

Aus der Augenklinik Berlin-Marzahn
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Funktionelle Ergebnisse nach Implantation von drei
Intraokularlinsentypen unter besonderer Berücksichtigung
der Kontrastsensitivität und Blendempfindlichkeit**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Tahereh Kamkar

aus Teheran

Gutachter: 1. Doz. Dr. med. habil. Dietze

2. Priv.-Doz. Dr. med. E. Bertelmann

3. Prof. Dr. med. U. Mester

Datum der Promotion: 09.09.2011

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung.....	5
1.1. Aktueller Stand der Kataraktchirurgie.....	10
1.2. Physiologische Grundlagen der Linsenfunktion.....	11
1.2.1. Akkommodation und Presbyopie	11
1.2.2. Sphärische und chromatische Aberration.....	11
1.3. Materialeigenschaften von Intraokularlinsen	12
1.4. Beschaffenheit und Funktionsweise von Intraokularlinsen	13
1.5. Optische Varianten von Intraokularlinsen.....	15
1.5.1. Fokalität.....	15
1.5.2. Sphärizität.....	16
1.5.3. Fraktivität.....	17
1.6. Neue Trends bei Intraokularlinsen	22
2. Zielsetzung der Arbeit	25
3. Material und Methodik	27
3.1. Beschreibung des Patientenkollektives	27
3.1.1. Demographische und klinische Daten.....	27
3.1.2. Ein- und Ausschlusskriterien der Studie.....	30
3.2. Daten der implantierten Linsen	30
3.2.1. Alcon AcrySof ReSTOR Natural - SN60D3.....	30
3.2.2. Alcon AcrySof IQ Aspheric - SN60WF	32
3.2.3. AMO TECNIS CL Z9002.....	33
3.3. Präoperative Untersuchungen	34
3.4. Operation.....	38
3.4.1. Operationstechnik.....	38
3.4.2. Postoperative Therapie.....	39
3.5. Postoperative Untersuchungen.....	39
3.5.1. Prüfung der Kontrastsensitivität	40
3.5.2. Niedrigkontrastsensitivität mit Hilfe der Diabetes Tafel (ETDRS-Tafel) unter mesopischen Bedingungen.....	44
3.5.3. Fragebogen	46

4. Ergebnisse.....	48
4.1. Fernvisus	48
4.1.1. Präoperativer Fernvisus.....	48
4.1.2. Postoperativer Fernvisus	48
4.2. Nahvisus.....	49
4.2.1. Präoperativer Nahvisus.....	49
4.2.2. Postoperativer Nahvisus	50
4.3. Prä- und postoperatives sphärisches Äquivalent.....	51
4.4. Kontrastsensitivität.....	53
4.4.1. Photopische Kontrastsensitivität	53
4.4.2. Mesopische Kontrastsensitivität ohne Blendung	54
4.4.3. Mesopische Kontrastsensitivität unter Blendung	54
4.4.4. Niedrigkontrastsensitivität	55
4.5. Brillenunabhängigkeit.....	57
4.6. Postoperative Komplikationen und Veränderungen	57
4.7. Patientenzufriedenheit	57
5. Diskussion.....	59
5.1. Auswahl der Linsen für diese Studie	59
5.2. Vergleichbarkeit der Patientengruppen	61
5.3. Visus.....	62
5.4. Sphärisches Äquivalent	64
5.5. Vergleich von Patientengruppen mit Linsen mit und ohne Blaulichtfilter.....	65
5.6. Kontrastsensitivität.....	69
5.7. Patientenzufriedenheit	72
6. Zusammenfassung und Schlussbetrachtung.....	76
7. Abkürzungsverzeichnis.....	79
8. Literaturverzeichnis	80
Danksagung.....	91
Lebenslauf.....	92
Eidesstattliche Erklärung.....	93

1. Einleitung

Der Graue Star ist eine seit der Antike bekannte Krankheit. Der Seheindruck ist dabei beeinträchtigt wie bei einem Blick durch einen Wasserfall, daher wurde damals im Rahmen der hippokratisch-galenischen Viersäftelehre angenommen, dass bei der Entstehung dieser Krankheit Substanzen an der Pupille herabfließen [85].

Die alleinige Entfernung der getrübten Linse führt aber noch zu keiner Wiederherstellung der Sehfähigkeit, denn ohne die Brechkraft der entfernten Linse verbleibt eine erhebliche Fehlsichtigkeit. Aus diesem Grund wird heutzutage nach der Entfernung der alten Linse (mittels Phakoemulsifikation des Linsengewebes) eine Kunstlinse mit einer entsprechenden Brechkraft implantiert. Zunehmende Bedeutung gewinnt in der Kataraktchirurgie nicht nur die alleinige Entfernung und der Ersatz der getrübten Linse, sondern auch die möglichst optimale optische Rehabilitation. Sie berücksichtigt zum einen die Wünsche und Vorstellungen des Patienten, zum anderen ist es möglich, präoperative Refraktionsfehler auszugleichen.

Die Katarakte lassen sich nach Lokalisation der Trübung (z. B. Kern- oder Schalentrübung) oder ihrer Entstehungsart (z. B. kongenitale, senile, posttraumatische Katarakte) unterscheiden. Nahezu alle Katarakte sind erworben, wobei der Anteil der senilen Katarakte ca. 90% beträgt [85]. Angeborene Katarakte sind eher selten. Sie entstehen entweder durch Vererbung oder als Folge einer frühembryonalen transplazentaren Schädigung, in seltenen Einzelfällen durch Spontanmutationen [65].

Die Akkommodationsfähigkeit des Auges läßt zumeist ab dem 40. Lebensjahr allmählich nach. Dies ist die Folge eines Elastizitätsverlustes der Linse. Als Folge davon ist die Mehrheit der Menschen gezwungen, etwa ab dem 45. Lebensjahr eine Lesebrille zu tragen [17]. Neben der Elastizität der Linse ändert sich aber auch deren sphärische Aberration. Beim jungen Menschen kompensieren sich die positive sphärische Aberration der Hornhaut und die negative sphärische Aberration der Linse weitgehend gegenseitig. Mit zunehmendem Alter bleiben die Werte der Hornhaut konstant, während

Seite 6

sich die sphärische Aberration der Linse von negativen zu positiven Werten ändert. Damit verbunden ist eine Abnahme des Kontrastsehvermögens im Alter [5, 31, 37].

Als Folge des Alterns kann sich die Linse eintrüben (Katarakt), was sich in einer erhöhten Blendempfindlichkeit, einer verminderten Kontrastsensitivität und reduzierten Sehfähigkeit in Nah- sowie Fernbereich äußert. Die nach einer Katarakt-Operation eingesetzten Linsen sind derzeit in der Mehrheit monofokal. Ältere Menschen sind mit der Problematik einer eingeschränkten Sehfähigkeit im Nahbereich und der Notwendigkeit einer Lesebrille vertraut und kommen mit Monofokallinsen in der Regel gut zurecht. Hingegen jüngere Menschen, die bisher ohne Lesebrille ausgekommen sind, äußern deshalb häufig den Wunsch nach einer Multifokallinse zum Ausgleich der Linsenlosigkeit bei Kataraktoperationen.

Multifokale Intraokularlinsen (MIOL) erschienen erst relativ spät in der Geschichte der Intraokularlinsen [35]. Anfängliche Probleme bestanden darin, dass bei frühen Varianten dieser Linsen im Vergleich zu Monofokallinsen eine wesentlich exaktere Zentrierung notwendig war. Früher verwendete, nicht faltbare Varianten von MIOL (z.B. aus PMMA; Polymethylmethacrylat) erforderten einen vergleichsweise großen Schnitt beim Einsetzen dieser Linse, so dass das Risiko für einen operativ induzierten Astigmatismus erhöht war [2, 9, 27, 28, 35, 59, 72, 86, 107]. Weiterentwicklungen der Linsen und der Operationstechniken ermöglichten eine viel bessere Zentrierung. Auch ist bei den jüngsten Linsentypen die Zentrierung nicht mehr von so entscheidender Bedeutung. Bei aktuellen IOL-Typen kann zudem die Schnittgröße deutlich reduziert werden, was das Risiko eines induzierten Astigmatismus deutlich verringert.

Multifokallinsen erreichen ihre Wirkung nicht durch eine Brechungsänderung der Linse (Akkommodation) sondern durch das gleichzeitige Abbilden mehrerer Bilder auf der Netzhaut (Pseudoakkommodation) [52]. Die Multifokallinse teilt das Licht auf mehrere Foci auf. Dadurch können auch ohne Brillennutzung Gegenstände in unterschiedlichen Abständen zum Auge erkannt werden. Das Gehirn des Patienten muss dabei lernen, das jeweils richtige Bild herauszusuchen und zu verarbeiten. Erfahrungsgemäss ist dafür eine gewisse Eingewöhnungszeit von bis zu etwa 6 Monaten notwendig [58].

Seite 7

Dies erklärt auch folgenden Widerspruch: Theoretisch müssten diese Mehrfachbilder zu permanenter Wahrnehmung von Halos (Lichthöfe an den Unschärfezonen um das Objektbild) führen. Halos werden jedoch von der Mehrzahl der Patienten nicht angegeben. Offensichtlich kann das Gehirn in den meisten Fällen diese Seheindrücke entsprechend den Anforderungen sinnvoll verarbeiten [27].

Beim Durchtritt des Lichtes durch ein Medium (Linse) spielt neben der Brechung (Refraktion) auch die *Beugung* (Streuung, Diffraktion) eine wichtige Rolle. Eine gesunde Linse beugt das Licht wenig. Die Kataraktlinse dagegen führt zu starker Beugung und damit zu den bekannten Phänomenen der *Blendung* und *Halo*-Bildung, was sich z.B. bei nächtlichem Autofahren und weiter Pupille sehr störend bemerkbar macht. Die verstärkte Beugung führt auch zu einem verminderten *Kontrastsehen*. Unter „Glare“ versteht man beides: Blendung durch Streulicht und den daraus folgenden kontrastmindernden Effekt. Diese Effekte weisen leider auch viele Kunstlinsen in verschiedenem Maße auf. Dies trifft vor allem für die ersten Multifokallinsen-Generationen zu [1, 9, 14, 40, 45, 106]. Auch die Zielrefraktion hat z.B. einen Einfluss auf die Halobildung: Eine wie bei Monofokallinsen übliche Zielrefraktion geringfügig im Minusbereich verstärkt die Halobildung, eine Zielrefraktion geringfügig im Plusbereich bei Multifokallinsen führt zu einer Verringerung, ggf. sogar zu einem Verschwinden der Halobildung.

Derzeit erhältliche Multifokallinsen basieren auf zwei verschiedenen Prinzipien: dem refraktiven und dem diffraktiven Prinzip. Bei Verwendung dieser Linsen können vermindertes Kontrastsehvermögen, Halos und Glare nicht vermieden werden [1, 2, 14, 18, 36, 45]. Glare wird im Auge im Wesentlichen durch Kunstlinsen hervorgerufen. Durch spezielle Oberflächenbeschaffenheiten wird derzeit versucht, diesen Phänomenen entgegenzuwirken [47].

Bei sphärischen Linsen können chromatische Aberrationen auftreten. Dies führt zu verlagerten Brennpunkten bei unterschiedlichen Wellenlängen und dadurch zu Abbildungsfehlern. Durch ein asphärisches Linsendesign wird versucht, diese Abbildungsfehler zu vermeiden.

Seite 8

Dennoch gibt es beim Einsatz von Multifokallinsen nach wie vor einige Limitierungen: Zum Einen wurde bei früheren Publikationen (vor der Einführung der aktuellen Geräte für die optische Biometrie, wie dem IOL Master, siehe auch Abschnitt 3.3.) die Zielrefraktion nicht immer erreicht. Zum Anderen ist ein beträchtlich erhöhter Aufwand bei der Auswahl und Aufklärung der Patienten erforderlich [27, 35, 110]. Außerdem ist die Kostenübernahme durch die gesetzliche und die private Krankenversicherung nicht immer gewährleistet.

Die natürliche Linse hat neben der offensichtlichen Funktion der Lichtbrechung noch eine weitere Funktion: Sie hat eine Filterfunktion und schützt die dahinter liegende Netzhaut vor den kurzwelligen Anteilen des Sonnenlichtes. Im Verlauf des Lebens verändern sich vor allem in der Netzhautmitte verschiedene Chromophore und andere Substanzen, die das Auge vor Lichtschäden schützen. Die menschliche Linse färbt sich mit zunehmendem Alter gelb und wirkt dadurch wie ein Schutzfilter. Hierdurch reduziert sie den Anteil des blauen Lichts, der auf die Netzhaut trifft und somit vermutlich das Risiko von Netzhautschädigungen. Bei der Operation des Grauen Stars wird die getrübte Augenlinse entnommen und durch eine Kunstlinse ersetzt. Dies führt wieder zu einer besseren Sehleistung, aber der natürliche Schutzfilter des Auges vor „hartem“ (sehr kurzwelligem) Blaulicht geht bei einer Katarakt-Operation zwangsläufig verloren. Ein künstlicher Blaulichtfilter in der Intraokularlinse soll diesen natürlichen Filter nun ersetzen, den harten Anteil des blauen Lichts absorbieren und so Netzhaut und Makula schützen. Ob er dabei tatsächlich das AMD-Risiko mindert, ist in der Fachwelt noch immer umstritten [17], entsprechende Studien laufen derzeit (siehe Diskussion 5.4.).

Beim Licht können die UV-Anteile (unter 400 nm), die violetten Anteile (400 bis 440 nm) und das eigentliche Blau (440 bis 500 nm) am blauen Ende des Spektrums unterschieden werden. Dies ist insofern von Bedeutung, da zwischenzeitlich IOL's mit einem Violettfilter unter anderem von Schepens propagiert wurden, die sich aber aktuell nicht durchgesetzt haben [74]. Das Adsorptionsspektrum von Linsen mit Blaulichtfilter ist ähnlicher dem der natürlichen Linse eines erwachsenen Menschen als das von Linsen mit nur einem UV- oder Violettfilter [74]. Zu beachten ist auch, dass die

Seite 9

Filterwirkung von der Dicke der IOL abhängig ist. Linsen mit einer höheren Dioptrienstärke haben wegen der höheren Materialdicke in der Regel eine höhere Schutzwirkung. Eine IOL mit Blaulichtfilter kann im Vergleich zu einer ähnlichen Linse ohne Blaulichtfilter etwa 30 bis 50% des einfallenden blauen Lichts absorbieren. Dies relativiert natürlich die Schutzwirkung. Bei extremen Lichtsituationen ist eine zusätzliche Sonnenbrille unverzichtbar [103].

Blaulichtfilterlinsen haben auch noch einen zweiten Vorteil: Ihre Filterfunktion ist sehr genau der menschlichen Linse nachempfunden, so dass Blaulichtfilterlinsen einen sehr natürlichen Seheindruck ermöglichen. Speziell das Farbsehen ist harmonisch und ausgewogen [60].

Neben den Vorteilen von Blaulichtfiltern existieren Berichte über Nebenwirkungen solcher Linsen in verschiedener Hinsicht: Genannt werden negative Auswirkungen bei retinologischen Eingriffen (schlechtere Darstellbarkeit), verändertes Farben- und Kontrastsehen des Patienten sowie Störungen des Schlafverhalten bzw. der circadianen Rhythmik [17].

Die aktuell verfügbaren Implantate (MIOL) sind flexibler als früher, dies führt zu kleineren notwendigen Schnittgrößen, zusätzlich wurde die Biometrie der aktuellen Linsen verbessert. Die Weiterentwicklung der Kataraktchirurgie in Richtung Minimal-Invasive Chirurgie führt dazu, dass Multifokallinsen heutzutage auch zur Aphakiekorrektur und in der clear-lens-exchange Linsen Chirurgie besonders für hyperope Patienten eingesetzt werden [35].

In jüngerer Vergangenheit wurde vor allem die Alcon AcrySof ReSTOR Natural - SN60D3 sowohl mit monofokalen als auch mit anderen multifokalen Intraokularlinsen verglichen [10, 28, 36, 38]. Dabei wurde jeweils eine hohe Patientenzufriedenheit festgestellt.

Das Primärziel der Implantation der Alcon AcrySof ReSTOR Natural - SN60D3 war die Wiederherstellung der Lesefähigkeit. Dabei blieben noch Fragen, die in der Literatur noch nicht ausreichend geklärt waren: Wie gut ist das Kontrastsehen mit dieser Linse

im Vergleich zu Monofokallinsen, insbesondere unter mesopischen Bedingungen (bei Dämmerung) und bei Blendung? Wirkt sich das sphärische Linsendesign in der Praxis negativ aus? Welchen Einfluß hat dabei der bei dieser Linse verwendete Blaufilter? Dies ist der Gegenstand der folgenden Arbeit.

1.1. Aktueller Stand der Kataraktchirurgie

Die extrakapsuläre Operationstechnik des grauen Stars mit anschließender Implantation einer Hinterkammerlinse, hat sich in den letzten Jahrzehnten zu einem Routineeingriff in der Ophthalmologie entwickelt.

In Deutschland werden derzeit pro Jahr über 600.000 Operationen des grauen Stars durchgeführt [64], wobei die getrübte Linse durch eine Kunstlinse ersetzt wird. Diese Zahl nimmt in den kommenden Jahren vermutlich noch weiter zu. Mit der gleichen Technik wird bei höheren Fehlsichtigkeiten bei klarer Linse zunehmend auch die refraktive Linsen Chirurgie durchgeführt, die lediglich der Änderung der Brechkraft in Richtung Emmetropie dient [7] und bei Implantation von Multifokallinsen auch dem Ausgleich der Alterssichtigkeit.

Die Operationstechniken wurden in den letzten Jahren entscheidend verbessert: Die Größe des Starschnitts zur Eröffnung des Auges ist wesentlich kleiner geworden. Zur Eröffnung des Bulbus ist der clear-cornea-Schnitt mit einer Länge von 2,8 mm und kleiner bis zu 3,2 mm üblich. Die Wunde verschließt sich bei normotoner Augeninnendrucklage selbstständig ohne Naht („Non-Stitch-Technik“). Die Gefahr eines postoperativen Astigmatismus ist dadurch wesentlich geringer im Vergleich zu Operationstechniken mit größerem Starschnitt und Nahtverschluss sowie daraus folgender Narbenbildung [27, 111].

1.2. Physiologische Grundlagen der Linsenfunktion

1.2.1. Akkommodation und Presbyopie

Die Fähigkeit des gesunden Auges, ein scharfes Netzhautbild von Gegenständen in unterschiedlichen Entfernungen zu erzeugen, wird als Akkommodation (Naheinstellungsreaktion) bezeichnet. Dies geschieht über eine Änderung der Brechkraft der Linse. Das Ausmaß der Brechkraftänderung zwischen Nah- und Fernpunkt wird als Akkommodationsbreite bezeichnet [16]. Während die Akkommodation in jüngerem Lebensalter ausreicht, um auch in der Nähe scharf zu sehen, lässt sie etwa ab dem 40. Lebensjahr wegen eines Elastizitätsverlustes bzw. Sklerosierungsprozesses der Linse zunehmend nach und erfordert dann eine zusätzliche Nahkorrektur. Die Akkommodationsbreite beträgt beim nicht fehlsichtigen (emmetropen) kindlichen Auge 15 dpt (Nahpunkt 7 cm). Sie sinkt bis zum 70. Lebensjahr auf 0,0 dpt ab [95].

1.2.2. Sphärische und chromatische Aberration

Sphärische Aberration: Parallele Lichtstrahlen, die paraxial durch eine sphärische Linse (ein Medium höherer Dichte) gelangen, werden im Randbereich der Linse zunehmend stärker gebrochen (prismatische Wirkung). Die Folge dieser physikalischen Eigenschaft ist die Entstehung mehrerer Brennpunkte und daraus resultierend eine unscharfe Abbildung. Mit einer asphärischen Linsenoberfläche lässt sich diese Aberration ausgleichen. Die paraxialen Lichtstrahlen sammeln sich in einem einzigen Brennpunkt. So wird eine wesentlich schärfere Abbildung erreicht. Hornhaut und Linse besitzen korrigierende, asphärische Oberflächen [99].

Chromatische Aberration: Die Brechung ist abhängig von der Wellenlänge des Lichtes, dabei wird rotes Licht schwächer als blaues gebrochen. Beim Durchtritt von weißem Licht entstehen deshalb im prismatisch wirksamen paraxialen Bereich einer Linse mehrere Brennpunkte für verschiedene Wellenlängen. Licht mit hohem Blauanteil bewirkt tendenziell eine Kurzsichtigkeit (Brennpunktverlagerung), Licht mit hohem Rotanteil eher eine Übersichtigkeit. Diese chromatische Aberration müsste sich in

farbigen Bildkanten bemerkbar machen. Da dies jedoch nicht der Fall ist, nimmt Seiler an, dass „das menschliche Auge auch hier korrigierend wirkt“ [99]. Die Art dieser Korrektur haben wir oben beschrieben. Die Fähigkeit, Hornhaut- und Linsenaberrationen zu korrigieren, nimmt im Laufe des Lebens ab. Eine Folge davon ist eine geringere Kontrastempfindlichkeit im Alter [5, 31, 37].

1.3 Materialeigenschaften von Intraokularlinsen

Allgemeine Materialanforderungen:

Die Linsenmaterialien müssen folgende Kriterien erfüllen: sie müssen eine hohe Transparenz und Alterungsbeständigkeit besitzen und aus einem chemisch inerten, atoxischen, gut bearbeitbaren Material bestehen. Diese Kriterien werden von den heute meist verwendeten Acryl-Kunststoffen und Silikon-Elastomeren erfüllt.

UV- und Blaulichtfilter:

Beim natürlichen Alterungsvorgang werden protektive Chromophoren in die Linse eingelagert, was zu einer gewissen Gelbfärbung führt. Diese Pigmente haben eine Filter-Funktion für Blau- und Ultraviolettlicht. Dadurch wird die Makula geschützt ohne die Farbwahrnehmung zu stören [48]. Die ersten Linsen-Generationen hatten keinen UV-Filter. Dies begünstigte die altersbedingte Makuladegeneration [25] (siehe Diskussion). Alle Hersteller versehen deshalb heute ihre Linsenmaterialien bereits standardmäßig mit UV-Filtern, die ihr Wirkungsmaximum unterhalb von 400 nm, d.h. bei unsichtbaren Wellenlängen besitzen. Die potentiell schädigenden, energiereichen Wellenlängen beginnen aber bereits im Bereich des sichtbaren Blaulichts ab einer Wellenlänge von 440 nm [67].

Im Gegensatz zu den bisher meist implantierten glasklaren Kunstlinsen, die lediglich einen UV-Filter besitzen, zeigen die Implantate mit einem zusätzlichen Filter im Bereich des sichtbaren Blau-Spektrums einen Gelbton. Durch die Adsorption der blauen und violetten Anteile des sichtbaren Lichts werden die komplementären Farbanteile (Gelb) verstärkt wahr genommen. In der Literatur wird über keine wesentliche Beeinträchtigung der Farbwahrnehmung der Patienten berichtet [24].

1.4. Beschaffenheit und Funktionsweise von Intraokularlinsen

Die fehlende Brechkraft des Auges nach Entfernung der Linse muss durch eine Starbrille, eine Kontaktlinse oder durch eine Intraokularlinse ausgeglichen werden. In der Regel wird heute an Stelle der natürlichen Linse eine Kunstlinse in den Kapselsack implantiert. Während die Linsen der 80er und frühen 90er Jahre noch eine vergleichsweise mindere Qualität aufwiesen, die mit den Leistungen der Linsen einer „Wegwerfkamera“ vergleichbar waren, sind die heutigen asphärischen Linsen in Kombination mit ihrer intraokularen Fixation (Haptik; siehe Abb.1) und modellabhängig einem Blaulicht-Filter insbesondere bei multifokaler Ausführung echte High-Tech-Produkte, die als Teil eines optisch-physiologisch-anatomischen Gesamtsystems verstanden werden müssen [106].

Die der Zeit zu Verfügung stehenden Kunstlinsen sind nicht im Sinne einer Brechkraftmodulation verformbar. Alle Versuche, eine der Natur ähnliche *akkommodierende* Kunstlinse zu entwickeln, haben bisher nicht zum Erfolg geführt [7, 8]. Kunstlinsen können monofokal oder multifokal sein. Letztere korrigieren gleichzeitig auch den Nahbereich und in gewissem Grad den Intermediärbereich. Multifokallinsen werden jedoch wegen möglicherweise auftretender optischer Phänomene bislang in Europa nur mit Zurückhaltung implantiert [33, 93].

Bei geeigneter Patientenauswahl scheinen sich diese Linsen tendenziell wegen der überwiegenden Vorteile auch international durchzusetzen [20, 98].



