

*Aus der Klinik für Augenheilkunde der Universität zu Lübeck*

*Direktor: Prof. Dr. med. H. Laqua*

***Titel: Funktionelle Ergebnisse nach Implantation einer neuartigen Multifokal-Intraokularlinse vom Typ Rezoom unter Berücksichtigung der Pupillenweite.***

*Inauguraldissertation*  
*zur*  
*Erlangung der Doktorwürde*  
*der Universität zu Lübeck*  
*– Aus der medizinischen Fakultät –*

Vorgelegt von

Haider Al-Sarrage

geboren in Bagdad

Minden 2007

1. Berichterstatter/Berichterstatterin: Priv. - Doz. Dr. med. Hans-Joachim Hettlich

2. Berichterstatter/Berichterstatterin: Prof. Dr. rer. nat. Alfred Vogel

3. Tag der mündlichen Prüfung: 03.07.2008

4. Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 03.07.2008

gez. Prof. Dr. med. Werner Solbach

- Dekan der Medizinischen Fakultät -

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>5</b>
<b>1. Einleitung</b>	<b>6</b>
1.1 Entwicklungsgeschichte der intraokularen Linsen	6
1.2 Akkommodation und Presbyopie	8
<b>1.3 Pseudoakkommodation</b>	<b>10</b>
1.3.1 Monovision	10
1.3.2 Multifokale Kontaktlinsen	11
1.3.3 Akkommodative Intraokularlinsen	13
1.3.4 Multifokale Intraokularlinsen	14
<b>2. Eigene Untersuchungen</b>	<b>18</b>
<b>2.1 Methodik</b>	<b>18</b>
2.1.1 Untersuchte Patienten und Intraokularlinse	18
2.1.2 Operationstechnik	21
2.1.2.1 Kalkulation der Intraokularlinsenbrechkraft	22
2.1.3 Klinische Untersuchungen und Untersuchungsmethoden	24
2.1.3.1 Subjektive Befragung	24
2.1.3.2 Visusbestimmung	25
2.1.3.3 Pupillengröße	25
2.1.3.4 Kontrastvisus und Kontrastempfindlichkeit	26
2.1.3.5 Stereopsis-Tests	28
2.1.4 Statistik	29
<b>2.2 Ergebnisse</b>	<b>29</b>
2.2.1 Subjektive Befragung	29
2.2.2 Visus und Refraktion	30
2.2.3 Kontrastsehschärfe	34
2.2.4 Stereopsis	35
<b>3. Diskussion unter Berücksichtigung der eigenen Ergebnisse und der Vergleich mit früheren Ergebnissen</b>	<b>36</b>
3.1 Fern-, Intermediär- und Nahvisus	38
3.2 Visusabhängigkeit von der Pupillenweite	39
3.3 Kontrastvisus	39
3.4 Subjektive Erfassung postoperativer Dysphotopsien	40

3.5	Postoperative Brillenunabhängigkeit beim Lesen	41
3.6	Eigene Stereopsis-Ergebnisse	42
<b>4.</b>	<b>Fazit</b>	<b>44</b>
<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>47</b>
<b>6.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>49</b>
<b>7.</b>	<b>Anhang</b>	<b>57</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>82</b>
<b>9.</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>83</b>
<b>10.</b>	<b>Publikationen</b>	<b>85</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
dpt	Dioptrie(n)
IOL	Intraokularlinse
KS	Kontrastsehschärfe
Lat.	Lateinisch
mb	mit Blendung
meso.	mesopisch
MIOL	Multifokale Intraokularlinse
MW	Mittelwert
ob	ohne Blendung
P	Signifikanz
phot.	photopisch
Post-op	postoperativ
Prae-op	präoperativ
r	Korrelationskoeffizient
SÄ	sphärisches Äquivalent
Vcc	visus cum correctione
Vsc	visus sine correctione
ZR	Zielrefraktion

# 1. Einleitung

## 1.1 Entwicklungsgeschichte der intraokularen Linsen

Starstiche wurden sowohl in vorchristlicher Zeit als auch im Mittelalter durchgeführt. So sind Starstiche bereits aus babylonischer Zeit bekannt. Die getrübbte Linse wurde damals mit einem spitzen Gegenstand, der durch die Sklera (im Bereich der Pars plana) ins Auge eingeführt wurde, luxiert und in den Glaskörperraum gedrückt. Die Komplikationsrate war erheblich. Neben Infektionen durch Nichtbeachtung der Asepsis haben insbesondere intraokulare Entzündungen durch zerfallenes Linseneiweiß mit sekundärer Augendrucksteigerung nicht selten zu einer Erblindung geführt [56].

Die Kataraktextraktion bewirkt nicht nur eine Visusverbesserung, sondern bietet auch die Möglichkeit, mittels Intraokularlinsen-Implantation Refraktionsfehler zu korrigieren. Als Begründer der modernen Kataraktchirurgie gilt Harold Ridley, der 1949 am Londoner St. Thomas-Hospital die erste Intraokularlinse (Linse der ersten Generation) erfolgreich in den Kapselsack des menschlichen Auges implantierte. Ridley hatte während des zweiten Weltkrieges Piloten mit perforierenden Fremdkörperverletzungen der Augen behandelt. Er stellte fest, dass Splitter der Plexiglaskuppeln des Cockpits sich im Augennern relativ inert verhielten [2] und ließ daher Kunstlinsen aus dem gleichen Material anfertigen. Häufig beobachtete man Dislokationen der implantierten Linse sowie ein Sekundärglaukom infolge intraokularer entzündlicher Reaktionen, so dass der Gebrauch von Ridley-Linsen 1959 aufgegeben wurde.

Einige Ophthalmologen wandten sich nun der Entwicklung von Vorderkammerlinsen zu (Linse der zweiten Generation). Dabei wurden zwei verschiedene Arten geschaffen: Linsen mit starren und elastischen Haptiken [63]. Die erste Vorderkammerlinse entwarf STRAMPELLI im Jahre 1953. Sie verursachte sehr häufig bullöse Keratopathien, hervorgerufen durch ungenügende Sterilisationsverfahren und Endothelkontakte. Diese Linse erfuhr Weiterentwicklungen durch CHOYCE und zeigte als Mark-IX-Linse erheblich bessere Resultate [63]. Eine entscheidende Verbesserung war der Ersatz des Schlingenmaterials durch Polypropylen, wie es beispielsweise bei der Azar-Linse genutzt wurde. Diese Linse wurde bis 1983 implantiert. Man verließ diese Technik, da gehäuft Komplikationen, wie zum Beispiel das UGH-Syndrom (Uveitis-Glaucom-Hyphäma), auftraten [63].

Die einteilige PMMA-Vorderkammerlinse (Polymethylmethacrylat), von KELMAN und CHRISTENSEN 1982 bzw. 1983 entworfen, brachte die Kataraktchirurgie einen großen Schritt weiter. Diese Linsen waren hochflexibel, die Kammerwinkel-Berührung beschränkte sich auf drei Stellen und das Design verhinderte einen Kontakt der Linse zum Hornhautendothel. Hierdurch sank die Komplikationsrate erheblich. Parallel dazu erfolgte die Entwicklung von Iris-fixierten Linsen (Linse der dritten Generation). Die erste Linse dieser Art

war die Epstein-Kragenknopf-Linse, gefolgt von der 1962 ebenfalls von Epstein entworfenen Malteserkreuz-Linse. Durch die Implantation dieser Linsen wurden häufig zystoide Makulaödeme und retrolentale Membranen hervorgerufen [63].

Eine Renaissance der Hinterkammerlinsen trat durch SHEARINGS Modifikation der Ridley-Linse 1976 (Linse der vierten Generation) ein. Die Shearing-Linse wurde von SIMCOE, KRATZ, JACOBI, JOHNSON, CLAYMAN u. a. in ihrer Formgestaltung verändert. Die Optiken bestanden nach wie vor aus PMMA. Die Haptiken wurden aus PMMA oder aus Polypropylen gefertigt. Die Linse wurde im Sulcus ciliaris oder im Kapselsack fixiert. Verbesserungen in der Material- und Herstellungstechnik sowie bei den Sterilisationsverfahren ließen ein beträchtliches Anwachsen der Implantationszahlen zu [63].

Heute stellt die extrakapsuläre Kataraktextraktion mittels Phakoemulsifikation und nachfolgender Implantation einer Hinterkammerlinse in den Ländern mit moderner ophthalmochirurgischer Versorgung die Therapie der Wahl zur operativen Behandlung der Katarakt dar [14].

Die Ära der erfolgreichen Hinterkammerlinsenimplantation ist gekennzeichnet durch einen rapiden technischen Fortschritt, der die Kataraktoperation zu einem der sichersten und am häufigsten durchgeführten chirurgischen Eingriffe überhaupt werden ließ. Bei den in der Vergangenheit erhältlichen Intraokularlinsen handelte es sich weitgehend um harte Kunststofflinsen aus PMMA (Polymethylmethacrylat). Der Hauptnachteil dieser Linsen ist der große Schnitt bei der Implantation, da diese Linsen nicht faltbar sind. Um diesen und andere Nachteile zu eliminieren, wurde in den letzten Jahren eine Vielzahl neuartiger Linsentypen entwickelt. Die Tendenz geht dabei zu sehr dünnen faltbaren Intraokularlinsen aus verschiedenen Materialien wie Acryl, Silikon und Hydrogel. Diese faltbaren Linsen haben den Vorteil, dass sie minimalinvasiv durch kleine Schnitte mit einer Größe von lediglich 1.5 bis 3 mm implantiert werden können, so dass der postoperativ induzierte Astigmatismus gering gehalten werden kann. Dies ist besonders wichtig für zufriedenstellende Funktionen ohne zusätzliche Brillenkorrektur nach der Kunstlinsenimplantation [41].

Die Implantation erfolgt hierbei zunehmend über Injektoren, durch welche die Kunstlinse gefaltet und ohne Gewebekontakt in die Linsenkapsel eingesetzt werden kann. Bei den derzeit routinemäßig eingesetzten Intraokularlinsen handelt es sich überwiegend um monofokale Linsen. Die Brechkraft wird in der Regel so berechnet, dass für die Ferne keine sphärische Korrektur erforderlich ist. Für die Nähe ist das Tragen einer Lesebrille notwendig. Um nun die Naheinstellungsfähigkeit (Akkommodation) der jugendlichen menschlichen Linse nachzuahmen und Patienten nach Kataraktextraktion ein gutes Sehvermögen möglichst ohne Brillenkorrektur in allen Entfernungen zu ermöglichen, wurden Multifokallinsen entwickelt. Die Optik aller multifokalen Intraokularlinsen ist so angelegt, dass zwei oder mehr Brennpunkte simultan Bilder auf die Netzhaut projizieren [14]. In der Praxis hat sich aber

gezeigt, dass diese Pseudoakkommodation, die durch die Implantation der Multifokallinse zustande kommt, nicht immer ausreichend ist, um postoperativ ganz auf die Brille, besonders im Nahbereich, verzichten zu können. Zusätzlich sind unerwünschte optische Phänomene der Multifokallinsen (Dysphotopsien) bekannt. Diese erscheinen als Geisterbilder, die meist als Ringe um Lichtquellen gesehen werden und durch die simultane Abbildung scharfer und unscharfer Bilder auf die Netzhaut zu erklären sind. Zusätzlich verursacht das besonders durch die Optikkante und die Zonenübergänge erzeugte Streulicht bei der Implantation dieser Linsen nicht selten Blendungen. Um nun die Kontrastabbildung von Multifokallinsen zu verbessern und den Kontrastverlust im Vergleich zur monofokalen Intraokularlinse zu reduzieren, wurden multifokale Intraokularlinsen mit neuartigem Design entwickelt, die eine ungleiche Gewichtung von Fern- und Nahfokus aufweisen. Aufgrund der vermehrt zur Verfügung stehenden Lichtenergie im stärker gewichteten Fokus und der reduzierten Streulichtbelastung erhofft man sich eine verbesserte Kontrastempfindlichkeit [14].

Ferner stehen Multifokallinsen zur Verfügung, die zusätzliche Brennpunkte im intermediären Bereich erzeugen. Dieses Prinzip lässt eine Verbesserung der Tiefenschärfe insbesondere im Bereich zwischen den beiden Hauptbrennpunkten für Ferne und Nähe erwarten [14]. Klinisch kann man die Tiefenschärfe anhand von Defokussierkurven bestimmen. Dabei wird dem Patienten eine Lesetafel in einer fixen Distanz präsentiert. Nach Bestimmung der besten subjektiven Refraktion wird durch Vorhalten von Testgläsern von + 5,0 dpt bis - 5,0 dpt in 0,5-dpt-Schritten defokussiert und jeweils der beste Visus ermittelt [14]. Diese Methode kann jedoch keine Aussage über die wahre erreichbare Sehschärfe treffen. Erstens kommt es durch das Vorsetzen von Minusgläsern zu einem Verkleinerungseffekt und zweitens reagiert auch ein pseudophaker Patient mit einer Naheinstellungsreaktion mit Miosis und Konvergenz. Dieser Naheinstellungseffekt wird bei einer Defokussierung ausgeschlossen. Besonders die Miosis kann bei Multifokallinsen im Nahbereich eine große Rolle spielen, da sie zwar einerseits die Tiefenschärfe selbst verbessern kann, andererseits kann es durch die engere Pupille bei refraktiven Linsen zu einem Ausblenden von Nahtteilen der Linse kommen [58].

Neben den multifokalen Intraokularlinsen existieren andere optische Möglichkeiten, die eine künstliche Akkommodation (Pseudoakkommodation) ermöglichen. Sie sollen im Folgenden kurz erläutert werden .

## **1.2 Akkommodation und Presbyopie**

Akkommodation (lat. accomodare, anpassen, adaptieren) ist die Fähigkeit der Linse, ihre Brechkraft so zu verändern, dass Sehobjekte zwischen Nah- und Fernpunkt des Auges auf der Netzhaut scharf abgebildet werden können [56]. Durch eine Kontraktion des Ziliarmuskels stellen sich optisch-geometrische Veränderungen im Auge ein, die im

jugendlichen Alter die Gesamtbrechkraft des Auges um bis zu 15 Dioptrien verändern können. Reflektorisch wird die Akkommodation begleitet von der Konvergenzstellung beider Augen und einer Pupillenverengung, wodurch die Tiefenschärfe zunimmt (Naheinstellungsmyosis). Gesteuert werden alle drei Reaktionen von präokzipital gelegenen Rindenzentren; von dort aus verlaufen die Akkommodationsimpulse zum Okulomotoriuskerngebiet [56].

Die naturwissenschaftliche Deutung der Akkommodation begann Anfang des 17. Jahrhunderts. DESCARTES formulierte 1677, dass die Akkommodation durch Formveränderung der Linse verursacht wird [62]. Die auch heute noch gebräuchlichste Erklärung des Akkommodationsmechanismus geht auf v. Helmholtz (1855) zurück: Über eine Änderung der Linsenwölbung durch Anspannung und Entspannung des Ziliarmuskels wird eine Fokussierung auf unterschiedliche Entfernungen möglich [14]. Die als Antipode zur Helmholtz-Theorie ebenfalls im 19. Jahrhundert entstandene Tscherning-Pflugk-Theorie geht davon aus, dass der Ziliarkörper die Linse nicht durch Zonula-Entlastung, sondern durch Mitnahme des Glaskörpers nach anterior verformt wird. Diese beiden Grundmodelle haben bis heute als Kernelemente einer Vielzahl der Akkommodationstheorien u. a. von GULLSTRAND, FINCHAM, FISHER und COLEMAN überlebt [62].

Das allgemein akzeptierte Konzept von WEALE beschreibt eine multifaktorielle Presbyopiegenese beruhend auf einem Elastizitätsverlust der Linse. Es berücksichtigt neben individuellen Unterschieden auch die Refraktion, das allgemeine körperliche Befinden, physikalische Expositionen sowie geographische, rassische und diätetische Faktoren. Eine Theorie von Schacher (1992), bei der man zusätzlich von einer Vorverlagerung der Augenlinse bei der Akkommodation ausgeht, wird von aktuellen experimentellen Arbeiten nicht unterstützt [32]. Jedoch basiert auf ihr eines der wenigen derzeit angebotenen operativen Verfahren zur Wiederherstellung der Akkommodationsfähigkeit.

LUDWIG untersuchte im Rahmen seiner Habilitationsarbeit akkommodative und presbyope Phänomene und beschrieb die fortschreitende Abnahme der Akkommodationsbreite als eine Folge der Verkettung verschiedener Ursachen, wie z.B. die Zunahme der Linsenkapsel- und Linsenrigidität und die Abnahme der Verformbarkeit der Linse im Alter [62].

Die zahlreichen Akkommodationsmodelle sind Ausdruck der bis heute anhaltenden Suche nach einem biomechanischem Modell, mit dem sich die bekannten akkommodativen Phänomene und die Entstehung der Presbyopie beschreiben lassen [62].

Zusammenfassend ist die Abnahme der Akkommodation mit dem Alter (Presbyopie) ein Prozess, der bereits im jugendlichen Alter beginnt, mit zunehmendem Alter beim Menschen und Primaten weitgehend linear verläuft und schließlich um das 60. Lebensjahr zum vollständigen Verlust der Akkommodationsfähigkeit führt. Die Presbyopie ist ein multifaktorielles Geschehen [14], dessen Ursachen in erster Linie im Elastizitätsverlust der

Linse sowie des Aufhängeapparates liegen. Veränderungen in der Morphologie und Funktionsfähigkeit des Ziliarmuskels spielen dabei nur eine untergeordnete Rolle [7].

Die Wiederherstellung der Akkommodation im Rahmen der Kataraktchirurgie setzt voraus, dass die übrigen an der Akkommodation beteiligten Strukturen wie Linsenkapsel, Zonulafasern und Ziliarmuskel noch in der Lage sind, ihre Teilaufgaben im Akkommodationsvorgang zu leisten.

Für den presbyopen Rhesus-Affen scheint dies bewiesen zu sein [20].

Drei verschiedene Konzepte werden experimentell und zum Teil bereits klinisch bei der Behandlung der Presbyopie verfolgt:

1. Die Methode von Schacher, bei welcher versucht wird, die Vorspannung der Zonulafasern durch intrasklerale Implantate zu erhöhen.
2. Kunstlinsenmodelle, deren Haptik durch Hebelwirkung die Ziliarkörperaktivität zu einer Verschiebung der Kunstlinsenoptik entlang der optischen Achse nutzen möchte.
3. Methoden, die davon ausgehen, dass sich der verhärtete Linseninhalt durch ein geeignetes injizierbares Material ersetzen lässt, das im biomechanischen Sinn den jugendlichen Zustand wiederherstellt [20].

### **1.3 Pseudoakkommodation**

Bei der Pseudoakkommodation kommt es nicht durch eine aktive Veränderung der Brechkraft, sondern durch eine Vergrößerung der Tiefenschärfe zu einer Erleichterung des Nahsehens. Dieses kann durch die sphärische Aberration des Auges oder durch die Verkleinerung der Pupille erreicht werden. Somit ist in presbyopen Augen ein gewisses Potenzial an Pseudoakkommodation vorhanden, so dass nach Aussagen einiger Autoren zur Wiederherstellung der Nahlesefähigkeit eine geringe Korrektur von 1 - 2 Dioptrien ausreichend sein könnte [9].

Leider lässt sich der Effekt der Pseudoakkommodation von der Akkommodation durch einfache subjektive Messungen nicht präzise unterscheiden [9].

Aufgrund der zunehmend älter werdenden Bevölkerung gibt es eine wachsende Nachfrage bezüglich Alternativen zur Lesebrille. Nach einer Schätzung des Statistischen Bundesamtes werden in Deutschland im Jahr 2050 mehr als 28 Millionen Menschen (37 % der Bevölkerung) über 60 Jahre alt sein [32].

Es existieren verschiedene auf Pseudoakkommodationsverfahren basierende Wege zum Ausgleich der Presbyopie. Damit können die Patienten weitgehend unabhängig vom Tragen einer Lesebrille sein. Diese Wege werden im Folgenden erläutert:

#### *1.3.1 Monovision*

Das Korrekturverfahren der Monovision stellt eine der ersten und einfachsten

Therapieansätze der Presbyopiekorrektur dar. Hierbei wird weder eine Multifokalität des Brechungsapparates erzeugt noch die Akkommodation wiederhergestellt. Bei dieser Methode wird das dominante Auge für die Ferne und das nicht dominante für die Nähe korrigiert. Durch diese gewollte Anisometropie (unterschiedliche Brechkraft beider Augen) muss jeweils ein Bildeindruck selektiv abhängig vom Fokusbereich supprimiert werden. Der Monovisionseffekt kann mit Brillengläsern, Kontaktlinsen, Intraokularlinsen oder auch mittels refraktiver Excimerlaserchirurgie (weitere Erläuterungen zur refraktiven Excimerlaserchirurgie unter Kapitel 3, Diskussion) erreicht werden.

Probleme, die sich bei diesem Verfahren ergeben können, sind unter anderem eine längere Eingewöhnungs- und Lernphase sowie ein reduziertes Binokularsehen trotz des dadurch ohne Korrektur erzielten guten Visus in der Ferne und in der Nähe. Besonders die Fahrtüchtigkeit nach einer solchen Korrektur wurde öfter diskutiert [9]. Auch mit der Gläserkorrektur dieser gewollten Fehlrefraktion wird das räumliche Sehen durch die auftretende Aniseikonie (Bildgrößenungleichheit beider Augen) ebenfalls beeinträchtigt [14]. Vor einem geplanten Eingriff sollte der Monovisionseffekt mit Kontaktlinsen simuliert und die Verträglichkeit überprüft werden [9].

Wenn kein binokulares Stereosehen vorliegt oder dies nicht unbedingt notwendig ist und beide Augen einen ausreichenden Visus aufweisen, kann auf die Monovisionstechnik zurückgegriffen werden.

### *1.3.2 Multifokale Kontaktlinsen*

Die Presbyopie zu korrigieren, gelingt ebenfalls mit dem Anpassen von Kontaktlinsen.

Der Weg von der ersten vergrößern Sehhilfe, dem Lesestein (lapis ad legendum), erstmals beschrieben von dem Ägypter IBN AL-HAITAM (= Alhazen, 996 - 1038), bis zum ersten Monokel, der Vorform der heutigen Brille, war ebenso weit wie die Weiterentwicklung von der bereits zweiglasigen, gestielten Brillenform zur modernen Kontaktlinse [36]. Um 1508 beschrieb LEONARDO DA VINCI ein kombiniertes optisches System zur Korrektur von Sehfehlern [36]. Er hatte die Idee, das Brillenglas zu verkleinern und direkt auf das Auge zu bringen. Erste Versuche mit Glasschalen wurden Ende des 19ten Jahrhunderts vorgenommen. Die harten Kontaktlinsen werden seit den 1960er Jahren getragen und in den 1970er Jahren begann der Boom der weichen Kontaktlinsen [10].

Die Korrektur einer Presbyopie mit Kontaktlinsen kann durch monofokale, bifokale oder multifokale Kontaktlinsen erfolgen. Grundsätzlich gibt es flexible, weiche sowie formstabile Kontaktlinsen [10].

