



Aus der Universitätsaugenklinik Rostock

Direktor: Prof. Dr. med. R. F. Guthoff

Medizinische Fakultät der Universität Rostock

**Der Effekt der pseudophaken Mini-Monovision  
als  
Option einer Brillenunabhängigkeit im Alltag**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Rostock

vorgelegt von

Stefanie Zettl, geb. am 20.08.1982 in Berlin

aus Gumtow

Rostock, 2014

Dekan: Prof. Dr. med. E. C. Reisinger

Dekan: Prof. Dr. med. E. C. Reisinger

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Andreas Wree,  
Direktor des Instituts für Anatomie, Universitätsmedizin Rostock
2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Oliver Stachs,  
Augenklinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock
3. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Wolfgang Haigis,  
Augenklinik und Poliklinik, Universität Würzburg

Datum der Einreichung: 03.07.2014

Datum der Verteidigung: 27.05.2015

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung.....</b>	<b>6</b>
<b>2. Grundlagen.....</b>	<b>8</b>
2.1. Anatomie und Optik des Auges.....	8
2.1.1. Anatomie des Auges	
2.1.2. Optik des Auges	
2.1.2.1. Refraktion	
2.1.2.2. Schärfentiefe	
2.1.3. Akkommodation	
2.1.4. Pseudo-Akkommodation	
2.1.5. Presbyopie	
2.2. Phake Presbyopie-Korrektur.....	16
2.2.1. Korrektur mittels Brille	
2.2.2. Korrektur mittels Kontaktlinsen	
2.2.3. Korrektur mittels Laser-in-situ-Keratomileusis (LASIK)	
2.2.4. Korrektur mittels anderer Hornhaut-chirurgischer Verfahren	
2.3. Katarakt.....	19
2.3.1. Katarakt-Operation	
2.3.2. Intraokularlinsen	
2.3.2.1. Linsentypen	
2.3.2.2. Linsenmaterialien	
2.3.2.3. Optische Linsenprinzipien	
2.4. Pseudophake Presbyopie-Korrektur.....	24
2.4.1. Korrektur mittels Multifokaler Intraokularlinsen	
2.4.2. Korrektur mittels „akkommodativer“ Intraokularlinsen	
2.5. Monovision und Mini-Monovision.....	26
2.5.1. Geschichte und Grundlagen der Monovision	
2.5.2. Pseudophake Monovision	
2.5.3. Pseudophake Mini-Monovision	
2.6. Defokuskurve.....	29
2.7. Radner-Test der Lesefähigkeit.....	31

<b>3. Hypothese.....</b>	<b>33</b>
<b>4. Material und Methoden.....</b>	<b>34</b>
4.1. Aufbau der klinischen Studie	
4.2. Erfolgte Katarakt-Operation	
4.3. Verwendete Intraokularlinsen	
4.4. Patientenauswahl	
4.5. Studienuntersuchungen	
4.5.1. Sehschärfe in der Ferne	
4.5.2. Sehschärfe intermediär	
4.5.3. Sehschärfe in der Nähe	
4.5.4. Defokuskurven	
4.5.5. Prüfung der Lesesehschärfe und Lesegeschwindigkeit in der Nähe	
4.5.6. Spaltlampenbiomikroskopie und Funduskopie	
4.5.7. Pupillenweite	
4.5.8. Aniseikonie-Test	
4.5.9. Stereo-Test	
4.5.10. Patientenzufriedenheit und Brillenunabhängigkeit	
4.6. Statistische Analyse	
<b>5. Ergebnisse.....</b>	<b>46</b>
5.1 Alter und Geschlecht	
5.2. Untersuchungsintervall, IOL-Typen und Befund	
5.3. Postoperative Anisometropie und Refraktionsdefizite	
5.4. Sehschärfe	
5.4.1. Sehschärfe in der Ferne	
5.4.2. Sehschärfe Intermediär	
5.4.3. Sehschärfe in der Nähe	
5.5. Defokuskurven	
5.6. Durchschnittliche Lesegeschwindigkeit und kritische Schriftgröße	
5.7. Pupillenweite	
5.8. Aniseikonie und Stereosehen	
5.9. Patientenzufriedenheit und Brillenunabhängigkeit	

