

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Fakultät für Augenheilkunde Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Klinische Leitung
Univ.--Prof. Dr. med.
Martin Spitzer

Effektivitäts- und Zufriedenheitsanalyse von presbyopen und nicht presbyopen Patienten nach Implantation von multifokalen Intraokularlinsen (MIOL)

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:

Mario Fischer
aus Landau i.d. Pfalz

Hamburg 2017

Angenommen von der Medizinischen Fakultät am: 30.01.2018

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: PD Dr. Stephan J. Linke

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: PD Dr. Eckehard Scharein

Inhaltsverzeichnis

	<i>Seite</i>
1. Titel	1
1.1 Zielsetzung der Arbeit	1
2. Einleitung	2
2.1 Grundlagen der refraktiven Chirurgie	2
2.1.1 Allgemeine Optik	3
2.1.2 Refraktion (Brechung)	3
2.1.3 Reflexion	4
2.1.4 Brennweite	4
2.1.5 Brechkraft	4
2.2 Akkommodation	5
2.3 Strahlenoptik	6
2.3.1 Optische Achse und Meridianebene	6
2.3.2 Linsen mit sphärischer Wirkung	6
2.3.3 Sphärische Aberration	7
2.3.4 Chromatische Aberration	7
2.3.5 Astigmatismus schiefer Bündel	8
2.3.6 Koma	9
2.4 Wellenoptik	9
2.4.1 Interferenz	9
2.4.2 Diffraktion (Beugung)	9
2.4.3 Polarisierung	11
2.5 Anatomie des menschlichen Auges	11
2.5.1 Cornea (Hornhaut)	13
2.5.2 Linse (Lens)	14
2.5.3 Glaskörper	15
2.5.4 Netzhaut	16
2.6 Fehlsichtigkeiten	17
2.6.1 Emmetropie	17
2.6.2 Ametropie	17
2.6.3 Myopie und Hypermetropie (Hyperopie)	17
2.6.4 Astigmatismus	18
2.6.5 Presbyopie	18
2.7 Intraokulare Linsen (IOL)	20
2.7.1 Materialeigenschaften von IOL	20
2.7.2 Filterfunktion	20
2.8 Multifokale Intraokularlinsen (MIOL)	21
2.8.1 Refraktive bifokale oder multifokale IOL	21
2.8.2 Diffraktive multifokale IOL	21
2.8.3 Refraktive diffraktive multifokale IOL	22
2.9 Patientenzufriedenheit	23
2.9.1 Der Begriff „patientenrelevanter Nutzen“	24
3. Patienten und Methoden	25
3.1 Patienten	25
3.1.1 Fragebogen	26
3.2 Statistische Auswertung	28
3.3 Refraktive Untersuchung	29
3.4 Verwendete MIOL	29
3.5 Chirurgischer Eingriff	30

	<i>Seite</i>
3.6 Sehschärfe Indizes	30
4. Ergebnisse	32
4.1 Patienten	32
4.2 Visus und Refraktion	34
4.3 Fragebogen Ergebnisse	34
5. Diskussion	37
6. Zusammenfassung	42
7. Abkürzungsverzeichnis	44
8. Literaturverzeichnis	45
9. Lebenslauf	51
10. Danksagung	53
11. Eidesstattliche Erklärung	54

1. Titel

Effektivitäts- und Zufriedenheitsanalyse von presbyopen und nicht presbyopen Patienten nach Implantation von multifokalen Intraokularlinsen (MIOL)

1.1 Zielsetzung der Arbeit

In dieser Studie wurden die Patienten in zwei Gruppen aufgeteilt.

1. Akkommodierende Ametrope (AA)
2. Presbyope stark hyperope Patienten (PHH)

Es soll untersucht werden, inwiefern sich die subjektive Patientenzufriedenheit der jeweiligen Gruppe mit den objektiven Ergebnissen deckt.

Die Gruppe der PHH Patienten ist typisch für eine Indikation zur Behandlung mit MIOL. Es existieren Erfahrungswerte und die Patienten können über zu erwartende Vor- und Nachteile hinreichend aufgeklärt werden. Sie ist als Referenzgruppe gegenüber der AA Gruppe anzusehen und demonstriert die „normale“ Effektivität und Zufriedenheit dieses chirurgischen Eingriffes.

Die Gruppe der AA Patienten wird oftmals zuerst bei einer Beratung mit der Behandlungsmethode durch MIOL konfrontiert. Bevor die Behandlung mithilfe von MIOL durchgeführt wird, sollte der Versuch der Behandlung des iatrogenen Akkommodationsverlustes erfolgen.

Ergebnisse zur objektiven und subjektiven Zufriedenheit liegen bei dieser Gruppe nicht vor. Deshalb besteht ein besonderes Interesse an einem Vergleich der AA Gruppe gegenüber der PHH Gruppe, und zwar die objektiven Ergebnisse, als auch die subjektive Zufriedenheit betreffend.

Galor et al. [1] und de Vries [2] zeigten, dass sich subjektive Beschwerden oftmals nicht in der gemessenen Sehschärfe widerspiegeln.

2. Einleitung

Die Patientenzufriedenheit ist der zentrale Indikator für den Erfolg einer refraktiven Operation. Die gewonnenen Ergebnisse dienen als Qualitätskontrolle und Grundlage bei der Optimierung der postoperativen Behandlung.

Ein refraktiver Linsenaustausch mit Clear Lens Extraction (RLE, CLE) und die Implantation einer multifokalen Linse (MIOL) sind keine medizinisch indizierten Eingriffe. Wegen den zu erwartenden Nebenwirkungen und seltenen Komplikationen werden diese Eingriffe daher hauptsächlich für Patienten mit mittelschwerer Hyperopie oder hoher Myopie bei zusätzlicher Presbyopie empfohlen. Dabei müssen die Patienten motiviert sein, ihre Abhängigkeit von Sehhilfen zu reduzieren und gleichzeitig Nebenwirkungen wie zum Beispiel Halos, verringerte Kontrastempfindlichkeit und eingeschränkten Leseabstand in Kauf zu nehmen [66-67]. Der Erfolg von MIOL wird oftmals durch eine verbleibende Ametropie verringert. Diese kann durch den Einsatz von torischen MIOL, Entlastungsschnitten in der Cornea oder refraktive Excimer Laseroperationen (Biotopic) korrigiert werden.

MIOL sind normalerweise nicht indiziert für junge, nicht presbyope ametropen Patienten aufgrund des induzierten Akkommodationsverlustes und des Operationsrisikos. Akkommodierende ametropen (AA) Patienten werden meist mit refraktiver Hornhautchirurgie wie laser-assisted in situ keratomileusis (LASIK) oder photorefraktive Keratotomie (PRK) behandelt, falls die Hornhautdicke eine gezielte Korrektur zulässt. Eine weitere Möglichkeit der Behandlung ist der Einsatz phaker Linsen, sofern eine ausreichende Tiefe der Vorderkammer vorhanden ist. Die Implantation einer monofokalen oder multifokalen Linse in stark hyperopen Patientenaugen ist auch anfällig für den Rückgang der Sehschärfe durch den verkleinernden Effekt des Retinaabbildes der starken Intraokularlinse. Des Weiteren leiden presbyope stark hyperope Patienten (PHH) gehäuft an einer Amblyopie und Mikrostrabismus, was den Erfolg einer MIOL Operation negativ beeinträchtigen kann.

Ziel dieser retrospektiven Studie ist es, die beiden Patientengruppen AA und PHH anhand der Ergebnisse der Nachuntersuchung nach einem Jahr (1-year-follow up, FU) zu vergleichen. Beide Patientengruppen erhielten bilaterale Implantate. Die verwendete Linse ATlisa 809 (Zeiss GmbH) ist eine asphärische, bifokale, bikonvexe und refraktiv-diffraktive Intraokularlinse. Zur Beurteilung der Patientenzufriedenheit wurde die subjektive Sehleistung der Patienten beim Lesen, Nutzung des Computers und Fahren eines Kraftfahrzeugs mittels eines standardisierten Fragebogens festgehalten.

2.1 Grundlagen der refraktiven Chirurgie

Die refraktive Chirurgie verfolgt das Ziel, die Optik des Auges zu beeinflussen. Dies geschieht durch Beeinflussung beziehungsweise Korrektur von Refraktionsdefiziten oder ergänzend auch Abbildungsfehler höherer Ordnung.

Die Effekte und Begriffe der geometrischen Optik lassen sich in der Realsituation beschreiben. Eine wichtige und für die optische Basiskonstruktion oft angewandte Näherung der realen Abbildung an »dicken Linsen«, also tatsächlich existenten Linsen, stellt allerdings die paraxiale oder Gauß'sche Optik (an »dünnen Linsen«, also theoretischen Linsen mit unendlich großem Radius) dar. Diese Darstellung dient der theoretischen Eliminierung von Abbildungsfehlern aller Art [85].

2.1.1 Allgemeine Optik

Die Lehre vom Licht oder Optik ist ein Teilgebiet der Physik. Sie beschreibt die Ausbreitung von Licht sowie deren Wechselwirkungen mit Materie.

Licht ist eine elektromagnetische Strahlung. Das gesamte Spektrum der elektromagnetischen Strahlung erstreckt sich von Gammastrahlen bis Funkwellen. Eingeteilt wird diese in der Praxis je nach Strahlenquelle, Empfänger und Anwendung. Im Falle des Lichts ist der Empfänger das menschliche Auge, dieses ist empfindlich für Strahlung zwischen ca. 380 und 780 nm. Dieser Wellenlängenbereich wird daher allgemein als sichtbares Licht (VIS) bezeichnet. Abzugrenzen davon ist die optische Strahlung. Diese beinhaltet neben dem VIS auch die kurzwelligere Ultraviolettstrahlung (UV, 100–380 nm) sowie die langwelligere Infrarotstrahlung (IR, 780 nm – 1 mm).

Die geometrische Optik (auch Strahlenoptik) ermöglicht die Beschreibung von Abbildungen. Sie bedient sich dabei der vereinfachten Vorstellung von Lichtstrahlen, welche die Normalen der Wellenfrontflächen sind, also senkrecht auf diesen stehenden Linien. So lassen sich ohne den Rückgriff auf die Wellenoptik Lichtstrahlen als selbstständige Lichtbahnen betrachten, die umkehrbar sind und sich gegenseitig nicht beeinflussen. Beugung und andere optische Effekte werden mit diesem Modell nicht berücksichtigt, lediglich Reflexion und Brechung finden Beachtung.

Zur Eliminierung von theoretischen Abbildungsfehlern wird deshalb zur Darstellung meist die paraxiale oder Gauß'sche Optik verwendet. Nur durch die paraxiale Optik lassen sich Begriffe wie Brennweite und Abbildungsmaßstab erklären [85].

2.1.2 Refraktion (Brechung)

Beim Übergang eines Lichtstrahls von einem optisch dünneren Medium 1 in ein optisch dichteres Medium 2 ($n_1 < n_2$) wird dieser zum Einfallslot hin gebrochen. Der Winkel der Lichtbrechung hängt dabei von der Lichtgeschwindigkeit im Medium, also vereinfacht von der Brechzahl n , und dem Einfallswinkel ε ab. Es gilt das Brechungsgesetz:

$$n \sin \varepsilon = n' \sin \varepsilon'$$

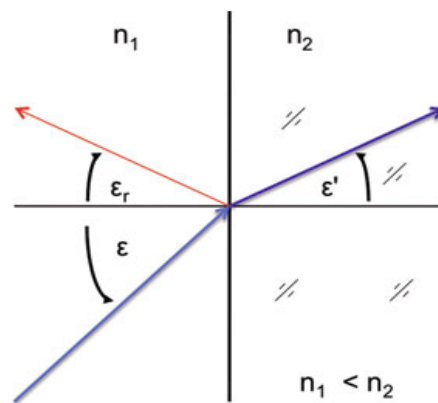


Abb. 1 Darstellung der Lichtbrechung, gemäß Brechungsgesetz.
 ε Einfallswinkel, ε' Ausfallswinkel, ε_r Reflexionswinkel, n Brechzahl

Für den paraxialen Raum haben die Einfallsstrahlen einen gegenüber der optischen Achse sehr gering geneigten Winkel, daher können die Winkelfunktionen mit hinreichender Genauigkeit durch den Winkel selbst ersetzt werden, hier gilt also das Brechungsgesetz im paraxialen Raum:

$$n \varepsilon = n' \varepsilon'$$

[86]

2.1.3 Reflexion

Für die Reflexion (z. B. an Spiegeln oder teilreflektierenden optischen Grenzflächen) gilt das Brechungsgesetz entsprechend mit konstantem n (da der Lichtstrahl im gleichen Medium verbleibt) und umgekehrtem Vorzeichen von ε , um die Umkehrung der Lichtrichtung zu kennzeichnen

$$(\varepsilon' = -\varepsilon).$$

2.1.4 Brennweite

Der Objektbrennpunkt F ist der Punkt auf der optischen Achse, der durch das optische System nach Unendlich abgebildet wird, also nach Durchgang durch das optische System parallel verlaufende Lichtstrahlen zur Folge hat. Im Umkehrschluss ergibt sich so auch die Definition des Bildbrennpunktes F' , welcher der Punkt auf der optischen Achse ist, der durch die Abbildung eines parallel einfallenden Bündels von einem Bildpunkt im Unendlichen entsteht. Der Abstand des jeweiligen Brennpunktes zur korrespondierenden Hauptebene wird als Brennweite f/f' bezeichnet.

2.1.5 Brechkraft

Sie entspricht dem reziproken Wert der Brennweite (f) der Linse und wird in Dioptrien (dpt) angegeben ($D=1/f$). Bei einem Wert von 1 dpt werden parallele Strahlen 1 m hinter der Linse vereinigt [82].

In der Augenheilkunde werden zur Charakterisierung der Krümmung und damit der Brechkraft z. B. der Hornhaut oft Dioptrien angegeben. Eine Praxis, die sich als entscheidende Fehlerquelle

herausstellen kann. Je nach Gerät, mit dem die Brechkraft gemessen werden soll, ergeben sich durch den stets nur angenommenen Brechungsindex n unterschiedliche Dioptrienwerte. Dies kann bei der Berechnung von IOL besonders beim Transfer der Daten von einem zum anderen System zu Problemen führen, wenn die Systeme unterschiedliche Werte für n annehmen. Es empfiehlt sich daher bei Datentransfers die Angabe der Brechkraft in mm-Radius.

Für die Berechnung der Gesamtbrechkraft an dicken Linsen kann die Gullstrand-Formel verwendet werden:

$$D_{\text{Gesamt}} = D_1 + D_2 - (d/n) D_1 D_2$$

wobei: D_1 = Brechkraft 1. Fläche
 D_2 = Brechkraft 2. Fläche
 und d = Mittendicke
 [87]

2.2 Akkommodation

Unter Akkommodation versteht man die funktionelle Nah- und Ferneinstellung des Auges durch Veränderung der Linsenkrümmung. Nach Helmholtz liegt diesem Mechanismus eine Linsenverformung zu Grunde. Bei der Fernakkommodation entspannt sich der ringförmige Ziliarmuskel, an dem die Augenlinse durch die Zonulafasern aufgehängt ist. Es resultiert ein Zug an den Zonulafasern und die elastische Augenlinse erfährt eine Verflachung, was zu einer Verringerung der Brechkraft führt. Umgekehrt geschieht dies bei der Nahakkommodation. Hier kommt es zu einer Anspannung des ringförmigen Ziliarmuskels und eine sich daraus resultierende Entspannung der Zonulafasern. Dies wiederum führt zu einer mehr kugelförmigen Verformung der Linse und somit zur Erhöhung der Brechkraft. Die Änderung des Krümmungsradius der Linse wird als äußere Akkommodation bezeichnet. Unter innerer Akkommodation versteht man die Mechanismen, die zu einer Veränderung der Mikrostrukturen innerhalb der Linse führen, die ebenfalls zur Akkommodation beitragen. Das Ausmaß an Brechkraftveränderung wird auch als Akkommodationsamplitude oder Akkommodationsbreite bezeichnet [64]. Abbildung 2 zeigt die Akkommodationsbreite im Verhältnis zum Alter.

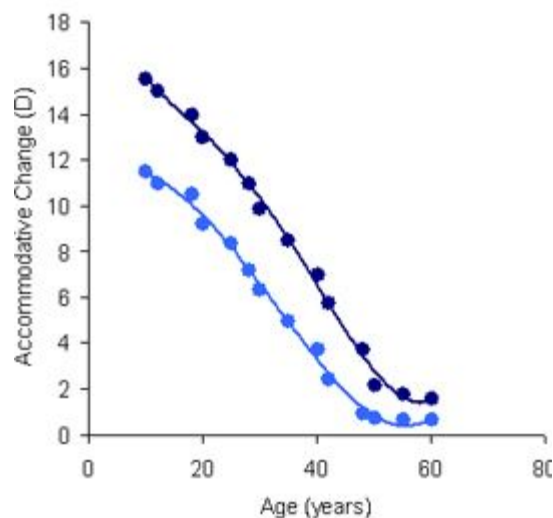


Abb. 2 Akkommodationsamplitude nach Duane (1912)
http://www.cvs.rochester.edu/yoonlab/images/research/res_presoi.jpg

2.3 Strahlenoptik

2.3.1 Optische Achse und Meridianebene

Die optische Achse einer Linse ist diejenige Gerade, die auf beiden Begrenzungsflächen senkrecht steht; auf ihr liegen die Krümmungsmittelpunkte der Begrenzungsflächen. Die Schnittpunkte der optischen Achse mit den Begrenzungsflächen sind die Scheitelpunkte der Linse. Jede die optische Achse enthaltende Ebene heißt Meridianebene.

2.3.2 Linsen mit sphärischer Wirkung

Linsen mit sphärischer Wirkung besitzen in allen Meridianebenen die gleiche fokussierende Wirkung. Nach der Form ihrer Flächen werden sie in sphärische und asphärische Linsen unterteilt. Sphärische Linsen sind von sphärischen Flächen (Kugelflächen) begrenzte Linsen und werden ihrer Form nach weiter eingeteilt in

1. Konvexlinsen (in der Mitte dicker als am Rande) und
2. Konkavlinsen (in der Mitte dünner als am Rande). Abbildung 3 zeigt verschiedene Formen von konvexen und konkaven Linsen.

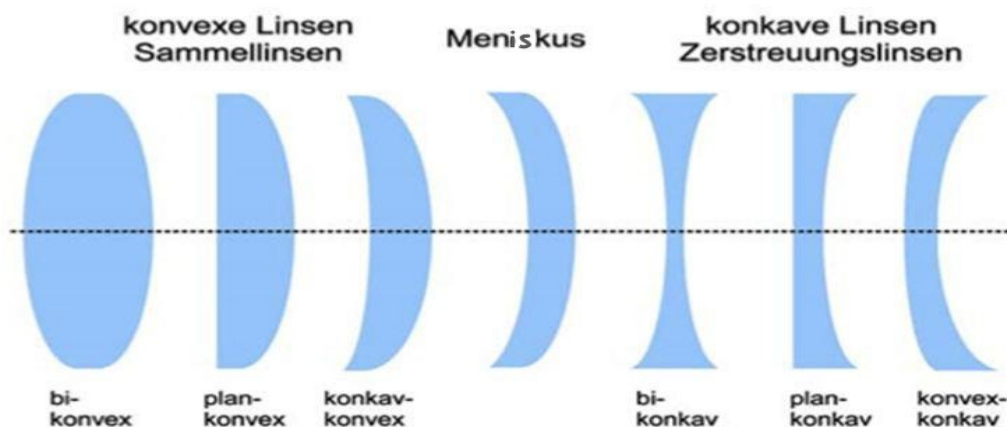


Abb. 3 Linsentypen
(www.studymed.at/kcfinder/upload/files/Optik%205.JPG)

Sind die Linsen von optisch dünneren Medien umgeben, so wirken Konvexlinsen als Sammellinsen (Positiv- oder Pluslinsen) und Konkavlinsen als Zerstreuungslinsen (Negativ- oder Minuslinsen). Beim Durchgang durch Sammellinsen werden (im Gauß'schen Raum) Parallelstrahlen zu konvergenten homozyentrischen Bündeln, beim Durchgang durch Zerstreuungslinsen zu divergenten Bündeln. Zur Verringerung der Abbildungsfehler werden Linsen mit sphärischer Wirkung auch mit von der Kugelform abweichenden, aber zur optischen Achse rotationssymmetrischen Flächen ausgeführt (asphärische Linsen)[84]. Abbildung 4 zeigt den Strahlengang und die Form einer sphärischen und einer asphärischen Linse.