Es ist dem Kontaktlinsenträger bei Einsetzen der Presbyopie möglich, Kontaktlinsen mit Nah- oder Fernkorrektur zu tragen und zusätzlich eine Brille zu nutzen. Die Anpassung von Kontaktlinsen mit dem Ziel einer Monovision ist ebenso anerkannt. Dabei erhält ein Auge die

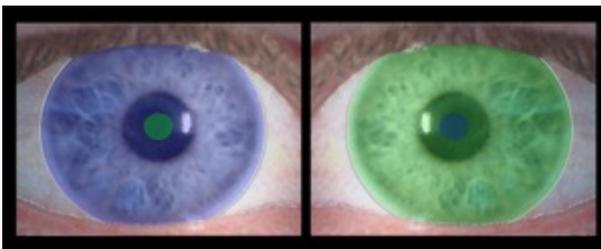
Korrektur für den Nahvisus und das andere Auge wird fernkorrigiert [63]. In der Regel wird das Führungsauge dabei mit einer für die Ferne korrigierten Linse und das andere Auge mit einer für die Nähe optimierten Dioptriestärke versorgt. Der Nachteil dieser Methode ist das eingeschränkte räumliche Sehen.

Es existieren weitere Kontaktlinsensysteme, die beim Presbyopien genutzt werden können, zum Beispiel konzentrische-, segmentförmige- sowie diffraktive Kontaktlinsen.

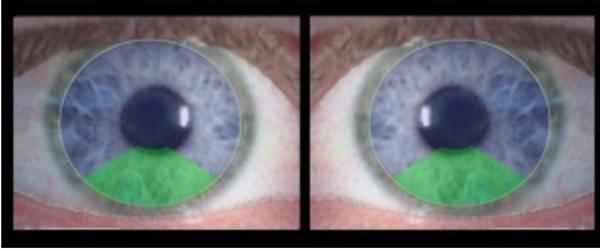
Die konzentrisch refraktiven Mehrstärkenkontaktlinsen bestehen aus konzentrischen Ringen: abwechselnd ein Ring für Nähe und Ferne. Je nach Arbeitsintensität und Anforderung kann zentral die Nähe oder die Ferne gewählt werden. Die Sehqualität bei diesen Linsen hängt von der Linsenzentrierung und der Weite der Pupille ab [10]. Bei weit offener Pupille (nachts) blickt der Träger durch mehrere Ringe. Das bedingt eine Unschärfe und vermehrtes Auftreten von optischen Phänomenen (**Abbildung 1**).

Bei den segmentförmigen Kontaktlinsen handelt es sich um Kontaktlinsen, die vergleichbar einem bifokalen Brillenglas im oberen Teil eine Korrektur für die Ferne und unten segmental eine für die Nähe aufweisen. Das Nahteil im unteren Bereich der Linse reicht entweder quer über die Linse oder variiert in verschiedenen Formen von Dreieck bis Trapez, mit oder ohne zentrale Aussparung [10]. Auch bei diesem Linsentyp muss die Zentrierung in die Ferne und in die Nähe präzise sein, deswegen ist dieses System bei großen Augen mit weit nach unten verschobener Lidkante nicht praktikabel. Ferner fehlen bei diesen Bifokal-Kontaktlinsen Zwischendistanzen (**Abbildung 2**).

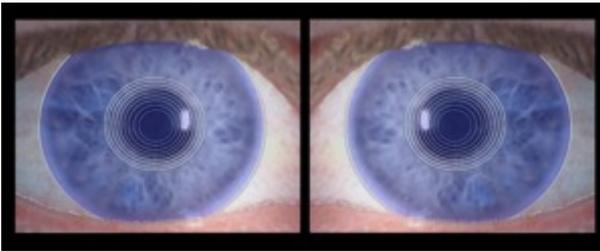
Die diffraktive Multifokalkontaktlinse besitzt eine asphärische Vorderfläche und eine "sägezahnartig" gestaltete Rückfläche. Dabei sind Stufen in gegeneinander abgesetzten Ringflächen eingearbeitet. Abhängig von der gewünschten Additionswirkung sind 6 bis 18 Ringflächen, deren absolute Breite immer geringer wird, vorhanden. Bei diesem Linsentyp kann es zu intensitäts- und kontrastgeminderten Abbildungen kommen. Bei dezentriertem Sitz der Linse kann es zu "Geisterbildern" (dezentrierter Lichthof um Objekte) und falscher "Stereopsis" (Lesetext erscheint vor oder hinter der Papierebene) kommen [63] (**Abbildung 3**).



**Abbildung 1:** Konzentrische bifokale Kontaktlinse, z. B. R Nahzone (grün) zentral; L Fernzone (blau) zentral



**Abbildung 2:** Segmentförmige Kontaktlinse, Fernteil (blau); Nahtteil (grün)



**Abbildung 3:** Diffraktive Kontaktlinse

Im Allgemeinen können aber die Kontaktlinsen im Arbeitsleben oder in der Freizeit die Lebensqualität verbessern. Sie ermöglichen auch gegenüber der Brille eine verbesserte optische Abbildungsqualität, besonders bei hohen Fehlsichtigkeiten. Die wichtigste Voraussetzung für eine erfolgreiche Kontaktlinsenanpassung ist allerdings die Eigenmotivation des Patienten zum Tragen von Kontaktlinsen. Ebenfalls wichtig zu erwähnen sind häufigere Komplikationen, die beim Tragen besonders der weichen Kontaktlinsen, wie rezidivierende Augenentzündungen und allergische Reaktionen auf das Linsenmaterial oder auf das Pflegemittel, auftreten. Außerdem haben ältere Patienten oft Probleme mit der Handhabung.

### *1.3.3 Akkommodative Intraokularlinsen*

Akkommodative Intraokularlinsen sollen aufgrund einer anterior- posterioren Bewegung der Optik (Fokus- Shift Prinzip), ausgelöst durch Kontraktion bzw. Relaxation des Ziliarmuskels, zu einer Fokusveränderung führen. Um dies zu erreichen, wurden diese Intraokularlinsen mit besonderen Haptiken ausgestattet, wodurch die benötigte Bewegung im Zusammenspiel mit dem Kapselsack ermöglicht werden soll [32].

Cumming und Kamman stellten eine faltbare Silikon- IOL mit Plattenhaptik vor, die über eine 4,5 mm Optik und einem Gesamtdurchmesser von 11,5 mm verfügte. Eine Vertiefung zwischen Optik und Haptik soll die anterior- posteriore Bewegung der Optik im Kapselsack ermöglichen [3].

Payr stellte eine weitere akkommodierende IOL vor, die diskförmige Ringwulstlinse, die aus einem hydrophilen PMMA- Kopolymer besteht. Die Haptik weist einen peripheren Ringwulst und eine nach anterior abgewinkelte Haptik auf, die neben zwei symmetrisch

gegenüberliegenden Aussparungen 6 weitere Lochaussparungen zeigt. Dieses spezielle Design und die Verformbarkeit des Materials sollen einen akkommodativen Effekt erreichen [3].

Ein Beispiel für die akkommodativen Intraokularlinsen, die bei klinischen Untersuchungen gute akkommodative Fähigkeiten zeigten ist die hydrophile Acrylatlinse 1 CU Humanoptics. Das Funktionsprinzip dieser IOL beruht ebenfalls auf dem Fokus- Shift Prinzip [1].

Die objektive Evaluierung akkommodativer IOL ist schwierig bzw. nicht immer reproduzierbar durchzuführen. Die Ergebnisse haben allerdings eine hohe Streubreite aufgrund zu vieler noch nicht bekannter Einflussfaktoren. Es erscheint auch zumindest wahrscheinlich, dass die Mobilität dieser Kunstlinsen in anterior- posteriorer Richtung durch die eintretenden Kapselsackveränderungen (z. B. Kapselsackschrumpfung) nachteilig beeinflusst wird.

Das Sehen wird bei dieser Gruppe von Intraokularlinsen nicht schlechter als mit klassischen Kunstlinsen, allerdings ist die Vorhersagbarkeit der zu erzielenden Lesefähigkeit noch nicht ausreichend belegt. Die bisherigen klinischen Ergebnisse waren eher ernüchternd.

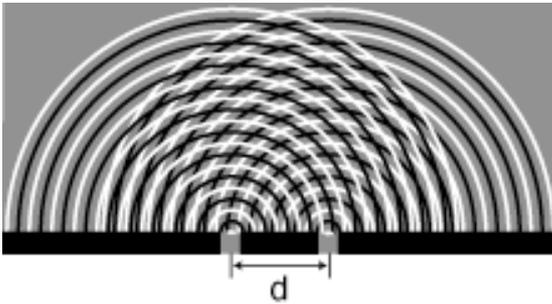
### *1.3.4 Multifokale Intraokularlinsen*

Seit Implantation der ersten Multifokallinse 1986 wurden viele verschiedene Modelle von Multifokallinsen entwickelt und klinisch getestet. Dabei wurde versucht, den Zweck der Multifokallinsen, nämlich die Pseudoakkommodation, möglichst zu optimieren und gleichzeitig mögliche Nachteile zu reduzieren. So soll dem Patienten mit Multifokallinse möglichst ohne zusätzliche Brillenkorrektur sowohl ein zufriedenstellender Fernvisus als auch ein ausreichender Nahvisus gewährleistet werden [40].

Es können mehrere physikalische Prinzipien bei diesen Linsen unterschieden werden: das diffraktive Linsendesign, das refraktive Linsendesign und Linsen, die beide Prinzipien verbinden wie z. B. die Restor™- Multifokallinse [49].

Beim diffraktiven Linsendesign werden durch Beugung zwei Brennpunkte erzeugt, einer für die Nähe und einer für die Ferne. Thomas Young (1773 - 1829) nutzte den Umstand, dass Licht (elektromagnetische Wellen) beim Durchgang durch eine enge Öffnung gebeugt wird und verwendete zwei dicht nebeneinander liegende enge Spalten, einen so genannten Doppelspalt, der mit einer Lichtquelle beleuchtet wurde (**Abb. 4**). Das Licht trifft auf die Spalte und wird gebeugt. Die beiden Spalten stellen also zwei reelle kohärente Lichtquellen dar, die Überlagerung von Lichtwellen erzeugen können, die so genannte Interferenz. Die beiden von demselben Flächenelement einer Lichtquelle durch Teilung entstandenen Lichtbündel sind zueinander kohärent, d. h. sie können zur Interferenz gelangen und sich je nach der Phasenbeziehung der einzelnen Wellen auslöschen oder verstärken. Kommt es zur Überlagerung der einzelnen Wellen der Bündel derart, dass jeweils ein Berg der einen Welle mit dem Tal der anderen zusammenfällt, so entsteht eine Schwächung der Lichtintensität

und bei Amplitudengleichheit sogar eine völlige Auslöschung (destruktive Interferenz). Bei Phasengleichheit tritt eine Verstärkung der Lichtintensität (konstruktive Interferenz) auf. Die Interferenzbilder können auf einem Schirm in wenigen Metern Entfernung aufgefangen werden. Es werden die Lichtwellenlängen entsprechend ihrer Größe abgelenkt: Man findet also violettes Licht in der Nähe der 0. Ordnung, das rote am weitesten entfernt [14].



**Abbildung 4:** Interferenz am Doppelspalt

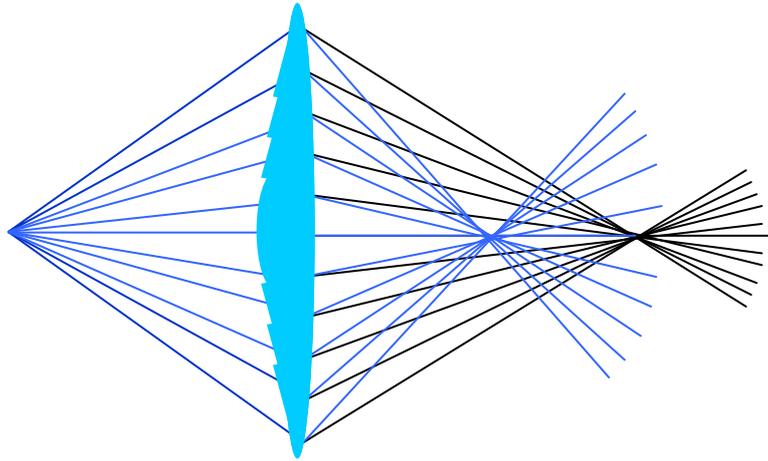
Diffraktive Multifokallinsen bestehen aus einer sphärischen refraktiven Vorderfläche und einer Rückfläche mit diffraktiv wirksamer Oberfläche. Letztere weist ca. 30 konzentrische Ringe auf, die sich jeweils in einer Stufenhöhe von etwa  $2\ \mu\text{m}$  unterscheiden. Die Ringe wirken als Phasengitter und führen zu einer diffraktiven Ablenkung der Strahlen, wodurch die beiden unterschiedlichen Brennpunkte für Ferne und Nähe erzeugt werden. Vorteil des diffraktiven Prinzips ist, dass an jeder Stelle der Optik die gleiche Abbildung bei konstanter Lichtverteilung erfolgt, so dass die Multifokalfunktion nahezu unabhängig von Pupillendurchmesser und Linsenzentrierung ist [14]. Die erste diffraktive Linse (Linsenmodell 3M815E) wurde 1987 implantiert [40]. Eine moderne diffraktive Linse, die sich klinisch derzeit bewährt hat, ist die Tecnis™ ZM900-Multifokallinse.

Das refraktive Linsendesign basiert auf dem Prinzip der Brechung von Lichtstrahlen an einer Grenzfläche zweier Medien mit unterschiedlichem optischen Index [5]. Die refraktiven Multifokallinsen sind multizonal aufgebaut. Konzentrische Zonen mit unterschiedlicher Brechkraft sind in der Regel auf der Vorderseite der Linse angelegt. So handelte es sich bei der ersten klinischen Implantation einer Multifokallinse, die John Pearce im Juni 1986 durchführte, um eine refraktive 2-Zonen-Linse mit einem zentralen Nahteil (Durchmesser 2 mm), der eine Nahaddition von +4 Dioptrien aufwies; die Peripherie der 7-mm-Optik war als Fernteil angelegt [14]. Das Konzept dieser Linse bestand darin, dass beim Blick in die Nähe eine Nahmiosis entsteht, wodurch vorwiegend der Nahteil der Linse wirksam ist, während bei Fernblick die Pupille weiter ist und der periphere Fernteil genutzt werden kann. Studien zeigten, dass sich mit diesen 2-Zonen-Linsen eine gute Pseudoakkommodation erzielen lässt. Diese ist jedoch zum einen von einer optimalen Zentrierung der Linse abhängig. Zum anderen besteht eine Abhängigkeit vom Pupillendurchmesser [14].

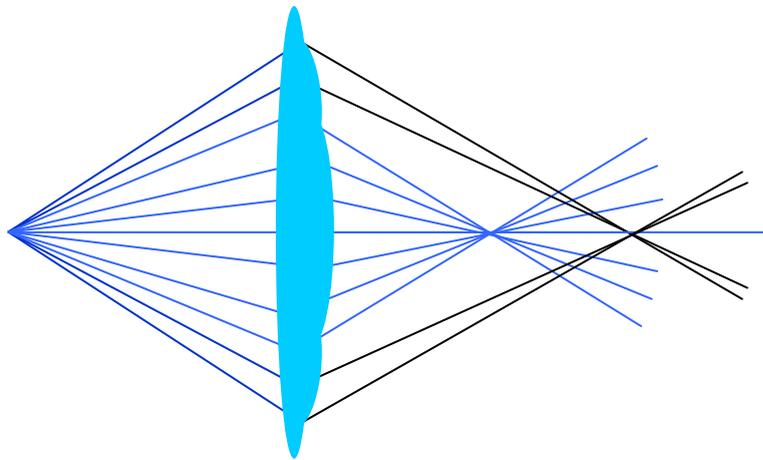
Die Weiterentwicklungen der refraktiven Multifokallinsen unterschieden sich dann im Wesentlichen in der Anzahl und in der Anordnung der refraktiven Zonen, wie die 3-Zonen-Linsen oder 7-Zonen-Linsen [14]. Die Entwicklung asphärischer Multifokallinsen ließ zudem ein verbessertes Kontrastsehen erwarten [45]. Operationsspezifische Probleme, wie Dezentrierungen und Verkippen, können durch heutige OP-Techniken weitgehend vermieden werden [22].

Eine gebräuchliche refraktive Multifokallinse ist die AMO Array Multifokallinse mit fünf konzentrischen Zonen. Sie besteht aus einer ferndominanten zentralen Zone. In der Peripherie folgen 4 weitere ringförmige Zonen. Diese Linse ist so konzipiert, dass bei einer Pupillengröße von 2,8 mm 50 % des Lichtes auf den Fernfokus, 38 % auf den Nahfokus und 12 % auf intermediäre Brennpunkte verteilt werden. Die Nahaddition beträgt 3,5 Dioptrien. Als multizonal progressive Multifokallinse mit einem relativ fließenden Übergang zwischen den einzelnen refraktiv wirksamen Zonen fand man im Vergleich zu anderen refraktiven Multifokallinsen weniger Streulicht und Dysphotopsien. Die AMO Array Multifokallinse als refraktive Linse war über Jahre die am meisten verbreitete Multifokallinse weltweit [44].

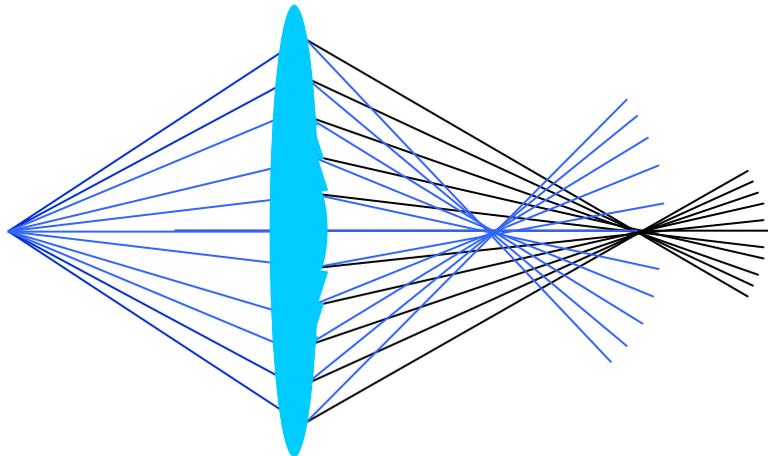
Die Restor-Technologie kombiniert refraktive optische Zonen im Randbereich der Linse mit einem diffraktiven Bereich in der Linsenmitte. Es besteht eine mikrofeine, graduelle Abnahme der diffraktiven Stufenhöhe zum Rand der Linse hin. Dies soll einen weichen Übergang zwischen Nah- und Fernbrennpunkten schaffen, damit Störeffekte, wie Blendempfindlichkeit, Dysphotopsien und reduziertes Kontrastsehen, dadurch verringert werden (**Abb. 5a, b, c**).



**Abbildung 5a:** Diffraktive MIOL, z.B. Tecnis ZM 001- MIOL



**Abbildung 5b:** Refraktive MIOL, z.B. Array SA 40- MIOL



**Abbildung 5c:** Mischform (refraktiv- diffraktiv), z.B. Acrysof Restor- MIOL

Die hier untersuchte Rezoom- MIOL stellt eine refraktive Multifokallinse mit einer neuartigen ferndominanten Lichtverteilung (Balanced View Optics™, vgl. Kapitel 2.1.1, S. 18) dar. In der vorliegenden Arbeit werden erste klinische Erfahrungen mit dieser Linse vorgestellt.

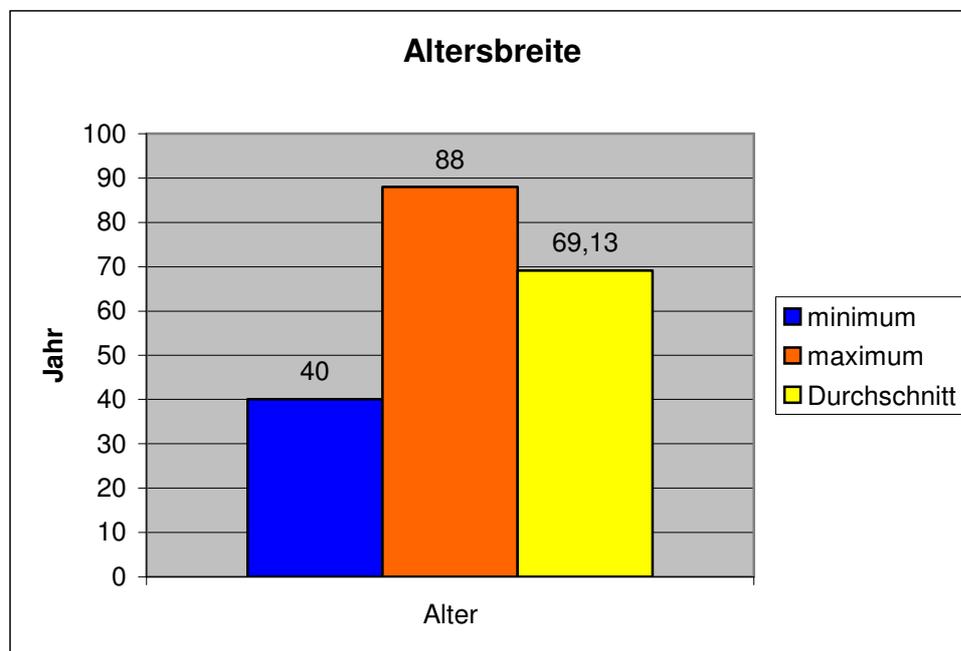
## 2. Eigene Untersuchungen

### 2.1 Methodik

#### 2.1.1 Untersuchte Patienten und Intraokularlinse

- Patienten:

In die Untersuchung wurden 24 Patienten (48 Augen) mit beidseitiger Katarakt eingeschlossen. Zwischen Mai 2005 und März 2006 wurden beidseits Rezoom-Multifokallinsen implantiert. Das Alter der Patienten lag zwischen 40 und 88 Jahren (Durchschnitt 69,13 Jahre), darunter 19 Frauen und 5 Männer (**Abb. 6**).



**Abbildung 6:** Altersbreite

Alle Patienten wurden präoperativ über Vorteile und mögliche Nachteile der implantierten Multifokallinse auch gegenüber einer Monofokallinse (insbesondere über die Beeinträchtigung der Kontrastwahrnehmung, erhöhte Blendempfindlichkeit, optische Phänomene wie Lichtkränze und Halos) aufgeklärt.

Es sollten außer der Katarakt keine visuslimitierenden Augenerkrankungen (wie Makulaerkrankungen, Hornhautnarben, Amblyopie usw.) vorliegen. Außerdem wurden höhere Myopien (> 3 Dioptrien) sowie ein Astigmatismus über 1,5 Dioptrien ausgeschlossen, denn frühere Studien haben gezeigt, dass eine Zunahme der unerwünschten optischen Phänomene und reduzierte Kontrastempfindlichkeit bei einem postoperativen Astigmatismus von über 1,5 dpt zu erwarten sind [3, 52].