<b>6. Diskussion.....</b>	<b>59</b>
6.1. Funktionelle binokulare Parameter – Sehschärfe, Lesefähigkeit und Binokularsehen	
6.2. Brillenunabhängigkeit und Patientenzufriedenheit	
<b>7. Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>65</b>
<b>8. Anhang.....</b>	<b>69</b>
<b>9. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>71</b>
<b>10. Thesen.....</b>	<b>82</b>
<b>11. Lebenslauf.....</b>	<b>84</b>
<b>12. Veröffentlichungen.....</b>	<b>85</b>
<b>13. Eidesstattliche Erklärung.....</b>	<b>86</b>
<b>14. Danksagung.....</b>	<b>86</b>

## **1. Einleitung**

Die moderne Medizin hat zunehmend nicht mehr allein die Beseitigung eines krankhaften Zustandes zum Ziel, sondern strebt eine Verbesserung der Lebensqualität und somit auch der Zufriedenheit des Patienten an. So steht heutzutage bei der Katarakt-Chirurgie nicht nur allein die Entfernung der getrübten Linse und das Einsetzen einer künstlichen Intraokularlinse zur Verbesserung der optischen Achse im Vordergrund, sondern auch immer häufiger eine weiterführende Optimierung des Sehvermögens durch eine Korrektur der Altersweitsichtigkeit, der Presbyopie. Der Verlust der Lesefähigkeit führt in der heutigen Gesellschaft zu einer erheblichen Minderung der Lebensqualität [1], [2]. Nicht selten ist die Wiederherstellung der Lesefähigkeit der Hauptbeweggrund, sich operieren zu lassen [3], [4], [5], [6]. Das Ziel ist eine möglichst große Brillenunabhängigkeit des Patienten für Ferne und Nähe. Derzeit bestehen für die Presbyopiekorrektur mittels Implantation intraokularer Linsen beidseits drei prinzipielle Optionen:

1. eine Korrektur durch Multifokallinsen
2. eine Korrektur durch „akkommodative“ Linsen
3. eine Korrektur durch Monofokallinsen in Monovision.

Als nachteilig werden bei den Multifokallinsen eine Verminderung des Kontrastsehens und eine vermehrte Blendempfindlichkeit aufgrund der Lichtstreuung durch das spezielle Linsendesign beschrieben [7]. Bei den so genannten „akkommodativen“ Linsen konnten die erforderlichen Linseneffekte wie eine Linsenvorverlagerung oder eine Änderung der Linsendicke bzw. der Linsenkurvatur nur bedingt nachgewiesen werden [8]. Die ausschlaggebenden Faktoren für eine gute Nahsicht bei diesem Linsentyp sind am ehesten auf die so genannten pseudo-akkommodativen Effekte zurückzuführen, welche auch bei der Monovision gezielt verwendet werden. Sie beinhalten eine angemessene Myopie bzw. einen geringen Astigmatismus, eine individuell vergleichsweise geringe Pupillenweite, eine hohe Leuchtdichte zur Kontrastoptimierung und die Patientenmotivation bzw. die Trainingseffekte. Dies sind Parameter, die, sofern sie beeinflussbar sind, ohne zusätzlichen Kostenaufwand in Kombination mit der Implantation der bislang üblichen Monofokallinsen genutzt werden können. Dabei wird in dem Prinzip der Monovision ein Auge des Patienten mit einer intraokularen Monofokallinse versorgt, deren Brechkraft einer Korrektur für die Ferne entspricht. Das andere Auge wird mit einer Monofokallinse mit einer Brechkraft für die

Nahkorrektur versehen. Demnach ergibt sich eine kostengünstige Alternative zur pseudophaken Presbyopie-Korrektur durch die Monovision gegenüber den kostenintensiveren Optionen mittels Multifokallinsen oder „akkommodativer“ Linsen.

