

Diplomarbeit

**Refraktive vs. diffraktive multifokale
Intraokularlinsen**

eingereicht von

Burak Kaya

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor(in) der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt am

Universitätsklinik für Augenheilkunde

unter der Anleitung von

Univ.-Doz. Dr. med. univ. Navid Ardjomand

Univ.-OÄⁱⁿ Priv.-Doz.ⁱⁿ Dr.ⁱⁿ Dr.ⁱⁿ Barbara Kirnbauer

Graz, 23. Jänner 2025

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Des Weiteren erkläre ich hiermit, dass, sofern bei der Erstellung dieser Arbeit Künstliche Intelligenz (KI) Werkzeuge zur Generierung und/oder Korrektur bestimmter Textpassagen verwendet wurden, dieser Einsatz unter Einhaltung ethischer Grundsätze, akademischer Integrität und den Vorgaben meiner Universität erfolgte, sowie in Folge dies transparent gemacht und in angemessener Weise gekennzeichnet wurde.

Graz, am 23. Jänner 2025

Burak Kaya eh

Danksagungen

Ich möchte mich bei allen bedanken, die mich sowohl während meiner schulischen als auch akademischen Laufbahn unterstützt haben.

An erster Stelle bedanke ich mich bei meiner Familie, die mich stets motiviert und mir zur Seite gestanden hat. Sie gaben mir viel Kraft und brachten sehr viel Geduld auf. Auch bedanke ich mich bei meinem Betreuer Univ.-Doz. Dr. med. univ. Navid Ardjomand für die Chance und seinen sofortigen Einsatz, insbesondere in Notfällen. Seine Geduld und sein Engagement waren für mich von großer Bedeutung.

Ebenso möchte ich mich bei der Universitätsklinik Graz, Abteilung für Augenheilkunde, bedanken, die mir Ressourcen in Form der Bibliothek zur Verfügung gestellt hat, um diese Diplomarbeit zu verfassen.

Diese Diplomarbeit spiegelt nicht nur meine eigene Arbeit wider, sondern auch die Unterstützung, die ich von vielen Seiten erfahren durfte. Ich bedanke mich recht herzlich bei allen.

Zusammenfassung

Mit dem Fortschreiten des Alters sind die Erkrankungen Presbyopie und Katarakt unausweichlich. In den letzten Jahren hat sich die Technologie der Intraokularlinsen weiterentwickelt, sodass sie immer häufiger in der Behandlung dieser Erkrankungen eingesetzt wird. Im Rahmen dieser Diplomarbeit erfolgt ein Vergleich zwischen refraktiven und diffraktiven multifokalen Intraokularlinsen. Dabei werden die Technologien, Vor- und Nachteile, das Funktionsprinzip und die Auswirkungen auf die visuelle Wahrnehmung im Detail behandelt. Im Zuge einer umfassenden Literaturrecherche wurden Fachpublikationen, wissenschaftliche Studien und Fachliteratur analysiert.

Multifokale Intraokularlinsen bieten eine gute Sicht sowohl für die Nähe als auch die Ferne, unterscheiden sich allerdings in ihrem Linsendesign. Diffraktive multifokale Intraokularlinsen bieten eine höhere Sehqualität im Nahbereich, bringen jedoch Limitationen wie Halos und Glare mit sich. Refraktive multifokale Intraokularlinsen gewährleisten ein gutes Sehen in die Ferne und verursachen aufgrund ihrer optimalen Lichtverteilung im Vergleich zum diffraktiven Linsendesign weniger optische Phänomene.

Die korrekte Wahl des Linsendesigns für jede*n einzelne*n Patient*in ist für die Patient*innenzufriedenheit ausschlaggebend. Die Erkenntnisse dieser Arbeit sollen Ophthalmolog*innen helfen, eine solide Entscheidung über die geeignete Linsentechnologie zu treffen.

Abstract

As we get older, presbyopia and cataracts are inevitable. In recent years, the technology of intraocular lens has developed so that they are being used more and more frequently in the treatment of these diseases. This thesis compares refractive and diffractive multifocal intraocular lenses. The technologies, advantages and disadvantages, the functional principle and their effects on visual perception are discussed in detail. In the course of a comprehensive literature review, specialist publications, scientific studies and specialist literature were analyzed.

Multifocal intraocular lenses offer good near and distance vision, but differ in their lens design. Diffractive multifocal intraocular lenses offer a higher quality of vision at near, but have limitations such as halos and glare. Refractive multifocal intraocular lenses ensure good distance vision and cause fewer photic phenomena due to their optimal light distribution compared to diffractive lens designs.

The correct choice of lens design for each individual patient is crucial for patient satisfaction. The findings of this paper should help ophthalmologists to make a sound decision about the appropriate lens technology.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	2
1.1	Bulbus oculi (Augapfel)	2
1.2	Conjunktiva (Bindehaut).....	2
1.3	Cornea (Hornhaut)	3
1.4	Sklera (Lederhaut)	4
1.5	Choroidea (Aderhaut).....	4
1.6	Retina (Netzhaut).....	4
1.7	Iris (Regenbogenhaut) und Corpus ciliare (Ziliarkörper/Strahlenkörper) ..	6
1.8	Lens cristallina (Linse)	7
1.9	Corpus vitreum (Glaskörper).....	8
1.10	Augenmuskulatur	9
1.11	Augengefäße	10
1.12	Vorder- und Hinterkammer.....	12
2	Physikalische Prinzipien der Optik	13
2.1	Aberrationen	15
2.1.1	Sphärische Aberration	15
2.1.2	Chromatische Aberration	16
2.1.3	Astigmatische Aberration.....	16
2.2	Akkommodation und Presbyopie („Altersweitsichtigkeit“).....	17
3	Katarakt.....	21
3.1	Katarakteinteilung nach dem Alter	21
3.2	Katarakteinteilung nach der Anatomie	22
3.3	Katarakteinteilung nach den Reifestadien.....	22
3.4	Katarakteinteilung nach Ätiologie	23
3.5	Luxatio und Subluxatio lentis	23
3.6	Grading der Katarakt.....	24
3.7	Therapie der Katarakt	25
3.8	Operationstechnik	25
4	Intraokularlinsen.....	26
4.1	Form und Materialgebung der Intraokularlinsen.....	26
4.2	Nachstar.....	27
4.3	Multifokale Intraokularlinsen - refraktiv vs. diffraktiv	28
4.3.1	Funktionsprinzip	28
4.3.2	Refraktive multifokale Intraokularlinsen	29
4.3.3	Diffraktive multifokale Intraokularlinsen	32
4.3.4	Trifokale Intraokularlinsen	35
4.3.5	weitere multifokale IOL-Ansätze.....	37
4.3.5.1	Akkommodierende multifokale IOLs.....	37
4.3.5.2	Lens refilling	38
4.3.5.3	Asymmetrische multifokale IOLs	38

4.4	Extended Depth of Focus-IOLs (EDOF).....	40
4.5	Mix-and-Match Konzept.....	42
5	Conclusio	42
6	Literaturverzeichnis	44

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die Schichten des Auges (Grehn F, 2019).....	6
Abbildung 2: Die Anatomie der natürlichen Linse (Davis G, 2016)	8
Abbildung 3: Chromatische Aberration (Lang GK, 2019).....	16
Abbildung 4: Astigmatische Aberration: Darstellung der prismatischen Effekte und Lichtlenkung (Lang GK, 2019).....	17
Abbildung 5: Der Zusammenhang zwischen der Akkommodation und dem Alter (Grehn F, 2019).....	20
Abbildung 6: Mindestabstand für eine präzise Fokussierung bei Presbyopie (Grehn F, 2019)	20
Abbildung 7: Cataracta senilis (Salmon JF, 2023)	22
Abbildung 8: Refraktionsprinzip (Kampik A, 2005).....	30
Abbildung 9: Array-Multifokallinse mit einem kontinuierlichen Übergang (Dick B, 1999).....	31
Abbildung 10: Refraktive Optik (Auffarth GU, 2008)	31
Abbildung 11: Diffraktionsprinzip (Dick B, 1999)	33
Abbildung 12: bifokale diffraktive Multifokallinse mit konzentrischen Strukturen (Dick B, 1999).....	34
Abbildung 13: Diffraktive Optik (Auffarth GU, 2008)	34
Abbildung 14: Duett-Verfahren: kapselsackfixierte monofokale (torische) Intraokularlinse, sulcusfixierte additive Intraokularlinse (Khoramnia, et al., 2020)	37
Abbildung 15: [a) Verteilung des Lichts am dominanten Auge, b) Verteilung des Lichts am nicht-dominanten Auge, c) Priorisierung des Fokus auf die Fernsicht beim dominanten Auge] (Dick B, 1999)	39
Abbildung 16: [d) Priorisierung des Fokus auf die Nahsicht beim nicht-dominanten Auge, e) scharfe Fern- und Nahsicht durch asymmetrische multifokale IOL] (Dick B, 1999).....	40

1 Einleitung

1.1 Bulbus oculi (Augapfel)

Der mittlere Durchmesser eines gesunden Augapfels eines Erwachsenen beträgt 2,4 cm. (Grehn F, 2019) Der Bulbus ist in der Augenhöhle eingebettet (Behrends JC, 2021). Die Augenhaut besteht aus folgenden Schichten:

Die äußere Augenhaut setzt sich aus der Sklera (Lederhaut) und der Cornea (Hornhaut) zusammen. Die mittlere Augenhaut (Uvea) wird durch den Corpus ciliare (Ziliarkörper), die Choroidea (Aderhaut) und die Iris (Regenbogenhaut) gekennzeichnet. Die Retina (Netzhaut) ist der photosensitive Teil der inneren Augenhaut (Shajari M, 2023). Die lichtbrechenden Strukturen des Auges umfassen den Glaskörper, die Cornea, das Kammerwasser und die Linse (Behrends JC, 2021). Die Cornea verfügt über eine Brechkraft von 43 Dioptrien und die Augenlinse über 20 Dioptrien. Zusammen ergibt sich eine Gesamtbrechkraft von etwa 63 Dioptrien.

Bei der Myopie (Kurzsichtigkeit) ist der Bulbus oculi meist verlängert und bei der Hyperopie (Weitsichtigkeit) verkürzt. Dadurch wird das Bild nicht ordnungsgemäß auf der Netzhaut abgebildet und eine Bildunschärfe entsteht (Grehn F, 2019).

1.2 Conjunktiva (Bindehaut)

Die Vorderfläche des Augapfels wird von der Conjunctiva bulbi umgeben, die sich auf der Lidinnenseite als Conjunctiva tarsi fortsetzt. Durch die Befeuchtung kommt es zu einer mühelosen Bewegung der Augenlider über den Augapfel (Grehn F, 2019).

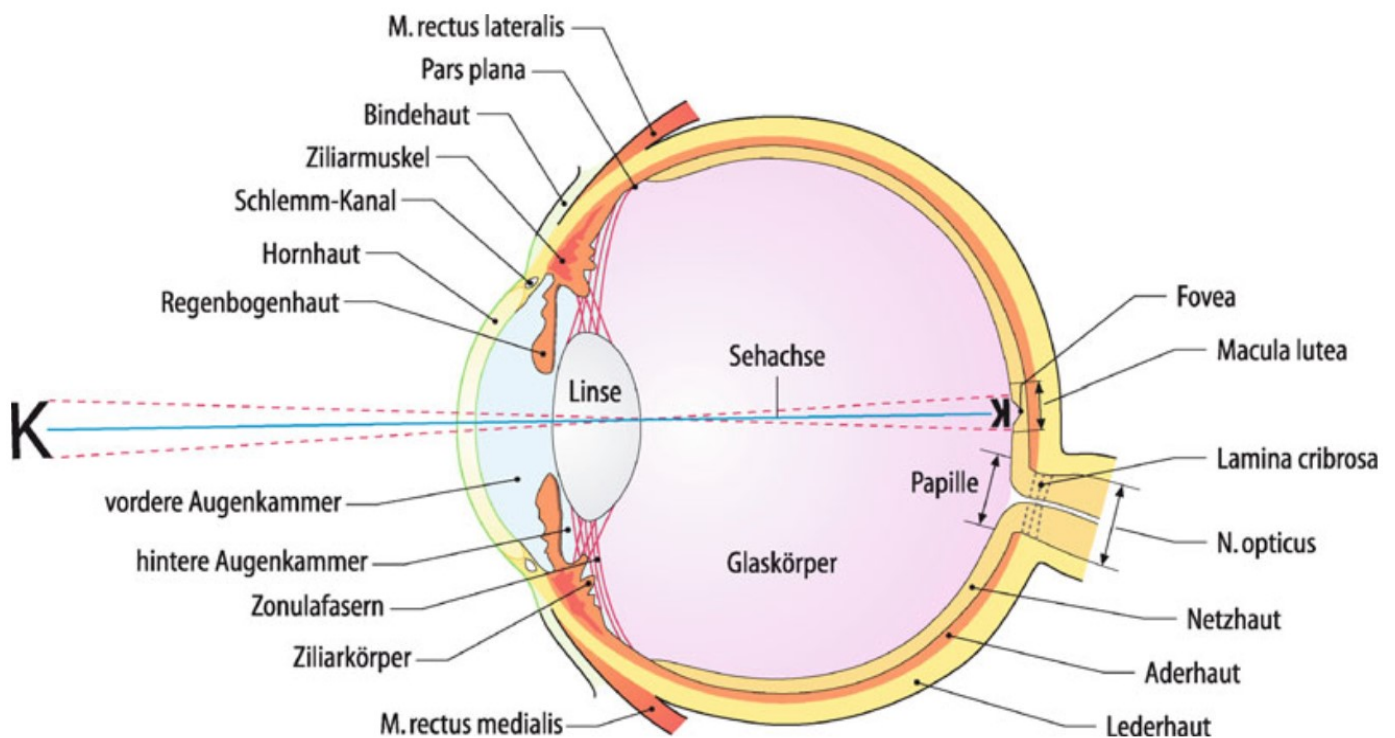


Abbildung 1: Die Anatomie des Auges (Grehn F, 2019)

1.3 Cornea (Hornhaut)

Die Hornhaut weist eine ausgeprägte Wölbung auf (Rohen JW, 1977). Eine ausgeprägte Lichtbrechung gehört zu den cornealen Eigenschaften. Die Cornea misst in der Mitte etwa 550 μm und an den Rändern etwa 700 μm (Grehn F, 2019). Die Zelldichte des Endothels beträgt physiologisch zwischen 3000-4000 Zellen pro mm^2 . Dieser kann mit dem Fortschreiten des Alters abnehmen (DeMonte DW, 2011). Die Cornea verfügt über ein mehrschichtiges Epithel, das dem Schutz vor Umwelteinflüssen dient. Die Bowman-Membran, auch Lamina limitans anterior genannt, trägt zur Festigung der Cornea bei (Grehn F, 2019). Die Hornhaut wird durch den Limbus von der Sklera abgegrenzt (Rohen JW, 1977). Der Hornhaut-Limbus enthält Stammzellen, die bei der Regeneration der Hornhaut zum Einsatz kommen. Das Stroma ist aufgrund der Anordnung seiner kollagenen Fasern transparent (Grehn F, 2019). Die äußerste Schicht besteht aus unverhorntem Plattenepithel, welches mehrschichtig und zellteilungsaktiv ist (Rohen JW, 1977). Das einschichtige Endothel liegt an der inneren Grenze. Die dehnbare Descemet-Membran erstreckt sich zwischen Endothel und

Hornhautstroma. Das Eindringen des Kammerwassers in das Stroma wird durch die Endothelschicht verhindert. Durch Umwelteinflüsse kann die Zellzahl des Endothels abnehmen und folglich quillt die Cornea auf und verliert ihre Transparenz (Grehn F, 2019).

1.4 Sklera (Lederhaut)

Die Lederhaut weist eine Dicke von 1 mm auf. Die äußere Schicht des Auges besteht aus der Sklera und der Cornea. Sie ist gefäßarm und weist eine geringe Zellzahl auf. Die Lamina cribrosa ist ein Bestandteil der Sklera, der in der Form eines Siebs den Austritt der Fasern des Nervus opticus ermöglicht (Grehn F, 2019).

1.5 Choroidea (Aderhaut)

Die Choroidea setzt sich aus der Lamina elastica (Bruchmembran), der Choriokapillaris und der Lamina vasculosa zusammen. Die Lamina elastica ist die innere Schicht und besteht aus dehnbaren Bindegewebsfasern. Die Choriokapillaris bildet die mittlere Schicht und ist ein Plexus aus Kapillaren. Die äußerste Schicht wird von der Lamina vasculosa gebildet und enthält größere Blutgefäße. Die Choroidea enthält zahlreiche Blutgefäße und sorgt für die Perfusion der Netzhaut. Außerdem ist sie an der Thermoregulation des Auges beteiligt (Grehn F, 2019).

1.6 Retina (Netzhaut)

Die Retina verfügt über rund 127 Millionen Photorezeptoren. Dem Sehsinn stehen etwa 7 Millionen Zapfen und 120 Millionen Stäbchen zur Verfügung. Die Zapfen dienen der Farbwahrnehmung und dem Sehen bei Tageslicht, und die Stäbchen hingegen dem Sehen bei niedrigen Lichtverhältnissen. Die Zapfen sind im zentralen Bereich und die Stäbchen im Randbereich der Retina lokalisiert (Grehn

F, 2019). Man unterscheidet 3 Arten von Farbzapfen: die blauen Zapfen mit einer Spitzenabsorption bei 440 nm, die grünen Zapfen bei 540 nm und die roten Zapfen bei 570 nm. Die Stäbchen verfügen über Rhodopsin, auch Sehpurpur genannt. Bei Kontakt mit Licht verändert das lichtempfindliche Pigment seine Form und ein elektrisches Signal entsteht (Dahlmann C, 2024).