Bei eindeutigem Wunsch des Patienten wurde eine Rezoom-Multifokallinse an beiden Augen innerhalb von zwei Wochen implantiert. Die Kataraktoperationen wurden von zwei erfahrenen Operateuren mit der beschriebenen Operationstechnik (vgl. Operationstechnik 2.1.2, S. 21) durchgeführt.

Am ersten postoperativen Tag, eine Woche und sechs Wochen nach der Operation wurden Verlaufskontrollen durchgeführt. Drei Monate nach dem Eingriff erfolgte eine eingehende Kontrolluntersuchung mit Berücksichtigung der unkorrigierten und korrigierten Sehschärfe in 35 cm, 1 m und 5 m Entfernung, des Kontrastsehvermögens mittels ETDRS-Tafeln unter mesopischen Bedingungen, der Pupillenweite (Colvard Pupillometer, Oasis Medical) unter photopischen (Tagessehen) und mesopischen (Dämmerungssehen) Verhältnissen (vgl. Anhang 7.3, S. 80) und des Stereosehens (Lang- und Titmus-Test). Ferner wurden Dysphotopsien (Halos, Lichtkränze, Blendung usw.), ausreichende Lesefähigkeit ohne Brille und allgemeine Patientenzufriedenheit erfragt.

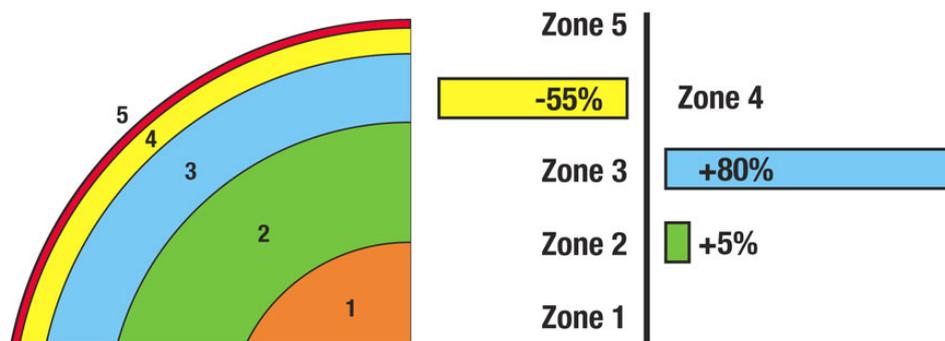
#### *- Untersuchte Intraokularlinse*

Die Rezoom™- MIOL ist eine neue refraktive Multifokallinse der zweiten Generation. Die Vorderseite der Optik umfasst auf einem Durchmesser von 6 mm insgesamt fünf refraktive Zonen mit asphärischen Übergängen (**Abb. 7**). Die Linse hat eine ferndominante zentrale Zone für das Sehen im Fernbereich bei hellem Licht und enger Pupille, z. B. beim Autofahren am Tag. Die zweite breite nahdominante Zone verbessert die Sehleistung im Nahbereich. Eine dritte ferndominante Fernzone soll ein gutes Sehen im Fernbereich besonders bei Dämmerung und Dunkelheit ermöglichen. Darauf folgt eine vierte schmale nahdominante Zone und anschließend eine fünfte schmale Zone, die eine zusätzliche ferndominante Unterstützung für das Sehen bei schlechten Lichtverhältnissen bietet, z. B. bei Nachtfahrten mit maximal erweiterten Pupillen. Asphärische Übergänge in allen Zonen sollen das Sehen im mittleren Entfernungsbereich unterstützen. Mit einer Nahaddition von 3,5 Dioptrien verfügt die Rezoom™- MIOL über die Nahaddition, die die meisten Erwachsenen über fünfzig brauchen. Das Optikmaterial besteht aus hydrophobem Acrylat, die Haptik aus PMMA. Die vom Hersteller berechnete A-Konstante beträgt 118,4. Empirische Daten lagen zum Zeitpunkt der Studie noch nicht vor. Die Linse ist so konzipiert, dass bei einer Pupillengröße von 3 mm der Nahteil etwa 46,1 % und der Fernteil etwa 42,5 % des einfallenden Lichtes fokussieren. Den restlichen Lichtanteil von 11,4 % erhält der mittlere Entfernungsbereich. Das OptiEdge Design der Rezoom™- MIOL vermindert durch eine abgerundete Vorderkante Kantenspiegelungen und verhindert durch ein seitlich abgeschrägtes Kantendesign Reflexionen auf die Retina. Die scharfe hintere Kante der Optik kann als Barriere gegen die Proliferation des Linsenepithels besonders im Bereich der Linsenhinterkapsel wirken und minimiert somit die Nachstarbildung [8,55].



**Abbildung 7:** Rezoom™- Multifokallinse

Bei der Entwicklung der Rezoom- Multifokallinse wurde gegenüber dem Vormodell (Array-Multifokallinse) das Optikdesign zugunsten einer vergrößerten Fernzone für das Sehen im mesopischen Bereich geändert. Abbildung 8 zeigt die Verteilung der einzelnen Zonen der Rezoom™- MIOL im Vergleich zur Array- MIOL.



**Abbildung 8:** Die Zonenverteilung der refraktiven Rezoom- MIOL im Vergleich zur Array-MIOL. Die Zonen 1,3 und 5 sind ferndominant. Die Zonen 2 und 4 sind nahdominant.

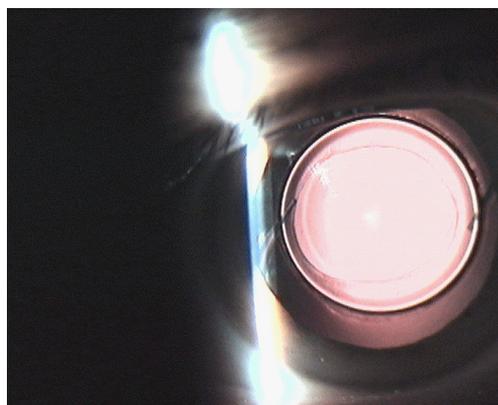
### 2.1.2 Operationstechnik

Die Phakoemulsifikation erfolgte über eine limbale Inzision. Die einzelnen Schritte werden im Folgenden aufgelistet:

- Limbale Hornhautinzision: temporale selbst dichtende nahtlose Hornhauttunnelinzision ohne Eröffnung der Bindehaut.
- Zirkuläre Kapsulorhexis: konzentrische Eröffnung der Vorderkapsel mit einer Kapsulorhexispinzette oder -kanüle unter Zuhilfenahme viskoelastischer Substanz.
- Hydrodissektion: zur Separation von Kapsel und Kortex sowie zur Separation von Nukleus und epinukleärer Linsenschicht zur Erleichterung der Absaugung.
- Bimanuelle Phakoemulsifikation, Bimanuelles Saug-Spül-System zur Entfernung von Rindenresten der Linse.
- Erweiterung des Hornhautschnitts auf 3,2 mm, Kapselsackimplantation nach Faltung der Multifokallinse über Emerald™- Injektor (**Abb. 9**).
- Entfernung des Viskoelastikums
- Wundverschluss ohne Naht, selbst dichtend



**Abbildung 9:** Intraokularlinseninjektor



**Abbildung 10:** Eine implantierte Rezoom-Multifokallinse im Kapselsack, Augenklinik Minden/PD Dr. Hettlich

### 2.1.2.1 Kalkulation der Intraokularlinsenbrechkraft

Zur Berechnung der zur implantierenden Kunstlinse unter Eingabe der gewünschten Zielrefraktion wurde der IOL-Master (Carl Zeiss, Jena) eingesetzt (**Abb. 11**).

Wichtig für eine erfolgreiche Linsenimplantation ist es, präoperativ für einen bestimmten Patienten die optimale Brechkraft der Kunstlinse zu berechnen. Für die Implantation von Multifokallinsen ist die genaue Berechnung von entscheidender Bedeutung. Dazu benötigt man unter anderem die präzise Messung der Achsenlänge des betreffenden Auges. Ursprünglich verwendete man dazu Röntgenstrahlen. 1966 zeigten Weinstein et al., dass es möglich ist, diese Daten mit Ultraschall zu ermitteln. Erst in den letzten Jahren gelang es, ein Gerät auf der Grundlage eines Patents des Wiener Physikers A. F. Fercher zu entwickeln, das die Achsenlänge des Auges mit Laserlicht messen kann (IOL-Master, Carl Zeiss/ Jena) [68]. Der IOL-Master ist ein Gerät zur berührungslosen Vermessung von Augenparametern. Er dient vorwiegend der Berechnung von Intraokularlinsen in der Kataraktchirurgie. Das Messprinzip beruht auf Anwendung der Teilkohärenz-Interferometrie. Da das Auge nicht berührt werden muss, ist auch keine Lokalanästhesie nötig. Die Hornhaut kann nicht verletzt werden und es besteht keine Infektionsgefahr. Durch die berührungslose Vermessung kann das Auge nicht verformt werden. Vom Patienten wird nur erwartet, dass er eine gewisse Fixationsfähigkeit besitzt. Eine geringe Lichtbelastung muss in Kauf genommen werden (Laserklasse 1, Halbleiter-Diodenlaser) [68]. Bei Augen mit speziellen Kataraktformen, z.B. hintere Schalenrübung, ist mit diesem Verfahren teilweise keine Bulbuslängenmessung möglich [47]. Auch bei zentralen Hornhautnarben oder epiretinalen Membranen ist heute noch die akustische Ultraschall-Biometrie vorzuziehen. Während die akustische Biometrie entlang der anatomischen Achse des Auges misst, wird mittels Laserinterferometrie die Länge der optischen Achse bestimmt. Das Fixationsvermögen des Patienten ist hierbei jedoch Voraussetzung. Auch bei ungewöhnlichen Bulbusformen (z.B. Staphylom) kann die Laserinterferenzbiometrie der konventionellen Ultraschall-Biometrie überlegen sein [21]. Trotz aller technischer Fortschritte ist das Risiko einer Fehlkalkulation auch mit der optischen Messmethode bei hochmyopen ( $> 25,0$  mm) oder stark hyperopen ( $< 22,0$  mm) Augen höher als bei normalen Augen [31]. Wenn die Biometrie am liegenden Patienten durchgeführt werden muss, ist nur die Messung mittels Ultraschall möglich. Die Anwendung der Laserinterferenz-Biometrie erfolgt nur am sitzenden Patienten (IOL-Master). Mit Hilfe des IOL-Masters erfolgt in einem Untersuchungsgang neben der Ermittlung der Achsenlänge des Auges auch die Messung der Hornhautradien und der Vorderkammertiefe. Mittels dieser Daten errechnet der integrierte Computer die zu implantierende Intraokularlinse. Die Erfassung der Achsenlänge ist in einem Messbereich zwischen 14 und 39 mm möglich. Bei dieser Technologie hat die Pupillengröße kaum Einfluss auf die Genauigkeit der Achsenlängenmessung [26]. Vergleicht man die optische Kohärenztomographie mit der

Ultraschall-B-Bild-Darstellung, so entspricht die Laserinterferenzbiometrie der Erfassung eines A-Bild-Echogramms. Sie beruht auf dem Prinzip der Teilkohärenz-Interferometrie (partial coherence interferometry). Dabei wird von einer Laserdiode in einer Michelson Interferometer- Anordnung Infrarot-Licht (Wellenlänge = 780 nm) kurzer Kohärenzlänge (ca. 160  $\mu\text{m}$ ) ausgestrahlt und in zwei Teilstrahlen unterschiedlicher optischer Weglänge zerlegt. Beide Teilstrahlen werden an der Hornhaut und an der Netzhaut reflektiert. Interferenz tritt dann auf, wenn die Wegdifferenz zwischen den Teilstrahlen kleiner als die Kohärenzlänge ist. Das vom Photodetektor erfasste Interferenzsignal wird in Abhängigkeit von der messtechnisch sehr präzise bestimmbaren Position des Interferometerspiegels aufgezeichnet. Als Messgröße erhält man die optische Weglänge zwischen Hornhaut und Netzhaut [21].

Kohärent werden wenigstens zwei Wellen oder mehr genannt, wenn eine feste, zeitlich konstante Phasenbeziehung besteht. Das bedeutet, dass die gegenseitige Phasendifferenz während der Beobachtungszeit konstant bleibt. Als Interferenz bezeichnet man die Überlagerung (Superposition) zweier oder mehrerer kohärenter Wellen, die an einem Raumpunkt zusammentreffen [68].

Der Messbereich des Keratometers umfasst 5 bis 10 mm. Eine Vorderkammertiefenmessung ist im Bereich von 1,5 bis 6,5 mm möglich. Die Skalierung für alle drei Messgrößen erfolgt in 0,01 mm- Schritten. Für die Sicherheit bei der Anwendung und Bedienung des Gerätes existiert ein umfangreiches Sicherheitspaket. So ist es z.B. nicht möglich, rechtes und linkes Auge zu verwechseln, da der IOL-Master das jeweilige Auge erkennt und registriert. Außerdem ist nur eine begrenzte Anzahl von Messungen am gleichen Auge eines Patienten möglich. Nach einer definierten Lichtbelastung wird automatisch abgebrochen [68].

Für die Vorausberechnung der postoperativen Brechkraft des pseudopaken Auges existieren verschiedene Biometrie-Formeln. Mit ihrer Hilfe kann man berechnen, welche Brechkraft eine Intraokularlinse haben muss, um im Auge eine bestimmte optische Wirkung zu erzielen. Diese Formeln teilt man ein in theoretische (z. B. Holladay- und Haigis-Formel), denen ein optisches physikalisches Modell zugrunde liegt, und in empirische Formeln (z. B. SRK I- und SRK II-Formel), die auf postoperativen statistischen Analysen beruhen [68]. Die ersten Formeln wurden von Fyodorov 1967 [53] bzw. im deutschsprachigen Raum von Gernet et al. 1970 erarbeitet. In jede Biometrie-Formel gehen mathematische Konstanten ein, die bestimmte Messbedingungen, variable Linsenmaterialien, unterschiedliche geometrische Formen der Linsen oder auch verschiedene Linsenpositionen im Auge berücksichtigen. Diese Konstanten gibt es in Formeln und als Linsenkonstanten. Streng genommen müssen sie für jeden konkreten Einzelfall optimiert werden. Für die Praxis reicht es, optimierte, allgemeingültige Konstanten einzusetzen, die die Vorhersagegenauigkeit der Biometrie-Formeln verbessern [68]. Für jede Intraokularlinse gibt es eine sogenannte "A- Konstante"

[30]. Die Anpassung der Formel an verschiedene IOL-Designs wird über diese Konstante vorgenommen [28]. In der vorliegenden Arbeit wurde die Kalkulationsformel nach Haigis (vgl. Anhang 7.4, S. 81) mit einer Linsenkonstante  $a = 118,4$  für Rezoom-IOL eingesetzt.

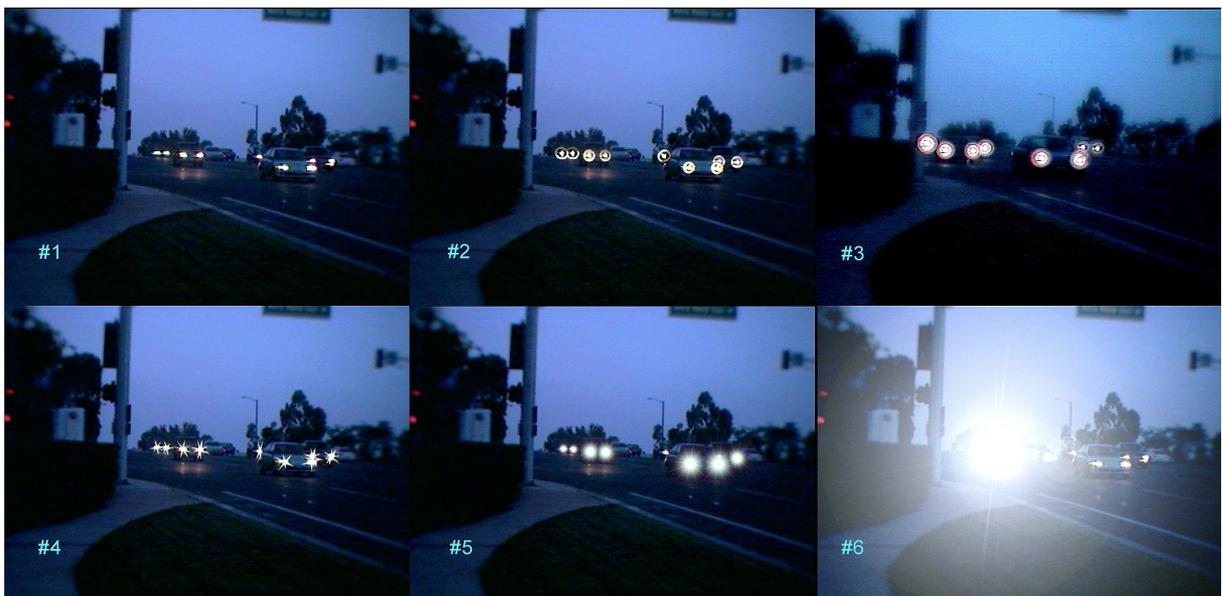


**Abbildung 11:** IOL-Master

### 2.1.3 Klinische Untersuchungen und Untersuchungsmethoden

#### 2.1.3.1 Subjektive Befragung

3 Monate nach der Kataraktoperation wurden alle Patienten nach optischen unerwünschten Phänomenen (Halos, Lichtkränze, Blendung), **Abb. 12**, ausreichender Lesefähigkeit ohne Brille und allgemeiner Patientenzufriedenheit mittels eines standardisierten Fragebogens befragt (vgl. Anhang 7.1, S. 57).

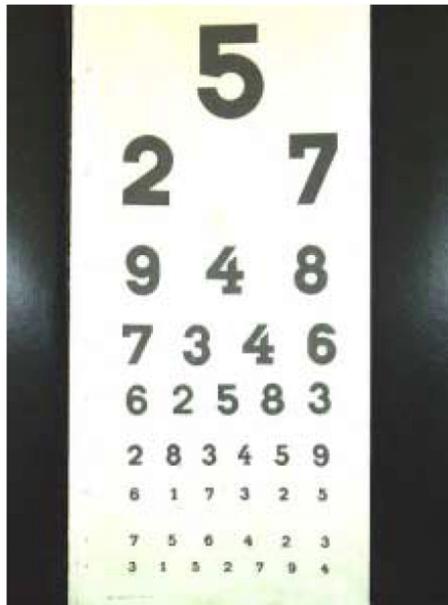


**Abbildung 12:** Optische Phänomene bei Multifokalität besonders nachts. (#1 keine unerwünschten visuellen Phänomene, #2 Halo oder Lichthof, #3 doppelter Lichthof, #4 Strahlenkranz, #5 Strahlenkranz mit Lichthof, #6 starke Blendung)

### 2.1.3.2 Visusbestimmung

Die Sehschärfe wurde präoperativ und bei allen postoperativen Kontrollen neben einer ophthalmologischen Standarduntersuchung (Beurteilung der vorderen Augenabschnitte an der Spaltlampe und der hinteren Augenabschnitte mittels indirekter Funduskopie, Applanationstonometrie) ohne und mit subjektiv bester Korrektur in drei festgelegten Entfernungen (35 cm, 1 m, 5 m) ermittelt.

Zur Bestimmung des Fernvisus wurden Zahlen mittels eines Sehzeichenprojektors (DIN 58220) in einer Entfernung von 5 m projiziert. Zur Untersuchung des Nahvisus in 35 cm Abstand und des Intermediärvisus in 1 m Abstand verwendeten wir die ETDRS-Sehtesttafel, wie in **Abb. 13** dargestellt.



**Abbildung 13:** ETDRS- Sehtesttafel

### 2.1.3.3 Pupillengröße

Um einen möglichen Zusammenhang zwischen der Pupillengröße und den Sehfunktionen festzustellen, wurde die Pupillenweite 3 Monate postoperativ mit dem Colvard-Pupillometer, Oasis Medical, unter photopischen und mesopischen Verhältnissen gemessen (**Abb. 14**).

Der Colvard-Pupillometer ist ein Infrarotsichtgerät in Form einer Pistole mit einer im Okular eingebauten Millimeterskala. Der Patient wird aufgefordert, auf die rote Lampe im Sichtfenster des Gerätes zu schauen. Der Untersucher hat ein deutliches Pupillen- und Irisbild hinter der Millimeterskala und kann den horizontalen Durchmesser der Pupille ablesen. Es wird dabei jedoch die auf die Hornhaut projizierte und nicht die wahre

Pupillengröße betrachtet. Die Messung erfolgte unilateral erst im Hellen, dann im Dunkeln nach einer Adaptationszeit von 10 Minuten. Eine mögliche Erklärung für die intraindividuellen Messschwankungen beim Colvard-Pupillometer könnte die Ab- oder Aufrundung auf der in 0,5 mm-Schritten eingeteilten Messskala sein: Ein Untersucher könnte die Messergebnisse als 5,5 mm interpretieren, während ein anderer sich für 6 mm als Pupillengröße entscheidet [60].

Obwohl das von Colvard entwickelte Gerät im Vergleich zu anderen Infrarot-Pupillometern gut abschneidet, hat es letztendlich drei wichtige Limitationen:

1) Ein dynamisches System (Pupille) wird gegen eine statische Skala gemessen; 2) Es handelt sich um eine subjektive Messung mit intraindividuellen Messschwankungen seitens des Untersuchers; 3) Es wird immer unilateral gemessen. Eine objektive, gleichzeitige, beidseitige Messung kann mit dynamischen, computerisierten, digitalen Infrarot-Pupillometern erfasst werden. Das mittlerweile kommerziell erhältliche Gerät P2000 SA (Procyon) zeigte bisher überzeugende Ergebnisse [64].



**Abbildung 14:** Colvard Pupillometer mit Infrarotschalter

#### *2.1.3.4 Kontrastvisus und Kontrastempfindlichkeit*

Die Untersuchung der Kontrastwahrnehmung gibt Hinweise über die neuronalen visuellen Funktionen einerseits und über die Transparenz der brechenden Medien andererseits.

Im Gegensatz zur Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit wird bei der Untersuchung des Kontrastvisus die Sehschärfe mittels Sehzeichen (Buchstaben, Zahlen) bei unterschiedlichen Kontraststufen ermittelt. Bei dieser Untersuchung werden also keine Sinusgittermuster dargeboten, vielmehr wird auch der Faktor der Formerkennung bewusst in die Untersuchung miteinbezogen [14]. Zu diesen Untersuchungsmethoden gehören unter anderem die Kontrastsehtafeln, ETDRS-Charts (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study) und die Regan-Tafeln (Regan Contrast Acuity Charts) mit verschiedenen Kontraststärken [14].

