

Aus der Klinik für Augenheilkunde
am Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
(Direktor: Professor Dr. B. Seitz)

**Zielrefraktion und Fehlrefraktion bei Kataraktoperationen
in Abhängigkeit von der verwendeten Intraokularlinse
– Vergleich der TMED Easy Care 600 mit der Alcon SA 60 AT –**

Dissertation zur Erlangung des Grades einer Doktorin der Medizin

der

medizinischen Fakultät

der

Universität des Saarlandes

2012

vorgelegt von

Mona Bischoff,

geboren am 18.12.1982 in Kaiserslautern

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
1.1	Zusammenfassung	1
1.1.1	Hintergrund	1
1.1.2	Material und Methoden	1
1.1.3	Ergebnisse	1
1.1.4	Schlussfolgerungen	2
1.2	Summary	2
1.2.1	Purpose.....	2
1.2.2	Methods	2
1.2.3	Results.....	2
1.2.4	Conclusions.....	3
2	EINLEITUNG.....	4
2.1	Pathogenese der Katarakt.....	4
2.2	Geschichte der Kataraktchirurgie	10
2.2.1	Beginn der modernen Augenchirurgie	13
2.2.2	Die Kataraktoperation als Routineeingriff	14
2.2.3	Suche nach einer Aphakiekorrektur	15
2.2.4	Entwicklung der Intraokularlinse	16
2.3	Zielsetzung.....	19
3	MATERIAL UND METHODIK	20
3.1	Patienten.....	20
3.2	Rekrutierung.....	20
3.3	Refraktionsbestimmung/-planung.....	21
3.4	Operationsmethode	24
3.5	Operationsablauf	24
3.6	Die Linsenmaterialien	27
3.6.1	PMMA	28
3.6.2	Acrylate.....	28
3.6.3	Silikone	31

3.7	Linsendesign.....	32
3.8	Statistische Methode.....	34
4	ERGEBNISSE	35
4.1	Postoperativer Visus, Fehlrefraktion, absolute Fehlrefraktion	35
4.2	Postoperativer Visus.....	35
4.3	Fehlrefraktion	37
4.3.1	Abweichung	37
4.3.2	Beträge der Fehlrefraktion	39
4.4	Vergleich innerhalb der Materialgruppen	40
4.4.1	Acrylat	40
4.4.2	Silikon.....	41
4.5	A-Konstanten-Optimierung.....	42
5	DISKUSSION	45
5.1	Einflussfaktoren.....	45
5.2	Vergleich mit der Literatur	47
5.2.1	Postoperativer Visus und Fehlrefraktion.....	48
5.2.2	Aberrationskorrektur	49
5.3	Nebenbefunde	50
5.4	Ergebnisse der Easy Care 600 im Vergleich mit SA60AT und Z9000	50
5.5	Praktische Schlussfolgerungen	51
6	LITERATURVERZEICHNIS	52
7	DANK.....	55
8	LEBENS LAUF	56

1 Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung

1.1.1 Hintergrund

Obwohl die Kataraktchirurgie eine der ältesten Disziplinen der Medizingeschichte ist und bereits seit dem 18. Jahrhundert vor Chr. in Babylon belegt ist [Gessmann 1926], so begann doch die Entwicklung von Intraokularlinsen als Ersatz der entfernten natürlichen Linse erst 1949 mit Sir Harold Ridley [Auffarth & Apple 2001, Auffarth et al. 2001]. Seither ist man stetig bestrebt, für den Patienten postoperativ beste visuelle Ergebnisse zu erzielen. Hierzu werden die modernen Intraokularlinsen ständig weiterentwickelt, um die Erreichbarkeit der Zielrefraktion zu verbessern und somit die Fehlrefraktion zu minimieren. In der vorliegenden Arbeit werden gängige Intraokularlinsenmodelle, mit Hauptaugenmerk auf die „Easy Care 600“ des Herstellers TMED und die „SA 60 AT“ des Herstellers Alcon, bezüglich der Annäherung an diese Ziele miteinander verglichen.

1.1.2 Material und Methoden

Acht verschiedene Linsentypen wurden miteinander verglichen, davon bestehen fünf aus Acrylat (SN60AT, n=29; SN60WF, n=88; SA60AT, n=295; TMED, n=150), drei aus Silikon (AR40e, n=125; Clariflex B, n=139; Z9000, n=104) und eine aus PMMA (Polymethylmetacrylat) (E650, n=22). Verglichen wurden sie hinsichtlich der Fehlrefraktion (relativ und absolut) sowie des postoperativ erreichten Visus. Um eine reelle Vergleichbarkeit zu erreichen, wurden alle beobachteten Patienten vom selben Operateur mit derselben Operationsmethode operiert. Lediglich die PMMA-Linse steht hier gesondert, da bei ihr eine andere Operationsmethode erforderlich ist.

1.1.3 Ergebnisse

Es zeigte sich in der Genauigkeit der erreichten Zielrefraktion kein signifikanter Unterschied zwischen der getesteten „Easy Care 600“ des Herstellers TMED, der „SA60“ des Herstellers Alcon sowie der „Tecnis Z9000“ des Herstellers AMO. Eine retrospektive Optimierung der A-Konstante für die Easy Care 600 erbrachte eine annähernd optimale Übereinstimmung der optimierten mit der verwendeten A-Konstante, was die Vorhersagegenauigkeit der erreichten Zielrefraktion erklärt. Die Easy Care 600 erzielte auch, zusammen mit der Z9000, die besten Werte beim postoperativ erreichten Visus. Es ließen sich hier keine signifikant besseren

Ergebnisse bei der asphärischen Z9000 gegenüber der sphärischen Easy Care 600 nachweisen. Als sehr stabil in der Vorhersage der postoperativen Refraktion erwies sich die „Clariflex“ des Herstellers AMO, die keine deutliche Tendenz zur Abweichung ins Plus oder Minus zeigte. Innerhalb der Materialgruppen zeichnete sich jeweils eine Verbesserung der neueren Modelle gegenüber ihren Vorgängermodellen ab.

1.1.4 Schlussfolgerungen

Es gibt bereits eine beachtliche Entwicklung im Bereich der Intraokularlinsen, von denen jede dennoch Ihre Stärken und Schwächen hat und dementsprechend für jeden Patienten individuell ausgewählt werden sollte. Dennoch ist durchgängig eine deutliche Weiterentwicklung der moderneren Linsen gegenüber Ihrer Vorgängermodelle zu beobachten, auch wenn das Ziel der Firma TMED, eine Intraokularlinse auf den Markt zu bringen, mit der man die Zielrefraktion auf 1/100 dpt genau planen und erreichen kann, jedoch noch nicht erreicht ist.

1.2 Summary

1.2.1 Purpose

To compare the performance of different IOLs, especially that of the Alcon SA60AT and the TMED Easy Care 600, in terms of visual acuity and the precision in reaching the target refraction in patients after implantation of one of the IOLs in cataract surgery.

1.2.2 Methods

Eight different types of intraocular lenses have been investigated. Five of them were made of acrylate (SN60AT, n=29; SN60WF, n=88; SA60AT, n=295; TMED, n=150), three of silicone (AR40e, n=125; Clariflex B, n=139; Z9000, n=104) and one of poly-methyl-methacrylate (PMMA) (E650, n=22). They have been compared in terms of target refraction (relative and absolute) as well as visual acuity. All patients have been treated by the same surgeon using the identical surgical technique (extracapsular cataract extraction). Only the PMMA lens has been implanted by a different technique.

1.2.3 Results

There was no statistically significant difference between the prediction of the postoperative refraction between the TMED Easy Care 600, the AMO Tecnis Z9000 and the Alcon SA60AT. A retrospective optimization of the A-constant for the Easy Care 600 nearly showed

a perfect agreement of the optimized and the currently used A-constant, which explains the precision of the predictability of the postoperative refraction. Concerning the post-operative visual acuity, the Easy Care 600 and the Z9000 reached best scores. The aspheric Z9000 was not significantly better results in post-operative visual acuity than the Easy Care 600. Concerning the postoperative refraction, the AMO Clariflex was very well predictable, as it showed no tendency towards positive or negative refraction error. In each group of materials, there was an improvement in favor of the newer models to their former models.

1.2.4 Conclusions

Although the development of intraocular lenses has already run great effort, each of them still has its own advantages and drawbacks. Therefore, it should be obligatory to make an individual choice for each patient. Nevertheless, there is a significant improvement from the former to the newer models of intraocular lenses, though the aim of TMED, to produce an intraocular lens with an exact calculation within a range of 1/100 dpt, is not yet reached.

2 Einleitung

„Sehen können, das ist so wichtig für uns, dass wir damit die beiden wichtigsten Eckdaten unseres Lebens beschreiben. Am Anfang erblicken wir das Licht der Welt, am Ende schließen wir die Augen für immer.“ [evangelische Kirche Buehl, persönliche Mitteilung]

Das Sehen ist die wohl intensivste Sinneswahrnehmung des Menschen. Während Fühlen, Riechen und Schmecken eher unterbewusst ablaufen, so nehmen wir das, was wir sehen, auch wirklich bewusst wahr. Die Definition unseres Lebens anhand der Zeit zwischen dem ersten Öffnen und dem letzten Schließen der Augen zeigt, wie ubiquitär das Sehen in unserer Vorstellung, unserer Kultur, unserem täglichen Leben von Bedeutung ist. So ist es auch ganz selbstverständlich, dass die Menschen schon von jeher auf den Erhalt ihres Augenlichtes bedacht und angewiesen waren. Es ist daher nicht verwunderlich, dass die Augenheilkunde eine der ersten Fachrichtungen der Medizin war. Eine der häufigsten Erkrankungen, die das Augenlicht der Menschen bedroht, ist die Katarakt. Schon seit tausenden von Jahren gibt es Zeugnisse über ihre Therapie und man arbeitet und forscht auch heute sehr intensiv, um immer bessere Operationserfolge und somit eine bestmögliche Lebensqualität zu erzielen. So hat sich die Therapie vom einfachen Starstich in der Antike zu einer hochtechnisierten Mikrochirurgie entwickelt, bei der man jetzt durch den Einsatz modernster Intraokularlinsen bereits die postoperative Refraktion auf eine hundertstel Dioptrie genau zu bestimmen versucht.

2.1 Pathogenese der Katarakt

„Katarakt“ (gr. herabstürzend, Wasserfall), bezeichnet eine Trübung der kristallinen Linse im Auge durch Änderung ihrer molekularen Struktur. Ihr Wassergehalt nimmt ab, während der Anteil an unlöslichen Proteinen (Albuminoid) zunimmt. Dadurch wird die Linse langsam härter, verliert an Elastizität und schließlich auch an Transparenz. Bei an fortgeschrittener Katarakt erkrankten Menschen kann man eine Graufärbung hinter der Pupille erkennen, weshalb die Katarakt auch „Grauer Star“ genannt wird. Als Folge dieser Trübung treten zunehmende Blendungsempfindlichkeit und eine Abnahme der Sehschärfe auf.

Um die vielen verschiedenen möglichen Auslöser einer Linsentrübung zu verstehen, muss zunächst die Anatomie der Linse betrachtet werden (Abbildung 2.1).

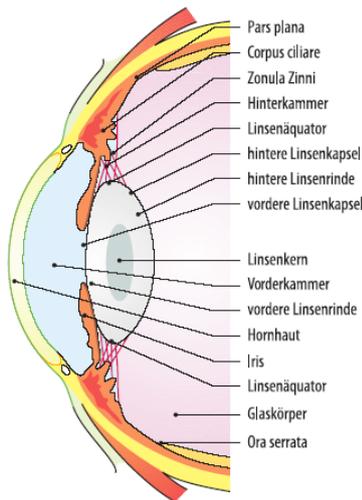


Abbildung 2.1: Aufbau der Linse und des Vorderen Augenabschnittes im 50. Lebensjahr [Grehn 2008].

Die reife Linse besteht aus Kapsel, Rinde und Kern und enthält weder Gefäße noch Nerven. Sie ist bikonvex geformt und hat üblicherweise eine Brechkraft um 19 dpt.

Das einschichtige Linsenepithel bildet sogenannte Linsenfasern aus transparenten Proteinen, die sich schalenartig anlagern; so vergrößert sich die Linse lebenslang [Kriegelstein et al. 1998].

Man unterscheidet Katarakte nach Zeitpunkt des Auftretens (angeboren oder erworben), Form, Morphologie (nach Lage) und Reifegrad.

Kongenitale Katarakte (Abbildungen 2.2 und 2.3) können z. B. als erbliche Form bei chromosomalen Aberrationen und verschiedenen anderen Fehlbildungen (wie etwa Trisomie 21) oder als Folge einer frühembryonalen Schädigung durch Infektionen der Mutter (wie Röteln, Mumps, Hepatitis, Varizellen, Zytomegalie, Toxoplasmose), durch Röntgenstrahlen, oder durch die Einnahme von Medikamenten, Alkohol oder Nikotin während der Schwangerschaft, auftreten [Burk & Burk 2005, Grehn 2008, Pschyrembel 2002].

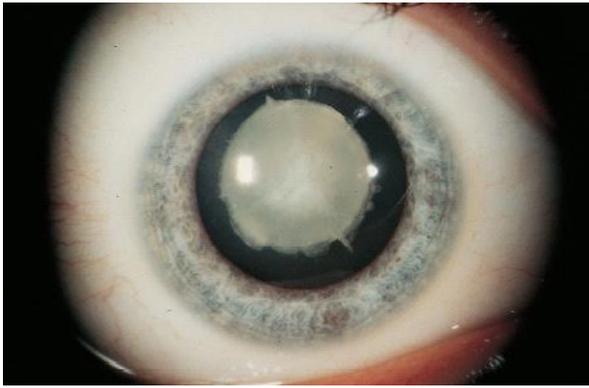


Abbildung 2.2: Angeborene Kernkatarakt
[Krieglstein et al. 1998].



Abbildung 2.3: Mature, kongenitale Katarakt eines Kleinkindes [Krieglstein et al. 1998]

Auf die erworbene Katarakt können viele Faktoren Einfluss nehmen. So gehen z. B. viele Allgemeinerkrankungen mit der Bildung einer Katarakt einher. Hierzu gehören unter anderem die *Cataracta diabetica*, die Galaktosämiekatarakt (Abbildung 2.4), die *Cataracta myotonica* (Abbildung 2.5), *Cataracta tetanica* (Abbildung 2.6) sowie die Katarakte bei Neurodermitis, Morbus Wilson, Morbus Down und bei Dialysepatienten [Grehn 2008].

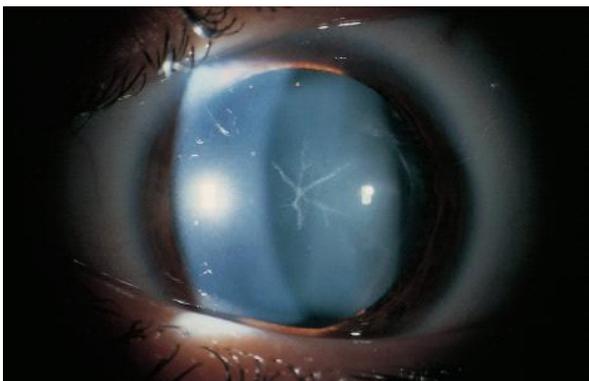


Abbildung 2.4: Feine Suturentrübung bei Galaktosämie [Krieglstein et al. 1998].

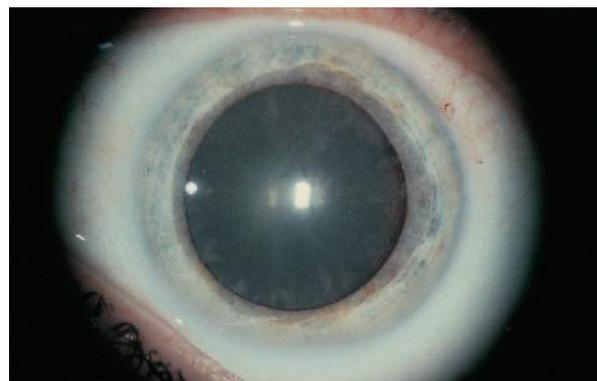


Abbildung 2.5: *Cataracta myotonica* [Krieglstein et al. 1998].

Als Folge von verschiedenen Augenerkrankungen kann sich eine sog. *Cataracta complicata* entwickeln; hierzu gehören z.B. Uveitis, Heterochromie, Glaukomanfall (Abbildung 2.7), hohe Myopie, *Retinopathia pigmentosa* oder die Folge einer Operation [Burk & Burk 2005, Grehn 2008].

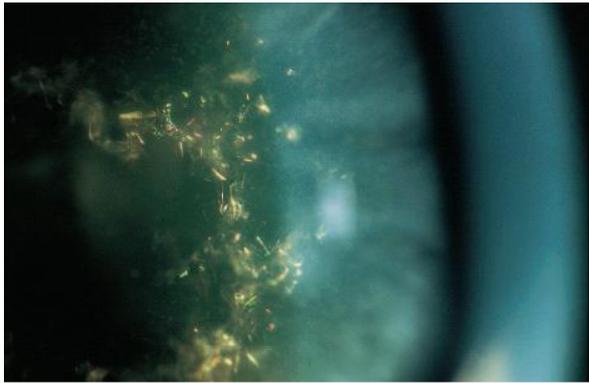


Abbildung 2.6: Kristalline Rindenkatarakt bei Tetanie [Krieglstein et al. 1998].

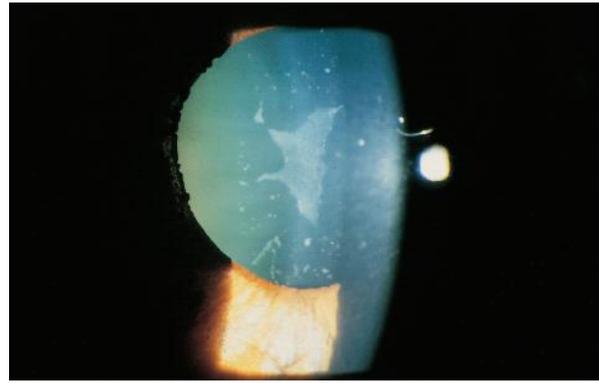


Abbildung 2.7: Subkapsuläre, anteriore Linsenepithelnekrosen nach akutem Glaukom [Krieglstein et al. 1998].

Nach Verletzungen am Auge kann eine *Cataracta traumatica* auftreten, die je nach Verletzungsmechanismus ein recht typisches Aussehen annehmen kann. Bei Perforationsverletzungen kommt es bei entsprechendem Defekt der Linsenkapsel zum Aufquellen durch eindringendes Kammerwasser. Hier hängt das Ausmaß der Trübung von der Größe der Kapselöffnung ab. Die Kontusionskatarakt nach Prellungstraumen zeigt meist einen typischen, rosettenartigen Aufbau (Abbildungen 2.8 und 2.9) [Burk & Burk 2005, Grehn 2008, Krieglstein et al. 1998].

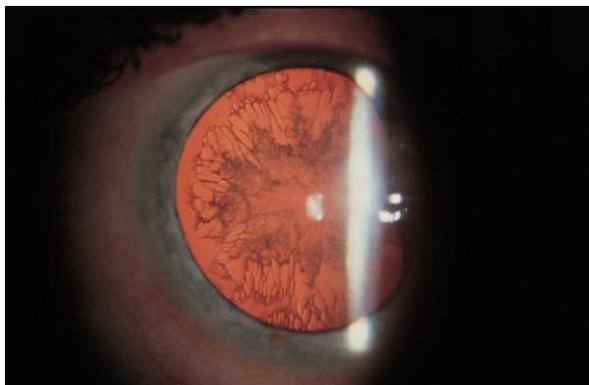


Abbildung 2.8: Kontusionskatarakt [Krieglstein et al. 1998].



Abbildung 2.9: Kontusionsstar der hinteren Rinde [Grehn 2008].

Auch durch manche Medikamente kann eine Katarakt ausgelöst werden. Eine längere lokale oder systemische Therapie mit Kortikosteroiden (Abbildung 2.10) kann z. B. zu subkapsulären Trübungen führen. Ebenso kann die Anwendung von Chlorpromazin, Miotika und Busulfan zu toxischen Katarakten führen [Burk & Burk 2005, Grehn 2008].