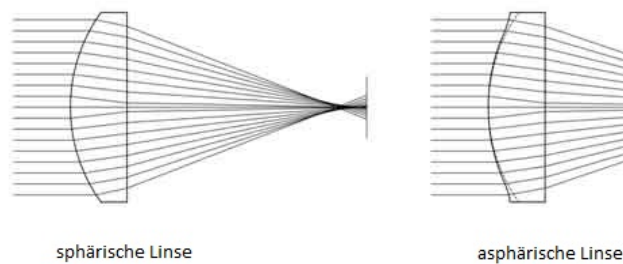


Abb. 4 Sphärische und asphärische Linsen

2.3.3 Sphärische Aberration

Sphärische Aberration selbst manifestiert sich bei Lichtstrahlen, die nahe am Rand der Optik einfallen. Diese Lichtstrahlen werden in einer anderen Entfernung fokussiert als mittig einfallende Lichtstrahlen; die Folge ist ein leicht verschwommenes Bild.

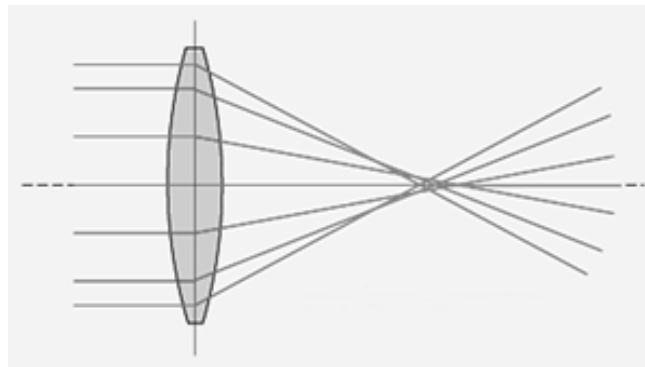


Abb. 5 Schematische Darstellung der sphärischen Aberration
(http://www.der-kosmos.de/optische_effekte.htm)

Intraokularlinsen unterliegen immer einem gewissen Grad der sphärischen Aberration. Herstellerangaben wie „aberrationsfrei“ oder „aberrationsneutral“ sind irreführend, denn die sphärische Aberration lässt sich nur näherungsweise kompensieren, nicht jedoch vollständig eliminieren. Verringern lässt sich dieser Fehler z. B. durch die Verkleinerung der Öffnung oder über die kontinuierliche Modifikation der Krümmungsradien von zentral nach peripher. Dies ist der Ansatz, den asphärische Intraokularlinsen verfolgen. Die sphärische Aberration tritt also nicht nur an sphärischen Flächen auf, sondern auch an asphärischen [87].

2.3.4 Chromatische Aberration

Die chromatische Aberration (Farbfehler) ist ein Bildfehler, den nur Linsensystemen aufweisen. Licht unterschiedlicher Wellenlänge wird an der Linse unterschiedlich stark gebrochen. Rotes Licht hat z.B. eine Wellenlänge von ca. 700 nm, blau dagegen ca. 460 nm. Kurzwelliges Licht (blau/violett) wird stärker gebrochen als langwelliges Licht (rot), wodurch die Abbildung unscharf erscheint und mit Farbsäumen (sekundäres Spektrum) umgeben ist.

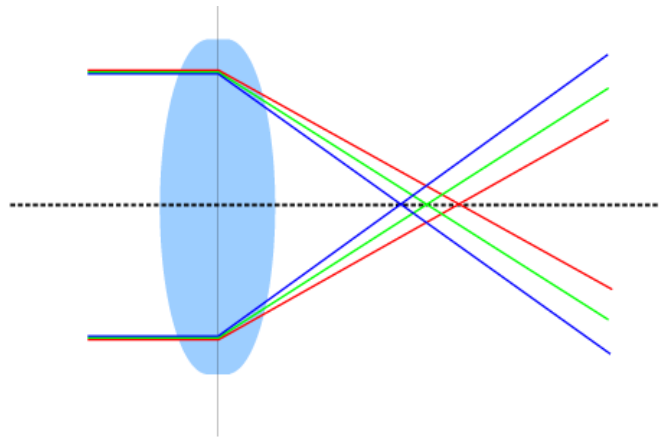


Abb. 6 Schematische Darstellung der chromatischen Aberration (Universität Wien, Lichtmikroskopie online)

2.3.5 Astigmatismus schiefer Bündel

Ein anderer Fehler ergibt sich, wenn der Objektpunkt nicht auf, sondern neben der optischen Achse liegt. Ursächlich hierfür kann z. B. eine Verkipfung der Optik sein. Hier kommt es bei enger Öffnung der Optik in den einzelnen Meridianen des nun zur optischen Achse geneigten Lichteinfalls auf der Grenzfläche zu unterschiedlichen Einfallswinkeln, was auch bei einer sphärischen Grenzfläche zu einer Differenz der Schnittweiten und so einer astigmatischen Abbildung führt. [88]

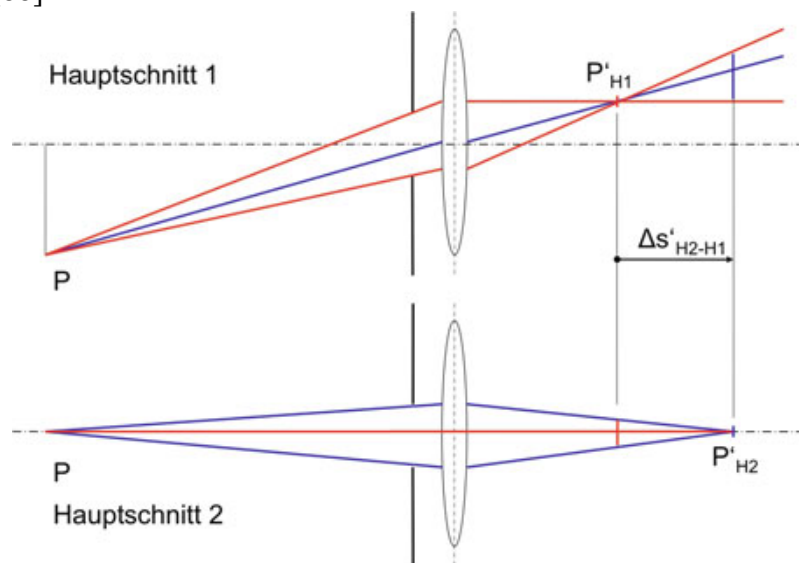


Abb. 7 Astigmatismus schiefer Bündel (AsB). Oben: Hauptschnitt 1, der Bildpunkt P liegt seitlich der optischen Achse, der korrespondierende Bildpunkt $P'H_1$ liegt vor dem korrespondierenden Bildpunkt des zweiten Hauptschnittes ($P'H_2$). Das jeweils andere Bündel (rot – blau) hat an der Stelle des Bildpunktes noch einen bestimmten Durchmesser, es entsteht also kein einheitlicher Bildpunkt P' über beide Hauptschnitte. Die Differenz der Schnittweiten der beiden Hauptschnitte ($\Delta s'$) bezeichnet man als den AsB. Diese nimmt mit zunehmendem Abstand des Objektpunktes zur optischen Achse zu [88].

2.3.6 Koma

Die Koma ergibt sich aus der Kombination von sphärischer Aberration und Astigmatismus schiefer Bündel, also bei einer großen Öffnung der Optik kombiniert mit einem seitlich der optischen Achse gelegenen Bildpunkt, z. B. durch Verkipfung der Optik und dadurch gegenüber der optischen Achse verkipptem Lichteinfall. Im besten Fall ergibt sich hier »nur« eine kometenartige Verzeichnung der Bildpunkte auf der Bildebene. Die Koma kann als der ungünstigste Fall der fehlerhaften Abbildung angesehen werden [88]

2.4 Wellenoptik

Um weitere Effekte, besonders beim Einsatz von IOL, zu erklären, muss auch die Wellenoptik beachtet werden, denn die geometrische Optik erklärt die Effekte, wie zum Beispiel Beugung und Polarisation, nicht. Das Licht folgt den physikalischen Gesetzen für alle Wellenformen, da es als elektromagnetische Welle betrachtet werden kann. Wichtig hierbei sind die Schwingungsdauer, also die Zeitdifferenz zwischen zwei gleichen aufeinanderfolgenden Raumzuständen (Phasen), die Frequenz, welche sich aus dem Kehrwert der Schwingungsdauer ergibt, die Wellenlänge λ , welche sich aus dem kleinsten Abstand zweier Punkte gleicher Phasen ergibt und der Ausbreitungsgeschwindigkeit c , die vom umgebenden Medium abhängig ist. Licht ist eine Transversalwelle. Dies bedeutet, Schwingungsrichtung und Ausbreitungsrichtung stehen senkrecht aufeinander, im Gegensatz zur Longitudinalwelle[88].

2.4.1 Interferenz

Treffen in einem Punkt zwei oder mehr Wellen zusammen, so entsteht durch Addition der jeweiligen Amplituden eine Gesamtwirkung. Dieses Prinzip nennt man Interferenz. Das Interferenzmaximum wird erreicht, wenn die Wellen keinen Gangunterschied aufweisen bzw. dieser ein ganzzahliges Vielfaches der Wellenlänge λ ist. Das Interferenzminimum wird erreicht, wenn der Wegunterschied $\lambda/2$ beträgt. Die Wellen können sich dann auch vollständig gegenseitig auslöschen, falls die Amplituden gleich sind [88].

2.4.2 Diffraktion (Beugung)

Die Diffraktion von Wellen bezeichnet die Ablenkung von Wellen an einem Hindernis. Wellen können sich bei Diffraktion im geometrischen Schattenraum des Hindernisses (Spalt, Gitter usw.) ausbreiten. Nach dem Huygens-Fresnel-Prinzip ist jeder Punkt einer Wellenfront auch Ausgangspunkt einer neuen Elementarwelle. Trifft eine Welle auf eine Öffnung, so gehen von den einzelnen Punkten der Öffnung erneut Elementarwellen aus. Praktisch betrachtet sieht man Licht auch durch ein sehr kleines Loch scheinen, auch wenn sich der Empfänger – hier: das Auge – nicht direkt in der ursprünglichen Ausbreitungsrichtung des Lichtes befindet. Durch Interferenzen zwischen den verschiedenen von der Öffnung ausgehenden Elementarwellen kommt es wiederum zu Verstärkungen und Auslöschungen der Amplituden und so zu der charakteristischen Intensitätsverteilung der Beugung an der jeweiligen Öffnung [88].

Abb. 8 zeigt das Beispiel eines Intensitätsminimums durch destruktive Interferenz an einem Doppelspalt. Bei einem Gangunterschied von $\lambda/2$ bei beiden Strahlen tritt eine Auslöschung auf. Erhöht sich der Gangunterschied um ganze Wellenlängen, kommt es auch zur Auslöschung.

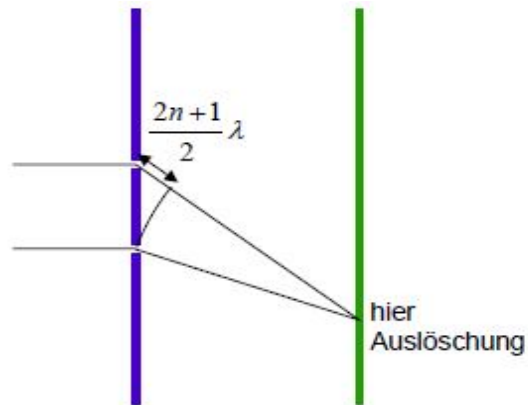


Abb. 8 Destruktive Interferenz am Doppelspalt
(<https://www.uni-kassel.de/Lehre/ExpPhysII/Beugung.pdf> p. 315)

Die o.g. charakteristische Intensitätsverteilung lässt sich durch die Beugungsordnung beschreiben. Das zentrale Maximum nennt man Maximum 0. Ordnung. Die weiteren Maxima werden dann durchnummeriert (s. Abb. 9)

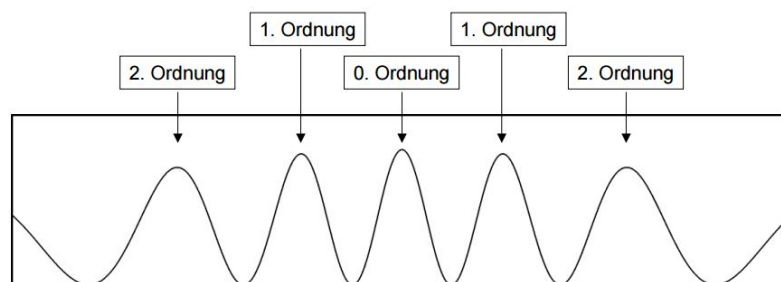


Abb. 9 Beugungsordnung (<https://www.unikassel.de/Lehre/ExpPhysII/Beugung.pdf> p. 317)

Innerhalb des Einzelspalttes werden nach dem Huygenschen Prinzip an jedem Raumpunkt Kugelwellen erzeugt, die miteinander interferieren (s. Abb. 10)

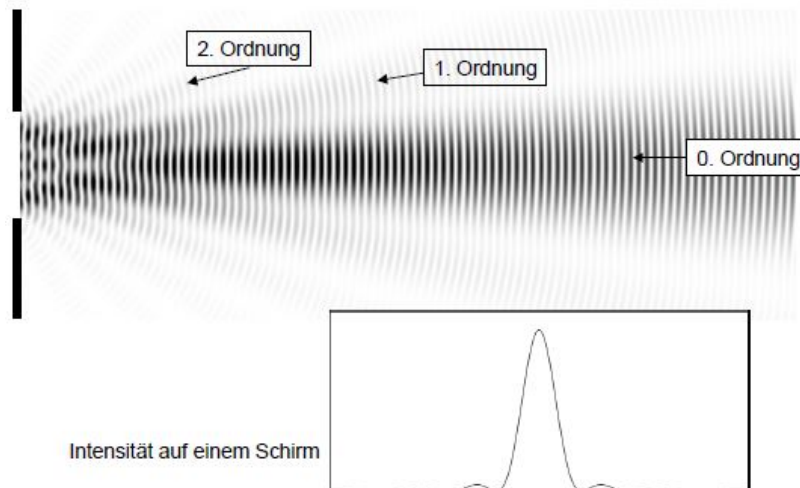


Abb. 10 Beugung und Interferenz am Einzelspalt (<https://www.unikassel.de/Lehre/ExpPhysII/Beugung.pdf> p. 317)

2.4.3 Polarisation

Da Licht senkrecht zur Ausbreitung schwingt, kann es sich auch in unterschiedlichen Richtungen senkrecht zur Ausbreitung bewegen. Eine Asymmetrie der Verteilung der Schwingungsrichtung senkrecht zur Ausbreitung wird als Polarisation bezeichnet. Licht kann verschiedene Polarisationszustände annehmen: unpolarisiert, linear, elliptisch oder zirkular polarisiert. Im Falle des unpolarisierten Lichtes schwingen die Wellen in allen Richtungen gleich verteilt. Linear polarisiertes Licht schwingt nur in einer Richtung, der Polarisationsrichtung. Teilt man linear polarisiertes Licht in zwei senkrecht zueinander schwingende Komponenten auf, teilt beiden eine Amplitude zu und verzögert die Komponenten gegeneinander, so können sich je nach Amplitudenverhältnis und Phasendifferenz lineare, zirkulare oder elliptische Polarisationszustände ergeben [88].

2.5 Anatomie des menschlichen Auges

Das menschliche Auge besitzt eine oblat-sphäroide Form, die sich durch die unterschiedlichen Krümmungsradien der Cornea (8 mm) und der Sklera (12 mm) ergibt. Der normale antero-posteriore Durchmesser beträgt 23-25 mm. Hyperope Augen tendieren zu einer kürzeren Achsenlänge, während myope Augen zu einem längeren tendieren. Im Durchschnitt beträgt der Querdurchmesser des Augapfels 24 mm. Er wird bedeckt von der Tenon-Kapsel und im anterioren Bereich außerdem von der Konjunktiva (Bindehaut).

Das Auge lässt sich in drei Abschnitte einteilen (Abb. 11):

- Die **Vorderkammer**, der Raum zwischen der Iris und der Cornea, ist mit Kammerwasser gefüllt.
- Der Raum hinter der Iris und dem Ziliarkörper und vor der Linse und der vorderen Begrenzung des Glaskörpers wird als **Hinterkammer** bezeichnet. Sie ist kleiner als die Vorderkammer und ebenfalls mit Kammerwasser gefüllt.

- Das größte Kompartiment des Auges ist der **Glaskörperraum**, der mehr als zwei Drittel des Augenvolumens (5–6 ml) einnimmt und den gelförmigen Glaskörper enthält. Das Gesamtvolumen des erwachsenen Auges ist annähernd 6,5–7 ml.

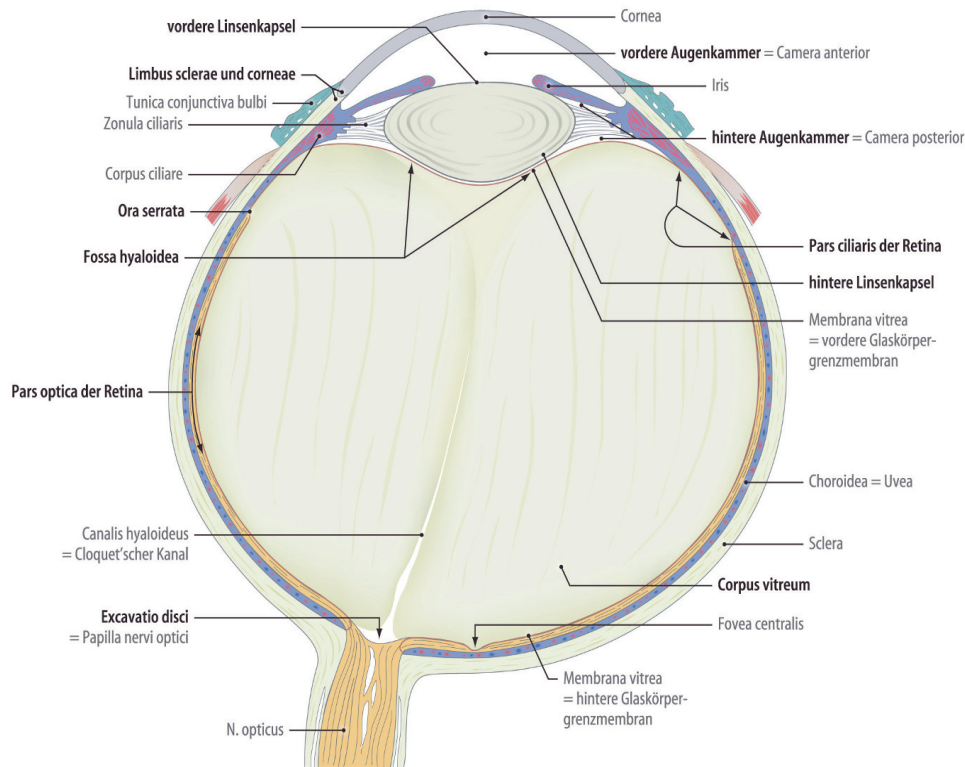


Abb. 11 Anatomie des Auges. Aufbau des Auges.

(Aus Tillmann 2010: *Atlas der Anatomie des Menschen*, 2. Aufl. Springer, Heidelberg, Berlin)

Die Wand des Bulbus ist aus drei konzentrischen Schichten aufgebaut. Die äußerste Schicht besteht aus der durchsichtigen Cornea im vorderen Teil und der undurchsichtigen weißen Sklera im hinteren Anteil. Diese äußere Schicht ist fest und widerstandsfähig und trägt außerdem zur Brechkraft des Auges bei. Die Hornhaut nimmt die Mitte des vorderen Augenanteils ein. Weil die Sklera und Bindehaut die Cornea nach anterior teilweise überdecken, oben und unten mehr als medial und lateral, erscheint die Hornhaut von vorne betrachtet elliptisch. Von hinten entlang ihrer posterioren Begrenzung (der Schwalbe-Linie, der Grenze der Descemet-Membran) gesehen, ist die Hornhaut kreisrund. Der Limbus, der an die Cornea grenzt, ist grau und durchscheinend. Die weiße, undurchsichtige Sklera ist am dünnsten direkt hinter den Ansätzen der geraden Augenmuskeln. An der Austrittsstelle des N. opticus ist sie siebartig durchbrochen (Lamina cribrosa). Die mittlere Schicht des Auges ist die Uvea, die aus der Choroidea, dem Ziliarkörper und der Iris besteht. Sie ist sehr stark vaskularisiert und erfüllt eine nutritive und unterstützende Funktion. Die innerste Schicht des Auges ist die Retina. Diese lichtempfindliche Schicht enthält die Photorezeptoren und Nervenzellen, die am Anfang der visuellen Informationsverarbeitung stehen.