Bei der üblichen Monovision wird eine Brechkraftdifferenz, eine Anisometropie zwischen beiden Augen von 2 bis 3 Dioptrien empfohlen [9]. In diesem Größenbereich ist ein unangenehmer beidäugiger Seheindruck durch Bildgrößenunterschiede, Verminderung des Stereosehens und des Kontrastsehens beschrieben worden [9]. Berücksichtigt man das Zusammenspiel aller pseudo-akkommodativen Parameter, so lässt sich ein Effekt von 1 bis 3 Dioptrien erwarten [10]. Demnach ist anzunehmen, dass sich mit einer deutlich geringeren Anisometropie eine ausreichend gute Sehschärfe in der Ferne, im Intermediärbereich und in der Nähe erreichen lässt und weniger störende Seheindrücke auftreten. So wurde in der vorliegenden Studie ein Anisometropie-Bereich von 0,5 bis 1,75 Dioptrien festgelegt und der Begriff der Mini-Monovision definiert.

Mit Hilfe der Bestimmung der binokularen Sehschärfe ohne Brillenkorrektur in der Ferne, im Intermediärbereich und in der Nähe, der Defokuskurve, der Lesegeschwindigkeit, der Pupillenweite, des Stereosehens, des Bildgrößenunterschiedes und der Patientenzufriedenheit wurden die mögliche Brillenunabhängigkeit und die tatsächliche Brillenunabhängigkeit im Alltag ermittelt. Die Einschätzung der zu erwartenden Schärfentiefe sollte durch die Entwicklung einer physikalischen Software unterstützt werden.

Das Ziel der Studie ist es, einen im Patienten-Alltag ausreichenden Effekt der pseudophaken Mini-Monovision bezüglich der Sehschärfe für die Ferne, intermediär und für die Nähe nachzuweisen. Dabei sollte eine gute Verträglichkeit des erzielten beidäugigen Seheindrucks und eine gewisse Brillenunabhängigkeit erreicht werden. Sofern dies der Fall ist, kann in Zukunft durch gezielte individuelle Planung der Mini-Monovision-Refraktion ohne vermehrten Kostenaufwand im Rahmen der alltäglichen Katarakt-Operation ein Gewinn an Lebensqualität für den Patienten erreicht werden.

## 2. Grundlagen

### 2.1. Anatomie und Optik des Auges

#### 2.1.1. Anatomie des Auges

Das menschliche Auge eines Erwachsenen ist nahezu kugelförmig, misst im Durchmesser etwa 24 mm und wiegt etwa 7,5 g. Die Wand des Augapfels besteht außen aus der weißen, bindegewebigen Lederhaut (Sklera), die dem Augapfel die Form gibt und von der Bindehaut bedeckt wird, und der klaren Hornhaut (Kornea). Letztere weist eine stärkere Krümmung auf. Zwischen Sklera und Hornhaut liegt als Übergang der Limbus cornea. Als innere Schicht liegt die Aderhaut (Choroidea) an, die mit der Regenbogenhaut (Iris) und dem Ziliarkörper die Gefäßhaut (Uvea) bildet. Die innerste Schicht umfasst die Netzhaut (Retina), die aus der sensorischen Retina mit den Photorezeptoren und aus dem Pigmentepithel besteht. Das Augeninnere bilden Kammerwasser, Iris, Ziliarkörper, Linse und Glaskörper.