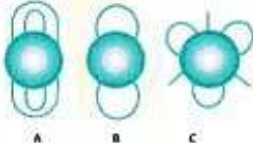


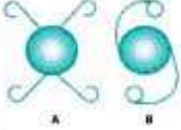

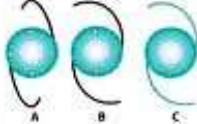
IOL-TYPEN	BESCHREIBUNGEN
	<p>Beispiele für frühe VKL:</p> <p>A) STRAMPELLI Tripod VKL (1953), B) CHOYLE Mark I VKL (1956), C) DANNHEIM VKL mit geschlossenen Haptiken (1952), D) RIDLEY Tripod VKL (1957-60)</p>
	<p>Schematische Darstellung einer BARRAQUER VKL mit offenen J-Haptikschlaufen (1959).</p> <p>Die Haptiken waren aus Nylon. Aufgrund der Biodegradation des Materials kam es mit der Zeit zu Dezentrierungen. Zusätzlich konnten die Haptiken in den Ziliarkörper erodieren und verursachten so chronische uveitische Reaktionen. Das Designprinzip der offenen Haptikschlaufen wurde später in Vorder- und Hinterkammerlinsen weiterentwickelt.</p>
	<p>Beispiele irisfixierter IOL:</p> <p>A) BINKHORST 4-Schlaufenlinse (1957/58) B) BINKHORST 2-Schlaufenlinse zur iridokapsulären Fixation (1965) C) PRODANOV IRIS CLIP SPUTNIK Linse (1968)</p>
	<p>Beispiele für VKL der Generation IVa: Semiflexible VKL mit geschlossenen Haptiken</p> <p>A) ORC INC. STABLEFLEX VKL (1983) B) SURGIDEV INC. STYLE 10 LEISKE VKL (1978) C) AZAR 91Z VKL (1982),</p>
	<p>Beispiele für VKL der Generation IVb: Flexible VKL mit offenen Haptikschlaufen</p> <p>A) KELMAN MULTIFLEX VKL (1982), B) KELMAN FLEXIBLE TRIPOD VKL (1981) C) INTERMEDICS INC. DUBROFF VKL (1981) D) Moderne, einstückige, flexible PMMA VKL (KELMAN Design) mit CHOYLE Fußplatten (verschiedene Hersteller)</p>
	<p>Beispiele für VKL der Generation IVb: Universallinsen zur Implantation in Vorderkammer oder Hinterkammer/Kapselsack</p> <p>A) SHEPARD UNIVERSAL IOL (1979) B) PANNU II IOL (1982-83)</p>
	<p>Beispiele für HKL der Generation Va: Frühe HKL</p> <p>A) PEARCE TRIPOD HKL (1975), B) SHEARING J-HAPTİK HKL (1977) C) ANIS-HKL mit geschlossenen, zirkulären Haptiken (1977)</p>
	<p>Beispiele für HKL der Generation Va:</p> <p>A) BASISDESIGN: HKL mit modifizierten J-Haptiken aus Prolene und 4 Positionierungslöchern, B) BASISDESIGN: HKL mit modifizierten C-Haptiken aus Prolene und 2 Positionierungslöchern C) BASISDESIGN: HKL (einstückig) mit modifizierten C-Haptiken aus PMMA</p>

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Linsentypen und die Geschichte ihrer Entwicklung modifiziert nach G. U. Auffarth und D. J. Apple

1.5. Optische Varianten von Intraokularlinsen

Die Intraokularlinsen kann nach drei Kriterien unterteilt werden:

- Fokalität-(mono-, bi.-, oder multifokale Intraokularlinsen)
- Sphärizität (sphärische oder asphärische Intraokularlinsen)
- Fraktivität (refraktive oder diffraktive Multifokallinsen)

1.5.1. Fokalität

1.5.1.1. Monofokale Intraokularlinsen

Diese Linsen stellen immer noch den größten Anteil an implantierten Kunstlinsen dar. Dies sind ihre Vorteile: Optische Störungen wie Blendung, Halos und Farbveränderungen sind weniger ausgeprägt als bei Multifokallinsen. Die Eingewöhnungszeit ist dadurch meistens wesentlich kürzer.

Für Fern- und Nahbereich werden verschiedene Ziele angestrebt:

Für den Fernbereich wird heute überwiegend Emmetropie angestrebt. Zum Autofahren ist bei etwa einem Drittel der Fälle eine Fernkorrektur von einer halben bis höchstens einer dpt erforderlich [35]. Falls für den Fernbereich die Sehschärfe optimiert wurde, ist für den Nahbereich immer eine Korrektur (Lesebrille) erforderlich. Lediglich primär hochgradig myope Patienten werden bei der Verwendung von Monofokallinsen auf Wunsch auf eine Zielrefraktion $-3,0$ für eine optimale Sehschärfe im Nahbereich eingestellt.

In der Vergangenheit ist versucht worden, durch Monovision und pseudophake Akkommodation auf eine Zusatzkorrektur zu verzichten. Bei der Monovision werden in beide Augen Linsen mit verschiedener Brechkraft implantiert: Das dominante Auge wird für die Ferne und das nicht dominante Auge für die Nähe korrigiert. Wobei die „Dominanz“ durch den besseren korrigierten Fernvisus definiert wird.

Das einäugige Sehen bei Monovision kann das räumliche Sehen beeinträchtigen und bedarf einer längeren Gewöhnungsphase, damit das Gehirn lernt, ein Bild abwechselnd partiell zu unterdrücken, was nicht immer gelingt.

Der sogenannten pseudophaken Akkomodation liegt der Gedanke zugrunde, durch Ziliarkörperkontraktion die Kunstlinse axial nach anterior zu verlagern. Dadurch würde die Brechkraft verstärkt und so eine Pseudoakkommodation erreicht. Spezielle Linsen aus hydrophiles Acrylat oder Silikon wurden auf den Markt gebracht, die diese axiale Bewegung begünstigen sollten.

In der klinischen Praxis verhinderten Kapselschrumpfungsprozesse weitgehend diese Bewegung der IOL nach vorn, sodass die gewünschten Bewegungseffekte nicht wie erwartet realisiert wurden. Außerdem traten in vermehrtem Maße Nachstare auf, so dass dieses Verfahren derzeit wieder verlassen worden ist [33].

1.5.1.2. Multifokale Intraokularlinsen (MIOL)

Die ersten multifokalen Intraokularlinsen wurden im Jahre 1986 von John Peace implantiert (refraktive 2-Zonen-Linse mit zentralem Nahteil und peripherem Fernteil).

Wir unterscheiden die diffraktive und die refraktive Optik sowie eine Kombination beider Verfahren. Eine weitere Unterscheidung ergibt sich aus der sphärischen oder asphärischen Oberflächenbeschaffenheit. Besonders in Verbindung mit einer asphärischen Oberfläche scheinen diese Linsen derzeit einer zeitgemäßen, optischen Rehabilitation am nächsten zu kommen [19, 23, 62, 98, 100]. Als wesentlicher von den Patienten wahrgenommener Vorteil gegenüber Monofokallinsen wird in vielen Fällen eine zufriedenstellende Korrektur sowohl für die Nähe als auch für die Ferne erreicht. Vor allem jüngere Patienten schätzen Brillenfreiheit hoch ein. Optische Besonderheiten dieses Linsentyps werden in den folgenden Abschnitten und in der Diskussion ausführlich besprochen.

1.5.2. Sphärizität

1.5.2.1. Intraokularlinsen mit sphärischer Oberfläche

Die Kunstlinsen der älteren Generation waren durchgehend sphärisch. Die optischen Phänomene der sphärischen Aberration (siehe 1.2.2.) wurden hingenommen.

1.5.2.2. Intraokularlinsen mit asphärischer Oberfläche

Asphärische Kunstlinsen korrigieren zusätzlich zur reinen Brechkraft auch die sphärischen Aberrationen und erzeugen so eine Netzhautbildschärfe, die der eines jugendlichen Auges sehr nahe kommt [106]. Während sich durch die Asphärizität bei Monofokallinsen ein unmittelbarer optischer Vorteil ergibt, wird bei Multifokal-linsen die Streuung verstärkt. Es ist also mit den dadurch bedingten Störungen der Blendung und Halo-Bildung in verstärktem Maße zu rechnen.

1.5.3. Fraktivität

Das optische System der simultanen Fern- und Nahkorrektur beruht auf der Refraktion (Brechung) und/ oder Diffraktion (Beugung).

Folgende Gruppen von Multifokallinsen wurden im Laufe der Zeit entwickelt, auch wenn einige Varianten heutzutage nicht mehr eingesetzt werden:

- 1. Refraktive bi- oder multifokale Linsen
 - a) mit zentralem Nahteil und ringförmigem äußeren Fernteil,
 - b) mit zentralem Fernteil und ringförmigem Nahteil,
 - c) mit multiplen ringförmigen Zonen (multizonal)
- 2. Diffraktive Multifokallinsen
- 3. Sonstige Multifokallinsen-Konzepte (Kombinationen von diffraktiven und refraktiven Prinzipien etc.) [12, 27]

Die Aufgabe der Multifokallinse besteht darin, im operierten Auges sowohl Objekte aus der Ferne als auch aus der Nähe in Abhängigkeit von der Situation scharf darzustellen. Durch die optischen Prinzipien (refraktiv, diffraktiv) kommt es auf der Netzhaut zur Abbildung eines fokussierten und eines defokussierten Bildes desselben Objektes. Das menschliche Gehirn kann je nach Anforderung jeweils eines der Bilder wahrnehmen und das andere unterdrücken, ohne dass die durch das defokussierte Bild hervorgerufenen Halos stören [9].

1.5.3.1. Refraktive bi- oder multifokale IOL

Das Prinzip der Refraktion besagt, dass parallele Strahlen aus dem Unendlichen ($> 5m$) in einem Fokus vereint werden, wobei die optische Weglänge gleich ist [65]. Refraktive Multifokallinsen besitzen eine Kombination von mehreren sphärischen Zonen mit unterschiedlichen Refraktionen. Diese Zonen sind in der Regel auf der Vorderseite der Linse angeordnet [27]. Dies bedeutet, dass für jede Zone ein definierter Brennpunkt existiert.

Ein wichtiger Faktor für die optischen Leistungsfähigkeit dieser Multifokallinsen ist die Weite der Pupille. Physiologisch tritt beim Blick in die Nähe eine Pupillenverengung (Nahmiosis) ein. Zusätzlich muss berücksichtigt werden, dass bei älteren Menschen oft eine altersbedingte Pupillenverengung (Altersmiosis) eine Rolle spielt.

Bei verengten Pupillen wird überwiegend der zentrumsnahe Anteil der Linse wirksam. Der periphere Anteil der Linse wird durch die Miosis ausgeblendet. Beim Blick in die Ferne ist die Pupille größer. Dadurch werden bei intakter Pupillenmotorik auch die peripheren Anteile der Linse wirksam.

Refraktive Multifokallinsen haben durch ihr wellenförmiges Profil der Linsenoberfläche mehrere Brennweiten. Es werden simultan mehrere Bilder auf der Netzhaut abgebildet. Hierbei haben die einzelnen Zonen eine unterschiedliche Refraktion, wodurch gleichzeitig eine scharfe Abbildung im Nah- und Fernbereich ermöglicht wird. Durch den fließenden Übergang der einzelnen Zonen ist im Vergleich zu den diffraktiven Multifokallinsen mit einem reduzierten Auftreten von Streulicht zu rechnen [90]. Die Übergangszonen bilden Objekte aus dem Intermediärbereich auf der Netzhaut ab. Refraktive MIOL sind in der klassischen Form heute nicht mehr gebräuchlich (siehe auch 1.5.2.3.).

1.5.2.2. Diffraktive Multifokallinsen

Das Prinzip der Diffraktion (Beugung) wurde erstmalig von Thomas Young (1773-1829) beschrieben: Trifft Licht auf ein feines Gitter, dessen Linien die Abstände von Lichtwellenlängen haben, so beobachtet man eine Beugung des Lichtes. Dabei werden die kurzwelligeren, blauen Strahlen weniger stark gebeugt als die langwelligeren, roten Strahlen. Die Spalten des Gitters stellen kohärente Lichtquellen dar. Kohärente Lichtstrahlen von der gleichen Lichtquelle können sich, mit gleicher Phase schwingend, überlagern (Interferenz), auslöschen, schwächen oder verstärken [89]. Es entstehen als Abbildungen auf einer Ebene verschiedene Interferenzbilder (0. Ordnung, 1. Ordnung, 2. Ordnung etc.) (Abb.2).

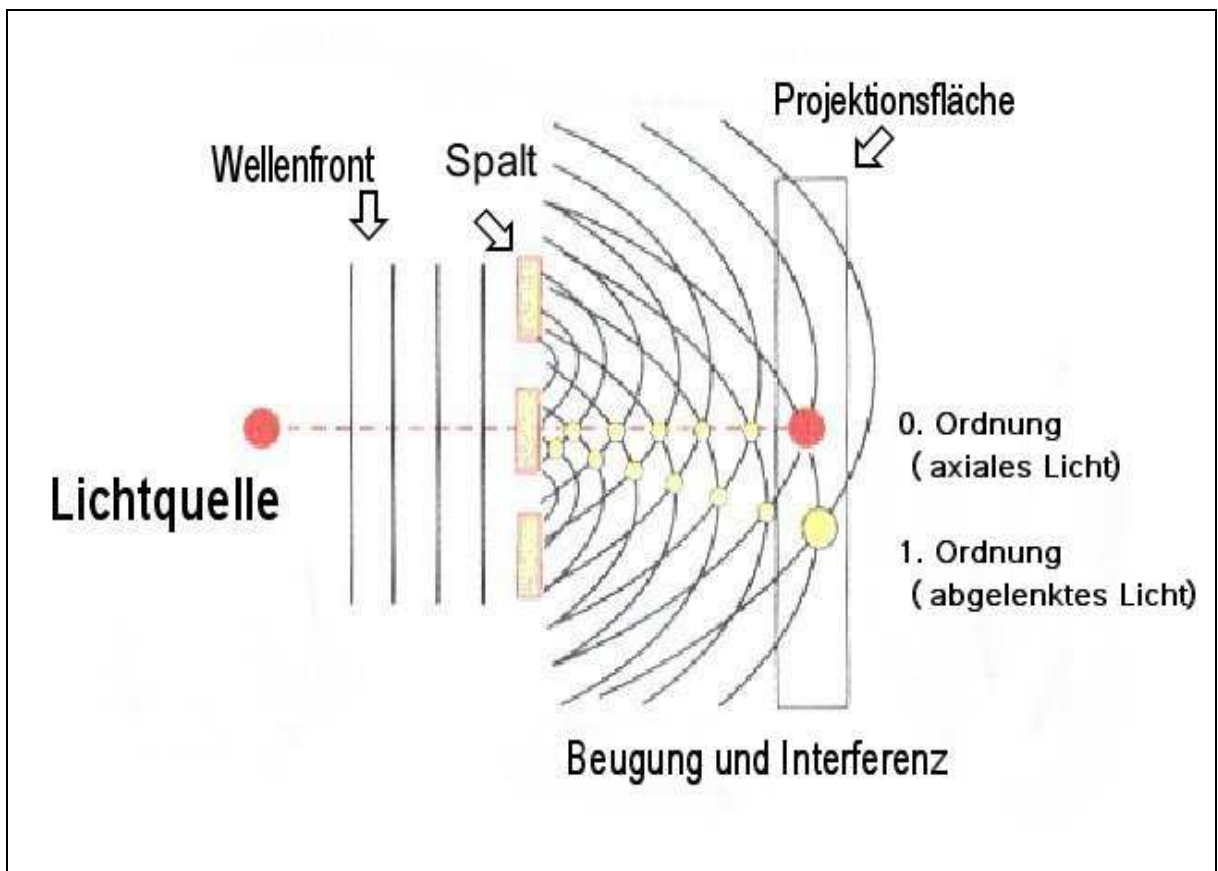


Abbildung 2: Schematische Darstellung des diffraktiven Prinzips (modifiziert n. G.U. Auffarth [12])

Seite 20

Die diffraktive Multifokallinse ReSTOR besteht aus einer sphärisch-refraktiven Vorderfläche und einer Rückfläche mit diffraktiv wirksamer Oberfläche. Diese Oberflächenstruktur besteht aus ca. 30 konzentrischen Ringen, die sich in Stufenhöhen von 2 μm unterscheiden [27, 12]. Die Ringe wirken als Phasengitter und führen zu einer diffraktiven Ablenkung der Strahlen, so dass zwei unterschiedliche Brennpunkte für die Nähe und die Ferne entstehen. Die optische Weglänge jedes Strahls unterscheidet sich von Zone zu Zone durch die Wellenlänge. Im Prinzip sind diffraktive Multifokallinsen Kombinationen von Sammellinsen und einer Fresnelschen Phasenplatte [12]. Bei den diffraktiven Intraokularlinsen entfallen jeweils 41% des Lichtes auf Fern- und Nahpunkt, 18% gehen als Streulicht verloren, d.h. es kommt konsekutiv zu einer Abnahme der Kontrastsehschärfe [44]. (Abb.3)

Vorteilhaft bei diesen Linsen ist jedoch, dass die Lichtstärkeverteilung unabhängig von der Pupillengröße ist, und die Sehschärfe nicht durch den Durchmesser der einzelnen Zonen limitiert ist, d.h. eine Linsendezentrierung nahezu keinen Einfluss auf die Sehschärfe hat. Dies ist ein nicht zu unterschätzender Vorteil in der Praxis.

Die diffraktive Multifokallinse ReSTOR hat eine Oberfläche mit konzentrischen Ringen (Echeletten) unterschiedlicher Stufenhöhe. Diese Ringe bilden ein Phasengitter, welches zur Beugung der Lichtstrahlen führt. Hierbei kommt es zur Interferenz, was entweder zur Schwächung oder zur Verstärkung der Lichtintensität führt. Es entstehen Interferenzbilder unterschiedlicher Ordnung. Durch die Ablenkung der Strahlen können zwei unterschiedliche Brennpunkte erzeugt werden. Die Nachteile, die sich durch die Stufenbildung der Rückfläche ergeben, sind vermehrtes Streulicht und damit eine erhöhte Blendung sowie ein vermindertes Kontrastsehen [27].

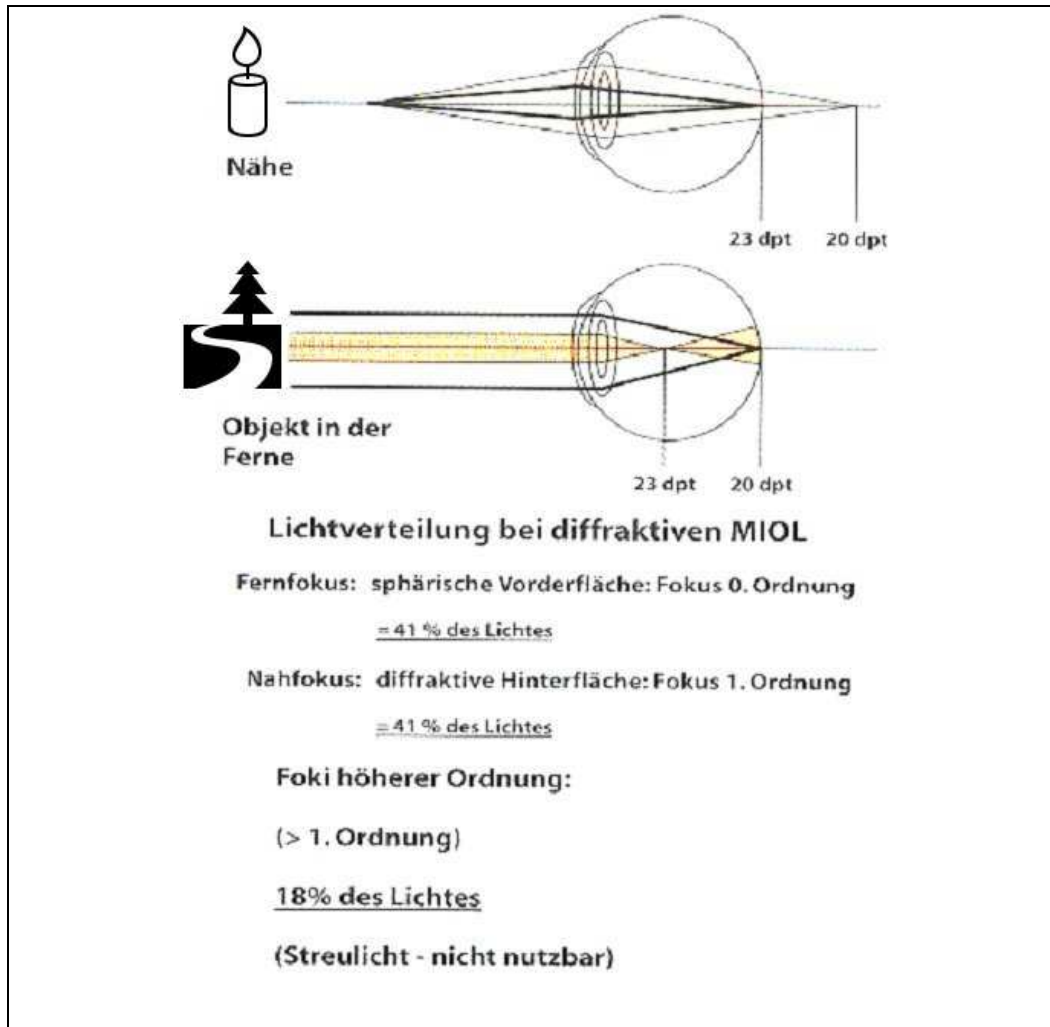


Abbildung 3: Lichtverteilung bei diffraktiver Multifokallinsen (modifiziert n. G.U. Auffarth [12])

1.5.2.3. Kombination von refraktivem und diffraktivem Prinzip

Die Mehrzahl der am Markt verfügbaren Linsen beruht auf nur einem der bisher beschriebenen Prinzipien. Eine Ausnahme und technische Weiterentwicklung stellt die hier untersuchte, multifokale Intraokularlinse ReSTOR dar. Die Multifokallinse ReSTOR ist derzeit die einzige multifokale Linse, in der drei optische Prinzipien kombiniert werden: Überwiegend wirkt bei dieser Linse die Diffraktion (Lichtbeugung), aber sie besitzt, wenn auch in geringerem Maße, refraktive (Lichtbrechung) sowie apodisierende optische Eigenschaften.

Im Gegensatz zu bisher verfügbaren diffraktiven Linsen befinden sich im Zentrum dieser Linsenoptik allerfeinste kreisförmige Stufen. Die Höhe der Stufen nimmt von innen nach außen präzise ab und zwar von zentral $1,3\ \mu\text{m}$ bis auf $0,2\ \mu\text{m}$ zum Linsenrand hin. Dadurch wird ein weicher Übergang zwischen Nah-, Intermediär- und Fernbrennpunkten erreicht. Je größer die Stufenhöhe, umso mehr Lichtenergie entfällt dabei auf den Nahfokus. Dies wird vom Hersteller als Apodisierung bezeichnet. Unter Apodisierung versteht man eigentlich die mathematische Glättung einer Kurve, hier bezieht sich dieser Begriff auf die Glättung der Linse durch die graduelle Abnahme der Stufenhöhe der konzentrischen Ringe.

Die zentrale Begrenzung der apodisierten diffraktiven Zone auf $3,6\ \text{mm}$ sorgt für eine Reduktion der Bildgröße der defokussierten Nah- bzw. Fernbilder. Zusätzlich sorgt die Kombination von Apodisierung, diffraktiver und refraktiver Optik dafür, dass abrupte Stufen innerhalb der Optik fehlen.

1.6. Neue Trends bei Intraokularlinsen

Bei den aktuellen Neuentwicklungen kommen mehrere Trends zusammen. Einerseits geht die Entwicklung weg von den sphärischen Linsen hin zu den asphärischen Linsen. Bei den Monofokallinsen ist dieser Trend bereits weitestgehend abgeschlossen, aber auch bei den Multifokallinsen gibt es zunehmend mehr Hersteller, die derartige Linsen im Angebot haben. Von der hier untersuchten Multifokallinse ReSTOR gibt es

Seite 23

mittlerweile eine Ausführung mit asphärischer Optik. Aber auch die AT LISA Produktlinie der Firma Zeiss hat ein asphärisches Linsendesign. Auch die Firma AMO hat neben der hier verwendeten Monofokallinse eine derartige Multifokallinse im Angebot (Tecnis Multifocal ZM900).

Bei Patienten mit Multifokallinsen kann der Visus durch einen Astigmatismus beeinträchtigt sein, wenn sich die Abbilder der verschiedenen Zonen der Multifokallinse mit den Verzerrungen durch die Hornhaut überlagern. Eine Verbesserung ergibt sich durch torische Multifokallinsen, die bei Astigmatismus ein schärferes Bild auf der Netzhaut erzeugen. Derartige Linsen sind am Markt (z.B. AT LISA toric 909M der Firma Zeiss) und werden mit Erfolg implantiert. Die Rotationsstabilität dieser Linsen über einen längeren Zeitraum hinweg scheint ebenfalls kein Problem mehr zu sein [115].

Ob die Implantation mehrerer Linsen in das Auge nach dem „Baukastenprinzip“, wie von der Firma 1stQ angeboten, sinnvoll ist, bleibt abzuwarten. Zumindest könnten hier mit relativ wenig Aufwand zusätzliche Korrekturen einer Fehlsichtigkeit eingebracht werden.