Die Kontrastempfindlichkeit beschreibt die Fähigkeit des visuellen Systems, Helligkeitsstufen zwischen benachbarten Flächen wahrzunehmen. Es werden bei der Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit Sinusgittermuster unterschiedlicher Dichte und unterschiedliche Kontraste angeboten. Als Beispiel für solche Untersuchungsmethoden gilt das Vision Contrast Test System (VCTS) nach Ginsburg, welches in fünf untereinanderstehenden Reihen Gitterlinienmuster unterschiedlicher Ausrichtung in jeweils 8 definierten Kontraststufen anbietet [14]. Neben diesen Methoden, bei denen Versuchspersonen auf das subjektive Erkennen von Kontraststimuli untersucht werden, gibt es auch noch die Möglichkeit der objektiven Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit: Sie besteht darin, nach Anbieten des Kontraststimulus visuell evozierte Potentiale aus dem visuellen Cortex abzuleiten [14].

Derzeit wird kontrovers diskutiert, ob die klinische Untersuchung der Kontrastwahrnehmung mittels Sinusgittermuster (Kontrastempfindlichkeit) oder Optotypen (Kontrastvisus) durchgeführt werden sollte. Leguire et al. (1989) weisen darauf hin, dass bei der Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit mit Optotypen bei sich änderndem Kontrast auch eine Veränderung der mittleren Helligkeit des Bildes auf der Netzhaut eintritt, was zu falsch positiven oder falsch negativen Ergebnissen bei der Bestimmung der Kontrastschwelle führen kann. Als Argument für den Gebrauch von Optotypen erklärte Holladay (1991), dass deren Verwendung eine realistischere und im täglichen Leben der Versuchspersonen relevantere Testsituation widerspiegelt. Nach Ginsburg (1991) spiele beim Gebrauch von Optotypen ein „Erkennungseffekt“ eine Rolle, weshalb bei niedrigen Kontrasten zu gute Ergebnisse erzielt würden. Sinuswellengitter seien dagegen empfindlicher für geringe Kontrastverluste [14].

Wir verwendeten bei der Untersuchung der binokularen Kontrastsehschärfe mit und ohne Blendung die Low Contrast ETDRS-Charts in 1 m und 4 m Entfernung bei 10 % und 25 % Kontraststufe unter mesopischen Verhältnissen. Dabei wurden Optotypen unterschiedlichen Kontrasts angeboten. Die Zeit der Adaptation an die Raumhelligkeit betrug mindestens 10 Minuten. Die ETDRS-Charts eignen sich auch für niedrige Visuswerte und der Test ist einfach durchzuführen. Außerdem spiegelt die Verwendung der ETDRS-Charts eine im täglichen Leben der Patienten relevante Situation durch den Gebrauch von Optotypen und nicht von Sinusgittermustern wieder. Die ETDRS-Lesetafel wurde ursprünglich für die Early Treatment Diabetic Retinopathy Study entwickelt.

Fehlerquellen, die die Bestimmung der Kontrastsehschärfe mit den ETDRS-Charts beeinflussen können, sind Störlicht durch zu helle Raumbeleuchtung, zu kurze Adaptationszeit, kein vollständiger Ausgleich von Refraktionsfehlern und mangelnde Konzentration des Untersuchten.

### 2.1.3.5 Stereopsis-Tests

Zur Quantifizierung des Stereosehens wurden zwei Tests (Titmus- und Lang-Test) im Rahmen der eingehenden Kontrolluntersuchung 3 Monate postoperativ verwendet. Die Stereopsis wird in Bogensekunden gemessen ( $1^\circ = 60$  Bogenminuten; 1 Minute = 60 Bogensekunden).

1) **Titmus-Test:** Der Test besteht aus einem dreidimensionalen Polarisations-Vektograph aus zwei Platten in der Form eines Buches, das durch eine Polarisations-Brille betrachtet wird. Auf der rechten Seite befindet sich eine große Fliege und links eine Serie von Kreisen und Tieren. Der Test wird mit einem Abstand von 40 cm durchgeführt [37] (**Abb.15**). Mit reflektierendem Material unterlegte Stereobilder aus polarisierenden Folien sind bei vorhandenem Stereosehen zu erkennen, wenn sie durch eine Polarisationsbrille betrachtet werden. Die Testfiguren umfassen Bilddisparationen von 40 - 800 Bogensekunden, damit ist eine quantitative Beurteilung des Stereosehens möglich [13].



**Abbildung 15:** Titmus-Test

2) **Lang-Test:** Dieser Test benötigt keine Spezialbrille. Die Objekte werden alternierend von jedem Auge durch in die Testkarte eingebaute zylindrische Linsenelemente gesehen. Die Verschiebung der Punkte auf der Testkarte schafft die Disparität und der Patient wird gebeten, auf einfache Formen auf der Karte, wie z. B. einen Stern, zu zeigen [37].

Die Testkarte wird ruhig in 40 cm Abstand parallel zur Stirn gehalten: die drei Figuren müssen richtig benannt werden. Nur bei uneingeschränktem Stereosehen werden die drei Figuren erkannt [13].

### 2.1.4 Statistik

- Deskriptive Statistik

Von allen Originalvariablen wurden folgende Lage- und Streuungsparameter berechnet: Arithmetischer Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum, Maximum, 25. + 50. und 75. Perzentile. Die statistische Auswertung unserer Daten ist mit dem Statistikprogramm SPSS 12.0 erfolgt.

#### *- Kolmogorov- Smirnov-Test und Wilcoxon-Test*

Der Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft, ob die Messungen normalverteilt sind. Eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung besteht bei  $p < 0,05$ ; in diesem Falle sind für die betreffenden Variablen nicht parametrische Tests zu benutzen.

Bei Analyse der Ergebnisse zeigt sich, dass die Verteilungen z. T. median und teilweise paramedian (also nicht normalverteilt) sind. Da es nicht sinnvoll ist, innerhalb einer Messreihe verschiedene statistische Tests anzuwenden, wird für die Vergleiche aller Mittelwerte ein nicht-paramedianer Test herangezogen.

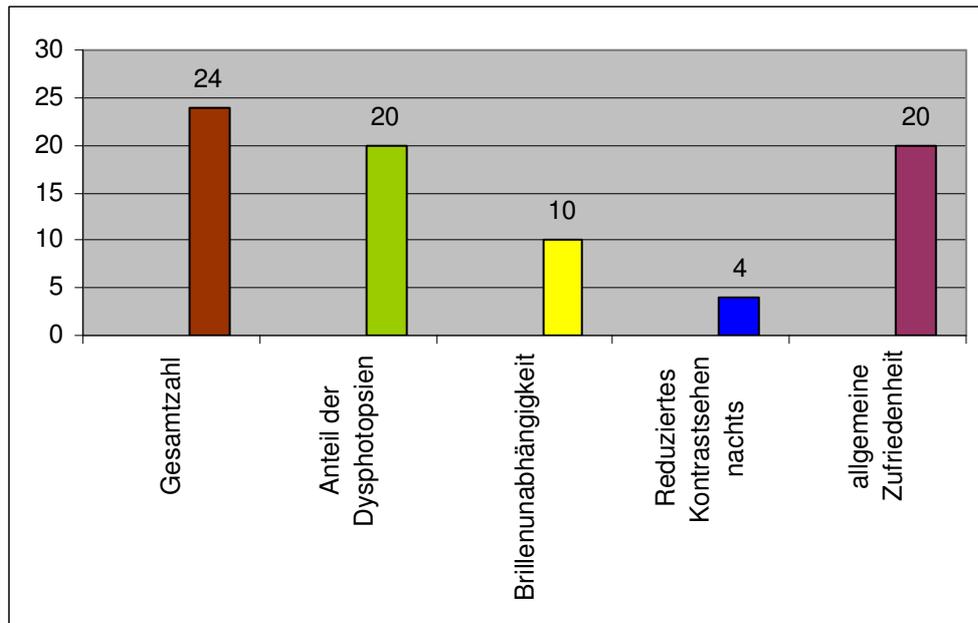
Bei wiederholter Messung von Werten (z. B. vor und nach Therapie) liegen abhängige Stichproben vor. In den Messreihen bestehen somit überwiegend abhängige, nicht normal verteilte Stichproben, so dass der **Wilcoxon-Test** (vgl. Anhang 7.2.4, S. 78) verwendet werden sollte und wurde.

## **2.2 Ergebnisse**

Die klinischen Befunde zeigten bei allen 48 Augen einen normalen postoperativen Verlauf ohne Komplikationen. Die Nachbehandlung erfolgte wie nach Kataraktoperationen mit steroidalenden Augentropfen. Eine Dezentrierung bzw. Verkippung der implantierten Multifokallinsen oder eine Nachstarbildung im Bereich der optischen Zone wurde nicht festgestellt.

### 2.2.1 Subjektive Befragung

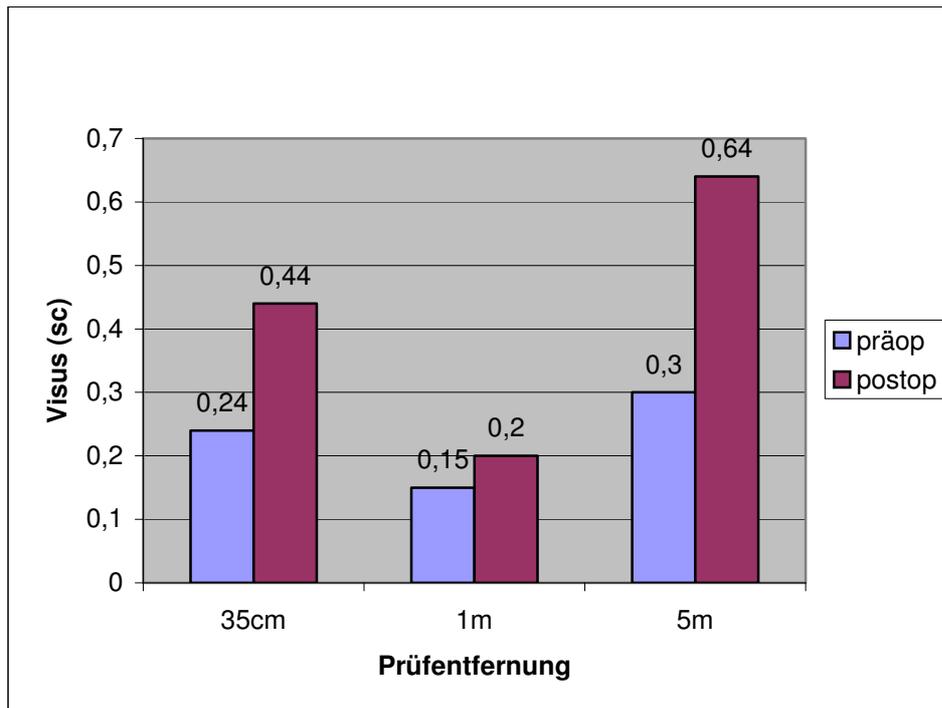
Die Ergebnisse der subjektiven Befragung zeigen eine allgemeine Zufriedenheit von 83 % der Patienten. 10 von 24 Patienten konnten ganz auf jegliche Brillenkorrektur verzichten. Dysphotopsien ( wie Halos, Lichtkränze, Strahlenkranz mit Lichthof oder Blendung) wurden von den meisten Patienten (20 von 24 Patienten) wahrgenommen aber nur von zwei Patienten als störend empfunden. Diese machten sich besonders nachts beim Autofahren bemerkbar. **Abb. 16** zeigt die Ergebnisse der subjektiven Befragung 3 Monate nach beidseitiger Implantation einer Rezoom-Multifokallinse.



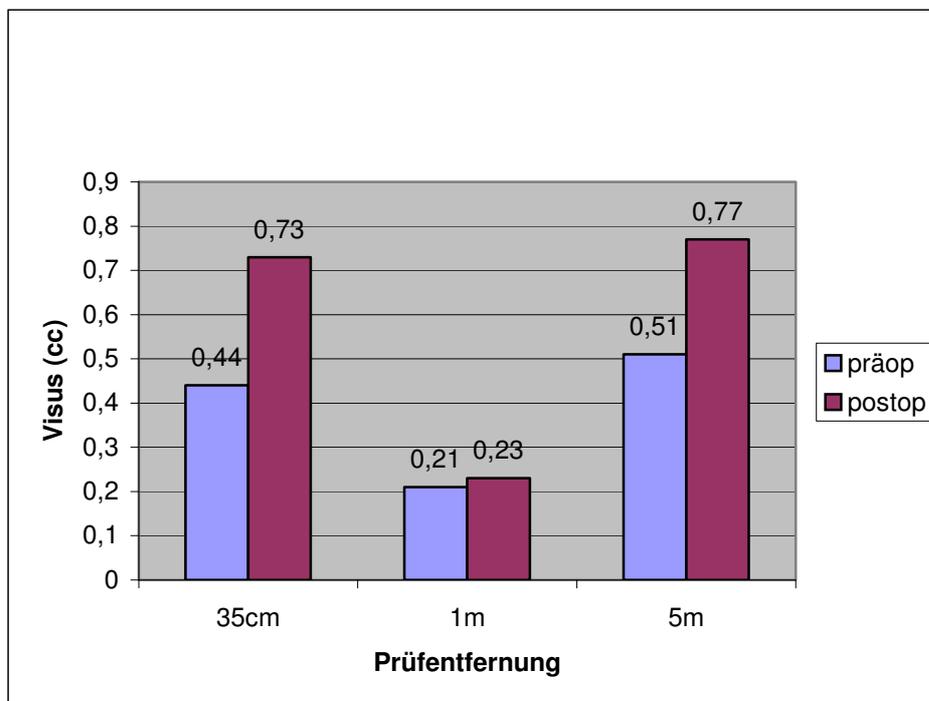
**Abbildung 16:** Ergebnisse der subjektiven Befragung

### 2.2.2 Visus und Refraktion

Wie in den **Abbildungen 17a, b** graphisch ersichtlich stieg der unkorrigierte Nahvisus von 0,24 ( $\pm 0,19$ ) präoperativ auf 0,44 ( $\pm 0,14$ ) im Mittel postoperativ und der unkorrigierte Fernvisus von 0,30 ( $\pm 0,15$ ) auf 0,64 ( $\pm 0,15$ ). Auch die korrigierte Sehschärfe für Nähe und Ferne zeigte wegen des Wegfalls der Linsentrübung einen vergleichbaren Anstieg. Der korrigierte Nahvisus (Fernkorrektur + Nahaddition) betrug präoperativ 0,44 ( $\pm 0,19$ ) und postoperativ 0,73 ( $\pm 0,25$ ) im Mittel. Dagegen war der korrigierte Fernvisus präoperativ 0,51 ( $\pm 0,14$ ) und 0,77 ( $\pm 0,17$ ) postoperativ. Die Visuswerte mit Korrektur sind höher als die sc-Werte durch Ausgleich der bestehenden Restrefraktionsfehler (Myopie, Hyperopie, Astigmatismus) (vgl. Anhang 7.3, S. 81) mit Brillengläsern und Anpassung der Korrektur an die jeweilige Messentfernung (35 cm, 1 m, 5 m). Im Intermediärbereich war die Visusverbesserung gegenüber den präoperativen Werten weniger ausgeprägt: unkorrigiert von 0,15 ( $\pm 0,09$ ) auf 0,20 ( $\pm 0,10$ ) und fernkorrigiert von 0,21 ( $\pm 0,11$ ) auf 0,23 ( $\pm 0,11$ ) im Mittel. Bei allen Vergleichen der unkorrigierten Sehschärfe prä- und postoperativ lassen sich signifikante Unterschiede nachweisen. Dabei erreichten die Messungen mit einer Entfernung von 35 cm und 5 m das höchste Signifikanzniveau (Signifikanz  $p < 0,001$ ), während bei Verbesserungen des Visus postoperativ im 1 m-Bereich eine Signifikanz von  $p = 0,01$  ermittelt wurde.



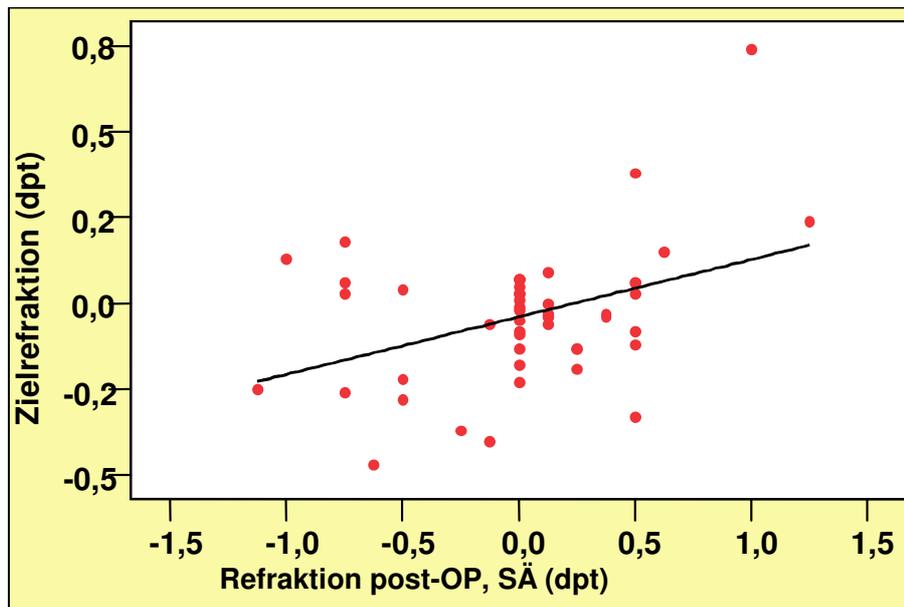
**Abbildung 17a:** Unkorrigierter Visus in verschiedenen Prüfentfernungen prä- und postoperativ (n = 48)



**Abbildung 17b:** Fernkorrigierter Visus prä- und postoperativ (n = 48), bei 35cm mit Nahzusatz

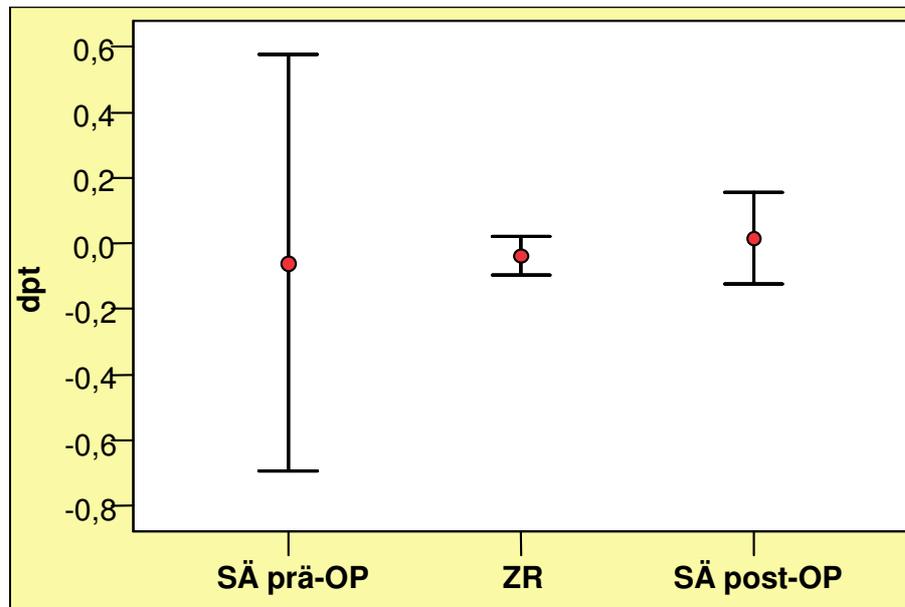
Das sphärische Äquivalent lag präoperativ bei  $-0,05 (\pm 2,19)$  dpt. und postoperativ nach drei Monaten bei  $0,01 (\pm 0,48)$  dpt. Die nach der Biometrie berechnete Zielrefraktion betrug  $-0,03 (\pm 0,20)$  dpt. im Mittel. Demnach konnte die angestrebte Zielrefraktion von  $0,00$  dpt weitgehend erreicht werden (**Abb. 18a, b**).

Da die verwendete Intraokularlinse in  $0,25$  dpt.-Schritten erhältlich ist, wählten wir die Dioptrien-Stärke, welche am nächsten an einem postoperativen sphärischen Äquivalent von  $\pm 0,0$  dpt. lag (=Emmetropielinse). Die Daten belegen, dass bei der Vorausberechnung der implantierten MIOL eine hohe Genauigkeit erreicht werden konnte.



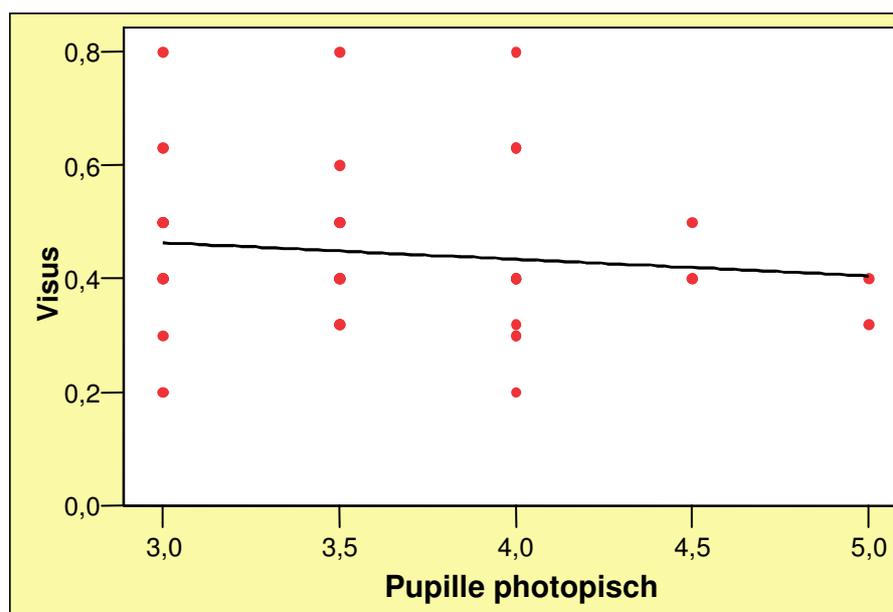
**Abbildung 18a:** Korrelation zwischen Zielrefraktion und postoperativer Refraktion (sphärisches Äquivalent)

Es besteht eine signifikante Korrelation zwischen dem sphärischen Äquivalent und der Zielrefraktion (Korrelationskoeffizient  $r = 0,4$ ; Signifikanz  $p = 0,005$ ) (vgl. Anhang 7.3, S. 80).



**Abbildung 18b:** Sphärisches Äquivalent prä- und postoperativ sowie Zielrefraktion mit Standardfehler. Aufgetragen ist der doppelte Standardfehler = 95 %ige Wahrscheinlichkeit, dass der Mittelwert der Grundgesamtheit in dem Bereich liegt (vgl. Anhang 7.3, S. 80).