Für die refraktive Chirurgie sind naturgemäß die refraktiven Elemente des Auges am bedeutsamsten, d. h. die Hornhaut und die Linse sowie die dazwischenliegenden Strukturen der Iris und Vorderkammer [90]. Im Folgenden wird nur näher auf diese Strukturen eingegangen. Abbildung 12 Zeigt den vorderen Abschnitt des Auges im Querschnitt.

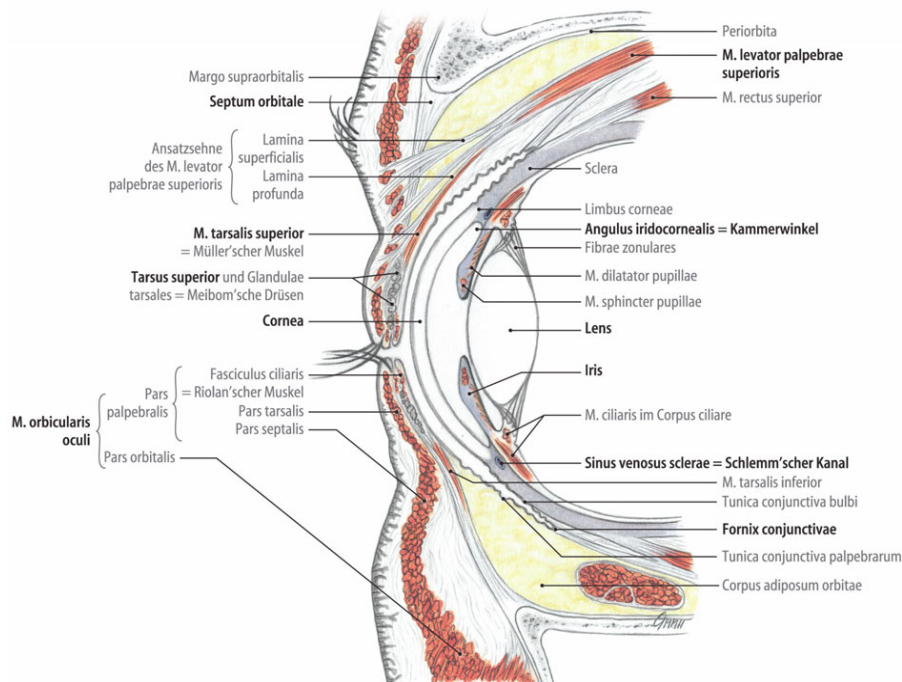


Abb. 12 Schematischer Querschnitt durch die vorderen Augenabschnitte.
(Aus Tillmann 2010: Atlas der Anatomie des Menschen, 2. Aufl. Springer, Heidelberg, Berlin)

2.5.1 Cornea (Hornhaut)

Die Hornhaut erfüllt mehrere Aufgaben. Sie besteht aus hochspezialisiertem Gewebe mit besonderen optischen Eigenschaften. Sie bildet außerdem eine mechanische, widerstandsfähige und für viele Substanzen undurchlässige Barriere zwischen Auge und Umwelt. Die Hornhaut ist avaskulär, die Versorgung des Gewebes erfolgt durch den Tränenfilm und dem Kammerwasser; die nervale, sensorische Versorgung erfolgt durch den Ramus nasociliaris des ersten Trigeminusastes. Ihre mechanische Widerstandsfähigkeit ist durch eine spezielle Kollagenstruktur bedingt, die sich von Haut und Sklera unterscheidet.

Die Transparenz erreicht die Hornhaut, die zu etwa 80% aus Wasser besteht, durch Hydratation regulierende Endothelzellen.

Der horizontale Durchmesser der Hornhaut ist beim Menschen etwas größer als der vertikale Durchmesser (ca. 11,8 mm: 11,3 mm). Betrachtet man die Rückfläche der Hornhaut, so findet man in beiden Meridianen einen ungefähr gleichen Durchmesser. Die Vorderfläche der Hornhaut ist nicht überall gleich gekrümmt. Zur Peripherie hin flacht die Hornhaut ab, mehr im nasalen als im temporalen Anteil. Das zentrale Drittel der Hornhaut wird als »optische Zone« bezeichnet und ist annäherungsweise sphärisch. Der Vorderflächenradius beträgt im Durchschnitt 7,8 mm, der Rückflächenradius 6,5 mm. Die Hornhaut hat zentral eine Dicke von ca. 0,55 mm, im Limbusbereich beträgt die Hornhautdicke ca. 0,65 mm.

Mikroskopisch betrachtet zeigt die Hornhaut 5 Schichten (Abb. 13).

- Epithel
- Epitheliale Basalmembran und Bowman-Membran
- Stroma

- Descemet Membran
- Endothel

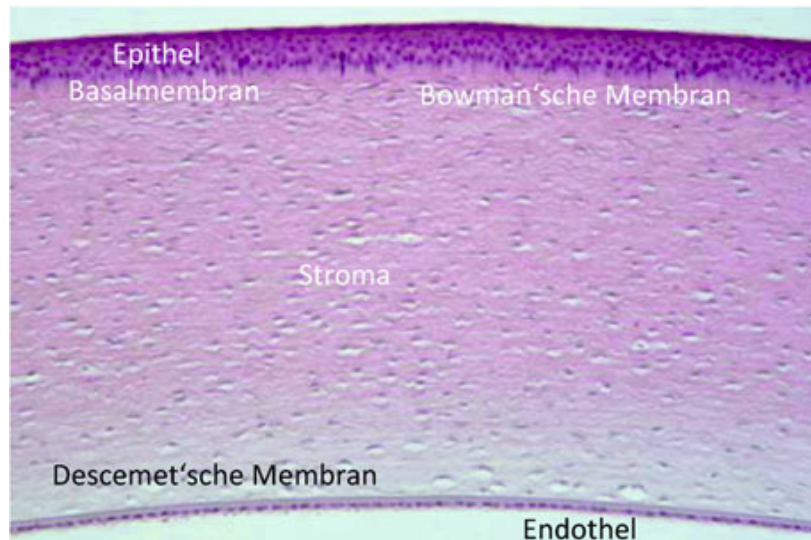


Abb. 13 Anatomie der Hornhaut. Histologisches Bild der Hornhautschichten.

Die Brechkraft der Hornhaut beträgt etwa 2/3 der Gesamtbrechkraft des Auges (ca. 43 dpt). Zahlreiche Methoden der refraktiven Chirurgie beruhen auf einer Veränderung der Vorderfläche der Hornhaut [91]

2.5.2 Linse (Lens)

Die Linse ist ein transparentes, bikonvexes Organ, das aus Kapsel, Epithel, Rinde und Kern besteht. Sie wird von der Zonula in ihrer Position zwischen Iris und Glaskörperraum gehalten und hat die Fähigkeit, Licht zu brechen, weil ihr Brechungsindex (ungefähr 1,4 im Zentrum und 1,36 in der Peripherie) verschieden von dem des Kammerwassers und des Glaskörpers (1,336) ist. Die Linse misst ungefähr 9 mm im Durchmesser und ist im Zentrum ca. 4 mm dick. Die Dicke der Linse ändert sich mit der Akkommodation.

Die vordere Oberfläche der Linse ist weniger konvex als die hintere. Das Zentrum der Linsenvorderfläche wird vorderer Pol genannt und das der Linsenrückfläche hinterer Pol. Die Linse besteht aus Kapsel, Epithel und Linsenfasern. Unter der vorderen Linsenkapsel und am Linsenäquator befindet sich das einschichtige Linsenepithel. Der Rest der Linse besteht aus den Linsenfasern, die aus anderen Epithelzellen entstanden sind. Es gibt daher kein hinteres Epithel. Die Linsenkapsel ist eine elastische transparente Basalmembran mit einer Dicke zwischen 5 μm (am hinteren Linsenpol) und 25 μm (periäquatorial) aus Kollagen Typ IV, die die Linse umgibt. Die vordere Kapsel ist am dicksten in der mittleren Peripherie und am dünnsten am vorderen Linsenpol. Auf der hinteren Linsenoberfläche ist die Kapsel ebenfalls im Bereich des Pols am dünnsten und wird zur Peripherie hin dicker. Die zentralen Linsenfasern werden Linsenkern (Nukleus) und die mehr peripheren Fasern Linsenrinde (Kortex) genannt. In der Embryonalphase wird die fetale Linse zuerst als eine Verdickung des Oberflächenektoderms, das über dem Augenbläschen liegt, sichtbar. Diese ektodermale Verdickung bildet das Linsenbläschen, aus dem sich die Linse entwickelt. Neue

Linsenfasern werden während des ganzen Lebens gebildet, und der Kern der Linse wird mit dem Alter zunehmend härter und gelblich gefärbt (Kernsklerose). Die konstante Neubildung von Linsenfasern sorgt für eine kontinuierliche Zunahme der Linsengröße. Die Linse wächst während des gesamten Lebens, indem das Linsenepithel neue klare Linsenfasern mit hexagonalem Querschnitt erzeugt, die sich schalenartig übereinanderschichten und die Linsenrinde bilden. Die ältesten Fasern bilden den Linsenkern. Bei der Geburt beträgt der äquatoriale Durchmesser der Linse ca. 6,4 mm, die zentrale antero-posteriore Dicke 3,5 mm und das Gewicht ca. 90 mg. Die erwachsene Linse misst ca. 9 mm äquatorial und 5 mm antero-posterior und wiegt etwa 255 mg. Die Linse ist eine avaskuläre Struktur, die für ihre Ernährung von Diffusion aus dem Kammerwasser und dem Glaskörper, in die die metabolischen Produkte der Linse in der entgegengesetzten Richtung diffundieren, abhängig ist. Die Linsenkapsel bildet eine semipermeable Membran, so dass die Linse in einem hypotonen Medium anschwillt und in einem hypertonen Medium schrumpft. Die Linsenfasern und das Linsenepithel besitzen aktive Transportmechanismen, die dazu tendieren, die Linse unter normalen Umständen dehydriert zu halten. Die Linse enthält verhältnismäßig mehr Kalium und weniger Natrium als das Kammerwasser oder der Glaskörper. Im fernakkommodierten Zustand trägt die Linse ungefähr 15–20 dpt zur Gesamtbrechkraft des Auges von ca. 60 dpt bei. Mit zunehmendem Alter nimmt der relative Anteil der Linsenrinde zu, da die Größe des Linsenkerns konstant bleibt. Gleichzeitig nimmt die Linse eine stärker gekrümmte Form an, so dass ältere Linsen theoretisch eine stärkere Brechkraft haben müssten. Dieser Effekt wird jedoch mutmaßlich durch eine altersbedingte Änderung des Brechungsindex ausgeglichen, wahrscheinlich aufgrund von Anreicherung unlöslicher Proteinpartikel in der Linse [92].

2.5.3 Glaskörper

Der Glaskörper ist ein Hydrogel, und das Wasser, das 99% seines Volumens ausmacht, wird von einem Gerüst aus Kollagenfibrillen und Hyaluronsäure in einem Gelzustand gehalten. Er füllt das hintere Segment des Augapfels aus und wird begrenzt von der Hinterfläche der Linse und Zonula, der Pars plana corporis ciliaris, der Netzhaut und dem Sehnerven. Der äußere Teil des Glaskörpers (Kortex) hat die größte Konzentration von Kollagenfasern. Die Mehrheit dieser Fasern laufen parallel zur Oberfläche der Retina, einige sind jedoch mit der Membrana limitans interna der Netzhaut verwachsen. Die Kollagenfibrillen sind verantwortlich für die feste Anhaftung des Glaskörperrands an der peripheren Retina, der Pars plana corporis ciliaris und dem Sehnerven. Weniger häufig kommen feste Anheftungen auch zwischen der Glaskörperrinde und den Netzhautgefäßen und der Makula vor. An diesen Stellen kann der Glaskörper, wenn er sich mit zunehmendem Alter zusammenzieht, Zug auf die Retina ausüben und dadurch einen Netzhautriss verursachen. Das Zentrum des Gels enthält weniger Kollagen als die Rinde und die Kollagenfibrillen sind zu Bündeln verdichtet. Diese Bündel laufen vorwärts von der Papille. Es gibt drei größere Bündel. Der Tractus hyaloideus inseriert in die Rückfläche der Linse, die anderen beiden größeren Bündel im Ziliarkörper. Eine Blut-Glaskörper-Schranke ist vorhanden, ähnlich der Blut-Kammerwasser- oder Blut-Hirn-Schranke. Sie verhindert den freien Austausch der größeren Moleküle zwischen Plasma und Glaskörperrand. Diese Barriere existiert wegen der Zonulae occludentes, die zwischen den Endothelzellen der retinalen Gefäße, den Zellen des Pigmentepithels und dem inneren Endothel der Ziliarfortsätze bestehen. Die Barriere ist bei Erkrankung der retinalen Gefäße und z. B. bei diabetischer Retinopathie gestört. Die Schranke beeinflusst auch die Penetration von systemischen Antibiotika in den Glaskörper [93].

2.5.4 Netzhaut (Retina)

Die Netzhaut ist ein vorgeschobener Abschnitt des Gehirns. Sie besteht aus zwei Teilen, getrennt durch die Ora serrata. Die Pars caeca („blinder Teil“) bildet das vordere Drittel der Netzhaut und entbehrt sich direkter Lichteinstrahlung. Die Pars optica ist der Abschnitt der Sinnes- und Nervenzellen. Diese ist beim Menschen, wie bei allen Wirbeltieren, invers aufgebaut, d.h. das einfallende Licht und die Erregungsleitung verlaufen in entgegengesetzter Richtung, was bedeutet, dass die eigentlichen Photorezeptoren am weitesten vom Licht entfernt liegen.

Die Pars optica besteht aus verschiedenen Zelltypen, u.a. aus Photorezeptoren, Bipolarzellen, Horizontalzellen, Ganglienzellen, Müller-Zellen und amakrinen Zellen. Sie bilden zusammen ein komplexes dreidimensionales Zellnetzwerk, das eine funktionelle Einheit darstellt.

In der menschlichen Netzhaut wird aufgrund unterschiedlich gebauter Rezeptorfortsätze zwischen Stäbchenzellen (ca. 120 Millionen) und Zapfenzellen (ca. 6-7 Millionen) unterschieden.

Die viel zahlreicher vorkommenden Stäbchenzellen dienen vor allem dem Schwarz-Weiß-Sehen bei schwacher Beleuchtung (skotopisches Sehen), während die weniger zahlreichen Zapfenzellen über drei verschiedene Sehpigmente verfügen, die unterschiedliche Absorptionsmaxima besitzen und so das trichromatische (Farben-) Sehen ermöglichen.

Als „gelben Fleck“ oder Macula lutea bezeichnet man ein ca. 3 mm im Durchmesser großes, zentrales Areal der Netzhaut. Dort erhöht sich die Konzentration der Zapfenzellen zunehmend.

Die Stelle des schärfsten Sehens, die Fovea centralis, die wiederum zentral innerhalb der Macula lutea liegt, besitzt nur Zapfenzellen, die hier dichter stehen als in der Peripherie der Netzhaut [99].

Schematischer Aufbau der Retina

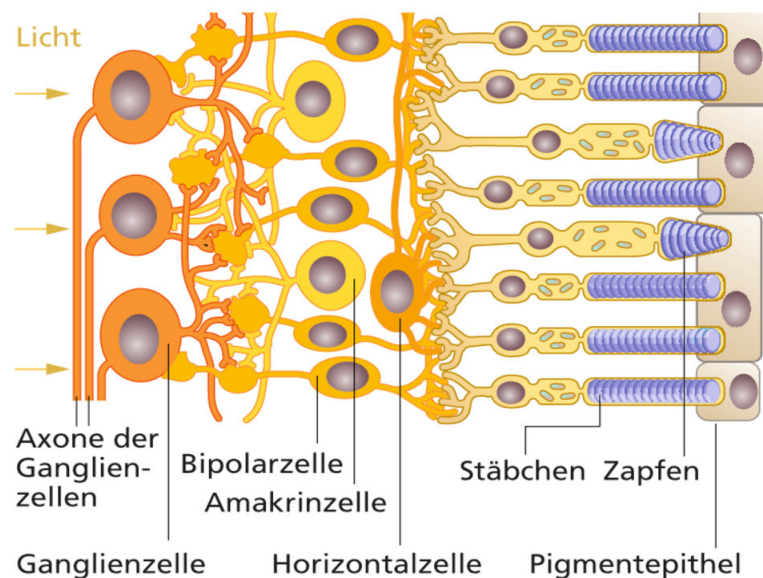


Abb. 14 Schematischer Aufbau der Retina

http://www.duden.de/_media_/full/Z/Zapfen-201020622929.jpg

2.6 Fehlsichtigkeiten

Das dioptrische System des menschlichen Auges hat die Aufgabe der Abbildung der Sehdinge im Raum optimal auf der Netzhaut abzubilden. Eine funktionell relevante Beeinträchtigung der retinalen Abbildungsqualität durch sphärische und astigmatische Defokussierung wird als Ametropie (Fehlsichtigkeit) bezeichnet.

Ametropien entstehen durch ein Missverhältnis von Brechwert und Achslänge des Auges. Besteht eine Ametropie und ist die Baulänge des Auges im Verhältnis zum Durchschnittswert zu lang oder zu kurz, liegt eine Achsenametropie vor. Achsenametropien ziehen sphärische Fehlsichtigkeit nach sich, die bei hohen Abweichungen teilweise extreme Ausmaße annehmen können.

Ist bei normaler Achslänge die Hornhautkrümmung oder der Brechwert der Linse zu stark oder zu gering, liegt eine Brechwertametropie vor. Reine Brechwertametropien ziehen im Normalfall oft keine hohe Fehlsichtigkeit nach sich, können allerdings unter pathologischen Bedingungen (Keratokonus, Cornea plana) beträchtlich sein.

Hornhaut und Linse sind überdies der Ursprung für nicht-sphärische Abbildungsfehler wie Astigmatismus und Aberrationen höherer Ordnung (letztere traditionell als irregulärer Astigmatismus bezeichnet). In praxi liegen – gemessen an den Durchschnittswerten – meistens gemischte Fehlsichtigkeiten vor. Auch kann die bei abweichender Achslänge zu erwartende Fehlsichtigkeit durch eine „günstige“ Hornhautkrümmung vermindert oder ganz kompensiert sein [94].

2.6.1 Emmetropie

Ein Auge wird als normalsichtig oder emmetrop bezeichnet, wenn es ohne Akkommodationsaufwand einen optisch unendlich weit entfernten Gegenstand bei entspannter oder neutraler Augenlinse scharf abbildet. Das bedeutet im Sinn der geometrischen Optik, dass sich parallel einfallende Lichtstrahlen (Lichtquelle in großer Entfernung) genau in einem Punkt der Netzhaut schneiden. Dies ist der Fall, wenn die refraktive Kraft der Augenlinse und die Achsenlänge des Bulbus oculi in idealem Verhältnis stehen [83]

2.6.2 Ametropie

Ametropie bezeichnet den Zustand, bei dem ein optischer, im Unendlichen liegender Gegenstand, bei entspannter Augenlinse nicht scharf auf der Retina abgebildet wird. Es liegt ein refraktiver Fehler vor, der seine Ursachen entweder in einem Missverhältnis von Brechkraft und Achsenlänge des Bulbus oculi (Myopie und Hyperopie), einem zylindrischen Fehler der Cornea (Astigmatismus) oder in der verringerten Verformbarkeit der Augenlinse (Presbyopie) hat oder es liegt eine Kombination der genannten Ursachen vor.