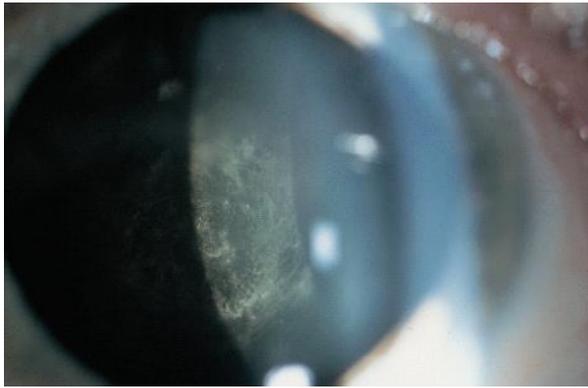


Abbildung 2.10: Posteriore, subkapsuläre Linsentrübung nach langfristiger Steroidtherapie [Krieglstein et al. 1998].

Eine genetische Disposition wurde in neueren Studien nachgewiesen – so führt die homozygote Anlage des EPHA2 Gens auf Chromosom 1p36 zur Überexpression von HSP25, das in unphosphorylierter Form exzessiven zellulären Stress und dadurch eine Proteinfehlfaltung induziert. Dadurch kommt es zu einem signifikant höheren Auftreten kortikaler Katarakte [Jun et al. 2009].

Neben den bereits erwähnten Faktoren Allgemeinerkrankungen, Medikamenten und Genetik spielen auch Alter, Ernährung und geographische Gegebenheiten bei der Kataraktgenese eine Rolle.

Mit 35% Proteingehalt ist die Linse das eiweißreichste Organ des Körpers. Die Kristalline genannten, linsenspezifischen, hydrophilen Proteine sind in einer transparenten Linse regelmäßig angeordnet. Im Laufe des Lebens kommt es durch Glykolisierungs- und Quervernetzungsprozesse als Folge photooxidativer Reaktionen zur Akkumulation unlöslicher, Licht diffus streuender Proteinaggregate, die zur sog. Alterskatarakt führen können.

Bei den Formen und der Morphologie unterscheidet man Trübungen der Rinde, des Kerns, der Kapsel oder kombinierte Formen (Abbildung 2.11).

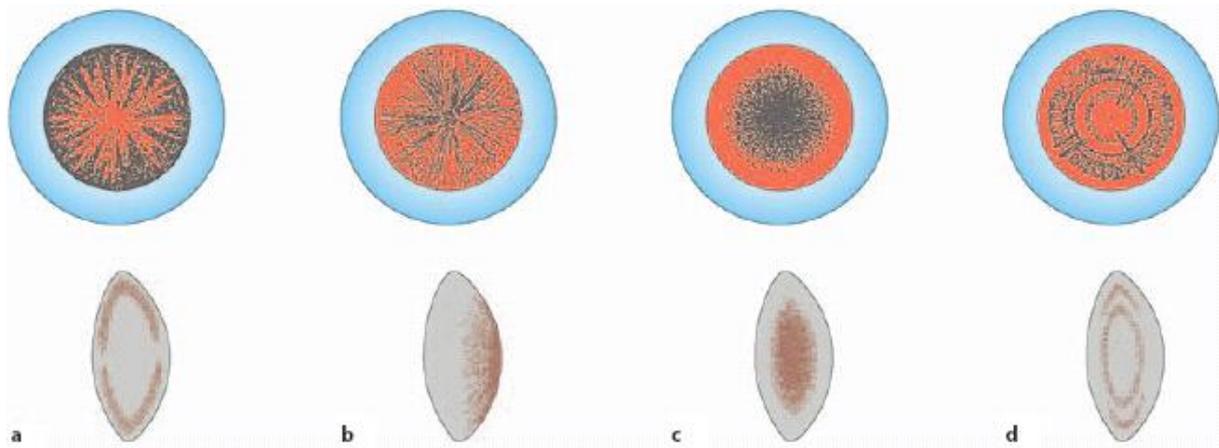


Abbildung 2.11: Schematische Darstellung der Trübungsformen der Linse: a Rindenstar, b subkapsuläre hintere Schalentrübung, c Kernstar, d Schichtstar mit Reiterchen. [Grehn 2008]

Den Reifegrad teilt man in verschiedene Stadien ein. Das Frühstadium nennt man *Cataracta incipiens* (Abbildung 2.12), das fortgeschrittene Stadium *Cataracta provecta* (Abbildung 2.13), das Spätstadium, den reifen Altersstar, nennt man *Cataracta matura* (Abbildung 2.14).

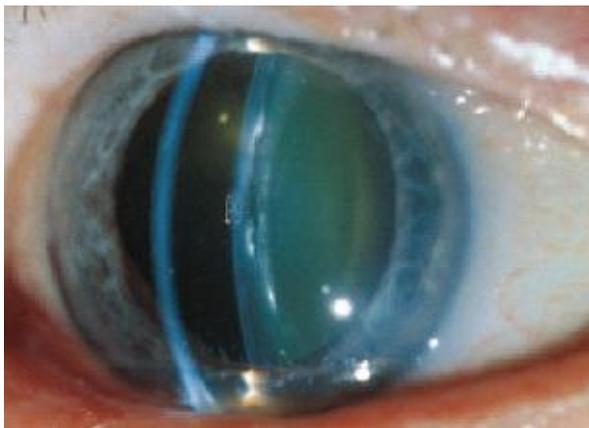


Abbildung 2.12: Cataracta incipiens [Grehn 2008].

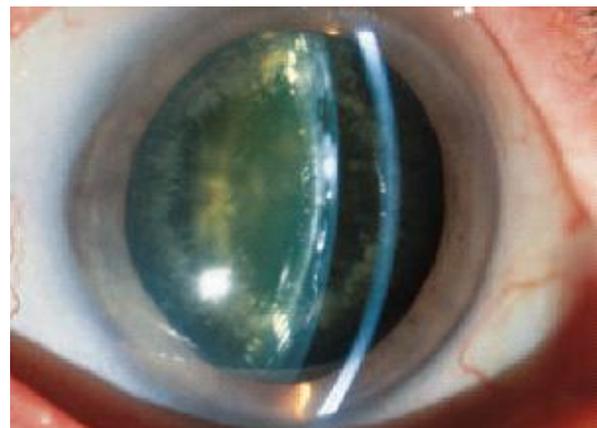


Abbildung 2.13: Cataracta provecta [Grehn 2008].



Abbildung 2.14: Cataracta matura [Grehn 2008].

Das Stadium der hypermaturen *Cataracta morgagni* (Abbildungen 2.15 und 2.16) sollte möglichst vermieden werden, da es durch Schrumpfung der Linse mit Verflüssigung der Rinde Komplikationen wie phakolytische Entzündungen und ein phakolytisches Glaukom hervorrufen kann [Grehn 2008, Krieglstein et al. 1998].



Abbildung 2.15: Cataracta hypermatura [Grehn 2008].

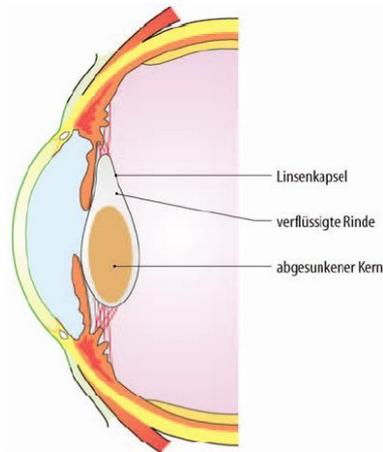


Abbildung 2.16: Schematische Darstellung der hypermaturen Katarakt [Grehn 2008].

Therapie der Wahl bei allen fortgeschrittenen, visusbeeinträchtigenden Katarakten ist eine Staroperation [Psyhyrembel 2002]. Sie ist eine der häufigsten Operationen überhaupt und wird alleine in Deutschland jährlich ca. 600.000-mal durchgeführt.

2.2 Geschichte der Kataraktchirurgie

Bereits zur Zeit des altbabylonischen Reiches (1830–1531 v. Chr.) war die Erkrankung bekannt und wurde auch schon operativ behandelt, wie einer Tontafel aus jener Zeit zu entnehmen ist. Die damals übliche Therapie war der Starstich (Abbildung 2.17), der auch in den Schriften des indischen Arztes Susruta (6. Jhdt. v. Chr.), denen des Stoikers Chrysispos von Soli (3. Jhdt. v. Chr.) und denen des römischen Arztes Aulus Cornelius Celsus (ca. 25 v. Chr. – 50 n. Chr.) detailliert beschrieben wird [Gerste 2007, Holland 2006].

Die Linse wurde mit einem spitzen Gegenstand in den Glaskörper hineingestoßen und so wurde dem Erkrankten kurzfristig zu neuer Sehkraft verholfen. Infolge häufiger Infektionen erblindeten viele Patienten jedoch in der Folgezeit oder verstarben sogar [Regal & Nanut 2006]. Im „Codex Hammurapi“ (Abbildung 2.18), einer Rechtssammlung König Hammurapis von Babylon (1728 v. Chr. – 1686 v. Chr.) finden sich Hinweise auf diese Art der Therapie:



Abbildung 2.17: Starstich im altbabylonischen Reich um 1600 v. Chr. (zeitgenössische Darstellung) [<http://www.uniklinikum-saarland.de/typo3temp/pics/917606415e.jpg>; letzter Abruf: 13.10.2012].



Abbildung 2.18: Der „Codex Hammurapi“, Stele mit Abschriften der Gesetze des altbabylonischen Herrschers Hamurapi (Musee du Louvre, Paris) [<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Code-de-Hammurabi-1.jpg>; letzter Abruf: 13.10.2012].

§ 215: „Wenn ein Arzt einen Mann mit einem bronzenen Instrument von einer schweren Wunde geheilt oder das Fleckchen im Auge eines Mannes mit dem bronzenen Instrument geöffnet und des Auge des Mannes geheilt hat, sind ihm dafür zehn Schekel Silber zu bezahlen.“

§ 218: „Wenn der Arzt einen freien Mann mit einem bronzenen Instrument an einer schweren Wunde behandelt und sterben lässt, und wenn er das Fleckchen im Auge des Mannes mit dem Instrument aus Bronze geöffnet, aber das Auge des Mannes zerstört hat, wird man seine Hände abschlagen.“ [Gessmann 1926]

Diese harte Bestrafung, im Zusammenhang mit dem hohen Erblindungsrisiko, erklärt, warum der Starstich fast ausschließlich von wandernden Heilern durchgeführt wurde.

Auch römische Überlieferungen aus der Antike erzählen von so genannten Wundärzten, die von Stadt zu Stadt zogen und Operationen durchführten, hierunter waren auch einige auf Starstiche spezialisiert. Aufgrund der Häufigkeit dieser Operationen und behandlungsbedürf-

tiger Augeninfektionen ist die Augenheilkunde eine der ersten bekannten medizinischen Fachrichtungen. Oft boten diese „Okulisten“ (von lat. oculus = das Auge) ihre Dienste auf Messen und Jahrmärkten an [Gnad 2007]. Operateur und Patient saßen sich gegenüber, hinter dem Patienten stand ein Helfer und hielt dessen Kopf fest gepackt. Der Starstecher stach seitlich der Iris ein, schob die Nadelspitze bis zur Linse vor, erfasste sie und drückte sie auf den Grund des Augapfels hinab. Um sie dort zu fixieren, hielt er sie dort noch etwas fest. Nach dem Eingriff wurde ein Verband zur Ruhigstellung des Auges angelegt. Durch die Entfernung der Linse konnte Licht wieder ohne die durch die Trübung verursachte diffuse Brechung auf die Netzhaut fallen, der Patient konnte wieder sehen – wenn auch mit einer starken Fehlsichtigkeit, die durch den Verlust der Brechkraft der Linse (ca. 19 dpt.) zustande kam [Regal & Nanut 2006]. Kam es allerdings postoperativ zu Komplikationen, konnte der Arzt dafür meist nicht mehr belangt werden, weil er bereits längst weitergezogen war. [Gerste 2007]

Auch im Mittelalter wurde der Starstich weiter praktiziert. Das Wort „Star“ gilt seit dem Jahre 1534 im Deutschen als Bezeichnung für verschiedene Augenkrankheiten (z.B. grüner Star = Glaukom). Diese Bezeichnung geht auf eine von Martin Luther in Auftrag gegebenen Übersetzung des heute als „Buch Tobit“ bezeichneten Textes zurück (Tobit 2,10) [Holland 2006].

Der „graue Star“ entwickelte sich zum Begriff für die operable Linsentrübung.

Die wahre Bedeutung der Linse für das Sehen blieb jedoch jahrtausendlang unklar. Demokrit, Hippokrates und Aristoteles hatten noch gar keine Ahnung vom Vorhandensein der Linse in der Anatomie. In den alexandrinischen Medizinschulen kannte man die Linse und nannte sie „Kristallkörper“ und hielt sie für den Sitz des Sehens. Dieser Irrtum blieb über lange Zeit verbreitet. Noch 1363 schreibt der Leibarzt der Päpste in Avignon, Guy de Chauliac, in seinem Werk „Chirurgica magna“ über die Katarakt: *„Der graue Star ist ein hautähnlicher Fleck vor der Pupille, der das Sehen beeinträchtigt durch eine ausgedehnte Feuchtigkeit, die allmählich in das Auge dringt und infolge von Kälte koaguliert.“* [Holland 2006].

Auch der Arzt und Anatom Andreas Vesalius hielt in seinem 1543 veröffentlichten Werk „*humani corporis fabrica*“ am Sitz der Linse in der Mitte des Augapfels fest [Holland 2006].

Schließlich gelang es 1705 Pierre Brisseau, einem französischen Militärarzt, bei einer Obduktion nachzuweisen, dass die Trübung, die beim Starstich in den Bulbus gedrückt wurde, die Linse war [Gnad 2007]. Die neue Lehre, die den Star als Trübung und Verhärtung des

Kristalls erklärte, stieß zunächst auf Widerstand, setzte sich aber, dank Autoritäten wie den Chirurgen Maitre-Jan und Charles de Saint Yves schließlich durch [Holland 2006].

2.2.1 Beginn der modernen Augenchirurgie

Ein Meilenstein in der Entwicklung der Kataraktchirurgie war die Arbeit des französischen Okulisten Jacques Daviel (1693-1762). Bei ihm sieht man den Beginn der modernen Augenchirurgie. 1693 in Rouen geboren, absolvierte er eine Lehre als Barbier. Als Dank für seinen selbstlosen Einsatz in der Krankenversorgung während der Pest im Jahre 1720 durfte er sich 1722 ohne Prüfung in Marseille als Meister der Wundarznei niederlassen. Er spezialisierte sich auf Augenkrankheiten und führte Tausende von Starstichen durch. Viele Adelige nahmen seine Dienste in Anspruch und er wurde auch an Höfe in Italien und Spanien eingeladen. Bei einer seiner Operationen im April 1745 missglückte der Starstich und Daviel entfernte die zerbrochene Linse chirurgisch. Gleichwohl der Patient nach kurzfristigem Erfolg sein Auge durch eine Vereiterung verlor, ließ sich Daviel nicht entmutigen und hielt an seinem neuen Verfahren fest. Er verfeinerte diese Methode und experimentierte mit verschiedenen Instrumenten. Schließlich gelang es ihm 1747 erstmals, die Linse gezielt aus der hinteren Augenkammer zu extrahieren. Er erlangte mit seiner Methode Ruhm und Anerkennung, trug seit 1749 den Titel des königlichen Leibokulisten Ludwig des XV. und rettete vielen berühmten Personen, so zum Beispiel dem Maler Francois Desvoges das Augenlicht. Obwohl er bereits 1752 sein Verfahren der Pariser „Academie de chirurgie“ vorstellte, wo es auf große Zustimmung stieß, dauerte es noch fast 100 Jahre, bis sich das Operationsverfahren in Europa durchsetzte [Bröer 2003, Gerste 2007, Regal & Nanut 2006].

So wurde das 18. Jahrhundert auch das Okulisten-Saeculum genannt, weil neben den Ärzten an Kliniken weiterhin auch reisende Okulisten Starstiche durchführten. Einer von ihnen war der Wiener Joseph Hillmer, der quer durch Europa reiste, bis er 1751 als Scharlatan entlarvt wurde. Noch bekannter war Johann Taylor (Abbildung 2.19). Zwei seiner wohl prominentesten Opfer waren die Komponisten Johann Sebastian Bach und Georg Friedrich Händel (Abbildung 2.20).



Abbildung 2.19: Johann Taylor (zeitgenössische Darstellung) [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/en/f/f9/John_Taylor_oculist.png; letzter Abruf: 30.07.2012].



Abbildung 2.20: Buntglasfenster (Ausschnitt) in der St. Annenkirche zu Annaberg-Buchholz (eigenes Werk).

Bach operierte er 1750 in Leipzig auf beiden Augen am grauen Star, woraufhin dieser vollständig erblindete und vier Monate später, am 28.07.1750, vermutlich an einer durch eine Infektion der Augen hervorgerufenen Sepsis, verstarb. Auch Händel, den Taylor in London operiert hatte, erblindete postoperativ völlig [Gerste 2007, Holland 2006]. Das Thema der Kataraktoperation beschäftigte auch andere große Persönlichkeiten der damaligen Zeit, was nicht verwunderlich ist, bedenkt man doch, dass eine Erblindung durch den grauen Star für die Menschen damals schlechterdings das gesellschaftliche Aus bedeutete – sie wurden zu hilflosen Almosenempfängern und Bettlern. Diese Tatsache erklärt auch, warum sich so viele Menschen dem doch noch recht hohen Risiko der Operation aussetzten – ihnen fehlte schlichtweg die Alternative [Wipfler 2004].

In der zweiten Hälfte des 18. Jahrhunderts kamen zu den Starstechern auch die reisenden Starschneider hinzu, die nach Daviels Methode arbeiteten [Holland 2006]. Das Prinzip der extrakapsulären Katarakt-Extraktion, bei der der Kapselsack im Auge belassen wird, ist noch heute Grundlage der modernen Kataraktchirurgie und Voraussetzung für die seit Mitte des 20. Jahrhunderts praktizierte Implantation von Kunstlinsen [Henning 2001, Regal & Nanut 2006].

2.2.2 Die Kataraktoperation als Routineeingriff

Eine Vorstellung davon, wie die Kataraktoperation im 19. Jahrhundert ausgesehen hat, vermittelt das Buch „Tausend Staroperationen“ von Dr. Heinrich Zenker, veröffentlicht 1895.

Dr. Zenker war der langjährige Assistenzarzt von Herzog Carl Theodor von Bayern (1839 - 1909). Dieser arbeitete als Augenarzt und gründete schließlich 1895 in München eine private Augenklinik. Er führte circa 6000 extrakapsuläre Kataraktoperationen durch, von denen er 1000, die er zwischen 1889 und 1893 durchführte, minutiös dokumentierte. Eine genaue Erhebung der Ergebnisse – der durchschnittliche Endvisus betrug immerhin 0,6 – und der Komplikationen, deren Zahl erstaunlich gering war, belegt, dass Kataraktoperationen bereits Ende des 19. Jahrhunderts als Routineoperation mit guter Prognose durchgeführt werden konnten [Wollensak 2001]. Diese Technik wurde bis Beginn des 20. Jahrhunderts beibehalten, dann jedoch zunehmend durch die intrakapsuläre Kataraktextraktion, bei der die Linse inklusive Kapsel entfernt wird, ersetzt [Holland 2006, Horn 2005]. Diese blieb bis Ende der siebziger Jahre Methode der Wahl, bis durch die Einführung der Phakoemulsifikation durch Charles Kelman 1967 und die Weiterentwicklung und Verfeinerung mikrochirurgischer Techniken die extrakapsuläre Extraktion wieder immer mehr an Bedeutung gewann [Horn 2005].

2.2.3 Suche nach einer Aphakiekorrektur

Eine weitere, parallel verlaufende Entwicklung in der Behandlung des grauen Stars war die Suche nach einer Lösung für den Ausgleich der hyperopen Sehstörung, die aus der Entfernung der Linse und damit verbunden dem Verlust ihrer ca. +19 Dioptrien Brechkraft resultiert. Erst in der Neuzeit gelang es, die Funktion der Linse zu ersetzen. Lange Zeit stellt die einzige Möglichkeit hierzu die Korrektur durch Brillengläser oder Kontaktlinsen (Abbildung 2.21) mit einer Stärke von ca. 13–15 Dioptrien dar [Gerste 2007]. Diese sogenannten Starbrillen (Abbildung 2.22) sind durch ihre extrem dicken Linsen allerdings nicht nur kosmetisch unschön, sondern das hohe Gewicht und das stark eingeschränkte Gesichtsfeld waren weitere Argumente dafür, nach einer besseren Lösung der Aphakiekorrektur zu suchen. Der Wunsch der Operateure war es, die entfernte Linse durch eine neue zu ersetzen.