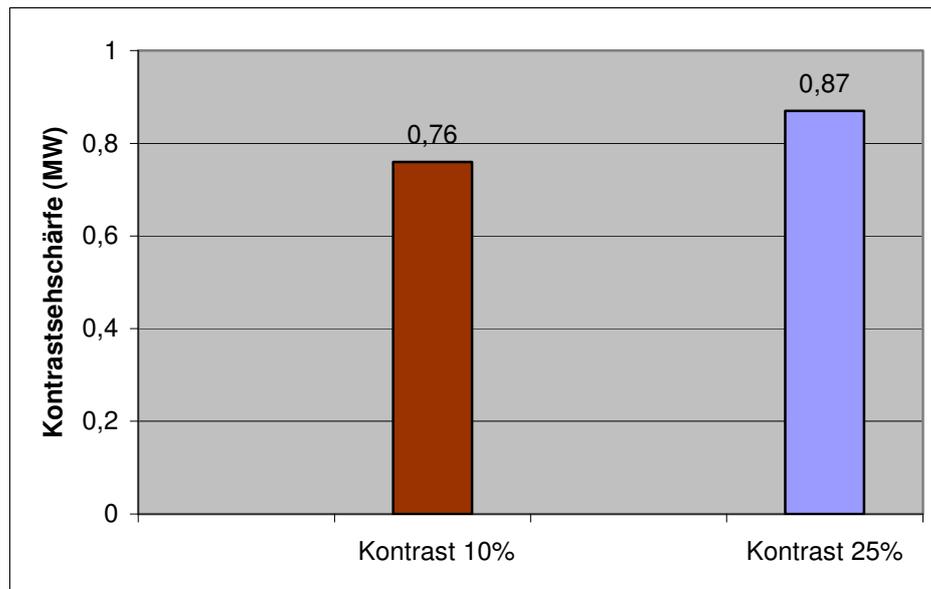
Bei der Beurteilung der Visusabhängigkeit von der Pupillenweite im Nah-, Intermediär- und Fernbereich konnte insbesondere zum unkorrigierten Fernvisus keine statistisch signifikante Korrelation festgestellt werden. Beim Nahvisus zeigte sich, wie in **Abb. 19** ersichtlich, allenfalls ein diskreter Trend mit Visusabnahme bei zunehmender Pupillenweite, ohne dass eine Signifikanz bei weiter Streuung nachweisbar ist.



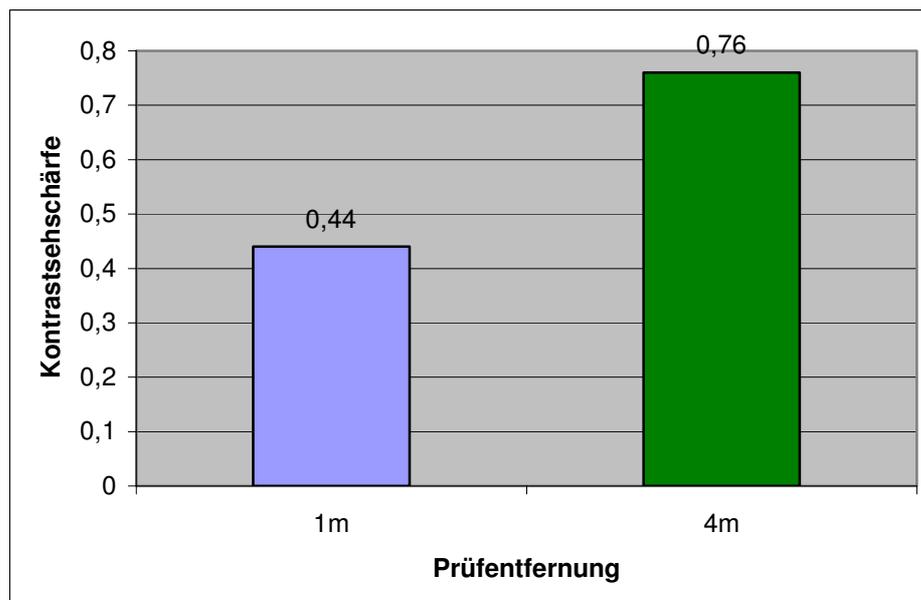
**Abbildung 19:** Korrelation des Visus postoperativ sc (Abstand 35 cm) und Pupilleweite (mm) photopisch

### 2.2.3 Kontrastsehschärfe

Die Untersuchung der binokularen Kontrastsehschärfe mit Blendung unter mesopischen Bedingungen mit den Low Contrast ETDRS-Charts ergab einen Mittelwert von 0,75 ( $\pm 0,20$ ) bei 10 % Kontraststufe und 0,91 ( $\pm 0,26$ ) bei 25 % Kontraststufe. Ohne Blendung fand sich ein Mittelwert von 0,76 ( $\pm 0,20$ ) bei 10 % Kontrast und 0,87 ( $\pm 0,27$ ) bei 25 % Kontrast im Fernbereich. Im Intermediärbereich(1 m) betrug die binokulare Kontrast-Sehschärfe ohne Blendung 0,44 ( $\pm 0,08$ ) bei 10 % Kontrast und 0,45 ( $\pm 0,07$ ) bei 25 % Kontrast (**Abb. 20a, b**).



**Abbildung 20a:** Vergleich der Kontrastsehschärfe (Mittelwert) binokular sc ohne Blendung in 4m Prüffentfernung.



**Abbildung 20b:** Kontrastsehschärfe binokular sc (Mittelwert) unter mesopischen Bedingungen, Kontraststufe 10%, ohne Blendung.

#### 2.2.4 Stereopsis

Das Stereosehen war bei den meisten Patienten vorhanden. 18 Patienten erkannten den Lang-Test und 19 Patienten im Titmus-Test 100 Bogensekunden (vgl. Anhang 7.3, S. 80) oder besser. Wesentliche Unterschiede zum präoperativen Ergebnis ergaben sich nicht.

### **3. Diskussion unter Berücksichtigung der eigenen Ergebnisse und der Vergleich mit früheren Ergebnissen**

Aufgrund der zunehmend älter werdenden Bevölkerung und gestiegener Ansprüche an Komfort und Ästhetik kommt der Presbyopiebehandlung zunehmende Bedeutung zu.

Die Wiederherstellung einer brauchbaren Akkommodation ohne Brillenkorrektur würde für einen presbyopen Menschen eine deutliche Verbesserung der Lebensqualität bedeuten. Hierzu existieren bereits verschiedene technische Lösungsansätze mit sehr unterschiedlichen Vor- und Nachteilen. Die Akzeptanz ist aber bei allen Methoden individuell unterschiedlich [48].

Die einfachste Methode der Presbyopiekorrektur ist die Anpassung einer monofokalen Lesebrille. Bei gleichzeitigem Vorliegen einer Fehlsichtigkeit für die Ferne können Bifokalbrillen oder Gleitsichtbrillen angepasst werden [63].

Die Korrektur der Presbyopie mit Kontaktlinsen kann durch monofokale, bifokale oder multifokale Kontaktlinsen erfolgen. Wenn keine erhöhten Anforderungen an das Stereosehen bestehen, kann auf die Monovisionstechnik zurückgegriffen werden. Dabei wird die Korrektur so angepasst, dass das Führungsauge für die Fernkorrektur und das nicht dominante Auge für die Lesedistanz genutzt werden kann.

Probleme mit der Handhabung oder mit der Kontaktlinsenpflege sind bei älteren Patienten außerdem zu berücksichtigen.

Sollte aufgrund einer Kataraktentwicklung eine Kataraktoperation mit Intraokularlinsen-Implantation notwendig werden, kann man versuchen, eine Pseudoakkommodation postoperativ zu induzieren bzw. zu verstärken. Dazu bestehen verschiedene Möglichkeiten mit Implantation von monofokalen, bifokalen bzw. multifokalen IOL [63].

Die monofokale IOL kann bei der angestrebten Pseudoakkommodation nach dem erwähnten Prinzip der Monovision implantiert werden: das bedeutet, ein Auge erhält die Korrektur für den Nahvisus und das andere Auge wird fernkorrigiert. Eine verminderte Kontrastempfindlichkeit und möglicherweise ein reduziertes Stereosehen sind damit verbunden.

Das Wirkprinzip einer multifokalen IOL mit einem weitgehend brillenunabhängigen Sehen durch eine vergrößerte Schärfentiefe konnte in klinischen Studien mehrfach belegt werden. Dennoch ist der Stellenwert der multifokalen IOL in der Katarakt- und Implantationschirurgie auffallend gering geblieben [34]. Die wichtigsten Gründe hierfür sind unzureichende Bifokalität, störende optische Phänomene (z.B. Halos, Lichtkränze), erhöhte Blendungsempfindlichkeit sowie ein vermindertes Kontrastsehen gegenüber monofokalen IOL. Außerdem benötigt ein gewisser Patientenanteil nach einer IOL-Implantation trotzdem eine zusätzliche Nahkorrektur, da die Multifokallinsen meistens ferndominant konzipiert sind

[63]. Diese limitierenden Eigenschaften betreffen sowohl diffraktive als auch refraktive Multifokallinsen.

Ein alternatives Konzept multifokaler IOL mit dem Ziel einer besseren Kontrastempfindlichkeit und Bifokalität gegenüber der herkömmlichen Multifokallinsenimplantation ist die asymmetrische, bilaterale multifokale IOL-Implantation. Das Prinzip des Ansatzes beruht auf der bilateralen Implantation zweier multifokaler IOL-Typen mit unterschiedlicher Lichtaufteilung für den Fern- und Nahfokus. Eine ferndominante multifokale IOL wird in ein Auge und eine nahdominante multifokale IOL in das Begleitaug implantiert. Eine Implantation solcher ungleicher Optiken hat keine Beeinträchtigung der Binokularfunktionen zur Folge [16,34].

Die Implantation von Intraokularlinsen beschränkt sich nicht nur auf die Kataraktchirurgie. Eine zunehmend genutzte Option ist die Korrektur von höheren Refraktionsfehlern durch IOL-Implantation als sogenannter refraktiver Eingriff. Die Implantation multifokaler Intraokularlinsen zur Korrektur hoher Ametropien und zusätzlicher Presbyopie bietet sowohl bei Patienten mit Katarakt als auch bei Patienten mit klarer Linse eine sinnvolle Option für das Sehen weitgehend ohne Brille in allen Entfernungen.

Seit einiger Zeit wird refraktive Hornhautchirurgie durch die Anwendung von Lasertechniken betrieben [63]. Hierzu gehört eine Anzahl von Verfahren, welche die Refraktion des Auges durch eine Veränderung der Hornhaut mittels Excimerlasers beeinflussen. Die Behandlung von Fehlsichtigkeiten, wie der Myopie, Hyperopie und des Astigmatismus mit dem Excimerlaser (der Excimerlaser arbeitet im Ultraviolettbereich mit einer Wellenlänge von 193 nm), gilt als etabliertes Verfahren und nimmt einen festen Raum im klinischen Alltag ein. In wie weit dieses Verfahren zur Therapie der Presbyopie geeignet ist, wird zur Zeit untersucht. Hierbei liegt das Hauptziel nicht darin, die Akkommodationsfähigkeit wiederherzustellen, sondern Menschen über 45 Jahren zu ermöglichen, dass sie zumeist ohne Lesehilfe auskommen [9]. Für die Behandlung der Altersweitsichtigkeit werden gegenwärtig verschiedene Therapieoptionen mit dem Excimerlaser entwickelt. Neben der Schaffung einer Monovision stellt die Formung einer multifokalen Hornhaut einen weiteren Behandlungsansatz dar. Dieses Verfahren wird auch als PresbyLASIK (Presby = Presbyopie, Lasik = Laser-in-situ-Keratomileusis) bezeichnet [9]. Dabei werden beide Augen behandelt, um einen optimalen Effekt zu erzielen. Im Gegensatz zur Therapie mit multifokalen Intraokular- und Kontaktlinsen können hier die verschiedenen Refraktionszonen exakt auf die Sehachse zentriert werden. Bei der Presbylasik können verschiedene Ansätze unterschieden werden. Neben bi- und multifokalen Ablationsmustern sind auch die Lokalisationen der einzelnen Zonen variabel mit einem stufenförmigen oder progressiven Übergang [9]. Neben den viel versprechenden ersten Ergebnissen bleiben verschiedene Fragen offen. So fehlen insbesondere Ergebnisse größerer Patientengruppen sowie

Langzeitergebnisse. Die bisherigen Studien schlossen meist hyperope Patienten ein, so dass der Effekt bei normalsichtigen oder kurzsichtigen Patienten noch unzureichend untersucht ist. Daneben muss die Sicherheit des Verfahrens weiterentwickelt werden sowie die Reduktion möglicher Nachteile (reduziertes Kontrastsehen, optische Phänomene wie Halos, Blendeempfindlichkeit) angestrebt werden [9]. Zu den postoperativen Komplikationen gehören unter anderem Hornhautepitheldefekte, entzündliche Hornhautreaktionen oder Destabilisierung der Hornhaut.

Auf einem noch experimentelleren Niveau befindet sich die injizierbare künstliche Linse zur Wiederherstellung einer Akkommodationsfähigkeit. Hierbei konnte bei Primaten eine echte Akkommodation erreicht werden, da die Linsenkapsel und der Zonulaapparat erhalten bleiben und möglicherweise in den Akkommodationsprozess wieder einbezogen werden können [11].

Trotz aller Weiterentwicklungen in der Ophthalmologie gibt es zurzeit noch kein chirurgisches Verfahren, welches die Presbyopie effektiv und sicher behandeln kann [9]. Die Implantation von Multifokallinsen ist daher bisher die interessanteste Alternative.

Bei der hier untersuchten Multifokallinse wurde ein neues Lichtverteilungsprinzip mit erweiterten ferndominanten Zonen realisiert. Hierdurch sollten die funktionellen Eigenschaften verbessert und optische Nebenwirkungen reduziert werden [29].

### *3.1 Fern-, Intermediär- und Nahvisus*

Die postoperativen Ergebnisse für den Nah- und Fernbereich zeigen deutliche Visusverbesserungen gegenüber dem präoperativen Befund. Dieses ist auf die Kataraktextraktion zurückzuführen. Allerdings bleiben die gefundenen Visusergebnisse im Intermediärbereich (Entfernung 1m) begrenzt, was in erster Linie mit dem Bauprinzip der implantierten Linse zu erklären ist. Bezüglich des Fernvisus wurden ähnliche Ergebnisse von Limberger et al. 2006 beschrieben. Dagegen lag unser ermittelter Nahvisus ( $0,44 \pm 0,14$ ) 3 Monate postoperativ unter dem entsprechenden Durchschnittswert von ( $0,67 \pm 0,17$ ), der 6 Monate postoperativ in der Arbeit von Limberger et al. ermittelt wurde. Dies kann auf einen über Monate dauernden Lernprozess auf zerebraler Ebene hindeuten. Wiemer et al. kamen bei ihrer Arbeit ebenfalls zu dieser Schlussfolgerung.

Liekfeld et al. 1998 [43] und Schmidinger et al. 2005 [58] stellten einen besseren Nahvisus bei den diffraktiven Linsen im Vergleich zum refraktiven Modell fest. Eine Erklärung dafür kann die geringe Lichtintensität im Nahfokus der refraktiven Multifokallinsen sein. Weiterhin kann die Naheinstellungsmiosis bei refraktiven MIOL Nahzonen ausblenden. Kohnen et al. (1997) fanden beim Vergleich der Visusangaben im unkorrigierten Fernbereich nach Monofokal- und Multifokallinsenimplantation keinen Unterschied zwischen beiden Gruppen [38,12]. Dagegen ergaben die statistischen Untersuchungen für den fernkorrigierten

Nahvisus eine signifikante Überlegenheit der Multifokallinsen gegenüber den Monofokallinsen [38]. Auch Eisenmann et al. 1994 berichteten von einem vergleichbaren Resultat [15], was durch die vorhandenen Nahzonen bei den Multifokallinsen zu erklären ist.

### *3.2 Visusabhängigkeit von der Pupillenweite*

Neben der Regulierung der Lichtmenge bedingt die Verengung der Pupille eine Verbesserung der Abbildungsschärfe. Die Pupillenweite ist vor allem abhängig von Beleuchtungsbedingungen und dem Alter [34].

Nach den vorliegenden Daten besteht für das untersuchte Linsenmodell keine statistisch signifikante Abhängigkeit zwischen Pupillenweite und Sehschärfe. Dies gilt insbesondere für den Fernvisus, was auf das Lichtverteilungsprinzip mit erweiterten ferndominanten Zonen zurückzuführen ist. Die Mehrheit unserer Patienten hatte beidseits Pupillenweiten von 3 bis 4 mm. Der Mittelwert der Pupillengröße lag bei 3,6 mm unter photopischen Bedingungen und bei 4,2 mm unter mesopischen Bedingungen. Bei der Betrachtung der ungleichen Gewichtung von Fern- und Nahfokus der ferndominanten Rezoom™-Multifokallinse fällt auf, dass bei normalen Lichtverhältnissen und einem Pupillendurchmesser von 3 mm ca. 42,5 % der Lichtenergie auf den Fernfokus, 46,1 % auf den Nahfokus und die übrige Lichtenergie (11,4 %) auf intermediäre Brennpunkte entfallen. Dagegen werden bei wenig Licht und einer Pupillengröße von 4 mm ca. 52 % des Lichtes auf die ferndominanten Zonen, 35,4 % auf die nahdominanten Zonen und 12,6 % auf die mitteldominanten Zonen verteilt. Aus diesem Lichtverteilungsprinzip wird ersichtlich, dass die refraktiven Zonen der Rezoom™-Multifokallinse so proportioniert sind, dass eine ausreichende Sehschärfe in verschiedenen Entfernungen zumindest bei einer mittleren Pupillengröße erreicht werden kann. Mester et al. 2004 fanden bei der klinischen Prüfung der Array SA 40-MIOL und einer diffraktiven Linse (Acri.Twin) heraus, dass bei zunehmender Pupillenweite der Nahvisus ansteigt [45]. Bei unseren Patienten scheint der Nahvisus mit zunehmender Pupillenweite leicht abzunehmen, ohne dass eine Signifikanz nachweisbar ist. Dieses kann jedoch alleine mit der abnehmenden Tiefenschärfe erklärt werden. Hayashi et al. (2001) stellten bei ihrer Studie mit der Array-Multifokallinse (PA 154 N; Allergan) fest, dass eine enge Pupille mit einem schlechten Nahvisus assoziiert ist. Dagegen bestand keine Beeinflussung des Fern- oder Intermediärvisus durch die Pupillenweite [23]. Neue Ergebnisse der Restor-Multifokallinse deuten auf eine Visusabhängigkeit von der Pupillenweite. Mit zunehmender Pupillenweite kommt es hier zum Anstieg des Fernvisus auf Kosten des Nahvisus [5].

### *3.3 Kontrastvisus*

Bei den üblichen augenärztlichen Funktionsprüfungen des Sehvermögens, wie Fern- und Nahvisus oder auch die Gesichtsfeldprüfung, werden die Testobjekte unter hellen

Beleuchtungsstärken und hohen Kontrastverhältnissen dargeboten. Im alltäglichen Leben und besonders im Straßenverkehr treten jedoch häufig Situationen mit herabgesetzten Kontrast- und Beleuchtungsverhältnissen auf (Nachtfahrten, Nebel, Regen). In solchen Situationen ist eine andere Qualität des Sehens gefordert, das mesopische Sehen. Ein reduziertes Kontrastsehvermögen ist bei Patienten mit implantierten Kunststofflinsen häufig beschrieben worden [4]. Das mesopische Sehvermögen wird mit zunehmendem Alter geringer [27]. Die Gründe für die herabgesetzten Sehfunktionen sahen Lachenmayr und Patera in der künstlichen Linse selbst. An der implantierten Linse kommt es durch Reflexe an den Grenzflächen und Bügeln, durch mikroskopische Defekte der Linsenoberfläche oder durch zelluläre Beschläge auf der Linse als auch an der hinteren Kapsel und an evtl. Nachstarbildungen zu einer unvermeidlichen Streulichtentwicklung. Das Streulicht überlagert sich mit dem Netzhautbild und reduziert dessen Kontrast [4].

Der von uns mit den ETDRS-Charts ermittelte Kontrastvisus unter mesopischen Verhältnissen ist bei binokularer Testung sowohl im Fern- als auch im Intermediärbereich mit anderen refraktiven Multifokallinsen vergleichbar. Dick et al. kamen zu vergleichbaren Kontrastvisuswerten mit der Array-Multifokallinse, bei 25 % Kontrast im Fernbereich [14]. Liekfeld et al. (1998) fanden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich Kontrast-Sehschärfe zwischen diffraktiven und refraktiven Multifokallinsen [43]. In einer Studie von Eisenmann et al. zeigte eine monofokale Intraokularlinse für niedrige Kontraste (Regan 11 %) signifikant bessere Ergebnisse als die getestete diffraktive Multifokallinse. Für höhere Kontraste bestand kein Unterschied [15, 17, 25, 54]. Es sei aber erwähnt, dass sich nach Multifokallinsenimplantation die Kontrastempfindlichkeit im Verlaufe von Monaten und Jahren verbessert [27, 46], was auf einen Lernprozess auf zerebraler Ebene hindeutet.

Ein Unterschied zwischen Vorder- und Hinterkammerlinsen bezüglich der Dämmerungssehschärfe könnte ebenfalls festgestellt werden. Dabei zeigten die Hinterkammerimplantate wie die getestete MIOL eine durchschnittlich bessere Dämmerungssehschärfe und ein deutlich besseres Kontrastverhalten unter mesopischen Bedingungen [67].

### *3.4 Subjektive Erfassung postoperativer Dysphotopsien*

Bei Patienten nach MIOL-Implantation werden vermehrt subjektive Beschwerden angegeben. Hierbei sind neben Blendungs- und Kontrastsehstörungen insbesondere die Wahrnehmung von Halos und Strahlenkränzen zu nennen. Diese Dysphotopsien wurden auch von unseren Patienten beschrieben. Sie wurden aber nur in geringem Maße als störend empfunden. Das Auftreten von Halos ist in der Regel eine Folge von Lichtstreuungsphänomenen aufgrund veränderter Transparenz von optischen Medien im Auge. Diese treten beispielsweise bei Kataraktpatienten oder nach Excimer-

Laserbehandlungen auf. Bei Multifokallinsen entstehen solche Wahrnehmungen durch Überlagerung von fokussierten und nicht fokussierten Netzhautbildern [50].

Diese unerwünschten optischen Phänomene werden sowohl von Monofokal- als auch von Multifokallinsenträgern angegeben. Sie hängen von verschiedenen Faktoren ab, wie z. B. vom Patientenalter, von Hornhauttopographie, Astigmatismus, IOL-Design und Pupillenweite. Teilweise führten solche Beschwerden sogar zur Explantation der Intraokularlinse [3, 18].

In Langzeitbeobachtungen zeigte sich eine Abnahme dieser visuellen Sensationen nach mehr als sechs Monaten [14], was auf zentralnervöse Adaptationsprozesse schließen lässt. Das Vorschalten von Minusgläsern (-1,0 Dioptrien) zur Erzeugung einer Naheinstellungssituation mit verbundener Pupillenverengung (Miosis) bei jüngeren Patienten mit refraktiven Multifokallinsen oder die Applikation von Miotika (Pilocarpin 0,5 %) wurden zur Reduktion der Dysphotopsien erprobt [33, 51].