Das optische System des Auges besteht aus Hornhaut und Linse, wobei als Blende die Iris und als Sensorik die Netzhaut fungieren. Dabei tritt das einfallende Licht durch die Hornhaut, passiert das Kammerwasser, die Pupille, die Linse und den Glaskörper, dabei wird es an Vorder- und Rückfläche von Hornhaut und Linse gebrochen. Durch die große Differenz zum Brechungsindex der Luft entsteht die höchste Brechkraft an der Hornhaut-Vorderfläche. Die Brechkraft der Hornhaut liegt bei etwa 43 Dioptrien, die der Linse bei etwa 20 Dioptrien [11]. Die Hornhaut ist zentral etwa 0,55 mm und peripher etwa 0,7 mm dick. Um eine maximale Transparenz zu erreichen, besteht sie vor allem aus parallel geordneten Kollagenfasern und ist ein bradytropes Gewebe, das bedeutet sie besitzt keinerlei Blutgefäße, wird daher von außen durch den Tränenfilm, von innen durch das Kammerwasser ernährt. Die der Linse vorstehende Iris reguliert die Pupillenweite als Blende für Lichteinfall und Schärfentiefe über zwei glatte Muskeln, zum einen den circulär angeordneten Muskulus sphincter pupillae, der über eine parasympathische Innervation die Pupille verengt, und zum anderen den radiär angeordneten Muskulus dilatator pupillae, der über eine sympathische Innervation die Pupille erweitert. Nach hinten ist die Iris durch ihr Licht absorbierendes Pigmentblatt begrenzt. Die Linse sitzt in einer transparenten, 5-20 µm dicken Kapsel. Sie selbst hat einen Durchmesser von 8-10 mm und eine Dicke von 2-5 mm, besteht aus Proteinen (zu ca. 60%) und Wasser und wird in einen Kern sowie eine Rinde unterteilt. Diese bestehen aus Linsenfasern, die zeitlebens vom äquatorialen Linsenepithel gebildet werden. Ihre Form ist bikonvex, wobei die hintere Krümmung stärker ist als die vordere. Über die Zonulafasern (Zonula Zinni) ist sie

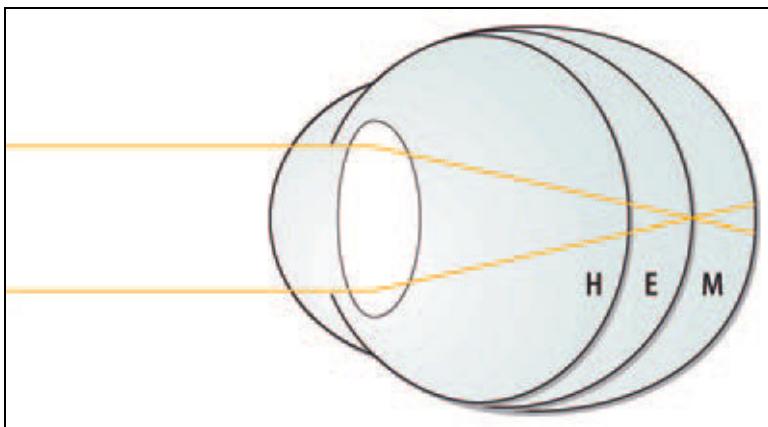
am Ziliarkörper befestigt. Dieser enthält in seinem vorderen Anteil, der Pars plicata, den Ziliarmuskel, der durch seine Kontraktion eine Linsenverformung zur Naheinstellung (Akkommodation, siehe Absatz 2.1.3.) bewirkt, und die Zilarfortsätze, deren Epithel das Kammerwasser mit etwa  $2 \mu\text{l}$  pro Minute produziert. Der hintere Anteil des Ziliarkörpers, die Pars plana, ist ein etwa 3,5-4 mm breites Band und geht in die Aderhaut über. Der Raum des Augeninneren hinter der Linse wird durch den Glaskörper ausgefüllt, der aus einem feinen Kollagenfasergerüst und eingelagertem Hydrogel besteht. Der Brechungsindex von Kammerwasser und Glaskörper sind etwa gleich. Die Aderhaut kleidet den hinteren Augapfel aus und besteht aus der faszigen Bruch-Membran und einem Gefäßgeflecht aus Kapillaren und größeren Gefäßen. Sie führt die beim photochemischen Prozess entstehende Wärmeenergie ab und unterstützt den Stoffwechsel der angrenzenden Photorezeptoren. Nach innen liegt die Netzhaut auf, die aus mehreren Schichten besteht. Die in der äußersten Schicht liegenden etwa 127 Mio. Photorezeptoren unterteilen sich in Zapfen und Stäbchen. Erstere finden sich vor allem in der zentralen Stelle des schärfsten Sehens, der Makula, und ermöglichen das Tag- und Farbsehen. Die Stäbchen befinden sich in der Peripherie und dienen dem Dämmerungs- und Nachtsehen. Die Lichtreize werden von den Photorezeptoraußensegmenten aufgenommen und durch zwischengeschaltete bipolare, amakrine und Horizontal-Zellen an die in der innersten Schicht liegenden Ganglionzellen weitergegeben, deren Axone zur nasal gelegenen Papille ziehen und dort den Sehnerven bilden. Dieser leitet die Information über die Sehbahn in das visuelle Areal der okzipitalen Hirnrinde [11].