Abbildung 2.21: Ausgleich der Aphakie mit einer harten Kontaktlinse [Kriegelstein et al. 1998].

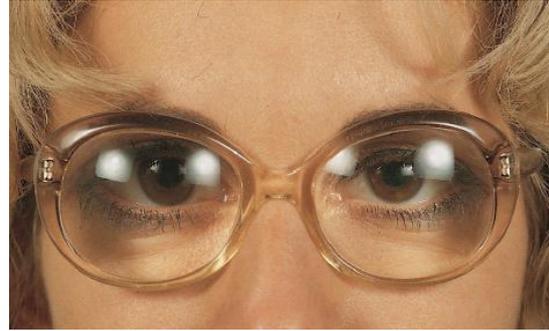


Abbildung 2.22: Korrektur der Aphakie durch eine Starbrille [Kriegelstein et al. 1998].

2.2.4 Entwicklung der Intraokularlinse

Die Entwicklung der heute nicht mehr wegzudenkenden Intraokularlinsen (IOL) verdanken wir Sir Harold Ridley (Abbildung 2.23).



Abbildung 2.23: Sir Harold Ridley [Apple 2006].

Während des zweiten Weltkrieges war Ridley dem Royal Army Medical Corps zugeteilt und war in dieser Zeit in London, Moorfield und Aylesbury tätig, bevor er in Ghana und Kalkutta stationiert war. Nach dem Krieg nahm er seine Tätigkeit als Operateur wieder auf und eröffnete 1946 eine Privatpraxis in London, wo er bis 1989 praktizierte. Ridley leistete einige bedeutende Beiträge zur Ophthalmologie, so forschte er z. B. während seiner Zeit in Ghana intensiv am Krankheitsbild der Onchozerkose und deren okulären Manifestationen. Auch in der Arbeit mit Leprakranken und bei Blindenhilfsorganisationen war er sehr aktiv. Er war auch einer der Begründer der „Tele-Medizin“ und führte bereits 1949 Fernsehaufzeichnungen von Augenoperationen durch, die Zuschauern direkt vorgeführt wurden. Ebenso war er an der Entwicklung von elektronischen Fundusuntersuchungs- und dokumentationsmethoden maßgeblich beteiligt [Auffarth et al. 2001]. Seine bedeutendste Entwicklung jedoch war die Erfindung der IOL. Obgleich es die Kataraktchirurgie seit über 2000 Jahren gab, waren vor Ridley nie ernsthafte Versuche unternommen worden, über eine Aphakiekorrektur mittels

Starbrille hinauszukommen. Es gibt sporadische, meist unbestätigte Berichte von Versuchen, Ersatzlinsen von Toten oder Glaslinsen zu implantieren, doch gibt es bis heute keinen Beweis für andere Arbeiten außer der Riddleys [Auffarth et al. 2001, Rayner 2007]. Bereits während seiner Assistenzarztzeit war Ridley mit der Aphakiekorrektur unzufrieden, da die klassische Korrektur durch Starbrillen aufgrund der hohen Brechkraft und den damit verbundenen immensen Abbildungsfehlern der Gläser einen erheblich geminderten Seheindruck der Patienten bedingte. Er betrachtete eine Katarakt-Operation ohne Linsenersatz als „incomplete, only half-finished operation“ [Auffarth et al. 2001]. Im Jahre 1947 wurde Ridley durch einen Studenten namens Steve Parry, der zum ersten Mal eine Kataraktoperation sah, erneut auf die Idee einer Kunstlinse gestoßen, als dieser anmerkte, es sei zu schade, dass man die Katarakt nicht durch eine klare Linse ersetzen könne [Rayner 2007]. Nach monatelanger geheimer Planung, rief er den Wissenschaftler John Pike an, der bei Rayner Ltd. in London arbeitete und mit dem er bereits bei der Entwicklung des ersten elektronischen Ophthalmoskops zusammengearbeitet hatte. Sie arbeiteten zunächst weiter geheim an der neuen Technik. Als Ort für die Kunstlinse entschieden sie sich für den der natürlichen Linse und als Operationstechnik sollte die Extrakapsuläre Kataraktextraktion (extracapsular cataract extraction, ECCE), angewendet werden, um einen intakten hinteren Kapselsack zu erhalten. Bei der Frage nach dem Material wurde zwischen Glas, dem polymeren Kunststoff PMMA (Polymethylmethacrylat, „Plexiglas“) und einem Mineral, wie z.B. Quarz entschieden. Hier kam Ridley seine Erfahrung als Militärchirurg während des Krieges zugute. Die Cockpits von Flugzeugen und Gefechtsstandabdeckungen waren aus Glas und PMMA. Bei Abschüssen gerieten manchmal Splitter der Kanzel in die Augen der Piloten. Ridley beobachtete: „wenn keine scharfe Ecke des Plastikmaterials mit einer empfindlichen oder beweglichen Stelle des Auges in Konflikt kam, war die Gewebereaktion unbedeutend“ [Rayner 2007]. So fiel die Wahl des Materials auf PMMA. John Pike entwickelte zusammen mit J. Holt von ICI (Imperial Chemical Industries) ein reines PMMA ohne freie Monomere, die im Gegensatz zum Polymer starke Reizungen hervorrufen. Aus diesem zunächst Transpex I, später Perspex C. Q. (clinical quality) genannten Material war die erste, von der Firma Rayner Ltd. hergestellte und von Ridley implantierte IOL (Abbildung 2.24).

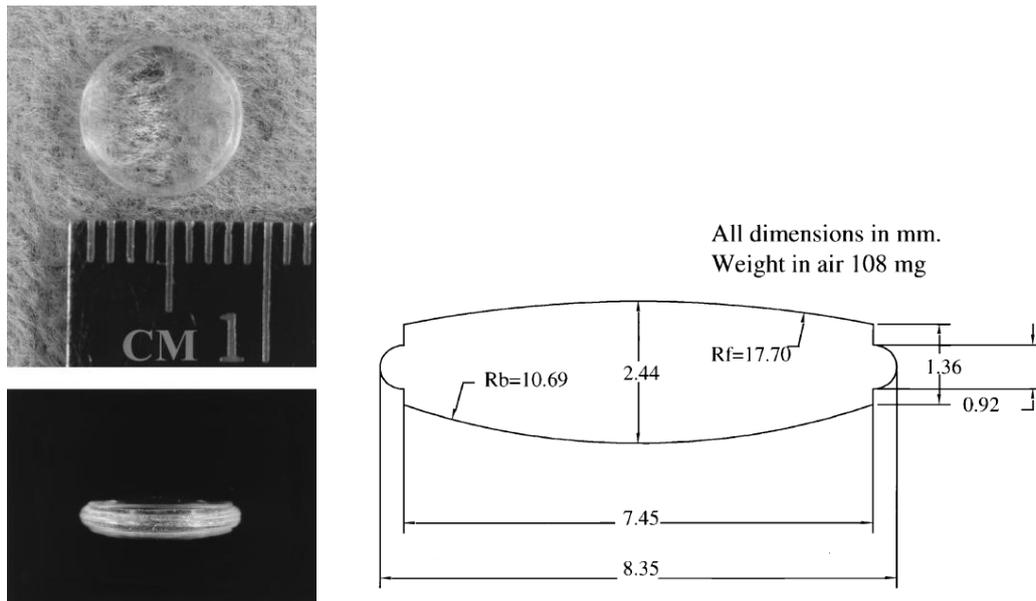


Abbildung 2.24: Ridley-PMMA-IOL (1952), Fotografien und Konstruktionszeichnung [Patel A et al. 1999].

Am 29.11.1949 führte Ridley im St. Thomas Hospital, London, die erste Linsenimplantation an einer 45-jährigen Frau durch. Man ging lange davon aus, dass diese Operation zweizeitig durchgeführt wurde, dass also bei der ersten Operation nur eine ECCE durchgeführt wurde, um bei der zweiten Operation die Linse in ein reizfreies Auge implantieren zu können, doch wurde vor kurzem durch eine damals anwesende OP-Schwester bekannt, dass die OP doch einzeitig durchgeführt worden sein soll [Schröder 2005]. Die Operation war anatomisch gut gelungen, wenn auch die postoperative Refraktion hochmyop war ($-18,0$ dpt sph, $-6,0$ dpt cyl, 120° , Visus 20/60), da sich Ridley für die Berechnung der Stärke der IOL an den Dimensionen der natürlichen Linse orientierte. (NB: Heute erfolgt die Berechnung der IOL-Stärke mittels der sog. SKR/T-Formel, s. S. 22). Die zweite IOL-Implantation fand Anfang 1950 im Moorsfields Eye Hospital statt, assistiert von Peter Choyce. Die zweite Berechnung brachte etwa 1 dpt Myopie, was sowohl für Operateur als auch Patient akzeptabel war. Ridley präsentierte seine Ergebnisse erstmals am 09.07.1951 auf der Oxford Ophthalmological Conference, 20 Monate nach der ersten Implantation [Auffarth et al. 2001]. Einer der beiden Patienten, die er zur Vorstellung mitbrachte, hatte einen unkorrigierten Fernvisus von 1,0, der andere von 0,8 mit einer Korrektur von $-0,5$ dpt Sphäre. Trotz dieser überzeugenden Ergebnisse weigerten sich die meisten seiner damaligen Kollegen, die Patienten auch nur anzusehen und kritisierten Ridley massiv. Sir Duke-Elder, der einflussreichste Ophthalmologe seiner Zeit, drohte Anhängern von Ridley sogar mit persönlichen Konsequenzen. So musste Ridley, nachdem er über 1000 Linsen implantiert hatte, mit der Weiterentwicklung der Hinterkammerlinse aussetzen, weil er fürchtete, in einem möglichen Kunstfehlerprozess ohne Rückhalt dazustehen.

Erst Ende der 1980er/Anfang der 1990er Jahre kam es zum Durchbruch in der Kataraktchirurgie. Ridley erhielt verspätete Anerkennung für sein Werk. So wurde er unter anderem Gründungsmitglied und Präsident des International Intraocular Implant Clubs, Fellow der Royal Society of London, wurde auf unzähligen Kongressen geehrt, erhielt die Ehrendoktorwürde der Medical University of South Carolina und wurde im 50. Jubiläumsjahr der ersten IOL 1999/2000 von Queen Elisabeth II. zum Ritter geschlagen. Einen ökonomischen Gewinn erzielte er durch seine Erfindung nicht, da er auf jegliche patentrechtliche Ausnutzung verzichtete [Auffarth et al. 2001, Rayner 2007].

Wenn man beachtet, dass es mehr als 3500 Jahre von den ersten belegten Starstichen bis zur Entwicklung der ersten IOL gedauert hat, so ist es umso beachtlicher, mit welcher Geschwindigkeit sie bis heute weiterentwickelt wurde. Diese Entwicklung kann man, beginnend bei Sir Ridley im Jahre 1949, bis heute in sechs Generationen einteilen (Tabelle 2.1) [Auffarth & Apple 2001]:

Generation	Zeitraum	Linsentyp
1	1949–1954	Ridley-Linse
2	1952–1962	Frühe Vorderkammerlinsen
3	1953–1973	Irisgestützte Linsen
4	1963–1992	Moderne Vorderkammerlinsen
5	1977–1992	Frühe Hinterkammerlinsen (starr)
6	1992–heute	Moderne Hinterkammerlinsen (Faltlinsen)

Tabelle 2.1: Entwicklungsstadien der Intraokularlinsen.

So hat, nur etwas mehr als 50 Jahre nach Ridleys erster implantierter IOL mit einer Endrefraktion von ca. -18 dpt, die Firma TMED eine IOL auf den Markt gebracht, deren Brechkraft sie auf 1/100 dpt genau angibt. Da in Deutschland die Brechkraft einer IOL bei einem Brechkraftwert <30 dpt nach DIN ISO 11979-2 lediglich auf 0,5 dpt, bei >30dpt nur auf 1,0 dpt genau angegeben werden muss, verspricht die Firma TMED eine wesentlich genauere Planbarkeit der Endrefraktion und Minimierung der Fehlrefraktion als bei den nur auf 0,5 dpt genau angegebenen IOLs.

2.3 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist es nachzuweisen, ob dieser Schritt in der Entwicklung der IOL, eine wesentlich genauere Planbarkeit der Endrefraktion und Minimierung der Fehlrefraktion zu erreichen, schon erreicht ist, oder ob sich die Ergebnisse, die mit der TMED-Linse erzielt wurden, sich noch nicht signifikant von denen anderer moderner Linsen abheben.

3 Material und Methodik

3.1 Patienten

In dieser retrospektiven Studie wurden 1134 Augen nach Linsenimplantation erfasst. Hiervon schieden 182 aus verschiedenen Gründen aus, z.B. weil die Patienten nicht mehr zur Nachuntersuchung erschienen, keine vollständige postoperative Refraktion bestimmt wurde oder die Patienten wegen einer bekannten Augenerkrankung, die Einfluss auf die Zielgrößen haben könnte, ausgeschlossen wurden. Von den restlichen 952 Augen wurde der damit postoperativ erreichte Visus bestimmt und verglichen. Weitere 310 Augen schieden aus, da bei ihnen postoperativ zwar der Visus, nicht aber die Refraktion bestimmt wurde. So verblieben 642 Augen mit einem kompletten postoperativen Datensatz, die zur Bestimmung und zum Vergleich von Ziel- und Endrefraktion herangezogen wurden. Die entsprechenden Daten wurden zum einen den Unterlagen der Klinik (OP-Bücher, Patientenakten) entnommen, zum anderen durch Erhebungsbögen von den nachbetreuenden Hausaugenärzten erfragt bzw. vor Ort deren Kartei-System entnommen.

Alle Patienten wurden in der Universitäts-Augenklinik in Homburg/Saar von Januar 2002 bis Januar 2007 vom selben Operateur (Oberarzt Dr. Martin Lang) operiert. Hierbei wurden alle nötigen Daten, wie Zielrefraktion, verwendeter Linsentyp und Linsenstärke (in dpt), erfasst.

3.2 Rekrutierung

Von allen Patienten wurde aus dem OP-Buch Name, Geburtsdatum, OP-Datum, operiertes Auge, verwendete Linse und Linsenstärke in Dioptrien entnommen. Die Zielrefraktion wurde aus dem IOLMaster-Ausdruck (Abbildung 3.1, S. 23) bestimmt. End- und Fehlrefraktion wurden wie oben beschrieben berechnet. Für jede Linse wurde der Durchschnitt aller Fehlrefraktionen, der Beträge aller Fehlrefraktionen sowie der Visuswerte ermittelt. Diese Werte wurden mittels Mann-Whitney-U-Test verglichen, um zu ermitteln, ob signifikante Unterschiede (signifikant bei $p \leq 0,05$) zwischen den Ergebnissen der einzelnen Linsen bestehen. Hierzu wurde die Software SPSS (Version 18) eingesetzt.

Da es in der Fragestellung primär um die Performance der Easy Care 600 ging, wurde diese vor allem der Alcon SA60 als der bisherigen Standardlinse, aber auch den sechs anderen in diesem Zeitraum in der Augenklinik des Universitätsklinikums des Saarlandes operativ eingesetzten Intraokularlinsen gegenübergestellt.

Zusätzlich wurden die Linsen innerhalb ihrer Stoffklassen verglichen: die beiden Silikonlinsen AMO Clariflex vs. ihr Nachfolgermodell AMO Z9000, die gelben Acrysoflinsen von Alcon SN60WF vs. SN 60AT, die Acrylatlinsen AMO AR40 vs. Alcon SA60 vs. TMED Easy Care 600.

3.3 Refraktionsbestimmung/-planung

Vor der Operation wurden alle Patienten routinemäßig untersucht. Die Voruntersuchung zur Katarakt-Op im Ambulanten Operationszentrum (AOZ) beinhaltet standardmäßig: Anamnese, Klärung der Op-Fähigkeit (evtl. Antikoagulantien oder Allergien), refraktiver Feinabgleich, Brillen-Vermessung, Spaltlampenuntersuchung, Tensiomessung, Aufklärungsgespräch, Funduskopie in Mydriasis (falls kein Einblick möglich: Ultraschalluntersuchung), Oberarztvorstellung mit Linsenbestimmung und Festlegung des Procedere. Dazu wird eine Biometrie des Bulbus mit Hilfe eines Zeiss-IOLMaster durchgeführt, einem Gerät zur Achsenlängenmessung mittels optischer Kohärenzbiometrie. Er führt eine Sechspunktmessung der Hornhautbrechkraft, eine Messung der phaken Vorderkammertiefe und eine Messung der Achsenlänge des Bulbus durch. Die Validität des Zeiss-IOLMaster wurde in mehreren Studien intensiv geprüft. So wurde unter anderem eine „ausgezeichnete Reproduzierbarkeit“ [Sheng et al. 2004], im Vergleich mit drei weiteren Geräten eine „hohe Reproduzierbarkeit, Vergleichbarkeit, Korrelation“ [Shirayama et al. 2009], eine „hohe Reliabilität und Untersucherunabhängigkeit“ [Vogel et al. 2001], eine „sehr hohe Validität für die Achsenlänge, eine hohe für Keratometriewerte und Vorderkammertiefe“ [Shammas & Chan 2010] bescheinigt und die Methode wurde als „exzellente Non-Kontakt Messmethode“ [Mylonas et al. 2011] empfohlen. Es ist somit eine hohe Validität der gemessenen Werte gesichert. Einen entsprechenden IOLMaster-Ausdruck zeigt beispielhaft Abbildung 3.1.

Zur Berechnung der IOL-Stärke existieren verschiedene Formeln. Die erste theoretische Formel zur Berechnung der IOL-Stärke wurde 1967 von Fedorov und Kolinko präsentiert. [Fedorov et al. 1967] Die erste englischsprachige Publikation stammte von Colenbrander 1973 [Colenbrander 1973]. Andere frühe theoretische Formeln wurden von Thijssen, van der Heijde und Binkhorst beschrieben [Binkhorst 1975, van der Heijde 1976, Thijssen 1975]. Es gab auch einige Ansätze der empirischen Formel-Ermittlung (z.B. von Shammas und Olsen [Olsen 1988, Shammas 1982]). Retzlaff et al. entwickelten schließlich eine Formel, die auf Grundlage der theoretisch berechneten Formeln beruhte und existierende A-Konstanten nutzte, jedoch eine Optimierung durch experimentelle Verbesserung (Studienkollektiv n=1677 implantierte Hinterkammerlinsen) durchführte [Retzlaff et al. 1990]. So entstand eine

neue Formel, die sogenannte SRK/T (T für „theoretically“). Für eine angestrebte Emmetropie berechnet sich damit die IOL-Stärke folgendermaßen [Retzlaff et al. 1990]:

$$IOL_{\text{emme}} = \frac{1000 \times n_a \times (n_a \times r - (n_c - 1) \times LOPT)}{(LOPT - ACD) \times (n_a \times r - (n_c - 1) \times ACD)} \cdot$$

Wird eine postoperative Ametropie angestrebt oder gewünscht, ist obige Formel um Korrekturterme zu erweitern, die die von der Emmetropie abweichende Zielrefraktion enthalten (l. c.):

$$IOL_{\text{amet}} = \frac{1000 \times n_a \times (n_a \times r - (n_c - 1) \times LOPT - 0,001 \times REFTGT \times (V \times (n_a \times r - (n_c - 1) \times LOPT) + LOPT \times r))}{(LOPT - ACD) \times (n_a \times r - (n_c - 1) \times ACD - 0,001 \times REFTGT \times (V \times (n_a \times r - (n_c - 1) \times ACD) + ACD \times r))} \cdot$$

Dabei sind:

IOL_{emme} : IOL-Stärke zum Erreichen einer angestrebten Emmetropie (dpt.)

IOL_{amet} : IOL-Stärke zum Erreichen einer angestrebten oder gewünschten Zielrefraktion (dpt.)

n_a : Brechungsindex von Kammerwasser und Glaskörper; $n_a=1,336$

r : durchschnittlicher Krümmungsradius der Hornhaut (mm)

n_c : Brechungsindex der Hornhaut; $n_c=1,333$

$LOPT$: „optische“ Achsenlänge (mm), i. e. mittels Ultraschall gemessene Achsenlänge plus Dicke der sensorischen Netzhaut

ACD : Vorderkammertiefe (mm)

$REFTGT$: Zielrefraktion (dpt.)

V : konstanter Faktor; $V=12$.