An der Stelle der Sehnervenpapille sind keine Photorezeptoren verfügbar, was den blinden Fleck im visuellen Feld verursacht. Der gelbe Fleck, auch Macula lutea genannt, befindet sich seitlich der Sehnervenpapille und enthält die zentrale Sehgrube. Die Sehgrube, auch Fovea centralis genannt, besteht hauptsächlich aus Zapfen, was diesen Bereich zum Ort der größten Sehschärfe macht (Grehn F, 2019).

Die äußere Körnerschicht besteht aus den Zellkernen, die den Photorezeptoren angehören. Die innere Körnerschicht setzt sich aus den Amakrinzellen, Horizontalzellen und den Zellkernen der Bipolarzellen zusammen. Die Photorezeptoren, bipolare Nervenzellen und Ganglienzellen sind aufeinanderfolgend miteinander verbunden. Die Photorezeptoren, die die Funktion des ersten Neurons übernehmen, werden vom Licht erreicht, nachdem es sämtliche Schichten der Retina passiert hat. Die Neurite der Photorezeptoren leiten die Signale an die Bipolarzellen, die das zweite Neuron darstellen, und anschließend an die Ganglienzellen, die als drittes Neuron wirken. Der Sehnerv besteht aus den Nervenfasern der Ganglienzellen, die sich an der Sehnervenpapille bündeln, die die Signale an das Gehirn weiterleiten (Grehn F, 2019).

Das Chiasma opticum befindet sich suprahypophysär und ist der Punkt, an dem beide Nervi optici sich überschneiden. Die Nervenfasern der temporalen Hälften der Retina ziehen auf derselben Seite des Körpers, die Nervenfasern der nasalen Hälften der Retina hingegen auf die gegenüberliegende Seite. Vom Chiasma opticum bis zum Corpus geniculatum laterale erstreckt sich der Sehstrang, auch Tractus opticus genannt. Die Nervenfasern der temporalen Hälfte der Retina eines Auges verlaufen im Sehstrang zusammen mit den Nervenfasern der nasalen Hälfte der Retina des gegenüberliegenden Auges. Bei Schäden am Tractus opticus kommt es zu einer homonymen Hemianopsie, bei Schäden am Chiasma opticum hingegen zu einer bitemporalen Hemianopsie. Die visuelle

Informationsverarbeitung findet im visuellen Cortex und im Corpus geniculatum laterale, einem Teil des Thalamus, statt.

(Dahlmann C, 2024)

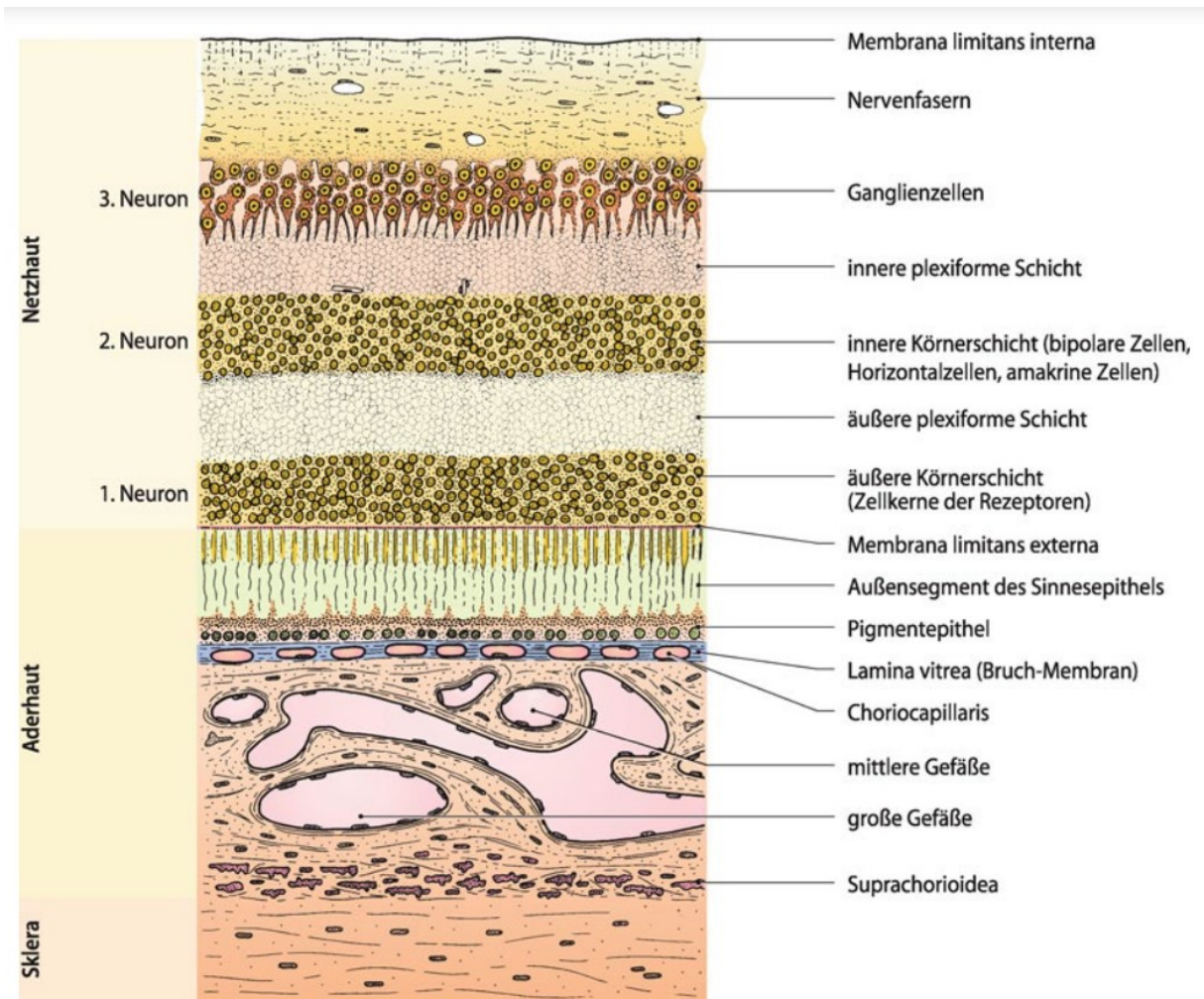


Abbildung 1: Die Schichten des Auges (Grehn F, 2019)

1.7 Iris (Regenbogenhaut) und Corpus ciliare (Ziliarkörper/Strahlenkörper)

Die Regenbogenhaut enthält die Pupille und wirkt als Öffnung, die den Einfall des Lichts steuert (Grehn F, 2019). Sie dient als Trennung zwischen Vorder- und Hinterkammer (Bergua A, 2017). Bei Fokussierung auf nahe Objekte oder einem Lichteinfall verengt sich die Pupille (Miosis) durch den Musculus sphincter pupillae, welcher vom Parasympatikus gesteuert wird. Im Gegensatz dazu bewirkt

der Musculus dilatator pupillae eine Pupillenerweiterung (Mydriasis), der durch den Sympathikus aktiviert wird. Die Iris wird durch das Bindegewebe und die Pigmentschicht gebildet. Die Iris schließt an den Kammerwinkel an und setzt sich im Strahlenkörper fort. Der Corpus ciliare besteht aus der Pars plana und der Pars plicata. Über die im posterioren Bereich des Corpus ciliare befindliche Pars plana kann eine Zugangsstelle für eine Glaskörperentfernung erfolgen. Die im anterioren Abschnitt befindliche Pars plicata beinhaltet den Musculus ciliaris und die Processus ciliares (Grehn F, 2019). Der Corpus ciliare besteht aus dem Ziliarepithel, -stroma und-muskel. Dem Ziliarkörper werden Nah- und Ferneinstellung des Auges und die Kammerwasserproduktion zugeschrieben (Mohlin C, 2017). Die Zonulafasern setzen an den Ziliarkörper an und dienen als Befestigungsapparat der Linse (Grehn F, 2019).

1.8 Lens cristallina (Linse)

Die Linse ist aufgrund ihrer Transparenz lichtdurchlässig, beidseitig konvex geformt und an den Zonulafasern befestigt (Lang GK, 2019; Goebeler M, 2011; Grehn F, 2019). Je nach Akkommodationszustand liegt ihre Brechkraft zwischen 10 und 20 Dioptrien (Lang GK, 2019). Die Rückseite verfügt über eine größere Krümmung als die Vorderseite. Die Kapsel umschließt die Linse (Bergua A, 2017). Sie setzt sich zudem aus dem inneren Kern (Nucleus lentis), der äußeren Rinde (Cortex lentis), der Linsenkapsel und dem Epithel (Epithelium) zusammen (Davis G, 2016). Ununterbrochen entstehen neue Faserstrukturen in der Linse, die zu einem Linsenwachstum führen und sich im Cortex ansiedeln (Dubbelman M, 2003). Durch den Transport von Nährstoffen aus der Vorderkammer kommt es zu einer Versorgung der gefäßfreien Linse (Lang GK, 2019; Goebeler M, 2011). Sie dient der Lichtbrechung und ermöglicht durch Akkommodation die Fokussierung auf Nähe und Ferne (Grehn F, 2019).

Die Linseneiweiße (Albuminoide) steigen mit dem Fortschreiten des Alters an, wobei der Flüssigkeitsgehalt der Linse sinkt. Die Linse verliert ihre Flexibilität und wird steifer, wodurch es zu einem Verlust der Fähigkeit zur Anpassung des Fokus

kommt. Zudem kommt es zu einer Linsentrübung und die letztlich zu einem Cataracta senilis, auch als grauer Star bezeichnet, führen kann (Lang GK, 2019).

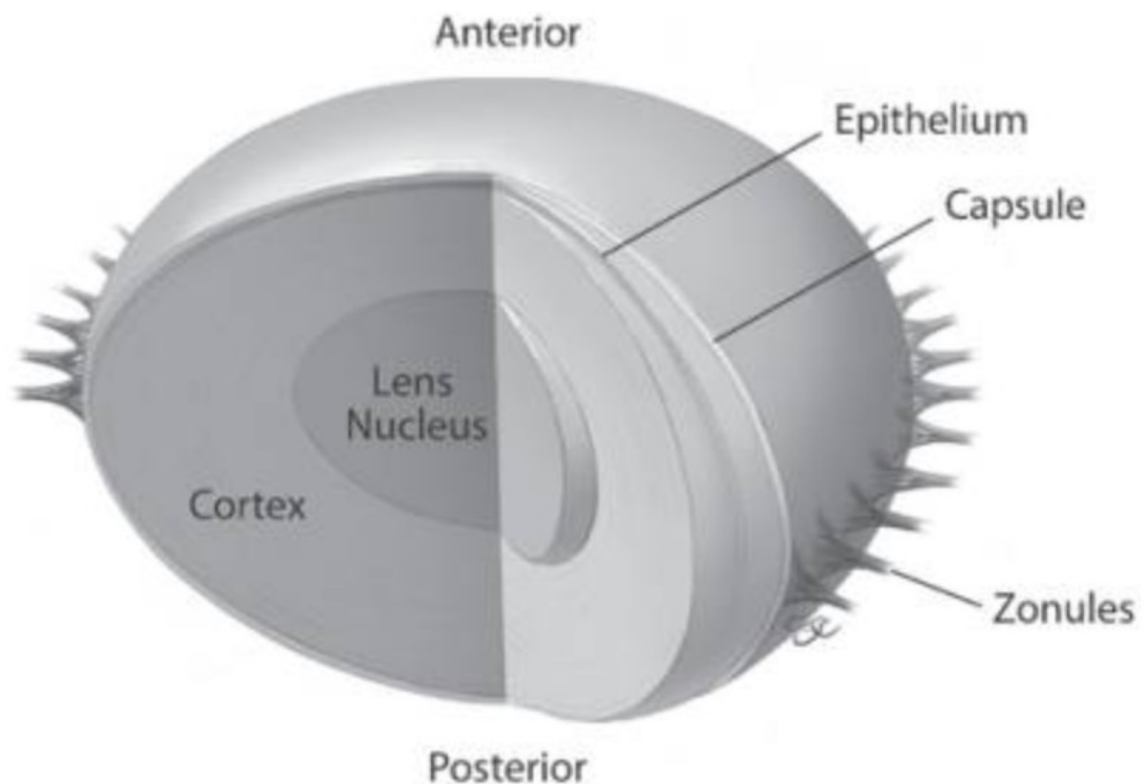


Abbildung 2: Die Anatomie der natürlichen Linse (Davis G, 2016)

1.9 Corpus vitreum (Glaskörper)

Das gallerartige Corpus vitreum befindet sich im Glaskörperraum und trägt zur Formgebung des Augapfels bei. Es setzt sich vorwiegend aus Flüssigkeit zusammen und enthält in geringem Maße Glykosaminoglykane und Eiweiße wie Kollagen (Lang GK, 2019). Der Lichtbrechungsindex des Corpus vitreum stimmt mit dem des Kammerwassers überein. Sie weist eine direkte Verbindung zum Sehnervenkopf und auch eine geringfügige Verbindung zur Sehgrube, der Retina und den Blutgefäßen auf (Grehn F, 2019). Die Glaskörpermembran, auch als Hyaloidmembran bekannt, ist mit der Salzmann-Glaskörperbasis verbunden, die sich an der Netzhautoberfläche nahe der Ziliarmembran befindet. Sie ist außerdem mit dem Ligamentum hyaloideocapsulare verbunden, das an dem posterioren Abschnitt der Kapsel befestigt ist, und mit dem Martegiani-Ring, der

sich um den Sehnervenkopf befindet. Der Glaskörper ist weder perfundiert noch innerviert (Lang GK, 2019).

Im Laufe des Alters kann es aufgrund einer Störung der Kollagenfaserstruktur zu einer Verflüssigung des Glaskörpers kommen (Lang GK, 2019). Der Glaskörper kann sich von seinen direkten Anhaftungen am Auge lösen, wodurch ein Netzhautriss oder eine Ablösung der Retina (Ablatio retinae) entstehen kann. (Lang GK, 2019; Grehn F, 2019).

1.10 Augenmuskulatur

Die Motilität der Augen wird durch folgende Muskeln beeinflusst: Musculus rectus lateralis (Abduktor), Musculus rectus medialis (Adduktor), Musculus rectus superior (Anheber), Musculus rectus inferior (Absenker), Musculus obliquus superior (Einwärtsdreher) und Musculus obliquus inferior (Auswärtsdreher). Sie werden durch den Nervus oculomotorius, den Nervus trochlearis und den Nervus abducens innerviert. Der Musculus rectus lateralis und Musculus rectus medialis sind für die Horizontalbewegung der Augen zuständig. Eine Augenbewegung nach temporal wird durch den Musculus rectus lateralis und eine Augenbewegung nach nasal wird dagegen durch den Musculus rectus medialis bewirkt. Der Musculus rectus superior und Musculus rectus inferior bewegen die Augen in der vertikalen Ebene. Der Musculus rectus superior bewegt das Auge nach oben, während der Musculus rectus inferior es nach unten lenkt. Der Musculus obliquus superior rotiert das Auge nach innen, im Gegensatz dazu rotiert der Musculus obliquus inferior den Bulbus oculi nach außen. Eine Störung des Musculus obliquus superior führt zu Diplopie, bei der geneigte und vertikal verschobene Bilder entstehen, begleitet von Vertigo und Nausea.

Der Musculus levator palpebrae superioris, der Musculus rectus medialis, der Musculus rectus superior, der Musculus obliquus inferior und der Musculus rectus inferior sind mit der Nervenversorgung durch den Nervus oculomotorius versehen. Für die motorische Innervation des Musculus rectus lateralis ist der Nervus abducens zuständig und für die motorische Innervation des Musculus obliquus superior ist der Nervus trochlearis verantwortlich. Für den Lidschluss ist der

Musculus orbicularis oculi zuständig, welcher durch den Nervus facialis gesteuert wird. Bei einer Lähmung des Nervus facialis ist der komplette Lidschluss nicht mehr möglich. Dies führt zu einer Schwäche des unteren Augenlids, das dadurch absinken kann. Bei einer Parese des Nervus abducens ist der Musculus rectus lateralis betroffen, wodurch das Auge nach nasal gerichtet ist. Im Falle einer Parese des Nervus trochlearis wird das Auge beim Blick nach unten stärker zur Nasenseite hin angehoben als auf der gesunden Seite. Wenn das Auge nach temporal abweicht, eine Mydriasis vorliegt und das Oberlid herabhängt (Ptosis), spricht man von einer kompletten Parese des Nervus oculomotorius (Grehn F, 2019). Das Auge wird sensibel durch den Nervus trigeminus innerviert. Der erste Zweig des Trigeminiernervs ist der Nervus ophtalmicus. Dieser zieht durch die obere Orbitafissur und innerviert sensibel die Bindehaut, Kopfhaut, Stirnhaut, und die Oberlidhaut. Der Corpus ciliare, die Regenbogenhaut und die Cornea werden über das Ziliarganglion innerviert. Der zweite Zweig ist der Nervus maxillaris, der sich anschließend zum Nervus infraorbitalis fortsetzt und für die sensible Innervation der Unterlidhaut sowie der Wangenhaut verantwortlich ist. Die Sympathikusinnervation des Auges erfolgt über den ersten Nervenzellkörper vor dem Ganglion, den zweiten Nervenzellkörper im Ganglion cervicale superius und das dritte Axon, das entlang der Arteria carotis interna zieht. Dabei werden das Unterlid und der Musculus tarsalis durch das sympathische Nervensystem versorgt. Der Musculus dilatator pupillae wird zusammen mit den Nervi ciliares longi und breves vom Sympathikus beeinflusst. Die Nervenzellen leiten vom Nucleus oculomotorius accessorius über das Ganglion ciliare zum Musculus sphincter pupillae. Die Versorgung des Musculus sphincter pupillae wird somit durch den Parasympathikus gewährleistet (Grehn F, 2019).