2.6.3 Myopie und Hypermetropie (Hyperopie)

Das myope (kurzsichtige) Auge ist im Verhältnis zu seinem Brechwert zu lang. Somit werden die von einem im unendlichen entfernten Objekt ausgehenden parallelen Lichtstrahlen in einem auf die Ferne akkommodiertem Auge vor der Netzhaut abgebildet und dadurch nicht optimal abgebildet. Umgekehrt ist dies bei einem hyperopen (weitsichtigem) Auge der Fall. Hier wird das Bild theoretisch hinter der Netzhaut abgebildet [95]

2.6.4 Astigmatismus

Besitzt das Auge in unterschiedlichen Meridianen (Hauptschnitten) einen unterschiedlichen Brechwert, so werden die Lichtstrahlen abhängig vom Meridian in unterschiedlicher Entfernung von der Netzhaut vereinigt. Da in einem solchen Auge keine punktförmige Abbildung, sondern zwei Brennlinien entstehen, bezeichnet man diese Fehlsichtigkeit als Astigmatismus (Stabsichtigkeit). Beim klassischen regulären Astigmatismus stehen die beiden Hauptschnitte und somit auch die Brennlinien senkrecht zueinander. Da die Lage der Hauptschnitte variieren kann, wird sie mittels einer Achsenlage angegeben [96].

2.6.5 Presbyopie

Presbyopie oder Altersweitsichtigkeit ist eine altersabhängige visuelle Beeinträchtigung, welche aus der graduellen Abnahme der Akkommodationsfähigkeit des Auges im Alter entsteht. Dies kann die Sehschärfe und die Lebensqualität dieser Patienten beeinträchtigen. Die Amplitude der Akkommodationsfähigkeit nimmt soweit ab, dass die alltäglichen Aufgaben im Nahbereich, wie das Lesen, erschwert oder unmöglich sind. Presbyopie ist ein bekanntes Problem seit dem Altertum, sodass schon Plutarchus 100 v. Chr. über den zu Grunde liegenden Mechanismus spekulierte [3].

Jeder Mensch entwickelt im Laufe des Lebens Symptome einer Presbyopie, wenn auch die Symptome und das Ausmaß variieren. Der Hauptrisikofaktor ist das fortschreitende Alter, obwohl auch Krankheit, Trauma und Medikation als weitere Faktoren zu nennen sind [4]. Tabelle 1 zeigt die häufigsten Ursachen für Presbyopie [5-18].

Presbyopie wird klassischerweise als das Resultat einer Verhärtung der Linse angesehen, aber auch andere Gründe wurden beschrieben, wie z.B. Veränderungen der Gewebeelastizität und des Ziliarkörpers [4, 19-22].

<u>Alter</u>	Typischerweise erfolgt eine Beeinträchtigung ab dem 40. Lebensjahr
<u>Hyperopie</u>	Zusätzliche Akkommodation erforderlich (wenn unkorrigiert)
<u>Beruf</u>	Bei ausgeprägter Arbeit im Nahbereich
<u>Geschlecht</u>	Früherer Beginn bei Frauen (kleinere Statur, Menopause)
<u>Trauma oder Augenkrankheit</u>	Schäden oder Verlust der Linse, Zonulafasern oder Ziliarmuskel
<u>Systemische Erkrankung</u>	Diabetes Mellitus (Linse, refraktive Effekte); Multiple Sklerose (gestörte Innervation); kardiovaskuläre Unfälle (gestörte akkommodative Innervation); vaskuläre Insuffizienz; Myasthenia Gravis; Anämie; Influenza; Masern
<u>Medikamente</u>	Verringerte Akkommodation sind Nebenwirkungen von verschreibungspflichtigen und nicht-verschreibungspflichtigen Substanzen (z.B. Alkohol, Chlorpromazin, Hydrochlorothiazid, Anxiolytika, Antidepressiva, Antipsychotika, Antispasmodika, Antihistamine, Diuretika)
<u>Iatrogene Faktoren</u>	Scatter (panretinal) Laser Photocoagulation; intraokulare Operation
<u>Geographische Faktoren</u>	Nähe zum Äquator (höhere durchschnittliche Temperaturen, höhere Exposition von ultravioletter Strahlung)
<u>Sonstige</u>	Mangelernährung, Dekompressionskrankheit, Umgebungstemperatur

Tab. 1 Risikofaktoren für Presbyopie

Einen wichtigen Anteil am Fortschreiten der Presbyopie haben die Verringerung der Linsenviskoelastizität und das Linsenwachstum, welches mit steigendem Alter voranschreitet [24]. Dieser Verlust der Linsenelastizität ist zumindest teilweise auf die Oxidation von Proteinen der Sulfhydrylgruppe innerhalb der Faserzellen durch Querverbindungen von zellulären Intraproteinen zurückzuführen, welche mit der Zeit zum Amplitudenverlust der Akkommodation beiträgt [25-30]. Das Linsenwachstum erhöht den Anteil der nicht-elastischen Masse, die Formveränderungen durchführen müssen, um die Akkommodation zu ermöglichen. Embryogenetisch geht die Augenlinse aus einer inversen epidermalen Schicht hervor, die stetig neue Zellen erzeugt [32]. Ungleich der Haut, die ständig die alten Zellen abwirft, werden die neuen Zellen der Linse auf der Linsenoberfläche abgelagert, analog zum Stamm eines Baumes, wo auch erhöhter Abstand zur Oberfläche mit erhöhtem Zellalter korreliert. Die alten Zellen elongieren und werden immer mehr bandförmig. Sie verlieren all ihre Organellen und den metabolischen Apparat, der mit Zellwachstum und Zellteilung assoziiert ist. Zurück bleiben Zellen mit hoher Konzentration an Proteinen. Neue Zellen werden kontinuierlich über die alten abgelegt, welche dann nach innen verdrängt werden und

somit spezialisierte und differenzierte Epithelzellen bilden, die sich im Querschnitt als flache, hexagonale Zellen darstellen. Sie besitzen Querverbindungen zueinander, um ihre relative Orientierung zu bewahren [33].

Die derzeitigen Behandlungsmethoden der Presbyopie beruhen auf der Basis der refraktiven Korrektur durch optische Sehhilfen oder auf chirurgischen Eingriffen.

Zur Zeit existieren keine pharmazeutische oder alternative Heilmethoden, welche die natürliche Alterung der Linse aufhalten oder umkehren könnten.

Goertz et al. zeigen in ihrer Studie, dass Presbyopie negative Auswirkungen auf die Lebensqualität hat, auch dann, wenn die Presbyopie durch eine Lesebrille korrigiert wurde [31].

2.7 Intraokulare Linsen (IOL)

Die erste intraokulare Linse wurde 1949 von Sir Harold Ridley im St. Thomas Krankenhaus in London implantiert [34]. Hersteller war die Firma Rayner aus Brighton, East Sussex im Vereinigten Königreich. Man verwendete das Material Polymethylmethacrylat, welches gute Biokompatibilität bewies, was Ridley bei Untersuchungen von verletzten Royal Air Force Kampfpiloten aus dem 2. Weltkrieg beobachtete. Ridley's frühe Versuche waren jedoch wenig erfolgreich. Zum einen konnte das zur Sterilisation der Implantate verwendete Cetrimid durch Absorption in der intraokularen Linse und spätere Abgabe in das umliegende Gewebe eine Uveitis posterior hervorrufen, zum anderen stellte sich die Zentrierung und Fixierung der Linse und die Operationstechnik als sehr fordernd heraus.

Gerade die Fixierung blieb ein großes Problem bis 1975 Shearing die Polypropylen Haptik für die Insertion im Kapselsack einführte. Erst danach konnten die Komplikationsraten verringert werden und intraokulare Linsen fanden mehr und mehr breitere Akzeptanz und Verwendung. Tabelle 2 zeigt eine kurze historische Übersicht der geschichtlichen Entwicklung von intraokularen Linsen [45].

I	1949-1954	Original Ridley Hinterkammerlinse
II	1952-1962	Frühe Vorderkammerlinse
III	1953-1975	Iris gestützte Linsen
IV	1963-1990	Intermediäre Vorderkammerlinse
V	1975-1990	Verbesserte Hinterkammerlinse
VI	1990-heute	Moderne intrakapsuläre Hinterkammerlinse und moderne Vorderkammerlinse

Tab. 2 Entwicklung von Intraokularlinsen

2.7.1 Materialeigenschaften von IOL

IOL müssen hoch transparent, biokompatibel, alterungsbeständig und gut zu bearbeiten sein. Die modernen Acryl-Kunststoffe und Silikon-Elastomere erfüllen diese Anforderungen.

2.7.2 Filterfunktion

Beim natürlichen Auge werden beim Alterungsprozess protektive Chromophoren in die Linse eingelagert welche die Linse gelblich färbt und so kurzwelliges, blaues Licht teilweise herausfiltert. Dies bewirkt eine Reduktion der Konzentration von blauem Licht, welches auf die Netzhaut trifft

und somit die Netzhaut schützt. Moderne IOL besitzen einen UV- und Blaulichtfilter, der normalerweise der Filterfunktion eines erwachsenen Auges entspricht und somit einer beschleunigten Makuladegeneration entgegenwirkt.

2.8 Multifokale Intraokularlinsen (MIOL)

Multifokale Intraokularlinse sind eine neuere Erscheinung bei den Intraokularlinsen [35]. Erste Versionen von multifokalen Intraokularlinsen bereiteten einige Schwierigkeiten. Die Zentrierung dieser Linsen musste im Vergleich zu monofokalen Linsen wesentlich exakter erfolgen. Außerdem waren frühe Versionen von MIOL nicht faltbar und benötigten daher eine vergleichsweise große Inzision, was das Risiko eines operativ induzierten Astigmatismus erhöhte [35-43]. Inzwischen ist die Entwicklung von MIOL weiter fortgeschritten und die wesentlichen Schwierigkeiten wurden durch die Weiterentwicklungen der Linsen und der Operationstechniken beseitigt, beziehungsweise minimiert.

Wilkins zeigte in seiner Studie, dass bei einer Großzahl von Patienten eine Unabhängigkeit von Sehhilfen nach bilateraler Katarakt Operation unter Verwendung von MIOL erreicht werden kann. Jedoch war die Notwendigkeit des Linsenaustausches ungleich höher bei MIOL (5,7% zu 0%) als bei der Patientengruppe, die monofokale Implantate erhielt [44].

Eine weitere Studie von Lane ergab eine komplette Unabhängigkeit von Sehhilfen von 80% der Patienten nach bilateraler Katarakt Operation und Einsatz von AcrySof ReSTOR IOL. Die Vergleichsgruppe erhielt monofokale IOL (AcrySof monofocal, AMO ReZoom, Array zonal refractive, oder Crystalens) und erzielte geringere Unabhängigkeit von Sehhilfen [46].

Diese und andere Studien zeigen den Fortschritt von MIOL und deren Anwendung. Probleme bereiten jedoch noch die Beseitigung von optischen Nebeneffekten wie z.B. Halos und Glare [46], sowie die verringerte Kontrastsensitivität [47].

2.8.1 Refraktive bifokale oder multifokale IOL

Refraktive Bifokal- oder Multifokal- IOL haben auf ihrer Optik zwei oder mehrere ringförmige sphärische Zonen unterschiedlicher Refraktion. Der Nahteil ist in der Regel im Zentrum der Linsenoptik lokalisiert. Durch die beim Blick in die Nähe auftretende Miosis soll vorwiegend der Nahteil wirksam werden, beim Blick in die Ferne mit weiterer Pupille der Fernteil. Die Wirkung ist von der Zentrierung der multifokalen IOL und dem Pupillendurchmesser abhängig [97]

2.8.2 Diffraktive multifokale IOL

Diffraktive multifokal IOL teilen das einfallende Licht auf zwei Brennpunkte auf, einen für die Nähe und einen für die Ferne, und sind damit eigentlich Bifokallinsen. Sie besitzen außer der für die Fernrefraktion wirksamen refraktiven Oberfläche eine diffraktiv wirksame Oberflächenstruktur aus konzentrischen ringförmigen Stufen auf der Vorder- oder Rückfläche, die durch Beugung (Diffraktion der 0. und 1. Ordnung) der einfallenden Lichtstrahlen einen zweiten Fokus für die Nähe erzeugen. Ca. 20% des Lichts gehen als Streulicht verloren. Die korrespondierende Stärke der Diffraktion 0. Ordnung wird genutzt, um Abbildungen in der Ferne darzustellen, während die korrespondierende Stärke der Diffraktion 1. Ordnung zur Nahsicht dient. Weil jede Zone der IOL sowohl zum Fern- als auch zum Nahfokus beiträgt, ist die Bifokalität weitgehend unabhängig vom Pupillendurchmesser. Zur weitestgehenden Vermeidung

von unerwünschten optischen Effekten wie Glare und Halos werden bei neueren diffraktiven multifokalen IOL die Stufenhöhen der diffraktiven Ringe zum Rand hin progressiv reduziert (apodisierte diffraktive Optik) [98].

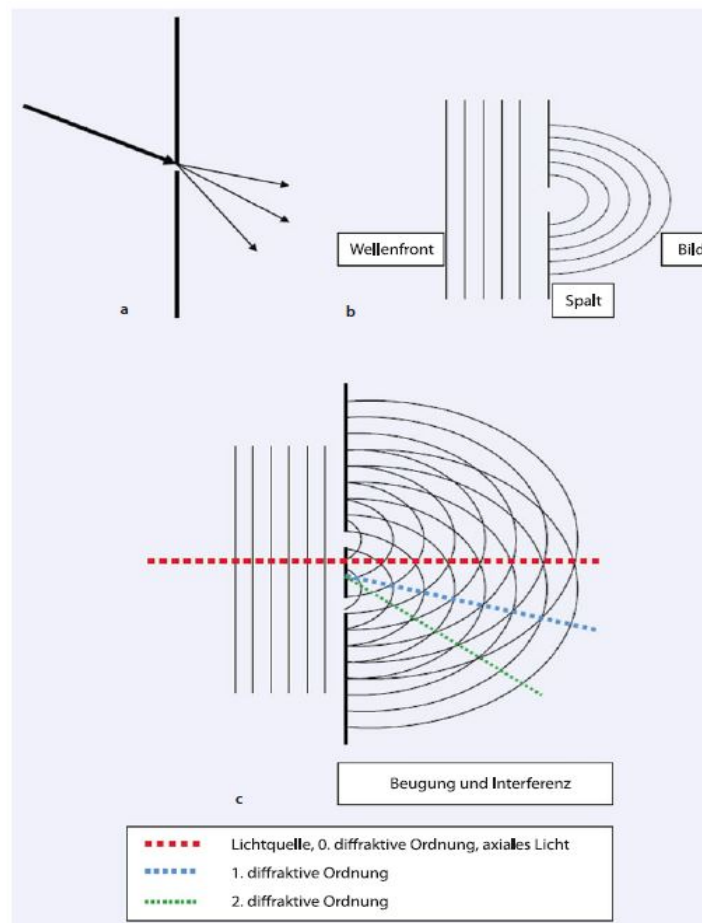


Abb. 15 Schematische Darstellung der Diffraction. **a** Beugung der Lichtstrahlen an einem Spalt. **b** Entstehung einer neuen Wellenfront. **c** Die Überlagerung der Wellenfronten führt zu Interferenzerscheinungen. Aus den Maxima der Interferenzen entstehen bei der Multifokallinse der Nah- und Fernfokus. [98]

2.8.3 Refraktive diffraktive multifokale IOL

Zur weiteren Verbesserung und Reduzierung der Nebeneffekte werden bei neuen MIOL refraktive und diffraktive Technologie vereint. Refraktive diffraktive MIOL besitzen in der Peripherie eine refraktive Zone und im Zentrum eine diffraktive Zone.

Mit Apodisierung kann der Prozentsatz des Lichtes, der den Nahfokus und den Fernfokus erreicht, abhängig von der Pupillenöffnung des Patienten, modifiziert werden. Dies bedeutet, dass bei großer Helligkeit und somit kleiner Pupillenöffnung das Licht von der MIOL ähnlich gleich auf Nah- und Fernfokus verteilt wird. Bei reduzierter Helligkeit und somit vergrößerter Pupillenöffnung wird weniger Licht auf den Nahfokus verteilt und die refraktive Zone leitet das Licht zum Fernfokus. Durch dieses Design soll verhindert werden, dass das Licht mit der gleichen Intensität Nah- und Fernfokus erreicht, sondern je nach Pupillengröße des Patienten unterschiedlich aufgeteilt wird [100].

2.9 Patientenzufriedenheit

Eine der größten Schwierigkeiten beim Umgang mit Untersuchungen der Patientenzufriedenheit ist die noch immer nicht vollständig gelungene Definition des Begriffes. Zetkin und Schaldach definieren Patientenzufriedenheit als einen Begriff „zur Kennzeichnung der sozialen Qualität der medizinischen Betreuung“. Patientenzufriedenheit hänge wesentlich von der Fähigkeit des Arztes ab, mit dem Patienten zu kommunizieren, insbesondere ihn über die Entstehung und den Verlauf seiner Krankheit zu unterrichten und ihn in die Therapie mit einzubeziehen. Es bestehe ein enger Zusammenhang der Patientenzufriedenheit mit den Begriffen Compliance und Akzeptanz [55]. Wüthrich-Schneider definiert Patientenzufriedenheit als „Reaktion der medizinisch Behandelten zu hervorstechenden Aspekten der Dienstleistung“. Ihrer Meinung nach kann Patientenunzufriedenheit entweder durch ein Ereignis, das nicht hätte vorkommen sollen oder durch eine wünschenswerte Situation, die nicht eingetreten ist, entstehen [57].

Blum unterscheidet bei der Messung der Patientenzufriedenheit drei Ebenen: die Struktur-, die Prozess- und die Ergebnisqualität. Die Strukturqualität bezieht sich auf die Elemente, die als Voraussetzung für eine hochwertige Leistungserbringung vonnöten sind. Dazu zählen zum einen die weitgehend behandlungsunabhängigen Eigenschaften einer medizinischen Einrichtung wie z.B. Art, Anzahl und Qualifikation der Mitarbeiter (personale Elemente), die finanzielle und infrastrukturelle Ausstattung (materielle Elemente), aber auch Organisationsaufbau und –planung (organisatorische Elemente). Die Prozessqualität bezieht sich währenddessen auf die behandlungsabhängigen Eigenschaften einer medizinischen Einrichtung. Sie erstreckt sich gleichermaßen auf die technische Qualität der Behandlung als auch auf die nichtmedizinischen Aspekte des Versorgungsablaufs. Die Ergebnisqualität schließlich richtet sich sowohl auf die technische Versorgungsqualität als auch auf das Ergebnis der medizinischen Behandlung und wird somit in einem hohen Maße durch die Prozessqualität bestimmt [56, 57].

Das Verständnis von subjektiver Patientenzufriedenheit wird schon seit längerer Zeit als essentieller Faktor zur Verbesserung der Behandlungsmethoden angesehen [50]. Die Arbeit von Donabedian aus dem Jahre 1980 identifizierte die Wichtigkeit der Patientenzufriedenheit und lieferte weiterhin die Basis für die Erforschung von Qualitätssicherung im Gesundheitswesen [48]. Die Wichtigkeit der Messung der Patientenzufriedenheit wurde durch Lin und Kelly [49] hervorgehoben. Jedoch ist das Konzept der Zufriedenheit sehr kompliziert, egal in welchem Bereich, und stellt ein noch zu definierendes komplexes Model dar. Eine Definition von Zufriedenheit ist die Kongruenz von Erwartung gegenüber Erfüllung dieser [50]. In der Vergangenheit wurden meist Fragebögen zur Zufriedenheit benutzt, ohne jedoch sicherzustellen, dass die Validität dieser Methode auch wissenschaftlich fundiert war. Hawthorne kam 2006 in seiner Studie zur Patientenzufriedenheit zu dem Schluss, dass keine der von ihm untersuchten Methoden in der Literatur als zufriedenstellend anzusehen sind. Zudem wurde, oder wird, die Qualität im Gesundheitswesen oftmals zu sehr von Seiten der klinischen Ergebnisse untersucht und die Wahrnehmung der Patienten nicht mit einbezogen [52]. Nach Crowe macht die subjektive gefühlsbedingte Komponente der Patientenzufriedenheit deren Messbarkeit zu einem „wahrscheinlich hoffnungslosen Unterfangen“ und Forschung auf diesem Gebiet sehr anfällig für Fehler, da die Präzision fehlt [53]. Dies geht zu Lasten von exakter Wissenschaft und viele wissenschaftliche Studien erhalten somit einen reinen exploratorischen Charakter [54].