## 2.1.2. Optik des Auges

### 2.1.2.1. Refraktion

Die Refraktion des Auges ergibt sich aus dem Verhältnis der Brechkraft von Hornhaut und Linse zur intraokularen Position der Linse und zur Achslänge des Bulbus. Dem Normalbereich entsprechen eine Achslänge von 23,5 bis 24,0 mm und eine Gesamtbrechkraft von etwa 58 bis 65 Dioptrien, wobei davon etwa 43 Dioptrien auf die Hornhaut und etwa 20 Dioptrien auf die Linse entfallen [11].

Emmetropie besteht, wenn in einem nicht akkommodierenden Auge parallel einfallende Lichtstrahlen sich in der Fovea der Netzhaut als Brennpunkt vereinigen, es kommt also zu einer scharfen Abbildung von fernen Objekten.



**E** = Emmetropie  
**H** = Hyperopie  
**M** = Myopie

**Abb. 1: Lage des Brennpunktes parallel einfallender Lichtstrahlen [11]**

Bei der Ametropie liegen die Brechungsverhältnisse außerhalb der Norm:

Myopie:

Im Verhältnis zur Brechkraft ist zumeist die Achse des Auges zu lang, wobei 1mm Achslänge etwa 3 Dioptrien entspricht. Seltener ist die Brechkraft zu hoch (zum Beispiel bei Linsenvorverlagerung, einer Kugellinse, einer braunen Kern-Katarakt oder einem Keratokonus). Es kommt zur Vereinigung der parallel einfallenden Lichtstrahlen vor der Netzhaut, sie divergieren und erzeugen ein unscharfes Netzhautbild. Der Fernpunkt liegt im Endlichen vor dem Auge, das heißt nur Objekte in diesem endlichen Fernpunkt werden scharf in der Fovea abgebildet. Durch Vorsetzen eines entsprechenden Zerstreuungsglasses können die parallel einfallenden Strahlen in der Fovea gebündelt werden, zum Beispiel durch eine Brillenkorrektur.

Hyperopie:

Im Verhältnis zur Brechkraft ist zumeist die Achse des Auges zu kurz, selten die Brechkraft zu klein. Die parallel einfallenden Lichtstrahlen bündeln sich hinter der Netzhaut, das heißt der Fernpunkt liegt hinter dem Auge. Das Vorsetzen von Sammellinsen ermöglicht die Vereinigung in der Fovea.

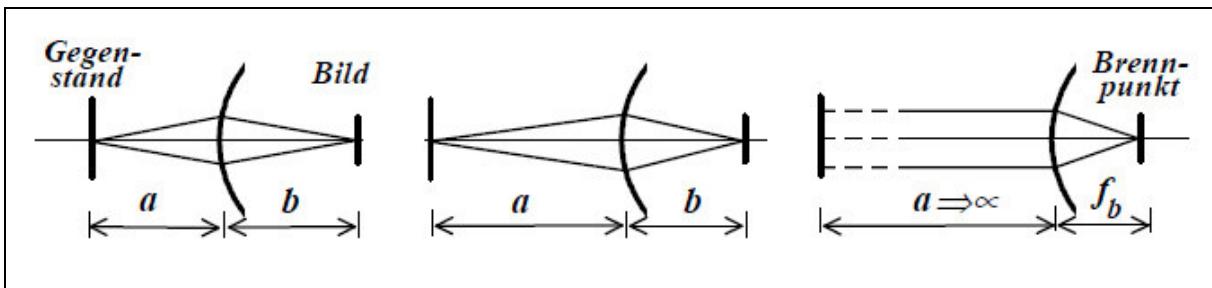
Astigmatismus:

Die ideale Hornhaut hat eine einheitliche Wölbung. Hat ein Meridian eine andere Brechkraft, als der senkrecht dazu stehende, so werden die einfallenden Lichtstrahlen nicht zu einem Punkt (Stigma), sondern zu zwei Linien vereinigt (regelmäßiger Astigmatismus). Zumeist bricht der vertikale Meridian stärker, dies entspricht dem Astigmatismus nach der Regel.

Selten hat der horizontale Meridian die höhere Brechkraft, dies ist bei dem Astigmatismus gegen die Regel der Fall. Hat ein schräger Meridian die höhere Brechkraft, so nennt man dies einen Astigmatismus obliquus. Weist die Hornhaut eine inhomogene Verteilung der Brechkraft auf, so spricht man von einem unregelmäßigen Astigmatismus. Ein regelmäßiger Astigmatismus bis 0,5 Dioptrien ist annähernd physiologisch, höhere Stärken sind mit zylindrischen Gläsern zu korrigieren.

### 2.1.2.2. Schärfentiefe

Die Entfernung eines Auges zum betrachteten Objekt wird als Gegenstandsweite bezeichnet. Dementsprechend ergibt sich im Auge eine Bildweite. Wird der Gegenstand immer weiter weg gerückt, so entspricht letztlich die Gegenstandsweite einer unendlichen Entfernung und die Strahlen werden parallel. Sie vereinigen sich im bildseitigen Brennpunkt, die Bildweite nennt sich bildseitige Brennweite.



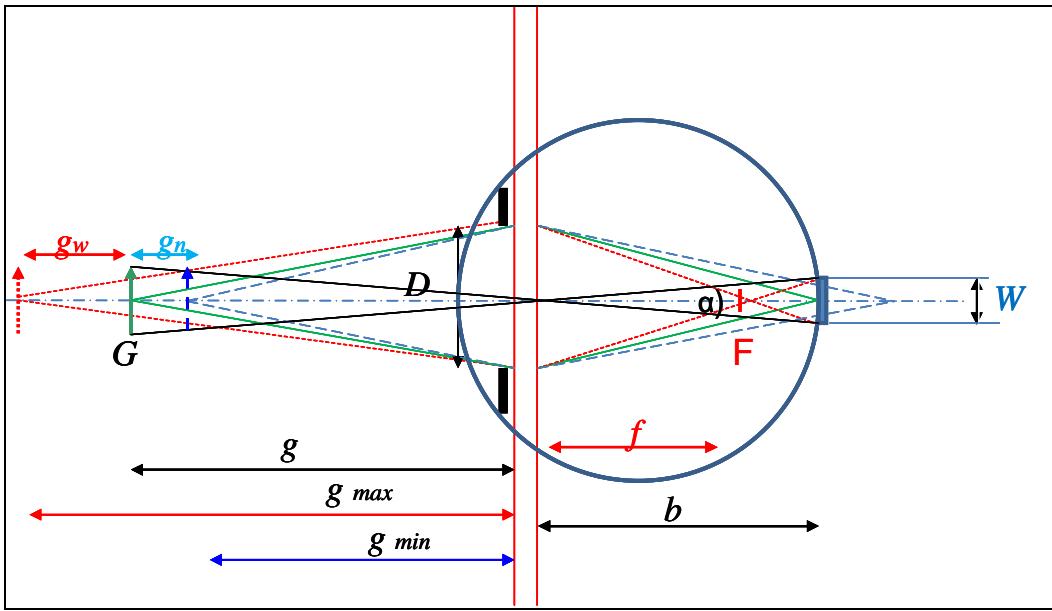
**Abb. 2: Zur Definition des bildseitigen Brennpunktes und der Brennweite [12]**