1.11 Augengefäße

Die Arteria ophthalmica, die ihren Ursprung aus der Arteria carotis interna hat und durch den Canalis opticus in die Orbita eintritt, perfundiert das Auge. Der Abtransport des Blutes aus der Venenversorgung erfolgt über die Vena ophthalmica superior und die Vena ophthalmica inferior.

Es werden zwischen den vaskulären Systemen der Retina, der Bindehaut und des Ziliars differenziert. Für die Versorgung der Netzhaut ist die Arteria centralis retinae verantwortlich, die aus der Arteria ophthalmica stammt. Die Vena centralis retinae ist für die Ableitung des venösen Blutes aus der Retina zuständig. An der Oberfläche der Bindehaut befinden sich ihre Gefäße, die gut erkennbar über der Sklera verlaufen.

Die Arteriae ciliares anteriores et posteriores entspringen aus der Arteria ophthalmica. Im muskulären Bereich des Auges treten die Arteriae ciliares anteriores durch die Lederhaut. In der Regenbogenhaut und im Ziliarkörper kommt es zu einer Aufteilung dieser. Die Arteria ciliares posteriores longae und die Arteriae ciliares posteriores breves entspringen aus den Arteriae ciliares posteriores. Im Bereich des Nervus opticus durchdringen sie die Lederhaut und die Arteriae ciliares posteriores breves verzweigen sich weiter in der Choroidea. Die Arteriae ciliares posteriores longae sind an der Perfusion des Corpus ciliare und der Regenbogenhaut beteiligt. Anschließend vereinigen sie sich mit den Arteriae ciliares anteriores. Die Papilla nervi optici wird durch die Arteriae ciliares posteriores durchblutet. Bei einer Perfusionsstörung kann es zu einem Papilleninfarkt führen, auch als anteriore ischämische Optikusneuropathie bezeichnet (Grehn F, 2019).

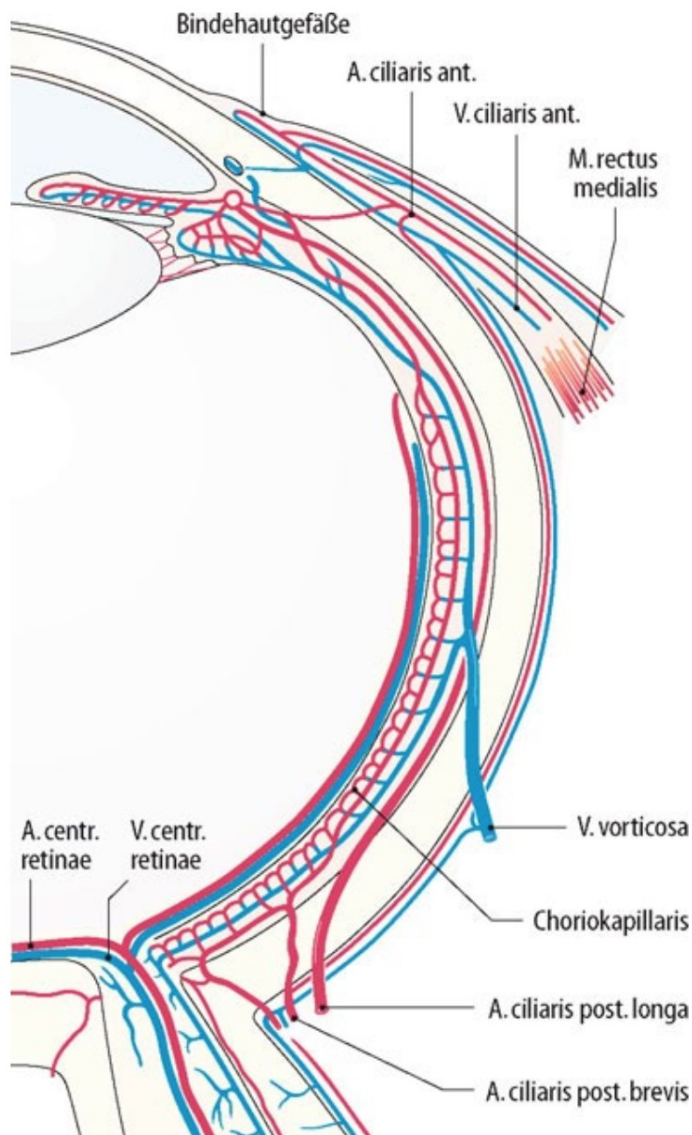


Abbildung 4: Die Augengefäße (Grehn F, 2019)

1.12 Vorder- und Hinterkammer

Die Vorderfläche der Linse und der Iris, der Kammerwinkel, sowie die Hornhaurückfläche bilden die Grenzen der vorderen Augenkammer. Die Strukturen, die die hintere Augenkammer abgrenzen, sind der Sulcus ciliaris, die Iris- und Linsenrückfläche, die vordere Fläche des Corpus vitreum, die Ziliarfortsätze und die Zonulafasern.

Die Kammerwasserproduktion erfolgt durch die Ziliarepithelschicht. Das Kammerwasser wird im Corpus ciliare produziert und gelangt aus der hinteren Augenkammer hindurch zur vorderen Augenkammer, wobei etwa 2 $\mu\text{l}/\text{min}$ Kammerwasser befördert werden. Durch die Diffusion werden die Cornea und Augenlinse mit Nährstoffen versorgt. Die Mehrheit des Kammerwassers fließt über

das Trabekelsystem und in weiterer Folge über den Schlemm-Kanal ab. Von dort wird es über das venöse System der Sklera und die Venen der Bindehaut in den Blutkreislauf abtransportiert. Das Trabekelwerk ist ein schwammartiges Geflecht im Kammerwinkel. Bei einer Abflussbehinderung kommt es zu einem Anstieg des intraokulären Drucks, man spricht von einem Glaukom (Grehn F, 2019).

2 Physikalische Prinzipien der Optik

Das snelliussche Brechungsgesetz beschreibt das Verhalten des Lichts, wenn es an der Grenze zweier verschiedener Medien aufeinandertrifft. Dabei kommt es zu einer Brechung des Lichtstrahls. Die folgende Formel beschreibt das Verhältnis der Sinuswerte des Einfallswinkels und des Ausfallswinkels entsprechend dem snelliusschen Brechungsgesetz:

$$\frac{\sin(\text{Einfallswinkel})}{\sin(\text{Ausfallswinkel})} = \frac{n_2}{n_1}$$

Dabei ist n_1 der Lichtbrechungsindex vor der Grenzfläche und n_2 der Lichtbrechungsindex hinter der Grenzfläche. Eine hohe Differenz der Lichtbrechungsindizes deutet auf eine stärkere Brechung der Lichtstrahlen hin (Behrends JC, 2021).

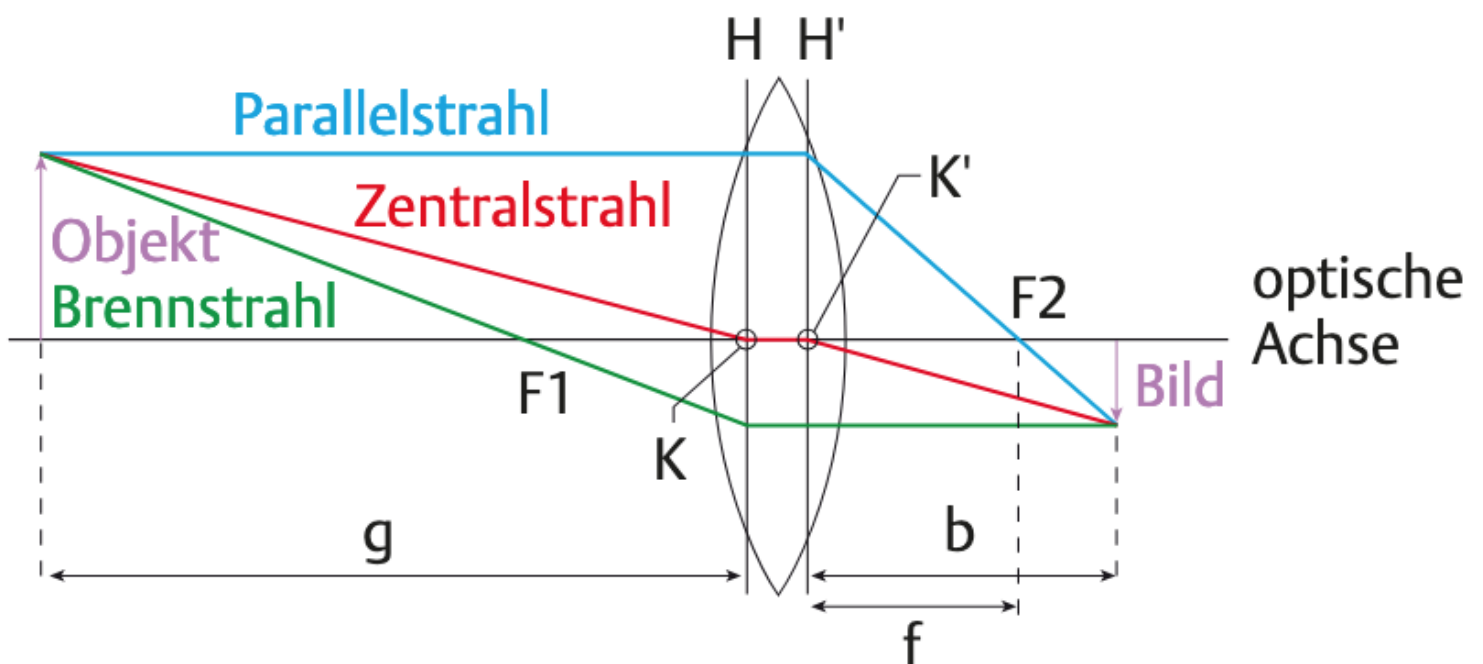


Abbildung 5: Konvexlinse (Behrends JC, 2021)

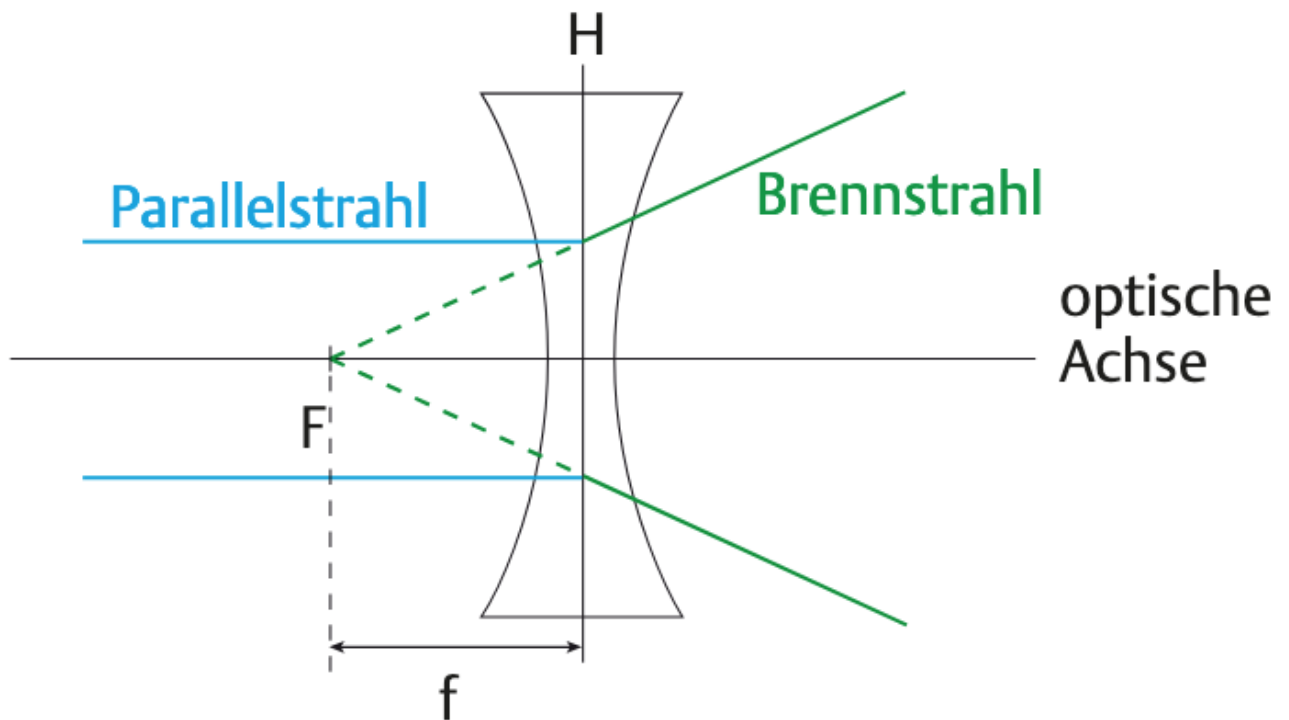


Abbildung 6: Konkavlinse (Behrends JC, 2021)

Die optische Achse ist eine gedachte Linie, die durch den Mittelpunkt der Krümmung des optischen Systems verläuft. Die Parallelstrahlen werden bei einer Konvexlinse umgelenkt und im Fokus F vereint, während sie bei einer Konkavlinse auseinanderstreuen. Die Brennweite f entspricht bei der Konvexlinse der Entfernung von der Hauptebene H' zum Fokus F_2 . F_1 symbolisiert den primären und F_2 den sekundären Fokus. Konkavlinse besitzen eine erste und zweite Hauptebene H und H' . An den Hauptebenen findet die Brechung statt. K und K' symbolisieren die Knotenpunkte. Alle Punkte des Objekts senden Lichtstrahlen zum primären Knotenpunkt aus, der Zentralstrahl verläuft dann zum sekundären Knotenpunkt und weiter zum Abbildungspunkt. Die Distanz von der Hauptebene H' zum Bild wird als Bildweite b und die Distanz des Objekts zur Hauptebene H wird als Gegenstandsweite g angegeben.

Daraus ergibt sich folgende Formel:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{b} + \frac{1}{g}$$

Die Formel für die Brechkraft (D) lautet wie folgt:

$$D \text{ [dpt]} = \frac{1}{f} \text{ [m}^{-1}\text{]}$$

Eine kleine Brennweite f deutet auf eine stärkere Brechkraft hin (Behrends JC, 2021).

2.1 Aberrationen

Unter Aberrationen versteht man optische Fehler, welche sich als trübes oder verkrümmtes Bild äußern. Man unterscheidet zwischen sphärischer, chromatischer und astigmatischer Aberration (Behrends JC, 2021).

2.1.1 Sphärische Aberration

Die peripheren Strahlen werden stärker refraktiert als zentrale Strahlen der Sehachse. Der Körper reguliert durch eine Miosis dagegen, um den optischen Fehler zu minimieren (Behrends JC, 2021). Daraus resultiert eine höhere Schärfentiefe. Heutige Intraokularlinsen verfügen über eine Technologie zur Reduzierung der sphärischen Aberrationen (Lang GK, 2019).

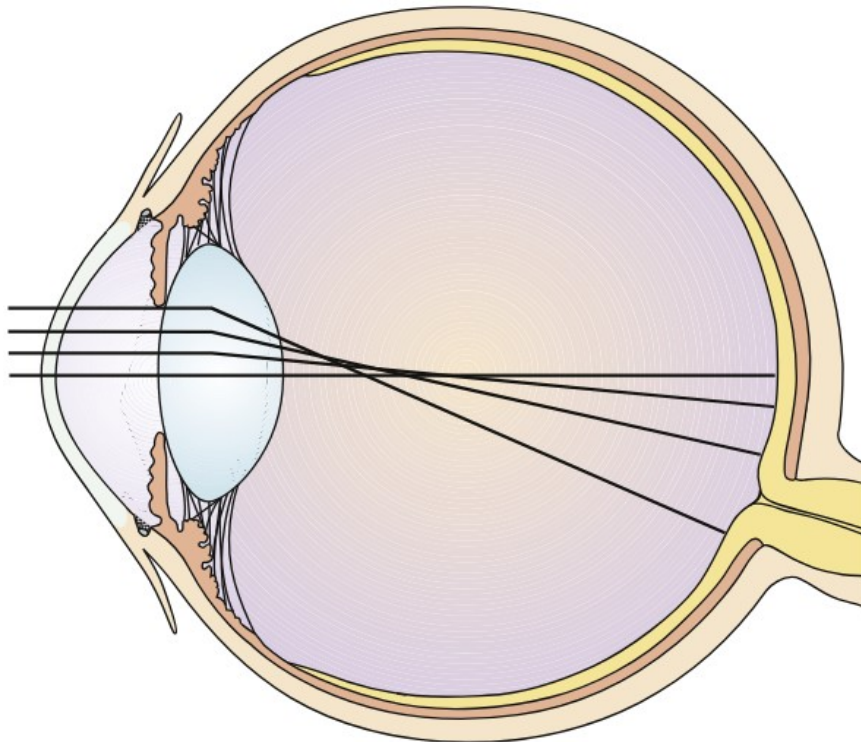


Abbildung 7: Sphärische Aberration (Lang GK, 2019)

2.1.2 Chromatische Aberration

Das Licht wird je nach Wellenlänge unterschiedlich stark refraktiert. Kurzwellige Lichtstrahlen, wie blaues Licht, werden stärker refraktiert als langwellige Lichtstrahlen, wie rotes Licht. Dadurch entsteht eine Farbverzerrung, da das Netzhautbild in unterschiedlichen Wellenlängenbereichen nicht gleich fokussiert ist. Das klarste Bild wird in den mittleren und langen Wellenlängenbereichen erzeugt (Behrends JC, 2021).