In den letzten Jahren hat sich die Methodik jedoch weiterentwickelt und standardisiert. Der Patient Benefit Index (PBI) ist ein Fragebogen, mit dem der patientenrelevante Nutzen medizinischer Behandlungen erhoben werden kann. Er erfasst die Wichtigkeit verschiedener Therapieziele sowie das Ausmaß der Zielerreichung durch die Behandlung. Der PBI wurde für die Verwendung in

klinischen und versorgungswissenschaftlichen Studien entwickelt [58]. Der PBI zeichnet sich dadurch aus, dass qualitative und quantitative Validität gegeben ist. Der PBI 2.0 ist die aktuellste Variante dieses Fragebogens [59]. In der heutigen Literatur findet der PBI und PBI 2.0 bisher jedoch hauptsächlich Verwendung in der Dermatologie.

2.9.1 Der Begriff „patientenrelevanter Nutzen“

Der Nutzen in der Medizin stellt nach Augustin und Rychlik ein Maß für die Erfüllung von Bedürfnissen oder Zielsetzungen der Akteure im Gesundheitswesen dar [61]. Zur Beurteilung kommen die Sichtweisen von Patient, Arzt, Krankenversicherungen und der Gesellschaft insgesamt in Betracht [59].

Der patientenrelevante Nutzen wird primär über die Veränderung der Lebensqualität bewertet. Hierbei ist die allgemeine gegenüber der gesundheitsbezogenen Lebensqualität zu unterscheiden. Gesundheitsbezogene Lebensqualität kann verstanden werden als Selbstbericht von sozialen, psychischen, körperlichen und alltagsnahen Aspekten von Wohlbefinden und Funktionsfähigkeit [62]. Hierzu werden Patientenfragebögen verwendet (Patient Reported Outcomes).

Lange Zeit wurde der patientenrelevante Nutzen nicht als wichtiger oder sogar der wichtigste Bestandteil einer Behandlung angesehen. Beurteilt wurde die Therapie vom behandelnden Arzt und wissenschaftlich-klinische Studien setzten auf klinisch erfassbare Daten. 2004 jedoch wurde unter dem GMG (Gesetz zur Modernisierung der gesetzlichen Krankenkassen) die Nutzenbewertung im Bereich der gesetzlichen Krankenkassen dem Gemeinsamen Bundesausschuss (GBA) übertragen, der wiederum Aufträge zur wissenschaftlichen Nutzenbewertung an das Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen (IQWiG) vergibt. Auch die Sichtweise zur Beurteilung von therapeutischem Nutzen hat sich geändert und der patientenrelevante Nutzen ist nun der primäre Fokus, was sich sowohl in der Gesetzgebung (Sozialgesetzbuch V), als auch in den Verfahrensordnungen von GBA und IQWiG widerspiegelt.

Somit ist der Patient selbst und dessen Sicht auf den therapeutischen Nutzen bei der Beurteilung dessen zum Hauptfaktor geworden. Dies erscheint nur sinnvoll, denn Zschocke konnte aufzeigen, dass die Einschätzung von patientenrelevantem Nutzen von Behandler und Patient stark divergieren können [63].

Obwohl die Behandlung der Patienten in dieser Studie nicht klinisch indiziert ist, bleibt die subjektive Patientenzufriedenheit und der patientenrelevante Nutzen dennoch ein zentraler Gesichtspunkt. Die Erfassung der Patientenzufriedenheit dient hierbei als Indikator für eine erfolgreiche Behandlung und der Qualitätskontrolle wie auch der Optimierung der postoperativen Behandlung. Es stellt sich allerdings die Frage, ob die Erwartungshaltung der Patienten bei einer nicht indizierten Behandlung sich von der einer medizinisch indizierten Behandlung unterscheidet.

3. Patienten und Methoden

3.1 Patienten

Diese retrospektive vergleichende Studie beinhaltet Augen von konsekutiven Patienten. Zwei Patientengruppen werden unterschieden. 32 Augen von 16 akkommodierende Ametropen (AA) Patienten jünger als 40 Jahre mit gut korrigierter Sehschärfe im Nahbereich und Intermediärbereich (DCNVA, DCIVA) bei starker Myopie oder starker Hyperopie (-17,0 bis -4,0 D und +3,0 bis 7,25 D) aber keine Presbyopie, und 60 Augen von 30 presbyope hoch hyperopen (PHH) Patienten älter als 41 Jahre mit einem präoperativem sphärischen Äquivalent (SE) von ≥ 5.00 Dioptrien und mit einer symptomatischen presbyopischen DCNVA von 0.2 logMAR oder schlechter wurden in diese Studie miteinbezogen. All diese Patienten erhielten bilateral eine diffraktive asphärische MIOL (ATlisa 809 (Zeiss GmbH)) im Zeitraum von Mai 2011 bis August 2014. Die Operationen wurden an vier verschiedenen Standorten der Firma „Care Vision“ in Deutschland von fünf Chirurgen in Zusammenarbeit mit dem Institut für Augenheilkunde des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf durchgeführt. Augen mit einem photopischen Pupillendurchmesser von weniger als 2,0 mm, eine vorausgehende chirurgische Behandlung der Augen oder andere okuläre Pathologien wurden nicht mit MIOL behandelt.

Postoperativ wurde bei 31 Patienten eine Restfehlsichtigkeit festgestellt, unterteilt in 21 Patienten (70%) der PHH Gruppe und 10 Patienten (62,5%) der AA Gruppe (Chi Square: $p=0,507$). Diese Restfehlsichtigkeit wurde vor der Nachuntersuchung nach einem Jahr durch LASIK korrigiert. Weiterhin wurde bei 17 Patienten (8 (27%) PHH gegenüber 9 (56%) AA (Chi-Square: $p=0,048$)) eine posteriore Kapseltrübung diagnostiziert, welche dann mit YAG-Kapsulotomie behandelt wurde.

Die Endergebnisse der Sehweite und der subjektiven Beurteilung durch die Patienten wurden erst erhoben nachdem diese erreicht wurden. Nach Bedarf wurde zuvor bei restlicher Refraktion oder der Entwicklung eines Nachstars eine Behandlung mittels LASIK und/oder YAG-Kapsulotomie durchgeführt. Analysiert wurden nur komplikationslose Fälle, die die Nachuntersuchung nach einem Jahr absolvierten.

Alle Patienten wurden über die nicht medizinische Indikation und mögliche Komplikationen und Nebenwirkungen, inklusive der möglicherweise notwendigen LASIK Operation oder Kapsulotomie, hinreichend aufgeklärt und gaben ihre schriftliche Einwilligung für RLE und MIOL Operationen in beiden Augen. Alle Datensätze wurden vor der Analyse anonymisiert und die Patienten gaben präoperativ ihre schriftliche Einwilligung zur Verwendung ihrer Daten. Diese Studie folgt den Richtlinien der Deklaration von Helsinki.

Geschlecht	N	%
Weiblich	26	57
Männlich	20	43

Tab. 3 Geschlechterverteilung

3.1.1 Fragebogen

Bei der Abschlussuntersuchung nach einem Jahr erhielt jeder Patient einen Fragebogen zur Einstufung der eigenen Sehkraft und Zufriedenheit (SELMI, Subjective Evaluation at Last Follow-up of Patient with Multifocal IOL). Er besteht aus sieben Fragen und wurde entwickelt, um die subjektive Einschätzung der Sehleistung der Patienten in Bezug auf Tätigkeiten wie Lesen (Nahsicht) und Arbeiten am Computer (mittlere Distanz) ohne zusätzliche Sehhilfe und Autofahren bei Nacht zu erfragen. Der Fragebogen erfasst außerdem die Einschätzung der Patienten bezüglich des präoperativen Lebensstils in Hinsicht auf die Sehschärfe bei skotopischen Verhältnissen während des Autofahrens und der Sehschärfe bei Nahsicht und bei mittlerer Distanz. Großen Wert wurde hierbei auf die Bewertung des Autofahrens bei Nacht, Unabhängigkeit von Sehhilfen und natürlich die Gesamtzufriedenheit, verbunden mit der Frage, ob sich der Patient mit der gleichen Technik wieder behandeln lassen würde, gelegt.

Abbildungen 16 und 17 zeigen den Patientenfragebogen.

FRAGEBOGEN

FÜR PATIENTEN MIT MULTIFOKALLINSEN-IMPLANTATEN

1. WIE WAR IHR LEBENSSTIL VOR DER OPERATION?

Bezüglich des Fahrens:

- ☐ Ich fuhr nachts gewöhnlich lange Strecken
- ☐ Ich fuhr nachts gewöhnlich nur in der Stadt
- ☐ Ich fuhr nachts für gewöhnlich nie

Bezüglich der Benutzung von Computern:

- ☐ Ich benutzte ihn weniger als 1 Stunde täglich
- ☐ Ich benutzte ihn 1 bis 2 Stunden täglich
- ☐ Ich benutzte ihn mehr als 2 Stunden täglich

Bezüglich des Lesens:

- ☐ Ich las weniger als 1 Stunde täglich
- ☐ Ich las 1 bis 2 Stunden täglich
- ☐ Ich las mehr als 2 Stunden täglich

2. BEWERTEN SIE IHRE SEHLEISTUNG AUF VERSCHIEDENEN DISTANZEN NACH DER OPERATION:

	Sehr schlecht	Schlecht	Mittel	Gut	Sehr gut
Fernsicht	☐	☐	☐	☐	☐
Mittlere Distanz (Computer)	☐	☐	☐	☐	☐
Nahsicht (Lesen eines Buches)	☐	☐	☐	☐	☐

3. BEWERTEN SIE IHR FAHREN BEI NACHT, NACH DER OPERATION:

- ☐ Nachts fahre ich gleich gut oder besser als vor der Operation
- ☐ Nachts fahre ich etwas schlechter als vor der Operation, aber es stellt kein Problem dar
- ☐ Nachts fahre ich viel schlechter als vor der Operation und ich fühle mich unsicher
- ☐ Ich fahre nicht mehr, weil ich mich unsicher fühle

Abb. 16 Patientenfragebogen Seite 1

CARE VISION
 AUGENLASERKORREKTUREN

4. BEWERTEN SIE IHRE SEHLEISTUNG BEI NACHT, NACH DER OPERATION:

☐ Nachts sehe ich gleich gut oder besser als zuvor
☐ Nachts sehe ich etwas schlechter als zuvor
☐ Nachts sehe ich deutlich schlechter als zuvor

5. BRILLENABHÄNGIGKEIT NACH DER OPERATION:

	Nie	Manchmal	Fast immer
Ich verwende Brillen für die Ferne	☐	☐	☐
Ich verwende Brillen für die mittlere Distanz (Computer)	☐	☐	☐
Ich verwende eine Lesebrille	☐	☐	☐

6. WENN SIE ALLE ASPEKTE DER OPERATION BERÜCKSICHTIGEN, SIND SIE IM ALLGEMEINEN:

☐ Sehr zufrieden mit dem Ergebnis
☐ Zufrieden mit dem Ergebnis
☐ Wenig zufrieden mit dem Ergebnis
☐ Nicht zufrieden mit dem Ergebnis

7. WÜRDEN SIE SICH NOCHMALS MIT DER GLEICHEN TECHNIK OPERIEREN LASSEN?

☐ Ja ☐ Nein



Abb. 17 Patientenfragebogen Seite 2

3.2 Statistische Auswertung

STATA (StataCorp. 2007. Stata Statistical Software: Release 10) wurde zur statistischen Auswertung der Daten verwendet. Die Normalität der Datensätze wurde zuerst unter Verwendung von kombinierter Statistik von Schiefe (skewness) und Wölbung (kurtosis) überprüft.

3.3 Refraktive Untersuchung

Alle Patienten durchliefen präoperativ eine vollständige ophthalmologische Untersuchung unter Benutzung von dezimalem Sehschärfewert bei mesopischen Bedingungen. Die Untersuchungen beinhalteten die Messung der Sehschärfe monokular und binokular bei jeweils unkorrigiertem und korrigiertem Zustand bei Fernsicht, mittlerer Distanz und Nahsicht. Die PHH Augen wurden bei korrigierter Nahsicht mit 3 Dioptrien Addition untersucht. Des Weiteren wurden manifeste Refraktion, Pupillometrie, Biomikroskopie mithilfe der Spaltlampe, Nichtkontakt-Applanationsstonometrie und Fundoskopie unter Mydriasis durchgeführt.

Alle Sehschärfenwerte von 35 cm, 70 cm und Weitsicht wurden sowohl mit als auch ohne optische Korrektur drei bis zwölf Monate postoperativ aufgezeichnet und elektronisch gespeichert. Die Patienten, die LASIK Operationen benötigten (touch-up LASIK), wurden innerhalb von sechs Monaten nach der MIOL Operation behandelt. Präoperativ und postoperativ wurden sphärische und zylindrische Refraktionen durch subjektive Refraktionsbestimmung erfasst. Die topographischen Zylinderwerte und Pachymetrie wurden unter Verwendung von Scheimpflug Topographie (Pentacam® Oculus, Wetzlar, Deutschland) oder Placido Based Topographie (Orbscan®II, Bausch and Lomb, Houston, USA) ermittelt. Prä- und postoperative Refraktionen wurden stets durch den gleichen Untersucher durchgeführt. Alle Patienten wurden gebeten, das Tragen von harten oder weichen Kontaktlinsen mindestens vier Tage bzw. zwei Wochen vor der präoperativen Untersuchung zu unterlassen. Der Effekt der unterschiedlichen Pupillengröße wurde durch standardisierte Beleuchtung des Untersuchungsraumes minimiert. Die biometrischen Messdaten wurden mithilfe eines Laser Interferometer (IOL Master®, Carl Zeiss, Jena, Deutschland) unter Verwendung der Haigis Formel und den Herstellervorgaben A0, A1 und A2 ermittelt.

Die monokulare mittlere präoperative Sphäre betrug $0,96 \pm 7,63$ D (myopischer Bereich von -17,00 bis -4,00 D vom SE; hyperoper Bereich von +3,00 bis +7,25 D vom SE) bei AA Patienten und $6,57 \pm 0,93$ D (Bereich von +5,25 bis +9,00 D) bei PHH Patienten ($P < 0,001$). Alle Patienten zeigten bei mesopischen Lichtverhältnissen eine Pupillengröße von 3 mm oder mehr.

3.4 Verwendete MIOL

ATlisa 809 (Zeiss GmbH) ist eine asphärische, bifokale, bikonvexe, refraktiv-diffraktive Intraokularlinse. Sie besteht aus einem Stück mit einem optischen Durchmesser von 6,0 mm und einem Gesamtdurchmesser von 11,0 mm. Die Oberfläche ist in Haupt- und Phasenzonen unterteilt. Die Phasenzonen stellen die Funktion der stufenweisen diffraktiven IOL her und haben eine mittlere refraktive Stärke, die mit der null diffraktiven Stärke der Hauptzonen korrespondiert. Damit ist die IOL Stärke für Weitsicht gleichzeitig refraktiv und diffraktiv. Die erste diffraktive Stärke für Nahsicht wird durch in-phase Interferenz der Wellen aus den Hauptzonen hergestellt. Die Lichtverteilung fällt zu 65% auf den Fokus in der Ferne und zu 35% auf den Nahfokus. Die Nahaddition bei der Linsenebene beträgt +3,75 D [60].

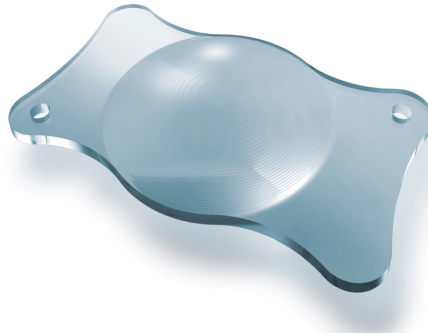


Abb. 18 ATlisa 809 (Zeiss GmbH)

3.5 Chirurgischer Eingriff

Die Eingriffe erfolgten unter Anwendung eines topischen Anästhetikums. Eine Phakoemulsifikation wurde durchgeführt unter Verwendung einer selbstheilenden 2,4 mm limbalen Inzision am steilsten Meridian der Cornea, normalerweise oberhalb und temporonasal mit einer 1 mm weiten Parazentese. Die Vorderkammer wurde vertieft mithilfe einer viskoelastischen Flüssigkeit (2%-ige Hyaluronsäure). Es folgte eine manuelle standardisierte 5-6 mm kurvenförmige Kapsulorhexis und Phakoemulsifikation für klare Linsen .

Die MIOL wurde mittels Injektor in den Kapselsack injiziert und in eine vertikale Position gebracht. Die 2%-ige Hyaluronsäure wurde entfernt und 1 mg Cefuroxim intracameral eingebracht. Das kontralaterale Auge wurde innerhalb von sieben Tagen danach mit der gleichen Verfahrensweise behandelt.

Ein präexistierender Hornhautastigmatismus, wie auch ein operativ induzierter Astigmatismus durch das Implantieren einer sphärischen, nicht-torischen MIOL führt in der Regel zu einem postoperativen Astigmatismus. Nach dem Behandlungsprotokoll waren alle MIOL Augen mit postoperativen Astigmatismus für eine weiterführende Behandlung mit LASIK oder PRK indiziert, falls postoperative Ametropie die erwartete Leistung der MIOL reduzierte und die Patienten refraktive Hornhautchirurgie wünschen. LASIK und PRK wurde den Patienten ohne zusätzliche Kosten angeboten.

3.6 Sehschärfe Indizes

In dieser Studie wird der „Efficacy Index (EI)“ verwendet, um die Wirksamkeit der Behandlung zu veranschaulichen. Der EI wird berechnet aus der postoperativen Sehschärfe ohne Sehhilfe

gegenüber der präoperativen Sehschärfe mit Sehhilfe. Für die Berechnung in der Nahsicht wurden unterschiedliche Parameter verwendet, da AA Augen akkommodieren.

Der EI (Nahsicht) für AA wurde daher wie folgend definiert:

Postoperative UNVA / präoperative DCNVA (UNVA Uncorrected Near Visual Acuity; DCNVA Distance Corrected Near Visual Acuity)

Für PHH wurde im Unterschied dazu definiert als:

Postoperative UNVA / präoperative NCNVA

Diese Unterscheidung war nötig, da PHH Patienten auf ihre Sehhilfe angewiesen waren und den Wunsch hatten, eine gute unkorrigierte Sehschärfe im Nahbereich zu erreichen.

Der EI für die Fernsicht wurde aus dem Verhältnis von UDVA ein Jahr nach dem chirurgischen Eingriff und CDVA präoperativ berechnet.

4. Ergebnisse

4.1 Patienten

92 Augen von 46 Patienten (26 weiblich, 20 männlich) wurden durch fünf erfahrene Chirurgen operiert und erfüllten die Einschlusskriterien. Das mittlere Patientenalter lag bei 30 ± 6 Jahren (von 21-39 Jahren) für die AA Patientengruppe und bei 49 ± 7 Jahren (von 41-72 Jahren) für die PHH Gruppe. Alle Daten wurden aus der 1-Jahres-Follow-Up Untersuchung bezogen. Eine Übersicht der refraktiven und demographischen Daten zeigen Tabellen 4 und 5.