Ein weiterer Schwerpunkt der aktuellen Weiterentwicklungen betrifft die Oberflächen der Linsen. Und zwar nicht nur die biologischen Eigenschaften der Linsen, um Anlagerung und Proliferation von Zellen zu unterdrücken, sondern auch vor allem auch die Glättung der Oberfläche bei diffraktiven Linsen. Gerade die harten Übergänge zwischen den Zonen waren häufig für Blendungen und Farbverfälschungen verantwortlich. Die Glättung der Oberfläche bei diffraktiven Linsen führt bei den aktuellen Linsen zu einer besseren Abbildungsqualität und ein optimiertes Farb- und Kontrastsehen.

Auch wenn bei einer Kunstlinse eine Akkommodation nicht möglich ist, so gibt es zumindest die Möglichkeit einer postoperativen Nachjustierung der Stärke einer Linse durch sogenannte LAL („light adjustable lens“). Hier werden zwei Wochen nach der Operation die Linsen mit UV-Licht gezielt bestrahlt, was zu einer Quellung der Matrix und somit zu einer Dickenänderung der Linse führt. Sowohl Sehstärke als auch Zylinder können somit im Bereich bis 2 dpt nachkorrigiert werden. Die ersten Ergebnisse sind

Seite 24

vielversprechend, allerdings ist die bisher untersuchte Patientenzahl noch gering [96]. Zusätzlich werden hier derzeit um die 3000 € private Zuzahlung vom Patienten verlangt, dies dürfte einer weiteren Verbreitung dieser Linse deutlich im Wege stehen.

Die Operationstechniken wurden in den letzten Jahren entscheidend verbessert: In operativer Hinsicht geht die Tendenz dahin, dass der Starschnitt kleiner wird (Micro Incision Cataract Surgery MICS). Dabei ist die Implantation der Linse durch eine Inzision von weniger als 1,7 mm möglich. Die dabei notwendige Faltung des Implantats ist eine Herausforderung für die Hersteller von IOL. Von der Firma Carl Zeiss werden zum Beispiel Linsen für Schnittgrößen 1,5 mm, 2,2 mm (und 2,8 mm) angeboten. Die MICS hat Folgendes zum Ziel ein geringeres Infektionsrisiko, geringere korneale Oberflächen-veränderungen sowie einen geringeren postoperativen Astigmatismus [63].

Bei den Schnitttechniken gibt es neben der o.g. bimanuellen Microinzisions-Phakoemulsifikation (MICS) die koaxiale Mikroinzisions-Phakoemulsion (COMICS). Das Problem bei sehr kleinen Schnitten besteht darin, dass die verwendeten Instrumente (z.B. Phakotipp) bauartbedingt nicht einfach im gleichen Maße verkleinert werden können. Dies kann zu einer mechanischen Überbeanspruchung und Überdehnung der Hornhaut während der Op mit allen negativen Konsequenzen wie einem postoperativen Astigmatismus und einer verlängerten Rekonvaleszenz führen. Eine Lösungsmöglichkeit besteht in speziell adaptierten Instrumenten, die andere Lösungsmöglichkeit ist ein zusätzlicher koaxialer Entlastungsschnitt während der Op auf der Hornhaut, um die Spannung der Hornhaut zu vermindern, was dieser speziellen Technik den Namen gibt. Durch die verkürzte Schnittlänge kann postoperativ das Risiko für einen induzierten Astigmatismus weiter verringert werden. Die COMICS verspricht Vorteile besonders für folgende Patientengruppen: Patienten mit peripheren Hornhautranddegenerationen, bei torischen Intraokularlinsen, multifokalen Intraokularlinsen, hoher Myopie oder vitrektomierten Augen, Miosis oder Floppy-Iris, bei kombinierter Katarakt- und pars plana Vitrektomie-Chirurgie, Oberflächenerkrankungen des Auges, bei Glaukom- Operation zu einem späteren Zeitpunkt, Clear-Cornea-Incision oder auch Clear-Lens-Extraction [55, 21].

2. Zielsetzung der Arbeit

In diese Studie wurden Patienten einbezogen, bei denen im Zeitraum 2006 bis 2008 an der Augenklinik Marzahn eine Katarakt-Op durchgeführt wurde. Drei Patientengruppen mit verschiedenen Linsentypen wurden dabei miteinander verglichen:

1. Sphärische Multifokallinsen mit Blaulichtfilter Alcon AcrySof ReSTOR Natural - SN60D3 (N= 19)
2. Asphärische Monofokallinse mit Blaulichtfilter Alcon AcrySof IQ Aspheric - SN60WF (N= 22)
3. Asphärische Monofokallinse ohne Blaulichtfilter AMO Tecnis CL Silicone Z9002 (N= 20)

Es wurden diese drei Patientengruppen mit diesen unterschiedlichen Linsentypen im Rahmen einer kontrollierten Studie retrospektiv nach folgenden Gesichtspunkten miteinander verglichen: Postoperative Sehschärfe im Nah- und Fernbereich, Kontrastsensitivität, Brillenfreiheit und Patientenzufriedenheit.

Die bei Multifokallinsen beschriebenen Nachteile, wie verringerte Kontrastsensitivität, erhöhte Blendempfindlichkeit und Entstehung optischer Phänomene (Halos) wurden dahingehend überprüft, ob sie bei diesem Patientenkollektiv auftraten, ob diese Beeinträchtigungen im Vergleich zu den Patientengruppen mit Monofokallinsen statistisch signifikant häufiger auftraten, ob diese Nachteile im täglichen Umgang eine Rolle spielen, und wenn ja, ob sie durch den Vorteil der Brillenfreiheit kompensiert werden. Zu diesem Zweck wurden die Ergebnisse objektiver Untersuchungsmethoden und subjektive Faktoren (Fragebögen) berücksichtigt.

Eine weitere Fragestellung dieser Arbeit ist der Einfluß eines sichtbaren Blaulichtfilters (Gelbtönung der Linse) auf das Kontrastsehen. Auch hier werden objektive Messergebnisse (die Kontrastempfindlichkeit wird mittels F.A.C.T. (Functional Acuity Contrast Test) in der Ginsburg-Box geprüft) und die Daten der Fragebögen berücksichtigt.

Seite 26

Ob der Anteil an Multifokallinsen gesteigert werden kann, ob dieser neue Linsentyp zusammen mit einer sorgfältigen Aufklärung und Auswahl der Patienten einen funktionellen Vorteil bringt, und ob dies die höheren Kosten rechtfertigt, soll in dieser Arbeit ebenfalls untersucht werden.

3. Material und Methodik

Zu Beginn der Untersuchungen wurden definierte Zeitabstände der postoperativen Nachkontrollen festgelegt. Die am ersten postoperativen Tag erhobenen Befunde sind als instabil anzusehen und können nicht für eine aussagekräftige statistische Beurteilung verwendet werden. Hier lag daher der Schwerpunkt bei der Beurteilung der Wundverhältnisse und der Überprüfung der Refraktion. Die nach 6 Wochen erhobenen Befunde zeigten (siehe 3.5.), dass sich die Patienten zum Teil noch in der Eingewöhnungsphase befanden. Zu diesem Zeitpunkt wurden seitens der Patienten noch viele Fragen gestellt und etwaige Unklarheiten betreffs möglicher Komplikationen geklärt.

Die nach 6 Monaten erhobenen Ergebnisse sind sowohl für die subjektive als auch für die objektive Beurteilung und die statistische Auswertung aussagekräftiger. Deshalb wurden zur statistischen Auswertung die Halbjahresbefunde benutzt.

3.1. Beschreibung des Patientenkollektives

3.1.1. Demographische und klinische Daten

In die Studie wurden insgesamt 61 Patienten aufgenommen, die die Einschlusskriterien erfüllten. (siehe 3.1.2.) Alle Nachuntersuchungen konnten zu den festgelegten Zeitpunkten durchgeführt werden.

Altersverteilung

Das Patientenkollektiv aller drei Gruppen zeigte in dieser Untersuchung das typische Erkrankungsalter für eine cataracta senilis. Der jüngste Patient war 63 Jahre und der älteste 72 Jahre alt.

Das Durchschnittsalter der männlichen Patienten mit Monofokallinsen ohne Blaulichtfilter (vom Typ **AMO Z9002**) lag bei 72,6 Jahren und das der weiblichen Patienten bei 69,7 Jahren. Das Gesamtdurchschnittsalter lag also bei 70,5 Jahren.

Das Durchschnittsalter der männlichen Patienten mit Monofokallinsen mit Blaulichtfilter (vom Typ **SN60WF**) lag bei 64 Jahren und das der Patientinnen dieser Gruppe bei 67,2 Jahren. Das Gesamtdurchschnittsalter lag bei 65,5 Jahren.

Das Durchschnittsalter der männlichen Patienten mit Multifokallinsen ReSTOR (vom Typ **SN60D3**) lag bei 62,9 Jahren und das der weiblichen Patienten lag bei 64,5 Jahren. Das Gesamtdurchschnittsalter lag bei 63,4 Jahren. (Siehe Abbildung 4)

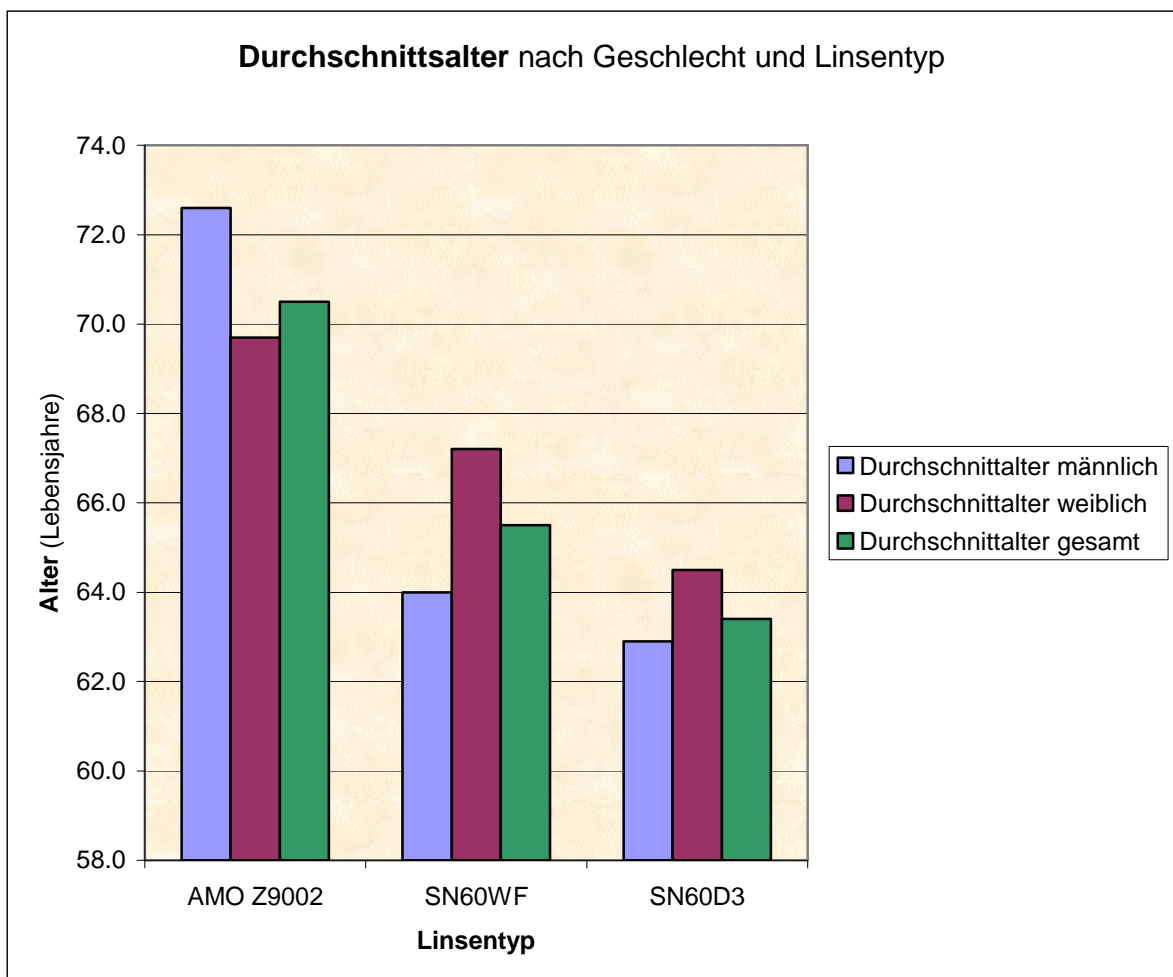


Abb. 4: Durchschnittsalter (Jahre) nach Geschlecht und Linsentyp

Geschlechterverteilung

Von insgesamt 61 untersuchten Patienten waren 28 weiblichen Geschlechtes und 33 männlichen Geschlechtes.

Die Gesamtzahl der Patienten mit Monofokallinsen ohne Blaulichtfilter (vom Typ **AMO Z9002**) betrug 20; 12 weibliche und 8 männliche Patienten.

Von den insgesamt 22 Patienten mit implantierten Monofokallinsen mit Blaulichtfilter (vom Typ **SN60WF**) waren 10 weiblichen Geschlechts und 12 männlichen Geschlechts.

Die Gesamtzahl der Patienten mit Multifokallinse ReSTOR (vom Typ **SN60D3**) betrug 19; 6 weibliche- und 13 männliche Patienten.

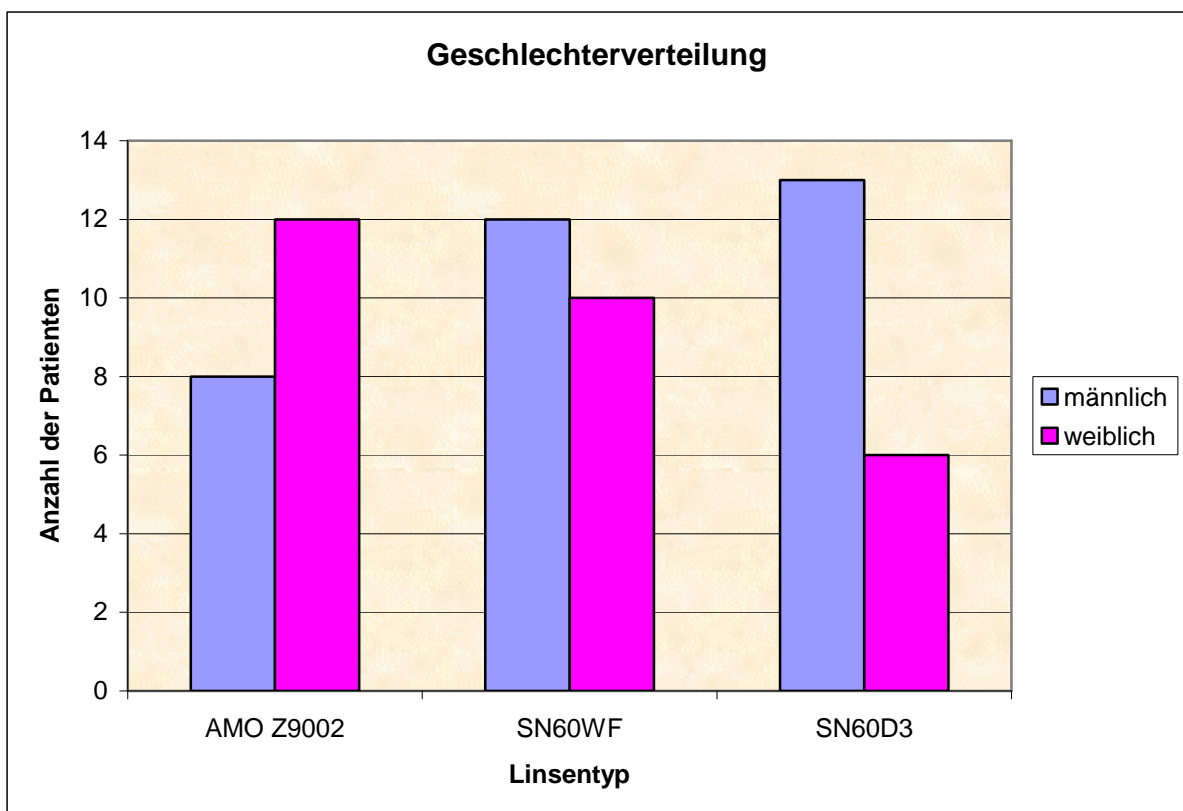


Abb. 5: Geschlechterverteilung (Anzahl der Patienten, Linsentyp)

3.1.2. Ein- und Ausschlusskriterien der Studie

Präoperativ erfolgte ein ausführliches Aufklärungsgespräch mit den Patienten. Hierbei wurde auch die berufliche Situation beachtet. Patienten, die in besonderem Maße auf ein Kraftfahrzeug angewiesen sind (z.B. Außendienstmitarbeiter, Taxi- oder Busfahrer) wurden von der Implantation von Multifokallinsen ausgeschlossen. Vorrangig für die Entscheidung zur Implantation einer Multifokallinse war der Patientenwunsch nach einer weitgehenden postoperativen „Brillenfreiheit“.

Die untersuchten Augen beider Patientengruppen mit Multi- und Monofokalimplantaten durften, bis auf Katarakt und ggf. eine mäßige Ametropie, weder in der Anamnese, noch beim Aufnahmebefund eine andere Augenerkrankung aufweisen. Ausschlusskriterien waren: Glaukom, Optikusatrophie, Amblyopie, pathologische Makulaveränderungen, Strabismus, Voroperationen (refraktive Chirurgie, Glaukomchirurgie, Netzhautoperationen, Hornhauttransplantationen), Hornhauterkrankungen, Farbsinnstörungen, Contusio sowie vorangegangene schwere entzündliche Prozesse. Ein Astigmatismus >1,5 Dioptrien war ebenfalls ein Kriterium, keine Multifokallinse zu implantieren, da postoperativ ein Astigmatismus trotz Astigmatismus-reduzierender Schnittführung nicht auszuschließen war.

3.2. Daten der implantierten Linsen

3.2.1. Alcon AcrySof ReSTOR Natural - SN60D3

(Acryllinse, gelb, multifokal, sphärisch, UV- und Blaulichtfilter)

Die ACRYSOF RESTOR NATURAL - SN60D3 (Abb. 6) ist eine einteilige, faltbare IOL. Diese Linse basiert auf der AcrySof[®] Single-Piece Plattform: bei der sowohl Optik wie Haptik aus hydrophobem Acrylat bestehen (AcrySof[®], weicher Kunststoff mit optimalen optischen und biologischen Eigenschaften). Drei optische Prinzipien sind bei dieser Linse verwirklicht:

- Refraktion (Lichtbrechung),
- Diffraktion (Lichtbeugung) und
- Apodisierung (graduelle Abnahme der Ringstufenhöhen)

Die gesamte Linsenoberfläche besitzt eine refraktiv wirksame sphärische Wölbung. Die zusätzlich vorhandenen diffraktiven Strukturen befinden sich ausschließlich in der zentralen 3,6 mm-Zone der Vorderfläche.

Der Durchmesser der Optik beträgt 6 mm, der Haptikdurchmesser 13 mm.

Die Linse besitzt einen Brechungsindex von 1,55. Im Material ist ein gelber Filter für UV- und Blaulicht eingebettet.

Der Nahzusatz ist auf + 4,0 Dioptrien festgelegt.

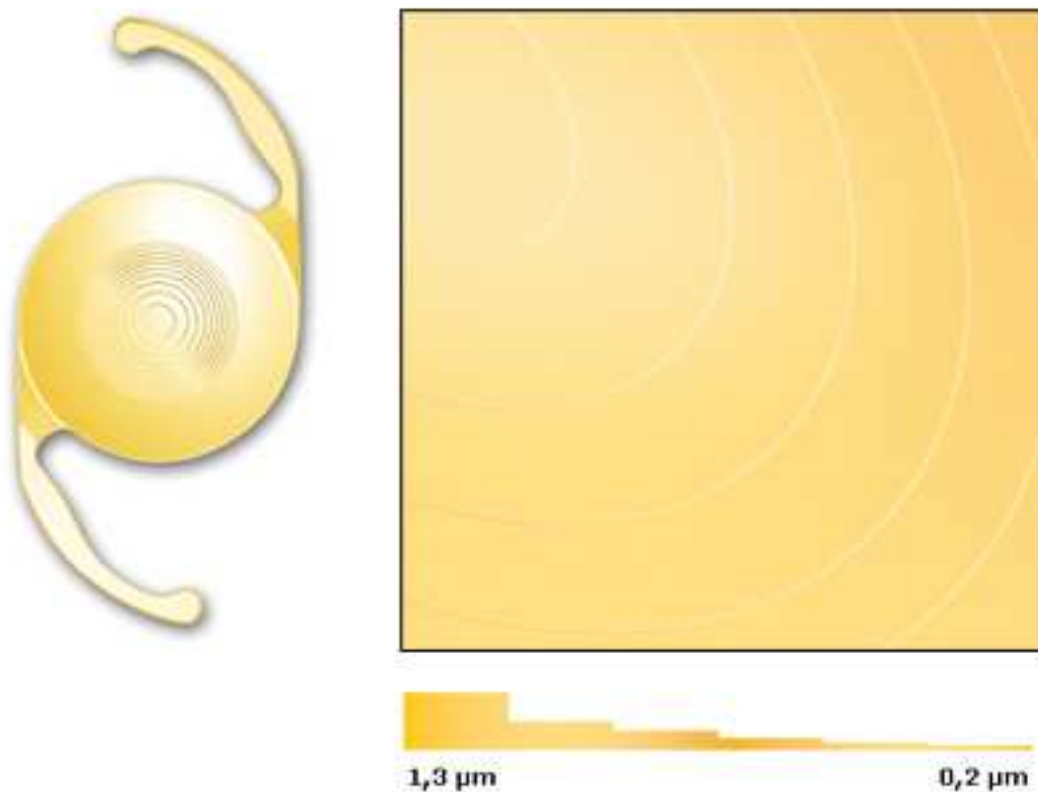


Abb.6: Linse Acrysof®ReSTOR® SA60D3 mit zentraler diffraktiver Zone („Apodisierung“)

3.2.2. Alcon AcrySof IQ Aspheric - SN60WF

(Acryllinse, gelb, monofokal, asphärisch, UV- und Blaulichtfilter)

Das Material dieser monofokalen Linse besteht aus einem Copolymer von Acrylat und Metacrylat, wobei der Wassergehalt des Acryls bei $<0.3\%$ (hydrophobes Acryl) liegt. Das optische Design zeigt eine Bikonvexität mit asphärischer Rückfläche (Abb.7).

Optik-Durchmesser: 6,0 mm

Gesamtlänge: 13,0 mm

UV- und Blaulichtfilter

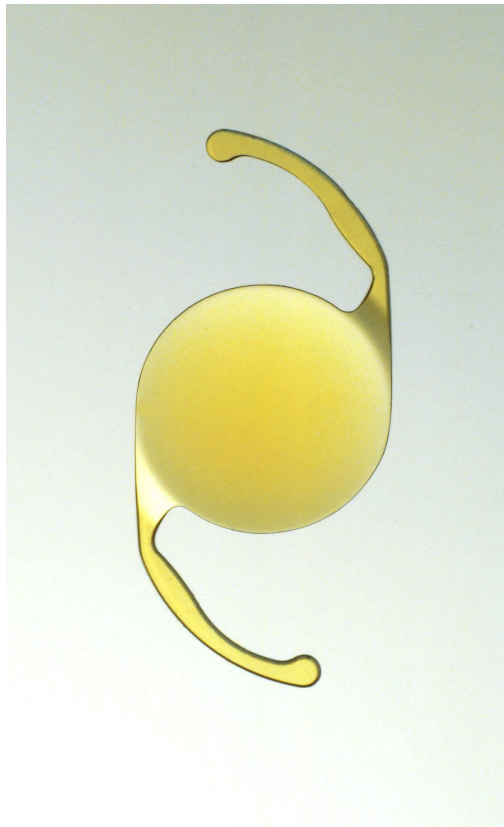


Abbildung 7: Acryllinse ALCON SN60WF

3.2.3. AMO TECNIS CL Z9002

(Silikonlinse, Klar, monofokal, asphärisch, UV-Filter)

Die TECNIS® besitzt eine asphärische, prolatmodifizierte vordere Optikfläche (Z-Sharp Optic Technology), die zusätzlich auch die positive sphärische Aberration der Hornhaut korrigiert (Abb.8). Dies bewirkt weniger Blendung und eine Verbesserung des Kontrastsehens, insbesondere bei mesopischen Lichtverhältnissen (funktioneller Visus) [81, 84, 83].

Die TECNIS besteht im optischen Teil aus hochbrechendem Silikonmaterial (SLM 2) mit gleichbleibender Mittendicke über alle Dioptrie-Bereiche. Die Bügel (Haptik) sind aus blauem PMMA gefertigt. Der Optik-Durchmesser beträgt 6,0 mm, der Gesamtdurchmesser 13,0 mm. Das Optikdesign ist bikonvex, mit anterior-asphärischer Oberfläche. Der chemisch gebundene UV-Absorber gewährleistet bei minimaler Konzentration eine effiziente protektive Absorption im klinisch relevanten Bereich des Spektrums (< 450 nm).

Das System aus IOL und einem Unfolder® ermöglicht eine gute Implantationskontrolle bei einer Inzision von $< 3,0$ mm.