Dick et al. fanden in einer Studie, dass die Halos bei Patienten mit einer diffraktiven Intraokularlinse statistisch signifikant größer als die bei Patienten mit monofokaler oder refraktiver Multifokallinse sind. Als eine mögliche Erklärung für diesen Umstand kann das unterschiedliche optische Prinzip gelten [14]. Außerdem erzeugt die glatte vordere Optikoberfläche der refraktiven Linsen mit stufenlosen Übergängen weniger Streulicht als die diffraktive Intraokularlinse mit einer Vielzahl an konzentrischen Stufen. Im Vergleich zu Monofokallinsen fanden Häring et al. (2001), dass Patienten nach Multifokallinsenimplantation häufiger über Lichtsensationen berichteten [24, 35].

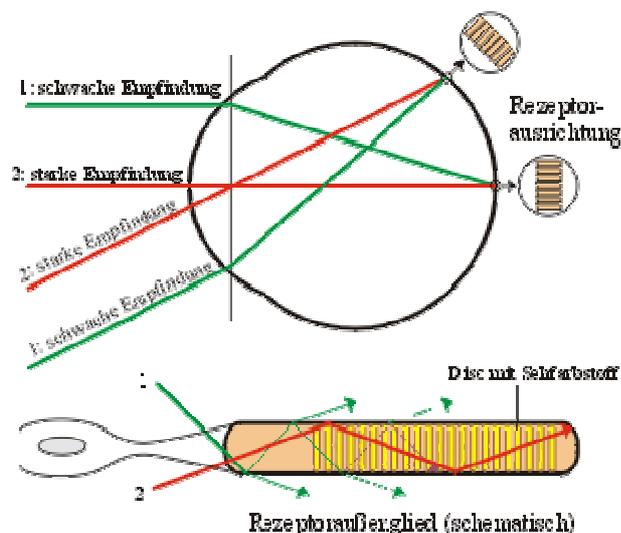
### *3.5 Postoperative Brillenunabhängigkeit beim Lesen*

Unsere subjektive Befragung drei Monate nach der binokularen Implantation der Rezoom-Multifokallinse ergab eine Brillenunabhängigkeit beim Lesen von etwa 41 %. Ein ähnliches Ergebnis wurde für die Array-Multifokallinse von Schmidt et al. 1994 festgestellt [59]. Dabei spielen sicherlich mehrere Faktoren, wie z. B. die Pupillengröße und die postoperative Gesamtrefraktion der operierten Augen, eine wichtige Rolle für die Lesefähigkeit. Die Tatsache, dass die Mehrheit unserer Patienten beim Lesen auf eine Lesebrille nicht verzichten konnte, hängt wahrscheinlich damit zusammen, dass helle Lichtverhältnisse und die Naheinstellung der Augen beim Lesen zu einer Verstärkung der Miosis kommt. Die zunehmende Verengung der Pupille führt zur Ausblendung der nahdominanten Zonen, so dass der Patient gezwungen ist, mehr mit der zentralen ferndominanten Zone zu lesen. Deswegen wird für ein komfortables Lesen besonders bei kleiner Schrift eine zusätzliche Nahaddition gebraucht. Dennoch widerspricht diese relative Brillenunabhängigkeit beim Lesen nicht der von den Designern der Rezoom-Multifokallinse beabsichtigten Wirkung, wonach die Patienten zwar in den meisten Alltagssituationen unabhängig von einer Sehhilfe

seien sollen, dabei aber besonderen Wert auf eine gute Abbildungsqualität für die Ferne gelegt würde. Mester et al. zeigten in ihrer Arbeit, dass 80 % der Patienten mit der Acritec Silikon-IOL als diffraktive multifokale Intraokularlinse, aber nur 21 % mit der getesteten refraktiven Array-IOL im Alltag ganz auf eine Brille verzichteten, wobei die Notwendigkeit einer zusätzlichen Brillenkorrektur überwiegend beim Lesen bestand [45].

### 3.6 Eigene Stereopsis-Ergebnisse

Stereosehen war bei den meisten Patienten in dieser Arbeit vorhanden. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen prä- und postoperativem Befund. Entsprechende Ergebnisse wurden von Dick et al. und Mester et al. für das Vorgängermodell Array SA 40 beschrieben [14, 45]. Liekfeld et al. und Shoji et al. [19, 65] berichteten, dass Patienten mit bilateraler Implantation multifokaler Intraokularlinsen im Vergleich zu den Patienten mit unilateraler Implantation teilweise bessere Ergebnisse bei der Überprüfung des Stereosehens zeigten. Hingegen wird nach bilateraler Implantation monofokaler Intraokularlinsen auch bei guten funktionellen Voraussetzungen und entsprechender Nahkorrektur nach Literaturangaben nur bei bis zu 58 % Stereosehen nachgewiesen. Einen theoretischen Erklärungsansatz für das gute Stereosehen mit dieser multifokalen Intraokularlinse könnte der Stiles-Crawford-Effekt I. Ordnung liefern [42]. Der Stiles-Crawford-Effekt beschreibt die Richtungsempfindlichkeit eines Photorezeptors: ein Lichtstrahl konstanter Intensität wird auf der gleichen Netzhautstelle in Abhängigkeit von seinem Eintrittspunkt durch die Pupille und damit von seiner Richtung unterschiedlich hell wahrgenommen. Vermutlich steht diese Richtungsempfindlichkeit im Zusammenhang mit der Morphologie der Photorezeptoren. Die Photorezeptoren werden mit zunehmender Entfernung von der Fovea kürzer und dicker (**Abb. 21**).



**Abbildung 21:** Stiles-Crawford-Effekt, schematische Darstellung

Die unterschiedliche Brechung innerhalb der multifokalen Intraokularlinse dürfte dazu führen, dass vermehrt Streulicht die Rezeptoren der Netzhaut anregt. Dieser Effekt ist bei den üblichen monofokalen Intraokularlinsen nicht vorhanden [19].

Das Prinzip der Multifokallinse (diffraktiv vs. refraktiv) scheint hinsichtlich des Stereosehens keine funktionellen Unterschiede zu bedeuten, obwohl dies für Nahvisus und Tiefensehschärfe mit signifikanten Unterschieden gezeigt werden könnte [42].

Die Versuchung ist groß, das Stereosehen allein mit dem Visus zu korrelieren. Es scheint jedoch kein wesentlicher Zusammenhang zwischen Visus und Stereosehen zu bestehen, zumindest solange der Visus nicht unter die Grenze von 0,4 absinkt. Es gibt Hinweise, dass die Visusdifferenz zwischen beiden Augen einen Einfluss auf das Stereosehen hat. Bei guten funktionellen Voraussetzungen wird das Stereosehen in der Nähe durch die Erzeugung einer einseitigen oder sogar beidseitigen Pseudophakie nicht verschlechtert, solange eine entsprechende Nahkorrektur getragen wird [66].

Einige Autoren gehen davon aus, dass ein fortgeschrittenes Lebensalter zu einer Minderung des Stereosehens führt [42, 61].

## 4. Fazit

Das neue Lichtverteilungsprinzip und die gefundene Visusunabhängigkeit von der Pupillenweite bei der ferndominanten Rezoom-IOL im Vergleich zum Vorgängermodell (Array SA40) ermöglichen eine ausreichende visuelle Funktion in unterschiedlichen Entfernungen und bei verschiedenen Lichtverhältnissen.

Dennoch bleibt der Visus im Intermediärbereich (besonders wichtig beim Einkaufen, Betrachten eines Schaufensters, Kartenspielen usw.) bei der Rezoom-IOL wie auch beim Vorgängermodell eher unbefriedigend. Diffraktive Multifokallinsen scheinen im Nahbereich den ferndominanten refraktiven Multifokallinsen überlegen zu sein. Außerdem konnten bei der getesteten IOL die bekannten zum Teil störenden optischen Phänomene der Multifokallinsen nicht reduziert werden. Trotzdem stellt die getestete Multifokallinse eine interessante Möglichkeit zur weitgehenden Brillenunabhängigkeit dar. Bei sorgfältiger Patientenauswahl und eingehender Beratung der Patienten erreicht man einen hohen Grad an subjektiver Zufriedenheit der Patienten.

Die Frage, welche Multifokallinse zu bevorzugen ist oder welche die besseren Ergebnisse liefert, ist nicht pauschal zu beantworten. Gewisse grundsätzliche Vor- und Nachteile der verschiedenen MIOL-Typen sind dem optischen Grundprinzip und dem aktuellen Linsendesign zuzuordnen. Hierbei werden durch Material- oder Designänderungen in Zukunft bestimmte Nachteile aufgehoben werden [3].

Zur diffraktiven multifokalen IOL ist zu sagen, dass die Unabhängigkeit von Zentrierung und Pupillengröße als Vorteil des diffraktiven Prinzips anzusehen ist. Wie sich in vielen Untersuchungen gezeigt hat, ermöglicht die diffraktive multifokale IOL nicht nur einen vollen Fernvisus, sondern auch mit der gleichen Refraktion einen guten Nahvisus [69]. Der hohe Streulichtanteil ist bei den diffraktiven IOL allerdings ebenfalls dem optischen Prinzip anzulasten [3].

Die refraktiven multifokalen Intraokularlinsen haben generell den Vorteil der besseren Lichtausnutzung und -verteilung. Nachteilig bei den früheren Designs war allerdings die Abhängigkeit von Pupillengröße und Zentrierung. Bei der neuen multizonalen refraktiven IOL entfällt aufgrund der progressiven Multizonalität die Abhängigkeit von Pupillendurchmesser und Zentrierung [3].

Für die Presbyopiebehandlung mittels multifokaler Intraokularlinsen sollte eine Reihe spezifischer Ein- und Ausschlusskriterien beachtet werden. Neben den bereits erwähnten Ausschlusskriterien für die Implantation der Multifokallinsen sollte der Wunsch des Patienten bestehen, von einer Sehhilfe unabhängiger zu werden, und die Bereitschaft vorhanden sein, dafür auch eine gewisse Reduktion des Bildkontrastes zu akzeptieren [14]. Mit dem Patienten sollte abgeklärt werden, ob neben einem guten Fernvisus eher ein guter Nah- oder

ein Intermediärvisus angestrebt wird. Generell sollte keine überzogene Erwartungshaltung oder ein Hang zu sehr kritischer Selbstbeobachtung bestehen [32]. Vor allem unrealistische Erwartungen der Patienten haben dazu geführt, dass der Anteil der Linsenexplantationen zur Optimierung der Refraktion zugenommen hat [6]. Spezielle Berufsgruppen, die häufig Überkopfarbeiten verrichten müssen (z. B. Maler, KFZ-Mechaniker, Bibliothekare, Elektriker, Installateure usw.) oder aktive Sportler werden die Unabhängigkeit von einer Brille besonders zu schätzen wissen [32], da die üblichen Mehrstärkenbrillen beim Blick nach oben und geradeaus nur eine Fernkorrektur bieten können.

Die Reduzierung der bekannten Nachteile der Multifokallinsen durch die weitere Verbesserung des Linsendesigns könnte die Akzeptanz der Multifokallinsen unter den Patienten steigern. Einen weiteren Schritt in diese Richtung stellt die Kombinationsform aus diffraktivem und refraktivem Linsendesign (Restor-Multifokallinse) dar. Ausreichende klinische Erfahrungen mit diesen Multifokallinsen und Langzeitergebnisse fehlen noch.

Der ideale Patient für einen refraktiven Linsenaustausch mit Multifokallinse sollte bereits eine Lesebrille benötigen und diese als lästig empfinden. Darüber hinaus haben sich insbesondere hyperope Patienten als dankbare Patienten herausgestellt [57]. Es sollte eine binokulare Implantation aufgrund besserer funktioneller Ergebnisse angestrebt werden. Bei einseitiger Implantation von multifokalen Intraokularlinsen, z. B. bei einseitiger Katarakt nach Trauma sind v. a. junge Patienten zu bevorzugen, deren Partnerauge ggf. noch über eine gewisse Akkommodationsfähigkeit verfügt. Bei intraoperativen chirurgischen Komplikationen, welche die Fixation oder Zentrierung der IOL beeinflussen, sollte von einer multifokalen IOL-Implantation abgesehen werden [3].

Die Erschaffung einer akkommodativen Intraokularlinse ist wohl ein sehr hohes Ziel. Trotz intensiver Forschungsaktivitäten ist derzeit nur schwer ersichtlich, ob dieses Ziel überhaupt einmal erreicht werden kann. Dennoch berechtigt das Ziel, einem presbyopen Menschen eine brauchbare Akkommodation ohne Brillenkorrektur wiederzugeben, die intensiven Bemühungen auf dem Weg dahin. Die Implantation einer Multifokallinse stellt einen begehren optischen Kompromiss auf dem Weg zu diesem Ziel dar [14]. Die weitere Verbesserung des postoperativen Sehvermögens darf als ein Ziel der modernen Kataraktchirurgie angesehen werden. Ein wesentlicher Schritt in diese Richtung ist die Erhöhung der Patientenzufriedenheit durch eine Steigerung des Anteils an Patienten mit Brillenunabhängigkeit [14].

In unserem Kollektiv handelte es sich überwiegend um ältere Patienten, die über keine nennenswerte Akkommodation verfügten. Da die Implantation multifokaler IOL zunehmend auch bei jungen Menschen nach Trauma oder im mittleren Lebensabschnitt zur Korrektur der Presbyopie durchgeführt wird, sollte das Alter als wichtiger Einflussfaktor auf den retinalen

und zentralnervösen Anteil des Sehsystems bei zukünftigen Untersuchungen zur Funktion multifokaler IOL besser berücksichtigt werden.

## 5. Zusammenfassung

Multifokallinsen wurden entwickelt, um Patienten nach Kataraktoperation ein gutes Sehvermögen ohne Brillenkorrektur in allen Entfernungen zu ermöglichen. Die Optik aller Multifokallinsen ist so angelegt, dass mehrere Brennpunkte simultan Bilder auf die Netzhaut projizieren. Es können verschiedene physikalische Prinzipien unterschieden werden: das refraktive Linsendesign, das diffraktive Linsendesign und Linsen, die beide Prinzipien verbinden.

Durch Verbesserung des Optik-Designs und Weiterentwicklung der Operationstechniken könnte die Akzeptanz der Multifokallinsen gesteigert werden.

Bei der hier untersuchten Rezoom-Multifokallinse wurde versucht, durch ein neues Lichtverteilungsprinzip mit erweiterten ferndominanten Zonen unter verschiedenen Lichtverhältnissen in allen Entfernungsbereichen gute funktionelle Ergebnisse zu erreichen.

In die Untersuchung wurden 24 Patienten (48 Augen) mit beidseitiger Katarakt eingeschlossen. Zwischen Mai 2005 und März 2006 wurden beidseits Rezoom-Intraokularlinse als refraktive ferndominante Multifokallinse implantiert. Das Alter der Patienten lag zwischen 40 und 88 Jahren (Durchschnitt 69, 13 J.), darunter 19 Frauen und 5 Männer. Es sollten außer der Katarakt keine visuslimitierenden Augenerkrankungen (wie Makulaerkrankungen, Hornhautnarben, Amblyopie, usw.) vorliegen. Intraoperativ traten keine schwerwiegenden Probleme auf. Am ersten postoperativen Tag, eine Woche und sechs Wochen nach der Operation wurden Verlaufskontrollen durchgeführt. Drei Monate nach dem Eingriff erfolgte eine eingehende Kontrolluntersuchung mit Berücksichtigung der unkorrigierten und korrigierten Sehschärfe in 35 cm, 1 m und 5 m Entfernung, des Kontrastsehvermögens mittels ETDRS-Tafeln unter mesopischen Bedingungen, der Pupillenweite (Colvard Pupillometer, Oasis Medical) und des Stereosehens (Lang- und Titmus-Test). Ferner wurden Dysphotopsien (Halos, Lichtkränze, Blendung usw.), ausreichende Lesefähigkeit ohne Brille und allgemeine Patientenzufriedenheit erfragt.

Es zeigte sich postoperativ ein normaler Verlauf ohne ernsthafte Komplikationen. Die Ergebnisse unserer Untersuchung zeigen für den Nah- und Fernbereich deutliche Verbesserungen des unkorrigierten Visus gegenüber dem präoperativen Befund. Allerdings bleiben die gefundenen Visusergebnisse im Intermediärbereich begrenzt. Interessant ist die gefundene Pupillenunabhängigkeit besonders für den Fernvisus, welche sich auch in den Ergebnissen unter mesopischen Bedingungen widerspiegelt. Der mit den ETDRS-Charts ermittelte Kontrastvisus unter mesopischen Verhältnissen ist bei binokularer Testung sowohl im Fern- als auch im Intermediärbereich mit dem des Vorgängermodells (Array SA40) vergleichbar bzw. überlegen. Die bekannten Dysphotopsien, wie Halos und Lichtkränze, sind

bei den untersuchten Patienten zwar vorhanden, werden aber nur in geringem Maße als störend empfunden.

Bei sorgfältiger Patientenauswahl und eingehender Beratung der Patienten stellt die getestete Multifokallinse eine Option zur weitgehenden Brillenunabhängigkeit dar. Die Beseitigung bzw. Reduzierung der bekannten Nachteile von Multifokallinsen (verminderte Kontrastempfindlichkeit, störende optische Phänomene, unzureichende Bifokalität) könnte in der Zukunft zu einer vermehrten Nachfrage derartiger Intraokularlinsen führen.

## 6. Literaturverzeichnis

1. **Auffarth GU**  
Akkommodative Intraokularlinsen: Möglichkeiten und Grenzen. 17. Kongress der DGII, Biermann- Verlag Köln, 128 (2003)
2. **Auffahrt GU , Apple DJ**  
Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen. Der Ophthalmologe 98, Springer-Verlag Heidelberg; 1017 (2001)
3. **Auffarth GU, Dick HB**  
Multifokale Intraokularlinsen. Eine Übersicht. Der Ophthalmologe 98, Springer-Verlag Heidelberg, 130-132, 134-136 (2001)
4. **Auffarth GU, Hunold W, Hürtgen P, Wesendahl Th A, Mehdorn E**  
Nachtfahrtauglichkeit pseudophaker Patienten. Der Ophthalmologe 91, Springer-Verlag Heidelberg, 454, 459 (1994)
5. **Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde MB, Montés-Micó R**  
Correlation of pupil size with visual acuity and contrast sensitivity after implantation of an apodized diffractive intraocular lens. J Cataract Refract Surg 33, 430 (2007)
6. **Aurich H , Häberle H , Wirbelauer C , Pham D T**  
Wandel der Indikationen für die Kunstlinsenexplantation? 18. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 75 (2004)
7. **Bacskulin A , Guthoff R**  
Ultrasound Microscopy of the Ciliary Body Configuration. Aspects of Human Accommodation, Kaden-Verlag Heidelberg, 97 (2001)
8. **Becker K A, Golescu A, Auffahrt G U, Völcker H E**  
Vergleich verschiedener Acrylatfaltlinsen in Bezug auf die morphologische Nachstarausprägung. 15. Kongress der DGII, Biermann- Verlag Köln, 398 (2001)
9. **Becker K A, Jaksche A, Holz F G**  
PresbyLASIK. Behandlungsansätze mit dem Excimerlaser. Der Ophthalmologe 103, Springer-Verlag Heidelberg, 667-669, 671-672 (2006)

10. **Bischoff G**  
Ausgleich der Presbyopie mit Kontaktlinsen. Der Ophthalmologe 103, Springer-Verlag Heidelberg, 655- 656 (2006)
11. **Bleckmann H, Schmidt O, Sunde T, Kaluzny J**  
Visual results of progressive multifocal posterior chamber intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg 22, 1105 (1996)
12. **Brydon KW, Tokarewicz AC, Nichols BD**  
AMO Array multifocal lens versus monofocal correction in cataract surgery. J Cataract Surg 26, 100 (2000)
13. **Burk A, Burk R**  
Checkliste Augenheilkunde. 2. Auflage, Thieme-Verlag Stuttgart; 28-29 (1999)
14. **Dick B , Eisenmann D , Fabian E, Schwenn O**  
Refraktive Kataraktchirurgie mit multifokalen Intraokularlinsen. Springer-Verlag Berlin,1-6, 10-13, 35-38, 47, 67, 163pp, 123, 116, 166 (1999)
15. **Eisenmann D , Jacobi K W**  
Diffraktive Multifokallinsen: 5-Jahres-Ergebnisse. 8. Kongress der DGII, Springer-Verlag Berlin, 225-229 (1994)
16. **Eisenmann D, Jacobi KW, Krzizok T, Reiner J**  
Theoretische und klinische Abbildungseigenschaften refraktiver 3-Zonen-Multifokallinsen mit unterschiedlicher Gewichtung von Fern- und Nahfokus. Klin Monatsbl Augenheilkd 205, F. Enke-Verlag Stuttgart, 296 (1994)
17. **Featherstone KA, Bloomfield JR, Lang AJ, Miller-Meeks MJ, Woodworth G, Steinert RF**  
Driving simulation study: Bilateral Array multifocal versus bilateral AMO monofocal intraocular lenses. J Cataract Surg 25, 1254 (1999)
18. **Franchini A, Gallarati BZ, Vaccari E**  
Computerized analysis of the effects of intraocular lens edge design on the quality of vision in pseudophakic patients. J Cataract Refract Surg 29, 346 (2003)

19. **Gronemeyer A , Häring G , Schmidt F U**  
Binokularsehen und Aniseikonie nach bilateraler Implantation refraktiver multifokalen Intraokularlinsen. 11. Kongress der DGII, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 97 (1998)
20. **Guthoff R, Schneider H, Kirchhoff A, Martin H, Weeber H, Terwee T**  
Die Wiederherstellung der Akkommodation im Presbyopenalter – Grenzen und Möglichkeiten. 15. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 143 (2001)
21. **Haigis W, Lege BAM**  
Ultraschallbiometrie und optische Biometrie. 13. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 181 (1999)
22. **Hayashi K , Haveda M , Hayashi H , Nalcovof, Hayashi F**  
Decentration and tilt of polymethylacrylate, silicone and acrylic soft intraocular lenses. Ophthalmology 104,793-798 (1997)
23. **Hayashi K , Hayashi H , Nakao F , Hayashi F**  
Correlation between Pupillary Size and Intraocular Lens Decentration and Visual Acuity of Zonal-progressive Multifocal Lens and a Monofocal Lens. Ophthalmology 108, 2014-2015 (2001)
24. **Häring G , Dick H , Krummenauer F , Weissmantel U , Kröncke W**  
Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses, Results of a multicenter questionnaire. J Cataract Refract Surg 27, 248 (2001)
25. **Häring G, Gronemeyer A, Hedderich J, de Decker W**  
Stereoaucuity and aniseikonia after unilateral and bilateral implantation of the Array refractive multifocal intraocular lens. J Cataract Surg 25, 1151 (1999)
26. **Heatley CJ, Whitefield LA, Hugkulstone CE**  
Effect of pupil dilation on the accuracy of the IOLMaster. J Cataract Refract Surg 28, 1994 (2002)
27. **Hessemer V, Frohloff H, Eisenmann D, Jacobi KW**  
Mesopisches Sehen bei multi- und monofokaler Pseudophakie und phaken Kontrollaugen. Der Ophthalmologe 91, Springer-Verlag Heidelberg, 465-466 (1994)