$a$  = Gegenstandsweite

$b$  = Bildweite

$f_b$  = Brennweite

Einen wichtigen Begriff stellt dabei die Schärfentiefe dar. Sie entspricht dem Entfernungsreich um die Gegenstandsentfernung, in dem ein optisches System keine Fokusveränderung wahrnimmt bzw. das Auge keine objektivierbare Veränderung der retinalen Bildqualität erfährt [13].



**Abb. 3: Schematische Darstellung der Schärfentiefenanteile und ihrer Einflussfaktoren [14]**

$G$  = Gegenstand

$g$  = Gegenstandsweite

$W$  = Größe des Netzhautbildes

$gw$  = Anteil Schärfentiefe weit

$D$  = Pupillendurchmesser

$gn$  = Anteil Schärfentiefe nah

$F$  = Brennpunkt

$b$  = Bildweite

$\alpha$  = Auflösungswinkel (MAR)

$f$  = Brennweite

$g_{max}$  und  $g_{min}$  = maximale bzw. minimale Entfernung der Schärfentiefenbereiche

Zur Berechnung der Schärfentiefenanteile  $gw$  und  $gn$  lassen sich folgende Gleichungen anwenden [14]:

$$gw = \frac{W f/D}{f^2 - W f/D} \frac{g(g-f)}{(g-f)}$$

$$gn = \frac{W f/D}{f^2 + W f/D} \frac{g(g-f)}{(g-f)}$$

Die maximale und die minimale Entfernung der Schärfentiefenbereiche  $g_{max}$  und  $g_{min}$  ergeben sich entsprechend [14]:

$$g_{max} = g + gw$$

$$g_{min} = g - gn$$

Da die Gegenstandsweite mit der Lage des Fernpunktes gleichgesetzt wird, muss für jede Gegenstandsentfernung eine entsprechende Brennweite berücksichtigt werden.

Je größer man den Auflösungswinkel (MAR= Minimal Angle of Resolution) annimmt, desto größer wird der Schärfentiefenbereich bei gleichzeitig abnehmender Trennsehschärfe, da es gilt: Trennsehschärfe = 1 / MAR [13].

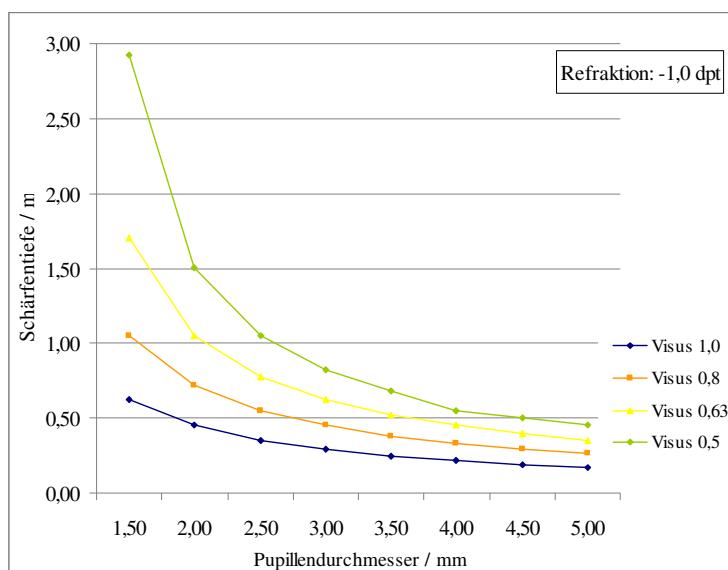
Verschiedene weitere Faktoren wirken auf die Schärfentiefe ein [13]:

1. Optische Eigenschaften des Auges,  
dazu zählen Pupillenweite, Aberrationen sowie Akkommodationsfähigkeit.
2. Retinale und visuelle Verarbeitungseigenschaften,  
dazu zählen Photorezeptor- und Ganglienzell-Dichte, Sehschärfe und Kontrastempfinden.
3. Gegenstandseigenschaften,  
dazu zählen Leuchtdichte, Auflösung, Kontrast und Farbe.