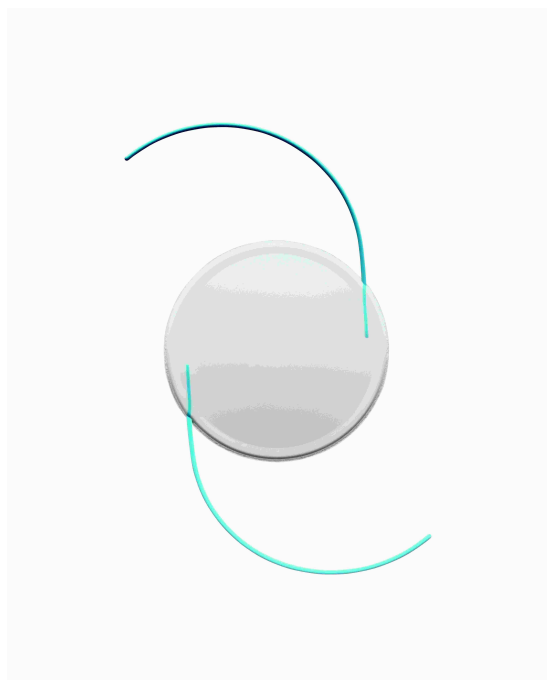


Abbildung 8: Tecnis AMO CL Z9002

3.3. Präoperative Untersuchungen

Die Patienten wurden von niedergelassenen Augenärzten zur Kataraktoperation in die Berliner Augenklinik Marzahn überwiesen. Die routinemäßige Aufnahmeuntersuchung beinhaltete folgende Untersuchungen:

- Allgemeinanamnese
- Augenanamnese
- Visus-Prüfung
- Objektive Refraktionsbestimmung am Refraktor-Keratometer HARK 599 der Firma Zeiss- Humphrey®
- Subjektive Refraktionsbestimmung
- Untersuchung und Dokumentation der Befunde des vorderen Augenabschnittes
- Augeninnendruckmessung
- Fundusuntersuchung des hinteren Augenpols mittels 90 Dioptrien-Lupe
- Fundusuntersuchung mittels indirekter Ophthalmoskopie (20 Dioptrien-Lupe)

Für die Refraktions- und Visusbestimmungen wurden numerische Optotypen in einem leicht abgedunkelten Raum verwendet. Mit den Sehzeichen im 5-Meter-Abstand wurde der jeweils bestmögliche Visus ermittelt.

An der Spaltlampe wurden danach die vorderen Augenabschnitte vor und nach Mydriasis eingehend untersucht. Die Pupillenerweiterung erfolgte mittels Tropicamid Augentropfen (Mydrum®, Mydriatikum Stulln®) und Phenylephrin 5% Augentropfen (Neosynephrin-POS®). Nach entsprechender Wartezeit wurde die Linse ausführlich beurteilt und der zentrale Augenhintergrund an der Spaltlampe mit einer 90 Dioptrien-Lupe untersucht, um etwaige Erkrankungen der zentralen Netzhaut sicher auszuschließen. Die Peripherie der Netzhaut wurde indirekt mit einer 20 Dioptrien-Lupe gespiegelt. Anschließend erfolgte eine optische Biometrie beider Augen mittels IOL-Master der Firma Carl Zeiss Meditec GmbH. Die Brechkraft-Berechnung der zu

implantierenden Linsen erfolgte ebenfalls mit dem IOL Master nach der Formel von SRKT.



Abbildung 9: IOL Master der Firma Carl Zeiss Meditec GmbH

Der IOL Master[®] der Firma Zeiss (Abb.9) benutzt ein lichtoptisches Messverfahren, welches auf der grundlegenden Technologie der optischen Biometrie, der so genannten interferometrischen Augenlängenmessung mit teilkohärentem Licht (PCI = partial coherence interferometry) nach Fercher basiert [26, 46, 61]. Die Kohärenz beschreibt die Eigenschaft zweier elektromagnetischer Wellen, die die gleiche Wellenlänge und eine feste Phasendifferenz besitzen. Der IOL Master[®] benutzt eine Laserdiode in einer Michelson-Interferometer-Anordnung (Zweistrahl-Interferometer), um ein Infrarotlicht ($\lambda=780$ nm) mit einer kurzen Kohärenzlänge (zirka $160 \lambda_m$) auszustrahlen. Das Infrarotlicht wird in zwei Teilstrahlen unterschiedlicher optischer Weglängen zerlegt. An der Hornhaut und an der Netzhaut werden diese Teilstrahlen reflektiert. Eine Interferenz

tritt dann auf, wenn die Weglängendifferenz zwischen den beiden Teilstrahlen kleiner als die Kohärenzlänge ist. In einem Schenkel des Interferometers befindet sich ein Photodetektor, im anderen das zu vermessende Auge. 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.

Dieses Verfahren der Biometrie liefert genaue Daten: Neben der Achsenlänge des Bulbus und der Vorderkammertiefe werden gleichzeitig auch die Hornhautradien gemessen. Der mögliche Messbereich beträgt für die Hornhautradien 5 - 10 mm, für die Vorderkammertiefe 1,5 - 6,5 mm sowie für die Bulbuslänge 14 - 40 mm. Durch die rasche und kaum belastende Messung ist nur eine minimale Kooperation des Patienten erforderlich (0,3- 0,4 sec pro Messwert). Auf Grund der „Non-Contact“ Messung ist es gegenüber der herkömmlichen Ultraschall-Biometrie für den Patienten ein wesentlich angenehmeres Messverfahren. Zudem entfallen hier die Risiken von Fehlmessungen durch Bulbusimpression und einer Kontamination. Ein Lokalanästhetikum erübrigt sich bei dieser Untersuchung und die Gefahr von Hornhautläsionen wird vermieden. Bei dem optischen Verfahren dürfen allerdings keine Hornhautnarben oder sehr dichte Katarakte vorliegen, um ein reproduzierbares Messergebnis zu erhalten [38, 40, 41, 43, 42, 106].

Andere Messverfahren, wie die akustische Meßmethode mit dem Ultraschallgerät der Firma Storz, wurden nicht angewendet. Solche Messverfahren beinhalten verschiedene methodische Fehlerquellen [26] und werden daher häufig nur noch bei sehr ausgeprägten Linsentrübungen eingesetzt, bei denen die Messungen mit dem IOL-Master[®] versagen. Derartige ausgeprägte Linsentrübungen durften in dem untersuchten Patientenkollektiv nicht vorhanden sein, da in diesem Fall die postulierte präoperative Netzhautdiagnostik nicht mit ausreichender Sicherheit möglich gewesen wäre (reduzierter Funduseinblick), die jedoch als Einschlusskriterium von Bedeutung ist.

Die Berechnung der Linsenstärke erfolgte mit der Formel nach SRKT. Eingang in die Berechnung der Implatatrechtkraft mittels dieser Formel fanden die mit dem IOL-

Master[®] erhobenen Hornhautradien, die Vorderkammertiefe sowie die Bulbuslänge. Die bei der Berechnung berücksichtigte A-Konstante lag bei 118,7 für die Monofokallinsen und bei 118,9 bei der Multifokallinse ReSTOR.

Mit einem vollautomatischen Refraktometer (Humphrey[®] Refrakto-Keratometer, Abb.10) wurde die objektive monokulare Refraktionsbestimmung sowie die Erfassung der zentralen Krümmungsradien der Hornhaut durchgeführt. Die Messung liefert in der Regel ein zuverlässiges objektives Refraktionsergebnis.



**Abbildung 10: Humphrey[®] Refraktor-Keratometer
Der Firma Humphrey-Instruments**

3.4. Operation

3.4.1. Operationstechnik

Nachdem eine zweimalige, gründliche Desinfektion mit Jodlösung (Braunol®) über je ca. 5 Minuten im Lid-Brauenbereich sowie im Bindehautsack durchgeführt wird, kommt beim überwiegenden Teil der Patienten eine Parabulbär- oder Tropfanästhesie zum Einsatz, in wenigen Ausnahmefällen erfolgt die Operation jedoch auf ausdrücklichen Wunsch der Patienten in Narkose.

Nach einer ca. 7-minütigen Bulbuskompression erfolgt eine erneute Desinfektion des Operationsfeldes.

Es wird eine Parazentese im Abstand von 110° zum geplanten Tunnelschnitt angelegt. Der 2,8 mm breite Prälimbalschnitt erfolgt in Abhängigkeit vom Astigmatismus im steilsten Meridian

Viskoelastische Substanzen wie Na-Hyaluronat (Healon®) oder Methylzellulose (Methocel®) bilden einen Schutzfilm über dem hochempfindlichen Hornhautendothel. Die vordere Augenkammer entfaltet sich. Die Gefahr einer mechanischen Verletzung durch die Sonde und die Ultraschallwellen der Phakoemulsifikationsenergie wird geringer. Nach Gabe von Viskoelastikum in die Vorderkammer wird die Kapsulorhexis mit anschließender Hydrodissektion und Zertrümmerung der Rinde und des Linsenkerns durchgeführt. Danach erfolgt die Phakoemulsifikation. Die Rindenanteile werden anschließend durch ein Saug-Spülverfahren entfernt. Nach erneuter Gabe von Methocel in die Vorderkammer erfolgt die Implantation der gefalteten IOL in den Kapselsack. Die Faltlinsen lassen sich problemlos implantieren und zentrieren. Zum Schluss wird das Viskoelastikum sowohl vor als auch hinter der Linse abgesaugt.

Eine Wundnaht erübrigte sich aufgrund der Clear-Cornea-Incisionstechnik, da sich bei dieser Technik die Wundränder ausreichend sicher spontan adaptieren.

Bei den Eingriffen kam jeweils ein baugleiches Instrumentarium zum Einsatz.

3.4.2. Postoperative Therapie

Die postoperative medikamentöse Weiterbehandlung erfolgt durch antiphlogistisch-antibiotische Lokalthherapie mit Dexamethason / Gentamicin (Dexamytrex® Augentropfen/Augensalbe).

Die Dokumentation der Katarakt-Operationen wurde postoperativ vom Operateur erstellt. Es wird der implantierte Linsentyp mit seinen Parametern dokumentiert. Weiterhin werden Lage des Tunnelschnittes (in der Regel im steilsten Meridian) sowie die Inzisionsgröße beschrieben. Die Operationen erfolgten überwiegend durch den gleichen Operateur.

3.5. Postoperative Untersuchungen

Die erste Nachuntersuchung erfolgt am Tag nach der Operation. Weitere Untersuchungen wurden nach 2-3 Tagen, 1 Woche (7 Tage \pm 2 Tage), 6 Wochen (42 Tage \pm 4 Tage) und nach 6 Monaten (26 Wochen \pm 1 Woche) durchgeführt.

Die Patienten werden im Falle einer beidseitig behandlungsbedürftigen Katarakt innerhalb von 4 bis 6 Wochen auch am zweiten Auge operiert.

Bei allen Untersuchungen wird eine objektive Refraktion mit dem Autorefraktor der Firma Zeiss durchgeführt. Ebenso wird der Fern- und Nahvisus ohne und mit bester Korrektur bestimmt. Die Augeninnendruckmessung erfolgt mittels der Applanationsmethode nach GOLDMANN.

Die Kontrastsensitivität wird monokular mit dem Optec 6500 Vision Tester (Ginsburg-Box) bestimmt.

Die Befragung der Patienten umfasst: die allgemeine Zufriedenheit nach einer vierteiligen Skala (sehr zufrieden, zufrieden, ausreichend, unzufrieden). Sowie spezielle optische Phänomene, wie Halos, Blendungserscheinungen, Doppelbilder und

Farb-Wahrnehmungsveränderungen (siehe 3.5.3.). Auch die visuellen Veränderungen bei Bildschirmtätigkeit werden erfragt.

Untersuchungen zu einem späteren Zeitpunkt als sechs Monate nach Operation wurden nicht durchgeführt, da hier bezüglich der Verträglichkeit der Linsen und des erreichbaren Visus von stabilen Verhältnissen auszugehen ist.

3.5.1. Prüfung der Kontrastsensitivität

Unter Kontrastsensitivität versteht man bei der optischen Wahrnehmung die Schwelle der Fähigkeit, Sehzeichen geringen Kontrastes wahrnehmen zu können.

Hier kommt die Ginsburg-Box zum Einsatz. Dies ist ein Gerät zur Prüfung der Kontrastsehschärfe mit und ohne Blendung, benannt nach dem amerikanischen Entwickler und Augenarzt Dr. Arthur P. Ginsburg.

Die Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit erfolgt bei diesem Gerät mittels des so genannten Functional Acuity Contrast Test (F.A.C.T.).

Gemessen wird hierbei die Erkennbarkeit von Linien (Sinusgitter) in verschiedenen Graustufen (Kontraststufen). Die Einheit ist Linien (oder Perioden) pro Grad (cycles per degree/cpd).

Dem Prüfling werden Sehzeichen mit hohem bis niedrigem Kontrast angeboten und die Ergebnisse in einem logarithmischen Diagramm als log contrast sensitivity eingetragen. Dies erfolgt wiederum bei verschiedenen Umfeld-Leuchtdichten, angegeben in Candela pro Quadratmeter (cd/m^2) und zwar photopisch bei $85 \text{ cd}/\text{m}^2$ und mesopisch bei $3 \text{ cd}/\text{m}^2$; zusätzlich mit und ohne Zuschaltung eines Blendlichtes: 1 Lux mesopisch bei Nachtblendung, und 10 Lux photopisch bei Tagblendung.

Den Patienten wurden Sinus-Gitter (Abb. 11) mit Ortsfrequenzen zwischen 1,5 und 18 Perioden/Grad (Abszisse der folgenden Abbildung) angeboten. Die Ergebnisse der Untersuchung werden dann in ein logarithmisches Diagramm eingetragen. Auf der Ordinate erscheinen die Werte der Kontrastempfindlichkeit, die durch den reziproken

Wert der Kontrastschwelle ausgedrückt werden (log contrast sensitivity). Je niedriger der Kontrast, der notwendig ist, um ein Gitter aufzulösen, desto höher ist die Kontrastempfindlichkeit. Sie kann als Kehrwert des Kontrastes definiert werden [87]. Für jede Ortsfrequenz wurde der Wert der Kontrastschwelle ermittelt, der gerade ausreicht, um ein Gitter zu erkennen.

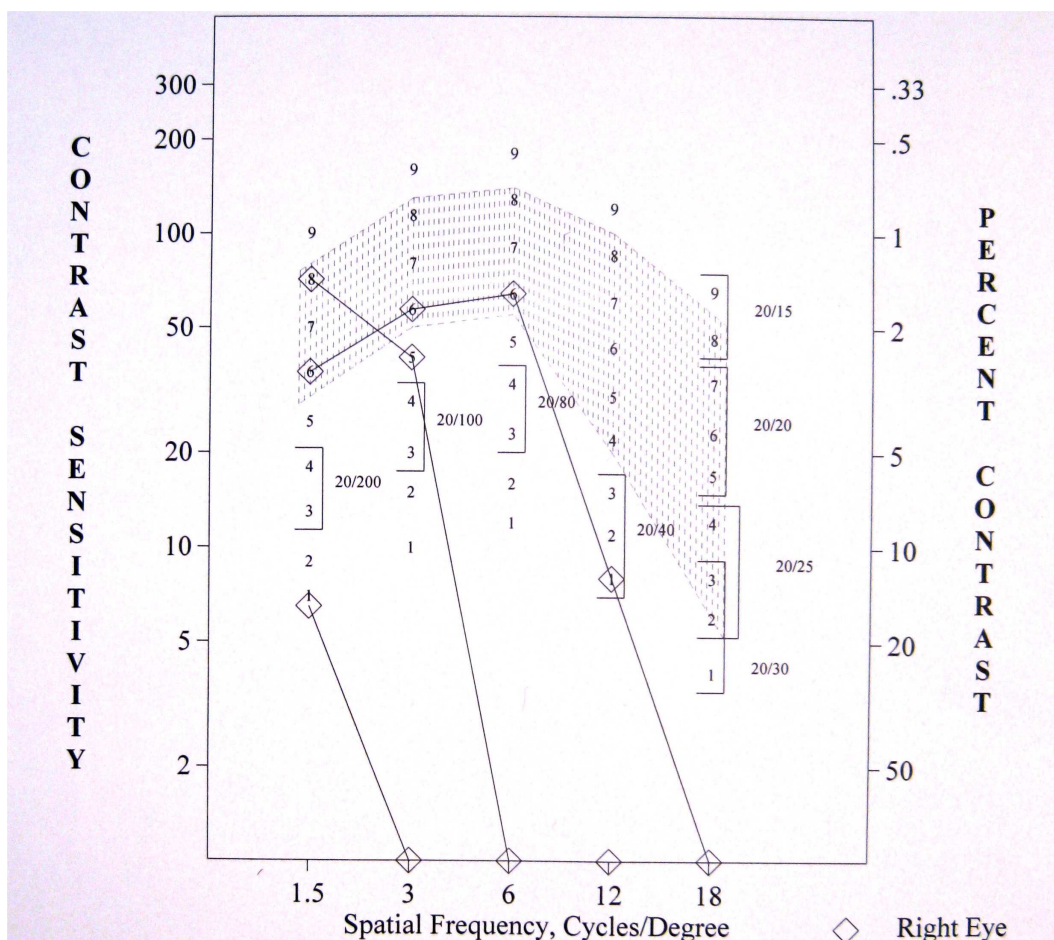


Abb. 11: Beispiel einer Testkarte des OPTIC 6500 zur Ermittlung der Kontrastsensitivität. Die Ordinate links gibt den logarithmischen Wert der Kontrastsensitivität an. Die Abszisse zeigt die Ortsfrequenz (cpd). Die Prüfung kann unter photopischer oder mesopischer Umfeldbeleuchtung erfolgen. Zusätzlich lässt sich beim mesopischen Test auch ein Blendlicht zuschalten.

Der Abstand zwischen den gestrichelten Linien kennzeichnet den Referenzbereich, in dem sich, laut Herstellerangaben von Optec 6500 Vision Tester (Abbildung 12), die Kontrastempfindlichkeit von 90 Prozent der Normalbevölkerung darstellt (Nomogramm, Abbildung 11).



Abb. 12: Optec 6500 Vision Tester (Ginsburg Box)

Getestet wurde sowohl monokular als auch binokular. Die Bewertung der Kontrastsensitivität erfolgt anhand der monokular ermittelten Daten.

Der F.A.C.T. nach Ginsburg ist eine Sinusgittertafel (Abbildung 13), die entweder als Wandtafel erhältlich ist oder in verkleinerter Form in dem „Contrast Sensitivity Tester Model 1800™“ nach Ginsburg („Ginsburg-Box“) einsetzbar ist.

Seite 43

Die F.A.C.T.- Tafel enthält Sinusgitter fünf unterschiedlicher Ortsfrequenzen (1,5/ 3/ 6/ 12, und 18 Cycles Per Degree [CPD]) und neun unterschiedlicher Kontraststufen, entsprechend angeordnet in fünf Reihen und neun Spalten.

Der Patient betrachtet in der Box helle und dunkle Streifen unterschiedlicher Neigung (Gerade, 15° nach rechts oder 15° nach links gekippt), deren Ausrichtung er angeben muß, beginnend bei A1 und endend bei E9. Teilweise wird dabei ein "störendes" Gegenlicht (Blendung) eingesetzt, ähnlich der Situation des nächtlichen Autofahrens.

Der Test wurde monokular ohne Korrektur durchgeführt. Vom Hersteller wird empfohlen, nach dem „Forced - choice - Prinzip“ (gezwungene-Wahl-Prinzip) zu testen („3-alternative forced choices“, 3-AFC).

Bei zwei falschen Antworten der Testperson, wird die Messung abgebrochen und die zuletzt richtig erkannte Kontrastsensitivitätsstufe als Testergebnis bei dieser Ortsfrequenz angesehen.

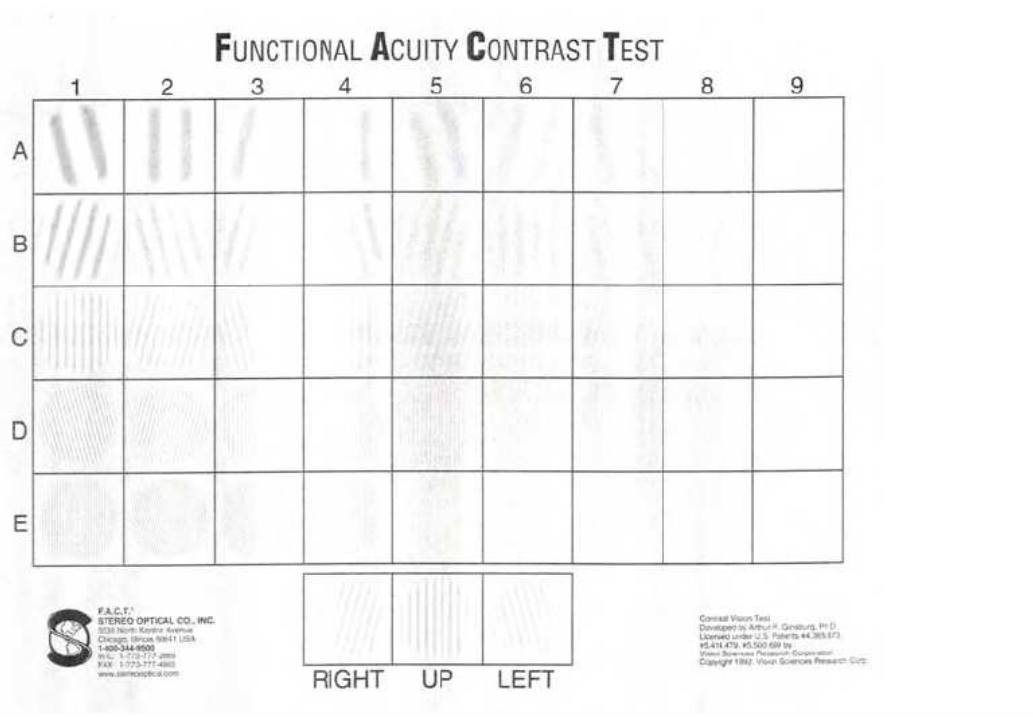


Abb. 13: Sinusgittertafel für den F.A.C.T. (Sehzeichen mit abgestuft niedrigem Kontrast; Kontrastsensivitätstest mit der Ginsburg-Box)

Numerische Kontrastempfindlichkeitswerte der F.A.C.T.-Tafel

Die Zahlen geben die entsprechenden Werte der Kontrastempfindlichkeit der Prüffelder auf der F.A.C.T.-Tafel (Functional Acuity Contrast Test) an (Tab. 1).

		<u>Kontrastempfindlichkeit</u>								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
Zeile	Spalte <i>Ortfrequenz</i>									
A	1.5	7	9	13	18	25	36	50	71	100
B	3	10	15	20	29	40	57	80	114	160
C	6	12	16	23	33	45	64	90	128	180
D	12	8	11	15	22	30	43	60	85	120
E	18	4	6	8	12	17	23	33	46	65

Tabelle 1: Umrechnung der F.A.C.T.-Tafel in Kontrastempfindlichkeit

3.5.2. Niedrigkontrastsensitivität mit Hilfe der Diabetes Tafel (ETDRS-Tafel) unter mesopischen Bedingungen

Die ETDRS-Tafeln (Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study Group) dienen der Bestimmung der Sehschärfe. Jeweils fünf Buchstaben gleicher Größe bilden eine Zeile (Abbildung 14). Der Visusverlust von 3 Zeilen bedeutet eine Halbierung der Sehschärfe.

Die bestkorrigierte Sehschärfe wurde unter mesopischen Beleuchtungsbedingungen mit 5 abgestuften Kontrastsehtafeln (LowContrastETDRSCharts 397 H, G, F, E, D) bestimmt. Jede dieser Tafeln hat eine andere Kontraststufe (25, 10, 5, 2,5 und 1,25%). Das Verfahren zur Bestimmung der abgestuften Kontrastsehschärfe ist das gleiche wie das der Sehschärfe bei maximalem Kontrast und erfolgte jeweils durch denselben klinischen Untersucher.

Die Diabetes Tafel dient also unter mesopischen Bedingungen zur Bestimmung des Produktes aus Visus und Kontrastsensitivität.