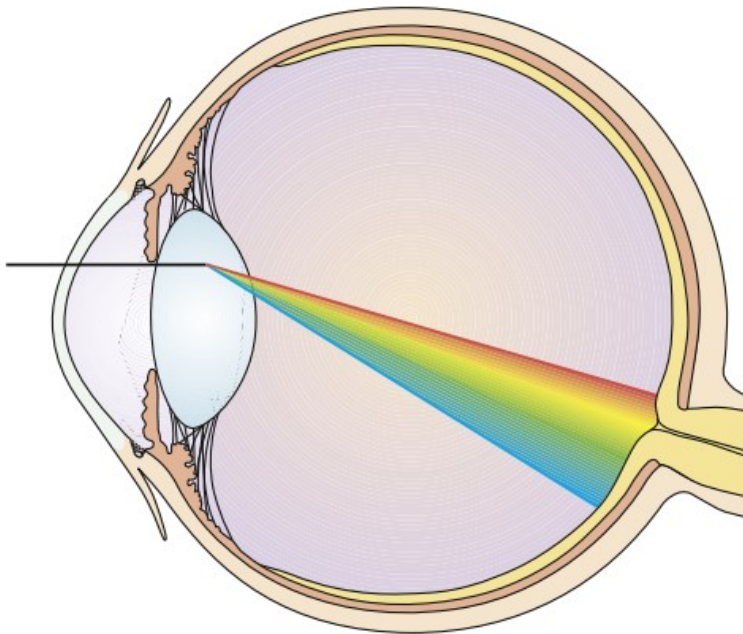


Abbildung 3: Chromatische Aberration (Lang GK, 2019)

2.1.3 Astigmatische Aberration

Astigmatismus tritt hauptsächlich in der Hornhaut oder der Linse auf (Shen W, 2023). Sie wird auch Stabsichtigkeit genannt, da unterschiedliche Lichtbrechung der Augenlinse und der Hornhaut vorliegen kann. Daraus resultiert, dass ein Punkt zu einer gestreckten Form verzerrt wird. Bei einer höheren Brechkraftdifferenz wird jene Linie länger. Ein regulärer Astigmatismus ist bei einer stärkeren Verkrümmung der Hornhaut in eine Richtung gegeben. Von einem Astigmatismus

rectus spricht man, wenn die senkrechte Hornhautkrümmung stärker ausgeprägt ist. Dies ist auf den Einfluss der Lider zurückzuführen. Bei einem irregulären Astigmatismus ist die Oberfläche der Hornhaut inhomogen (Behrends JC, 2021). Früher sprach ein Astigmatismus von mehr als 1 bis 1,5 Dioptrien gegen den Einsatz von multifokalen Intraokularlinsen (Dick B, 1999). Mit dem heutigen Einsatz von torischen multifokalen IOLs kann der Astigmatismus behoben werden, die zur Besserung der Sehleistung beitragen kann (Alio JL, 2017).

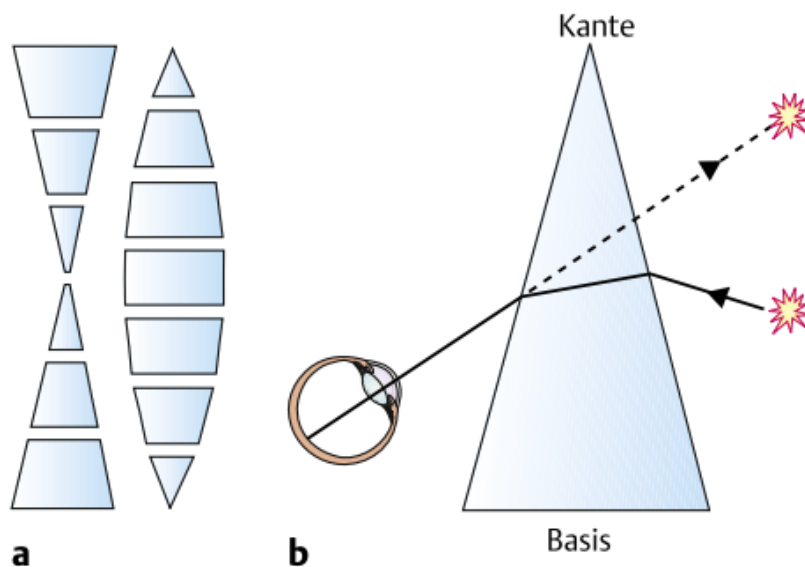


Abbildung 4: Astigmatische Aberration: Darstellung der prismatischen Effekte und Lichtlenkung (Lang GK, 2019)

Die Linse kann als aus zahlreichen Prismen bestehend beschrieben werden. Dabei wird das Lichtbündel zweifach zur Grundlage hingelenkt, sodass der*die Betrachter*in den Eindruck einer Bildverschiebung in Richtung der Prismenkante hat. (Lang GK, 2019)

2.2 Akkommodation und Presbyopie („Altersweitsichtigkeit“)

Im nicht-akkommodierten Zustand beträgt die Linsenbrechkraft 19 Dioptrien. Die Akkommodation erfolgt durch die Ziliarmuskeln, die die Linsenkrümmung verändern. Die Verkürzung des Musculus ciliaris bewirkt die Relaxation der Zonulafasern, wodurch die Linsenkrümmung erhöht wird. Es kommt ebenfalls zu

einer Flachstellung der vorderen Augenkammer und einer Pupillenengstellung. Hierbei spricht man von einer Nahakkommodation (Grehn F, 2019). Dabei erfolgt eine Brechkrafterhöhung (Behrends JC, 2021). Bei der Fernakkommodation sind die Ziliarmuskeln entspannt, die Zonulafasern gespannt und die Linse abgeflacht (Grehn F, 2019). Es folgt eine Brechkraftreduzierung.

Bei der Konvergenzreaktion kommt es bei der Fixierung naher Objekte zu einer Miosis, Augenkonvergenz und zu einer Anpassung der Brechkraft. Die Miosis verleiht dem Auge eine höhere Schärfentiefe.

Die Myopie und die Hyperopie werden der Refraktionsanomalie zugeordnet. Dabei liegt eine Unverhältnismäßigkeit zwischen der Länge des Augapfels und der Brechkraft. Eine Veränderung der Augapfellaenge um 100 µm verursacht eine Änderung der Sehschärfe von 0,3 Dioptrien. Ein emmetroper Erwachsener im frühen Alter weist grundsätzlich eine Naheinstellungsgrenze von 10 cm und einen Ferneinstellungsgrenze ins Endlose. Bei der Myopie unterscheidet man zwischen axialer und refraktiver Myopie. Bei der axialen Myopie liegt eine erhöhte Augapfellaenge und bei der refraktive Myopie liegt eine normale Augapfellaenge vor, jedoch aber eine erhöhte Brechkraft. Das Bild erreicht nicht die Retina und kommt vor der Retina zum Erliegen. Die Ferne wird dabei trüb wahrgenommen. Durch eine entsprechende Konkavlinse kann das Bild an der Retina abgebildet werden. Ebenso ist es ein Lasereingriff zur Behandlung der Myopie möglich. Dabei wird die Hornhaut präzise abgeflacht. Bei der axialen Hyperopie ist die Länge des Augapfels kürzer. Eine refraktive Hyperopie kennzeichnet sich durch eine normale Bulbuslänge und eine niedrige Brechkraft aus. Das Bild wird hinter der Retina fokussiert. Bei der Hyperopiekorrektur kommen sowohl Konvexlinsen als auch Laserbehandlungen zum Einsatz, die die Hornhaut stärker verkrümmen und dadurch die Brechkraft erhöhen (Behrends JC, 2021).

Auf dem Planeten sind 1.000.000.000 Menschen von der Presbyopie betroffen (Wolffsohn J.S., 2019). Die Presbyopie ist eine progrediente Veränderung der Linse, die sich in der Regel ab dem 40. Lebensjahr manifestiert (Singh P, 2023). Durch die Zunahme der Lebensjahre nimmt der Akkommodationsverlust zu. Die Fähigkeit zur Fokussierung naher Objekte nimmt bis +4 Dioptrien ab (Grehn F, 2019). Neben eingeschränktem Nahsehen kann sie sich in Form von verlangsamter Akkommodation, Strabismus und Kopfschmerzen äußern (Singh P,

2023). Die Presbyopie zeichnet sich durch eine Reduktion der Linsenflexibilität und eine Erhöhung der Linsendichte. Diese Faktoren beeinflussen die Akkommodation negativ (Goebeler M, 2011). Weitere relevante Faktoren sind der Flexibilitätsverlust der Zonulafasern sowie der Capsula lentis (Dick B, 1999). Der Fernpunkt bleibt meist konstant, wobei die Nahpunktentfernung stetig zunehmen kann (Behrends JC, 2021). Meist wird die Akkommodationsstörung erst unter 3 Dioptrien erkannt. Dabei ist das Erkennen von gewöhnlichem Text bei einer Entfernung von etwa 33 cm zunehmend erschwert. Die Akkommodationsfähigkeit ist ab einem Alter von rund 60 Jahren vollständig erloschen (Grehn F, 2019). Zu den Korrekturmöglichkeiten der Prebyopie zählen neben der chirurgischen Behandlung auch Brillen und Kontaktlinsen (Singh P, 2023). Die Presbyopie kann mit Konvexlinsen berichtigt werden (Behrends JC, 2021). Operative Verfahren mit dem Ziel der Rekonstruktion der Akkommodation an der Lederhaut blieben erfolglos. In gleicher Weise erwies sich die Informationslage zu Laser-Prebyopic-Reversal sowie zu den Monovisionstechnologien Conductive-Keratoplasty und Hornhaut-Intacs als unzureichend. Der Einsatz moderner multifokaler Intraokularlinsen in Kombination mit ergänzenden Laserbehandlungen zeigt sich jedoch vielversprechend, da damit eine Pseudoakkommodation angestrebt werden kann. Die Anwendung des Excimer-Lasers an der Cornea kann eine Modifikation mit multifokalen Eigenschaften bewirken (Uthoff, 2008).

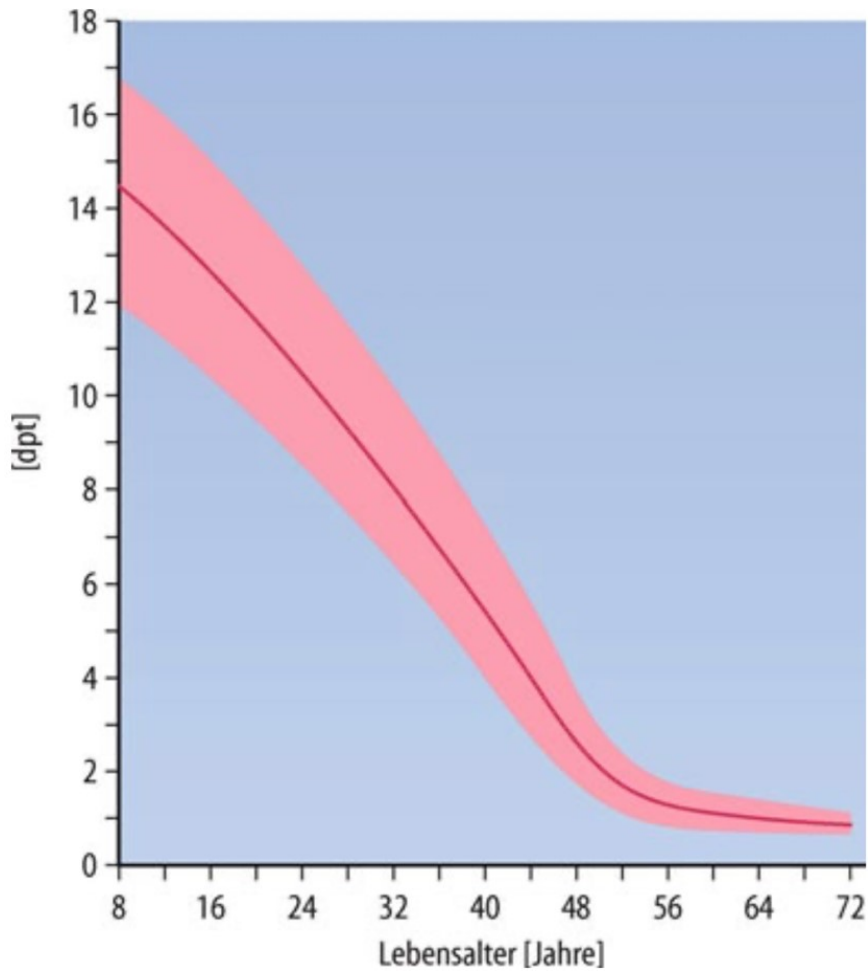


Abbildung 5: Der Zusammenhang zwischen der Akkommodation und dem Alter (Grehn F, 2019)

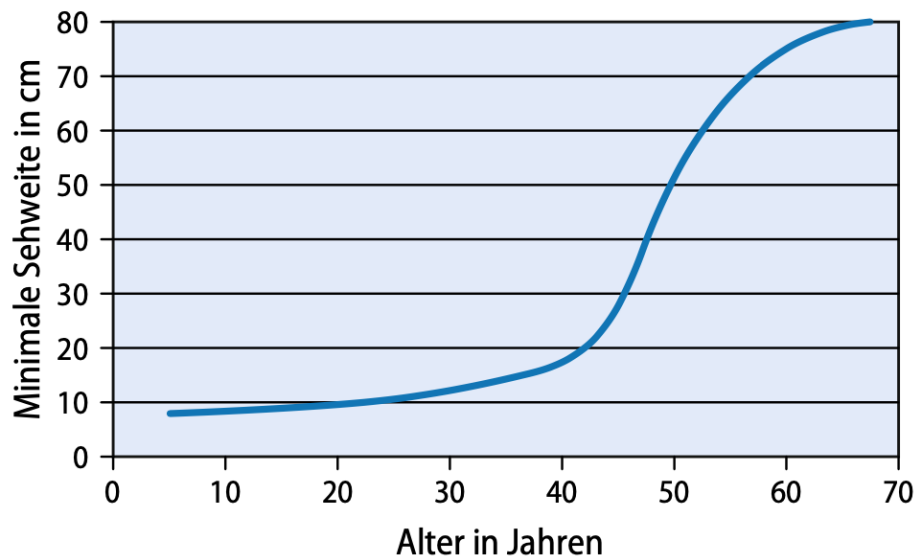


Abbildung 6: Mindestabstand für eine präzise Fokussierung bei Presbyopie (Grehn F, 2019)

3 Katarakt

Die Eintrübung der Linse, die als Katarakt bezeichnet wird, kann zu einer Beeinträchtigung des Sehens führen (Davis G, 2016). Diese kann unterschiedliche Ursachen zugrunde haben. Eine Linsentrübung verfügt über einen progredienten Verlauf. Dabei können unterschiedliche Symptome auftreten, wie Glare, Sehunschärfe, Sehverzerrung, Doppelbilder und gestörte Farbempfindung (Lang GK, 2019). Das fortgeschrittene Alter ist die Hauptursache für den grauen Star, der mit verschiedenen Faktoren im Zusammenhang steht. Die Exposition gegenüber UV-Strahlung sowie der Tabakkonsum gehören zu den Risikofaktoren (Davis G, 2016). Auch Alkohol, das weibliche Geschlecht, Glukokortikoide und Diabetes mellitus können ursächlich sein (West SK, 1995). Das Alter, die Anatomie, die Reifestadien und die Ätiologie gelten als spezifische Kriterien bei der Einteilung des Katarakts (Naumann GOH, 1997).

3.1 Katarakteinteilung nach dem Alter

Die Ursache des kongenitalen Katarakts können verschiedene Erkrankungen zugrunde haben, unter anderem Trisomie 21, metabolische Störungen, Infektionen und Galaktosämie. Die am weitesten verbreitete Variante ist die Cataracta senilis, auch oft als Alterskatarakt bekannt, und ist der erworbenen Form zuzuordnen. Eine erhöhte Dosis an Glukokortikoiden kann einen iatrogenen Katarakt induzieren. Auch kann ein traumatischer Katarakt zu dieser Gruppe zugeordnet werden (Naumann GOH, 1997).