Die Berechnungen der IOL-Stärken für die in dieser Arbeit beobachteten Patienten erfolgt durch den „Zeiss IOLMaster“ nach Messung der individuellen Werte gemäß obiger SRK/T-Formel.

Universitätsaugenklinik Homburg

Name:		ID:		Formel: SRK®/T			
Geb. Datum:		Messdatum:		Zielref.: 0 dpt			
Operateur:				n: 1.3320			
OD rechts		AL: 23.54 mm (SNR = 160.0) D1: 40.89 dpt / 8.12 mm x 12° D2: 41.76 dpt / 7.95 mm x 102° R / SE: 8.04 mm / 41.33 dpt Zyl.: -0.87 dpt x 12° VKT: 3.49 mm		AL: 23.43 mm (SNR = 151.2) D1: 40.89 dpt / 8.12 mm x 168° D2: 41.66 dpt / 7.97 mm x 78° R / SE: 8.04 mm / 41.27 dpt Zyl.: -0.77 dpt x 168° VKT: 3.42 mm		OS links	
Status: phak				Status: phak			
Alcon SA60AT		Alcon SN60WF		Alcon SA60AT		Alcon SN60WF	
A-Konst: 118.8		A-Konst: 119		A-Konst: 118.8		A-Konst: 119	
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)
24.0	-1.09	24.0	-0.89	24.5	-1.17	24.5	-0.97
23.5	-0.72	23.5	-0.53	24.0	-0.81	24.0	-0.61
23.0	-0.36	23.0	-0.18	23.5	-0.44	23.5	-0.25
22.5	0.00	22.5	0.17	23.0	-0.08	23.0	0.10
22.0	0.35	22.0	0.52	22.5	0.27	22.5	0.45
21.5	0.70	21.5	0.87	22.0	0.62	22.0	0.80
21.0	1.04	21.0	1.20	21.5	0.97	21.5	1.14
Emme. IOL: 22.49		Emme. IOL: 22.75		Emme. IOL: 22.88		Emme. IOL: 23.14	
AMO Technis ZA9003		AMO Technis ZCB00		AMO Technis ZA9003		AMO Technis ZCB00	
A-Konst: 119.1		A-Konst: 119.4		A-Konst: 119.1		A-Konst: 119.4	
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)
24.5	-1.16	25.0	-1.21	25.0	-1.24	25.0	-0.93
24.0	-0.79	24.5	-0.86	24.5	-0.87	24.5	-0.57
23.5	-0.44	24.0	-0.50	24.0	-0.51	24.0	-0.22
23.0	-0.08	23.5	-0.15	23.5	-0.16	23.5	0.12
22.5	0.26	23.0	0.19	23.0	0.19	23.0	0.47
22.0	0.61	22.5	0.53	22.5	0.54	22.5	0.81
21.5	0.95	22.0	0.87	22.0	0.88	22.0	1.14
Emme. IOL: 22.88		Emme. IOL: 23.28		Emme. IOL: 23.28		Emme. IOL: 23.68	

(* = manuelle Änderung, ! = Wert unsicher)

Abbildung 3.1: Beispiel für einen IOLMaster-Ausdruck (selbst erstellt, anonymisiert).

Die A-Konstanten sowie weitere Daten zu Materialien und Designs aller verglichenen Linsentypen sind in Tabelle 3.1 (S. 27) aufgeführt. Bei der Easy Care 600 von TMED wurde bei der Auswahl der Linse durch den Operateur nicht nur die übliche angegebene Brechkraft berücksichtigt, die üblicherweise im Bereich von 0 bis 9 dpt in 1er-, von 10 bis 30 dpt in 0,5er- und von 31 bis 35 in 1er-Schritten angegeben wird (DIN EN ISO 11979-2), sondern

auch der vom Hersteller zusätzlich angegebene exakte Refraktionswert (auf zwei Nachkommastellen genau), um möglichst nahe an das geplante Ergebnis heranzukommen.



Abbildung 3.2: Etikett auf der Verpackung einer Easy Care 600 (Herstellerfoto): zeigt sowohl die übliche Angabe des Refraktionswertes von 26,0 dpt als auch die Angabe von 26,24 dpt als exakte Brechkraft.

3.4 Operationsmethode

Die Operationsmethode ist die heute gängige Standard Katarakt-Op, die sogenannte Phakoemulsifikation, die Entfernung eines harten Linsenkerne durch dessen Zerkleinerung (Emulsifikation) mittels Ultraschall mit anschließender Absaugung der weichen Linsenrinde. Diese Technik wurde in den vergangenen Jahrzehnten kontinuierlich weiterentwickelt und modernisiert. Eine weitere Erleichterung für den Katarakt-Chirurgen stellt die Einführung von Viscoelastika auf Basis von Hyaluronsäure dar. Sie sorgen durch ihre viskösen Materialeigenschaften intraoperativ für eine stabile Vorderkammer und bieten zusätzlich dem Hornhautendothel einen gewissen Schutz vor intraoperativen Traumen. Ein weiterer, entscheidender Fortschritt, der die heutige Kataraktoperation so schonend macht, ist die Entwicklung faltbarer Intraokularlinsen. Diese ermöglichen es, den operativen Zugang zu verkleinern, wodurch sowohl das Risiko von Schnittkomplikationen, als auch der chirurgisch induzierten Astigmatismus minimiert werden. Die heutige Operationstechnik birgt kaum noch die Risiken früher so gefürchteter Komplikationen wie Hornhautödemen in Folge einer Hornhautendotheldekompensation, zystoider Makulaödeme etc. Eine der häufigsten Komplikationen, die nach Katarakt-Operation auftreten, ist, neben Makulaödem, Kapselruptur und Nachstar die Endophthalmitis, doch auch sie ist glücklicherweise extrem selten.

3.5 Operationsablauf

Um vergleichbare Ergebnisse zu erreichen, werden in dieser Studie nur Patienten betrachtet, die von Herrn Dr. Martin Lang operiert wurden, da sich der Operateur als konstant-systematische Einflussgröße („Offset“) bedeutend auf die Ergebnisse auswirkt.

Die Operation wird im Allgemeinen ambulant und unter Lokalanästhesie durchgeführt. Eine Indikation zur stationären Aufnahme und Operation in ITN (Intubationsnarkose) ist nur bei zu erwartenden Komplikationen, bei Operation am oculus ultimus, bei Komorbiditäten oder

psychischer Indikation etc. gegeben. Andere Indikationen, wie z. B. Voroperationen oder traumatische Katarakt führten zum Ausschluss aus dieser Studie.

Zur Operationsvorbereitung wurde am Vortag mit folgender Tropftherapie begonnen: Floxal EDO AT 3x/d, Indocolir EDO AT 3x/d, Atropin 1% AT 1x abends. Am OP-Tag wurden morgens im AOZ Indocolir AT sowie Mydriatikum AT und Neosynephrine 5% AT getropft, bis die Pupille geweitet war. Im Vorbereitungsraum erfolgte die retrobulbäre Injektion von Bupivacain, Hyalat und Conjucaïn. Durch das Lokalanästhetikum werden die Schmerzempfindung, das Sehvermögen und die Motilität des Auges ausgeschaltet. Zur Desinfektion und Endophthalmitisprophylaxe wurde der Bindehautsack mit 5,0%-iger Braunol-Lösung gespült.

Im Operationssaal erfolgte zunächst eine sterile Abdeckung des Operationsfeldes. Der Operateur arbeitete mit Hilfe eines OP-Mikroskopes. Als ersten Zugang präparierte er einen temporalen, kornealen Tunnelschnitt (sog. Clear-Cornea-Zugang (3,2 mm)) mit Hilfe eines Diamantmessers. Dieser Schnitt ist durch seine Form selbstabdichtend (sog. „No-Stitch“-Technik) und weitgehend astigmatismusneutral. Als Hilfszugänge wurden zusätzlich zwei Parazentesen angelegt, üblicherweise limbusnah in der 6- und 12-Uhr-Position. Darüber wurden die Instrumente ins Auge eingeführt. Ein Viskoelastikum (z.B. Healon) wurden zur Stabilisierung der Vorderkammer zu Beginn der Operation injiziert. Nun erfolgte eine Kapsulorhexis nach Gimbel/Neuhann. Hierbei wird in die vordere Linsenkapsel mit Hilfe einer Kanüle eine kreisrunde Öffnung gerissen. Um die spätere Mobilisierung des Linsenkerns zu erleichtern, wurde BSS-Lösung (Balanced Salt Solution) mit einer stumpfen Kanüle am Rand der Rhexis unter die Vorderkapsel injiziert (Hydrodissektion). Mittels Phakoemulsifikation in Chop-Technik (verwendetes Instrument: Ultraschallhandstück mit integrierter Irrigations-/Aspirations-Vorrichtung) wurde der Linsenkern zerkleinert, emulsifiziert und abgesaugt (Abbildung 3.3), anschließend erfolgte die Rindenabsaugung bimanuell über die Parazentesen (Abbildung 3.4).



Abbildung 3.3: Phakoemulsifikation einer Katarakt (klinikeigenes Bildmaterial).

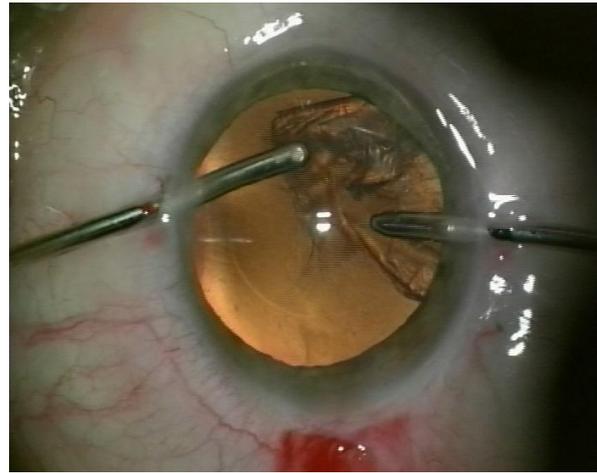


Abbildung 3.4: Absaugen von Rindenresten im Kapselsack (klinikeigenes Bildmaterial).

Um bessere optische Ergebnisse zu erzielen, wurde die stehengebliebene Hinterkapsel anschließend poliert. Danach wurden die Vorderkammer und die Linsenkapsel mit Viskoelastikum gefüllt. In den so aufgespannten Kapselsack wurde die gefaltete Linse mittels eines Injektors injiziert (Abbildung 3.5), dort entfaltet sie sich und wird zentriert. Die Fixierung erfolgt durch die Haptiken im Kapselsack (Abbildung 3.6).



Abbildung 3.5: Einsetzen einer künstlichen Faltnlinse in den Kapselsack (klinikeigenes Bildmaterial).

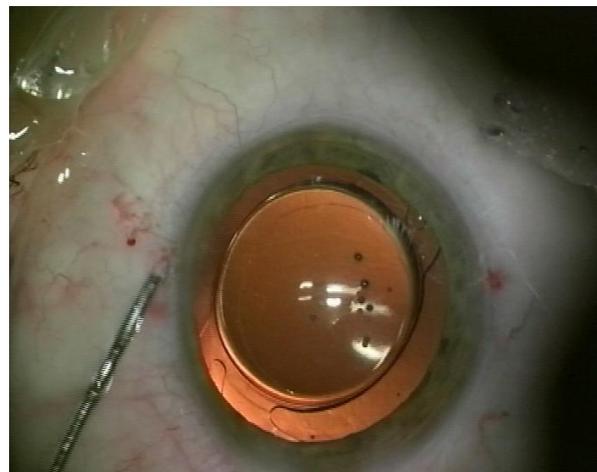


Abbildung 3.6: Kunstlinse in der hinteren Augenkammer im Kapselsack (klinikeigenes Bildmaterial).

Das verbliebene Viskoelastikum wurde aspiriert und der Bulbus mit BSS-Lösung tonisiert. Durch leichten Druck auf die Hornhaut wurde nochmals die Dichtigkeit des Tunnels überprüft. Abschließend wurde die Bindehaut an den Stellen des Tunnels und der Parazentesen mit Gentamycin unterspritzt, was der zusätzlichen Abdichtung und der Minimierung der Infektionsgefahr dient. Zum Abschluss wurde ein Augenverband mit Voltaren AT und Dexamethason AS angelegt.

Die weitere postoperative Behandlung bestand aus der Gabe von Indocolir AT 4x/d, Dexa-Gentamycin AT 5x/d, Dexa-Gentamycin AS zur Nacht für eine Woche.

Die postoperative Kontrolle wurde durch die Hausaugenärzte durchgeführt, bei komplikationlosem Verlauf am ersten und am dritten postoperativen Tag.

Bei den für diese Arbeit beobachteten Patienten zeigten sich perioperativ sowie im Beobachtungszeitraum keine Komplikationen.

Zur Erfassung der postoperativen Refraktion wurden Fragebögen an die Hausaugenärzte der Patienten gesandt, mit der Bitte um Angabe von Sphäre/Zylinder/Achse und Visus. Diese wurden entweder von Mitarbeitern der Praxis ausgefüllt und zurückgeschickt, oder die Daten wurden nach Vereinbarung durch Mitarbeiter der Universitäts-Augenklinik in den Praxen vor Ort erfasst. Die Endrefraktion errechnet sich aus dem sphärischen Äquivalent (= Sphäre + $\frac{1}{2}$ Zylinder). Zur Bestimmung der Fehlrefraktion wurde die Endrefraktion von der Zielrefraktion subtrahiert.

In der Studie wurden acht verschiedene Linsen untersucht (Tabelle 3.1).

Name	Material/Design	A-Konstante
TMED Easy Care 600	Acrylat/sphärisch	118,3
Alcon SA60AT	Acrylat/sphärisch	118,8
Alcon SN60AT	Acrylat/sphärisch	118,8
Alcon SN60WF	Acrylat/asphärisch	118,8
AMO AR40e	Acrylat/sphärisch	118,6
AMO Clariflex B	Silikon/sphärisch	118,3
AMO Tecnis Z9000	Silikon/asphärisch	119,1
Corneal E650	PMMA	118,8

Tabelle 3.1: Untersuchte Linsentypen.

Gesondert zu betrachten ist die Corneal E650, da sie nicht bei der Phakoemulsifikation, sondern bei einer anderen Operationstechnik, der extrakapsulären Kataraktextraktion („ECCE“), verwendet wird.

3.6 Die Linsenmaterialien

Allen Intraokularlinsen (mit Ausnahme der Corneal E650) ist gemeinsam, dass sie aus Elastomeren bestehen. Dennoch unterscheiden sie sich in Eigenschaften wie Transparenz, Elastizität und mechanischem Verhalten, welche von ihrer teilkristallinen Form bestimmt werden. Teilkristallin deshalb, weil die Länge der Polymerketten es nahezu unmöglich macht, über die gesamte Länge hinweg Kristalle zu bilden, aber dennoch die kristalline Form vorliegen muss,

da nur parallel angeordnete Strukturen durchsichtig sind. Eine weitere Eigenschaft, in der sich Polymere unterscheiden, ist ihr Aggregatzustand. Er kann temperaturabhängig vom sog. Glaszustand über verschiedene plastische Formen bis hin zur Gummielastizität reichen. Diese Änderungen finden in der Molekularbewegung, nicht der Polymerstruktur, statt und sind somit vollständig reversibel. Die Glasübergangstemperatur ist von der chemischen Natur des Polymers abhängig und liegt für die gängigsten synthetischen Polymere zwischen -100°C und $+250^{\circ}\text{C}$.

3.6.1 PMMA

Polymethylmethacrylat (Kurzzeichen: PMMA, Abbildung 3.7) ist ein synthetischer, glasähnlicher, thermoplastischer Kunststoff, der unter dem eingetragenen Markennamen Plexiglas (engl. perspex) bekannt ist, das in gereinigter Form „Perspex (CQ)“ (CQ = clinical quality) genannt wird. Es ist das Material, das Sir Harold Ridley für seine erste IOL wählte und das noch bis in die 1990er Jahre Standard blieb und es für manche Indikationen (z.B. phake IOL) noch bis heute ist. Dieses lineare Homopolymer ist biologisch inaktiv und somit sehr gut verträglich. Da seine Glasübergangstemperatur allerdings bei etwa 105°C liegt, zeigt es bei Körpertemperatur keine gummielastischen Eigenschaften, weswegen man Linsen aus diesem Material nicht falten kann. Daher verlangt es bei der Implantation einen sehr großen Schnitt, der neben einer erhöhten Infektionsgefahr und einer langen Wundheilungsdauer auch einen hohen Astigmatismus induzieren kann. Daher wurde es in der modernen Ophthalmochirurgie weitgehend durch geeignetere Materialien ersetzt. Aufgrund der abweichenden Operationsmethode (vgl. S. 27) wird die PMMA-Linse E650 in dieser Studie gesondert betrachtet.

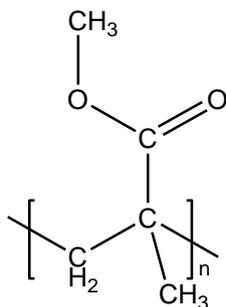


Abbildung 3.7: Polymethylmethacrylat (PMMA).

3.6.2 Acrylate

Man unterscheidet die sogenannten „hydrophoben“ und „hydrophilen“ Acrylate. Die hydrophoben Acrylate mit einem Wassergehalt von max. 2% sind noch eng mit dem PMMA

verwandt, es wurden Methylverbindungen durch die weicheren Ethyl-Verbindungen ersetzt. Die Formel (Abbildung 3.8) zeigt schematisch das Acrylat der AMO Sensor AR40e. Es entsteht als statistisches Copolymerisat aus n Teilen Ethylacrylat, m Teilen Ethylmethacrylat und p Teilen 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat.

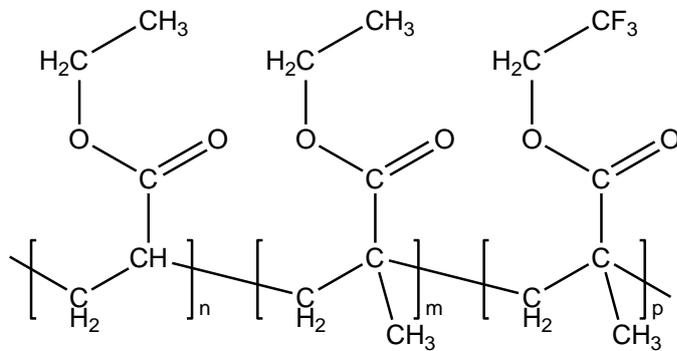


Abbildung 3.8: Statistisches Copolymerisat aus n Teilen Ethylacrylat, m Teilen Ethylmethacrylat und p Teilen 2,2,2-Trifluorethylmethacrylat.

Abbildung 3.9 zeigt die Zusammensetzung des Linsenmaterials der Alcon Acrysof SA60, in das Benzylgruppen eingeführt wurden. Hergestellt wird das entsprechende Polyacrylat aus n Teilen Benzylacrylat und m Teilen Benzylmethacrylat. Dank der sehr niedrigen Glasübergangstemperatur von -3°C von PBA (Polybenzylacrylat) und der vergleichsweise hohen von $+26^\circ\text{C}$ von PBMA (Polybenzylmethacrylat) lassen sich diesbezüglich die Eigenschaften der Linse durch das Mischungsverhältnis der beiden Monomere innerhalb dieser Grenzen stufenlos modulieren [Schröder 2005].

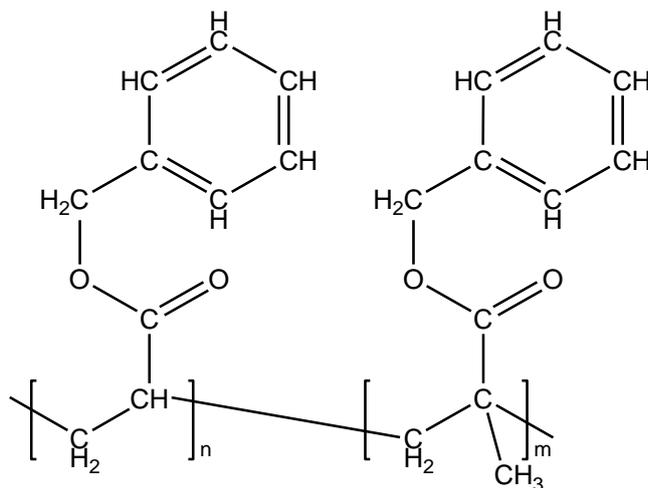


Abbildung 3.9: Statistisches Copolymerisat aus n Teilen Benzylacrylat und m Teilen Benzylmethacrylat.