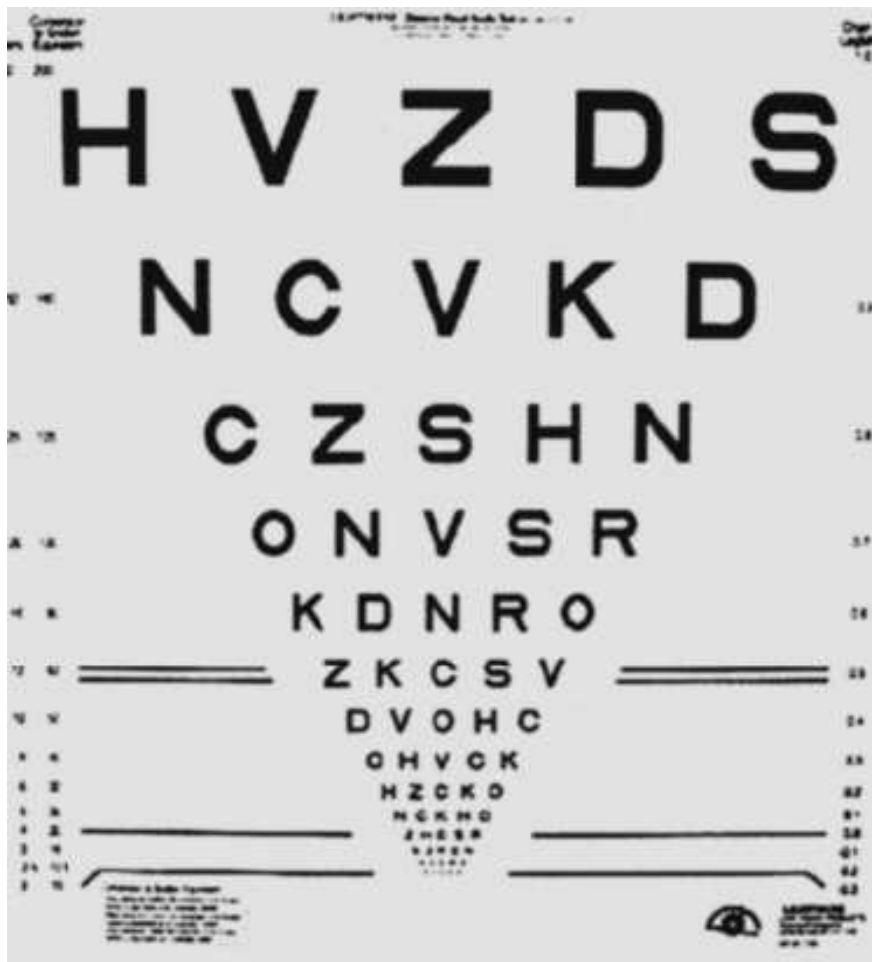


Abb. 14: ETDRS-Tafeln (Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study Group)

3.5.3. Fragebogen

Die subjektiven Daten wurden mit Hilfe eines Fragebogens erhoben.

Mit dem Fragebogen soll das postoperative Brillentrageverhalten, die Lichtsensationen, die Blendempfindlichkeit sowie die subjektive Patientenzufriedenheit erfasst werden.

Von den angeschriebenen 61 Patienten haben insgesamt 45 Patienten geantwortet.

Fragebogen:

Sehr geehrte/r Frau/Herr.....

Ihnen wurde am..... eine Mono/Multifokallinse implantiert. Im Rahmen einer Studie versuchen wir herauszufinden, wie sich diese Linsen im Alltagsleben unserer Patienten bewähren und ob Probleme auftreten.

Bitte helfen Sie uns dabei, indem Sie diesen Fragebogen ausfüllen und mit dem beigefügten Rückumschlag an uns zurücksenden.

Wir bedanken uns im Voraus für Ihre Bemühungen.

1. Benutzen Sie seit der Operation eine Brille?

ja nein

Wenn ja, welche Art?

Lesebrille Fernbrille Bifokalbrille

Wie oft?

selten gelegentlich oft immer

2. Haben Sie vor der Operation eine Gleitsichtbrille getragen?

ja nein

3. Nehmen Sie optische Phänomene wahr, die sie vor der Operation nicht bemerkt haben?

ja nein

Wenn Ja, wie würden Sie diese Phänomene beschreiben?

4. Ergebnisse

4.1. Fernvisus

4.1.1. Präoperativer Fernvisus

Der präoperative Fernvisus wurde mit Korrektur geprüft.

Abbildung 15 zeigt, dass die präoperative korrigierte Fernsehschärfe bei den Patientengruppen mit Multifokallinsen ReSTOR und mit den Monofokallinsen AMO Z9002 im Mittel bei 0.5 lag.

Die mit der Monofokallinse Acrysof SN60WF versorgten Patienten erreichten im Durchschnitt eine präoperative Fernsehschärfe von 0.4.

4.1.2. Postoperativer Fernvisus

Der postoperative Visus wurde mit und ohne Korrektur geprüft. Insgesamt erreichten die Augen mit allen drei Linsen-Typen einen guten postoperativen Fernvisus. Die Patientengruppe mit sphärischen Multifokallinsen mit Blaulichtfilter ReSTOR und die Patientengruppe mit asphärischen Monofokallinsen ohne Blaulichtfilter erreichten 0,9. Bei der Patientengruppe mit asphärischen Monofokallinsen mit Blaulichtfilter Acrysof SN60WF lag der erreichte Fernvisus im Schnitt bei 0.85.

Der Unterschied ist angesichts der geringen Patientenzahl statistisch nicht signifikant. Eine zusätzliche Korrektur war so selten und zudem in so geringem Maße erforderlich, dass sie den statistischen Durchschnittswert nicht änderte.

Bei der Patientengruppe mit Multifokallinsen ReSTOR stimmen die Zielrefraktion von 0,0 dpt und der Mittelwert der postoperativen Refraktion von 0,0 dpt (mit einer Streubreite von $\pm 0,37$) überein. Die Zielrefraktion der beiden Patientengruppen mit Monofokallinsen (-0,5 dpt) entsprach ebenfalls dem Mittelwert der postoperativen Refraktion dieser beiden Gruppen von -0,5 dpt $\pm 0,65$.

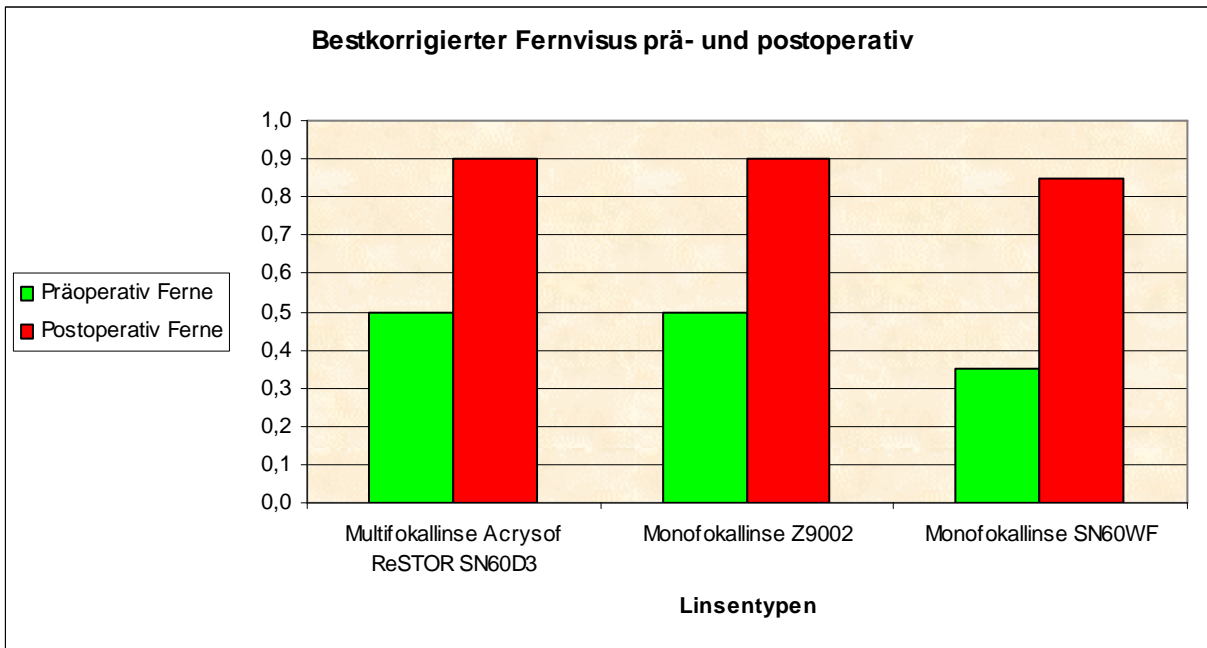


Abb. 15: Bestkorrigierter Fernvisus (Sehschärfe >5m, vor und nach der Operation)

4.2. Nahvisus

4.2.1. Präoperativer Nahvisus

Mit der Implantation der Multifokallinse vom Typ Acrysof ReSTOR SN60D3 sollte dem Patienten sowohl ein guter Fern-, als auch ein guter Nahvisus ohne Brille ermöglicht werden.

Um die prä- und postoperative Lesesehschärfe zu verifizieren, erfolgte die Visusprüfung mit den Leseprobentafeln nach NIEDEN im Abstand von 30 cm sowohl ohne als auch mit bester optischer Zusatzkorrektur. Bei der nun folgenden Darstellung werden in Klammern die Dezimalwerte (nach Jäger) für den Nahvisus umgerechnet.

Präoperativ (Abbildung16) lag der durchschnittliche korrigierte Lesevisus bei Nieden 2 (0,8) bis 3,5 (0,65); die Gruppe mit der Multifokallinse erreichte Nd 2,25 (0,75), die Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaulichtfilter Nd 3,5 (0,65) und die Patientengruppe mit Monofokallinse mit Blaulichtfilter Nd 2,1 (0,8).

4.2.2. Postoperativer Nahvisus

Postoperativ lag der durchschnittliche, korrigierte Lesevisus bei allen drei Linsen-Typen bei etwa Nieden 1 (1,0).

Die Patientengruppe mit Multifokallinsen erreichte postoperativ ohne Korrektur Nd 1-2 (0,9), die Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaulichtfilter erreichte Nd 3,5 (0,65) und die Patientengruppe mit Monofokallinse mit Blaulichtfilter erreichte Nd 3,5 (0,65).

Bei objektiver Prüfung zeigte sich, dass bei den ReSTOR Multifokallinsen eine zusätzliche Nahkorrektur (Lesebrille) weitgehend entbehrlich war. Lediglich 2 der Multifokalimplantierten profitierten im Nahbereich noch von einem Zusatz von +1,0 Dioptrien. Sie steigerten dadurch ihren Nahvisus von Nd 2 auf Nd 1 entsprechend einer dezimalen Sehschärfe von 0,8 auf 1,0. (Abb.16)

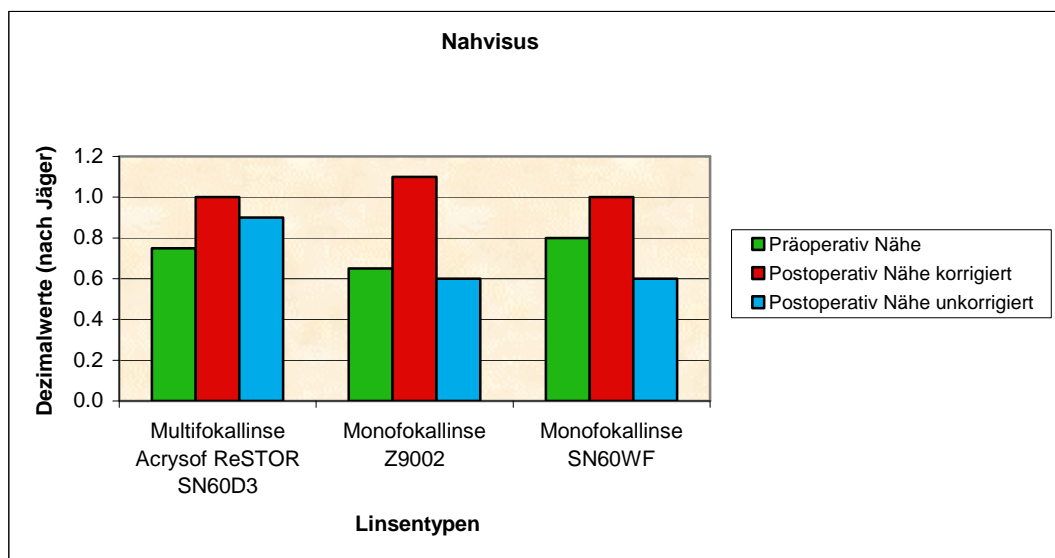


Abb. 16: Prä- und postoperativer Nahvisus

4.3. Prä- und postoperatives sphärisches Äquivalent

In Abbildung 17 wird das postoperative sphärische Äquivalent mit dem präoperativen verglichen. Es zeigt sich erwartungsgemäß ein deutlicher Sprung zur Emmetropie hin.

Präoperativ reichte das sphärische Äquivalent im gesamten Kollektiv von -6,5 bis 3,25 Dioptrien (dpt) mit einem Mittelwert von 0,96 dpt.

Bei der Patientengruppe mit Multifokallinsen reichte das sphärische Äquivalent von -3,75 bis 2,62 dpt (Mittelwert: 0,21 dpt).

Bei der Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaulichtfilter reichte das sphärische Äquivalent von -0,75 bis 2,25 dpt (Mittelwert: 0,96 dpt) und bei den Patienten aus der Gruppe mit Monofokallinse und Blaulichtfilter von -6,5 bis 3,25 dpt (Mittelwert: -0,85 dpt).

Postoperativ lag der Mittelwert des sphärischen Äquivalents im gesamten Kollektiv bei -0,02 dpt. (Streuung -0,5 bis 0,5 dpt).

Das durchschnittliche sphärische Äquivalent der Patientengruppe mit Multifokallinse lag bei 0,05 dpt (Streuung -0,25 bis 0,5 dpt), der Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaulichtfilter bei -0,06 dpt (Streuung -0,5 bis 0,25 dpt) und der Patientengruppe mit Monofokallinse und Blaulichtfilter bei -0,04 dpt (Streuung -0,37 bis 0 dpt).

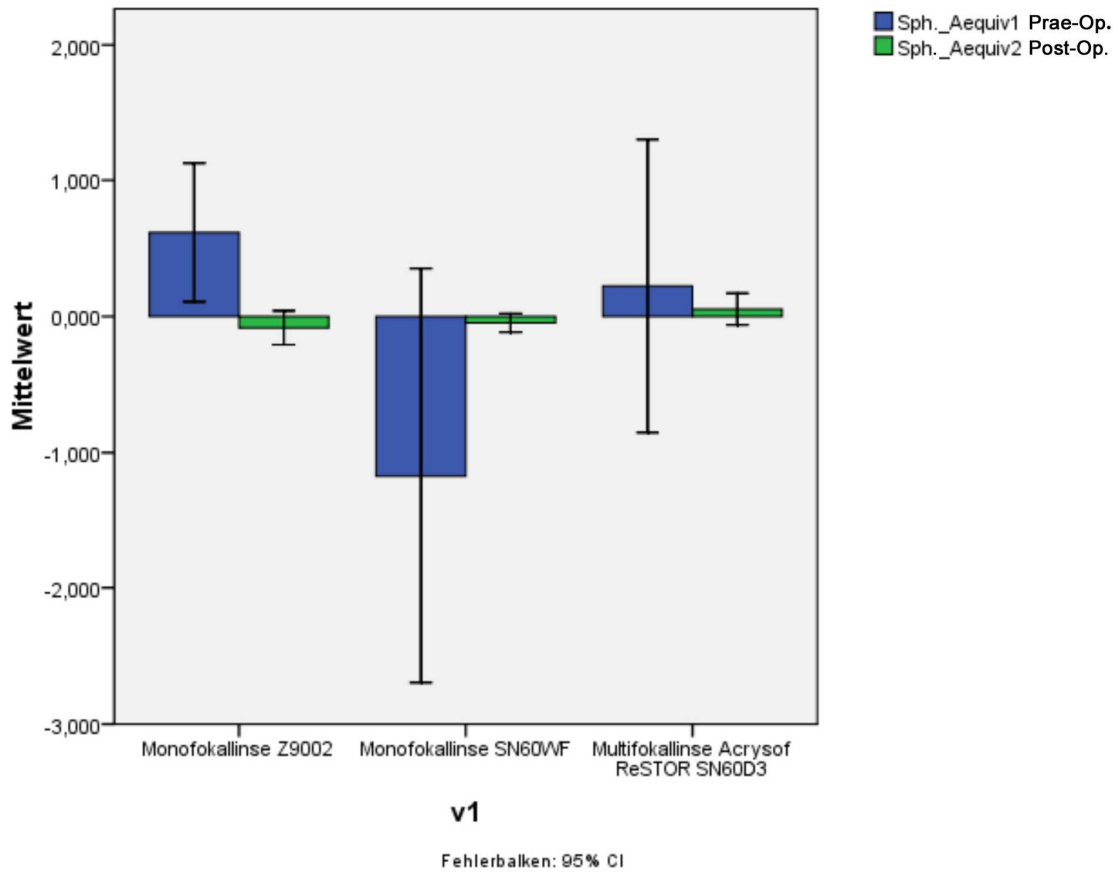


Abb. 17: Prä- und postoperatives sphärisches Äquivalent (Dioptrien) in Abhängigkeit von der implantierten Linse

4.4. Kontrastsensitivität

4.4.1 Photopische Kontrastsensitivität

Die Daten der Kontrastempfindlichkeit unter photopischen Bedingungen sind in Abbildung 18 dargestellt.

Die Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaulichtfilter erreichte bei niedrigen Ortsfrequenzen (1.5, 3, 6 c/deg) ein geringfügig besseres Kontrastsehen als die beiden anderen Gruppen.

Bei den höheren Ortsfrequenzen von 12 und 18 c/deg erreichte die Patientengruppe mit Monofokallinse mit Filter ein ebenso geringfügig besseres Kontrastsehen als die beiden anderen Gruppen.

Die Patientengruppe mit Multifokallinse schnitt in allen Dichtebereichen geringfügig schlechter ab als die beiden Patientengruppe mit Monofokallinsen.

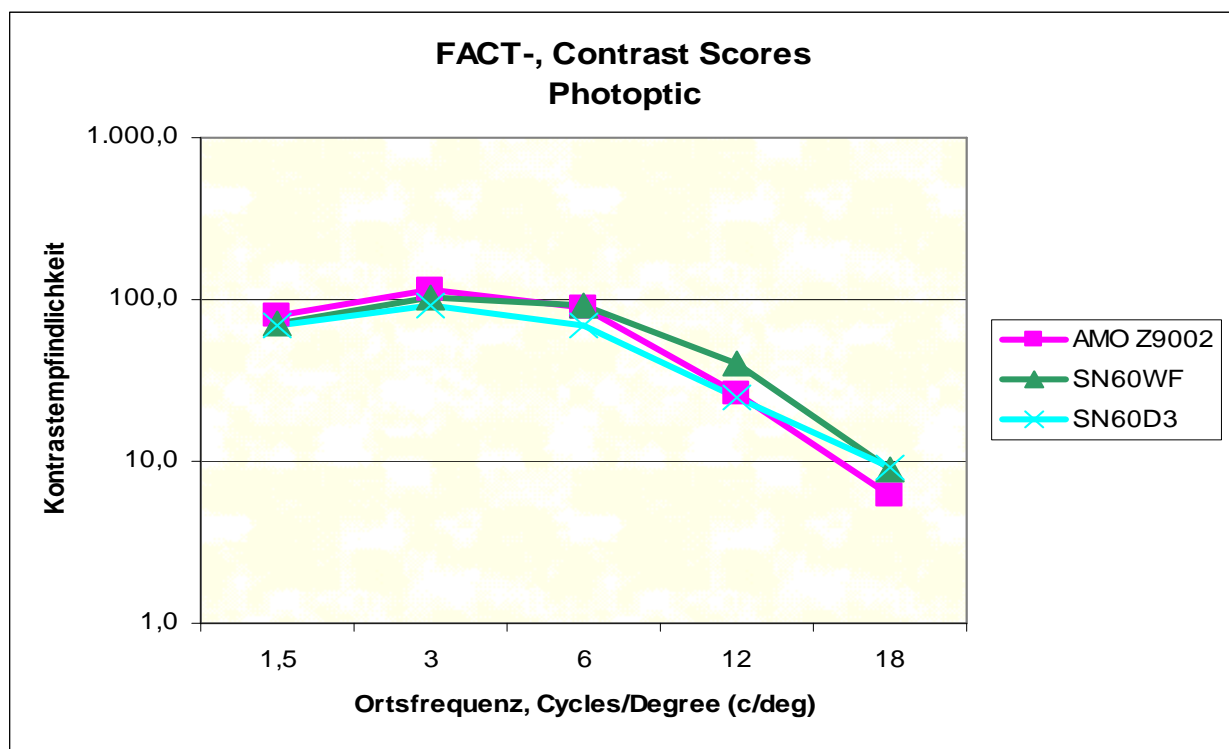


Abb. 18: Photopische Kontrastsensitivität (log) nach Kunstlinsenimplantation bei verschiedenen Ortsfrequenzen (cycles/degree) gemessen unter moderater Beleuchtung

4.4.2. Mesopische Kontrastsensitivität ohne Blendung

Die Mittelwerte der mesopischen Kontrastempfindlichkeit (in dunklem Umfeld) werden in Abbildung 19 dargestellt. Diese Abbildung verdeutlicht den Vorteil der Patientengruppe mit Monofokallinse mit Filter vor allem in den höheren Ortsfrequenzbereichen.

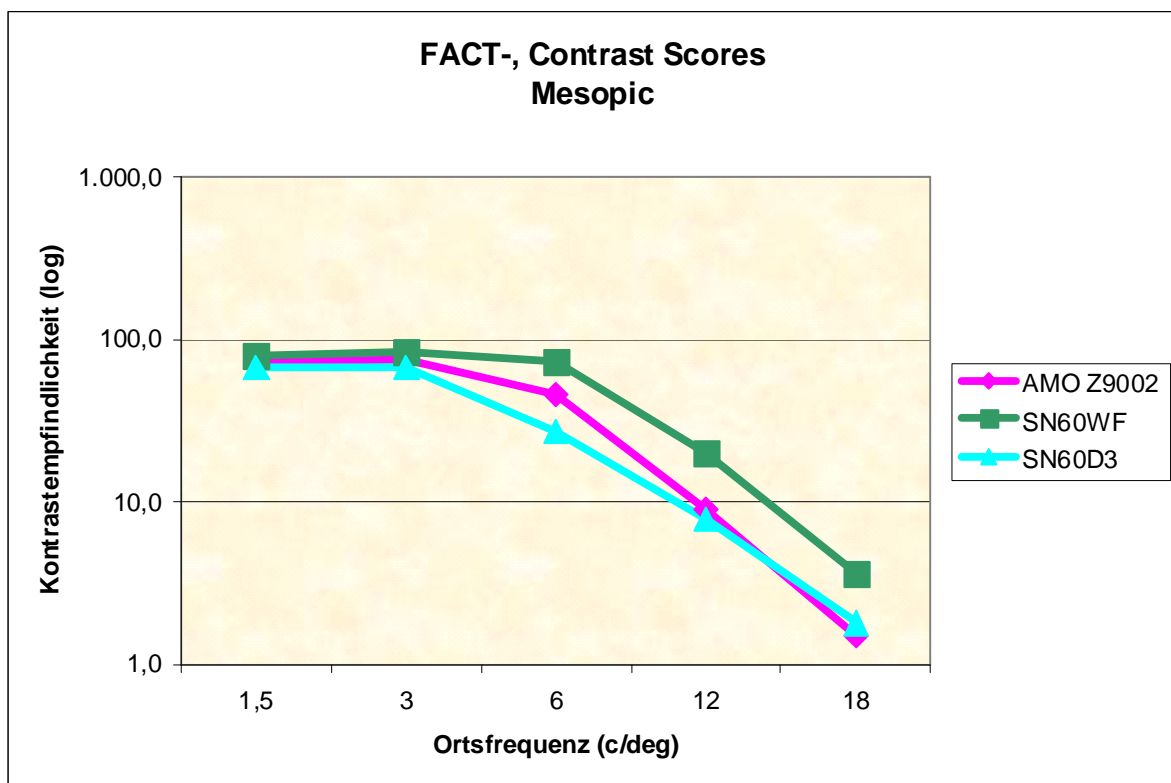


Abb. 19: Mesopische Kontrastsensitivität (log) nach Kunstlinsen implantation bei verschiedenen Ortsfrequenzen (cycles/degree)

4.4.3. Mesopische Kontrastsensitivität unter Blendung

Die Mittelwerte der mesopischen Kontrastempfindlichkeit mit Blendung werden in Abbildung 20 dargestellt. Die Abbildung zeigt hier die Überlegenheit der Patientengruppe mit Monofokallinsen mit Blaulichtfilter über alle Ortsfrequenzen.

Auch die Patientengruppe mit Monofokallinsen ohne Blaulichtfilter zeigte noch deutlich bessere Werte als die Patientengruppe mit Multifokallinsen.