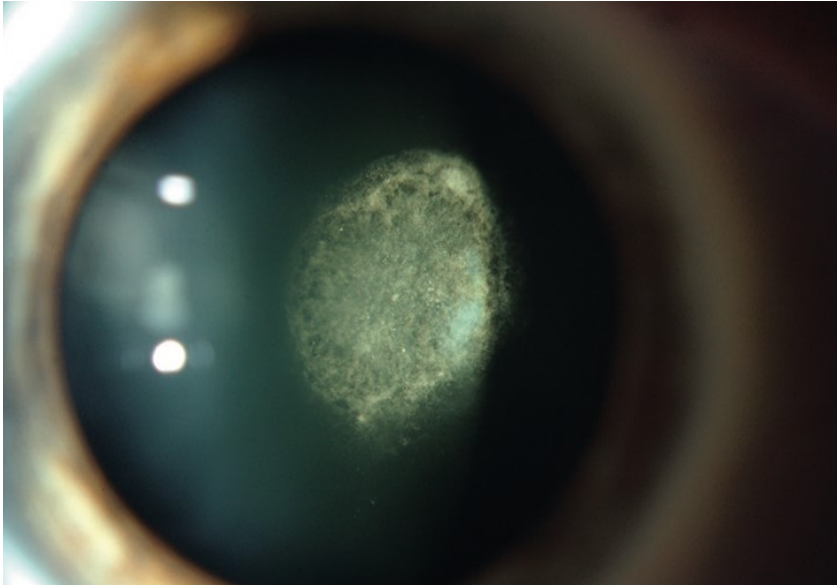


Abbildung 7: Cataracta senilis (Salmon JF, 2023)

3.2 Katarakteinteilung nach der Anatomie

- Cataracta nuclearis (Kerntrübung): Es kommt zu einer erhöhten Fasereinlagerung im Linsenkern
- Cataracta corticalis (Rindentrübung): Keiltrübung in der Rinde
- Cataracta subcapsularis posterior (hintere Trübung der Schale): bei langfristiger Glukokortikoidtherapie, Diabetes mellitus, atopische Dermatitis
- Christbaumschmucktrübung: kolorierte kristallartige Trübungen
- Cataracta coerulea: Kranzartige aquafarbene Eintrübungen
- Cataracta coronaria: Kranztrübung der Rinde (Naumann GOH, 1997)

3.3 Katarakteinteilung nach den Reifestadien

- Cataracta incipiens (beginnender Katarakt)
- Cataracta protracta (fortgeschrittener Katarakt; indiziert für eine Operation)
- Cataracta immatura (teilweise Linsentrübung)
- Cataracta matura (komplette Linsentrübung)
- Cataracta hypermatura/ Cataracta Morgagni (Verflüssigung der Cortex und Absenkung nach unten) (Naumann GOH, 1997)

3.4 Katarakteinteilung nach Ätiologie

- Cataracta complicata (Augenoperationen und -erkrankungen sind dafür verantwortlich. Zu diese gehören Retinopathien, Uveitis anterior, Myopie)
- Cataracta traumatica (Verletzungen am Auge) (Naumann GOH, 1997)

3.5 Luxatio und Subluxatio lentis

Eine Dislokation der Linse, die in den Corpus vitreum ragt, wird als Luxation bezeichnet. In seltenen Fällen kann die Linse auch in die vordere Augenkammer vorragen. Unter einer Subluxation versteht man den Stabilitätsverlust der Zonulafasern. Die lentis ist somit nur mehr teilweise in der Fossa hyaloidea situiert. Die Ätiologie der Luxatio und Subluxatio lentis ist vielfältig. In den meisten Fällen sind Traumata verantwortlich, jedoch können auch seltener vorkommende Erkrankungen, wie Ziliarkörpertumor und Makrophthalmus (starke Kurzsichtigkeit) dafür ursächlich sein und zählen zu den erworbenen Ursachen. Auch genetische Defekte wie das Marfan-Syndrom und das Weill-Marchesani-Syndrom, und Stoffwechselerkrankungen wie die Homozystinurie können selten ursächlich für eine Linsenluxation sein. Im Rahmen des Marfan-Syndroms, das autosomal dominante vererbt wird, kann die Linse nach temporal superior dislozieren. Das Weill-Marchesani-Syndrom, das zu den Kollagenosen gehört, führt häufig zu einer inferioren Dislokation der Linse. Bei Patient*innen mit der autosomal rezessiven vererbaren Homozystinurie ist eine nach nasal inferior gerichtete Verlagerung der Linse charakteristisch (Lang GK, 2019; Naumann GOH, 1997; Salmon JF, 2023). Ein kennzeichnendes Symptom für eine Luxation bzw. Subluxation der Linse ist monokulare Diplopie. Da bei dieser Pathologie ein Defekt der Zonulafasern vorliegt, gestaltet sich die Kataraktoperation für die Chirurg*innen oft als schwierig. Das Pseudoexfoliationssyndrom gehört zu den erworbenen Ätiologien. Hier liegt eine Degeneration mit Akkumulationen vor, die zu einem Stabilitätsverlust der Zonulafasern führt. Charakteristisch für das Pseudoexfoliationssyndrom sind zirkuläre, milchige Ansammlungen auf der anterioren Kapsel der Linse (Naumann GOH, 1997).

3.6 Grading der Katarakt

Eine klinische Beurteilung ist entscheidend für die Festlegung einer chirurgischen Indikation (Naumann GOH, 1997). Hierfür wird das LOCS III (lens opacity classification system III) verwendet (Chylack LT, 1993). Dabei kommen drei Kataraktformen zum Einsatz: die Cataracta nuclearis, die Cataracta corticalis und die Cataracta subcapsularis posterior. Die Cataracta nuclearis wird weiter unterteilt in Opaleszenz (Trübung) und Farbveränderungen. Zur Grading der Katarakte können verschiedene diagnostische Verfahren wie die optische Kohärenztomographie (OCT), Aberrometrie und Pentacam-Scheimpflug-Verfahren angewendet werden. Eine Blaulicht-LED wird im Pentacam-Scheimpflug-Verfahren zur Visualisierung des anterioren Augenabschnitts eingesetzt (Grewal DS, 2009). Das Pentacam nucleus staging (PNS) dient der Analyse von Parametern wie dem Höchstwert der Kerndichte, dem durchschnittlichen Dichtewert und der Standardabweichung. In der PNS-Klassifikation wird der Katarakt in fünf Grade kategorisiert, wobei der höchste Grad eine komplette Trübung darstellt (Magalhães FP, 2011). Die Aberrometrie ermöglicht die Messung der Streueigenschaften optischer Medien im Auge im infraroten Spektralbereich. Dabei wird ein Laser verwendet, um die Streuung des Lichts am Auge über ein entsprechendes Aufnahmegerät zu analysieren (Martínez-Roda JA, 2016). Der Ocular scatter index (OSI) ist ein Parameter für die optische Streuung und ein Wert über 1 kann auf einen beginnenden Katarakt hinweisen. Diese Messung wird mittels der sogenannten „Double-pass-Technik“ durchgeführt (Panthier C, 2019). Zusätzlich zur Klassifikation ermöglicht die optische Kohärenztomografie (OCT) eine hochauflösende Bildgebung. Dabei kommen SD- (spectral domain) und SS- (swept source) Verfahren zum Einsatz, die eine präzise Analyse des Katarakts ermöglichen (Brás JEG, 2018). Im Zuge der „average lens densitometry“ werden die Grauwerte der Bildeinheiten (Pixeln) untersucht. Je stärker die Lichtreflexion desto höher die gemessene Dichte der Linse. Der Schwellenwert beträgt über 73,8 Pixel-Units (Panthier C, 2019).

3.7 Therapie der Katarakt

Eine allgemeine konservative Behandlung des Katarakts ist derzeit nicht möglich und damit ist die operative Therapie die einzige Option (Lang GK, 2019).

Die Kataraktoperation zählt zu den seit Langem bewährten und am weitesten verbreiteten Verfahren (Davis G, 2016). Sie ist ein optimierter und verfeinerter Eingriff, der mit einem geringen Risiko für Nebenwirkungen verbunden ist (Dick B, 1999). Die Notwendigkeit der Behandlung hängt von der zugrunde liegenden Pathologie des Auges ab. Bei einer Cataracta matura ist eine Operation häufig indiziert, um das Risiko eines Glaukoms, das durch eine Phakolyse entstehen kann, zu vermeiden. Auch bei Vorhandensein einer Retinopathie ist eine Katarakttherapie erforderlich, um einen besseren Einblick in den Fundus zu gewährleisten und gegebenenfalls eine Laserbehandlung durchzuführen (Lang GK, 2019). Die chirurgischen Eingriffe haben sich in den vergangenen Jahren signifikant optimiert. Zu den bewährten Methoden zählen die Phakoemulsifikation, Mikroinzisionen und der Einsatz faltbarer Linsen (Auffahrt GU, 2001).

3.8 Operationstechnik

Um die jeweiligen Mikrowerkzeuge und Arzneimittel ins Auge einzubringen, wird eine Primärinzision an der Cornea oder am Limbus sowie zwei Parazentesen, die schmaler als die Primärinzision sind, am Cornearand durchgeführt. Über die Primärinzision können die Phakoemulsifikationssonde, Pinzette für die Kapsulorhexis und die Intraokularlinse eingebracht werden. Über die Parazentesen erfolgt der Einsatz von Hilfsinstrumenten, Medikamenten, Nadeln für die Rhexis sowie elastisches Viskositätsmaterial. In die vordere Augenkammer wird elastisches Viskositätsmaterial eingebracht, gefolgt von der Rhexisnadel. Falls der Fundus nicht klar ersichtlich ist, kann eine Blaufärbung der Kapsel zur besseren Darstellung durchgeführt werden. Die Linsenkapsel wird durch einen gezielten Rissprozess zirkulär geöffnet. Dieser Rissprozess wird unter anderem Kapsulorhexis bezeichnet (Shajari M, 2023). Das Verhindern der Haftung des Kapsulorhexisrands an der Hinterkapsel sollte durch die geringe Überlappung des

Randes mit der Optik angestrebt werden. Eine unzureichende Öffnung ist aufgrund der Gefahr einer Kapselverwachsung oder -verengung (Kapselphimose) ebenfalls zu vermeiden (Dick B, 1999). Die Kapsel wird mit einer Lösung umspült, sodass sich die Lens cristallina sich von der Linsenkapsel isoliert. Dieses Verfahren nennt sich Hydrodissektion. Sobald die Linse flexibel ist, kann mit der Hydrodelineation fortgesetzt werden. Dabei wird mittels erneuter Injektion einer Lösung der Nucleus vom Epinucleus getrennt. Dabei entsteht eine Delineationslinie, die sich zwischen den beiden Schichten befindet. Vor weiterer Fragmentierung der Linse mittels Phakoemulsifikationssonde ist es wichtig, elastisches Viskositätsmaterial zu injizieren. Bei der Phakoemulsifikation werden Furchen herbeigeführt, die Linse in 4 Segmente gespalten, fragmentiert und abgesaugt. In weiterer Folge wird elastisches Viskositätsmaterial in die Kapsel eingebracht. Anschließend wird die sich in einer Patrone befindliche Intraokularlinse im Auge positioniert und zentral ausgerichtet. Das elastische Viskositätsmaterial wird anterior und posterior der Linse aspiriert. Im Rahmen der Schnittflächenhydrierung wird die Linsenausrichtung kontrolliert, die Zugänge abgedichtet und das Antibiotika-Medikament eingebracht. Der Augendruck wird durch eine Sklerakompression evaluiert. Dabei ist darauf zu achten, dass kein Fluid durch die versiegelten Zugänge abfließt. Letztlich werden Jod-Tropfen und antibakterielle Augensalbe mit Glukokortikoiden aufgetragen (Shajari M, 2023).

4 Intraokularlinsen

Intraokularlinsen dienen als Ersatz für die körpereigene Linse, wenn diese ihre Leistung verloren hat. Man unterscheidet zwischen monofokalen Linsen, die nur einen Brennpunkt besitzen, und multifokalen Linsen, die mehrere Brennpunkte aufweisen (Werner, 2021). Die kapselsack-implantierten Intraokularlinsen weisen eine Dioptriestärke von 19 bis 22 Dioptrien auf (Grehn F, 2019).

4.1 Form und Materialgebung der Intraokularlinsen

Intraokularlinsen besitzen üblicherweise einen optischen Durchmesser von 6 mm. Faltfähige Linsen haben derzeit die Oberhand gewonnen. Sie werden als One-Piece- oder Three-Piece-Linsen hergestellt. Intraokularlinsen bestehen aus einem zentralen optischen Element, das die Lichtbrechung übernimmt, und peripheren Elementen, den Haptiken, die zur Stabilisierung beitragen (Shajari M, 2023). Die anfänglichen multifokalen IOLs wurden aus Polymethylmethacrylat (PMMA) gefertigt. Aufgrund ihrer rigiden Form mussten damals größere Schnitte als gegenwärtig gesetzt werden, die zu einem eingriffsbedingten Astigmatismus führten (Dick B, 1999). Polymethylmethacrylat und Silikon kommen heutzutage immer seltener in Verwendung. Das aktuell bevorzugte Material für Intraokularlinsen ist Acrylat. Man differenziert zwischen hydrophoben und hydrophilen Acrylat-Linsen. Hydrophile Acrylat-Linsen erfahren bei Berührung mit Wasser eine Volumenzunahme. Die Außenfläche der hydrophoben Acrylat-Linsen wird oft mit Heparin beschichtet, um eine Inflammation zu verringern. Die Migration von Calciumphosphat an hydrophilen Linsen wird durch hydrophobe Modifikation der Außenschicht verhindert (Shajari M, 2023).

4.2 Nachstar

Eine Sehverschlechterung nach einer Kataraktoperation ist meist dem Nachstar geschuldet (Apple DJ, 2020). Rund ein Drittel der Patient*innen entwickeln einen Nachstar, auch als *Cataracta secundaria* bekannt. Dabei wandern Zellen des Linsenepithels zur hinteren Kapsel und verursachen eine Trübung, die die Sehkraft beeinträchtigen kann. Diese Trübung entsteht, wenn sich die Zellen unkontrolliert vermehren (Lang GK, 2019). Die Migration der Epithelzellen konnte durch die Optimierung der Linsenform und des -materials, insbesondere durch die Schärfung des Linsenrands, drastisch gehemmt werden. Die Therapie der *Cataracta secundaria* besteht aus einer Laserbehandlung. Dabei wird die hintere Kapsel mit dem Neodym:Yttrium-Aluminium-Granat (Nd:YAG-Laser) eröffnet (Apple DJ, 2020). Die Dimension der Öffnung der Hinterkapsel muss an das Design der Linse angepasst werden. Dabei muss berücksichtigt werden, dass eine Erweiterung der Öffnung der Kapsel erfolgen kann (Dick B, 1999).

Die Migration der Epithelzellen konnte durch die Optimierung der Linsenform und des -materials, insbesondere durch die Schärfung des Linsenrands, drastisch gehemmt werden (Apple DJ, 2020). Jedoch können die Kantenschärfung zu Lichtphänomenen führen (Haeberle H, 2013). Durch moderne IOL-Techniken nimmt das Vorkommen von Nachstar deutlich ab (Apple DJ, 2020).

4.3 Multifokale Intraokularlinsen - refraktiv vs. diffraktiv

Multifokale Intraokularlinsen kamen ab den späten 1980er-Jahren sowohl in refraktiver als auch in diffraktiver Form zum Einsatz, ebenso in einer Mischform aus beiden multifokalen Intraokularlinsen (Auffahrt GU, 2001). Diese Linsentypen werden immer öfter bei Presbyopie und Katarakt eingesetzt. Die Implantation von multifokalen Intraokularlinsen ist eine der zuverlässigsten Verfahren, um klare Sicht in unterschiedlichen Distanzen zu erreichen (Shen W, 2023). Nach dem invasiven Eingriff benötigen die Patient*innen oft keine Sehhilfen mehr (Alio JL, 2017). Die Zufriedenheit der Patient*innen, die mit Multifokallinsen versorgt worden sind, hat sich signifikant verbessert (Rosen E, 2016). Jedoch kann mit einer Abnahme des Kontrasts gerechnet werden (Dick B, 1999; Schmitz S, 2000). Nachstar, Benetzungstörungen des Auges, Luxation der Linse, unscharfes Sehen, Mydriasis, mangelnde Neuroadaptation, und optische Aberrationen sind jedoch die Nachteile der multifokalen Intraokularlinsen (Alio JL, 2017). Astigmatismus gehört zu den am weitesten verbreiteten Refraktionsfehlern und stellt einen der Hauptfaktoren für negative Erfahrungen bei Patient*innen nach der Versorgung mit multifokalen Intraokularlinsen (MIOL) dar (Shen W, 2023).