Abbildung 3.10 zeigt eine der gebräuchlichsten Formen der auch Hydrogele genannten hydrophilen Acrylate. Sie bestehen aus einem Polymer, das Wasser aufnehmen kann, z.B. Poly(2-hydroxyethylmethacrylat) (PHEMA) und einem, welches das nicht kann, z. B.

Poly(methylmethacrylat) (PMMA). Die Hydroxyethylgruppe des PHEMA ist durch hydrophile Wechselwirkungen durch Wasserstoffbrückenbindungen für die Wasseraufnahme verantwortlich, deren Maß mit der Anzahl dieser Gruppen steigt. Da mit steigendem Wassergehalt jedoch die Transparenz und der Brechungsindex des Materials abnehmen, wird PMMA beigemischt. Aufgrund negativer Erfahrungen mit Linsen höheren Wassergehalts (z. B. Aqualens: 72%) wird bei klinisch eingesetzten IOL ein Wassergehalt von 28% nicht überschritten [Schröder 2005].

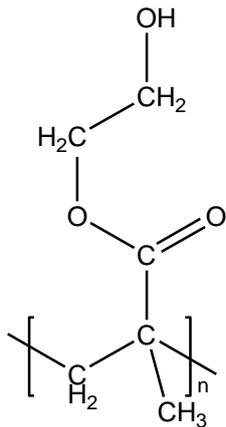


Abbildung 3.10: Poly(2-hydroxyethylmethacrylat).

Eine weitere Besonderheit einiger Linsen ist ihre gelbe Tönung, die als Blaufilter fungiert. Man hat sich dabei die im Alter gelblich verfärbte natürliche Linse zum Vorbild genommen, die kurzwelliges Blaulicht filtert und somit die Netzhaut vor reaktiven Sauerstoffspezies („Sauerstoffradikalen“), die aus molekularem Sauerstoff unter Einstrahlung von kurzwelligem Licht entstehen können, schützt. Diese führen zu Bildung und Ablagerung von Lipofuszin in Retinapigmenten und in Drusen, vor allem im Bereich der Makula. Als Photosensibilisatoren verstärken reaktive Sauerstoffspezies weiter bereits bestehende Schäden. So entstand die These, dass es nach Kataraktoperationen durch den Verlust des natürlichen Blaufilters zu schnellerem Fortschreiten einer altersbedingten Makuladegeneration komme [Rais 2008]. Die Gelbfärbung wird durch polymere gelbe Farbstoffe erreicht, die dem Linsenmaterial beigemischt werden. Die Strukturformel von *N*-2-[3-(2'-methylphenylazo)-4-hydroxyphenyl]ethyl(methylacryl)amid, eines polymerisierbaren gelben Azofarbstoffs, der zu diesem Zweck eingesetzt werden kann, ist nachfolgend in Abbildung 3.11 dargestellt [Jinkerson 1994].

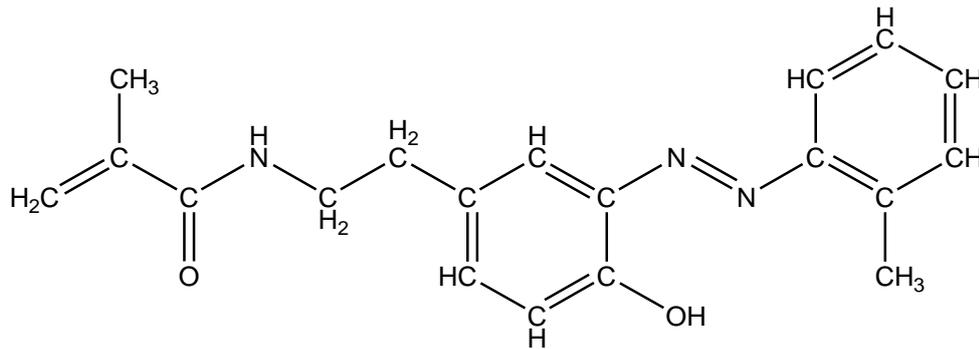


Abbildung 3.11: *N*-2-[3-(2'-methylphenylazo)-4-hydroxyphenyl]ethyl(methylacryl)amid.

3.6.3 Silikone

Abbildung 3.12 zeigt die Formel von Poly(dimethylsiloxan) (Silikonkautschuk) und Abbildung 3.13 zeigt die Formel eines statistischen Copolymerisats aus n Einheiten Dimethylsiloxan und m Einheiten Diphenylsiloxan.

Aus diesen Materialien werden Silikon-IOL hergestellt, die als Elastomere eine hohe Elastizität besitzen und diese auch über die Zeit nicht verlieren. Die Phenylgruppen (Abbildung 3.13) baute man ein, um den relativ niedrigen Brechungsindex der „klassischen“ Silikone auszugleichen. Dies machte es allerdings nötig, auch Kieselsäure (ein amorphes Siliciumdioxid von gel- bis gummiartiger Konsistenz) als Stabilisator beizumischen, um die unter den Phenylgruppen leidende mechanische Stabilität wieder herzustellen.

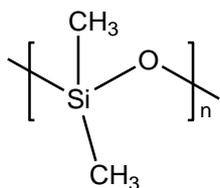


Abbildung 3.12: Poly(dimethylsiloxan) (Silikonkautschuk).

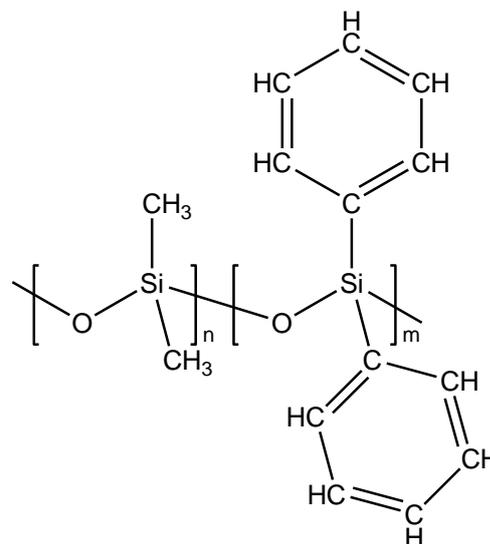


Abbildung 3.13: Statistisches Copolymerisat aus n Teilen Dimethylsiloxan und m Teilen Diphenylsiloxan.

3.7 Linsendesign

In dieser Studie werden Linsen mit zwei verschiedenen Oberflächen-Designs beobachtet: sechs Linsen haben ein sphärisches, zwei Linsen ein asphärisches Design (vgl. Tabelle 3.1, S. 27).

Die sphärischen Linsen haben an jeder Stelle den gleichen Krümmungsradius, was eine Kugelform ergibt. Das Brechungsgesetz nach Snellius besagt für solche Linsen, dass die Lichtstrahlen, die peripher auf die Linse auftreffen, stärker gebrochen werden, als Lichtstrahlen, die zentral oder nahe der Linsenmitte auftreffen. Hieraus ergibt sich das Phänomen der sogenannten sphärischen Aberration. Der Abbildungsfehler entsteht daraus, dass sich durch die unterschiedlich starke Brechung der einfallenden Strahlen mehrere Brennpunkte hinter der Linse ergeben. Hierbei liegt die Fokusebene, die durch die paraxialen, zentralen Strahlen gebildet wird, hinter den Brennpunkten der peripher einfallenden, stärker gebrochenen Strahlen [Atchison & Smith 2000, Mrochen & Büeler 2008].

Zur Korrektur dieser sphärischen Aberration stehen prinzipiell zwei Möglichkeiten zur Verfügung: Zum einen können verschiedene Linsenarten miteinander kombiniert werden, was allerdings zum Teil zu sehr großen Linsensystemen führt, die für den intraokularen Einsatz unpraktikabel sind. Die andere Möglichkeit besteht darin, das Design einer einzelnen Linse dahingehend zu optimieren, dass dadurch Abbildungsfehler gezielt korrigiert werden. Dies ist das Prinzip der aberrationskorrigierenden, asphärischen Intraokularlinsen [Mrochen & Büeler 2008].

Bei asphärischen IOLs verändert sich der Krümmungsradius von zentral nach peripher radiär. Man unterscheidet hierbei, ob Q (Q =Asphärizität oder Asphärizitätsfaktor) positiv oder negativ ist. Ist $Q < 0$, so wird die Oberfläche als „prolat“ bezeichnet. Hier erhöht sich der Krümmungsradius in der Peripherie, was eine Abnahme der Brechkraft zur Folge hat. Als „oblat“ bezeichnet man Oberflächen, deren Krümmungsradius in der Peripherie ab- und somit die Brechkraft zunimmt. In diesen Fällen ist $Q > 0$ [Mrochen & Büeler 2008].

Diese Änderung von Krümmungsradius und Brechkraft nutzt man, um sphärische Aberrationen zu kompensieren. Solche asphärischen Oberflächen können durch folgende Formel beschrieben werden [Atchison & Smith 2000, Mrochen & Büeler 2008]:

$$(X^2+Y^2)+(1+Q)\times Z^2-2ZR_0=0,$$

dabei sind:

- Z: Koordinaten entlang der optischen Achse,
- R₀: zentraler Krümmungsradius der Asphäre,
- X, Y: Koordinaten in Ebene senkrecht zur optischen Achse Z,
- Q: Asphärität oder Asphäritätsfaktor.

Durch die asphärische Oberfläche einer IOL ($Q \neq 0$) kann die sphärische Aberration vollständig ausgeglichen werden, wodurch sich ideale Abbildungseigenschaften ergeben.

Doch auch das Design der sphärischen Linsen kann so gewählt werden, dass sphärische Aberrationen minimiert werden. Dies geschieht durch eine optimierte Wahl der Krümmungsradien für die Linsenvorder- und Rückfläche. So können, ohne die Gesamtbrechkraft der Linse zu verändern, die Brecheigenschaften der peripheren Strahlen verändert werden. Obwohl so durch die Wahl von asymmetrischen Oberflächen beim Design sphärischer IOLs eine Minimierung der sphärischen Aberration gegenüber symmetrischen Designs erreicht werden kann, so lässt sich allein hierdurch keine absolut aberrationsfreie Linse erreichen, wie dies bei asphärischen Oberflächen der Fall ist [Mrochen & Büeler 2008].

Doch der Ausgleich der sphärischen Aberration der IOL ist nicht die einzige Herausforderung, da auch in den okulären Medien physiologischer Weise Asphäritäten vorliegen. So ist die menschliche Hornhautvorderfläche in der Regel prolat, d.h. sie wird nach außen hin flacher, man misst eine negative Asphärität [Dubbelman et al. 2006]. Die Vermutungen, weshalb dies so ist, reichen von optischen bis hin zu funktionalen Gründen. Dubbelman benutzt für die Beschreibung der Krümmung die Krümmungskonstante k [Dubbelman et al. 2002]. Die Hornhaurückfläche ist deutlich schwerer zu vermessen, ihr kommt jedoch auch eine geringere Bedeutung zu, da zwischen Hornhaut und Kammerwasser nur ein geringer Unterschied im Brechungsindex besteht [Mrochen & Büeler 2008]. In Studien von Patel et al. [Patel S et al. 1993] und Lam und Douthwaite [Lam & Douthwaite 1997] sowie Dubbelman et al. fand sich als durchschnittlichen Wert für die Rückfläche der Hornhaut $k = 0,62 \pm 0,27$ [Dubbelman et al. 2002].

Für die postoperative optische Qualität nicht nur die optische Qualität der implantierten IOL verantwortlich, sondern Hornhaut und IOL gemeinsam müssen zu einer optimierten Abbildungsqualität führen. So müssen sich optische Fehler der asphärischen Hornhaut und einer

asphärischen IOL aufheben, um die sphärische Aberration vollständig zu kompensieren [Mrochen & Büeler 2008].

Auf eine durchschnittliche, nicht pathologisch veränderte Hornhaut bezogen bedeutet dies für die postoperative residuelle sphärische Aberration: sie ist am höchsten bei einer symmetrischen sphärischen IOL, bereits etwas geringer bei einer asymmetrischen sphärischen IOL und deutlich reduziert bei einer standardisierten asphärischen IOL mit fixem Q-Wert für alle IOL. Optimal reduziert wäre sie bei individueller Fertigung einer asphärischen IOL speziell nach den gemessenen Werten der Hornhaut [Langenbacher et al. 2011, Mrochen & Büeler 2008]; solche Linsen sind jedoch noch die Ausnahme und wurden in der vorliegenden Studie nicht verwendet.

3.8 Statistische Methode

Die Statistik dieser Arbeit wurde im Statistik-Programm SPSS durchgeführt. Die zu Beginn berechnete Varianzanalyse ergab $F=16,16$; $p=0,000$. Damit war die Voraussetzung erfüllt, um weitere statistische Analysen vorzunehmen.

Im Mann-Whitney-U Test werden Werte von $p \leq 0,05$ als signifikant angesehen (asymptotische Signifikanz, 2-seitig).

4 Ergebnisse

4.1 Postoperativer Visus, Fehlrefraktion, absolute Fehlrefraktion

Tabelle 4.1 zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse aller getesteten IOL in Bezug auf postoperativen Visus, Fehlrefraktion und absoluter Fehlrefraktion.

Die besten Ergebnisse beim postoperativen Visus zeigten die Easy Care 600 sowie die Tecnis Z9000. Die geringste Abweichung in der Fehlrefraktion zeigten die SA 60 sowie die Clariflex B, bei der absoluten Fehlrefraktion führten die Easy Care 600 mit der geringsten Abweichung von der Zielrefraktion, dicht gefolgt von der Tecnis Z9000.

IOL	Hersteller	Material	Design	MW Visus logMAR	MW Fehlrefraktion	MW absolute Fehlrefraktion
Easy Care 600	TMED	Acrylat	sphärisch	0,096	0,17	0,45
SA 60	Alcon	Acrylat	sphärisch	0,174	-0,01	0,55
SN60AT	Alcon	Acrylat	sphärisch	0,476	0,29	0,87
SN60WF	Alcon	Acrylat	asphärisch	0,220	-0,26	0,6
AR40e	AMO	Silikon	sphärisch	0,281	0,67	0,67
Clariflex B	AMO	Silikon	sphärisch	0,221	-0,01	0,59
Tecnis Z9000	AMO	Silikon	asphärisch	0,091	-0,28	0,5
E 650	Corneal	PMMA	sphärisch	0,536	-0,79	0,97

Tabelle 4.1: Postoperativer Visus logMAR, Fehlrefraktion, absolute Fehlrefraktion. (MW = Mittelwert)

4.2 Postoperativer Visus

Hier wurde verglichen, bei welcher der verwendeten Linsen der postoperative Visus der Patienten im Durchschnitt am besten war (Tabelle 4.3). Die Kalkulation der durchschnittlichen Visuswerte erfolgte in LogMAR-Schreibweise nach Holladay, die Formel für die Umrechnung von Dezimalnotation zu Logmar lautet: $\text{LogMAR} = -\log(\text{Dezimalvisus})$ [Holladay 1997].

In Tabelle 4.2 findet sich eine Auflistung aller p-Werte, die die jeweiligen Signifikanzen zwischen den postoperativen Visuswerten zwei Linsengruppen angibt.

Visus	TMED	E650	SA60AT	Z9000	SN60WF	AR40e	ClariflexB	SN60AT
SN60AT	0,000	0,335	0,006	0,000	0,032	0,326	0,098	
ClariflexB	0,000	0,001	0,005	0,000	0,116	0,195		
AR40e	0,000	0,013	0,000	0,000	0,017			
SN60WF	0,004	0,000	0,646	0,002				
Z9000	0,565	0,000	0,000					
SA60AT	0,001	0,000						
E650	0,000							

Tabelle 4.2: Signifikanzen des Mann-Whitney-U-Tests beim Vergleich der Linsen bezüglich des erreichten postoperativen Visus.

IOL	N	MW
E 650	22	0,536
SN 60 AT	29	0,476
AR 40 e	125	0,281
CLRFLXB	139	0,221
SN 60 WF	88	0,220
SA 60 AT	295	0,174
TMED	150	0,096
Z 9000	104	0,091

Tabelle 4.3: Postoperativer Visus (N=Anzahl, MW=Mittelwert)

Mit einem durchschnittlich erreichten Visus von 0,096 logMAR liefert die TMED Easy Care 600 zusammen mit der AMO Z9000, die einen durchschnittlichen postoperativen Visus von 0,091 logMAR erreichte, die besten Ergebnisse. Zwischen den Ergebnissen dieser beiden Linsen besteht keine statistische Signifikanz ($p = 0,565$) (Abbildung 4.1). Ein signifikanter Unterschied besteht zu allen anderen getesteten Linsen, von denen die SA60 mit einem durchschnittlichen Visus von 0,174 logMAR das nächstbeste Ergebnis erreicht hat. Die Corneal E650, die mit 0,536 logMAR das schlechteste Ergebnis liefert, muss von den anderen Linsen getrennt betrachtet werden, da sie durch eine andere Operationstechnik, die nur bei besonders harten Kernen verwendet wird, implantiert wird. Auch die Blaufilterlinsen SN60AT und SN60WF müssen etwas differenziert betrachtet werden, da sie häufig, jedoch nicht ausschließlich, bei Patienten implantiert werden, bei denen eine zusätzliche Netzhautproblematik besteht. Hier erreicht die asphärische SN60WF die deutlich besseren Ergebnisse als die sphärische SN60AT. Zwischen der asphärischen Z9000 und der sphärischen Easy Care 600 jedoch besteht kein signifikanter Unterschied im erreichten postoperativen Visus.

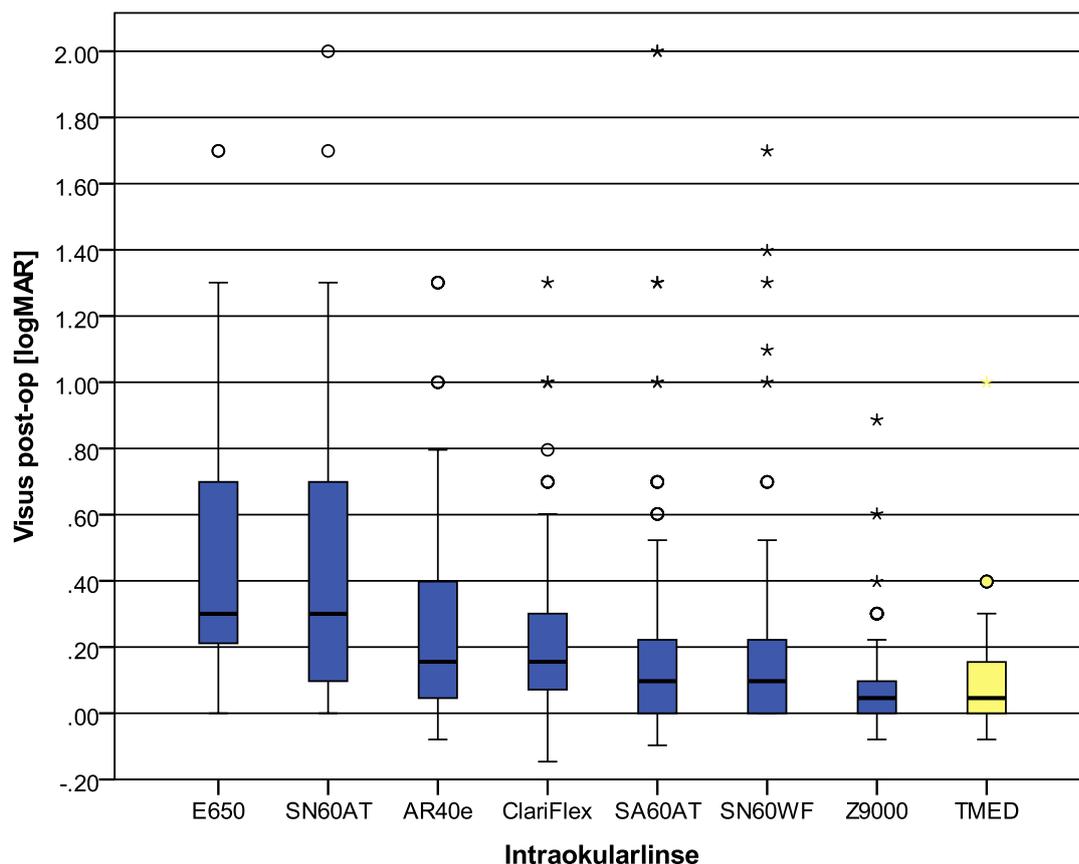


Abbildung 4.1: Durchschnittlich erreichter postoperativer Visus der einzelnen Linsen.