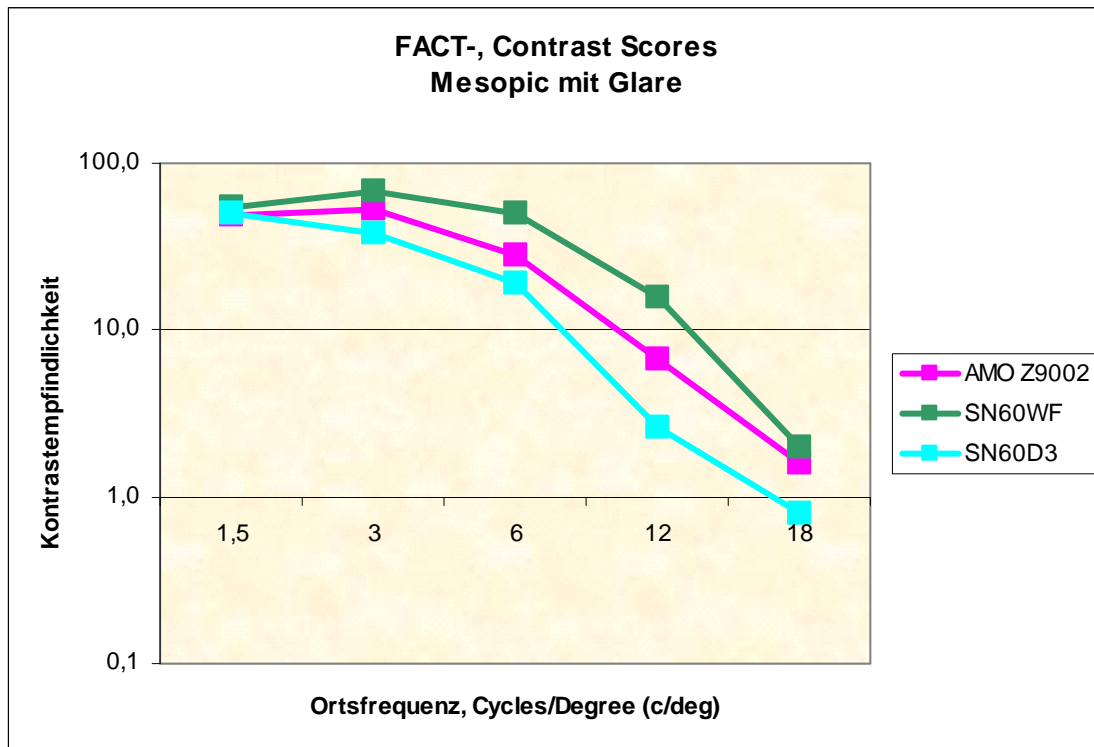


Abb. 20: Mesopische Kontrastsensitivität (log) nach Kunstlinsenimplantation bei verschiedenen Ortsfrequenzen (cycles/degree) unter Blendung

4.4.4. Niedrigkontrastsensitivität

Die Ergebnisse der Visusprüfung mit den Niedrigkontrast-ETDRS-Tafeln sind in Abbildung 21 und 22 zusammengefasst.

Die Patientengruppe mit Monofokallinse mit Blaulichtfilter zeigte für alle Kontraststufen unkorrigiert eine bessere Sehschärfe als die beiden anderen hier verglichenen Gruppen, sowohl in der Ferne, als auch im Nahbereich.

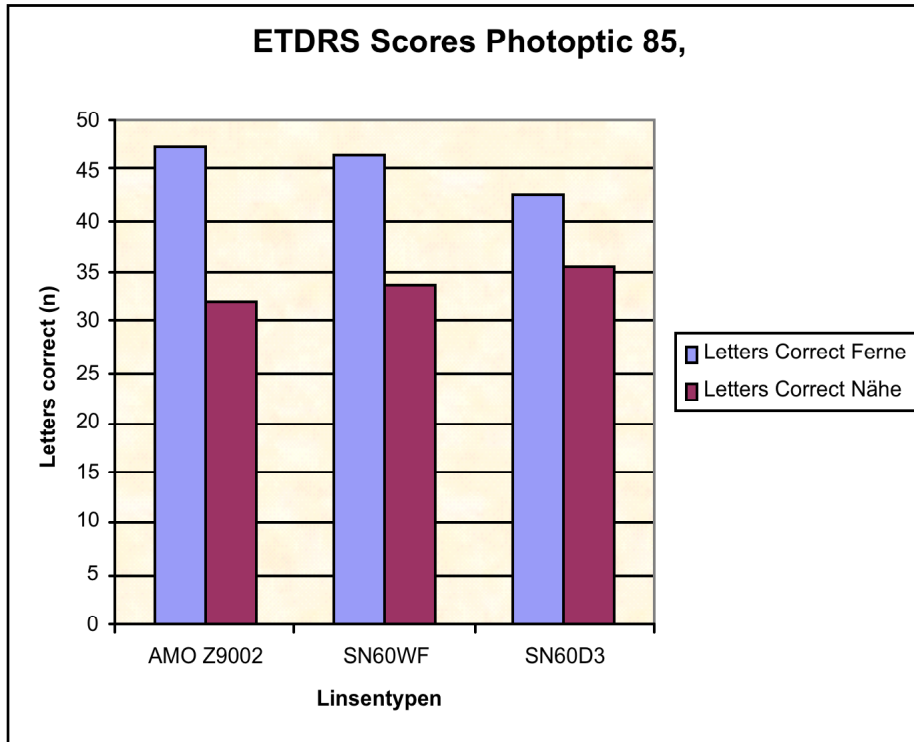


Abb. 21: Fern- und Nah-Visusprüfung (n, letters correct), photoptisch (85 cd/m²) mit den Niedrig-Kontrast-ETDRS-Tafeln postoperativ in Abhängigkeit vom implantierten Linsetyp

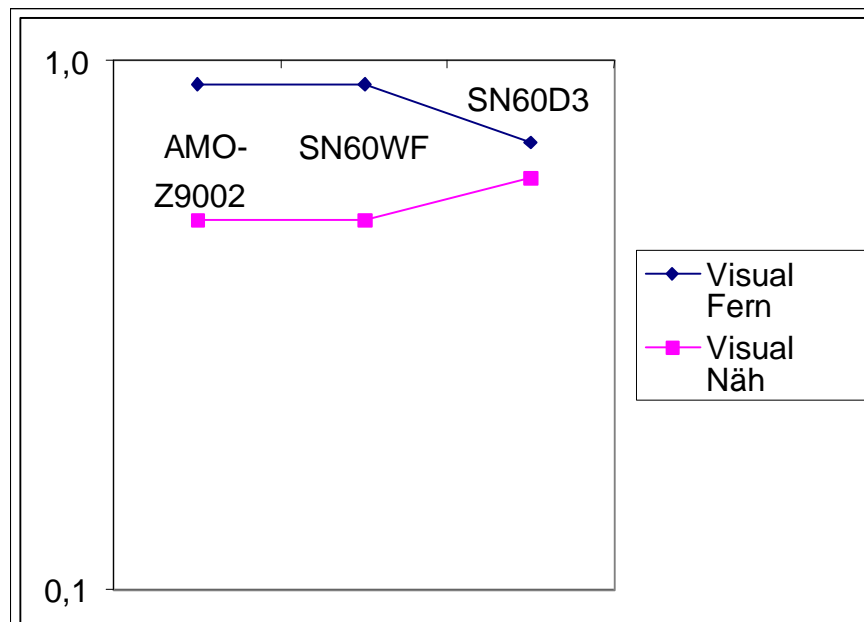


Abb. 22: Logarithmische Darstellung des ETDRS-Fern- und -Nah-Visus, photopisch (85 cd/m²) postoperativ in Abhängigkeit vom implantierten Linsetyp

4.5. Brillenunabhängigkeit

Das ideale Ziel, sowohl für die Nähe wie auch für die Ferne ohne Brille auszukommen, wurde bei 6% in der Patientengruppe mit Monofokallinsen und bei 72% in der Patientengruppe mit Multifokallinsen erreicht.

4.6. Postoperative Komplikationen und Veränderungen

Bei den hier untersuchten Patienten wurden keine postoperativen Komplikationen beobachtet.

Der postoperative astigmatische Ausgleich liegt bei allen Linsen lediglich bei ± 0.5 zyl-dpt (Standardabweichung ± 0.2) und stellt für die Patienten somit erwartungsgemäß kein Problem dar.

4.7. Patientenzufriedenheit

Die Mono- und Multifokallinsenklientel wird 6 Monate postoperativ im Rahmen der Abschlussuntersuchung nach dem subjektiven Gesamteindruck und der Zufriedenheit mit den implantierten Linsen befragt. Die Beurteilung wird in Noten von 1 bis 4 (sehr zufrieden, zufrieden, ausreichend, unzufrieden) festgehalten. Die Gesamtnote aller Patienten mit Multifokallinsen innerhalb erreichte ein Ergebnis von 2,13 und die Gesamtnote der Patienten mit Monofokallinsen erreichte ein Ergebnis von 1,92. Unter Berücksichtigung dessen, dass die Patienten mit Multifokallinse bedingt durch die Zuzahlung und ihr jüngeres Lebensalter mit einer anderen Erwartungshaltung an die Operation gingen, verdeutlicht dieses Ergebnis die hohe Akzeptanz des multifokalen Linsenkonzeptes. Die geringfügig bessere Zufriedenheit der Patienten mit Monofokallinsen spricht deshalb nicht gegen die Multifokallinsen.

Die Vorteile der Multifokallinsen sind für die meisten Patienten wichtiger als deren Nachteile. Zunächst störende optische Phänomene werden zugunsten der

Seite 58

weitgehenden Brillenunabhängigkeit gerne in Kauf genommen. Mit dem Visusergebnis sind die meisten Patienten sowohl im Fern- wie im Nahbereich sehr zufrieden. Auch wenn in einigen Fällen mit einer zusätzlich vorgeschalteten Korrektur ein noch besserer Visus erreicht wird, verzichten die meisten im Alltagsgeschehen größtenteils auf eine Brille. Fünf von 19 Patienten erhalten für Extremsituationen (lange, nächtliche Autofahrten) noch eine zusätzliche Fernkorrektur, weitere fünf Patienten benötigen für intensives Arbeiten am Bildschirm eine zusätzliche Korrektur für den Intermediärbereich. Die dafür notwendige Korrektur liegt im Bereich von +0,75 dpt.

Die Patienten mit Monofokallinsen klagen weniger über optische Störungen (Halos) als Patienten mit Multifokallinsen. Auch bezüglich der Sehschärfe im Fernbereich ohne zusätzliche Korrektur werden weniger Probleme als bei der Gruppe mit MIOL angegeben.

Bezüglich der subjektiven Farbwahrnehmung bei den „gelben“ Linsen (Blaulichtfilter) klagte spontan keiner der Untersuchten über Störungen. Auf Nachfragen geben 2 Patienten mit Linsen ohne Blaulichtfilter an, in den ersten Tagen nach der Operation eine leichte Blaustichigkeit bemerkt zu haben.

Besonders zufrieden zeigten sich die Patienten, die vor der Operation eine höhere Hyperopie oder Myopie aufwiesen und sich ohne ihre Brille deshalb immer hilflos gefühlt haben. Sie berichten über ein ganz neues Lebensgefühl, wobei von den beiden Gruppen die Hyperopen noch mehr profitierten.

Da die Patienten präoperativ über mögliche Probleme intensiv aufgeklärt wurden, gingen sie mit den anfänglichen optischen Nachteilen gelassen um. Die Nachteile der Multifokallinsen werden daher durchweg gut akzeptiert. Es zeigte sich bei der Abschlussuntersuchung bei den meisten Patienten ein außerordentlich guter Gewöhnungseffekt.

5. Diskussion

5.1. Auswahl der Linsen für diese Studie

In dieser Studie gab es zwei wesentliche Fragestellungen: Den Grad der Beeinträchtigung des Kontrastsehens bei Multifokallinsen und den Einfluss des Blaufilters auf das Kontrastsehen. Für die Beurteilung dieser beiden Aspekte wurden für diese Studie drei Patientengruppen mit drei verschiedenen Linsen miteinander verglichen:

1. Eine Patientengruppe mit Multifokallinse mit Blaufilter
2. Eine Patientengruppe mit Monofokallinse mit Blaufilter
3. Eine Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaufilter

Für jede der drei oben genannten Gruppen sind zahlreiche Linsen am Markt. Beispiele für diffraktive Multifokallinsen sind die Acri.Tec AG Acri.LISA und AMO Tecnis ZM900, Varianten von refraktiven Multifokallinsen sind: Oculentis Mplus und Multifokale IOLs M-flex 630 /630N von Rayner Surgical GmbH, Alcon Acrysof ReSTOR SA60D3 (diffraktiv/refraktiv).

Beispiele für aktuell erhältliche Monofokallinsen sind die Alcon Acrysof Natural SN60AT, Alcon AcrySof IQ Aspheric SN60WF, AMO asphärisch TECNIS CL Z9002, AMO sphärisch Sensar OptoEdge AR 40E von AMO.

Wir haben uns aus folgenden Gründen für die hier untersuchten Linsen entschieden:

1. Acrysof ReSTOR SA60D3

Eine technische Weiterentwicklung gegenüber den verfügbaren diffraktiven Multifokallinsen stellt die hier untersuchte, multifokale Intraokularlinse Acrysof ReSTOR SA60D3 dar. Durch die spezielle Optik werden Streueffekte minimiert und die Lichtausbeute wird auf über 90 % gesteigert. Für den Patienten bedeutet dies eine verbesserte Kontrast- und Tiefenschärfe sowie die Reduzierung von Nebeneffekten wie Lichthöfen, Blendempfindlichkeit und Nachtsichtproblemen.

Auf rein refraktive Multifokallinsen wurde in dieser Studie bewusst verzichtet. Deren Vorteil liegt in einer guten Kontrastsehschärfe, da im Gegensatz zu den diffraktiven Multifokallinsen hier kein Licht durch Streuung verloren geht. Allerdings ist die Funktion dieser Linsen zu sehr von der Pupillengröße und zugleich von der optimalen Zentrierung der refraktiven MIOL abhängig [12, 27, 35].

Es wurden weitere refraktive Multifokallinsen entwickelt, die sich in der Anzahl und der Anordnung der refraktiven Zonen unterscheiden. Refraktive Multifokallinsen mit vielen Zonen (7-Zonen-Linsen) müssen systembedingt einen Verlust der Kontrastsehschärfe kompensieren, der durch das Entstehen von Streulicht an den Zonenübergängen und die Pupillenweite zu erklären ist.

Aus den oben genannten Gründen war die ReSTOR-Linse die zum damaligen Zeitpunkt (2006 - 2008) am häufigsten in Deutschland sowie in der Augenklinik Marzahn eingesetzte Multifokallinse.

2. Alcon AcrySof IQ Aspheric - SN60WF

Diese Linse besitzt eine asphärische Oberfläche, die Wahrscheinlichkeit von sphärischen Aberrationen ist dadurch geringer.

Ähnlich wie bei der Multifokallinse ist auch hier das gesamte Polymer mit einem UV- und Blaulichtfilter durchsetzt.

Diese Linse gehört zu den aufwendigeren und teureren Varianten an Monofokallinsen, wird aber wegen ihrer oben genannten Eigenschaften weltweit und auch in unserer Klinik oft implantiert.

3. AMO TECNIS CL Z9002

Die TECNIS CL Z9002 ist eine asphärische Monofokallinse, die zusätzlich auch die positive sphärische Aberration der Hornhaut korrigiert. Dies bewirkt eine verringerte

Blendung und eine Verbesserung des Kontrastsehens, insbesondere bei mesopischen Lichtverhältnissen (funktioneller Visus) [81, 83, 84].

Diese Linse ermöglicht postoperativ eine sehr gute Sehfähigkeit. Außerdem kann diese Linse auch ohne Shooter durch einen Schnitt < 3,0 mm eingesetzt werden.

Die TECNIS CL Z9002 besitzt nur einen UV-Filter im Gegensatz zur vorhin beschriebenen Monofokallinse mit Blaufilter (SN60WF). Dies ermöglicht eine Beurteilung des Einflusses des Blaufilters auf Visus und Kontrastsehen sowie die Akzeptanz durch die Patienten.

Auch diese Linse ist in Deutschland weit verbreitet. Insgesamt sind alle die hier ausgewählten Linsen hochwertige Intraokularlinsen. Eine pauschale Bevorzugung einer dieser Linsen ist a priori nicht möglich, sondern ergibt sich erst im Nachhinein unter Berücksichtigung der besonderen Eigenheiten des jeweiligen Patienten.

Der Einschluss der Patienten in die jeweilige Gruppe erfolgte nach der Beratung und Auswahl der optimalen IOL.

5.2. Vergleichbarkeit der Patientengruppen

In dieser Studie wurden drei Patientengruppen miteinander verglichen. Die Patienten der Gruppen mit Multifokallinsen und Monofokallinsen mit Blaufilter waren deutlich jünger als die Patienten aus der Gruppe mit Monofokallinsen ohne Blaufilter. Die Verteilung der Patienten auf diese drei Gruppen erfolgte unter Berücksichtigung der Anforderungen an die postoperative Sehfähigkeit und unter Berücksichtigung der Compliance der Patienten bei der postoperativen Lernphase, vor allem bei Multifokallinsen. Die jüngeren Patienten wurden grundsätzlich mit IOL mit Blaufilter versorgt, um das derzeit diskutierte langfristige Risiko einer Makuladegeneration zu verringern. Auch waren die jüngeren Patienten teilweise noch berufstätig, so dass sich hier höhere Anforderungen an die Sehfähigkeit, insbesondere in speziellen Situationen (Intermediärsehen, Nachtsehen) ergaben.

Eine wichtige und interessante Frage, auf die in dieser Arbeit nicht explizit eingegangen wird, ist der Einfluss eines asphärischen Linsendesigns auf Visus und Kontrastsehen. Dies ist bedingt durch die fehlende Vergleichbarkeit der Patientengruppen in dieser Studie hinsichtlich dieses Parameters. Die hier beschriebenen Monofokallinsen haben ein asphärisches Linsendesign. Die Multifokallinse Restor war zum damaligen Zeitpunkt (2006 – 2008) nur mit sphärischem Design verfügbar. Erst nach dem Ende dieser Studie standen vom gleichen Hersteller (Alcon) asphärische Multifokallinsen zur Verfügung.

Die Patientengruppen mit MIOL und die Patienten mit Monofokallinse mit Blaufilter haben eine ähnliche Alters- und Geschlechterstruktur. Aus diesem Grund können die Ergebnisse dieser beiden Patientengruppen direkt miteinander verglichen werden. Wenn die Daten der dritten Patientengruppe (Monofokallinse ohne Blaufilter) hinzugezogen werden, muss immer berücksichtigt werden, welcher der Effekte durch den Linsentyp bedingt ist und welcher der beobachteten Effekte durch Unterschiede im Patientenkollektiv (Alter und Geschlecht) verursacht wird. Aus diesem Grund werden die Resultate dieser Studie (Visus, Kontrastsehen etc.) immer mit den Daten aus der Literatur verglichen, um Einflüsse des Patientenkollektivs auf die Bewertung zu minimieren.

5.3. Visus

Multifokallinsen sind optisch deutlich anspruchsvoller als Monofokallinsen. Die simultane Bereitstellung zweier Foki muss bauartbedingt durch einen suboptimalen Visus im Intermediärbereich und ein vermindertes Kontrastsehen erkauft werden. Wider Erwarten sind Klagen über ein schlechtes Sehen im Intermediärbereich jedoch sehr selten. Da zwei Netzhautbilder gleichzeitig entstehen, ist postoperativ eine Lernphase des Patienten zur Bildselektion unabdingbar [82].

Ein durchschnittlicher postoperativer Fernvisus von 0,85 und 0,9 bei den Patientengruppen mit Monofokallinsen und von 0,9 bei der Patientengruppe mit

Multifokallinsen muss als sehr gutes Ergebnis betrachtet werden. Auch die Ergebnisse in Bezug auf den Nahvisus bestehen den internationalen Vergleich (Tab.2).

Autor	Literatur-Verzeichnis Nr.	Multifokal-Linsentyp	Fernvisus postoperativ		Nahvisus postoperativ nach Jäger	
			sc.	cc.	sc.	cc.
Mester	51	MULTIFOKALLINSEN: Acrysof ReStor	0,85	0,9	0,9	1,0
Mayer et al.	76	MULTIFOKALLINSEN: Acrysof ReStor	0,77	-	0,9	-
Gromulus	33	MULTIFOKALLINSEN: Acrysof ReStor	0,71	0,86	1,0	-
Kaymak et al.	56	MULTIFOKALLINSEN: Acri.Tec	1,15	1,2	-	-
Petermeier et al.	88	MULTIFOKALLINSEN: Acrysof ReStor	0,8	-	0,8	-
Schich	97	MULTIFOKALLINSEN: Array SA 40N, Acrysof ReStor	0,9	1,0	1,0	-
Schich	97	Monofokallinse	0,4	0,8	-	1,0
Eigene Ergebnisse		Monofokallinse ohne Blaulichtfilter AMO Z9002	0,8	0,9	0,6	1,0
Eigene Ergebnisse		Monofokallinse mit Blaulichtfilter Acrysof SN60WF	0,6	0,85	0,6	1,0
Eigene Ergebnisse		MULTIFOKALLINSEN: Acrysof ReStor	0,85	0,9	0,9	1,0

Tab. 2: durchschnittlicher postoperativer Fern- und Nahvisus

Ein postoperativer korrigierter Fernvisus von 1 konnte nicht immer erreicht werden. Die Refraktionsänderung erklärt sich aus den unvermeidbaren Kapselschrumpfungsprozessen, die nicht zu beeinflussen sind oder vorherberechnet werden können [2, 11]. Ein zweiter Grund könnte darin liegen, dass die in der Optischen Biometrie für die Linsenstärke verwendeten Formeln (z. B. nach SRKT oder Holiday) zwar empirisch erprobt sind, aber durch ihren Näherungscharakter eine unvermeidbare Streuung des Zielwerts der benötigten Linsenstärke mit sich bringen [4, 13, 18, 109].

Da das Ziel der Implantation der Multifokallinse eine weitgehende Brillenunabhängigkeit für die Ferne und die Nähe ist, sollte Emmetropie möglichst genau erreicht werden. Multifokallinsen-implantationen erfordern eine noch exaktere Berechnung als die für Monofokallinsen, da das Ziel postoperative Emmetropie ist, um eine zusätzliche Korrektur durch Sehhilfen weitgehend zu vermeiden [30]. Eine im Vergleich zur Ultraschallbiometrie genauere Berechnung der Zielrefraktion bietet die Non-Kontakt-Biometrie des IOL-Masters. Es wird eine postoperative Zielrefraktion im emmetropen bzw. leicht hyperopen Bereich empfohlen [27, 34, 66]. Die Ausmessung mit dem IOL-Master konnte bei sehr eingetrübten Linsen jedoch nicht immer durchgeführt werden. Hier wurde weiterhin die Kontakt-Ultraschallbiometrie mit automatischer Bildanzeige angewendet. Ein Nachteil der Kontakt-Ultraschallbiometrie ist jedoch die mögliche Abplattung des Vorderabschnittes, was zu einer entsprechenden Augenachsenverkürzung und damit zu falschen Ergebnissen der Zielrefraktion führen kann [30].

5.4. Sphärisches Äquivalent

Im Sphärischen Äquivalent wird auch der Astigmatismus berücksichtigt. Die Summe aus sphärischer Refraktion plus halbem Astigmatismus bei gleichsinningem Vorzeichen bzw. minus halben Astigmatismus bei gegensinnigem Vorzeichen. Die Vergleichsdaten aus der Literatur sind in Bezug auf das sphärische Äquivalent spärlich.

Nur Kaymak publiziert seine Daten. Hier liegt das durchschnittliche postoperative sphärische Äquivalent (entsprechend der Zielrefraktion) der Patienten mit der Multifokallinse Restor bei $0,08 \pm 0,27$ dpt (Streuung -0,25 bis 0,66) [57].

Unsere Daten sind damit vergleichbar. Das durchschnittliche sphärische Äquivalent der Patienten mit Multifokallinsen Acrysof Restor liegt bei unserem Patientengut bei 0,05 dpt (Streuung -0,25 bis 0,5).

Die asphärische AcrySof IQ reduziert die postoperative SA (okuläre sphärische Aberration) im Vergleich zu einer konventionellen IOL signifikant [79].

5.5. Vergleich von Patientengruppen mit Linsen mit und ohne Blaulichtfilter

Die hier verwendeten Monofokallinsen (Alcon Acrysof Aspheric SN60WF und AMO Tecnis Silicone Z9002) unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich des verwendeten Blaufilters. Zwischen beiden Linsen gibt es auch Unterschiede in der Haptik. Die Monofokallinse ohne Blaufilter (Z9002) lässt sich einfacher implantieren.

Der postoperative Visus (sowohl der Nah- als auch der Fernvisus) war bei den Patienten mit der asphärischen Monofokallinse ohne Blaufilter (Z9002) lediglich geringfügig besser als bei den Patienten mit der asphärischen Monofokallinse mit Blaufilter (SN60WF).

Ein weiteres wichtiges Vergleichskriterium ist das Kontrastsehen. Hierbei gab es als überraschendes Ergebnis in der Patientengruppe mit den Monofokallinsen mit Blaufilter (SN60WF) einen positiven Einfluss des Blaulichtfilters auf die mesopische Kontrastsensitivität. Bei den hier durchgeführten Untersuchungen ließ sich kein signifikanter negativer Einfluss des Filters auf Kontrastsensitivität (siehe auch Punkt 5.6.) und Visus feststellen, sodass wir Hünigs Forderung nach genereller Ausstattung aller Intraokularlinsen mit Blau-Licht- und UV-Filtern voll unterstützen können [51]. Ebenfalls gab im Beobachtungszeitraum keine Klagen seitens der Patienten über eine Beeinträchtigung des Biorhythmus, dies war aber auch nicht erwartet worden [68].

Das entscheidende Argument für IOL mit Blaulichtfilter ist ein wahrscheinlich protektiver Effekt auf die Makula. Die Degeneration der Makula (AMD) ist in den Industrieländern

die häufigste Ursache für den Verlust des zentralen Sehens. Frauen sind häufiger als Männer davon betroffen. Allgemeine Ursachen der AMD sind Sonnenlichtexposition, mittlerweile recht gut bekannte genetische Faktoren [94, 78], Rauchen, Ernährungsgewohnheiten und kardiovaskuläre Risikofaktoren, Hypercholesterinämie und arterielle Hypertonie usw. Die Ergebnisse zweier großer epidemiologischer Studien, der Beaver Dam und der Blue Mountain Eye Study zeigen, dass das Risiko des Fortschreitens der AMD bei Patienten nach Linsenimplantation höher ist [5, 54].