4.3.1 Funktionsprinzip

Multifokallinsen nutzen refraktive und diffraktive optischen Grundlagen. (Auffahrt GU, 2001). Sie basieren auf dem Prinzip der Lichtspaltung, um mehrere Brennpunkte zu erzeugen. Die Lichtstrahlen werden nicht, wie physiologisch gewöhnlich auf der Retina gebündelt, sondern fokussieren auf verschiedene Brennpunkte. Dies führt zu einem guten Sehvermögen auf unterschiedliche

Distanzen. Für die Verarbeitung der Informationen, erfordert es jedoch eine neurologische Adaption. Um eine Zufriedenheit der Patient*innen zu gewährleisten, ist eine sorgfältige Auswahl des Patient*in-Guts erforderlich (Alio JL, 2017). Ein Bestreben nach Freiheit von optischen Hilfsmitteln sollte bei Patient*innen vorhanden sein. Zudem sind mitwirkende Patient*innen unerlässlich und sollten bereit sein, eine erhöhte Glare und Abnahme der Kontrastwahrnehmung in Kauf zu nehmen (Auffahrt GU, 2001). Unter Glare versteht man Blendungen, die die Sicht erschweren können (Mainster MA, 2012). Im fortgeschrittenen Alter nimmt die Kontrastempfindlichkeit ab und die Anfälligkeit für Glare nimmt zu (Scharwey K, 1998). Die Kontrastwahrnehmung ist bei multifokalen Intraokularlinsen wegen der gleichzeitigen Abbildung von mehreren Bildern auf der Retina reduziert. Dabei wird das klare Bild durch die diffuse Lichtstreuung des zweiten Brennpunkts verdeckt (Dick B, 1999). Die Verfassung der Augen, Pupillenreaktion und dessen Form, Lifestyle der Patient*innen und Erfahrungen der Chirurg*innen sind wichtige Aspekte bei der Entscheidung der entsprechenden multifokalen IOLs (Alio JL, 2017). Eine beidseitige Kataraktoperation führt zu optimierten Resultaten. Ist nur ein Auge von einer Linsentrübung betroffen, sollte das andere Auge gut akkomodieren, weshalb heranwachsende erkrankte Personen hierfür vorrangig behandelt werden sollten. Wichtig ist, dass keine pupillenverändernden Medikamente eingenommen, keine weiteren Augenerkrankungen bestehen und kein Astigmatismus über 1,5 Dioptrien vorhanden ist (Auffahrt GU, 2001).

4.3.2 Refraktive multifokale Intraokularlinsen

Unter Refraktion versteht man die Brechung des Lichts (Kampik A, 2005). Refraktive multifokale IOLs verfügen über kreisförmige Bereiche, die jeweils eine spezifische optische Stärke aufweisen. Diese verschiedenen Bereiche ermöglichen das Sehen in unterschiedlichen Distanzen (Alio JL, 2017). Sie befinden sich auf der vorderen Linsenfläche (Dick B, 1999).

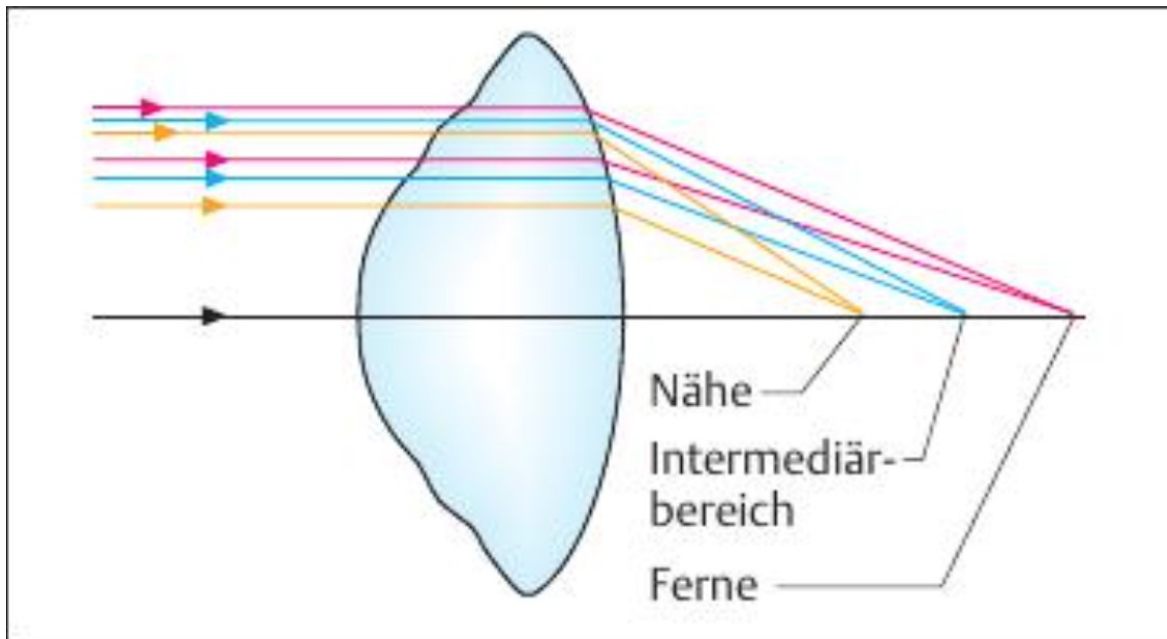


Abbildung 8: Refraktionsprinzip (Kampik A, 2005)

Ende der 80er-Jahre wurde die erste Multifokallinse von John Pearce eingesetzt (Pearce JL, 1997). Die Linse hatte ein bifokales Design und wies eine zentrale Nahzone sowie eine periphere Fernzone auf. Es war eine Pseudoakkommodation in Form von Engstellung der Pupille bei Betrachtung naher Objekte und bei Betrachtung ferner Objekte eine Weitstellung der Pupille zu beobachten (Auffahrt GU, 2001). Eine Verschiebung der Linsenposition und Veränderung der Pupillenweite können die Funktion refraktiver Linsen beeinträchtigen (Dick B, 1999). Die Array-Multifokallinse ist für diese Beeinträchtigungen weniger anfällig. Die glatte, nicht sphärische Vorderfläche dieser Linse verursacht durch den kontinuierlichen Übergang eine geringere Lichtstreuung im Vergleich zu einer diffraktiven Multifokallinse (Dick B, 1999). Zudem ermöglicht die Array-Linse auch eine Pseudoakkommodation (Eisenmann D, 1996). Das refraktive Linsendesign priorisiert den Nah und Fernbereich unterschiedlich stark, um eine optimale Sehqualität in allen Distanzen, einschließlich des Intermediärbereichs sicherzustellen (Dick B, 1999).

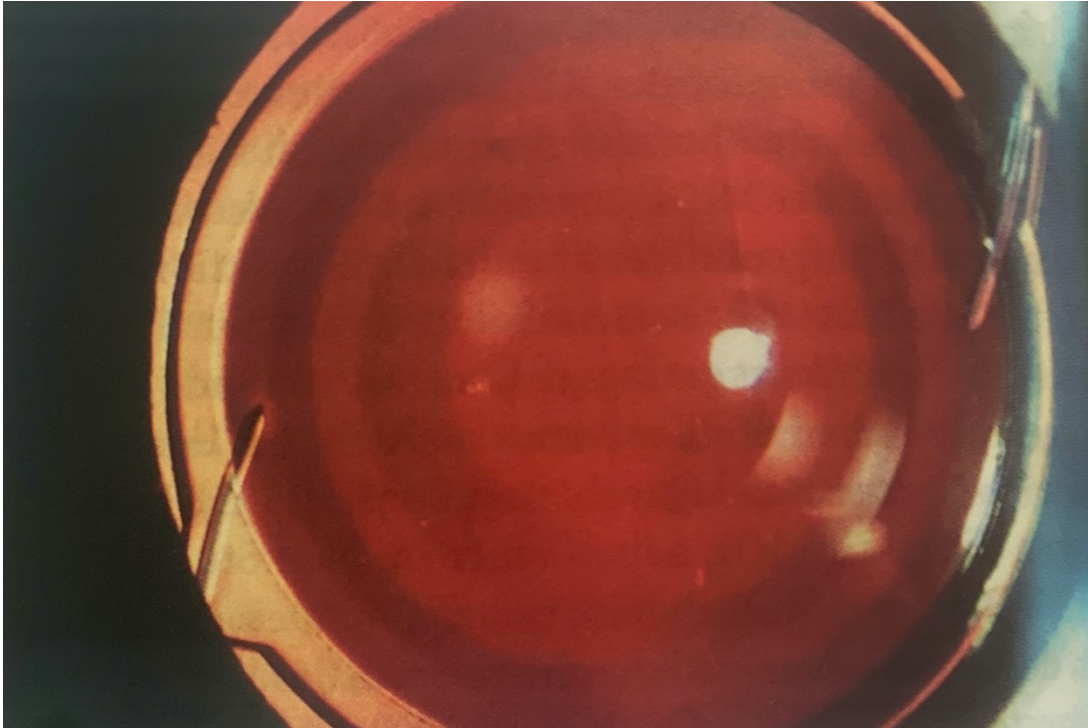


Abbildung 9: Array-Multifokallinse mit einem kontinuierlichen Übergang (Dick B, 1999)

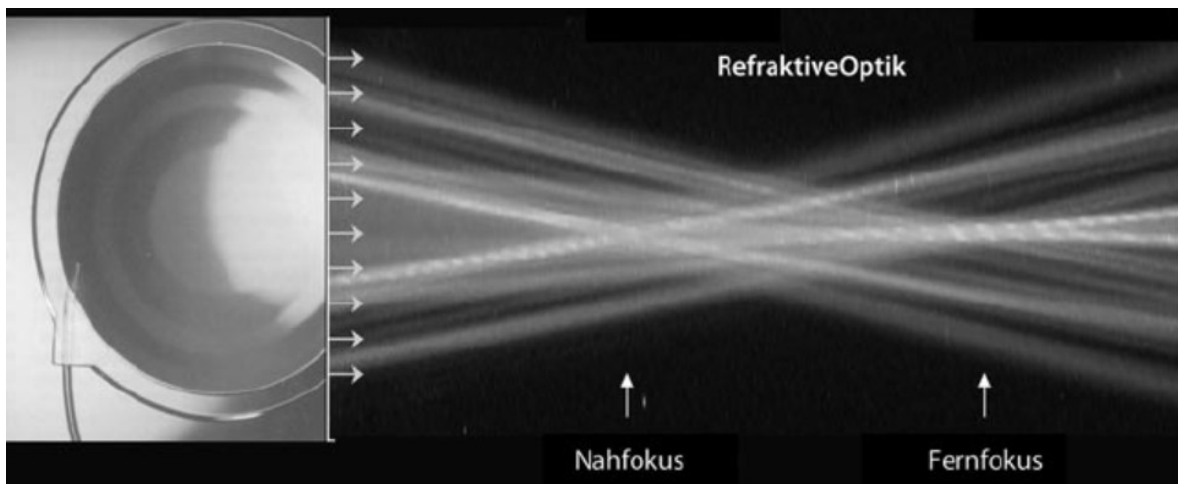


Abbildung 10: Refraktive Optik (Auffarth GU, 2008)

Refraktive multifokale IOLs gewähren eine gute Sicht, jedoch kann das Sehen in der Nähe zum Teil unzureichend sein. Ähnlich den Gleitsichtbrillen verfügen einige dieser Linsen einen gesonderten Bereich für das Sehen in der Nähe.

Mit refraktiven multifokalen IOLs gehen auch einige Limitationen einher, denn sie erfordert eine genaue Linsenzentrierung. Auch ist die Pupillengröße und der Kappawinkel von Bedeutung. Die Toleranz des Kappawinkels ist individuell, da jede*r Patient*in unterschiedliche anatomische Gegebenheit besitzt (Alio JL,

2017). Der Kappawinkel ist der Winkel zwischen der visuellen Achse und der optischen Achse (Liu X, 2024). Durch die Zonenübergänge können Glare und Halos entstehen und die Kontrastwahrnehmung vermindert sein (Alio JL, 2017). Intensives Licht, das zu einer Streuung des Lichts auf der Netzhaut führt und dadurch ein trübes oder verschwommenes Sehen verursacht, wird als Halo bezeichnet (Yao L, 2020). Dabei entstehen Lichtkränze, die vor allem nachts im Straßenverkehr auftreten können (Ungewiss J, 2022). Glare und Halos können durch Trübungen, Linsendezentrierung oder auch Astigmatismus verursacht werden (Dick B, 1999).

4.3.3 Diffraktive multifokale Intraokularlinsen

Das diffraktive Prinzip wurde in der letzten Dekade des 18. Jahrhunderts von Thomas Young veranschaulicht (Dick B, 1999). Das Prinzip, dass jede einzelne Stelle einer Wellenfront als isolierte Lichtquelle wirkt, die Wellen in jede Richtung ausstrahlt, bildet die Grundlage für das Funktionsprinzip der diffraktiven multifokalen IOLs. Wenn die Wellen auf eine Struktur wie die diffraktive Oberfläche der Intraokularlinse treffen, kommt es zu einer Beugung (Diffraktion) und Interferenzmuster entstehen, die das Licht in unterschiedliche Richtungen lenken. In Abhängigkeit der Wellenlänge kann das Licht unterschiedlich abgelenkt werden. Im Bereich der nullten Ordnung befindet sich UV-Licht, während Licht mit längerer Wellenlänge weiter außen positioniert ist (Alio JL, 2017).

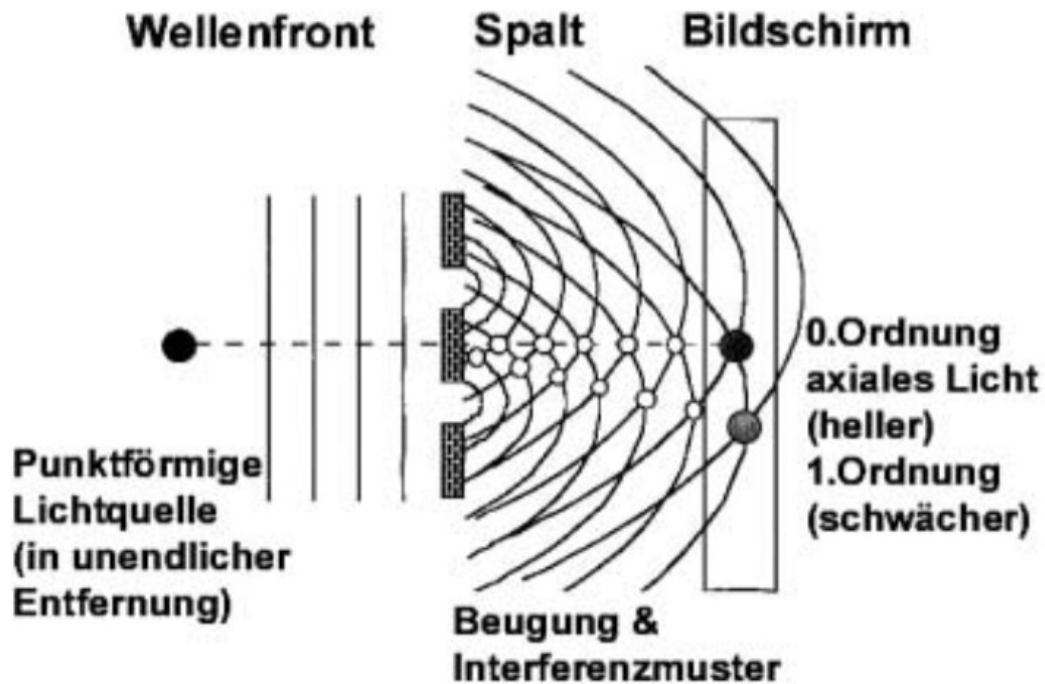


Abbildung 11: Diffractionsprinzip (Dick B, 1999)

Im Allgemeinen bestehen diffraktive multifokale IOLs aus einer Vorderseite mit sphärischer Brechung und refraktiven Eigenschaften und gleichzeitig einer Rückseite mit diffraktiven Eigenschaften. Diffraktive Multifokallinsen sind an der Rückseite mit mehreren konzentrischen Strukturen versehen, die in Abstufungen konstruiert sind (Auffahrt GU, 2001; Dick B, 1999).