4.3 Fehlrefraktion

4.3.1 Abweichung

Betrachtet man die Mittelwerte der Fehlrefraktionen klinisch, ohne sie vorher um die Vorzeichen zu bereinigen (=absolute Fehlrefraktion), so sieht man, mit welchen Linsen man mit der Endrefraktion im Vergleich zur Zielrefraktion im Durchschnitt eher unterkorrigiert (+), mit welchen überkorrigiert (-) und welche in beide Richtungen etwa die gleiche Fehlerbreite haben (Abbildung 4.2). Die entsprechenden p-Werte finden sich in Tabelle 4.4.

aFehlref	TMED	E650	SA60AT	Z9000	SN60WF	AR40e	ClariflexB	SN60AT
SN60AT	0,658	0,056	0,112	0,002	0,004	0,744	0,189	
ClariflexB	0,070	0,079	0,786	0,002	0,005	0,007		
AR40e	0,144	0,011	0,001	0,000	0,000			
SN60WF	0,000	0,416	0,001	0,661				
Z9000	0,000	0,386	0,000					
SA60AT	0,005	0,073						
E650	,016							

Tabelle 4.4: Signifikanzen des Mann-Whitney-U-Tests im Vergleich der Linsengruppen bezüglich der Fehlrefraktion.

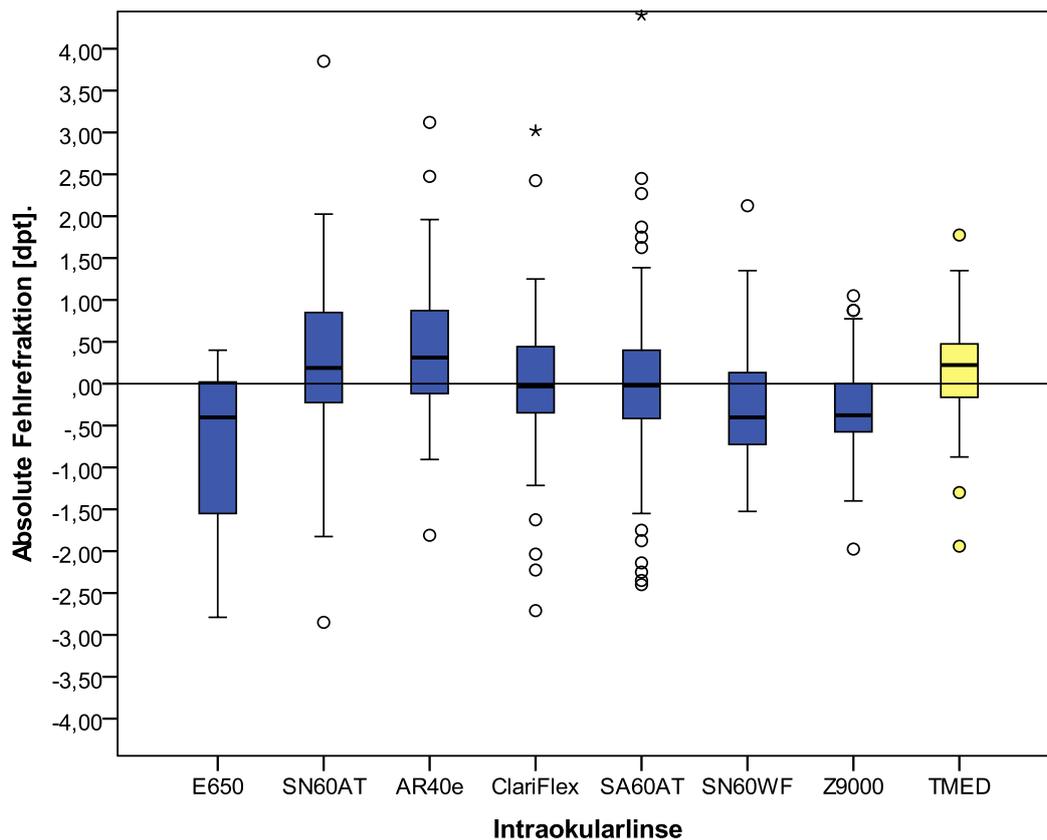


Abbildung 4.2: Mittelwerte der Fehlrefraktionen (nicht vorzeichenbereinigt).

Als neutral gewertet werden können hier die SA60AT und die ClariflexB, die mit einem Mittelwert der Fehlrefraktionen von nur -0,01 dpt und einer Standardabweichung von 0,76 dpt bzw. 0,85 dpt keine deutliche Abweichungstendenz zeigen. Neben der SN60AT und der AR40e gehört die Easy Care 600 zu der Gruppe der im Durchschnitt unterkorrigierenden Linsen, in der sie mit einem Mittelwert von 0,17 dpt und einer SD von nur 0,55 dpt jedoch mit Abstand noch die geringste Abweichung zeigt. Mit der Refraktion durchschnittlich überkorrigierend zeigen sich die SN60WF, die Z9000 sowie die E650.

IOL	N	MW [dpt]	SD [dpt]	SEM
E650	6	-0,79	1,29	0,52664
Z9000	87	-0,28	0,54	0,05789
SN60WF	66	-0,26	0,7	0,08616
ClariflexB	118	-0,01	0,85	0,07824
SA60	242	-0,01	0,76	0,04885
Easy Care 600	124	0,17	0,55	0,04939
SN60AT	22	0,29	1,3	0,27716
AR40e	64	0,67	0,85	0,10625

Tabelle 4.5: Abweichung von der Zielrefraktion ins \pm (N=Anzahl, MW=Mittelwert, SD=Standardabweichung, SEM=Standard error of the mean).

4.3.2 Beträge der Fehlrefraktion

Bei der Bestimmung der mathematisch besseren Fehlrefraktion wurden jeweils die Beträge der Fehlrefraktionen gemittelt, wodurch ausgeschlossen wurde, dass sich Ausreißer nach beiden Seiten gegenseitig aufheben. Sie lassen den Vergleich zu, mit welcher Linse die höchste Zielgenauigkeit erreicht werden kann und bei welcher die Endrefraktion im Durchschnitt am weitesten von der Zielrefraktion abweicht (Abbildung 4.3). Eine Auflistung der entsprechenden p-Werte findet sich in Tabelle 4.6.

BetrFehlref	TMED	E650	SA60AT	Z9000	SN60WF	AR40e	ClariflexB	SN60AT
SN60AT	0,168	0,878	0,377	0,482	0,958	0,663	0,480	
ClariflexB	0,280	0,460	0,971	0,762	0,187	0,482		
AR40e	0,065	0,481	0,327	0,484	0,737			
SN60WF	0,006	0,746	0,094	0,152				
Z9000	0,128	0,459	0,805					
SA60AT	0,137	0,418						
E650	0,267							

Tabelle 4.6: Signifikanzen des Mann-Whitney-U-Tests im Vergleich der Linsengruppen bezüglich der Beträge der Fehlrefraktion.

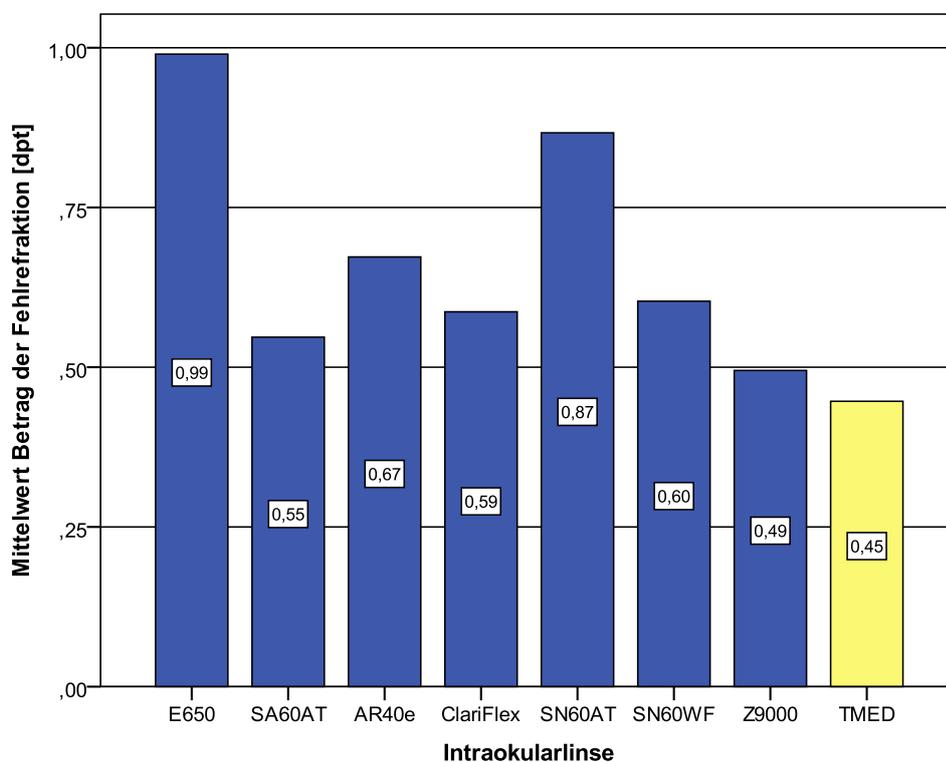


Abbildung 4.3: Durchschnittliche Fehlrefraktion (Beträge) in dpt.

Hier erzielt die Easy Care 600 mit einer durchschnittlichen Fehlrefraktion von 0,45 dpt das beste Ergebnis. Kein statistisch signifikanter Unterschied besteht zur Z9000 mit 0,5 dpt

($p=0,128$) und zur SA60 mit 0,55 dpt ($p=0,137$). Somit zeigt sich auch hier kein signifikanter Unterschied zwischen asphärischem und sphärischem Design. Alle anderen getesteten Linsen weisen eine signifikant höhere durchschnittliche Abweichung von der Zielrefraktion auf. Auch hier muß die E650 durch ihre abweichende Operationsmethode gesondert betrachtet werden, so auch, dass sie eine größere Abweichung von der Zielrefraktion aufweist.

IOL	N	MW [dpt]	SD [dpt]
Z 9000	89	0,5	0,35
Easy Care 600	124	0,45	0,37
SA60	242	0,55	0,53
ClariflexB	118	0,59	0,61
SN60WF	66	0,6	0,43
AR40e	64	0,67	0,65
SN60AT	22	0,87	0,99
E650	6	0,97	1,14

Tabelle 4.7: Beträge der Fehlrefraktion. (N=Anzahl, MW=Mittelwert, SD=Standardabweichung)

4.4 Vergleich innerhalb der Materialgruppen

4.4.1 Acrylat

Innerhalb der gelben Blaufilterlinsen aus Acrysofmaterial ist die aberrationskorrigierende SN60WF der SN60AT in allen Rubriken überlegen:

Mit einem mittleren Visus von 0,220 logMAR in der Gruppe der SN60WF ist die postoperativ erreichte Sehstärke signifikant besser ($p=0,032$) als bei den Patienten, denen eine SN60AT implantiert wurde, diese erreichten im Durchschnitt nur einen Visus von 0,476 logMAR. Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass die beiden Blaufilterlinsen verstärkt bei Patienten mit beginnender Netzhautproblematik implantiert wurden. Bei der absoluten Fehlrefraktion zeigt die SN60WF eher die Tendenz zur Über- die SN60AT die Tendenz zur Unterkorrektur ($p=0,002$). Betrachtet man die um die Vorzeichen bereinigte Fehlrefraktion, so zeigt die SN60WF mit einer Abweichung von 0,6 dpt von der Zielrefraktion eine bessere Annäherung ($p=0,958$) als die SN60AT mit einer Abweichung von durchschnittlich 0,87 dpt von der Zielrefraktion.

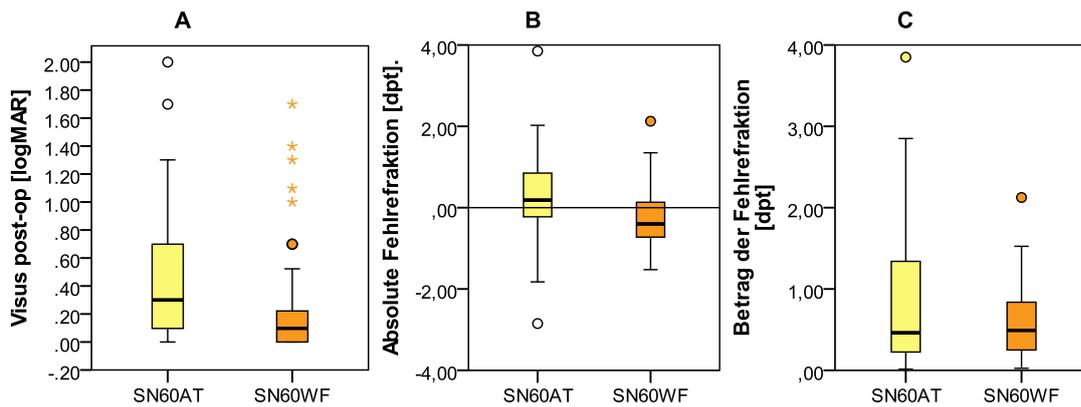


Abbildung 4.4: Vergleiche zwischen den Blaufilterlinsen SN60AT und SN60WF.

Innerhalb der nicht getönten Acrylate ist die AR40e die Linse mit der schlechtesten Performance. Wie man in Abbildung 4.5 sieht, hat sie mit einem im Mittel erreichten Visus von 0,62 das schlechteste Ergebnis bei den Visuswerten und mit 0,67 dpt. Abweichung von der Zielrefraktion eine sehr hohe Fehlfrefraktion, die fast vollständig zur Unterkorrektur tendiert. Die Easy Care 600 zeigte im Vergleich der erreichten Visuswerte mit einem durchschnittlichen Visus von 0,096 logMAR ein signifikant besseres Ergebnis ($p=0,001$) als die SA60 mit 0,174. Die Beträge der Fehlfrefraktion sind ebenfalls etwas geringer, jedoch besteht hier kein signifikanter Unterschied ($p=0,187$). Die SA60 weicht hierfür in der Fehlfrefraktion nicht deutlich in eine Richtung ab (lediglich minimale Tendenz zur Überkorrektur von nur -0,01 dpt Abweichung von der Zielrefraktion).

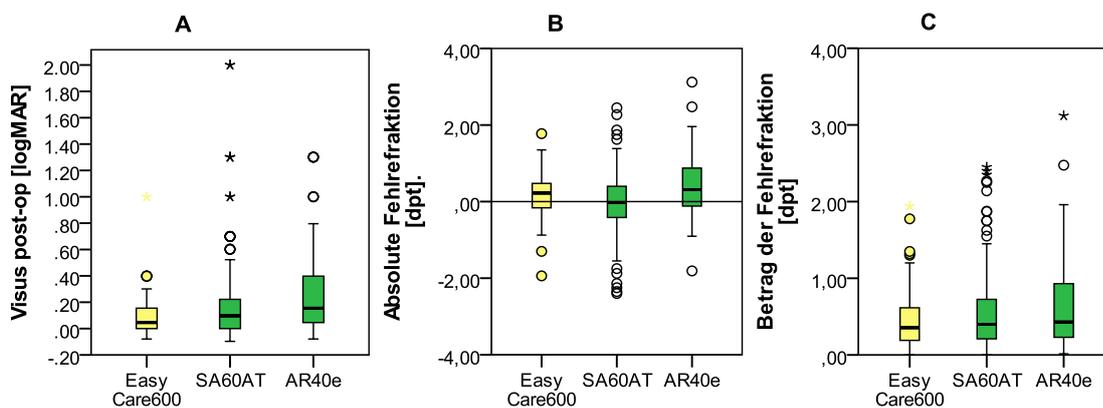


Abbildung 4.5: Vergleiche zwischen den Acrylat-Linsen Easy Care 600, SA60 und AR40e.

4.4.2 Silikon

Im Vergleich der sphärischen Clariflex B mit ihrem Nachfolgermodell, der aberrationskorrigierenden Tecnis Z9000 zeigt die modernere Z9000 signifikant bessere Werte im Visus (0,091 vs. 0,221; $p<0,001$) und auch in der betragskorrigierten Fehlfrefraktion hat die Z9000 mit 0,5 dpt im Mittel eine etwas geringere Abweichung von der Zielrefraktion als die

Clariflex B mit 0,59 dpt Lediglich in der nicht betragskorrigierten, absoluten Fehlrefraktion zeigt sich die Clariflex B mit einer nur sehr geringen Tendenz zur Überkorrektur (-0,01 dpt) ihrer Nachfolgerin überlegen, die mit -0,28 dpt etwas stärker zur Überkorrektur tendiert.

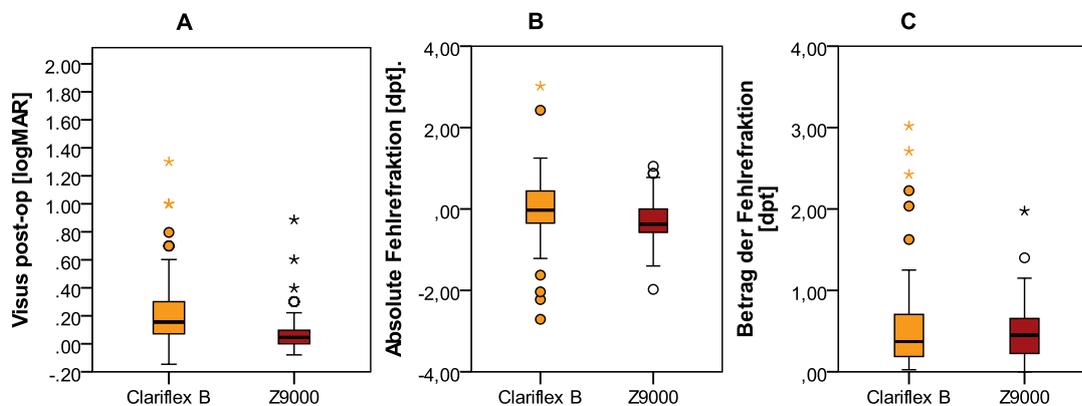


Abbildung 4.6: Vergleiche zwischen den Silikon-Linsen Clariflex B und Tecnis Z9000.

4.5 A-Konstanten-Optimierung

Retrospektiv wurde für die Easy Care 600 von TMED eine rechnerische Optimierung der A-Konstante durchgeführt. Hierbei ergaben sich für diese Linse folgende statistische Ergebnisse: Der Mittelwert (MW) der Altersverteilung (Abbildung 4.7) lag bei $73,86 \pm 7,35$ Jahren bei einer ausgewerteten Anzahl von $N=117$ Augen. Der Mittelwert der Brechkraftverteilung (Abbildung 4.8) lag bei $21,78 \pm 1,925$ dpt, die mittlere Achsenlänge (Abbildung 4.9) betrug $23,15 \pm 0,812$ mm, die mittlere Hornhautbrechkraft (Abbildung 4.10) lag bei $43,87 \pm 1,60$ dpt. Die Zielrefraktion (Abbildung 4.11) betrug im Mittel $-0,427 \pm 0,141$ dpt, die Endrefraktion (Abbildung 4.12) $-0,584 \pm 0,562$ dpt.

Wie sich anhand der Abbildungen 4.7 bis 4.13 zeigt, sind die einzelnen Merkmale unter einer Gauß-Kurve annähernd normalverteilt. Gekennzeichnet ist jeweils der Median.

Die Berechnung der individualisierten A-Konstante erfolgt nach einer Formel, die 1990 von Retzlaff publiziert wurde [Retzlaff et al. 1990]:

$$A_{\text{indiv}} = \text{IOL} + (\text{REF} \times \text{RF}) + 2,5 \times L + 0,9 \times K - C ,$$

dabei sind:

A_{indiv} A-Konstante aus postoperativen Werten eines individuellen Auges

REF tatsächliche postoperative Refraktion (dpt)

RF Refraktions-Faktor

L mittels Ultraschall gemessene axiale Länge (mm)

K gemittelte Keratometrie (dpt)

C kurzer und langer Augenkorrekturfaktor für SRK II.

Die optimierte A-Konstante ergibt sich dann aus dem Median der individualisierten A-Konstanten.

Die individualisierte SRK/T-A-Konstante (Abbildung 4.13) betrug für die Easy Care 600 von TMED 118,33 im Median, was nahezu der zur Berechnung verwendeten A-Konstante von 118,3 entspricht.

