle HJ, eds. *Augenärztliche Untersuchungsmethoden*. Stuttgart: Ferdinand Enke. 1995: 255-304

Haigis W. Biometrie. In: Straub W, ed. *Augenärztliche Untersuchungsmethoden*. Georg Thieme Verlag, 2008: 255-304

Haigis W, Trier HG. Linsenberechnungsformeln. In: Buschmann W, Trier HG, eds. *Ophthalmologische Ultraschalldiagnostik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1989: 75 ff

Henkes HE. *Photography, Electro-Ophthalmology and Echo-Ophthalmology in Ophthalmic Practice*. 2012

Hoffmann P. Ergebnisse und Optimierung der IOL-Berechnung bei 3046 Augen. 2010; 23. Kongress der DGII: 203-214

Hoffmann PC, Hütz WW, Eckhardt HB. [Significance of optic formula selection for post-operative refraction after cataract operation]. *Klin Monbl Augenheilkd* 1997; 211: 168-177

Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14: 17-24

Hope-Ross M, Mooney D. Intraocular lens power calculation. *Eye (Lond)* 1988; 2: 367-369

Jeong J, Song H, Lee JK, Chuck RS, Kwon JW. The effect of ocular biometric factors on the accuracy of various IOL power calculation formulas. *BMC Ophthalmol* 2017; 17: 62

- Labiris G, Toli A, Perente A, Ntonti P, Kozobolis VP. A systematic review of pseudophakic monovision for presbyopia correction. *Int J Ophthalmol* 2017; 10: 992-1000
- Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85: 472-485
- Olsen T, Thim K, Corydon L. Theoretical versus SRK I and SRK II calculation of intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 217-225
- Preussner PR, Wahl J, Lahdo H, Dick B, Findl O. Ray tracing for intraocular lens calculation. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 1412-1419
- Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *J Am Intraocul Implant Soc* 1980a; 6: 148-152
- Retzlaff J. Posterior chamber implant power calculation: regression formulas. *J Am Intraocul Implant Soc* 1980b; 6: 268-270
- Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Lens implant power calculation. A manual for ophthalmologists and biometrists. 3. Auflage. Thorofare NJ: Slack, 1990a
- Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990b; 16: 333-340
- Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14: 136-141
- Stenström SHV. Investigation of the Variation and the Correlation of the Optical Elements of Human Eyes. 1948
- Thomson D. The Assessment of Vision. In: Doshi S, Harvey W, eds. *Investigative Techniques and Ocular Examination*. Butterworth-Heinemann Medical, 2003
- Yalvaç IS, Nurözler A, Unlü N, Cetinkaya F, Kasim R, Duman S. Calculation of intraocular lens power with the SRK II formula for axial high myopia. *Eur J Ophthalmol* 1996; 6: 375-378



## 9. Danksagung

Mein größter und ausdrücklichster Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Hans-Reinhard Koch für die Überlassung des Themas und die großartige Hilfe, Unterstützung und Betreuung bei der Durchführung der vorliegenden Arbeit, insbesondere bei der Problemstellung und statistischen Auswertung, aber auch in allen anderen Belangen.

Desweiteren danke ich meinem Mentor und Freund Dr. Steffen Pabst, MSc für viele gute Anregungen nicht nur ophthalmologischer Art und seinen stets motivierenden Einfluss.

Meiner Ehefrau und meiner Tochter danke ich von Herzen für Alles, nicht zuletzt für ihre Geduld mit mir.