Abbildung 12: bifokale diffraktive Multifokallinse mit konzentrischen Strukturen (Dick B, 1999)

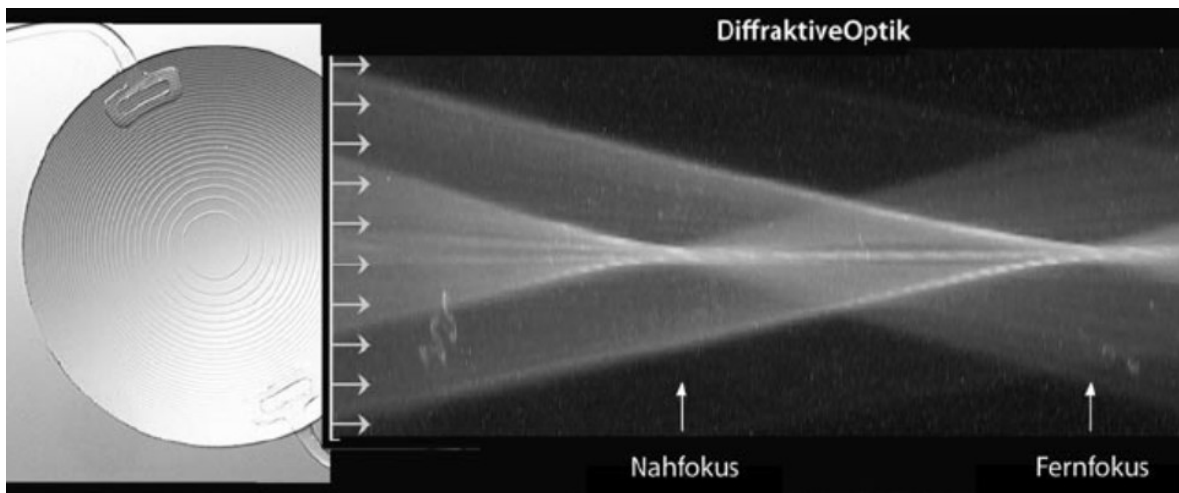


Abbildung 13: Diffraktive Optik (Auffarth GU, 2008)

Der Abstand zwischen den konzentrischen Strukturen wird peripher geringer, wodurch eine Zonenlinse gebildet wird. Sie bündeln das Licht, sodass scharfes Sehen in unterschiedlichen Distanzen möglich wird. Die Lichtbrechung der äußeren und inneren Fläche der Linse und auch die nullte Ordnung der Lichtbeugung wird für das Sehen in die Ferne genutzt. Für das Sehen in der Nähe kommen zusätzlich die erste Ordnung der Lichtbeugung und die Lichtbrechung

der äußeren und inneren Fläche der Linse zum Einsatz (Alio JL, 2017). Diffraktive multifokale Intraokularlinsen sind im Grunde eine Fusion von Fresnel-Phasenplatte und Konvexlinsen (Auffahrt GU, 2001). Multifokale IOLs verteilen das Licht auf unterschiedliche Brennpunkte und schaffen somit auch ein Sehen im Intermediärbereich. Im Vergleich zu anderen Linsentypen sind diffraktive multifokale IOLs fähig, Änderungen der Linsendenzentrierungen und des Kappawinkels zu kompensieren und verfügen über geringere Sensivität gegenüber dem Pupillendurchmesser. Allerdings ist der Lichtverlust beim Übergang, welcher durch die Zerstreuung entsteht, eine wesentliche Schwäche, denn dies kann zu einem erhöhten Vorkommen von Glare und Halos führen (Alio JL, 2017). Aufgrund optischer Gegebenheiten gelangen knapp die Hälfte des Lichts in den Nah- und Fernbereich, während rund ein Fünftel als verstreutes Licht verfallen. Das diffraktive Verfahren bietet den entscheidenden Nutzen, dass das Abbild über die gesamte Optik hinweg stetig bleibt, unter der Voraussetzung die Lichtverhältnisse bleiben gleich. Somit ist die Bifokalität nicht an die Linsenzentrierung und Pupillengröße gebunden (Auffahrt GU, 2001). Auch kann die Sehleistung bei Dämmerung und im Dunklen eingeschränkt sein. Das diffraktive Linsendesign bietet eine gute Sicht in der Nähe und Ferne, jedoch aber eine etwas weniger scharfe Sicht im Intermediärbereich (Alio JL, 2017). Für eine bessere Schärfentiefe können asphärische Linsen die sphärische Aberration ausschließen, wobei die der Cornea zu Gunsten der Patient*innen fortbesteht (Alio JL, 2017). Die bisherigen Herausforderungen, wie gesteigerte Empfindlichkeit gegenüber Blendung und ein vermindertes Kontrastsehen, konnten durch aktuelle asphärische multifokale Intraokularlinsen erheblich minimiert werden (Dexl AK, 2013).

4.3.4 Trifokale Intraokularlinsen

Trifokale Intraokularlinsen gehören den Multifokallinsen an. Sie bestehen aus drei Zonen, die für Nah-, Intermediär- und Fernsicht zuständig sind. Das Sehen ist jedoch im Nah- und Fernbereich vorteilhafter als im Intermediärbereich (Auffarth, 2024). Trifokallinsen zeigen eine geringere Pupillenabhängigkeit auf als refraktive Extended Depth of Focus (EDOF)-Intraokularlinsen (Łabuz, et al., 2024).

Anfängliche diffraktive multifokale Intraokularlinsen erfuhren eine Lichtreduktion um ein Fünftel. Diese Reduktion konnte durch Weiterentwicklungen im Laufe der Jahre um mehr als die Hälfte verringert werden. Dadurch entstehen weniger Lichtphänomene und eine erhöhte Kontrastwahrnehmung. Kombinierte Systeme werden stets beliebter. Dabei werden EDOF-Systeme und diffraktive Modelle verknüpft und zur Anwendung gebracht (Auffarth, 2024). Ein weiterer Fortschritt ist die reversible Trifokalität, die das Duett-Verfahren nutzt (Khoramnia, et al., 2024). Dabei wird eine monofokale (torische) Intraokularlinse im Kapselsack fixiert und eine additive multifokale beziehungsweise trifokale Intraokularlinse im Sulcus ciliaris platziert. Auf diese Art und Weise werden verschiedene Sehstärken kombiniert, und gegebenenfalls kann eine Anpassung oder Explantation der im Sulcus platzierten Linse einfacher vorgenommen werden (Auffarth, 2024; Khoramnia, et al., 2024). Additive Intraokularlinsen haben aufgrund ihrer Form keinen Kontakt zu kapselfixierten Intraokularlinsen, sodass die Stabilität der kapselfixierten Intraokularlinse nicht gefährdet wird und möglicherweise eine interlenticuläre Opazität verhindert wird. Dieses Modell ist vor allem für Patient*innen im jüngeren Alter mit Katarakt und einer potenziellen Begleiterkrankung wie Makuladegeneration, Amotio retinae und Glaukom sowie für Patient*innen mit ausgeprägten Refraktionsfehlern und einem erhöhten Potential für eine Veränderung der Zielkorrektur sowie für Patient*innen mit früheren chirurgischen Schielbehandlungen vorgesehen (Khoramnia, et al., 2024). Seit neuestem wird das Modell der binokulare Trifokalität häufiger implantiert, so dass Brillenfreiheit ermöglicht wird. Dabei kommen für den Nah- und Fernbereich spezialisierte Intraokularlinsen in ein Auge und EDOF- oder sogar bifokalen Intraokularlinsen in das andere Auge zum Einsatz. Patient*innen mit Trifokallinsen erfreuen sich einer größeren Brillenfreiheit als Patient*innen mit einer EDOF-Implantation. Auch bei Trifokallinsen besteht eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für Lichtphänomene. Dies kommt durch zahlreiche Brennpunkte zustande (Auffarth, et al., 2024). Eine erhöhte Brillenfreiheit kann mit Einschränkungen wie Halos, Glare und vermindertes Kontrastempfinden einhergehen (Khoramnia, et al., 2024). Das Empfinden dieser Phänomene ist jedoch patient*innenabhängig und kann durch eine neurologische Adaption minimiert werden (Auffarth, et al., 2024).

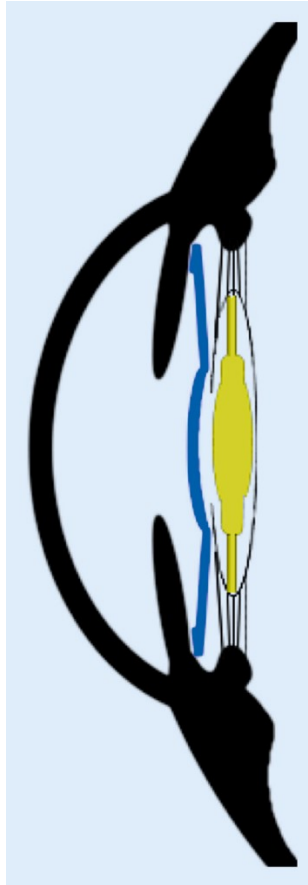


Abbildung 14: Duett-Verfahren: kapselsackfixierte monofokale (torische) Intraokularlinse, sulcusfixierte additive Intraokularlinse (Khoramnia, et al., 2020)

4.3.5 weitere multifokale IOL-Ansätze

4.3.5.1 Akkommodierende multifokale IOLs

Ein Einschnitt zwischen der Haptik und der Optik der Silikonlinse mit plattenförmiger Haptik soll es ermöglichen, dass die Optik durch die Aktivität des Musculus ciliaris eine Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen ausführen kann. Ein weiteres IOL-Design zeigte sich in Form einer scheibenförmigen Ringwulstlinse mit nach vorne gerichteter Haptik, die gleichmäßig angeordnete Öffnungen aufwies. Auch hier war das Ziel eine Akkommodation herbeizuführen. Aufgrund der niedrigen Implantationsraten und begrenzten Publizierungen ist eine schlussfolgernde Analyse beider IOL-Designs nicht durchführbar (Dick B, 1999).

4.3.5.2 Lens refilling

Julius Kessler füllte in den 60er-Jahren die Linsenkapsel mittels transparenten Materials (Kessler J, 1964). Das Ziel war eine Akkommodation für den Nahbereich bei Patient*innen mit Presbyopie zu erreichen. Nachgiebige, dauerhafte Elastomere kamen dabei zum Einsatz. Andere Wissenschaftler*innen verfolgten die Vision von Kessler und führten unter anderem Versuche an Affen durch. Es gab Schwierigkeiten, das passende Material zu finden, da es gleichzeitig flüssig, beständig und elastisch sein sollte. Die Ergebnisse waren unbefriedigend, da doppelte Lichtbrechung und hintere Kapseltrübung beobachtet wurden (Hettlich HJ, 2010).

4.3.5.3 Asymmetrische multifokale IOLs

Asymmetrische multifokale IOLs beruhen auf einem Prinzip, bei dem das Licht variierend auf Nah- und Fernbereiche gestreut wird. Dabei wird die Linse im dominanten Auge so gestaltet, dass sie 70% des Lichts für das Sehen in die Ferne nutzt, während die Linse im anderen Auge 70% für den Nahbereich verwendet. Ziel ist eine pseudoakkommodative Wirkung und eine bessere Kontrastwahrnehmung zu erreichen (Jacobi FK, 1999). Zudem trägt die ungleiche Lichtverteilung zu einer verbesserten Schärfentiefe bei (Dick B, 1999).

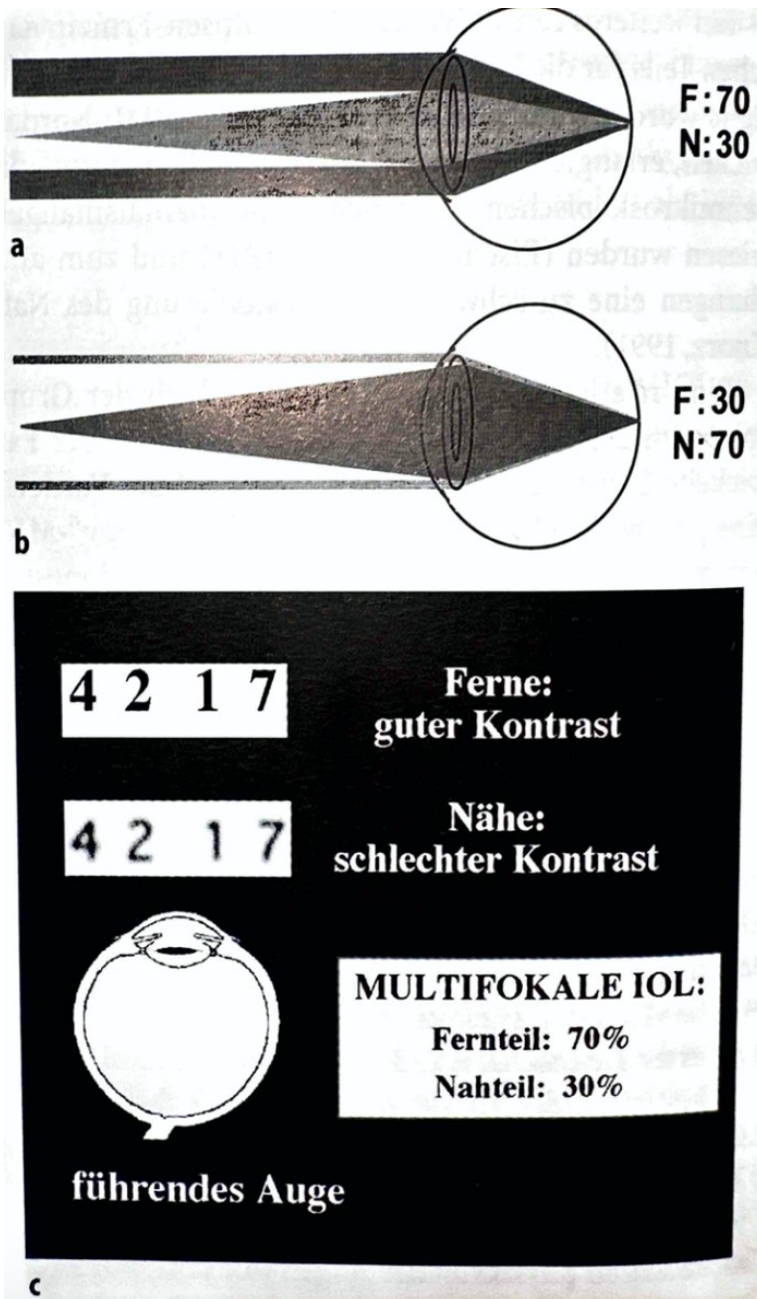
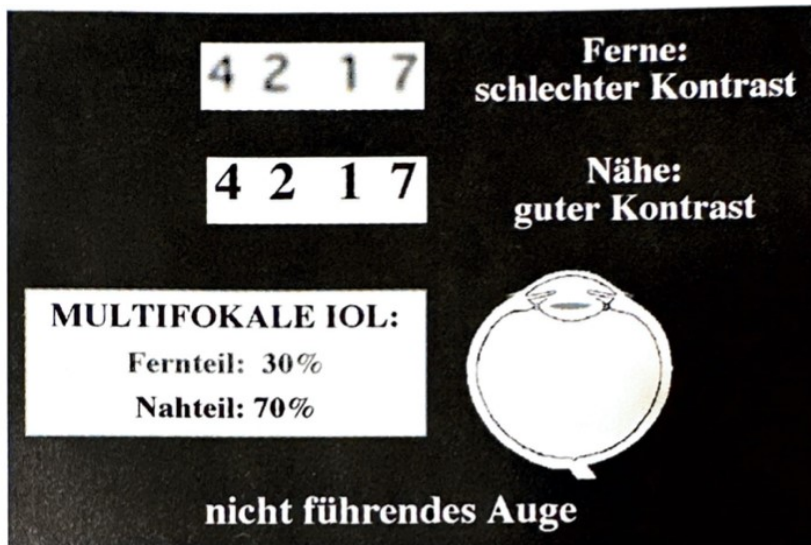
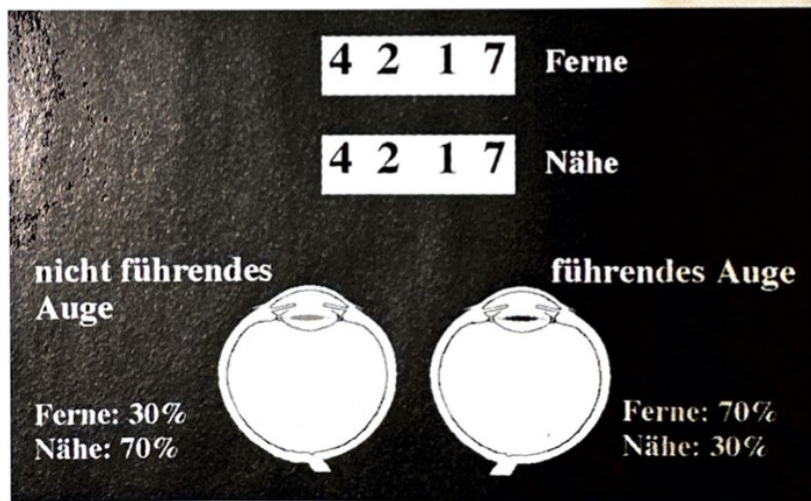


Abbildung 15: [a) Verteilung des Lichts am dominanten Auge, b) Verteilung des Lichts am nicht-dominanten Auge, c) Priorisierung des Fokus auf die Fernsicht beim dominanten Auge] (Dick B, 1999)



d



e

Abbildung 16: [d) Priorisierung des Fokus auf die Nahsicht beim nicht-dominanten Auge, e) scharfe Fern- und Nahsicht durch asymmetrische multifokale IOL] (Dick B, 1999)

4.4 Extended Depth of Focus-IOLs (EDOF)

EDOF-IOLs wurden zur Korrektur der Presbyopie entwickelt und ermöglichen eine optimale Sicht in der Ferne und im Intermediärbereich (Auffarth, et al., 2024; Megiddo-Barnir & Alió, 2023). Sie bildet einen einzelnen erweiterten Brennpunkt, um die Tiefenschärfe zu erhöhen. Durch diesen Ansatz können Halos und Glare minimiert werden (Megiddo-Barnir & Alió, 2023). Beim Lesen gehen jedoch einige Limitationen einher (Auffarth, et al., 2024).

EDOF-Linsen können in fünf Kategorien eingeteilt werden. Die erste Kategorie beruht auf der sphärischen Aberration und beeinflusst diese so, dass die Schärfentiefe zunimmt. Die zweite Kategorie nutzt das Prinzip der Lochkamera, um ebenfalls die Schärfentiefe zu erhöhen. Die dritte Kategorie umfasst Multifokallinsen und weist eine niedrige Nahaddition auf. Die vierte Kategorie stellt eine Mischform aus Multifokal- und EDof-Linsen dar. Sie beeinflusst die sphärische Aberration, um die Schärfentiefe zu vergrößern, und verfügt zusätzlich über eine moderate Brechkraft für den Nahbereich. Die fünfte Kategorie erhöht die Lichtbrechung im Zentrum der Linse, während sie an den Rändern reduziert wird. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Wellenfront zu verändern, um eine Zunahme der Schärfentiefe zu erreichen (Megiddo-Barnir & Alió, 2023).