	PHH				AA				P
	N	Min/Max	Mean ($\pm$ SD)	Median (Q25/Q75)	N	Min/Max	Mean ($\pm$ SD)	Median (Q25/Q75)	PHH vs. AA
Preoperative									
Age (years)	30	41/72	49 (± 7)	47 (45/52)	16	21/39	30 (± 6)	31 (24/36)	0.000‡
Monocular data (in logMAR)	60				32				
Sphere# (D)		5.25/9.00	6.57 (± 0.93)	6.50 (5.88/7.13)		-16.25/8.00	0.96 (± 7.63)	4.88 (-7.00/6.25)	0.000‡
Cylinder# (D)		-3.50/0.00	-1.13 (± 0.96)	-1.00 (-1.75/-0.25)		-3.00/0.00	-1.27 (± 0.79)	-1.25 (-1.88/-0.50)	1.000‡
Axis (°)✓		3/180	116	100 (50/165)		4/180	93	149 (45/174)	-
SE (D)		5.00/7.88	6.00 (± 0.86)	5.75 (5.38/6.38)		-17.00/7.25	0.32 (± 7.60)	4.44 (-7.56/5.88)	0.000‡
Binocular data (in logMAR)	30				16				
UNVA		0.40/1.30	1.04 (± 0.31)	1.30 (0.70/1.30)		0.00/1.30	0.60 (± 0.59)	0.31 (0.05/1.30)	0.005‡
UIVA		0.70/1.60	1.11 (± 0.26)	1.30 (1.00/1.30)		0.00/1.30	0.63 (± 0.60)	0.31 (0.10/1.30)	0.001‡
UDVA		0.30/2.00	1.07 (± 0.42)	1.00 (0.70/1.30)		0.01/2.00	0.97 (± 0.65)	1.00 (0.30/1.52)	1.000‡
DCNVA		0.00/0.70	0.28 (± 0.20)	0.28 (0.16/0.40)		0.00/0.22	0.02 (± 0.06)	0.00 (0.00/0.00)	0.000‡
DCIVA		0.00/0.70	0.23 (± 0.18)	0.22 (0.10/0.40)		0.00/0.22	0.03 (± 0.08)	0.00 (0.00/0.00)	0.038‡
DCVA		-0.10/0.19	0.01 (± 0.08)	0.00 (-0.08/0.07)		-0.11/0.11	-0.03 (± 0.07)	-0.04 (-0.08/0.05)	0.388‡

Tab. 4 Präoperative refraktive Ergebnisse

	PHH				AA				P
	N	Min/Max	Mean ($\pm$ SD)	Median (Q25/Q75)	N	Min/Max	Mean ($\pm$ SD)	Median (Q25/Q75)	PHH vs. AA
Postoperative									
Monocular data (in logMAR)	60				32				
Sphere# (D)		-0.50/2.75	0.56 ($\pm$ 0.71)	0.25 (0.00/1.00)		-0.25/1.75	0.70 ($\pm$ 0.64)	0.50 (0.25/1.25)	1.000 $\ddagger$
Cylinder# (D)		-2.75/0.00	-0.62 ($\pm$ 0.65)	-0.25 (-1.00/-0.25)		-2.25/0.00	-0.66 ($\pm$ 0.58)	-0.63 (-0.75/-0.13)	1.000 $\ddagger$
Axis ($^{\circ}$) $\nearrow$		7/180	10	140 (76/175)		0/180	105	88 (43/176)	-
SE (D)		-0.75/2.38	0.25 ($\pm$ 0.61)	0.13 (-0.13/0.50)		-1.38/1.38	0.37 ($\pm$ 0.65)	0.25 (0.00/1.00)	1.000 $\ddagger$
Binocular data (in logMAR)	30				16				
UNVA		-0.08/0.30	0.06 ($\pm$ 0.09)	0.00 (0.00/0.10)		0.00/0.70	0.13 ($\pm$ 0.21)	0.00 (0.00/0.19)	0.332 $\ddagger$
UIVA		0.00/0.70	0.40 ($\pm$ 0.18)	0.40 (0.30/0.40)		0.00/0.70	0.44 ($\pm$ 0.24)	0.40 (0.40/0.70)	1.000 $\ddagger$
UDVA		-0.08/0.30	0.05 ($\pm$ 0.10)	0.04 (0.00/0.10)		-0.10/0.30	0.06 ($\pm$ 0.12)	0.04 (0.00/0.14)	1.000 $\ddagger$
DCNVA		-0.08/0.40	0.04 ($\pm$ 0.10)	0.00 (0.00/0.00)		0.00/0.40	0.09 ($\pm$ 0.12)	0.00 (0.00/0.15)	0.642 $\ddagger$
DCIVA		0.00/0.70	0.37 ($\pm$ 0.19)	0.40 (0.22/0.40)		0.00/0.70	0.43 ($\pm$ 0.30)	0.40 (0.15/0.70)	1.000 $\ddagger$
DCVA		-0.20/0.13	-0.01 ($\pm$ 0.07)	0.00 (-0.06/0.03)		-0.10/0.12	-0.03 ($\pm$ 0.07)	-0.04 (-0.08/0.00)	1.000 $\ddagger$
OP Results									
Binocular data	30				16				
Efficacy Index (EI)									
Near		0.50/2.50	1.00 ($\pm$ 0.38)	1.00 (0.80/1.00)		0.20/1.67	0.90 ($\pm$ 0.41)	0.90 (0.78/1.00)	0.424 $\dagger$
Intermediate		0.25/1.67	0.75 ($\pm$ 0.35)	0.67 (0.40/1.00)		0.20/1.00	0.45 ($\pm$ 0.29)	0.40 (0.20/0.53)	0.015 $\ddagger$
Distance		0.50/1.33	0.93 ($\pm$ 0.21)	0.91 (0.78/1.07)		0.40/1.14	0.85 ($\pm$ 0.20)	0.84 (0.73/1.04)	0.258 $\ddagger$
Safety Index (SI)									
Near		0.40/5.00	1.84 ($\pm$ 0.88)	1.67 (1.25/2.50)		0.40/1.67	0.89 ($\pm$ 0.31)	1.00 (0.70/1.00)	<0.001 $\dagger$
Intermediate		0.20/2.00	0.84 ($\pm$ 0.49)	0.75 (0.43/1.00)		0.20/1.00	0.48 ($\pm$ 0.34)	0.37 (0.20/0.83)	0.030 $\ddagger$
Distance		0.80/1.44	1.05 ($\pm$ 0.16)	1.00 (0.96/1.16)		0.78/1.33	1.03 ($\pm$ 0.15)	1.00 (0.96/1.09)	0.700 $\ddagger$
Sex									
Female		53	16:30			63	10:16		1.000x

Tab. 5 Postoperative refraktive Ergebnisse

Tabelle 4 und 5

Demographische prä- und postoperative refraktive Ergebnisse für die Patientengruppe akkommodierende Ametropen (AA) gegenüber presbyope stark hyperope Patienten (PHH). Postoperative Daten aus dem 1-Jahres-Follow-Up (AA: 357 $\pm$ 18 Tage; PHH 330 $\pm$ 39 Tage)

Depending on the assumption of normality, either $\dagger$ Student t-test or $\ddagger$ Mann-Whitney test was applied.

χ The counted data were compared with Chi square test; All P-values were adjusted using Bonferroni correction for multiple comparison

$\nearrow$ Mean direction defined as $(\text{Arctan}(S/C))/2$, where $S=\text{SUM sin Axis}$, $C=\text{SUM cos Axis}$ and Axis is in range from 0° to 360°

Sphere and cylinder per manifest refraction

SE=spherical equivalent, D=dioptr, UDVA=uncorrected distance visual acuity, DCVA =distance corrected visual acuity, EI= efficacy index, SI= safety index, UNVA=uncorrected near visual acuity, UIVA=uncorrected intermediate visual acuity, DCNVA=distance corrected near visual acuity, DCIVA=distance corrected intermediate visual acuity

4.2 Visus und Refraktion

Ein Auge wurde pro Patient randomisiert ausgewählt zur Repräsentation der monokularen refraktiven Sphäre, Zylinder und SE. Es bestanden keine statistisch signifikanten Unterschiede in den postoperativen Refraktionsdaten der beiden Gruppen.

Beide Gruppen erreichten einen hohen EI (Tab. 5) für den Nah- und Fernbereich. Die PHH Patienten zeigten einen EI im Nahbereich von 1,00 ($\pm 0,38$) und 0,93 ($\pm 0,21$) im Fernbereich im Durchschnitt. Ganz ähnlich hierzu lagen der durchschnittliche EI bei AA Patienten bei 0,90 ($\pm 0,41$) im Nahbereich und bei 0,85 ($\pm 0,20$) im Fernbereich. Der EI fällt allerdings bei beiden Patientengruppen im Intermediärbereich ab. In der PHH Patientengruppe betrug er durchschnittlich 0,75 ($\pm 0,35$) und noch deutlicher zeigte sich dies in der AA Patientengruppe mit 0,45 ($\pm 0,29$). Der P-Wert lag bei 0,015.

4.3 Fragebogen Ergebnisse

Beide Patientengruppen berichteten ähnliche Lebensstile vor der Behandlung, was den Visus für den Nahbereich, die mittlere Distanz und die Ferne betrifft (Tabelle 7).

Postoperativ zeigen die Ergebnisse des SELMI Fragebogens für subjektive Zufriedenheit für das Sehen in der Nähe, im Intermediärbereich und in der Ferne eine hohe Zufriedenheit der Patienten in beiden Gruppen. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen AA und PHH zeigte sich nicht.

Allerdings zeigte die PHH Patientengruppe eine höhere Zufriedenheit im Nah- und Intermediärbereich im Vergleich zur AA Patientengruppe. Das Fahren bei Nacht empfanden etwa 50% beider Patientengruppen als subjektiv schlechter.

Auf der anderen Seite berichteten 77% der Patienten der PHH Gruppe (alle mit CLE), dass das Fahren bei Nacht gleich oder besser ist im Vergleich zur präoperativen Korrektur durch eine Brille. 47% der AA Patienten empfanden postoperativ die Qualität des Sehens bei Nacht generell als schlechter.

Es zeigt sich aber auch eine hohe Unabhängigkeit von Sehhilfen beim Autofahren, wie auch bei Tätigkeiten im Nah- und Intermediärbereich ($>80\%$ bei PHH und $>90\%$ bei AA).

Die subjektive Zufriedenheit der Patienten war hoch und mehr als 90% aller Patienten würden sich wieder für eine Operation mit MIOL entscheiden.

Zufriedenheitsanalyse von Patienten nach Implantation von MIOL

		Antworten				
Fragen		1	2	3	4	5
Wie war Ihr Lebensstil vor der Operation?						
	Fahren	Ich fuhr nachts gewöhnlich lange Strecken.	Ich fuhr nachts gewöhnlich nur in der Stadt.	Ich fuhr nachts für gewöhnlich nie.	n.v.	n.v.
	Computer	Ich benutze ihn weniger als 1 Stunde täglich.	Ich benutze ihn 1 bis 2 Stunden täglich.	Ich benutze ihn mehr als 2 Stunden täglich.	n.v.	n.v.
	Lesen	Ich las weniger als 1 Stunde täglich.	Ich las 1 bis 2 Stunden täglich.	Ich las mehr als 2 Stunden täglich.	n.v.	n.v.
Bewerten Sie Ihre Sehleistung nach der Operation						
	Fahren	Sehr schlecht	Schlecht	Mittel	Gut	Sehr gut
	Computer	Sehr schlecht	Schlecht	Mittel	Gut	Sehr gut
	Lesen	Sehr schlecht	Schlecht	Mittel	Gut	Sehr gut
Bewerten Sie Ihr Fahren bei Nacht nach der Operation		Nachts fahre ich nicht mehr, weil ich mich unsicher fühle.	Nachts fahre ich viel schlechter als vor der Operation und ich fühle mich unsicher.	Nachts fahre ich etwas schlechter als vor der Operation, aber es stellt kein Problem dar.	Nachts fahre ich gleich gut oder besser als vor der Operation.	n.v.
Bewerten Sie Ihre Sehleistung bei Nacht nach der Operation		Nachts sehe ich deutlich schlechter als zuvor.	Nachts sehe ich etwas schlechter als zuvor.	Nachts sehe ich gleich gut oder besser als zuvor.	n.v.	n.v.
Brillenabhängigkeit nach der Operation						
	Fahren	Fast immer	Manchmal	Nie	n.v.	n.v.
	Computer	Fast immer	Manchmal	Nie	n.v.	n.v.
	Lesen	Fast immer	Manchmal	Nie	n.v.	n.v.
Wenn Sie alle Aspekte der Operation berücksichtigen sind Sie im Allgemeinen		Nicht zufrieden mit dem Ergebnis	Wenig zufrieden mit dem Ergebnis	Zufrieden mit dem Ergebnis	Sehr zufrieden mit dem Ergebnis	n.v.
Würden Sie sich nochmals mit der gleichen Technik operieren lassen?		Nein	Ja	n.v.	n.v.	n.v.

SELM1

Tab. 6 Antwortmöglichkeiten

Zufriedenheitsanalyse von Patienten nach Implantation von MIOL

		PHH					AA					
		Antwort					Antwort					
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	P† PHH vs. AA
Fragen												
Wie war Ihr Lebensstil vor der Operation?												
	Fahren	9 (31%)	8 (28%)	12 (41%)	n.a.	n.a.	4 (25%)	5 (31%)	7 (44%)	n.a.	n.a.	1.000
	Computer	5 (17%)	14 (47%)	11 (37%)	n.a.	n.a.	7 (44%)	3 (19%)	6 (38%)	n.a.	n.a.	0.996
	Lesen	7 (23%)	5 (17%)	18 (60%)	n.a.	n.a.	2 (13%)	3 (19%)	11 (69%)	n.a.	n.a.	1.000
Bewerten Sie Ihre Sehleistung nach der Operation												
	Fahren	1 (3%)	1 (3%)	4 (13%)	15 (50%)	9 (30%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (6%)	10 (63%)	5 (31%)	1.000
	Computer	2 (7%)	4 (13%)	9 (30%)	9 (30%)	6 (20%)	0 (0%)	3 (19%)	6 (38%)	3 (19%)	4 (25%)	1.000
	Lesen	1 (3%)	0 (0%)	4 (13%)	13 (43%)	12 (40%)	0 (0%)	2 (13%)	5 (31%)	3 (19%)	6 (38%)	0.831
Bewerten Sie Ihr Fahren bei Nacht nach der Operation												
		1 (4%)	6 (21%)	7 (25%)	14 (50%)	n.a.	0 (0%)	5 (33%)	3 (20%)	7 (47%)	n.a.	1.000
Bewerten Sie Ihre Sehleistung bei Nacht nach der Operation												
		2 (7%)	5 (17%)	23 (77%)	n.a.	n.a.	3 (20%)	4 (27%)	8 (53%)	n.a.	n.a.	0.144
Brillenabhängigkeit nach der Operation												
	Fahren	0 (0%)	1 (3%)	29 (97%)	n.a.	n.a.	0 (0%)	0 (0%)	15 (100%)	n.a.	n.a.	1.000
	Computer	4 (13%)	2 (7%)	24 (80%)	n.a.	n.a.	1 (7%)	0 (0%)	14 (93%)	n.a.	n.a.	1.000
	Lesen	0 (0%)	4 (14%)	25 (86%)	n.a.	n.a.	0 (0%)	1 (7%)	14 (93%)	n.a.	n.a.	1.000
Wenn Sie alle Aspekte der Operation berücksichtigen sind Sie im Allgemeinen												
		0 (0%)	1 (3%)	11 (37%)	18 (60%)	n.a.	0 (0%)	0 (0%)	8 (53%)	7 (47%)	n.a.	0.843
Würden Sie sich nochmals mit der gleichen Technik operieren lassen?												
		1 (3%)	29 (97%)	n.a.	n.a.	n.a.	1 (7%)	14 (93%)	n.a.	n.a.	n.a.	0.676

†Bonferroni angepasst für multiplen Vergleich

Schlüssel (Antwort 1; Antwort 2 etc. beziehen sich auf Tab 6)

Tab. 7 Ergebnisse

5. Diskussion

MIOL sollen Patienten mit einer guten unkorrigierten Sehschärfe für die Ferne, die Nähe, und den sogenannten Intermediärbereich ausstatten. In einer im Jahr 2006 publizierten Studie von Leyland und Pringle wurden die refraktiven und subjektiven Ergebnisse bei Patienten nach MIOL Implantation mit den Ergebnissen von Patienten nach monofokaler IOL Implantation verglichen [67]. Die Studie umfasste Ergebnisse aus zehn randomisierten, kontrollierten Studien. Indikation, unilaterale, beziehungsweise bilaterale Implantation, waren keine Kriterien für die Auswahl. Gemeinsam ist ihnen jedoch der Vergleich der Ergebnisse nach Implantation von MIOL gegenüber monofokalen IOL. Hierbei wurden Veränderung der Sehschärfe, subjektive Zufriedenheit, Abhängigkeit von Sehhilfen, Kontrastsensitivität und Nebenwirkungen wie Glare und Halos berücksichtigt. Diese Studie zeigte, dass nach MIOL Implantation der unkorrigierte Nahvisus und die Abhängigkeit von Sehhilfen verbessert wurde, im Gegensatz zu den Kontrollgruppen der Patienten mit monofokalen IOL. Leyland und Pringle schlussfolgern, dass die Unabhängigkeit von Sehhilfen ein entscheidender Faktor bei der Patientenzufriedenheit ist.

Eine weitere Studie von Cillino et al [72] kommt zu dem Schluss, dass moderne asphärische, diffraktive MIOL sehr gut geeignet sind zur Behandlung von Kataraktpatienten im erwerbsfähigen Alter, bezogen auf die Sehschärfe, Leseleistung und Lebensqualität. Es wurden hier drei verschiedene MIOL verwendet, ReSTOR SN6AD3, ReSTOR SN6AD1 und TECNIS ZMA00.

De Vries kommt in seiner Studie [66] zu einem ähnlichen Ergebnis, nämlich dass bei Kataraktpatienten die Behandlung mit MIOL zu hervorragenden Ergebnissen in Bezug auf unkorrigierten Nah- und Fernvisus führt und die Unabhängigkeit von Sehhilfen erhöht wird. Unzufriedenheit von Patienten kann oftmals durch Folgebehandlungen vermieden werden, sofern sie die Sehschärfe betreffen. Schwieriger jedoch ist die Behandlung von Nebenwirkungen wie Glare und Halos, wobei de Vries hierbei auf die Wichtigkeit der Patientenaufklärung und Patientenwahl hinweist.

Die meisten dieser Studien betrachten Daten von Patienten mit leichter Hyperopie ($< +2.00D$) beziehungsweise starker Hyperopie ($> +5.25D$) mit Presbyopie. Unsere Studie beinhaltet im Gegensatz hierzu die Ergebnisse nach RLE von jungen AA Patienten. AA Patienten verfügen präoperativ über sehr gute DCNVA Werte und die Gruppe der PHH Patienten hat präoperativ in der Regel eine sehr gut korrigierte Sehschärfe im Nah- und Fernbereich, wenngleich sie durch existierende Presbyopie und starke Hyperopie eine deutlichere Indikation für den chirurgischen Eingriff besitzen. PHH kann in dieser Studie als Referenzgruppe angesehen werden, da es bereits Erfahrungswerte zur subjektiven und objektiven Zufriedenheit gibt. Beide Gruppen setzen sich aus jungen und Patienten mittleren Alters zusammen, die Kraftfahrzeuge bedienen und Computer wesentlich häufiger benutzen als der typische ältere Kataraktpatient.

Zusätzlich zum visuellen und refraktiven Ergebnis wurde die Fähigkeit, alltägliche Aufgaben, die sich auf Sehqualität und das Vorkommen von photopischen Phänomenen beziehen, ausgewertet, und zwar unter der Benutzung eines dafür entwickelten, standardisierten Fragebogens (SELMI). SELMI befragt die Patienten nach der visuellen Leistungsfähigkeit und Zufriedenheit und erlaubt es, einen standardisierten Vergleich anzustellen in Bezug auf die Sehfähigkeit der Patienten. Hierbei stellt er den Patienten Fragen über die Fähigkeit, alltägliche Aufgaben zu bewältigen, die im Nah- und Intermediärbereich liegen, wie zum Beispiel das Lesen eines Buches und das Arbeiten am Computer ohne weitere Sehhilfen. Die Studie von Maurino et al. aus dem Jahre 2015 [69] beschreibt die Persistenz visueller Symptome 4-8 Monate nach dem operativem Eingriff am zweiten Auge. In unserer Studie wurde der Fragebogen bei der Nachuntersuchung nach einem Jahr von den Patienten ausgefüllt. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass AA und PHH Patienten von

MIOL profitieren. Es zeigt sich eine hohe Zufriedenheitsrate unter den Patienten was die Sehstärke im Nahbereich und in der Ferne angeht. Die mittlere Distanz, der Intermediärbereich, bleibt die Schwachstelle, was durch das Design der apodisierenden refraktiven diffraktiven MIOL zu erklären ist [100]. Hier ist die Zufriedenheitsrate niedriger. Zwischen den beiden Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden bei Fragen nach Tätigkeiten, welche die verschiedenen Distanzen betreffen. Dies deckt sich mit den statistischen Ergebnissen der visuellen und refraktiven Untersuchungen (Tab. 5 und 6). Auch hier wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Die Studie von Frings kommt unter Verwendung des gleichen Linsenmodells ATlisa 809 zu einem ähnlichen Ergebnis in der subjektiven Patientenzufriedenheit insgesamt, aber auch was die Sehleistungen in den drei unterschiedlichen Distanzen angeht. Die Studie beinhaltete 32 Augen von 16 konsekutiv behandelten jungen Patienten (5 myope, 11 hyperope Durchschnittsalter 31 ± 6 Jahre). Alle Patienten waren nicht presbyop und strebten eine Brillenunabhängigkeit an. Die subjektive Zufriedenheit war auch in dieser Studie für den Nah- und Fernvisus höher als für den Intermediärvision, wobei hyperope Patienten angaben sich bei Tätigkeiten im Nah- und Intermediärbereich teilweise eingeschränkt zu fühlen. Die Patientenzufriedenheit insgesamt war aber auch hier hoch und die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass junge, nicht-presbyope ametrope Patienten von der Implantation einer asphärischen refraktiv-diffraktiven MIOL profitieren, sollten korneal refraktive Methoden oder die Implantation einer phaken IOL aus medizinischen Gründen nicht möglich sein [106].