28. **Hettlich H J , Al-Sarrage H**  
Klinische Erfahrungen mit der Rezoom-Multifokallinse. 20. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 323-327 (2006)
29. **Hoffmann PC, Hütz WW, Eckhardt HB**  
Bedeutung der Formelwahl für die postoperative Refraktion nach Katarakt-Operation. Klin Monatsbl Augenheilkd 211, 173 (1997)
30. **Holladay JT**  
International intraocular lens registry. J Cataract Refract Surg 25, 128 (1999)
31. **Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS**  
A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 14; 20 (1988)
32. **Holzer M P , Rabsilber T M , Auffahrt G U**  
Presbyopiekorrektur mittels Intraokularlinsen. Der Ophthalmologe 103, Springer-Verlag Heidelberg, 661-662, 665-666 (2006)
33. **Hunkeler J D, Coffman T M, Paugh J , Lang A , Smith P , Tarantino N**  
Characterization of visual phenomena with the Array multifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg 28, 1195-1204 (2002)
34. **Jacobi FK, Kessler W, Held S**  
Abbildungseigenschaften multifokaler Intraokularlinsen. Untersuchung der Array® SA40N vs. Acri. Twin® am physikalischen Auge nach Reiner und Jacobi. Der Ophthalmologe 104, Springer-Verlag Heidelberg, 236, 239, 242 (2007)
35. **Javitt J, Brauweiler HP, Jacobi KW, Klemen U, Kohnen S, Quentin CD, Teping C, Pham T, Knorz MC, Pöetzsch D**  
Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: Clinical, functional, and quality-of-life outcomes. J Cataract Refract Surg 26, 1365 (2000)
36. **Junker F K**  
Kontaktlinsen: Praxis einer optimalen Anpassung. 2. Auflage, Urban & Schwarzenberg-Verlag München; 1 (1985)

37. **Kanski J J**  
Klinische Ophthalmologie. 5. Auflage, Urban&Fischer-Verlag München, 528-529 (2004)
38. **Kohnen S , Ferrer A , Wehler T , Brauweiler P**  
Ergebnisse nach bilateraler Implantation faltbarer Multifokallinsen neuester Generation. 11. Kongress der DGII, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 85 (1998)
39. **Lege BAM, Haigis W**  
Laserinterferenzbiometrie und konventionelle Ultraschallbiometrie in staphylomatösen Augen. 14. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 92 (2000)
40. **Liekfeld A , Pham D T, Wollensak J**  
Funktionelle Ergebnisse einer neuen diffraktiven Bifokallinse versus Monofokallinse. 8. Kongress der DGII, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1 (1994)
41. **Liekfeld A, Pham DT, Wollensak J**  
Funktionelle Ergebnisse bei bilateraler Implantation einer faltbaren refraktiven multifokalen Hinterkammerlinse. Klin Monatsbl Augenheilkd 207, F. Enke-Verlag Stuttgart, 285 (1995)
42. **Liekfeld A, Schwarz EC, Waffenschmidt E, Hartmann C**  
Beeinflusst die Linse die stereoskopische Wahrnehmung? Der Ophthalmologe 99, Springer-Verlag Heidelberg, 20, 23 (2002)
43. **Liekfeld A , Walkow T , Anders N , Pham D T , Wollensak J**  
Prospektiver Vergleich zweier Multifokallinsenmodelle. Der Ophthalmologe 95, Springer-Verlag Heidelberg, 253-256 (1998)
44. **Limberger I J , Auffahrt G U, Rabsilber T M, Nishi Y, Reuland A J**  
Erste Erfahrungen mit der hydrophoben Acrylat-Multifokallinse AMO AA50 Array2. 19. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 311-314 (2005)
45. **Mester U , Kaymak H , Anterist N, Dillingen P**  
Gelingt der neuen Generation von Multifokallinsen der Durchbruch? 18. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 317-319 (2004)

46. **Montés-Micó R, Alió JL**  
Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. J Cataract Surg 29, 710 (2003)
47. **Neidhardt B, Kubetschka U, Strobel J**  
Ergebnisse der Biometrie mit dem IOL-Master bei Problemgruppen. 15. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 487 (2001)
48. **Niederer W**  
Theoretische und praktische Sehqualität mit diffraktiv-multifokalen Linsen. Klin Monatsbl Augenheilkd 198, F. Enke-Verlag Stuttgart; 394 (1991)
49. **Pieh S**  
Multifokallinsen: Design und neue Entwicklungen. 18. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 295-302 (2005)
50. **Pieh S, Marvan P, Hanselmayer G, Lackner B, Grechenig A, Leitgeb R, Sticker M, Weghaupt H, Frecher A, Skorpik C**  
Halos bei diffraktiven intraokularen Multifokallinsen im physikalischen Versuch. 14. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 446 (2000)
51. **Pineda-Fernández A, Jaramillo J, Celis V, Vargas J, Distacio M, Galíndez A, Del Valle M**  
Refractive outcomes after bilateral multifocal intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg 30, 687 (2004)
52. **Ravalico G, Parentin F, Baccara F**  
Effect of astigmatism on multifocal intraocular lenses. J Cataract Surg 25, 806 (1999)
53. **Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC**  
Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 16, 337 (1990)
54. **Rüther K, Eisenmann D, Zrenner E, Jacobi KW**  
Der Einfluß diffraktiver Multifokallinsen auf Kontrastsehen, Gegenlichtsehschärfe und Farbsinn. Klin Monatsbl Augenheilkd 204, F. Enke-Verlag Stuttgart; 18 (1994)

55. **Sacu S, Menapace R, Bühl W, Rainer G, Wirtitsch M, Köppl C, Kriechbaum K, Findl O**  
Der Einfluss der Intraokularlinsendesigns mit zwei Intraokularlinsenmaterialien auf den fibrotischen Nachstar. 17. Kongress der DGfO, Biermann-Verlag Köln, 195 (2003)
56. **Sachsenweger M**  
Augenheilkunde MLP Duale Reihe. Hippokrates-Verlag Stuttgart, 205, 376, 378 (1994)
57. **Schmickler ST, Carlsburg O, Chumbley L, Engels M, Gerl R**  
Prelex - die Wahl beim refraktiv interessierten presbyopen Patienten? 20. Kongress der DGfO, Biermann-Verlag Köln, 349 (2006).
58. **Schmidinger G, Geitzenauer W, Hahsler G, Klemen U, Skorpik C, Pieh S**  
Sehschärfe in verschiedenen Distanzen bei Multifokallinsen. 19. Kongress der DGfO, Biermann-Verlag Köln, 317-318 (2005)
59. **Schmidt F U, Häring G, Rochels R**  
Funktionelle Ergebnisse nach Implantation von refraktiven multifokalen Intraokularlinsen vom Typ Array. Der Ophthalmologe 91, Springer-Verlag Heidelberg, 469, 471 (1994)
60. **Schmitz S, Krummenauer F, Henn S, Dick H B**  
Vergleich dreier Messmethoden zur Bestimmung der Pupillenweite. 16. Kongress der DGfO, Biermann-Verlag Köln, 358 (2002)
61. **Schwarz E C, Waffenschmidt E**  
Verursachen Multifokallinsen binokularen Streß? Z. prakt. Augenheilkd 26, Kaden-Verlag Heidelberg, 311 (2005)
62. **Schneider H, Guthoff R, Bacskulin A, Terwee T**  
Die Entstehung der Presbyopie vor dem Hintergrund alter und neuer Akkommodationstheorien. 14. Kongress der DGfO, Biermann-Verlag Köln, 395-396, 402-403 (2000)

63. **Schulte M**  
In-vivo-Untersuchungen zur intraokularen Polymerisation einer injizierbaren Kunstlinse. Med. Diss. Lübeck, 1996
64. **Sekundo W, Nietgen G , Schmidt J C**  
Vermessung der skotopischen Pupille: Ein Vergleich zwischen dem Pupillometer nach Colvard und der Spaltlampenmessung mit dem grünen Licht. 16. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 349 (2002)
65. **Shoji N , Shimizu K**  
Binocular function of the patient with the refractive multifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg 28,1014 (2002)
66. **Sucker J, Zvizdic M, Vogten H**  
Stereosehen vor und nach Kataraktextraktion mit Kunststofflinsenimplantation. Der Ophthalmologe 97, Springer-Verlag Heidelberg, 681(2000)
67. **Teping C, Oran E, Backes-Teping C**  
Dämmerungssehschärfe und Kontrastsehvermögen bei Trägern von Bifocal-IOL. Der Ophthalmologe 91, Springer-Verlag Heidelberg, 463 (1994)
68. **Ursin P**  
Optimierung von Intraokularlinsen-Konstanten mit dem so genannten IOL-Master. Med. Diss. Halle, 2004
69. **Wiemer C, Pham D T, Wollensak J**  
Kann die diffraktive multifokale Hinterkammerlinse als Routinelinse implantiert werden? Der Ophthalmologe 91, Springer-Verlag Heidelberg, 450 (1994)

## 7. Anhang

### 7.1 Fragebogen zur Erfassung postoperativer subjektiver Patientenangaben

	Ja	Nein
Dysphotopsie (Lichtringe um Lichtquelle, Hallos, Strahlenkränze)		
Blendempfindlichkeit		
Reduziertes Kontrastsehen, besonders nachts		
Ausreichende Lesefähigkeit ohne Brille		
Allgemeine Zufriedenheit●		

●Bei nein, warum:.....

### 7.2 Tabellen der analysierten Ergebnisse und der statistischen Auswertung

#### 7.2.1 Tabellen der analysierten Ergebnisse (Patientendaten)

FLK190332 Frau/Herr Abkürzung Name + Geburtsdatum

SÄ sphärisches Äquivalent in dpt

ZR Zielrefraktion in dpt

mb mit Blendung

ob ohne Blendung

KS Kontrastsehschärfe

präop präoperativ

postop postoperativ

Name	Präop	Vsc35cm	Vcc35cm	Vsc1m	Vcc1m	Vsc5m
HZW240134	RA	0,4	0,1	0,2	0,2	0,2
	LA	0,2	0,2	0,1	0,3	0,3
	binocular	0,4		0,2	0,3	0,4
FHE210843	RA	0,1	0,2	0,05	0,1	0,05
	LA	0,1	0,2	0,1	0,1	0,05
	binocular	0,1		0,1	0,2	0,05
HGW081227	RA	0,1	0,4	0,1	0,1	0,4
	LA	0,1	0,3	0,1	0,1	0,3
	binocular	0,1		0,1	0,1	0,5

Name	Präop	Vsc35cm	Vcc35cm	Vsc1m	Vcc1m	Vsc5m
FRC181040	RA	0,3	0,5	0,32	0,2	0,3
	LA	0,4	0,6	0,2	0,3	0,3
	binocular	0,4		0,4	0,4	0,4
FKM250334	RA	0,4	0,6	0,4	0,3	0,6
	LA	0,5	0,5	0,3	0,4	0,5
	binocular	0,5		0,4	0,4	0,7
FFA060934	RA	0,05	0,4	0,05	0,2	0,1
	LA	0,2	0,5	0,1	0,1	0,2
	binocular	0,2		0,1	0,2	0,3
FHE040534	RA	0,2	0,4	0,1	0,2	0,3
	LA	0,1	0,2	0,1	0,1	0,2
	binocular	0,2		0,1	0,2	0,3
FRE190520	RA	0,1	0,2	0,1	0,1	0,05
	LA	0,1	0,3	0,1	0,1	0,1
	binocular	0,1		0,1	0,1	0,1
HBH191017	RA	0,6	0,4	0,1	0,1	0,1
	LA	0,2	0,4	0,1	0,1	0,1
	binocular	0,6		0,1	0,2	0,1
HHH141241	RA	0,4	0,5	0,2	0,1	0,4
	LA	0,5	0,63	0,1	0,1	0,1
	binocular	0,63		0,2	0,1	0,4
FLC300323	RA	0,2	0,5	0,2	0,2	0,4
	LA	0,1	0,63	0,1	0,2	0,3
	binocular	0,2		0,2	0,2	0,5
FEE271234	RA	0,05	0,5	0,05	0,1	0,2
	LA	0,05	0,4	0,05	0,1	0,2
	binocular	0,05		0,05	0,1	0,3
FSI210537	RA	0,2	0,8	0,1	0,2	0,4
	LA	0,2	0,4	0,1	0,2	0,2
	binocular	0,3		0,2	0,3	0,4
FWH301265	RA	1	1	0,4	0,4	0,5
	LA	0,8	1	0,2	0,5	0,15
	binocular	1		0,4	0,5	0,6

Name	Präop	Vsc35cm	Vcc35cm	Vsc1m	Vcc1m	Vsc5m
FWI190942	RA	0,2	0,4	0,2	0,2	0,6
	LA	0,1	0,6	0,1	0,1	0,5
	binocular	0,2		0,2	0,2	0,7
FSA170928	RA	0,32	0,5	0,2	0,4	0,2
	LA	0,32	0,5	0,2	0,4	0,3
	binocular	0,4		0,2	0,4	0,3
FWA050565	RA	0,2	0,4	0,2	0,4	0,5
	LA	0,4	0,63	0,4	0,5	0,5
	binocular	0,6		0,4	0,63	0,6
FSI210432	RA	0,2	0,3	0,2	0,1	0,3
	LA	0,2	0,2	0,1	0,1	0,4
	binocular	0,3		0,2	0,1	0,5
FGE020727	RA	0,3	0,4	0,2	0,3	0,3
	LA	0,2	0,2	0,2	0,2	0,4
	binocular	0,3		0,3	0,3	0,4
HGW280243	RA	0,2	0,5	0,1	0,2	0,4
	LA	0,1	0,5	0,1	0,4	0,4
	binocular	0,2		0,1	0,4	0,5
FDE010936	RA	0,1	0,1	0,05	0,1	0,4
	LA	0,1	0,3	0,1	0,2	0,5
	binocular	0,1		0,1	0,3	0,5
FNL280536	RA	0,1	0,63	0,05	0,32	0,1
	LA	0,1	0,63	0,1	0,2	0,2
	binocular	0,1		0,1	0,32	0,3
FDI100238	RA	0,2	0,4	0,1	0,2	0,1
	LA	0,5	0,5	0,4	0,2	0,5
	binocular	0,63		0,5	0,2	0,5
FSH070731	RA	0,1	0,4	0,2	0,2	0,5
	LA	0,1	0,4	0,1	0,2	0,3
	binocular	0,1	21,25	0,2	0,2	0,5

Name	Präop	Vcc5m	Sphäre	Astigmatism.	SÄ	ZR
HZW240134	RA	0,6	-1,25	-0,5	-1,5	0,03
	LA	0,6	-1,5	-0,25	-1,625	0
	binocular	0,7				
FHE210843	RA	0,2	-8,5	0	-8,5	-0,13
	LA	0,3	-6,25	-0,5	-6,5	-0,19
	binocular	0,3				
HGW081227	RA	0,7	2,25	-0,75	1,875	-0,01
	LA	0,5	2,5	-0,5	2,25	0,03
	binocular	0,8				
FRC181040	RA	0,5	-0,25	-0,5	-0,5	-0,26
	LA	0,5	-0,5	-0,5	-0,75	-0,25
	binocular	0,6				
FKM250334	RA	0,7	0,25	-1	-0,25	-0,37
	LA	0,6	0,75	-0,5	0,5	0,06
	binocular	0,7				
FFA060934	RA	0,5	1,75	0	1,75	0,15
	LA	0,3	1,25	0	1,25	0,04
	binocular	0,5				
FHE040534	RA	0,4	1,75	-0,25	1,625	-0,04
	LA	0,4	1	-0,25	0,875	0,09
	binocular	0,6				
FRE190520	RA	0,1	4	-0,5	3,75	-0,06
	LA	0,3	3,5	-0,5	3,25	-0,02
	binocular	0,3				
HBH191017	RA	0,5	-2,25	0	-2,25	-0,23
	LA	0,4	-1	0	-1	-0,18
	binocular	0,5				
HHH141241	RA	0,6	-0,75	-1,5	-1,5	0,38
	LA	0,6	-1,25	-1,25	-1,875	0,74
	binocular	0,7				
FLC300323	RA	0,6	0,75	-1	0,25	-0,05
	LA	0,5	1,25	0	1,25	-0,22
	binocular	0,7				

Name	Präop	Vcc5m	Sphäre	Astigmatism.	SÄ	ZR
FEE271234	RA	0,5	1,5	-0,5	1,25	-0,13
	LA	0,4	1,25	-0,25	1,25	-0,04
	binocular	0,5				
FSI210537	RA	0,6	1,75	-0,5	1,5	-0,06
	LA	0,4	1	-1,25	0,375	-0,28
	binocular	0,6				
FWH301265	RA	0,6	-2	-0,5	-2,25	0,18
	LA	0,8	-2,25	-0,75	-2,625	0,24
	binocular	0,8				
FWI190942	RA	0,7	0,5	0	0,5	-0,33
	LA	0,5	0	0	0	-0,12
	binocular	0,7				
FSA170928	RA	0,4	-0,75	-0,5	-1	0,07
	LA	0,3	-1	0	-1	0,01
	binocular	0,4				
FWA050565	RA	0,5	0,25	-1	-0,25	-0,03
	LA	0,6	0,5	-0,75	0,125	-0,03
	binocular	0,7				
FSI210432	RA	0,5	-1	0	-1	0,03
	LA	0,4	-0,75	0	-0,75	0,13
	binocular	0,5				
FGE020727	RA	0,5	0	-0,5	-0,25	0,07
	LA	0,5	2	-0,5	1,75	0,07
	binocular	0,5				
HGW280243	RA	0,5	0,75	-0,25	0,625	-0,13
	LA	0,9	1,5	-0,25	1,375	0,06
	binocular	1				
FDE010936	RA	0,4	1,25	0	1,25	0,05
	LA	0,7	0,5	0	0,5	-0,08
	binocular	0,7				
FNL280536	RA	0,7	2,75	0	2,75	-0,08
	LA	0,6	1,75	0	1,75	0,06
	binocular	0,7				
FDI100238	RA	0,6	-2,5	0	-2,5	-0,09
	LA	0,5	-1,25	0	-1,25	0,03

Name	Präop	Vcc5m	Sphäre	Astigmatism.	SÄ	ZR
	binocular	0,6				
FSH070731	RA	0,6	0,75	-0,75	0,375	-0,47
	LA	0,5	2,5	-0,5	2,25	-0,4
	binocular	0,6				

Name	Postop	Vsc35cm	Vcc35	Vsc1m	Vcc1m	Vsc5m
HZW240134	RA	0,4	1	0,1	0,2	0,7
	LA	0,4	1	0,2	0,2	0,7
	binocular	0,5	1	0,2	0,3	0,8
FHE210843	RA	0,8	1	0,1	0,2	0,8
	LA	0,63	1	0,1	0,2	0,8
	binocular	0,8	1	0,1	0,2	0,9
HGW081227	RA	0,4	1	0,1	0,1	0,8
	LA	0,5	1	0,1	0,1	0,9
	binocular	0,5	1	0,1	0,1	1
FRC181040	RA	0,4	1	0,32	0,2	0,5
	LA	0,4	1	0,32	0,2	0,3
	binocular	0,4	1	0,32	0,2	0,6
FKM250334	RA	0,4	1	0,2	0,3	0,7
	LA	0,4	1	0,4	0,3	0,6
	binocular	0,4	1	0,4	0,4	0,8
FFA060934	RA	0,4	0,6	0,1	0,1	0,5
	LA	0,2	0,5	0,1	0,1	0,4
	binocular	0,4	0,7	0,1	0,1	0,6
FHE040534	RA	0,2	0,4	0,1	0,2	0,5
	LA	0,2	0,4	0,1	0,2	0,5
	binocular	0,32	0,4	0,1	0,3	0,6
FRE190520	RA	0,4	0,8	0,2	0,2	0,5
	LA	0,5	0,9	0,4	0,4	0,8
	binocular	0,5	1	0,4	0,4	0,9

Name	Postop	Vsc35cm	Vcc35	Vsc1m	Vcc1m	Vsc5m
HBH191017	RA	0,32	0,5	0,1	0,1	0,5
	LA	0,32	0,6	0,1	0,1	0,4
	binocular	0,32	0,6	0,2	0,2	0,5
HHH141241	RA	0,4	0,8	0,1	0,2	0,5
	LA	0,5	0,8	0,1	0,1	0,5
	binocular	0,5	1	0,2	0,2	0,6
FLC300323	RA	0,5	0,5	0,4	0,4	0,8
	LA	0,6	0,6	0,4	0,4	0,8
	binocular	0,63	0,63	0,5	0,5	0,9
FEE271234	RA	0,63	0,9	0,2	0,4	0,8
	LA	0,4	0,9	0,2	0,2	0,6
	binocular	0,63	1	0,2	0,4	0,9
FSI210537	RA	0,63	1	0,4	0,5	0,7
	LA	0,8	0,8	0,5	0,5	0,7
	binocular	1	1	0,63	0,8	0,8
FWH301265	RA	0,32	0,2	0,32	0,1	0,4
	LA	0,4	0,4	0,2	0,3	0,4
	binocular	0,5	0,63	0,4	0,4	0,5
FWI190942	RA	0,32	0,8	0,2	0,2	0,7
	LA	0,32	0,8	0,2	0,2	0,7
	binocular	0,32	0,8	0,2	0,3	0,8
FSA170928	RA	0,3	0,3	0,3	0,3	0,6
	LA	0,4	0,4	0,2	0,2	0,7
	binocular	0,5	0,5	0,3	0,3	0,8
FWA050565	RA	0,63	0,4	0,2	0,4	0,8
	LA	0,8	0,63	0,2	0,32	0,8
	binocular	0,8	0,8	0,2	0,4	0,9
FSI210432	RA	0,5	1	0,32	0,2	0,6
	LA	0,5	0,8	0,32	0,2	0,4
	binocular	0,6	1	0,4	0,2	0,6

Name	Postop	Vsc35cm	Vcc35	Vsc1m	Vcc1m	Vsc5m
FGE020727	RA	0,5	0,6	0,1	0,1	0,5
	LA	0,3	0,4	0,1	0,1	0,5
	binocular	0,5	0,6	0,1	0,1	0,5
HGW280243	RA	0,4	1	0,2	0,32	0,7
	LA	0,5	0,9	0,1	0,2	0,8
	binocular	0,5	1	0,32	0,4	0,9
FDE010936	RA	0,4	0,4	0,1	0,1	0,7
	LA	0,4	0,4	0,3	0,3	0,8
	binocular	0,4	0,4	0,3	0,3	1
FNL280536	RA	0,4	1	0,1	0,4	0,9
	LA	0,5	1	0,2	0,3	0,7
	binocular	0,5	1	0,2	0,4	1
FDI100238	RA	0,4	0,4	0,2	0,2	0,7
	LA	0,63	0,63	0,2	0,2	0,9
	binocular	0,8	0,8	0,3	0,3	1
FSH070731	RA	0,3	0,8	0,2	0,2	0,6
	LA	0,4	0,8	0,2	0,2	0,7
	binocular	0,4	1	0,3	0,3	0,9