EDOF-IOLs ermöglichen den Patient*innen eine erhöhte Schärfentiefe von 0,5 Dioptrien bei einer Sehschärfe von 0,2 logMAR im Gegensatz zu monofokalen Intraokularlinsen (Auffarth, et al., 2024). Refraktive EDof-Systeme gewährleisten eine gleichmäßige Aufteilung der Energie zwischen Zwischen- und Ferndistanz, wobei die visuelle Schärfe kontinuierlich abnimmt. Die Sehqualität ist pupillenabhängig. Diffraktive EDof-Systeme ähneln Bifokallinsen, indem sie zwei deutlich unterscheidbare Sehbereiche für unterschiedliche Entfernungen bieten. Sie sind weniger pupillenabhängig, können jedoch sphärische Aberrationen mit sich bringen, die zu einer Beeinträchtigung der visuellen Leistung führen. Chromatische Aberrationen im Zwischen- und Nahbereich können durch klassische diffraktive Intraokularlinsen reduziert werden. Diffraktive EDof-Linsen sind in der Lage, auch chromatische Aberrationen im Fernbereich zu minimieren und so die Fernsicht zu optimieren. Es besteht jedoch eine Veränderung der Sehqualität in Bezug auf die Farbtemperatur. Bei Rotlicht kommt es zu einer besseren Sicht in der Ferne, jedoch zu einer Minderung im Zwischenbereich. Eine Verbesserung des Zwischenbereichs wird durch Blaulicht induziert, ähnlich wie bei Monofokallinsen. Vollspektrumlicht und Grünlicht führen zu einer ausgewogeneren Lichtaufteilung. (Łabuz, et al., 2024).

Frühere EDof-IOLs wiesen Folgeerscheinungen vergleichbar mit den herkömmlichen multifokalen Intraokularlinsen auf, da sie das diffraktive Prinzip nutzten (Auffarth, 2024).

4.5 Mix-and-Match Konzept

Das Mix-and-Match Konzept kommt bei der Minimierung der Lichtphänomene, herausfordernden ophthalmologischen Situationen und der Steigerung der Schärfentiefe zum Einsatz, unter anderem bei unilateraler Behandlung mittels Femtosekundenlaser. Dabei kommt es zu einer Veränderung der Cornea, die zwar zu einer besseren Sicht in der Nähe führt, jedoch auch Aberrationen hervorrufen kann. In diesem Konzept werden zwei unterschiedliche Typen von Intraokularlinsen implantiert. Die Implantation von Monofokallinsen kann bei beschwerdefreien Patient*innen im zuvor gelaserten Auge erfolgen, um auch vom multifokalen Effekt der Cornea zu profitieren. Beschwerdeempfindlichen Patient*innen kann zudem eine Intraokularlinse implantiert werden, die das Konzept einer stenopäischen Lücke nutzt. Dadurch wird eine EDOF-Wirkung erzielt und gleichzeitig die Aberrationen verringert. Um eine vergleichbare visuelle Wahrnehmung am nicht-gelasertem Auge zu erhalten, kann eine klassische EDOF-Intraokularlinse eingesetzt werden. Das Mix-and-Match Konzept minimiert die Schwächen und kombiniert die Vorzüge unterschiedlicher Konzepte miteinander (Khoramnia, et al., 2024).

5 Conclusio

Einige moderne multifokale Intraokularlinsen mit einer Vereinigung von refraktiven und diffraktiven Komponenten besitzen ihre refraktive Komponente im Randbereich, der für die Fernsicht zuständig ist. Die diffraktive Komponente weist eine allmähliche periphere Verringerung der diffraktiven Ebenen auf, die zu einem geringeren Auftreten von Lichtphänomenen und einem optimierten Wechsel zwischen kurzen und weiten Fokusbereichen beiträgt (Auffarth GU, 2008). Refraktive und Diffraktive multifokale Intraokularlinsen bieten hohe Sehqualität in der Nähe und Ferne. Im Intermediärbereich wiesen refraktive Linsen aufgrund ihres kontinuierlichen Designs Überlegenheit bei Bildschirmarbeiten im Vergleich zu diffraktiven Linsen (Gerl R, 1999). Ein schärferes Sehen in der Ferne kann mit refraktiven multifokalen IOLs erzielt werden. Ein klares Sehen in der Nähe wird durch diffraktiven multifokalen IOLs erreicht, wobei jedoch die Lichtartefakte verstärkt auftreten können (Xu X, 2014). Photische Phänomene kommen

überwiegend bei diffraktiven MfIOLs vor, wohingegen Patient*innen mit refraktiven MfIOLs weniger davon betroffen sind. Unter photische Phänomene versteht man das Auftreten von Überlagerung von Bildern, Photopsien (visuelle Blitze, Flimmern), Halos und Glare (Auffahrt GU, 2001). Ein Astigmatismus von über einer Dioptrie sowie ein höheres Alter verstärken diese Phänomene zusätzlich (Dick HB, 1999).

Die kombinierte Implantation einer refraktiven multifokalen Intraokularlinse mit einer Dominanz für die Fernsicht in einem Auge und einer diffraktiven multifokalen Intraokularlinsen mit einer Dominanz für die Nahsicht im anderen Auge, ermöglicht eine gute Sicht sowohl in der Nähe als auch in der Ferne (Hütz WW, 2010).

Diffraktive MfIOLs zeigen keine Abhängigkeit von der Pupillenweite und der Linsenzentrierung, jedoch führt das Design zu einer geringeren Sehqualität bei ungünstigen Bedingungen. Refraktive MfIOLs bieten eine bessere Kontrastwahrnehmung im Vergleich zu diffraktiven Linsentypen. Im Gegensatz zu diffraktiven Multifokallinsen werden refraktive IOLs jedoch stärker von der Pupillenweite und Linsenzentrierung beeinflusst. Beide Linsendesigns zeigen eine geringfügige Beeinträchtigung der Kontrastwahrnehmung, sodass diese jedoch im Alltag kaum zur Geltung kommen (Auffahrt GU, 2001). Beide MfIOLs weisen überzeugende gute Sehleistung auf, wobei die diffraktive Linse aufgrund ihrer Stärken eine höhere Sehqualität bietet (Walkow T., 1997).

Dabei ist die Wahl der richtigen Linse für die Zufriedenheit der Patient*innen von großer Bedeutung. Die Weiterentwicklungen der Operationsverfahren und Intraokularlinsen führen zu besseren postoperativen Ergebnissen. Die Behandlung der Presbyopie hat die größten Fortschritte erfahren (Werner, 2021).

6 Literaturverzeichnis

Łabuz, G., Khoramnia, R., Naujokaitis, T. & Auffarth, G. U., 2024. Optische Bank-Evaluierung für spezielle Intraokularlinsenoptiken. *Die Ophthalmologie*, 8 Juli, p. 698–705.

Alio, J. L. et al., 2017. Multifocal intraocular lenses: An overview. *Survey of Ophthalmology*, September-October, pp. 611-634.

Apple, D. J. et al., 2020. Eradication of Posterior Capsule Opacification: Documentation of a Marked Decrease in Nd:YAG Laser Posterior Capsulotomy Rates Noted in an Analysis of 5416 Pseudophakic Human Eyes Obtained Postmortem. *Ophthalmology*, April, pp. 29-42.

Auffarth, G. U., Łabuz, G., Khoramnia, R. & Yildirim, T. M., 2024. Übersicht über Intraokularlinsen mit Presbyopie-korrigierenden Optiken. *Die Ophthalmologie*, 9 Juli, p. 685–697.

Auffarth, G. U., 2024. Die Qual der Wahl: presbyopie- korrigierende Intraokularlinsen. *Die Ophthalmologie*, 1 Juli, p. 683–684.

Auffarth, G. U. & Dick, B. H., 2001. Multifokale Intraokularlinsen Eine Übersicht. *Die Ophthalmologie*, February, pp. 127-137.

Auffarth, G. U., Rabsilver, T. M., Kohnen, T. & Holzer, M. P., 2008. Design and optical principles of multifocal lenses. *Der Ophthalmologe*, pp. 522-526.

Behrends, J. C., Bischofberger, J. & R, D., 2021. *Duale Reihe Physiologie*. 4. Auflage Hrsg. Stuttgart: Thieme.

Bergua, A., 2017. *Das menschliche Auge in Zahlen*. Erlangen-Nürnberg: Springer.

Brás, J., Sickenberger, W., Hirnschall, N. & Findl, O., 2018. Cataract quantification using swept-source optical coherence tomography. *Journal Cataract Refract Surgery*, Dec, pp. 1478-1481.

Chylack, L. T., Wolfe, J. K. & Singer, D. M., 1993. The Lens Opacities Classification System III. The Longitudinal Study of Cataract Study Group. *Arch Ophthalmol*, Jun, pp. 831-836.

Dahlmann, C., 2024. *BASICS Augenheilkunde*. 6. Auflage Hrsg. München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH.

Davis, G., 2016. The Evolution of Cataract Surgery. *Mo Med.*, Jan-Feb, pp. 58-62.

DelMonte, D. W. & Kim, T., 2011. Anatomy and physiology of the cornea. *J Cataract Refract Surg.*, Mar, pp. 588-598.

Dexl, A. K., Zaluski, S., Rasp, M. & Grabner, G., 2013. Visuelle Performance nach bilateraler Implantation der Diffractiva-aA multifokalen IOL. 27. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsenimplantation, Interventionelle und Refraktive Chirurgie, 11-13 April, pp. 253-260.

Dick, B., Eisenmann, D., Fabian, E. & Schwenn, O., 1999. Refraktive Kataraktchirurgie mit multifokalen Intraokularlinsen. Berlin: Springer.

Dick, H. B. et al., 1999. Objective and subjective evaluation of photic phenomena after monofocal and multifocal intraocular lens implantation. *Ophthalmology*, October, pp. 1878-1886.

Dubbelman, M., Van der Heijden, G. L., Weeber, H. A. & Vrensen, G., 2003. Changes in the internal structure of the human crystalline lens with age and accommodation. *Vision Research*, 8 Aug, pp. 2363-2375.

Eisenmann, D., Jacobi, F. K., Dick, B. & Jacobi, K. W., 1996. Die "Array"-Silikon-Multifokallinse: Erfahrungen nach 150 Implantationen. *Klin Monbl Augenheilkd*, pp. 270-272.

Gerl, R. & Schmickler, S., 1999. Refraktive versus diffraktive Multifokallinse im Arbeitsalltag. Kongreß der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation und refraktive Chirurgie, p. 723-730.

Goebeler, M., Walter, P. & Westhofen, M., 2011. *Augenheilkunde, Dermatologie, HNO IN 5 TAGEN*. Aachen: Springer.

Grehn, F., 2019. *Augenheilkunde*. 32. Auflage Hrsg. Würzburg: Springer.

Grewal, D. S., Brar, G. S. & Grewal, S. P., 2009. Correlation of nuclear cataract lens density using Scheimpflug images with Lens Opacities Classification System III and visual function. *Ophthalmology*, Aug, pp. 1436-1443.

Hütz, W. W., Bahner, K., Röhrig, B. & Hengerer, F., 2010. The combination of diffractive and refractive multifocal intraocular lenses to provide full visual function after cataract surgery. *Eur J Ophthalmol*, March-April, pp. 370-375.

Haeberle, H., 2013. Funktioneller Visus bei Pseudophakie. In: *Jahresband der Deutschen Gesellschaft für Intraokularlinsen-Implantation*, p. 82.

Hettlich, H. J., 2010. Lens Refilling. *Ophthalmologe*, 16 April, pp. 474-478.

Jacobi, F. K. et al., 1999. Bilateral implantation of asymmetrical diffractive multifocal intraocular lenses. *Arch Ophthalmol*, January, pp. 17-23.

Kampik, A. & Grehn, F., 2005. *Augenärztliche Rehabilitation*. 1. Auflage Hrsg. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Kessler, J., 1964. Experiments in Refilling the Lens. *Arch Ophthalmol*, p. 412-417.

- Khoramnia, R., Naujokaitis, T., Łabuz, G. & Auffarth, G. U., 2024. Komplexe Optiksyste \ddot{u} me f \ddot{u} er eine individualisierte Presbyopiekorrektur. *Die Ophthalmologie*, 17 Juli, p. 706–713.
- Khoramnia, R. et al., 2020. Reversible Trifokalit \ddot{a} t durch das Duett-Verfahren. *Der Ophthalmologe*, 15 April, p. 999–1004.
- Lang, G. K., 2019. *Augenheilkunde*. 6. Auflage Hrsg. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Liu, X., Hannan, S. J., Schallhorn, S. C. & Schallhorn, J. M., 2024. Angle Kappa is Not Correlated with Patient-Reported Outcomes After Multifocal Lens Implantation. *Clin Ophthalmol*, 26 February, pp. 605-612.
- Magalh \tilde{a} es, F. P. et al., 2011. Comparative analysis of the nuclear lens opalescence by the Lens Opacities Classification System III with nuclear density values provided by Oculus Pentacam: a cross-section study using Pentacam Nucleus Staging software. *Arq Bras Oftalmol*, Mar-Apr, pp. 110-113.
- Mainster, M. A. & Turner, P. L., 2012. Glare's causes, consequences, and clinical challenges after a century of ophthalmic study. *American Journal of Ophthalmology*, April, pp. 587-593.
- Mart \acute{i} nez-Roda, J. A. et al., 2016. Double-pass technique and compensation-comparison method in eyes with cataract. *J Cataract Refract Surg*, Oct, pp. 1461-1469.
- Megiddo-Barnir, E. & Ali \acute{o} , J. L., 2023. Latest Development in Extended Depth-of-Focus Intraocular Lenses: An Update. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*, 1 Januar, pp. 58-79.
- Mohlin, C., Sandholm, K., Ekdahl, K. N. & Nilsson, B., 2017. The link between morphology and complement in ocular disease. *Molecular Immunology*, Sep, pp. 84-99.
- Naumann, G., 1997. *Pathologie des Auges*. 2. Auflage Hrsg. Berlin: Springer Verlag.
- Panthier, C. et al., 2019. Average lens density quantification with swept-source optical coherence tomography: optimized, automated cataract grading technique. *Journal Cataract Refract Surgery*, Dec, pp. 1746-1752.
- Pearce, J. L., 1997. Multifocal intraocular lenses. *Curr Opin Ophthalmol*, February, pp. 2-5.
- Rohen, J. W., 1977. Morphologie und embryologie des sehorgans. In: Francois J, - Hollwich F. *Augenheilkunde in Klinik und Praxis*, pp. 1-26.

Rosen, E. et al., 2016. Efficacy and safety of multifocal intraocular lenses following cataract and refractive lens exchange: Metaanalysis of peer-reviewed publications. *Journal Cataract Refract Surgery*, Feb, pp. 310-328.

Salmon, J. F., 2023. *Kanskis Klinische Ophthalmologie: Ein systematischer Ansatz*. 9. Auflage Hrsg. München: Elsevier.

Scharwey, K., Krzizok, T. & Herfurth, M., 1998. Night driving capacity of ophthalmologically healthy persons of various ages. *Ophthalmologe*, August, pp. 555-558.

Shajari, M. et al., 2023. *Katarakt- und Linsen Chirurgie*. 1. Auflage Hrsg. Berlin Heidelberg: Springer Verlag.

Shen, W. et al., 2023. Effect of astigmatism on visual outcomes after multifocal intraocular lens implantation: a systematic review and meta-analysis. *Front Med (Lausanne)*, 28 November.

Singh, P. & Tripathy, K., 2023. Presbyopia. *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 25 Aug.

Ungewiss, J. et al., 2022. Does intraocular straylight predict night driving visual performance? Correlations between straylight levels and contrast sensitivity, halo size, and hazard recognition distance with and without glare. *Frontiers in human neuroscience*, 13 Sep.

Uthoff, D., 2008. Chirurgische Möglichkeiten für die Presbyopiebehandlung. 22. Kongress der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsenimplantation, Interventionelle und Refraktive Chirurgie, 15./16. Feb., pp. 167-170.

Walkow, T. et al., 1997. A Prospective Evaluation of a Diffractive versus a Refractive Designed Multifocal Intraocular Lens. *Ophthalmology*, 7 April, pp. 1380-1386.

Werner, L., 2021. Intraocular Lenses: Overview of Designs, Materials, and Pathophysiologic Features. *Ophthalmology*, 20 Okt, pp. e74-e93.

West, S. K. & Valmadrid, C. T., 1995. Epidemiology of risk factors for age-related cataract. *Surv Ophthalmol*, Jan-Feb, pp. 323-334.

Wolffsohn, J. S. & Davies, L. N., 2019. Presbyopia: Effectiveness of correction strategies. *Progress in Retinal and Eye Research*, 21 Jan, pp. 124-143.

Xu, X., Zhu, M. M. & Zou, H. D., 2014. Refractive versus diffractive multifocal intraocular lenses in cataract surgery: a meta-analysis of randomized controlled trials. *J Refract Surg*, Sep, pp. 634-44.

Yao, L. et al., 2020. Relationships Between Haloes and Objective Visual Quality in Healthy Eyes. *Transl Vis Sci Technol.*, 11 September.