Spezifische Ursachen für das postoperative Fortschreiten der Makuladegeneration sind operationstraumabedingte Entzündungsmediatoren, welche sich je nach betrachtetem Faktor um bis zu 100% erhöhen [78], und die oben erwähnte Phototoxizität bei Verwendung von Linsen ohne Blaulichtfilter [67, 101]. Bereits in den 90-er Jahren wurden daher erstmals Intraokularlinsen mit Blaulichtfilter entwickelt. Sie haben außerdem den Vorteil, dass sie postoperativ blaustichige Farbwahrnehmungen weitgehend korrigieren, die ansonsten nach Staroperationen nicht selten vorübergehend auftreten. Die für retinale Schäden erforderliche toxische Dosis an ultravioletter Blaulichtenergie (440nm) ist im Vergleich mit dem orangefarbenen Spektrum (590nm) um den Faktor 100 geringer [43]. Mit zunehmendem Alter reduzieren sich die gegen Blaulicht schützenden gelben Makulapigmente Lutein und Xeaxanthin erheblich [75]. Hieraus resultiert die erhöhte Blaulicht-Vulnerabilität des Makulabereiches im Alter.

Zu diesem erhöhten Risiko addiert sich noch der fehlende Schutz durch protektive Chromophoren der Alterslinse, wenn sie durch eine Kunstlinse ohne Blaulichtfilter ersetzt wird [64]. Mainster [73] zieht deshalb unabhängig von wirtschaftlichen Erwägungen IOL mit Blaufilter für alle Patienten vor.

Eine Makuladegeneration war eines von mehreren Ausschlusskriterien für diese Studie (siehe Methoden). Auch im halbjährigen postoperativen Beobachtungszeitraum war bei allen drei Patientengruppen kein funduskopisches Anzeichen einer altersbedingten Makuladegeneration feststellbar (keine Drusen, kein Makulaödem, keine Exsudate oder Blutungen). Die langfristige protektive Wirkung eines Blaufilters auf das Fortschreiten der AMD konnte mit den hier erhobenen Daten nicht sicher beurteilt werden, für eine

derartige Studie wären wesentlich höhere Fallzahlen und ein wesentlich längerer Beobachtungszeitraum notwendig.

Die Schädlichkeit des UV-Spektrums auf die Netzhaut-Zellen ist wissenschaftlich hinreichend bewiesen [101]. Mittlerweile werden keine IOL ohne UV-Filter hergestellt. Bei der ganzen Diskussion um die Filterwirkung von IOL's darf eines nicht übersehen werden: Eine komplette Eliminierung der entsprechenden Farbanteile wird durch diese UV- und Farbfilter nicht erreicht, bei extremer Exposition, z.B. im Hochgebirge oder an der See ist zum Schutz der Retina das Tragen einer Sonnenbrille in jedem Fall erforderlich [3, 75]; siehe auch Abbildung 23.

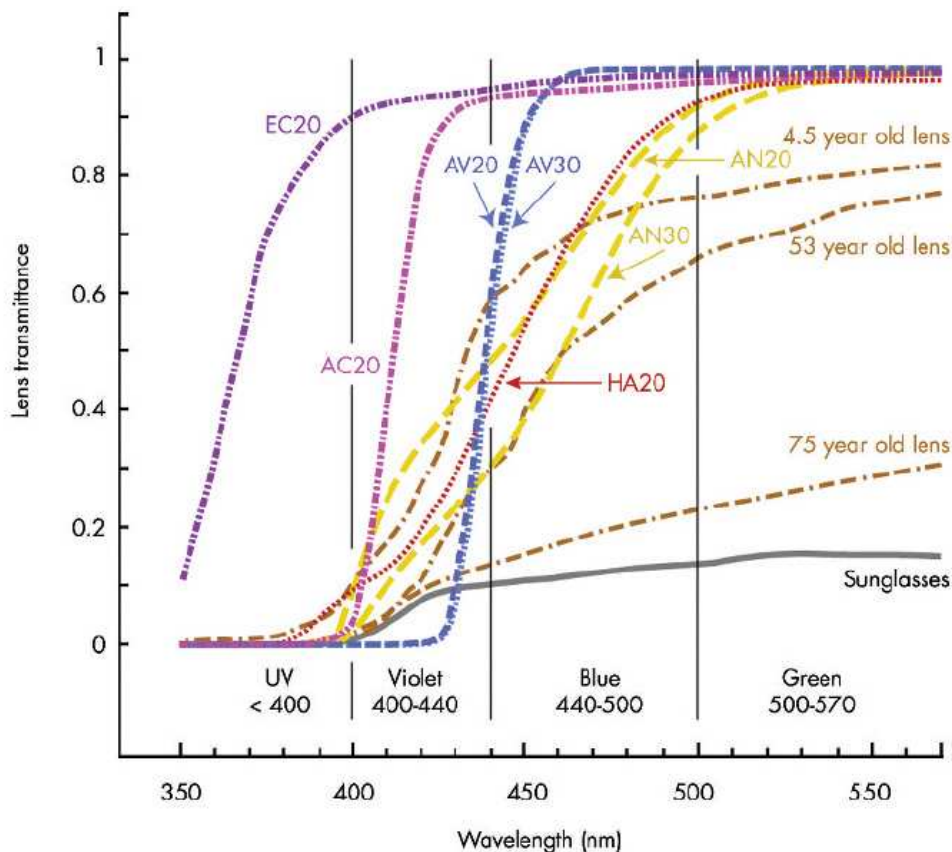


Abbildung 23: Spektren unterschiedlicher IOL (modifiziert nach Mainster [74]) und natürlicher Linsen. (Legende: Die spektrale Durchlässigkeit von UV durchlässigen (Eyeonics Crystalens AT-45: EC20), lediglich UV-absorbierenden (AMO Clariflex: AC20), violett-absorbierenden (AMO OptiBlue: AV20 and AV30), und IOLs mit Blaufilter (Alcon AcrySof SN60AT: AN20 and AN30; Hoya AF-1: HA20). Die Zahl 20 oder 30 in der IOL-Bezeichnung ist die Dioptrienstärke der getesteten IOL.)

Insgesamt ist die Situation, was die Filterwirkung betrifft, etwas unübersichtlich, da in den Produktkatalogen der Hersteller die exakten Absorptionsspektren der Linsen nicht angegeben werden und nur ein Teil der Spektren wissenschaftlich publiziert wird [74,103]. Die Linsen der Firma Carl Zeiss sind zum Beispiel gelb gefärbt wie die bisher besprochenen Linsen mit Blaufilter, werden aber auch als Linsen mit Violettfilter beworben. Wie auf Abbildung 23 ersichtlich, überlappen sich die Spektren der verschiedenen Blau- und UV-Filter. Die Kurve der meistverwendeten Blaufilter entspricht etwa der einer Linse eines 50-jährigen. Es gibt Neuentwicklungen mit anderen Filtersubstanzen. Die IOL der Firma Benz „Natural Yellow“ sind bereits bei etwa 420 nm, also im violetten Bereich für das Licht weitgehend durchlässig, verzichten also bewusst auf eine Filterwirkung im blauen Bereich. In eine andere Richtung geht die Firma Ophtec mit der „OrangeSeries“ PC 440, welche eine höhere Absorption im blauen Bereich hat. Bei beiden Linsen gab es bei einer „Pubmed“-Recherche derzeit noch keine Daten zur klinischen Wirksamkeit und Verträglichkeit. Eine interessante Alternative sind Linsen, deren Blaufilter in seiner Stärke in Abhängigkeit vom Lichteinfall variiert. Zum Beispiel wird eine photochrome monofokale IOL von der Firma Medennium vertrieben, die „Aurium“-Produktlinie. Auch hier sind die untersuchten Patientenzahlen noch gering, es gibt keine Hinweise auf Nachteile durch photochrome IOL [50]. Auch bei diesen IOL werden private Zuzahlungen um 800 € verlangt.

Viele ältere Menschen sind bedingt durch ihre anderen körperlichen Gebrechen nur noch sehr wenig im Freien. Bei einer geringen Exposition durch die blauvioletten Anteile des Lichts profitieren sie nur wenig von der Schutzwirkung durch Blaulichtfilterlinsen. Dagegen sind jüngere aktive Menschen zum Beispiel im Urlaub sehr hohen Dosen blauvioletter Strahlung ausgesetzt, die von der IOL nicht mehr alleine gefiltert werden kann. Die sehr unterschiedlichen Expositionsrisiken der verschiedenen Patientengruppen verfälschen die entsprechenden Statistiken. Die Marktpräsenz von Intraokularlinsen wie der o.g. „Natural Yellow“ zeigt, dass ein Teil der operativ tätigen Augenärzte IOL's mit Blaulichtfilter ablehnt und nur einen UV-Schutz und unter Umständen einen Violett-Schutz für notwendig hält. Für besondere

Gefährdungssituationen ermöglicht das Tragen einer zusätzlichen Sonnenbrille eine höhere Flexibilität und einen wirksameren Schutz.

Eine Verstärkung der Filterwirkung im Blaulichtbereich über das bei den hier untersuchten Linsen vorhandene Maß hinaus würde Farbverfälschungen nach sich ziehen und könnte dann auch möglicherweise den Biorhythmus (Tag/Nacht-Rhythmus) beeinträchtigen. Zumindest bei einer kurzfristigen Nachbeobachtung (bis zu einem halben Jahr) gab es weder bei uns noch in der Literatur sichere Hinweise auf einen protektiven Effekt von Blaufilterlinsen auf die Makuladegeneration [113].

5.6. Kontrastsensitivität

Multifokallinsen aus der ersten Generation hatten entweder ein refraktives Zwei- bis Dreizonen-Design oder waren vom diffraktiven Typ. Diese Linsen führten aus physikalischen Gründen zu einem herabgesetzten Kontrastsehvermögen und einer erhöhten Blendempfindlichkeit [6, 9, 10, 22, 27, 29, 32, 36, 45, 71, 92, 108, 109, 112, 114]. Trotzdem zeigten auch diese Linsen relativ gute Ergebnisse in Bezug auf Visus und Zufriedenheit, wenn Patientenselektion, IOL-Master Berechnung und die chirurgischen Techniken (Größe und Lage des Schnittes) es erlaubten [6, 15, 27, 44, 102].

Einer der Gründe für die Akzeptanz dieser Linsen ist, dass Katarakt-Patienten eine Verringerung des Kontrastsehens bereits gewöhnt sind und sie darum nicht mehr als Störfaktor wahrnehmen [32]. Im Vergleich zu altersgleichen phaken Patienten führen alle Kunstlinsen, auch Monofokallinsen zu einem herabgesetzten Kontrastsehvermögen und einer erhöhten Blendempfindlichkeit [14, 27].

In anderen Studien konnten hingegen keine Unterschiede im Kontrastsehen zwischen Multi- und Monofokallinsen festgestellt werden [15, 27, 54, 70, 80, 86, 104, 105, 102].

Der Vergleich unserer Patientengruppe mit Multifokallinse und unserer Patientengruppe mit Monofokallinse ohne Blaufilter wird durch den Umstand erschwert, dass hier

mehrere Effekte zusammenkommen, die sich in ihrer Wirkung teilweise wieder aufheben. Einerseits haben alle hier verwendeten Monofokallinsen ein asphärisches Design, was zur Verringerung chromatischer Aberrationen führt. Andererseits führt der Blaufilter zu einem besseren Kontrastsehen, ein Effekt, der auch bei der Multifokallinse zu erwarten ist. Dies erklärt auch das Kontrastsehen bei höheren Ortsfrequenzen, wo die Patienten mit Multifokallinsen teilweise besser abschnitten als die Patienten mit Monofokallinsen ohne Blaufilter.

Photopisches Kontrastsensitivität

Auch in Bezug auf die photopische Kontrastsensitivität unserer Patientengruppen ergibt sich kein nennenswerter Unterschied im Vergleich zur hier bewerteten Literatur (Tab. 3). Nach Implantation sphärischer diffraktiver Multifokallinsen konnte eine gute Kontrastempfindlichkeit unter photopischen Bedingungen nachgewiesen werden [105].

Mesopisches Kontrastsehen ohne Blendung

Bei der mesopischen Kontrastsensitivität ohne Blendung zeigt sich eine gewisse Abhängigkeit vom Linsentyp. Unsere Patientengruppe mit Monofokallinsen mit Blaulichtfilter schneidet besser ab als unsere Patientengruppe mit Monofokallinsen ohne Blaulichtfilter und unsere Patientengruppe mit Multifokallinsen.

Der Unterschied ist messbar, aber klinisch nicht sehr bedeutsam. Die Patienten der beiden anderen Gruppen sind offenbar dennoch zufrieden: Auch nach Implantation diffraktiver Multifokallinsen konnten andere Untersucher eine gute Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen Bedingungen nachweisen [58, 33, 105] (Tab. 3).

Mesopisches Kontrastsehen unter Blendung

Bei der mesopischen Kontrastempfindlichkeit unter Blendung zeigt sich ein noch größerer Einfluss des Linsentyps auf die Ergebnisse: die Patientengruppe mit Monofokallinsen mit Blaulichtfilter schnitt am besten ab. Danach folgte die Patientengruppe

mit Monofokallinsen ohne Filter. Die Patientengruppe mit Multifokallinsen mit Blaulichtfilter bildete das Schlusslicht (Tab. 3).

Autor	Literatur Nr.	Multifokal-Linsentyp / Wirkprinzip	Mittlere photopische Kontrastsensitivität 6cd/m ² (log / cycl/deg)					Mittlere mesopische Kontrastsensitivität ohne Blendung 85cd/m ² (log / cycl/deg)					Mittlere mesopische Kontrastsensitivität bei Blendung 85cd/m ² (log / cycl/deg)				
			1,5	3	6	12	18	1,5	3	6	12	18	1,5	3	6	12	18
		Kontrastsensitivität (log)															
Gromulus	33	Acrysof ReStor	8,5	8	6,5	4	2	9	8	8	6,5	5	-	-	-	-	-
Eigene Ergebnisse	-	Acrysof ReStor	7	9	7	2,5	1	6,7	6,8	2,8	8	2	5	3,9	1,9	3	2
Eigene Ergebnisse	-	Monofokallinse AMO Z9002	6,7	2,7	1,4	1,1	1,2	1,0	1,0	1,0	1,6	1,5	0,4	0,4	0,5	0,9	1,2
Eigene Ergebnisse	-	Monofokallinse SN60WF	12,2	3,9	1,5	0,9	1,0	0,8	0,9	0,8	1,3	1,2	0,3	0,3	0,4	0,7	1,0

Tab. 3: Vergleichende Darstellung der Kontrastsensitivität für die Multifokallinsen Acrysof ReStor

Niedrigkontrastsensitivität

Bei der Niedrigkontrastsensitivität ergibt sich aus unserer Untersuchung ein tendenzieller Vorteil der Patientengruppe mit der Multifokallinse ReSTOR im Nahbereich gegenüber den Patientengruppen mit Monofokallinsen. Diesem Vorteil steht ein Nachteil in Bezug auf den Fernvisus gegenüber.

Das Ergebnis des Nahvisus gemessen mit der „Diabetes Tafel“ (ETDRS) stimmt mit der unkorrigierten Messung nach Nieden überein. Das Ergebnis des Fernvisus gemessen mit der „Diabetes Tafel“ (ETDRS) dagegen weicht von der herkömmlichen Methode (numerische Optotypen) ab. Der Fernvisus bei Patienten mit Multifokallinsen ist hier schlechter als der bei den Patienten mit Monofokallinsen. Allerdings wird der konventionelle Fernvisus (numerische Optotypen) korrigiert gemessen, während bei den „Diabetes Tafeln“ ohne Korrektur gearbeitet wird. Dies deckt sich mit unseren

Ergebnissen, wo bei den Patienten mit Multifokallinse ReSTOR bei fünf von neunzehn Studienteilnehmern für Extremsituationen (beim Autofahren) eine zusätzliche Fernkorrektur notwendig wurde (siehe auch 4.7. Seite 57).

5.7. Patientenzufriedenheit

In der vorliegenden Arbeit wurde die Patientenzufriedenheit numerisch erfasst. Andere Autoren haben dies nicht getan, sodass ein exakter Vergleich mit der Literatur nicht möglich ist.

Auch wenn vor der Implantation einer Multifokallinse ein erhöhter Aufwand bei Patientenauswahl und Aufklärung notwendig ist, lassen sich bei einer präzisen präoperativen Befragung und Aufklärung hohe Zufriedenheitsquoten erzielen [93, 110]. Die vorliegende Arbeit zeigt bei der Patientengruppe mit der Multifokallinse ReSTOR im Vergleich mit den Monofokallinsen eine leichte Minderung der Kontrastsehschärfe, insbesondere unter Blendung (Tab.5). Auch die Arbeit vom Gromulus weist in diese Richtung [33].

Autor	Literatur-Verzeichnis Nr.	Multifokal-Linsentyp	Subjektiv störende optische Phänomene (%)
Petermeier et al.	88	Acrysof ReSTOR	66
Mayer et al.	76	Acrysof ReSTOR	38,5
Eigene Ergebnisse		Acrysof ReSTOR	41
Eigene Ergebnisse		Monofokallinsen	35,5

Tab.5: Subjektive Ergebnisse nach Multifokallinsen-Implantation

Dennoch sind Patienten mit der Multifokallinse ReSTOR sehr zufrieden. Die Unabhängigkeit von der Brille ist vielen Patienten wichtiger als höchste Seh- und Kontrastschärfe.

Ein wichtiger Punkt ist die Adaptationszeit. Die Patienten mit Multifokallinse müssen darauf hingewiesen werden, dass sich die anfänglichen Beschwerden im Laufe eines halben Jahres meistens deutlich bessern oder sogar völlig verschwinden [58].

Brillenfreiheit

In früheren Studien konnte bereits nachgewiesen werden, dass nach Implantation von Multifokallinsen ein Lesen ohne Brille eher möglich ist als nach Implantation von Monofokallinsen [2, 56, 91]. Durch die Multifokallinse ReSTOR konnte die postoperative Streubreite beim Visus deutlich reduziert und damit die Erfolgsquote erhöht werden.

Das Ziel, auf die Brille sowohl für Ferne wie Nähe verzichten zu können, wurde in unserer Studie in den beiden Patientengruppen mit Monofokallinsen bei 6%, in der Patientengruppe mit Multifokallinsen ReSTOR jedoch bei 72% erreicht. Unsere Zahlen sind mit den Zahlen aus der Literatur [58, 82, 88] vergleichbar (siehe auch Tab. 4).

Autor	Literatur-Verzeichnis Nr.	Multifokal-Linsentyp	Für Ferne und Nähe wird keine Brille getragen (%)
Petermeier et al.	88	Acrysof ReSTOR	84
Mayer et al.	82	Acrysof ReSTOR, Tecnis ZM 001	80-90
Kaymak et al.	58	Tecnis 2M 001, Acrysof ReSTOR	85
Eigene Ergebnisse		Acrysof ReSTOR	72
Eigene Ergebnisse		Monofokallinsen	6

Tab. 4: Vergleichende Darstellung der Brillenfreiheit

Nacht-Fahrtauglichkeit

Bei Kunstlinsenträgern ist die Kontrastempfindlichkeit vermindert und die Blendung erhöht. Das kann zu einer Einschränkung der Nacht-Fahrtauglichkeit führen [27, 35, 44]. Dies gilt sowohl für Monofokallinsen wie für Multifokallinsen.

Die DOG (1998) fordert in ihrer Empfehlung zur Nachtfahrtauglichkeit, dass ein Landolt-Ring mit einer Lückenbreite von 10' erkannt wird: ohne Blendung bei einem Umfeld von $0,032 \text{ cd/m}^2$; mit Blendung durch eine Blendlichtquelle von 20' in einem Blendwinkel von 3° und einer Hornhautbeleuchtungsstärke auf einem Umfeld von $0,1 \text{ cd/m}^2$. Wer das kontrastreichste Sehzeichen (1:23) nicht mehr erkennt, wird als nicht nachtfahrtauglich erklärt. Für LKW- und Taxi-Fahrer gilt eine Grenze von 1:5, für Busfahrer von 1:2,7.

Nach diesen Kriterien befanden Großkopf et al. vor über 10 Jahren nur etwa 40% aller Patienten nach Katarakt-Op mit beidseitig implantierten Intraokularlinsen für nachtfahrtauglich: 41% der Monofokallinsen- und 38% der Multifokallinsen-Träger [32].

Bei Holzer, Auffarth et al. [49] erfüllten 53% von 19 operierten Augen die Kriterien der DOG für Nachtfahrtauglichkeit. Sie führten das bessere Ergebnis auf die Verwendung von asphärischen Linsen zurück.

Die Erklärung ist zumindest physikalisch nicht ganz überzeugend, denn die sphärische Aberration beeinflusst die Brechung und nicht die Beugung. Ihre Korrektur durch Verwendung asphärischer Linsen dürfte die Sehschärfe verbessern, aber nicht die Beugungsphänomene „Blendung“ und „Kontrastsensitivität“ [49].

Die Empfehlung der DOG hat keine Gesetzeskraft. Die Messung der Kontrastsehschärfe mit und ohne Blendung hat sich in der klinischen Routine nicht durchgesetzt, geschweige denn Grenzwerte und Nachtfahrverbote. Die Patienten werden eingehend aufgeklärt, verbunden mit der Empfehlung, bei der geringsten Unsicherheit auf „Nacht- und Nebelfahrten“ zu verzichten.

Seite 75

Bei unserer Untersuchung gaben über 65% der Patienten, die vor der Operation noch Auto fahren an, dass sie sich auch nach der Operation trotz Blendung in Dämmerung und Dunkelheit gut zurechtfinden und Auto fahren können. Zwischen Mono- und Multifokallinsen bestand in dieser Hinsicht kein wesentlicher subjektiver Unterschied.

6. Zusammenfassung und Schlussbetrachtung

Der besondere Schwerpunkt dieser Arbeit ist die detaillierte Untersuchung des Kontrastsehens und der Blendempfindlichkeit von Patienten mit der Multifokallinse ReSTOR sowie die Untersuchung des Einflusses eines Blaufilters im Linsenmaterial auf das Kontrastsehen. Dazu vergleicht die hier vorliegende Arbeit die Kontrastsensitivität, Blendempfindlichkeit, postoperative Sehschärfe, Brillenunabhängigkeit und Patientenzufriedenheit von drei Patientengruppen hinsichtlich der bei ihnen eingesetzten Intraokularlinsen: Multifokallinsen mit Blaulichtfilter Acrysof ReSTOR SN60D3 (19 Patienten) mit der asphärischen Monofokallinse ohne Blaulichtfilter AMO Tecnis Z9002 (21 Patienten) und mit der Monofokallinse mit Blaulichtfilter Alcon AcrySof IQ Aspheric - SN60WF (21 Patienten).

Das Einschlusskriterium für diese Studie war, dass die Patienten außer einer Katarakt keine pathologischen Veränderungen an den Augen aufwiesen. Insgesamt wurden 61 Patienten mit diesen Einschlusskriterien im Beobachtungszeitraum 2006 bis 2008 ausgewählt.

Hinsichtlich des *Kontrastsehens* werden bei Patienten mit der asphärischen Monofokallinse mit Blaulichtfilter SN60WF bessere Ergebnisse erzielt als bei Patienten mit der asphärischen Monofokallinse ohne Blaulichtfilter Z9002 und der Patientengruppe mit Multifokallinsen mit Blaulichtfilter ReSTOR. Diese Unterschiede waren nicht signifikant und beeinträchtigten nicht die Patientenzufriedenheit.

In dieser Arbeit konnte ein positiver Einfluss eines Blaufilters auf die Kontrastsehfähigkeit unter photopischen und mesopischen Bedingungen nachgewiesen werden. Seitens der Patienten gab es keine Klagen über einen negativen Einfluss eines Blaufilters auf den Biorhythmus und die Farbwahrnehmung.

Postoperativ bestätigt sich, dass im Gegensatz zur Mehrzahl der Patienten mit Monofokallinsen die Patienten nach Implantation von Multifokallinsen auch ohne Korrektur einen guten Visus im Nahbereich erreichen können. Das Ziel, auf die Brille

Seite 77

sowohl für Ferne wie Nähe verzichten zu können, wurde bei den Patienten mit Monofokallinsen in 6% der Fälle, bei den Patienten mit der Multifokallinse ReSTOR jedoch in 72% der Fälle erreicht. Nahezu bei allen Monofokallinsen-Implantaten besteht erwartungsgemäß ein Defizit im unkorrigierten Nahvisus, der zwischen Nieden 4 und 6 liegt.

Die erreichbare unkorrigierte Sehschärfe im Bereich der Zielrefraktion bei Patienten mit Monofokallinsen war immer sehr gut. Der bestkorrigierte Visus war bei allen Patientengruppen ebenfalls sehr gut.

Alle Linsen weisen im Beobachtungszeitraum ein gutes Zentrierverhalten auf. Innerhalb der Nachbeobachtungszeit (6Monate) waren keine Nachstare aufgetreten.