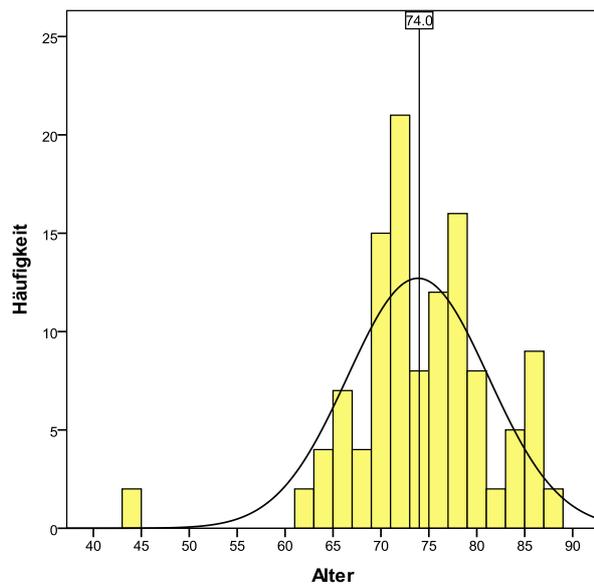


Abbildung 4.7: Altersverteilung; Median=74, MW=73,86, SD=7,345

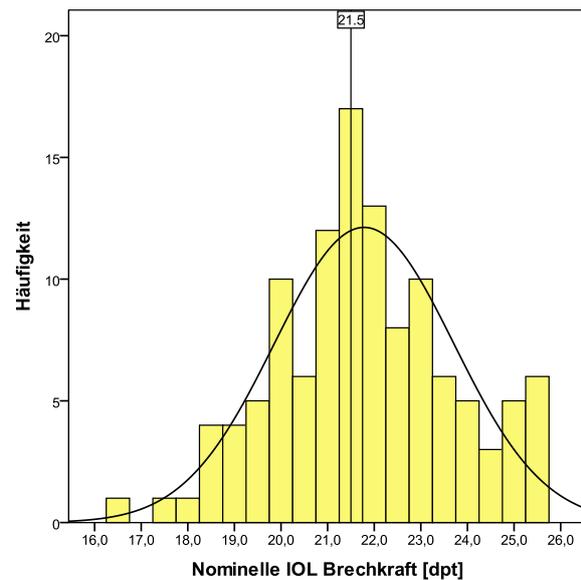


Abbildung 4.8: Brechkraftverteilung IOL; Median=21,5, MW=21,78, SD=1,925

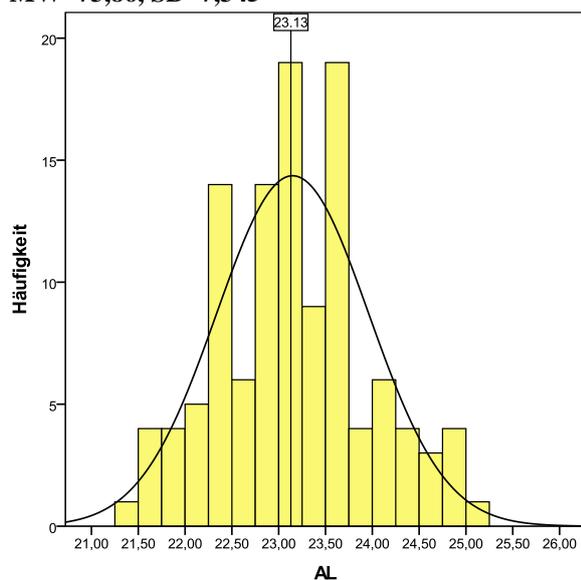


Abbildung 4.9: Verteilung der Achslängen; Median=23,13, MW=23,15, SD=0,812

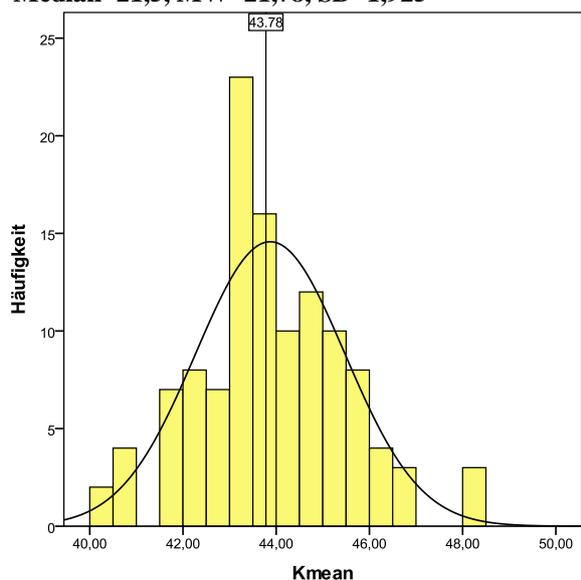


Abbildung 4.10: Verteilung der Hornhautbrechkraft; Median=43,78, MW=43,87, SD=1,602

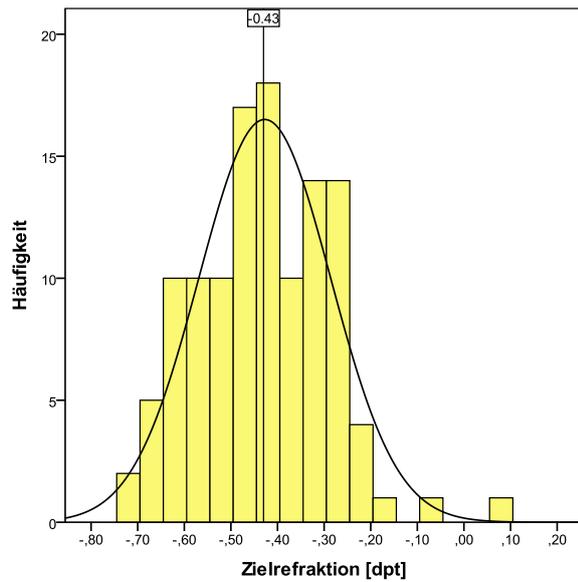


Abbildung 4.11: Verteilung der Zielrefraktion; Median=-0,43, MW=-0,4274, SD=0,1414

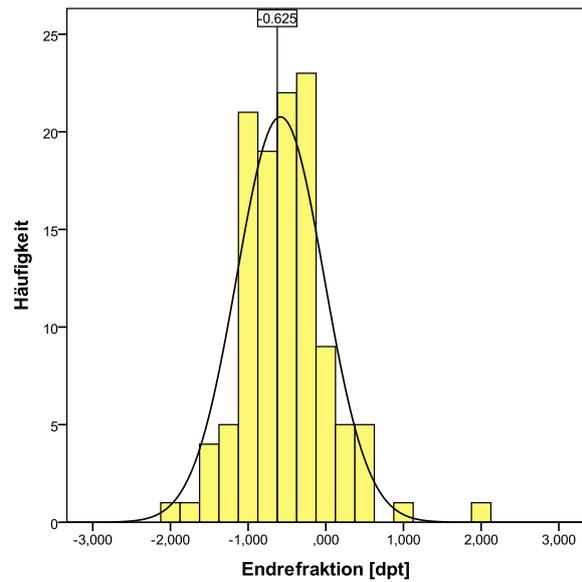


Abbildung 4.12: Verteilung der Endrefraktion; Median=-0,625, MW=-0,584, SD=0,562

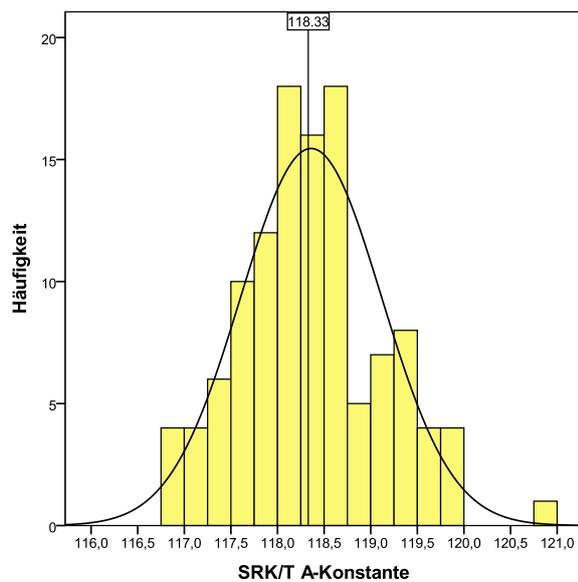


Abbildung 4.13: Verteilung der individualisierten SRK/T-A-Konstanten; Median=118,3, MW=118,36, SD=0,755

5 Diskussion

In der vorgelegten Studie wurden acht verschiedene Intraokularlinsen aus Acrylat, Silikon und PMMA in unterschiedlichen Designs hinsichtlich ihres Einflusses auf die mögliche Genauigkeit bei der Berechnung der Zielrefraktion bei Kataraktoperationen untersucht.

Es wurden alle IOLs mit dem gleichen Gerät, dem Zeiss IOLMaster, nach der gleichen Formel (SRK/T) berechnet und vom selben Operateur mit der gleichen Operationsmethode (mit Ausnahme der E650, die gesondert behandelt wird) implantiert. Die Ergebnisse wurden hinsichtlich des postoperativ erreichten Visus, der Fehlrefraktion und der absoluten Fehlrefraktion interindividuell verglichen.

5.1 Einflussfaktoren

Die Ergebnisse zeigen ein großes Potential zur Verbesserung der postoperativen Ergebnisse hinsichtlich des erreichten Visus und der erreichten Zielrefraktion, welches in der Auswahl der geeigneten Linse liegt. Viele Studien beschäftigten sich bereits mit relevanten Einflussfaktoren auf die Genauigkeit der erreichten Zielrefraktion und die Minimierung der Fehlrefraktion. Große Bedeutung wird der postoperativen Vorderkammertiefe, der postoperativen Refraktion, der Messung der Achsenlänge und Fehlern bei der Stärkenberechnung der IOL beigemessen. Norrby gibt in seiner Studie die unexakte Vorhersage der postoperativen Vorderkammertiefe (ACD=Anterior Chamber Depth) als größte Fehlerquelle an. Zusammen mit der Ungenauigkeit in der Vorhersage der postoperativen Refraktion und Fehlern bei der Achsenlängenmessung macht er sie für etwa 80% aller Fehler verantwortlich. Er verwendet für seine Studie die in Tabelle 5.1 aufgeführten Normalwerte, die von den angegebenen Autoren bestimmt wurden [Norrby 2008].

Eine der in der vorliegenden Studie betrachteten Linsen, die Tecnis Z9000 von AMO, wurde nicht nach den Werten des Gullstrand-Modellauges, sondern anhand eines individuellen Modellauges optimiert, welches auf reellen Patientendaten basiert [Holladay et al. 1988].

Bullimore et al. ermittelten in einer Studie eine Ungenauigkeit in der manuellen Refraktionierung. Bei Untersuchungen durch zwei geübte Augenoptiker ergab sich eine Standardabweichung (im Folgenden als SD abgekürzt) von 0,4 dpt [Bullimore et al. 1998].

Parameter	Nominalwert	SD
Achsenlänge (mm)	23,41	0,11
Netzhautdicke (mm)	0,23	0,01
Hornhaut-Krümmung im vorderen Apex (mm)	7,79	0,02
Verhältnis von hinterer zur vorderer Hornhautkrümmung	0,84	0,02
Vordere Hornhautasphärizität (Q value)	-0,03	0,18
Hintere Hornhautasphärizität (Q value)	-0,43	0,14
Hornhautdicke (mm)	0,574	0,033
Brechungsindex Hornhaut	1,374	0,0050
Brechungsindex Kammerwasser	1,336	0,00056
Brechungsindex Glaskörper	1,336	0,00056
Brechungsindex Luft	1,0003	0,00001
Brechungsindex IOL	1,458	0,00065
Leseabstand (mm)	6000	250
Pupillengröße (mm)	3,59	0,76
Postoperative Vorderkammertiefe (mm)	4,60	0,31
Postoperative Refraktion (dpt)	-	0,39

Tabelle 5.1: Durchschnittsaugen-Modell für Fehleranalysen [Norrby 2008].

Zum gleichen Ergebnis kamen auch Leinonen et al., die die Genauigkeit der manuellen Refraktionierung an einer gemischten Gruppe mit Patienten mit Katarakt, Pseudophakie oder ungetrübter Linse untersuchten. Bullimore zeigte, dass die Autorefraktion mit einer Standardabweichung von 0,19 dpt der manuellen Refraktion überlegen ist [Leinonen et al. 2006]. Auch Rajan, Keilhorn und Bell kamen zu einem vergleichbaren Ergebnis [Rajan et al. 2002]. Die Achsenlänge als Einflussfaktor auf die Genauigkeit der postoperativen Refraktion wird durch die Verwendung eines Autorefraktors also deutlich reduziert, doch zeigte Olsen auf, dass die gestiegene Präzision in der Messung der Augenlänge nicht immer von besserem refraktivem Ergebnis begleitet wurde [Olson 1992]. Das bestärkt wiederum Norrby in seiner Aussage, dass die ACD den größten Einfluss auf das postoperative Ergebnis hat [Norrby 2008]. Er zeigt in einer weiteren Studie, dass sie durch die Messung mit dem Zeiss IOLMaster genauer vorhergesagt werden kann und somit dieser Fehler verkleinert werden kann. Auch Olsen beschäftigt sich in einer Studie damit, wie die Vorhersage der postoperativen ACD und somit der postoperativen Refraktion verbessert werden kann. In der vorliegenden Studie wird bei Verwendung der SRK/T-Formel statt der postoperativen ACD ein Korrekturfaktor, die so genannte A-Konstante, verwendet [Retzlaff et al. 1990]. Diese A-Konstante vereint die ACD und linsenspezifische Parameter wie Optik und Haptikdesign. Sie hat keine physikalische Bedeutung. Um Fehler bei der Refraktionierung zu umgehen, wurden in der hier vorliegenden Studie alle Linsen mit dem Zeiss IOLMaster berechnet. So gibt es keine Unterschiede, die

durch eine manuelle Ultraschallbiometrie zurückzuführen sein könnte. Auch die Keratometrie ist in ihrer Ungenauigkeit eine Fehlerquelle, die durch den Einsatz von Geräten wie der Pentacam oder dem Orbscan, Geräten, die die Hornhautvorder- und rückfläche vermessen, reduziert werden könnte [Norrby 2008]. Den Einfluss der IOL auf das postoperative Ergebnis sieht Norrby als verschwindend gering an. Er sieht die in der ISO 11979 vorgeschriebene Genauigkeit von $\pm 0,33$ dpt, die eine Linse über 25 dpt und von $\pm 0,66$ dpt, die eine Linse über 30 dpt von ihrem angegebenen Wert abweichen darf, als ausreichend an, zumal er davon ausgeht, dass die Hersteller sich um eine Abweichung von nicht mehr als $\pm 0,25$ dpt bemühen. Da die herkömmlichen IOL nur in einer Abstufung von 0,5 dpt ausgeliefert werden, sieht er keinen Nutzen darin, ihre Genauigkeit zu verbessern, da er sich keine relevante Verbesserung des refraktiven Ergebnisses verspricht. Anders sehen das Preußner et al., die diese Toleranzgrenzen für zu hoch halten und eine deutliche Reduktion dieser Fehlerquelle fordern. Eine chinesische Studie von Zhou zeigt den Einfluss der IOL auf das postoperative Refraktionsergebnis auf eine andere, eindrucksvolle Weise: Im ländlichen China ist eine flächendeckende Versorgung mit IOL in verschiedenen Brechkraftwerten nicht gegeben. Von daher wurden bei einer Patientengruppe Linsen mit einer Brechkraft von 21,5 dpt implantiert, ein Wert, der in verschiedenen Studien als der für die meisten Menschen passende Mittelwert ermittelt wurde. Erwartungsgemäß war die postoperative Refraktion deutlich schlechter als bei genau berechneten IOL, jedoch nicht die visuelle Funktion. Immerhin lagen noch ca. 45% der Patienten in einem $\pm 1,0$ dpt Intervall um die Zielrefraktion. Hier scheint also die Linse sehr wohl einen Einfluss auf die postoperative Refraktion zu nehmen [Norrby 2008].

Ein weiterer diskutierter Einflussfaktor ist die Pupillengröße; es zeigt sich jedoch, dass sie keinen relevanten Einfluss hat, solange keine nennenswerte sphärische Aberration vorliegt, beziehungsweise diese durch eine aberrationskorrigierende IOL ausgeglichen wird [Norrby 2008].

5.2 Vergleich mit der Literatur

Aus der Literatur kann kein einheitliches Bild gezogen werden. Dies liegt zum einen daran, dass mit unterschiedlichen Methoden und verschiedenen Studiendesigns gearbeitet wurde und zum anderen daran, dass jeweils andere Einflussfaktoren auf das refraktive Ergebnis getestet wurden, jedoch zwischen Ihnen keine direkte Vergleichbarkeit in ihrer Wertigkeit besteht. Jeder der Faktoren nimmt Einfluss auf das postoperative Ergebnis.

Eine mit den gleichen Zielgrößen angelegte Vergleichsstudie konnte nicht gefunden werden. In den meisten Studien wurden jeweils nur die verschiedenen Einflussfaktoren auf die postoperative Refraktion untersucht, jedoch beschäftigte sich kaum eine damit, ob verschiedene Linsen einen verschieden großen Einfluss auf das Ergebnis haben; ob Material, Design, Färbung oder Aberrationskorrektur einen Unterschied machen.

Für einzelne Werte lassen sich jedoch Studien anderer Autoren zum Vergleich heranziehen:

5.2.1 Postoperativer Visus und Fehlrefraktion

Thiagarajan et al. untersuchten an 40 Patienten den Unterschied im visuellen Ergebnis nach Implantation einer asphärischen IOL und der sphärischen Sensar AR40e, die auch in der vorliegenden Studie untersucht wurde. Vergleicht man die erhobenen Visuswerte, so zeigen sich die Werte dieser Studie (durchschnittlich 0,281 logMAR) durch die Werte von Thiagarajan et al (durchschnittlich 0,282 logMAR) bestätigt [Thiagarajan et al. 2011].

Betrachtet man die Ergebnisse der verschiedenen Linsen, so fällt eine große Variabilität der Ergebnisse auf. Sowohl innerhalb, als auch zwischen den Materialgruppen, zwischen getönten und nicht getönten Acrylaten. Und das sowohl im Bezug auf die postoperative Refraktion als auch auf den erreichten Visus. Besonders das in beiden Kategorien schlechte Ergebnis der Corneal E650 aus PMMA fällt aus dem Rahmen. Hierbei muss man jedoch berücksichtigen, dass sie sowohl aus einem Material besteht, das mittlerweile nicht mehr dem Stand der Technik entspricht, als auch mit einer anderen Operationsmethode implantiert wird, die notwendig ist, wenn besonders harte Kerne entfernt werden müssen. Daher kann bei weitem nicht so schonend und nicht mit solch kleinen Schnitten gearbeitet werden wie bei der minimalinvasiven Methode, mit der die faltbaren Linsen implantiert werden können.

Auch die Ergebnisse der Blaufilterlinsen SN60AT und SN60WF müssen etwas differenziert betrachtet werden, da sie häufig in Augen implantiert werden, bei denen eine Netzhautproblematik besteht. Doch auch hier ist es erfreulich zu sehen, dass die modernere Nachfolgerlinse SN60WF bereits deutlich bessere Ergebnisse als ihre Vorgängerin liefert und somit auch bei einer vorliegenden Begleitproblematik durch die geeignete Linse eine Verbesserung des Ergebnisses erreicht werden kann. Auch in einer Studie von Kohnen et al. wurden die SN60AT und die SN60WF miteinander unter dem Gesichtspunkt des Einflusses der Aberrationskorrektur auf die Qualität des Sehens nach Kataraktoperation verglichen. [Kohnen et al. 2009] Die in der Studie von Kohnen erreichten Visuswerte liegen mit einem mittleren erreichten Visus von 0,25 logMAR im Vergleich zu hier erhobenen 0,47 logMAR bei der

SN60AT und 0,19 logMAR zu 0,22 logMAR bei der SN60WF etwas höher, was dadurch zu erklären ist, dass Patienten mit okulären Begleiterkrankungen, wie z. B. AMD aus der Studie von Kohnen ausgeschlossen waren, während diese in der hier durchgeführten Studie nicht ausgeschlossen wurden.

Bellucci et al. konnten eine bessere postoperative Sehschärfe bei Patienten feststellen, denen die Z9000 implantiert wurde als bei Patienten mit der SN60AT, was sich mit den Ergebnissen dieser Studie deckt [Bellucci et al. 2005]. Auch innerhalb der Gruppe der ungefärbten Acrylate zeigt sich in allen untersuchten Punkten eine stetige Verbesserung bei jeder neuen Linsengeneration, gleiches zeigte sich auch bei den Silikonlinsen.