Da es sich hier um subjektive Patientenzufriedenheit handelt, ist die Auswahl beziehungsweise Gewichtung der Patientenfragebogen enorm wichtig. Es existieren eine Vielzahl verschiedener Fragebögen. Der Glasgow Benefit Inventory (GBI) zum Beispiel [101] ist ein nicht speziell für die Ophthalmologie entwickelter Fragebogen. Der GBI misst die vom Patienten wahrgenommene Verbesserung und somit eine generelle Zufriedenheit der Patienten, nicht aber spezifische Parameter oder Fragestellungen.

Des weiteren gibt es Fragebögen, die ganz spezifisch auf verschiedene Fragestellungen, Indikation oder verwendete Methoden der Behandlung eingehen. Der Quality of Life Impact of Refractive Correction (QIRC) ist ein aus 20 Fragen bestehender Fragebogen, der die Lebensqualität von Patienten nach refraktiver Behandlung durch Brillen, Kontaktlinsen und refraktiver Operationen bei Patienten, die in die Altersgruppe der Presbyopen fallen, erfragt [102].

Ein weiteres Beispiel ist die Studie von Schallhorn [103], die die postoperativen Nebenwirkungen wie Halo und Glare bei Patienten untersucht, welche oftmals zu Unzufriedenheit bei Patienten postoperativ führt. Viele Faktoren wurden bereits als mögliche Ursachen für Patientenunzufriedenheit nach Behandlung von Myopien mithilfe von LASIK identifiziert, wie postoperative Sehstärke, Patientenalter, die Korrekturgröße, postoperative Restfehlsichtigkeit, Ablationstiefe, Pupillengröße, optische beziehungsweise behandelte Zone und andere. Es wird hier ein Zusammenhang der postoperativen Keratometrie (flacher kornealer Meridian von 40.0 D oder weniger) und den oben genannten Nebeneffekten untersucht. Die wenigen vorhergehenden Studien widersprachen sich teilweise in dieser Frage und einige Chirurgen glauben, dass eine flache postoperative Cornea eine Degradierung der Sehfähigkeit nach sich zieht. Dies scheint jedoch nicht der Fall zu sein, da dieser Parameter bei dieser groß angelegten Studie mit 4602 Patienten zu dem Ergebnis kam, dass die postoperative Keratometrie eine minimale, aber nicht klinisch relevante Rolle bei der Patientenzufriedenheit spielt. Stark myope Patienten zeigen jedoch eine geringere Zufriedenheit. Der zugehörige Fragebogen wurde mithilfe des Joint LASIK Study Task Force [104] entwickelt.

Die systematische Studie von Khadka [105] gibt eine gute Übersicht über Patient-Reported Outcome (PRO), also Fragebogen zur subjektiven Patientenzufriedenheit in der Augenheilkunde. 48

davon zeichneten sich durch ihre Aussagekraft aus, wobei diese weiter in die verschiedenen Indikationen aufgeteilt wurden, das heißt zum Beispiel Behandlung von Glaukoma, trockenen Augen, Katarakt, Strabismus, refraktive Fehler, Presbyopie und andere.

Gerade diese Studie zeigt, dass kein ultimativer Fragebogen zur Feststellung der subjektiven Patientenzufriedenheit existiert, sondern publizierte, validierte und schwerpunkt-spezifische Fragebögen, die zum Beispiel auf der Frage der Indikation (z.B. Kataraktpatienten, Myopie etc.) oder der Behandlungsmethode (z.B. LASIK; MIOL etc.) basieren. Wenig Sinn macht es außerdem, aus verschiedenen bestehenden Fragebögen einen neuen zu erschaffen. Hierbei geht die Validierung verloren, da es sich um eine neues Modell handelt. Sinnvoller erscheint es, für verschiedene Zielgruppen und Behandlungsziele einen eigenständigen und individuellen Fragebogen zu verwenden.

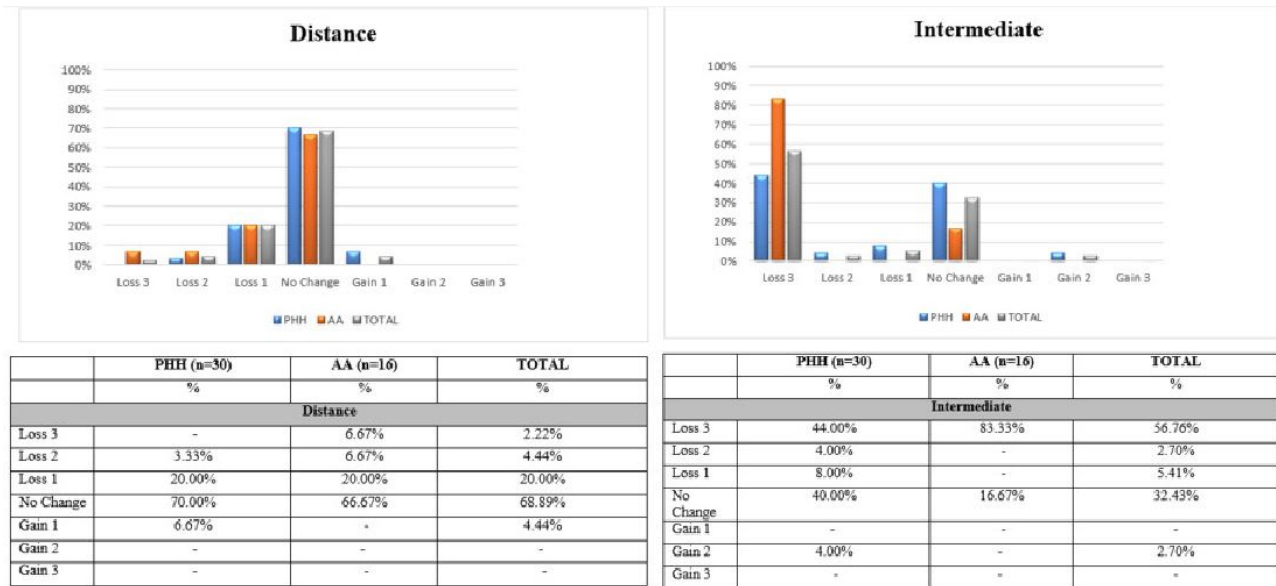
SELMI ist nicht validiert, dafür aber originell und für unsere Studie bestens geeignet, denn SELMI ist, wie oben genannt, eigenständig und individuell an die Fragestellung der Studie angepasst und nimmt die speziellen Patientengruppen AA und PHH in Betracht.

Hütz berichtete in einer Studie, in der die MIOL Modelle Tecnis und ReSTOR verwendet wurden, von suboptimaler Sehschärfe aufgrund eines unscharfen Retinaabbildes bei Arbeiten im Bereich zwischen den optimalen Abständen von Nahsicht und Fernsicht, also etwa Schwierigkeiten beim Arbeiten am Computer oder ähnliches [70].

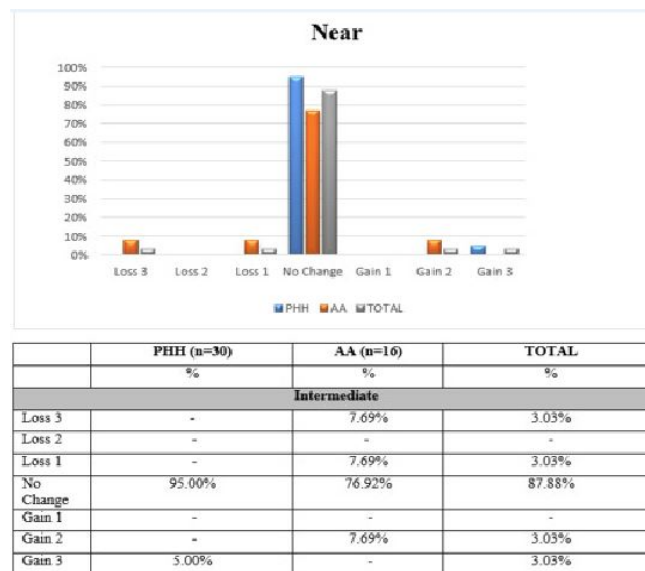
Jedoch ist die relative subjektive Patientenzufriedenheit in dieser Studie hoch, was die Zufriedenheit beim Ausführen von Tätigkeiten im Nahbereich angeht. Dies gilt auch mit Einschränkungen für den Intermediärbereich. Besonders die PHH Gruppe berichtet eine hohe Zufriedenheit darüber, unabhängig von Sehhilfen zu sein. Autofahren, wie auch das Ausführen von Tätigkeiten im Intermediärbereich und im Nahbereich, konnten von beiden Gruppen fast immer in Unabhängigkeit von Sehhilfen ausgeführt werden. Die moderaten Schwierigkeiten beim Fahren bei Nacht fand sich in beiden Gruppen wieder, was wohl auf die negativen Auswirkungen der Kontrastsensitivität in einigen Augen durch die diffraktive Komponente der verwendeten MIOL zurückzuführen ist [71].

Beim Betrachten der Effizienzindizes (EI, Tabelle 5) hatten PHH Augen einen Median von 0.91 (Quartiles 0.78 (Q25) und 1.07 (Q75)) auf die korrigierte Sehschärfe in der Ferne bezogen (DCVA). Dies korreliert mit den Ergebnissen des SELMI, wo 80% der PHH Patienten eine hohe Zufriedenheit beim Autofahren angeben. Ähnlich dazu zeigt sich das Ergebnis bei den jungen AA Patienten. Der Median des EI liegt bei 0.90 (Quartiles: 0.78 (Q25) und 1.00 (Q75)) auf die korrigierte Sehschärfe im Nahbereich bezogen. Auch dieses Ergebnis deckt sich mit dem Resultat des SELMI, wo nur 13% der AA weniger Zufriedenheit beim Lesen angeben nach RLE.

Auffällig sind die Ergebnisse der Tabellen 8 und 9. Die Patienten beurteilen hier ob, sich postoperativ eine Verbesserung (Gain) oder eine Verschlechterung (Loss) der Sehfähigkeit in den drei unterschiedlichen Distanzen Nah-, Intermediär- und Fernbereich im Vergleich zur Situation präoperativ eingestellt hat. 56,76% der Patienten (PHH 44%; AA 83,33%) gaben an, postoperativ eine Verschlechterung der Sehfähigkeit im Intermediärbereich wahrzunehmen, Dennoch ist die Zufriedenheit insgesamt bei beiden Patientengruppen hoch. Dies liegt wohl an der Erwartungshaltung der Patienten, denn dieses Ergebnis war durch das hier verwendete Linsenmodell zu erwarten und dadurch konnte präoperativ eine intensive Aufklärung stattfinden, bei der die Patienten auch über die mögliche Verschlechterung im Intermediärbereich hinreichend informiert wurden.



Tab. 8 Gain/Loss für Fernbereich und Intermediärbereich



Tab. 9 Gain/Loss für Nahsicht

In dieser Studie wurde jedoch die binokulare Kontrastsensitivität nicht miteinbezogen, da die Messung zur Zeit nicht standardisiert ist. Des Weiteren gibt es momentan keinen Konsens über die Verwendung eines Fragebogens zur Erfassung von photopischen Symptomen und deren Schweregrad. Dies gilt auch für die Frage, ob die Sehschärfe monokular oder binokular gemessen werden sollte. Es fehlt außerdem an standardisierten Untersuchungen für die Sehschärfe im Nahbereich, obwohl in einigen Studien, unter Verwendung der Radner Lesetafel, eine signifikant verbesserte Leseleistung bei Patienten mit diffraktiven MIOL gegenüber Patienten mit refraktiven MIOL festgestellt werden konnte [71-73, 77].

In den letzten Jahren haben zahlreiche Studien gezeigt, dass rotationssymmetrische MIOL, besonders solche mit diffraktiv-refraktiver Optik wie die hier verwendete, im Vergleich zu pseudoakkomodierenden IOL oder refraktiven MIOL mit sektorieller Nahaddition, sei es

symmetrisch oder asymmetrisch, bessere Ergebnisse in Hinsicht auf Nah- und Fernsicht und intraokulare optische Leistung liefern [68,72].

Der Typ MIOL, der in dieser Studie verwendet wurde, ist eine asphärische bifokale bikonvexe refraktiv-diffraktive IOL, welche eine Optik mit konzentrischen Ringen besitzt, die zwei primäre Brennpunkte unabhängig von der Pupillengröße bilden. Dies führt zum funktionellen Sehen in der Nähe und der Ferne [74-75].

Man sollte erwarten, das Alter habe einen Einfluss auf die visuelle Funktionalität der Augen mit MIOL. Jedoch ist der CDVA Wert der PHH Gruppe mittleren Alters genauso hoch wie bei der jüngeren AA Gruppe und ist somit kein Faktor bei der Entscheidung, eine MIOL zu implantieren. Weiterhin hatten alle geeigneten Patienten eine mesopische Pupillengröße von 3 mm oder mehr. Das diffraktive multifokale Design führt jedoch zu Reduzierung des optischen Kontrastes und Streueffekten, was einige der photischen Phänomene erklären würde [75-76]. Diese Nebeneffekte können durch die Verwendung einer diffraktiven Plattform in Kombination mit einer asphärischen Optik vermindert werden, wie es bei der in dieser Studie verwendeten ATlisa 809 (Zeiss GmbH) der Fall ist. Insgesamt decken sich die Ergebnisse dieser Studie mit vorhergehenden Resultaten von hoher Zufriedenheit bei Patienten unter Benutzung der kombinierten multifokalen Technologie [71, 77].

Trotz hoher Patientenzufriedenheit sind die Ergebnisse bei der refraktiven Untersuchung im Bereich UIVA niedrig. Es ist möglich, dass bei der subjektiven Patientenzufriedenheit der positive Effekt des stark verbesserten unkorrigierten Nah- und Fernvisus überwiegt, beziehungsweise der Bereich UIVA bei Patienten teilweise eine geringere Gewichtung erhält. Eine weitere Möglichkeit wäre, dass die Erwartungshaltung der Patienten gerade für den Intermediärbereich geringer war, da in der Patientenaufklärung explizit darauf hingewiesen wurde und sich eventuell Adaptionsmechanismen bei den Patienten eingestellt haben, was die täglichen Verhaltensweisen angeht, sowie ein gewisser „Gewohnheitseffekt“.

Trotz der zahlreichen Vorteile sind MIOL auch mit gewissen Nachteilen behaftet. Zum einen werden von photopischen Phänomenen, wie z.B. Halos und Glare, öfters bei Patienten mit MIOL berichtet als bei Patienten mit monofokalen IOL [66, 78-79]. Zum anderen zeigen MIOL eine geringere Kontrastsensitivität als monofokale IOL. Die in dieser Studie verwendete MIOL ATlisa 809 zeigte jedoch eine bessere oder gleichwertige Kontrastsensitivität gegenüber refraktiven MIOL [80, 81]. Hinzu kommt, dass einige photopische Phänomene durch posteriore Kapseltrübung (PCO) hervorgerufen werden, was in dieser Studie allerdings wenig relevant ist, da bei den Patientenaugen entweder keine PCO vorhanden war oder eine Behandlung im Sinne einer Kapsulotomie schon zuvor erfolgte.

6. Zusammenfassung

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass AA (Akkommodierende Ametropen) und PHH (Presbyope stark hyperope Patienten) Patienten von der Implantation von MIOL mit asphärischer, bifokaler, bikonvexer, refraktiv-diffraktiver Intraokularlinse profitieren. Mindestens 80% aller Patienten berichten postoperativ eine vollständige Unabhängigkeit von Sehhilfen und die generelle Zufriedenheit ist hoch. Jedoch zeigten sich zwölf Monate postoperativ bei etwa 50% der Patienten visuelle Symptome wie Halos bei Autofahrten bei Nacht, die als störend beschrieben werden. Auf die in Relation schlechteren Werte bei UIVA, die auf das Design der MIOL zurückzuführen ist, haben viele Hersteller von MIOL mit der Einführung von trifokalen Modellen und mit nicht-diffraktiven Linsen mit verstärkter Tiefenschärfe reagiert (Enhanced Depth of Vision, EDOV).

Die Patientenzufriedenheit in dieser Studie ist als hoch anzusehen. Wichtig ist aber, besonders bei nicht indizierten Behandlungen, wie sie hier vorliegen, dass eine gute und ausführliche Aufklärung durch das Behandlungsteam geschieht. Der Patient muss sowohl über mögliche Komplikationen, zusätzlich notwendig werdende Eingriffe, als auch über zu erwartende oder unerwartete Probleme unterrichtet werden. Dies kann die simple, postoperative Applikation von künstlichen Tränen beinhalten, aber auch die Notwendigkeit einer weiteren refraktiven Operation. Weiterhin sollte der Patient über die unklare Entwicklung der Sehfähigkeit mit fortschreitendem Alter aufgeklärt werden und es sollten Alternativen aufgezeigt werden. Einem Patienten zum Beispiel, der beruflich LKW-Fahrer ist und viel nachts arbeitet, sollten die zu erwartenden, speziell bei Nacht auftretenden Nebeneffekte, ausreichend erklärt werden und im Zweifelsfall ist von einer Behandlung mit MIOL abzuraten.

Etwa die Hälfte der behandelten Patienten dieser Studie berichten von erwarteten störenden photopischen Phänomenen, meist Halos. Jedoch ist die Mehrheit mit dem Behandlungsergebnis zufrieden. Der patientenrelevante Nutzen der Behandlung scheint höherwertig einzustufen zu sein als die Nachteile und Nebeneffekte. Dies wäre eventuell ohne hinreichende präoperative Aufklärung nicht der Fall.

Hauptmotivationsfaktor der behandelten Patienten war es, eine Unabhängigkeit von Sehhilfen zu erlangen. Da die Behandlung nicht medizinisch indiziert ist, wird sich die Patientenzufriedenheit an diesem Faktor messen müssen.

Summary

In conclusion, AA (Accommodating Ametropic) and PHH (Presbyopic High Hyperopic) patients benefit from the implantation of MIOL with a aspheric, bifocal, biconvex, refractive-diffractive intraocular lens.

At least 80% of all patients report postoperative a full independence of visual aids and general satisfaction among patients is high. However twelve months postoperative, about 50% of all patients report visual symptoms like halos while driving at night, which are being described as bothersome.

In reaction to the relative bad results of UIVA, which is due to the design of the MIOL, many manufacturers have developed trifocal models and non-diffractive lenses with enhanced depth of vision (EDOV).

The patient satisfaction is regarded high in this study. An important factor when performing treatment which is not indicated, as it is the case here, is the consultation with the surgery team. The patient must be well informed about possible complications, additional treatment which might be necessary, as well as expected and unexpected problems. This can be a simple application of artificial tear fluid postoperative but also the necessity of another refractive operation. Furthermore it should be made clear to the patient during the consultation that vision will change with the aging process and this is not predictable. Therefore alternative treatment options should be outlined to the patient. A patient who is a professional lorry driver for example who works often at night should be made aware of the expected side effects especially while driving at night and in case of doubt should not be advised to proceed with the MIOL treatment.