Die Untersuchung der Patienten mit Multifokallinsen ReSTOR aus Acryl mit asymmetrischer Lichtverteilung zeigt, dass es sich hierbei um ein gutes Linsenkonzept handelt, welches den Patienten nach einer Kataraktoperation in den meisten Fällen ein „Leben ohne Brille“ ermöglicht. Die Patienten, die sich für diese Linsenvariante entscheiden, müssen dann aber bereit sein, einige Nachteile in Kauf zu nehmen und zwar in Bezug auf Kontrastsensitivität, Blendungsempfindlichkeit und eine geringe Reduktion des Fernvisus. Somit ist nach entsprechender Aufklärung derzeit die multifokale Blaulichtfilterlinse mit diffraktiver Optik als eine gute Lösung des Linsenersatzes sowohl beim Altersstar als auch in der refraktiven Linsen Chirurgie anzusehen.

Die Wahl der geeigneten Intraokularlinse sollte nach sorgfältiger Erhebung der Wünsche und Erwartungshaltung des Patienten in einem ausführlichen Aufklärungsgespräch gestellt werden. Hierbei ist die Aufklärung des Patienten über die Vor- und Nachteile des jeweiligen Linsenkonzeptes, wie das Auftreten ungewohnter optischer Phänomene, eingeschränktes Dämmerungssehen und eine leichte, generelle Bildunschärfe besonders im intermediären Bereich bei Multifokallinsen, von Bedeutung.

Seite 78

Das Ziel der Weiterentwicklung der Kataraktchirurgie sind verbesserte Linsen, verbesserte minimal invasive Operationsmethoden (MICS und COMICS) und damit einhergehend eine höhere Sicherheit beim Erreichen des gewünschten funktionellen Endergebnisses. Für dieses Endergebnis muss nicht nur ein guter Visus erreicht werden, auch das Kontrastsehen und die Blendempfindlichkeit sind wichtige Kriterien für zukünftige Weiterentwicklungen. All dies ist die Voraussetzung für eine hohe Patientenzufriedenheit und für eine umfassende optische Rehabilitation.

7. Abkürzungsverzeichnis

AMD	altersbedingte Makuladegeneration
AMO	Allergan Medical Optics
c.c.	Cum correctione (mit Refraktionsausgleich)
CPD	Cycles Per Degree
Dpt	Dioptrie
DOG	Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft
ECCE	Extrakapsuläre Extraktion der Linse
ETDRS	Early Treatment Diabetic Retinopathy Study
F.A.C.T.	Functional Acuity Contrast Test
HH	Hornhaut
HKL	Hinterkammerlinse
ICCE	Intrakapsuläre Extraktion der Linse
IOL	Intraokularlinse
MIOI	Multifokale Intraokularlinse
Mono-IOL	Monofokallinse
PCI	partial coherence interferometry
PMMA	Polymethylmethacrylat
SA	Sphärische Aberration
s. c.	Sine correctione (ohne Refraktionsausgleich)
SLM	Silikonmaterial
VKL	Vorderkammerlinse
YAG	Yttrium Aluminium Granat
Z.n.	Zustand nach

8. Literaturverzeichnis

1. **Andersen SJ**, Holliday IE: Night driving: effects of glare from vehicle headlights on motion perception, *Ophthalmic Physiol Opt* 1995, 6, 545–551
2. **Apple DJ**, Auffarth GU, Peng Q, Visessook N, Foldable intraocular lenses: Evolution, clinicpathologic correlations and complications, Slack Inc. Thorofare, NJ, USA, 2000
3. **Apple DJ**, Borkenstein AF, *AUGENSPIEGEL* 12/2008, Ausgabe 04-2010
4. **Apple DJ**, Schmidbauer JM, Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley, Pioneer of intraocular lens, *Klin. Monatsbl. Augenheilkunde*, 218, 2001, 583-585
5. **Artal P**, Berrio E, Guirao A, Piers P: Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age, *J Opt Soc Am A Opt. Image Sci Vis* 2002, Jan,19(1), 137–243
6. **Auffahrt GU**, T.M. Rabsilber, T. Kohnen, M.P. Holzer, Design und optische Prinzipien von Multifokallinse *Ophthalmologe* 2008, DOI 10.1007/s00347-008-1744-9
7. **Auffahrt GU**, Dick HB: Multifokale Intraokularlinsen - Eine Übersicht, *Der Ophthalmologe* 2001, 98, 127-137
8. **Auffahrt GU**, Dick HB: Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen, *Der Ophthalmologe* 2001, 98, 1017-1028
9. **Auffahrt GU**, Hunold W, Breitenbach S, et al., results for glare and contrast sensitivity in patients with diffractive multifocal intraocular lenses, *Europ J Implant Refract Surg* 1994, 6, 40–46
10. **Auffahrt GU**, Hunold W, Hürtgen P, et al., Kontrastsehvermögen und Blendungsempfindlichkeit bei pseudophaken Patienten. Vergleich von monokularen und binokularen Ergebnissen und deren Einfluss auf die Nachtfahrtauglichkeit im Straßenverkehr, Kongressband: 7. Kongress der deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsenimplantation (DGII), in Zürich, Springer Verlag 1993; 461-467

11. **Auffarth GU**, Chirurgische Möglichkeiten der Refraktionskorrektur. Aktuelle Laser-anwendungen in der refraktiven Chirurgie. UNI-MED Verlag AG, 1. Aufl., 2004, 23-38
12. **Auffarth GU**, Diffraktive IOL. Aktuelle Laseranwendungen in der refraktiven Chirurgie, UNI-MED Verlag AG, Bremen, 1. Aufl. 2004, 31-34
13. **Auffarth GU**, Gängige Verfahren der refraktiven Excimer-Laser Chirurgie und Anwendungsbereiche, Aktuelle Laseranwendungen in der refraktiven Chirurgie. UNI-MED Verlag AG, 1. Auflage, 2004, 46-57
14. **Auffarth GU**, Hunold W, Hürtgen P, Mehdorn E, Wesendahl TA Nachfahrtauglichkeit pseudophaker Patienten Ophthalmologe 1994, 91: 454–459
15. **Auffarth GU**, Hunold W, Wesendahl TA (1993) Depth of focus and functional results inpatients with multifocal intraocular lenses. J. Cataract Refract Surg 19: 685–689
16. **Augustin AJ**, Augenheilkunde, Springer Verlag, 2. Auflage, 2001, 1295
17. **Augustin AJ**, interventionelle und refraktive Chirurgie, 24. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation, Februar 2010, 25–27
18. **Bellucci R**, Giardini P, Pseudoaccommodation with the 3M diffractive multifocal intraocular lens: A refraction study of subjects, J Cataract Refract Surg, 19, 1993, 32-35
19. **Blaylock JF**, Si Z, Vickers C: Visual and refractive status at different focal distances after implantation of the Restore multifocal intraocular lens, J Cataract Refract. Surg., Vol 32, Sep. 2006, 1464-1473
20. **Breyer D**, Ophthalmologische Nachrichten, Online-Newsletter, 15.05.2008
21. **Breyer Detlev R.H.**, Koaxiale Microincision-Phakoemulsifikation (COMICS) besser als die bimanuelle Microincision-Phakoemulsifikation (MICS), Ophthalmologische Nachrichten, 5/2007, 6

22. **CARLOS E. SOUZA et al.**, Visual performance of AcrySof ReSTOR Apodized Diffractive IOL, Am J Ophthalmol 2006; 141: 827-832. 2006 by Elsevier Inc. All right reserved
23. **Chiam PJT**, Chan JH, Aggarwal RK: ReSTORE intraocular lens implantation in cataract surgery: Quality of vision, J. JCRS, 2006.04.015, 1459-1463
24. **Cionni R. et al.**, Color perception with Acrysof Natural and AcrySof single-piece intraocular lenses under photopic and mesopic conditions, Cataract Refract Surg 2006; 32: 236-242, 2006
25. **Cruikshanks KJ**, Klein R, Klein BE: Sunlight and age-related macular degeneration, The Beaver Dam eye study, Arch. Ophthalmol. 2001; 119: 246-250
26. **Cumming JS**, Kammann J, Experience with an accommodating IOL, J Cataract Refract Surg, 22, 1996, 1001
27. **Dick B**, Eisenmann D, Fabian E, Schwenn O, Geschichte und derzeitiger Stand. Refraktive Kataraktchirurgie mit multifokalen Intraokularlinsen, Springer Verlag, 1. Aufl., 1999, 1-12
28. **Eisenmann D**, Wagner R, Dick B, Jacobi KW: Effekt von Hornhautastigmatismus auf das Kontrastsehen monofokaler und multifokaler Intraokularlinsen: Eine theoretische Studie im physikalischen Auge, Klin. Monatsbl. Augenheilkd 1996, 209, 125–131
29. **Enzo Maria Vingolo et al.**, Visual acuity and contrast sensitivity: AcrySof ReSTOR apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofokal intraocular lens, J. Cataract Refract Surg 2007; 33: 1244-1247
30. **Gernet H**, Multifokal-Kapselsack-HK-IOL-Implantation. Individuelle Bio-Anatomie und IOL-Stärkenformeln. 14. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie 2000: 414-419
31. **Glasser A**, Campbell MCW. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. Vision Res 1998, 38, 209-229

32. **GRAHAM D. BARRETT MD**, Surgeon expresses skepticism toward multifocal IOLs, OCULAR SURGERY NEWS JANUARY 2009
33. **Grolmus R**, Inauguraldissertation, Interindividueller Vergleich Multifokaler Intraokularlinsen hinsichtlich Sehschärfe in der Ferne und Nähe, Lesegeschwindigkeit sowie Kontrastvermögen, Gießen 2006
34. **Gross S**, Schwenn O, Haigis W, Dick B, Abweichung der Zielrefraktion nach Multifokallinseimplantation: IOL-Master Versus Ultraschallbiometrie 15. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie 2001; 461-465
35. **Grosskopf U**, Eisenmann D, Eingeschränkte Nachtfahrttauglichkeit bei mono- und multifokaler Pseudophakie. 10. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie, 1996; 20-24
36. **Grosskopf U**, Wagner R, Jacobi FK, Krzizok Dämmerungssehvermögen und Blendempfindlichkeit bei monofokaler und multifokaler Pseudophakie Ophthalmologe 1998, 95: 432–437
37. **Guirao A**, Redondo M, Artal P. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. J Opt Soc Am A 2000, 17, 1697-1702
38. **Haigis W**, Neueste Erkenntnisse auf dem Gebiet der präoperativen Biometrie, 100. Jahrestagung der DOG, 2002, Abstract
39. **Haigis W**, Bestimmung von Hornhautdurchmesser und Sehachsenposition mit dem Zeiss IOL Master, 99. Jahrestagung der DOG, 2001, Abstract
40. **Haigis W**, Konstanten für die optische Biometrie, 98. Jahrestagung der DOG 2000, Abstract
41. **Haigis W**, Miller N, Schneider B, Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis, Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 238(9), Sep 2000, 765-773

42. **Haigis W**, Optische Biometrie als Alternative zur Ultraschallbiometrie Ophthalmo-Chirurgie 3, 2000, 75-80
43. **Ham WT, Jr.**, Mueller HA, Sliney DH, Retinal sensitivity to damage from short wavelength light, Nature 1976; 260 (5547), 153-5
44. **Häring G**, Dick B, Krummenauer F, Weissmantel U, Krönke W, Subjective photopic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses, Results of a multicenter questionnaire. Journal of Cataract and refractive Surgery 2001; 27; 2; 245-9
45. **Hessemer V**, Frohloff H, Eisenmann D, Jacobi KW: Mesoptisches Sehen bei multi- und monofokaler Pseudophakie und phaken Kontrollaugen, Der Ophthalmologe 1994; 91, 465–468
46. **Hitzenberge J**, Fercher AF, Biometry of cataract eyes using partial coherence interferometry, Clinical feasibility study of a commercial prototype, I.J Cataract Refract Surg, 28, 2002, 224-229
47. **Holladay JT**, Lang A, Portney V: Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs, J Cataract Refract Surg 1999, 25, 748–752
48. **Holz FG**, Pauleikoff D, Spaide RF, et al., Altersabhängige Makuladegeneration, 2. Auflage, Springer Verlag, 2004
49. **Holzer M. P.**, Auffarth G. U., Vargas L. G., Reuland A. J., Becker K. A., Völcker H. E. Heidelberger Forschungsgruppe Intraokularlinsen und Refraktive Chirurgie, Universitäts-Augenklinik, Heidelberg. 101 Jahrestagung der DOG, Berlin, 25.-28.09.2003
50. **Huang C**, Huo Z, Chen X, Zhang C. et al., Color discrimination by patients with different types of light filtering intraocular lenses; J Cataract Refract Surg, 2010 Mar; 36(3): 389-95
51. **Hünig S**, Optimierter Lichtschutz der Augen. Eine dringende Aufgabe und ihre Lösung, ZPA, 29, 2008, 111-116
52. **Hunold W**, Auffahrt GU, Wesendahl T, Mehdorn E, Kuck G: Pseudoakkommodation diffraktiver Multi- und Monofokallinsen; Klin Monatsbl Augenheilkd 1993, 202, 19–23

53. **Innovative intraokularlinsen**, Die neue Dimension des Sehens, Firma Acri.Tec.
54. **J.J. Wang et al.**, in R. Klein, W. Smith, B.E.K. Klein, S.C. Tomany, P. Mitchel: Cataract Surgery and the 5-Year Incidence of Latestage Age relateted Makulopathy, Ophthalmology 2003 (110), 1960-1966
55. **Jerome Bovet**, BiMICS vs. CoMICS Our Actual Technique, Springerverlag, Switzerland, 2010, 149-155
56. **Kaymak H**, Mester U, Klinische Ergebnisse einer neuen aberrationskorrigierenden Multifokallinsen, Vortrag 104 Jahrestagung d. DOG, Berlin 21-24.09.2006
57. **Kaymak H**, Mester U, postoperativ sphärisches Äquivalent der Acrysof Restor, Vortrag 104. Jahrestagung der DOG, Berlin, 2006
58. **Kaymak H**, Mester U, Vorteile und Grenzen von multifokalen Intraokularlinsen, Vortrag, 106. DOG-Kongress, 2008; 18-21.09
59. **Keates RH**, Pearce JL, Schneider RT: Clinical results of the multifocal lens, J Cataract Refract Surg 1987, 13, 57-560
60. **Kermani O**, Implant-Linsen mit Blaufilter: Natürlicher Seheindruck und Makula-Schutz, Augenklink am Neumarkt
61. **Kiss B**, Findl O, Hitzenberger CK, Fercher AF, Refractive outcome of cataract surgery using feasibility study of a commercial prototype II., J Cataract Refract Surg, 28, 2002, 230-234
62. **Kohnen T**, Allen D, Boureau C: European Multicenter Study of the AcrySof ReSTOR Apodized Diffractive Intraocular Lens, J. Ophthalmology 2005.11.020, 578-584
63. **Kohnen T**, Ophthalmologe 2010, Feb.; 107(2): 105-7
64. **Kraft JM**, Brainard DH, Mechanisms of color constancy under nearly natural viewing, Proc Natl Acad Sci, USA, 1999, 96(1), 307-12
65. **Kreiner CF**, Intraokularlinsen - Aktueller Stand, Der Augenspiegel, Sonderdruck, 2001, 7-8

66. **Krist R**, Dick HB, Schwenn O, Pfeiffer N, Nahvisus nach Implantation monofokaler Intraokularlinsen mit Myoper Zielrefraktion versus multifokaler Intraokularlinsen. 14. Kongress der Deutschesprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen - Implantation und refraktive Chirurgie, 2000, 435-444
67. **Kuchenbecker J**, Walter S, Müller S, Behrens-Baumann W: Beeinträchtigen Blaulichtfilterlinsen Sehfunktionen, Ophthalmologische Nachrichten, IOL-Info 2005-2006, 29-32
68. **Landers JA**, Tamblyn D, Perriam D., Effect of a blue-light-blocking intraocular lens on the quality of sleep; Cataract Refract Surg. 2009 Jan; 35(1): 83-8
69. **Lang GK**: Augenheilkunde, Verstehen – Lernen - Anwenden, Georg Thieme Verlag, 1998, 174-176
70. **Liekfeld A**, Pham DT, Wollensak J, Funktionelle Ergebnisse einer neuen diffraktiven Bifokallinse versus Monofokallinse, 8. Kongress des DGII, Springer Verlag, 1994, 247-253
71. **Liekfeld A**, Walkow T, Anders N, Pham DT, Wollensak J (1998) Prospektiver Vergleich zweier Multifokallinsemodelle. Ophthalmologie 95: 253–256
72. **Lindstrom RL**: Multifocal and bifocal implants–Editorial review, Curr Opin Ophthalmol 1993, 4 (1), 3–9
73. **Mainster M**, Tagungsbericht, XV. AMO-Meeting, Zermatt 04/2006
74. **Mainster**, Ophthalmol 2006; 90: 784–792. doi: 10.1136/ bjo. 2005
75. **Margrain TH**, Boulton M, Marshall J, et al., Do blue light filters confer protection against age related macular degeneration?, Prog Retin Eye Res, 2004, 23(5); 523-31
76. **Mayer S**, Wirbelauer C, Kombinierte Implantation von Mono- u. Multifokallinse, 21. Kongress der DGII 2007
77. **Mayer S**, Wirbelauer C, Kombinierte Implantation von Mono- u. Multifokallinse, Ophth. Nachrichten, 5.2007, 13-14
78. **Menghini M**, Sutter FK, Barthelmes D, Fleischhauer JC, Kurz-Levin MM, Boesch MM, Helbig H., Does cataract

- surgery increase the risk of exudative age-related macular degeneration? Results from a large retrospective case-control study, *Klin. Monbl. Augenheilkd.* 2007 Apr; 224(4): 288-91
79. **Mester U**, Kaymak H, Die asphärische Blaulichtfilter-IOL AcrySof IQ im Vergleich mit der AcrySof SA60AT, *der Ophthalmologe* 2008, 1029-1035
 80. **Mester U. et al.**, AcrySof verbessert Kontrastsehen signifikant , 104. DOG-Kongress II (Deutschsprachigen Gesellschaft), V43, 2006
 81. **Mester U**, Dillinger P, Anterist N, Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29: 652-660.
 82. **Mester U**, Kaymak H, Vorteile und Grenzen von multifokalen Intrarokularlinsen, 106. DOG-Kongress (Deutschsprachigen Gesellschaft) 2008 Berlin
 83. **Mester U. et al.**, Vergleich der Tecnis-IOL mit einer klassischen sphärischen IOL , Aktueller Stand der Kataraktchirurgie: asph. Linsen von Firma Tecnis. (2003)
 84. **Mester U. et al.**, Vergleich von Aberration höhere Ordnung, Sphärische IOL gegen asphärische IOL (AAD 2007)
 85. **Nauman GOH**, *Pathologie des Auges*, Springer Verlag, 2. Auflage, 1997, 889
 86. **Nowak MR**, Strobel J, Jacobi F: Blendung und Kontrast bei Diffraktionsintraokularlinsen, *Fortschr Ophthalmol* 1991, 88, 125–127
 87. **Paliaga G.P**, Die Bestimmung der Sehschärfe 1993, 126-132
 88. **Petermeier K**, Szurmann P, Multifokale IOL, Online Publikation 12.04.2007
www.springerlink.com/content/c64p2t41320nh675
 89. **Pfefferkorn G**, Grüter H, Mohring S, Interferenz von Lichtstrahlen, Institut für medizinische Physik, Unterlagen für den Unterricht an der Lehranstalt für MtA, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, 1992, 75-77

90. **Pham DT**, Allergan GmbH, Informationsblatt, AMO Array Pham Allergan GmbH, Herstellerangabe ohne Datum, S.7
91. **Pham DT**, Wollensak J, Liekfeld A, Self-closing corneoscleral tunnel incision in cataract surgery, *Der Ophthalmologe* 93, 1996, 8-11
92. **Pieh S**, Weghaupt H, Skorpik C (1998) Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 24: 659–662
93. **Piovella M**, Why is multifocal IOL acceptance so slow and difficult in Europe, *Ocular Surgery News*, Vol. 19, No. 5, May 2008, 3-4
94. **S.E. Nilson**, Are there advantages in implanting a yellow IOL to reduce the risk of AMD? *Acta Ophthalmol Scand* 2004, 123-125.
95. **Sachsenweger R**, Funktionsprüfungen und Funktionsstörungen, in *Lehrbuch und Atlas der Augenheilkunde*, Gustav Fischer Verlag, 1980, 25
96. **Salgado JP**, Khoramnia R, Schweiger B, Lohmann C, Winkler von Mohrenfels C; „Six-Month Clinical Results with the Light Adjustable Lens“; *Klein Monbl Augenheilkd*, 2010 Mar 9, (Epub ahead of print).
97. **Schich Ch**, Dissertation; Implantation von Multifokallinsen in der Augenklinik Berlin - Marzahn 2007
98. **Schulz J**, Aspheric multifocal IOL showing better results than standard version, *Ocular Surgery News*, Vol. 19, No. 2, February 2008, 14
99. **Seiler T**, *Refraktive Chirurgie der Hornhaut*, Enke Verlag, 2000, 28-34
100. **Souza CE**, Muccioli C, Soriano ES, Visual Performance of AcrySof ReSTORE Apodized Diffractive IOL: A Prospective Comparative Trial, *J. ajo*, 2005.12.031, 827-831
101. **Sparrow JR**, Miller AS, Zou J, Blue light absorbing intraocular lens and retinal pigmentepithelium protection in vitro, *J Cataract Refrac Surg*, 2004, 30(4), 873-878

102. **Steinert RF**, Visual outcomes with multifocal intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol*, 2000, 11: 12–21
103. **Tanito M**, Okuno T, Ishiba Y, Ohira A., *J Cataract Refract Surg*. 2010 Feb; 36(2): 299-307
104. **Teping C**, Oran E, Backes-Teping C, Visual acuity at twilight and contrast vision in Patients with bifocal IOL, *Der Ophthalmologe* 1994, 91, 460-464
105. **Teresa Ferrer-Blanco et al.**, Contrast sensitivity after refractive lens exchange with diffractive multifocal intraocular Lens implantation in hyperopic eyes, *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 2043-2048, 2008 ASCRS and ESCRS
106. **Tetz M**, Müller M, Sphärische und asphärische IOL mit und ohne Blaulichtfilter, *Ophthalmologische Nachrichten, IOL-Info* 2005-2006, 18-19
107. **Uusitalo RJ**, Tarkkanen A: Outcomes of small incision surgery, *J Cataract Refract Surg* 1998, 24, 212-221
108. **Vaquero M**, Encinas JL, Jimenez F (1996) Visual function with monofocal versus multifocal IOLs. *J Cataract Refract Surg* 22: 1222–1225
109. **Walkow T**, Liekfeld A, Anders N, Pham DT, Hartmann C, Wollensak J (1997) A prospective evaluation of a diffractive versus a refractive designed multifocal intraocular lens. *Ophthalmology* 104: 1380–1386
110. **Walkow T**: Gründliche Aufklärung des Patienten nötig, *Ophthalmologische Nachrichten, Sonderdruck*, Februar 2004, 4
111. **Wenzel M**, Warum heisst der Graue Star « Star »? *Klin. Monatsbl. Augenheilkd.* 205, 1994, 167-171
112. **Winther-Nielsen A**, Corydon L, Olson T, Contrast sensitivity and glare in patients with a diffractive multifocal intraocular lens, *J Cat. Refractive Surg* 1993, 19, 254–257
113. **Wohlfart C.**, Tschuschnig K., Fellner P., Weiss K., Vidic B., El-Shabrawi Y. et al., Visual function with blue light filter IOLs. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 2007 Jan; 224(1): 23-7

114. **Wollensak J**, Pham DT, Wiemer C: Klinische Ergebnisse nach Implantation einer diffraktiven multifokalen Intraokularlinse, Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde 1991, 199, 91-95
115. **Zeiss-Meditec AG**, AT LISA Klinische Informationsbroschüre - 2010
116. **Zeiss-Meditec AG**, Oberkochen, Benutzerhandbuch, IOL-Master

Danksagung

Für die Überlassung des Themas und für die kompetente Betreuung während der Zeit der Erstellung meiner Doktorarbeit danke ich Herrn Dozent Dr. U. Dietze, dem Chefarzt der Augenklinik Berlin Marzahn.

Ebenfalls möchte ich meinen Eltern danken, die mir das Studium ermöglicht haben und mir immer zur Seite standen.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Funktionelle Ergebnisse nach Implantation von drei Intraokularlinsentypen unter besonderer Berücksichtigung der Kontrastsensitivität und Blendempfindlichkeit“ selbständig verfasst habe. Es wurden keine anderen als die angegebene Quellen und Hilfsmittel benutzt. Diese Arbeit wurde angefertigt an der Augenklinik Marzahn unter der Wissenschaftlichen Betreuung von Herrn Dozent Dr. U. Dietze. Diese Dissertation wurde weder in dieser noch in ähnlicher Form an einer anderen Stelle zum Zwecke eines Promotions- oder anderen Prüfungsverfahrens eingereicht. Es haben meinerseits keine vorherigen erfolglosen Promotionsversuche stattgefunden.

Berlin den 15.04 2010

Tahereh Kamkar