5.2.2 Aberrationskorrektur

Bezüglich der Aberrationskorrektur hat die Tecnis Z9000 durch ihr asphärisches Design einen technischen Vorteil gegenüber der nicht aberrationskorrigierenden Easy Care 600 von TMED. Jedoch kann es auch gerade durch diesen Mechanismus zu einem schlechteren visuellen Ergebnis kommen, wenn die sphärische Aberration der Hornhaut und die Aberrationskorrektur der IOL sich gegebenenfalls addieren. Bei den Spitzenresultaten der Easy Care 600 im erreichten Visus könnte man zunächst von einer Aberrationskorrektur ausgehen, jedoch handelt es sich hierbei nach Herstellerangaben um ein sphärisches Design. Somit zeigt hier eine sehr gut optimierte sphärische Optik, zusammen mit einer optimierten A-Konstante, ebenso gute Ergebnisse wie eine aberrationskorrigierende IOL in Bezug auf Refraktion und Sehschärfe. Die Kontrastempfindlichkeit wurde aufgrund des Studiendesigns nicht geprüft. Eppig et al. und weitere konnten in ihren Studien eine bessere Abbildungsqualität und Kontrastsensitivität bei asphärischen im Vergleich zu sphärischen IOL zeigen [Eppig et al. 2009, Johansson et al. 2007, Kasper et al. 2006, Peh et al. 2009, Piers et al. 2007]. Diesen Effekt konnten jedoch Studien von Kasper et al. und Munoz et al. nicht bestätigen [Kasper et al. 2006, Munoz et al. 2006]. Mester et al. konnten in einer Studie einen besseren Visus bei der asphärischen Z9000 im Vergleich mit einer sphärischen Linse nachweisen, was jedoch andere Studien, wie auch die hier vorliegende, nicht bestätigen konnten [Mester et al. 2003]. Allerdings decken sich die sehr guten Visusergebnisse mit den Beobachtungen aus dieser Studie. In einer Studie von Kohnen et al. wurden die SN60AT und die SN60WF miteinander unter dem Gesichtspunkt des Einflusses der Aberrationskorrektur auf die Qualität des Sehens nach Kataraktoperation verglichen. [Kohnen et al. 2009] Kohnen kommt zu dem Schluss, dass asphärische IOL eine bessere visuelle Qualität liefern als sphärische IOL. Für das hier

untersuchte Paar deckt sich dies mit den Ergebnissen aus der hier vorliegenden Studie, was jedoch nicht für alle Linsen gilt, wie der Vergleich zwischen Z9000 und Easy Care 600 zeigt.

5.3 Nebenbefunde

Bei der Auswertung der Ergebnisse fiel als Zufallsbefund auf, dass sich die Linsen noch in einigen anderen Punkten auf interessante Weise unterscheiden. So wichen die Acrylatlinsen in der Fehlrefraktion im Allgemeinen in den positiven, die Silikonlinsen hingegen in den negativen Bereich ab. Auch zeigen manche Linsen bei präoperativ myopen Augen, andere bei emmetropen oder hyperopen Augen eine besonders präzise Einhaltung der Zielrefraktion, was durch die jeweils leicht unterschiedliche IOL-Position erklärbar ist.

5.4 Ergebnisse der Easy Care 600 im Vergleich mit SA60AT und Z9000

Betrachtet man nun die Ergebnisse im Hinblick auf die TMED Easy Care 600, deren Wert auf 1/100 dpt genau angegeben wird, so liefert sie in allen untersuchten Kategorien sehr gute Ergebnisse. Sie dominiert im Bereich der absoluten Fehlrefraktion, wo sie sowohl in ihrer Materialgruppe, als auch im Vergleich aller Linsen mit einer Abweichung von lediglich 0,45 dpt sehr nah an der Zielrefraktion bleibt. Bedenkt man, dass die übrigen auf dem Markt verfügbaren Linsen in ihrer Stärke nur in 0,5 dpt Schritten angeboten werden, bleibt sie unter diesem Wert und so kann man ihr also die geforderte erhöhte „Zielgenauigkeit“, bzw. geringere Abweichung bestätigen. Weiterhin kommt ihr zugute, dass die verwendete A-Konstante sehr gut mit der retrospektiv optimierten A-Konstante übereinstimmte und sehr gut zur OP-Methode des Operators passte. Ihre genaue Planbarkeit liefert also auch die am besten berechen- und erreichbare Endrefraktion. Auch wenn in der Studie von Zhou zum Ausdruck kommt, dass die Berechenbarkeit der Linse zwar Einfluß auf die Refraktion, nicht jedoch auf den korrigierten Visus nimmt, zeigt sich in den vorliegenden Ergebnissen jedoch, dass die Linsen, die die beste Zielgenauigkeit bieten, auch beim postoperativen Visus die besten Ergebnisse liefern. So erscheint die TMED Easy Care 600 als exakt planbare Linse mit überzeugenden Ergebnissen in Bezug auf Visus und absolute Fehlrefraktion. Ob dies allerdings schon der erhoffte Durchbruch in der Linsenentwicklung ist, bleibt noch abzuwarten. Zwei weitere Linsen, die SA60 und die Z9000 liefern hier Ergebnisse, die nicht signifikant schlechter sind als die der TMED Linse. Auch die Z9000 bleibt mit einer durchschnittlichen Fehlrefraktion von 0,5 dpt in der Genauigkeit, mit der sie vom Hersteller angegeben wird. Im Bezug auf den Visus zeigt sie etwas bessere Ergebnisse als die Easy Care 600 um 0,01 dpt,

was allerdings unterhalb des Signifikanzniveaus liegt. Hierbei hat auch eine kleine Differenz zwischen der verwendeten A-Konstante (119,1) und der nachträglich optimierten A-Konstante (119,2) keinen Einfluss auf das erzielte Ergebnis, da sich hieraus lediglich ein Unterschied von 0,1 dpt in der Berechnung der Linsenstärke ergäbe; die Linse wird jedoch nur in 0,5-dpt-Schritten angeboten.

5.5 Praktische Schlussfolgerungen

Linsenhersteller arbeiten seit Jahren an Linsen, die in allen Dimensionen besser werden sollen – in Design, Haptik, Oberflächengestaltung, Tönung und nicht zuletzt in der Genauigkeit ihrer Brechkraft. Inwiefern hier schon praxisrelevante Ergebnisse erreicht wurden, zeigt zum Teil diese Studie. So zeigen sich bei der modernen TMED-Linse Ergebnisse in Visus, Fehlrefraktion und absoluter Fehlrefraktion, die signifikant besser sind als die der Linsen älterer Generationen. Von anderen modernen Linsen heben sie sich jedoch nicht signifikant ab. Es sollte also sehr wohl darauf geachtet werden, eine geeignete Linse auszuwählen. Wichtig ist hierbei, auf die individuellen Eigenschaften der Linsen bezüglich der Abweichungstendenzen zu achten. Bei Linsen, deren Brechkraft exakt angegeben wird, sollte auch mit den entsprechenden Werten geplant werden. Bisher ist eine Vorhersage der postoperativen Refraktion mit einer Genauigkeit von besser als 0,45 dpt noch nicht möglich, doch ist die dahingehende Forschung vielversprechend. Weiterhin sind bessere Biometriegeräte und genauere Angaben zu den IOL-Konstanten und Brechwerten Grundvoraussetzungen für eine Verbesserung der Vorhersage.

6 Literaturverzeichnis

1. Apple DJ (2006) Sir Harold Ridley and his fight for sight. Slack Inc, Thorofare, NJ
2. Atchison D, Smith G (2000) Optics of the human eye. 1st ed. Butterworth-Heinemann, Oxford
3. Auffarth GU, Apple DJ (2001) History of the development of intraocular lenses. *Ophthalmologe* 98:1017-1028
4. Auffarth GU, Schmidbauer J, Apple DJ (2001) The life work of Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley. *Ophthalmologe* 98:1012-1016
5. Bellucci R, Scialdone A, Buratto L, Morselli S, Chierigo C, Criscuoli A, Moretti G, Piers P (2005) Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study. *J Cataract Refract Surg* 31:712-717
6. Binkhorst RD (1975) The optical design of intraocular lens implants. *Ophthalmic Surg* 6:17-31
7. Bröer R (2003) Mit Lanzen, Spateln und Nadeln gegen den grauen Star. *Ärzte Zeitung* (23.05.), Neu-Isenburg
8. Bullimore MA, Fusaro RE, Adams CW (1998) The repeatability of automated and clinician refraction. *Optom Vis Sci* 75:617-622
9. Burk A, Burk R (2005) Checkliste Augenheilkunde. 3. Auflage. Thieme, Stuttgart
10. Colenbrander MC (1973) Calculation of the power of an iris clip lens for distant vision. *Br J Ophthalmol* 57:735-740
11. Dubbelman M, Sicam VADP, van der Heijde GL (2006) The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. *Vision Res* 46:993-1001
12. Dubbelman M, Weeber HA, van der Heijde RGL, Völker-Dieben HJ (2002) Radius and asphericity of the posterior corneal surface determined by corrected Scheimpflug photography. *Acta Ophthalmol Scand* 80:379-383
13. Eppig T, Scholz K, Löffler A, Meßner A, Langenbacher A (2009) Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye. *J Cataract Refract Surg* 35:1091-1100
14. Fedorov SN, Kolinko AI, Kolinko AI (1967) Metodika rascheta opticheskoi sily intraokularnoi linzy (a method of calculating the optical power of the intraocular lens). *Vestn Oftalmol* 80:27-31
15. Gerste RD (2007) Vom Starstich zur Idee von auffüllbaren Kunstlinsen. *Neue Züricher Zeitung* (05.09.), Zürich
16. Gessmann H (1926) Altorientalische Texte zum alten Testament: Babylonien: Juristische Texte - Gesetzbuch Hammurapis. 2. Auflage
17. Gnad H (2007) Zurück zu den Wurzeln. *Ärzte Woche* (22.05.), Wien
18. Grehn F (2008) Augenheilkunde. 30. Auflage. Springer, Heidelberg
19. van der Heijde GL (1976) The optical correction of unilateral aphakia. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 81:80-88
20. Henning A (2001) Mitteilungen der Julius-Hirschberg-Gesellschaft zur Geschichte der Augenheilkunde Bd. 2: Zum Paradigmenwechsel bei der Staroperation ausgangs des 20. Jahrhunderts. 1. Aufl. Königshausen & Neumann, Hamburg
21. Holladay JT (1997) Proper method for calculating average visual acuity. *J Refract Surg* 13:388-391
22. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS (1988) A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract surg* 14:17-24

23. Holland G (2006) Die erste Augenoperation - Der graue Star. *Innovation* (Carl Zeiss AG) 17:38-41
24. Horn JM (2005) Bedeutung der Kapsulorhexis für die Nachstarentwicklung und Nachstarverhütung (Dissertation). Medizinische Fakultät, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen
25. Jinkerson DL (1994) Polymerisable yellow dyes and their use in ophthalmic lenses. Patent EP 0 674 684 B1
26. Johansson B, Sundelin S, Wikberg-Matsson A, Unsbo P, Behndig A (2007) Visual and optical performance of the Akreos Adapt Advanced Optics and Tecnis Z9000 intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 33:1565-1572
27. Jun G, Guo H, Klein BEK, Wang B (2009) EPHA2 is associated with age-related cortical cataract in mice and humans. *PLoS Genetics* 5:1-19
28. Kasper T, Bühren J, Kohnen T (2006) Visual performance of aspherical and spherical intraocular lenses: Intraindividual comparison of visual acuity, contrast sensitivity, and higher-order aberrations. *J Cataract Refract Surg* 32:2022-2029
29. Kohnen T, Klapproth O, Bühren J (2009) Effect of Intraocular Lens Asphericity on Quality of Vision after Cataract Removal. *Ophthalmology* 116:1697-1706
30. Krieglstein GK, Jonescu-Cuypers CP, Severin M (1998) *Atlas der Augenheilkunde*. Springer, Berlin
31. Krieglstein GK, Jonescu-Cuypers CP, Severin M (1998) *optimax Augenheilkunde: Die Bild-CD (CD-ROM)*. Springer, Berlin
32. Lam AKC, Douthwaite WA (1997) Measurement of posterior corneal asphericity in Hong Kong Chinese: a pilot study. *Ophthal Physiol Opt* 17:348-356
33. Langenbucher A, Eppig T, Seitz B, Janunts E (2011) Customized aspheric IOL design by raytracing through the eye containing quadric surfaces. *Curr Eye Res* 36:637-646
34. Leinonen J, Laakkonen E, Laatikainen L (2006) Repeatability (test-retest variability) of refractive error measurement in clinical settings. *Acta Ophthalmol Scand* 84:532-536
35. Mester U, Dillinger P, Anterist N (2003) Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg* 29:652-660
36. Mrochen M, Büeler M (2008) *Asphärische Optiken - Physikalische Grundlagen*. *Ophthalmologie* 105:224-233
37. Munoz G, Albarran-Diego C, Montes-Mico R, Rodriguez-Galietero A, Alio JL (2006) Spherical aberration and contrast sensitivity after cataract surgery with the Tecnis Z9000 intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 32:1320-1327
38. Mylonas G, Sacu S, Buehl W, Ritter M, Georgopoulos M, Schmidt-Erfurth U (2011) Performance of three biometry devices in patients with different grades of age-related cataract. *Acta Ophthalmol* 89:237-241
39. Norrby S (2008) Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 34:368-376
40. Olsen T (1988) Intraocular lens power calculation (letter to the editor). *J. Cataract Refract. Surg.* 14:452
41. Olson T (1992) Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract surg* 18:125-129
42. Patel A, Carson D, Patel P (1999) Evaluation of an unused 1952 Ridley intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 25:1535-1539
43. Patel S, Marshall J, Fritzke FW (1993) Shape and radius of posterior corneal surface. *J Refract Corneal Surg* 9:173-181
44. Pieh S, Fiala W, Malz A, Stork W (2009) In vitro Strehl ratios with spherical, aberration free, average and customized spherical aberration correcting intraocular lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 50:1264-1270

45. Piers PA, Weeber HA, Artal P, Norrby S (2007) Theoretical comparison of aberration-correcting customized and aspherical intraocular lenses. *J Refract Surg* 23:374-384
46. Pschyrembel (2002) *Klinisches Wörterbuch*. 259. Auflage. De Gruyter, Berlin
47. Rais M (2008) Wie die Sonne den Augen schadet. *Pharmazeutische Zeitung* (27), Eschborn
48. Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA (2002) Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye* 16:552-556
49. Rayner (2007) Die Geschichte der Intraokularlinse. www.rayner-surgical.de/unternehmen/historie (Rayner Surgical GmbH). Letzter Zugriff: 13.10.2012
50. Regal W, Nanut M (2006) Starstecher und Okulisten machten "Blinde sehend". *Ärzte Woche* (21.06.), Wien
51. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC (1990) Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 16:333-340
52. Schröder AC (2005) Einfluss von Fibronectin auf die bakterielle Adhäsion an beschichteten und unbeschichteten Intraokularlinsen (Dissertation). Medizinische Fakultät, Universität des Saarlandes, Homburg/Saar
53. Shammas HJ (1982) The fudged formula for intraocular lens power calculations. *J Am Intraocular Implant Soc* 8:350-352
54. Shammas HJ, Chan S (2010) Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry-keratometry device. *J Cataract Refract Surg* 36:1474-1478
55. Sheng H, Bottjer C, Bullimore M (2004) Ocular component measurement using the Zeiss IOLMaster. *Optom Vis Sci* 81:27-34
56. Shirayama M, Wang L, Weikert PM, Koch DD (2009) Comparison of corneal powers obtained from 4 different devices. *Am J Ophthalmol* 148:528-535
57. Thiagarajan M, McClenaghan R, Anderson DF (2011) Comparison of visual performance with an aspheric intraocular lens and a spherical intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 37:1993-2000
58. Thijssen JM (1975) The emmetropic and iseikonic implant lens: computer calculation of the refractive power and its accuracy. *Ophthalmologica* 171:467-486
59. Vogel A, Dick HB, Krummenauer F (2001) Reproducibility of optical biometry using partial coherence interferometry: intraobserver and interobserver reliability. *J Cataract Refract Surg* 27:1961-1968
60. Wipfler E (2004) Katarakt - Der Kampf gegen die Blindheit (Semesterarbeit). Medizinische Fakultät, Universität Graz
61. Wollensak G (2001) Herzog Carl Theodors "Tausend Staaroperationen" (Vortrag). XV. Zusammenkunft der Julius-Hirschberg-Gesellschaft (28.09.), Hamburg

Nicht selbst erstellte Grafiken und Abbildungen sind den in der jeweiligen Bildunterschrift angegebenen Quellen entnommen.

7 Dank

Meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Berthold Seitz, Direktor der Klinik für Augenheilkunde am Universitätsklinikum des Saarlandes, gebührt mein verbindlichster Dank für seine stets freundliche und konstruktive Gesprächsbereitschaft, seine lehrreiche Hilfe sowie die uneingeschränkte Möglichkeit, seine Klinik für meine Arbeit zu nutzen.

Herrn Dr. Andreas C. Schröder, bis 2010 Facharzt an der Klinik für Augenheilkunde und Betreuer meiner Arbeit, möchte ich besonders für die Überlassung des Themas danken und dafür, dass er mich an das Fachgebiet der Augenheilkunde herangeführt und mich dafür begeistert hat.

Herrn Dr. Timo Eppig danke ich dafür, dass er, nachdem Herr Dr. Schröder die Klinik verlassen hat, die Betreuung meiner Arbeit übernommen hat. Besonders danke ich ihm für die Hilfe bei der Ausarbeitung der Statistik in SPSS sowie die kritische und gewissenhafte Durchsicht des Manuskripts dieser Dissertationsschrift.

Jedem einzelnen Mitarbeiter der Augenklinik danke für die offene Aufnahme, das angenehme Arbeitsklima sowie die stets freundliche Hilfsbereitschaft.

Den niedergelassenen Kolleginnen und Kollegen und ihren Praxis-Teams danke ich für die hervorragende Zusammenarbeit.

Meinem Bruder Roland danke ich im Besonderen für die Hilfe bei der Korrektur und Formgebung dieser Arbeit.

Meinen Eltern danke ich dafür, dass sie mir immer die Möglichkeit gaben, meine Ziele zu verfolgen. Sie ermöglichten mir, das Studium der Medizin zu ergreifen, was mich letztendlich auch zu dieser Dissertation führen sollte. Immer haben sie mich dabei liebevoll und fürsorglich unterstützt.

Meinem Freund Kai und meiner gesamten Familie danke ich dafür, dass sie mir immer Kraft, Ansporn, Rückhalt und Ausgleich gaben.

Ich danke jedem, der auf seine Weise dazu beigetragen hat, dass diese Arbeit erfolgreich fertiggestellt werden konnte.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtsdatum 18. 12. 1982
Geburtsort Kaiserslautern
Familienstand ledig

Arbeitgeber

Seit 01. 12. 2009 Universitätsklinikum des Saarlandes
Augenklinik
Kirrberger Str. 100
D-66421 Homburg

Hochschulausbildung

Seit Oktober 2002 Studium der Humanmedizin (Universität des Saarlandes)
29. 08. 2005 Physikum
November 2009 Staatsexamen und Approbation

Dissertation

Seit März 2006 über den Einfluss verschiedener Intraokularlinsen auf Ziel- und Fehltreffer bei Kataraktoperationen (Betreuer: Dr. med. A. C. Schröder, Dr. T. Eppig)

Famulaturen

27. 02. 2006–31. 03. 2006 Augenheilkunde (Universitätsklinikum des Saarlandes)
31. 07. 2006–01. 09. 2006 Allgemeinmedizin (Praxis Dr. Frego, Waldmohr)
01. 03. 2007–01. 04. 2007 Anästhesie (St.-Johannis-Krankenhaus, Landstuhl)
30. 07. 2007–30. 08. 2007 Chirurgie (St.-Johannis-Krankenhaus, Landstuhl)

Praktisches Jahr

25. 08. 2008–14. 12. 2008 Augenheilkunde
15. 12. 2008–05. 04. 2009 Innere Medizin (Hämato-Onkologie, Pneumologie)
06. 04. 2009–26. 07. 2009 Chirurgie (Herz-Thorax-, Unfall-, Neurochirurgie)

Sprachkenntnisse

Deutsch Muttersprache
Englisch gut
Latein Großes Lateinum
Französisch Grundlagen