Name	Postop	Vcc5m	Sphäre	Astigmat.	SÄ	Pupill. Phot.
HZW240134	RA	0,7	1	-1	0,5	3,5
	LA	0,8	0,25	-0,25	0,125	3,5
	binocular	0,8				
FHE210843	RA	1	0,5	-0,5	0,25	3,5
	LA	0,9	0,25	0	0,25	4
	binocular	1				
HGW081227	RA	0,8	0	0	0	4
	LA	0,9	0	0	0	3,5
	binocular	1				
FRC181040	RA	1	-0,25	-1	-0,75	4,5
	LA	1	-0,75	-0,75	-1,125	4,5
	binocular	1				
FKM250334	RA	0,8	0	-0,5	-0,25	4
	LA	0,8	-0,5	-0,5	-0,75	4
	binocular	0,9				

Name	Postop	Vcc5m	Sphäre	Astigmat.	SÄ	Pupill. Phot.
FFA060934	RA	0,5	0,75	-0,25	0,625	3
	LA	0,5	-0,25	-0,5	-0,5	4
	binocular	0,6				
FHE040534	RA	0,7	0,75	-0,75	0,375	3
	LA	0,6	0,5	-0,75	0,125	3
	binocular	0,8				
FRE190520	RA	0,6	0,25	-0,25	0,125	3
	LA	0,8	0	0	0	3
	binocular	0,9				
HBH191017	RA	0,5	0	0	0	4
	LA	0,4	0	0	0	3,5
	binocular	0,5				
HHH141241	RA	0,6	1	-1	0,5	3
	LA	0,7	1,25	-0,5	1	3
	binocular	0,8				
FLC300323	RA	0,8	0	0	0	3,5
	LA	0,9	-0,5	0	-0,5	3,5
	binocular	1				
FEE271234	RA	0,9	0,5	-0,5	0,25	4
	LA	0,7	0,5	-0,75	0,125	3,5
	binocular	1				
FSI210537	RA	1	0,25	-0,75	-0,125	3
	LA	0,8	0	-1	-0,5	3
	binocular	1				
FWH301265	RA	0,6	-0,25	-1	-0,75	5
	LA	0,8	1,75	-1	1,25	5
	binocular	0,9				
FWI190942	RA	0,8	0,5	0	0,5	3,5
	LA	0,8	0,5	0	0,5	3,5
	binocular	0,9				
FSA170928	RA	0,6	0	0	0	4
	LA	0,8	0,25	-0,5	0	3,5
	binocular	0,9				

Name	Postop	Vcc5m	Sphäre	Astigmat.	SÄ	Pupill. Phot.
FWA050565	RA	1	0,75	-0,75	0,375	4
	LA	1	0,5	-0,75	0,125	4
	binocular	1,2				
FSI210432	RA	0,7	-0,25	-1	-0,75	3,5
	LA	0,6	-0,25	-1,25	-1	3
	binocular	0,8				
FGE020727	RA	0,5	0	0	0	3
	LA	0,5	0	0	0	3
	binocular	0,5				
HGW280243	RA	1	0,5	-1	0	4
	LA	1	0,5	0	0,5	4,5
	binocular	1,2				
FDE010936	RA	0,7	0	0	0	4
	LA	0,8	0	0	0	4
	binocular	1				
FNL280536	RA	1,2	0,5	0	0,5	3,5
	LA	1	0,5	0	0,5	3
	binocular	1,2				
FDI100238	RA	0,7	0	0	0	3
	LA	0,9	0	0	0	3
	binocular	1				
FSH070731	RA	0,7	-0,25	-0,75	-0,625	4
	LA	0,8	0,25	-0,75	-0,125	4
	binocular	0,9				

Name	Postop	Pupill. Meso.	KS10% 1mob	KS10% 4mob	KS25% 1mob	KS25% 4mob	KS10% 4mmb	KS25% 4mmb
HZW240134	RA	4						
	LA	4						
	binocular		0,5	0,75	0,5	0,87	0,75	0,87
FHE210843	RA	4						
	LA	4,5						
	binocular		0,5	0,75	0,5	1,25	0,75	1,25
HGW081227	RA	4,5						
	LA	4						
	binocular		0,5	1	0,5	1	1	1
FRC181040	RA	5						
	LA	4,5						
	binocular		0,5	0,87	0,5	1	0,87	1
FKM250334	RA	5						
	LA	5						
	binocular		0,5	0,75	0,5	1	0,75	1
FFA060934	RA	3,5						
	LA	4,5						
	binocular		0,4	0,62	0,4	0,75	0,62	0,75
FHE040534	RA	3,5						
	LA	3,5						
	binocular		0,5	0,87	0,5	0,75	0,87	0,75
FRE190520	RA	3,5						
	LA	4						
	binocular		0,5	0,87	0,5	1	0,87	1
HBH191017	RA	4,5						
	LA	4						
	binocular		0,31	0,4	0,31	0,5	0,4	0,5
HHH141241	RA	3,5						
	LA	3						
	binocular		0,25	0,5	0,31	0,62	0,37	0,62
FLC300323	RA	4,5						
	LA	4,5						
	binocular		0,5	1	0,4	1	0,78	1

Name	Postop	Pupill. Meso.	KS10% 1mob	KS10% 4mob	KS25% 1mob	KS25% 4mob	KS10% 4mmb	KS25% 4mmb
FEE271234	RA	5,5						
	LA	5						
	binocular		0,31	0,62	0,4	0,62	0,78	1,25
FSI210537	RA	3,5						
	LA	3,5						
	binocular		0,5	0,62	0,5	0,75	0,78	0,78
FWH301265	RA	6						
	LA	6						
	binocular		0,5	0,62	0,25	0,4	0,5	0,62
FWI190942	RA	4						
	LA	4						
	binocular		0,5	0,87	0,5	0,87	0,87	0,87
FSA170928	RA	4,5						
	LA	4						
	binocular		0,4	0,625	0,5	0,78	0,62	0,78
FWA050565	RA	4						
	LA	4						
	binocular		0,5	1	0,5	1,25	1	1,25
FSI210432	RA	4,5						
	LA	4						
	binocular		0,45	0,5	0,5	0,75	0,5	0,75
FGE020727	RA	4						
	LA	4						
	binocular		0,4	0,5	0,4	0,5	0,5	0,5
HGW280243	RA	4,5						
	LA	5						
	binocular		0,25	1,25	0,5	1,56	1,25	1,56
FDE010936	RA	4,5						
	LA	4,5						
	binocular		0,5	0,78	0,5	1	0,78	1
FNL280536	RA	4						
	LA	3,5						
	binocular		0,5	1	0,5	1,25	1	1,25

Name	Postop	Pupill. Meso.	KS10% 1mob	KS10% 4mob	KS25% 1mob	KS25% 4mob	KS10% 4mmb	KS25% 4mmb
FDI100238	RA	3,5						
	LA	4						
	binocular		0,5	0,75	0,5	0,75	0,75	0,75
FSH070731	RA	5						
	LA	5						
	binocular		0,5	0,75	0,5	0,87	0,75	0,87

7.2.2 Deskriptive Statistik (Mittelwert, Standardabweichung, Median, 25. +50. +75. Perzentile, minimaler Wert, max. Wert)

Tabelle 1a.: Alter

n = 48	Jahre	
Mittelwert	69,13	
Median	71,00	
Standardabweichung	11,175	
Minimum	40	
Maximum	88	
Perzentile	25	64,25
	50	71,00
	75	76,25

Tabelle 1b.: Visus präoperativ (sc)

n = 48		Vsc35cm	Vsc1m	Vsc5m
Mittelwert		,2435	,1546	,3000
Median		,2000	,1000	,3000
Standardabweichung		,19653	,09789	,15710
Minimum		,05	,05	,05
Maximum		1,00	,40	,60
Perzentile	25	,1000	,1000	,2000
	50	,2000	,1000	,3000
	75	,3200	,2000	,4000

Tabelle 1c.: Visus präoperativ (cc)

n = 48		Vcc35cm	Vcc1m	Vcc5m
Mittelwert		,4427	,2108	,5125
Median		,4000	,2000	,5000
Standardabweichung		,19499	,11749	,14964
Minimum		,10	,10	,10
Maximum		1,00	,50	,90
Perzentile	25	,3000	,1000	,4000
	50	,4000	,2000	,5000
	75	,5000	,3000	,6000

Tabelle 1d.: Daten präoperativ

n = 48		Sphaere	Astigma- tismus	SÄ	ZR
Mittelwert		,1354	-,3958	-,0599	-,0367
Median		,5000	-,5000	,3125	-,0300
Standardabweichung		2,20370	,39219	2,19889	,20130
Minimum		-8,50	-1,50	-8,50	-,47
Maximum		4,00	,00	3,75	,74
Perzentile	25	-1,0000	-,5000	-1,0000	-,1300
	50	,5000	-,5000	,3125	-,0300
	75	1,5000	,0000	1,3438	,0600

Tabelle 1e.: Visus postoperativ (sc)

n = 48		Vsc35cm	Vsc1m	Vsc5m
Mittelwert		,4448	,2063	,6437
Median		,4000	,2000	,7000
Standardabweichung		,14293	,10917	,15561
Minimum		,20	,10	,30
Maximum		,80	,50	,90
Perzentile	25	,4000	,1000	,5000
	50	,4000	,2000	,7000
	75	,5000	,3000	,8000

Tabelle 1f.: Visus postoperativ (cc)

n = 48		Vcc35	Vcc1m	Vcc5m
Mittelwert		,7304	,2321	,7750
Median		,8000	,2000	,8000
Standardabweichung		,25034	,11007	,17685
Minimum		,20	,10	,40
Maximum		1,00	,50	1,20
Perzentile	25	,5000	,2000	,6250
	50	,8000	,2000	,8000
	75	1,0000	,3000	,9000

Tabelle 1g.: Daten postoperativ

n = 48		Sphaere	Astigma- tismus	SÄ
Mittelwert		,2292	-,4219	,0156
Median		,1250	-,5000	,0000
Standardabweichung		,46936	,41307	,48352
Minimum		-,75	-1,25	-1,13
Maximum		1,75	,00	1,25
Perzentile	25	,0000	-,7500	-,1250
	50	,1250	-,5000	,0000
	75	,5000	,0000	,3438

Tabelle 1h.: Daten postoperativ

n = 48		Pupille photo.	Pupille Meso.
Mittelwert		3,6250	4,2708
Median		3,5000	4,0000
Standardabweichung		,55063	,65199
Minimum		3,00	3,00
Maximum		5,00	6,00
Perzentile	25	3,0000	4,0000
	50	3,5000	4,0000
	75	4,0000	4,5000

Tabelle 1i.: Pupille photopisch

	Häufigkeit	Prozent	kumulierte Prozente
3,00	15	31,3	31,3
3,50	13	27,1	58,3
4,00	15	31,3	89,6
4,50	3	6,3	95,8
5,00	2	4,2	100,0
gesamt	48	100,0	

Tabelle 1j.: Pupille mesopisch

	Häufigkeit	Prozent	kumulierte Prozente
3,00	1	2,1	2,1
3,50	9	18,8	20,8
4,00	16	33,3	54,2
4,50	12	25,0	79,2
5,00	7	14,6	93,8
5,50	1	2,1	95,8
6,00	2	4,2	100,0
gesamt	48	100,0	

Tabelle 1k. KS10%1mob und KS10%4mob

n = 24	KS10%1mob	KS10%4mob
Mittelwert	,4488	,7610
Median	,5000	,7500
Standardabweichung	,08512	,20311
Minimum	,25	,40
Maximum	,50	1,25
Perzentile		
	25	,4000
	50	,5000
	75	,5000

Tabelle 1l.: KS25%1mob und KS25%4mob

n = 24	KS25%1mob	KS25P%mob
Mittelwert	,4571	,8788
Median	,5000	,8700
Standardabweichung	,07532	,27256
Minimum	,25	,40
Maximum	,50	1,56
Perzentile		
	25	,4000
	50	,5000
	75	,5000

Tabelle 1m.: KS10%4mmb und KS25%4mmb

n = 24	KS10%4mmb	KS25%4mmb
Mittelwert	,7546	,9154
Median	,7650	,8700
Standardabweichung	,20709	,26195
Minimum	,37	,50
Maximum	1,25	1,56
Perzentile		
	25	,6200
	50	,7650
	75	,8700

### 7.2.3 Überprüfung der Verteilungsform (Kolmogorov-Smirnov-Test)

- Festlegung des anzuwendenden Tests

Tab. 2a.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - präoperativ

n = 48		Vsc35cm
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,2435
	Standardabweichung	,19653
Extremste Differenzen	Absolut	,275
	Positiv	,275
	Negativ	-,170
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,906
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,001

Tab. 2b.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - präoperativ

n = 48		Vsc1m
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,1546
	Standardabweichung	,09789
Extremste Differenzen	Absolut	,316
	Positiv	,316
	Negativ	-,164
Kolmogorov-Smirnov-Z		2,187
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,000

Tab. 2c.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - präoperativ

n=48		Vsc5m
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,3000
	Standardabweichung	,15710
Extremste Differenzen	Absolut	,134
	Positiv	,134
	Negativ	-,134
Kolmogorov-Smirnov-Z		,926
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,358

Tab. 2d.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - präoperativ

n=48		Vcc35cm
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,4427
	Standardabweichung	,19499
Extremste Differenzen	Absolut	,155
	Positiv	,155
	Negativ	-,142
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,076
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,197

Tab. 2e.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - präoperativ

n=48		Vcc1m
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,2108
	Standardabweichung	,11749
Extremste Differenzen	Absolut	,266
	Positiv	,266
	Negativ	-,173
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,842
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,002

Tab. 2f.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - präoperativ

		Vcc5m
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,5125
	Standardabweichung	,14964
Extremste Differenzen	Absolut	,175
	Positiv	,137
	Negativ	-,175
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,213
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,106

Tab. 2g.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - postoperativ

		Vsc35cm
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,4448
	Standardabweichung	,14293
Extremste Differenzen	Absolut	,248
	Positiv	,248
	Negativ	-,148
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,718
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,005

Tab. 2h.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - postoperativ

		Vsc1m_post
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,2062
	Standardabweichung	,10917
Extremste Differenzen	Absolut	,252
	Positiv	,252
	Negativ	-,165
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,746
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,005

Tab. 2i.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - postoperativ

		Vsc5m
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,6437
	Standardabweichung	,15561
Extremste Differenzen	Absolut	,204
	Positiv	,156
	Negativ	-,204
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,411
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,037

Tab. 2j.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - postoperativ

		Vcc35
Parameter	der Mittelwert	,7304
Normalverteilung		
	Standardabweichung	,25034
Extremste Differenzen	Absolut	,193
	Positiv	,141
	Negativ	-,193
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,336
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,056

Tab. 2k.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - postoperativ

		Vcc1m
Parameter	der Mittelwert	,2321
Normalverteilung		
	Standardabweichung	,11007
Extremste Differenzen	Absolut	,281
	Positiv	,281
	Negativ	-,156
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,949
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,001

Tab. 2l.: Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest - postoperativ

		Vcc5m
Parameter	der Mittelwert	,7750
Normalverteilung		
	Standardabweichung	,17685
Extremste Differenzen	Absolut	,140
	Positiv	,131
	Negativ	-,140
Kolmogorov-Smirnov-Z		,967
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,307

## 7.2.4 Vergleich der Mittelwerte: Visus vor und nach OP, Signifikanzen

Tab. 3a.: Wilcoxon-Test für die Visusverbesserung sc

	Vsc35cm_post - Vsc35cm_prae	Vsc1m_post - Vsc1m_prae	Vsc5m_post - Vsc5m_prae
Z	-4,395(a)	-2,566(a)	-5,883(a)
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,010	,000

a Basiert auf negativen Rängen

b Wilcoxon-Test

Tab. 3b. Wilcoxon-Test für die Visusverbesserung cc

	Vcc35_post - Vcc35cm_prae	Vcc1m_post - Vcc1m_prae	Vcc5m_post - Vcc5m_prae
Z	-4,567(a)	-,901(a)	-5,535(a)
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,000	,368	,000

a Basiert auf negativen Rängen

b Wilcoxon-Test

Tab. 4a.: Korrelationen zwischen des Visus sc postoperativ (35 cm) und der Pupille photopisch

		Pupill_phot	Vsc35cm
Pupill- phot	Korrelation nach Pearson	1	-,112
	Signifikanz (2-seitig)		,449
	N	48	48
Vsc35cm-post	Korrelation nach Pearson	-,112	1
	Signifikanz (2-seitig)	,449	
	N	48	48

Es besteht keine signifikante Korrelation zwischen den Parametern ( $r = -0,1$ ;  $p = n.s.$ ).

Tab. 4b.: Korrelationen zwischen des Visus sc postoperativ (1 m) und der Pupille photopisch

		Pupill_phot	Vsc1m
Pupill-phot	Korrelation nach Pearson	1	,061
	Signifikanz (2-seitig)		,680
	N	48	48
Vsc1m-post	Korrelation nach Pearson	,061	1
	Signifikanz (2-seitig)	,680	
	N	48	48

Es besteht keine signifikante Korrelation zwischen den Parametern ( $r = 0,06$ ;  $p = n.s.$ ).

Tab. 4c.: Korrelationen zwischen dem Visus sc postoperativ (5 m) und der Pupille photopisch

		Pupill_phot	Vsc5m
Pupill-phot	Korrelation nach Pearson	1	-,090
	Signifikanz (2-seitig)		,543
	N	48	48
Vsc5m-post	Korrelation nach Pearson	-,090	1
	Signifikanz (2-seitig)	,543	
	N	48	48

Es besteht keine signifikante Korrelation zwischen den Parametern ( $r = -0,09$ ;  $p = n.s.$ ).

- Feld L. vs. V (für alle 48 Augen)

Tab. 4d.: Korrelationen zwischen dem ZR und SÄ postoperativ

		ZR_prae	SAE_post
ZR- prae	Korrelation nach Pearson	1	,401(**)
	Signifikanz (2-seitig)		,005
	N	48	48
SAE-post	Korrelation nach Pearson	,401(**)	1
	Signifikanz (2-seitig)	,005	
	N	48	48

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

### 7.3 Definitionen

**Standardfehler:** Trägt man den Standardfehler zu beiden Seiten des Mittelwertes auf, liegt mit etwa 67-%iger Wahrscheinlichkeit der Mittelwert der Grundgesamtheit in diesem Intervall. Der Standardfehler errechnet sich aus der Standardabweichung dividiert durch die Quadratwurzel des Stichprobenumfangs.

**Bogensekunde:** Eine Winkel-Maßeinheit, die 1/3600 Grad entspricht. Sechzig Bogensekunden entsprechen einer Bogenminute und 60 Bogenminuten entsprechen schließlich einem Grad.

**Myopie** (Kurzsichtigkeit): Refraktionsfehler, bei dem der Brennpunkt paralleler Strahlen vor der Netzhaut liegt, das Auge ist im Verhältnis zu seiner Brechkraft zu lang. Korrektur mit Minusgläsern.

**Hyperopie** (Übersichtigkeit): Refraktionsfehler, bei dem der Brennpunkt paralleler Strahlen hinter der Netzhaut liegt, das Auge ist im Verhältnis zu seiner Brechkraft zu kurz. Korrektur mit Plusgläsern.

**Astigmatismus** (Stabsichtigkeit): Die Hornhaut ist in einem Meridian stärker gewölbt, die Lichtstrahlen werden nicht in einem einzigen Punkt der Netzhaut vereint. Korrektur mit Zylindergläsern.

**Presbyopie** (Altersweitsichtigkeit): Die Linse verliert mit zunehmendem Alter ihre Akkommodationsfähigkeit.

**Korrelationskoeffizient:** Ist ein dimensionsloses Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen zwei mindestens intervallskalierten Merkmalen. Er kann Werte

zwischen -1 und 1 annehmen. Wenn der Korrelationskoeffizient den Wert 0 aufweist, hängen die beiden Merkmale überhaupt nicht linear voneinander ab.

**Signifikanz:** In der Statistik heißen Unterschiede oder Zusammenhänge signifikant, wenn die Wahrscheinlichkeit gering ist, dass sie durch Zufall zustande gekommen sind.

**Photopisches Sehen:** Tagessehen besteht bei einer Gesichtsfeldleuchtdichte von mehr als 10 cd/m<sup>2</sup>.

**Mesopisches Sehen:** Dämmerungssehen besteht bei einer Leuchtdichte von 0,01 bis 10 cd/m<sup>2</sup>.

#### 7.4 Kalkulationsformel nach Haigis

$$DL = n/l - d - n/nlz - d$$

$$\text{mit } z = DC + \text{ref}/1 - \text{ref}dBC \quad \text{und} \quad DC = nc - 1/RC$$

D: IOL-Brechkraft

DC: Hornhaut-Brechkraft

RC: Hornhautradius

nc: (fiktiver) Brechungsindex der Hornhaut

ref: Zielrefraktion

dBC: Scheitelabstand zwischen Hornhaut und Brille

d: optische Vorderkammertiefe

l: Achsenlänge

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

## **8. Danksagung**

Meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. H.-J. Hettlich, Facharzt für Augenheilkunde in Minden, danke ich für die kompetente Betreuung während der Zeit der Erstellung meiner Doktorarbeit. Herrn Wundenberg, Optikermeister in der Augenpraxisklinik Minden, danke ich für die technische Unterstützung bei EDV-Angelegenheiten. Weiterhin gilt mein besonderer Dank Frau Dr. Gugler, Refractive Business Manager, für die Hilfe bei der Literaturrecherche und für die Überlassung einiger Abbildungen.

## 9. Lebenslauf

### Persönliche Daten

Vor- und Nachname: Haider Al-Sarrage

Geburtsdatum: 25.09.1969

Geburtsort: Bagdad

Staatsangehörigkeit: Deutsch

### Schulbildung

1975 - 1979	Grundschule
1979 - 1983	Mittelschule
1983 - 1987	Gymnasium
1987 - 1988	Abschluss: Abitur
1989 - 1990	Studienkolleg bei den wissenschaftlichen Hochschulen des Freistaates Bayern in München

### Hochschulbildung

SS/1990 - Mai/2000 Medizinstudium an der Universität Würzburg

### Ärztliche Tätigkeit

17.04.01 - 17.04.03 Arzt im Praktikum/Assistenzarzt in der Augenpraxisklinik, Dres Knapp und Schwartzkopff in Lörrach

15.05.03 - 14.05.06 Assistenzarzt in der Augenpraxisklinik in Minden/Westfalen

### Facharzt

12.08.2006 Erteilung der Bezeichnung Facharzt für Augenheilkunde

### Doktorarbeit

05/2005 – 03/2006 Klinische Testung einer neuartigen intraokularen Multifokallinse, Rezoom™- MIOL

**Sprachen**

Deutsch, Arabisch, Englisch

**Hobbys**

Schwimmen, Radfahren

## 10. Publikationen

### **Hettlich H J , Al-Sarrage H**

Klinische Erfahrungen mit der Rezoom-Multifokallinse. 20. Kongress der DGII, Biermann-Verlag Köln, 323-327 (2006)