About half the patients report disturbing photopic phenomena, mostly halos. However the overall patient satisfaction is high. The patient relevant benefit of the treatment seems to outweigh the disadvantages and side effects. Without a complete preoperative consultation this might not be the case.

The main motivational factor of the patients was to achieve the independence of visual aids. Since there is no medical indication for the treatment the patient satisfaction is mainly being judged by this factor.

7. Abkürzungsverzeichnis

AA	Akkommodierende Ametropie
CLE	Clear Lens Exchange
D	Dioptrien
DCIVA	Distance Corrected Intermediate Visual Acuity
DCNVA	Distance Corrected Near Visual Acuity
DCVA	Distance Corrected Visual Acuity
EDOV	Enhanced Depth of Vision
EI	Efficacy Index
FU	Follow Up
IOL	Intraokularlinse
LASIK	Laser-in-situ-Keratomileusis
MIOL	Multifokale Intraokularlinse
NCNVA	Near Corrected Near Visual Acuity
PCO	Posteriore Kapseltrübung
PRK	Photorefraktive Keratektomie
PHH	Presbyopic High Hyperopes
RLE	Refraktiver Linsenaustausch
SE	Spherical Equivalent
SELMI	Subjective Evaluation at Last Follow-up of Patient with Multifocal IOL
SI	Safety Index
UDVA	Uncorrected Distance Visual Acuity
UIVA	Uncorrected Intermediate Visual Acuity
UNVA	Uncorrected Near Visual Acuity

8. Literaturverzeichnis

1. **Galor A**, Gonzalez M, Goldman D, O'Brien TP. Intraocular lens exchange surgery in dissatisfied patients with refractive intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35:1706–1710.
2. **de Vries**, Niels E., Carroll A.B. Webers, Wouter R.H. Touwslager, Noel J.C. Bauer, John de Brabander, Tos T. Berendschot, and Rudy M.M.A. Nuijts. "Dissatisfaction after Implantation of Multifocal Intraocular Lenses." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2011; 37, no. 5; doi:10.1016/j.jcrs.2010.11.032.
3. **Barbero S**. An ancient explanation of presbyopia based on binocular vision. *Acta Ophthalmol* 2013; [Epub ahead of print].
4. **Mancil G**. Care of the patient with presbyopia. St. Louis: American Optometric Association.2010; <http://www.aoa.org/documents/optometrists/CPG-17.pdf>.
5. **Patorgis CJ**. Presbyopia. In: Amos JF, ed. *Diagnosis and management in vision care*. Boston: Butterworths, 1987: 203-38.
6. **Sardi B**. Nutrition and the eyes, vol. 1. Montclair, CA: Health Spectrum, 1994: 59-65.
7. **Pointer JS**. The presbyopic add. III. Influence of the distance refractive type. *Ophthalmic Physiol Opt* 1995; 15:249-53.
8. **Pointer JS**. The presbyopic add. II. Age-related trend and a gender difference. *Ophthalmic Physiol Opt* 1995; 15:241-8.
9. **Pointer JS**. Broken down by age and sex. The optical correction of presbyopia revisited. *Ophthalmic Physiol Opt* 1995; 15:439-43.
10. **Slataper FJ**. Age norms of refraction and vision. *Arch Ophthalmol* 1950; 43:466-81.
11. **Milder B**, Rubin ML. The fine art of prescribing glasses without making a spectacle of yourself, 2nd ed. Gainesville, FL: Triad, 1991: 123.
12. **Jain IS**, Ram J, Bupta A. Early onset of presbyopia. *Am J Optom Physiol Opt* 1982; 59:1002-4.
13. **Earle R**, Imrie D. Your vitality quotient. New York: Warner Books, 1988: 46-55.
14. **Miranda MN**. The geographical factor in the onset of presbyopia. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1979; 77:603-21.
15. **Miranda MN**. Environmental temperature and senile cataract. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1980; 78:255-64.
16. **Stevens MA**, Bergmanson JPG. Does sunlight cause premature aging of the crystalline lens? *J Am Optom Assoc* 1989; 60:660-3.
17. **Hunter H Jr**, Shipp M. A study of racial differences in age of onset and progression of presbyopia. *J Am Optom Assoc* 1997; 68:171-7.
18. **Rosenfield M**, Zadnik K. The ocular examination, measurements and findings. Philadelphia: WB Saunders Company, 1997: 114-5.
19. **Weale RA**. Presbyopia. *Br J Ophthalmol* 1962; 46: 660–668.
20. **Glasser A**, Croft MA & Kaufman PL. Aging of the human crystalline lens and presbyopia. *Int Ophthalmol Clin* 2001; 41: 1–15.
21. **Heys KR**, Cram SL & Truscott RJ. Massive increase in the stiffness of the human lens nucleus with age: the basis for presbyopia? *Mol Vis* 10 2004: 956–963.

22. **McGinty** SJ & Truscott RJ. Presbyopia: the first stage of nuclear cataract? *Ophthalmic Res* 2006; 38: 137–148.
23. **Strenk** SA, Strenk LM & Koretz JF. The mechanism of presbyopia. *Prog Retin Eye Res* 2005; 24: 379–393.
24. **Burd** HJ, Wilde GS & Judge SJ. Can reliable values of Young's modulus be deduced from Fisher's 1971 spinning lens measurements? *Vision Res* 46 2006: 1346–1360.
25. **Garner** MH & Spector A. Selective oxidation of cysteine and methionine in normal and senile cataractous lenses. *Proc Natl Acad Sci USA* 1980; 77: 1274–1277.
26. **Lou** MF, Dickerson JE Jr. Proteinthiol mixed disulfides in human lens. *Exp Eye Res* 1992; 55: 889–896.
27. **Takemoto** L. Increase in the intramolecular disulfide bonding of alpha-A crystallin during aging of the human lens. *Exp Eye Res* 1996; 63: 585–590.
28. **Bron** AJ, Vrensen GF, Koretz J, Maraini G & Harding JJ. The ageing lens. *Ophthalmologica* 2000; 214: 86–104.
29. **Hanson** SR, Hasan A, Smith DL & Smith JB. The major in vivo modifications of the human water-insoluble lens crystallins are disulfide bonds, deamidation, methionine oxidation and backbone cleavage. *Exp Eye Res* 2000; 71: 195–207.
30. **Lou** MF. Redox regulation in the lens. *Prog Retin Eye Res* 2003; 22: 657–682.
31. **Ariana** D Goertz, William C. Stewart, William R. Burns, Jeanette A. Stewart and Lindsay A. Nelson. Review of the impact of presbyopia on quality of life in the developing and developed world *Acta Ophthalmol*. 2014; 92: 497–500.
32. **Davson**, H. *Davson's Physiology of the Eye*. Pergamon Press, New York 1990.
33. **Strenk**, Susan A, Lawrence M. Strenk, and Jane F. Koretz. The Mechanism of Presbyopia. *Progress in Retinal and Eye Research* 24, no. 3; 2005: 379–93.
doi:10.1016/j.preteyeres.2004.11.001.
34. **Hugh** P Williams. Sir Harold Ridley's vision. *J Ophthalmol* 2001; 85:1022–1023
35. **Grosskopf** U, Eisenmann D. Eingeschränkte Nachtfahrtauglichkeit bei mono- und multifokaler Pseudophakie. 10. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie, 1996: 20–24.
36. **Apple** DJ, Auffarth GU, Peng Q, Visessook N. *Foldable intraocular lenses: Evolution, clinicopathologic correlations and complications*, Slack Inc. Thorofare, NJ, USA, 2000.
37. **Auffarth** 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.
38. **Dick** B, Eisenmann D, Fabian E, Schwenn O, *Geschichte und derzeitiger Stand. Refraktive Kataraktchirurgie mit multifokalen Intraokularlinsen*, Springer Verlag, 1. Aufl. 1999: 1–12.
39. **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.
40. **Kaymak** H, Mester U. Vorteile und Grenzen von multifokalen Intraokularlinsen, Vortrag, 106. DOG Kongress, 2008: 18–21.09.
41. **Lindstrom** RL. Multifocal and bifocal implants—Editorial review, *Curr Opin Ophthalmol* 1993; 4 (I), 3–9.
42. **Nowak** MR, Strobel J, Jacobi F. Blendung und Kontrast bei Diffraktionsintraokularlinsen,

- Fortschr Ophthalmol 1991: 88, 125–127.
43. **Uusitalo** RJ, Tarkkanen A. Outcomes of small incision surgery, J Cataract Refract Surg 1998: 24, 212-221.
 44. **Wilkins**, Mark R. et al. Randomized Trial of Multifocal Intraocular Lenses versus Monovision after Bilateral Cataract Surgery, Ophthalmology 2013: Volume 120 , Issue 12 , 2449 – 2455.
 45. **Yanoff** M, Duker J. Ophthalmology 2. Edition 2009: 394.
 46. **Lane** S. Multifocal Intraocular Lenses, Ophthalmol Clin N Am 19 2006: 89 – 105.
 47. **Hayashi** K et al. Visual acuity from far to near and contrast sensitivity in eyes with a diffractive multifocal intraocular lens with a low addition power, J Cataract Refract Surg, 2009: 35, 2070-2076.
 48. **Donabedian** A. The definition of quality and approaches to its assessment, Explorations in Quality Assessment and Monitoring, 1980, Vol. 1, Health Administration Press, Ann Arbor, MI.
 49. **Lin** B, Kelly E. Methodological issues in patient satisfaction surveys, International Journal of Health Care Quality Assurance, 1995: Vol. 8 No. 6, p. 32.
 50. **Gill** L, White L. A critical review of patient satisfaction, Leadership in Health Services, 2009: Vol. 22 No. 1, pp. 8-19.
 51. **Heidegger** T, Saal D, Nuebling M. Patient satisfaction with anaesthesia care: what is patient satisfaction, how should it be measured, and what is the evidence for assuring high patient satisfaction, Best Practice and Research Clinical Anaesthesiology, 2006: Vol. 20 No. 2, pp. 331-46.
 52. **Hawthorne** G. Review of Patient Satisfaction Measures, Australian Government Department of Health and Ageing, Canberra, 2006.
 53. **Crowe** R, Gage H, Hampson S, Hart J, Kimber A, Storey L, Thomas H. The measurement of satisfaction with healthcare: implications for practice from a systematic review of the literature, Health Technology Assessment, 2002: Vol. 6 No. 32, pp. 1-244.
 54. **Gilbert** GR, Veloutsou C. A cross-industry comparison of customer satisfaction. The Journal of Services Marketing 2006: Vol. 20 No. 5, pp. 298-307.
 55. **Zetkin** M, Schaldach H. Lexikon der Medizin. Wiesbaden 1999: Ullstein Medical.
 56. **Blum** K. Patientenzufriedenheit bei ambulanten Operationen. Weinheim. München: Juventa 1999.
 57. **Wüthrich-Schneider** E. Qualitätsmanagement in Spitälern: Ein Modell Evaluation der Patientenzufriedenheit. Diss. Universität St. Gallen 1998
 58. **Augustin** M, Radtke M A, Zschocke I, Blome C, Behechtnejad J, Schäfer I, Reusch M, Mielke V, Rustenbach SJ. Patient benefit index (PBI) - a novel approach in patient-defined outcomes measurement for skin diseases. Arch Dermatol Res 2009: 301(8): 561-571.
 59. **Blome** C. "Patient Benefit Index 2.0" – Weiterentwicklung einer Methodik zur Erfassung patientenrelevanter Ziele und Nutzen in der Dermatologie, 2012: E-Diss, Fakultät Erziehungswissenschaft, Psychologie und Bewegungswissenschaft, Fachbereich Psychologie der Universität Hamburg.
 60. **Alió** JL, Elkady B, Ortiz D, Bernabeu G. Clinical outcomes and intraocular optical quality of a diffractive multifocal intraocular lens with asymmetrical light distribution. J Cataract Refract Surg 2008: 34:942– 8.
 61. **Augustin** M & **Rychlik** R. Kriterien und Methoden einer Kosten-Nutzen-Bewertung von

- Arzneimitteln unter Einbeziehung internationaler Referenzen. Expertise für den Bundesverband der Pharmazeutischen Industrie. Erhältlich beim Bundesverband der Pharmazeutischen Industrie 2006.
62. **Bullinger M** Assessing health related quality of life in medicine. An overview over concepts, methods and applications in international research. *Restor Neurol Neurosci* 2002; 20: 93-101.
 63. **Zschocke I, Hammelmann U, Augustin M.** Therapeutischer Nutzen in der dermatologischen Behandlung. *Hautarzt* 2005; 56: 839-846.
 64. **Helmholtz H:** Ueber die Accommodation des Auges. In: Albrecht von Graefes Archiv für Ophthalmologie. 2, 1855: p. 1–74.
 65. **Holz FG, Pauleikoff D, Spaide RF, et al..** Altersabhängige Makuladegeneration, 2. Auflage, Springer Verlag, 2004.
 66. **de Vries NE & Nuijts RM.** Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: literature review of benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39:268–278.
 67. **Leyland M & Pringle E** Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2006; 4:CD003169.
 68. **van der Linden JW, van Velthoven M, van der Meulen I, Nieuwendaal C, Mourits M & Lapid-Gortzak R.** Comparison of a new-generation sectorial addition multifocal intraocular lens and a diffractive apodized multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38:68–73.
 69. **Maurino V, Allan BD, Rubin GS, Bunce C, Xing W & Findl O.** Moorfields IOL Study Group Quality of vision after bilateral multifocal intraocular lens implantation: a randomized trial--AT LISA 809M versus AcrySof ReSTOR SN6AD1. *Ophthalmology* 2015; 122:700-710.
 70. **Hütz WW, Eckhardt HB, Rohrig B & Grolmus R.** Intermediate vision and reading speed with Array, Tecnis, and ReSTOR intraocular lenses. *J Refract J Refract Surg* 2008; 24:251–256.
 71. **Alio JL, Plaza-Puche AB, Pinero DP, Amparo F, Jimenez R, Rodriguez-Prats JL, Javaloy J & Pongo V.** Optical analysis, reading performance, and quality-of-life evaluation after implantation of a diffractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37:27–37.
 72. **Cillino G, Casuccio A, Pasti M, Bono V, Mencucci R & Cillino S.** Working-age cataract patients: visual results, reading performance, and quality of life with three diffractive multifocal intraocular lenses. *Ophthalmology* 2014; 121:34–44.
 73. **Rasp M, Bachernegg A, Seyeddain O, Ruckhofer J, Emesz M, Stoiber J, Grabner G & Dextl AK** Bilateral reading performance of 4 multifocal intraocular lens models and a monofocal intraocular lens under bright lighting conditions. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38:1950–1961.
 74. **Pepose JS, Qazi MA, Davies J, Doane JF, Loden JC, Sivalingham V & Mahmoud AM.** Visual performance of patients with bilateral vs combination Crystalens, ReZoom, and Re-STOR intraocular lens implants. *Am J Ophthalmol* 2007; 144:347–357.
 75. **Frieling-Reuss EH** Comparative analysis of the visual and refractive outcomes of an aspheric diffractive intraocular lens with and without toricity. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39:1485–1493.
 76. **Hofmann T, Zuberbuhler B, Cervino A, Montes-Mico R & Haefliger E.** Retinal straylight and complaint scores 18 months after implantation of the AcrySof monofocal

- and ReSTOR diffractive intraocular lenses. *J Refract Surg* 2009: 25:485–492.
77. **Alio JL**, Elkady B, Ortiz D & Bernabeu G. Clinical outcomes and intraocular optical quality of a diffractive multifocal intraocular lens with asymmetrical light distribution. *J Cataract Refract Surg* 2008: 34:942–948.
 78. **Chiam PJ**, Chan JH, Aggarwal RK & Kasaby S. ReSTOR intraocular lens implantation in cataract surgery: quality of vision. *J Cataract Refract Surg* 2006: 32:1459–1463.
 79. **Häring G**, Dick HB, Krummenauer F, Weissmantel U, Kroncke W. Subjective photic phenomena with refractive multifocal and monofocal intraocular lenses; results of a multicenter questionnaire. *J Cataract Refract Surg* 2001: 27:245–249.
 80. **Mesci C**, Erbil HH, Olgun A, Aydin N, Candemir B & Akcakaya AA. Differences in contrast sensitivity between monofocal, multifocal and accommodating intraocular lenses: long-term results. *Clin Exp Ophthalmol* 2010: 38:768–777.
 81. **Mester U**, Hunold W, Wesendahl T & Kaymak H. Functional outcomes after implantation of Tecnis ZM900 and Array SA40 multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007: 33:1033–1040.
 82. **Höper D**, Buchta M, Sönnichsen A *Das Zweite StEx Basiswissen Klinische Medizin für Examen und Praxis* 2004: ISBN: 978-3-540-20351-3 (Print) 978-3-642-18569-4 (Online).
 83. **Saladin** Kenneth S. *Anatomy & Physiology: the Unity of Form and Function*. 2012 New York, NY: McGraw-Hill p.16. Print.
 84. **Goersch H**, *Handbuch für Augenoptik*, Carl Zeiss, Markenoptik, 4.Auflage 2000: p.22
 85. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.4 Springer Verlag.
 86. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.5 Springer Verlag.
 87. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.6 Springer Verlag.
 88. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.7 Springer Verlag.
 89. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.8 Springer Verlag.
 90. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.14 Springer Verlag.
 91. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.15-17 Springer Verlag.
 92. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.19-21 Springer Verlag.
 93. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.23 Springer Verlag.
 94. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.26 Springer Verlag.
 95. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.27 Springer Verlag.
 96. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.27-28 Springer Verlag.
 97. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.308 Springer Verlag.
 98. **Kohnen T**. *Refraktive Chirurgie* 2011: p.309 Springer Verlag.
 99. **Schiebler T**. *Anatomie* 1999: p.699-702.
 100. **Javier T**. Multifocal IOLs with apodized diffractive central zone and refractive periphery: optical performance and clinical outcomes; *J Emmetropia* 2014: 5: 155-166.
 101. **Heemraz BS**, Lee CN, Hysi PG, Jones CA, Hammond CJ, Mahroo OA, *Can J: Ophthalmol*. 2016: 51(4):282-7. doi: 10.1016/j.jcjo.2016.02.004. Epub, 2016 Jun 30.
 102. **Konrad** Pesudovs, PhD, FAAO, Estibaliz Garamendi, Msc, and David B Elliott, PhD, FAAO. *The Quality of Life Impact of Refractive Correction (QIRC) Questionnaire: Development and Validation* 2004: VOL. 81, NO. 10, PP. E769 *Optometry and Vision*

Science.

- 103. Steven C, Schallhorn, Jan A. Venter S, Hannan J, Hettinger K, Teenan D.** Effect of postoperative keratometry on quality of vision in the postoperative period after myopic wavefront-guided laser in situ keratomileusis J Cataract Refract Surg. 2015: 41(12):2715-23. doi: 10.1016/j.jcrs.2015.06.034.
- 104. Solomon KD, Fernandez de Castro LE, Sandoval HP, Biber JM, Groat B, Neff KD, Ying MS, French JW, Donnenfeld ED, Lindstrom RL; for the Joint LASIK Study Task Force.** LASIK world literature review: quality of life and patient satisfaction. Ophthalmology 2009: 116:691–701.
- 105. Khadka J, McAlinden C, Pesudovs K.** Quality Assessment of Ophthalmic Questionnaires: Review and Recommendations. 2013: 1040-5488/13/9008-0720/0 VOL. 90, NO. 8, PP. 7 20Y744 Optometry and Vision Science.
- 106. Frings A, Steinberg J, Linke SJ et al.** Ophthalmologe Dezember 2016.

9. Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen entfällt der Lebenslauf.

10. Danksagung

Ich möchte besonderen Dank meinem Sohn Johann und meiner Frau Iana aussprechen, die es mir ermöglichten diese Arbeit zu verfassen. Ein Dankeschön geht auch an Ursula Fischer für die kräftige Unterstützung.

Weiterhin bedanke ich mich bei Dr. Andreas Frings, Dr. Toam Katz und Dr. Stephan Linke für die Betreuung.

Außerdem gilt mein Dank der Fakultät für Augenheilkunde des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf

Albersweiler den 17.07.2017

Mario Fischer

11. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Ich erkläre mich einverstanden, dass meine Dissertation vom Dekanat der Medizinischen Fakultät mit einer gängigen Software zur Erkennung von Plagiaten überprüft werden kann.

Albersweiler den 17.07.2017

Mario Fischer