Im Folgenden wird insbesondere auf die optischen Augeneigenschaften eingegangen werden.

Pupillenweite:

Mit abnehmender Pupillenweite erhöht sich maßgeblich der Schärfentiefenbereich, sowie auch bei abnehmender angenommener Trennsehschärfe, siehe Abbildung 4.



**Abb. 4: Schärfentiefe in Abhängigkeit von der Pupillenweite bei einer Beispiel-Refraktion von -1,0 Dioptrie und diversen Visus [14]**

## Aberrationen:

Durch eine stärkere Lichtbrechung an den Linsenrändern gegenüber dem zentralen Bereich einer optischen Linse kommt es zur sphärischen Aberration [13], durch eine stärkere Brechung des kurzweligen (blauen) Lichtes gegenüber dem langwelligen (roten) Licht zur chromatischen Aberration. Durch beide Phänomene entstehen mehrere Brennpunkte in unterschiedlichen Abständen. Die sphärische Aberration wird am Auge durch eine Engstellung der Pupille und durch den Brechungsindexaufbau der Linse kompensiert. Eine neuronale Suppression farbiger Ränder zum Zweck der Kontrastoptimierung reduziert die chromatische Aberration. Durch den Alterungsprozess nimmt die Aberration der Linse zu, die Abbildungsqualität auf der Netzhaut und somit die Kontrastempfindlichkeit nehmen ab.

### 2.1.3. Akkommodation

Die Fähigkeit, Objekte verschiedener Entfernungen in Abfolge auf der Netzhaut scharf abzubilden, entsteht durch eine entsprechende Änderung der Brechkraft des dioptrischen Apparates. Sieht ein emmetropes Auge ein Objekt in der Ferne, so ist der Ziliarmuskel entspannt, die Zonulafasern unter Spannung und die natürliche Linse abgeflacht, die Abbildung liegt auf der Retina. Um ein Objekt in der Nähe fokussieren zu können ist eine Erhöhung der Brechkraft des Auges notwendig, damit eine scharfe Abbildung auf der Retina entsteht. Diese wird durch eine Änderung der Linsenform erreicht. Von Helmholtz beschrieb eine Zunahme der Linsendicke von anterior nach posterior, eine Vorwölbung der Linsenvorderfläche mit resultierender Abflachung der Vorderkammer und eine nahezu unveränderte Lage des hinteren Pols [15]. Die Linse verformt sich durch die Kontraktion des Ziliarmuskels, aufgrund deren sich der Durchmesser des Ziliarrings um die Linse verringert. Der Ziliarmuskel enthält zirkuläre (Müller-Muskel), meridionale (Brücke-Muskel) und radiäre Fasern. Er wird vornehmlich parasympathisch durch den Nervus Okulomotorius innerviert. Durch die Ziliarmuskelkontraktion lässt die Spannung der Zonulafasern auf die Linse nach und diese samt Linsenkapsel kann sich stärker kugelig verformen. Aufgrund einer speziellen Verteilung der Kapseldicke kommt es insbesondere am Zentrum der Vorderfläche zu einer Vorwölbung [15]. Die inneren Grenzschichten empfinden diese Krümmung nach, die Verdickung der Linse von anterior nach posterior vollzieht sich allerdings im Nucleus, die Dicke des Cortex bleibt stabil [15]. Des Weiteren ändert sich während der Linsenverformung der Brechungsindex des Linsenmaterials durch die entstehende Verdichtung, dies wird als „innere Akkommodation“ bezeichnet [16]. Insgesamt kommt es so im jugendlichen Alter zu einer Brechkrafterhöhung der Linse um etwa 10 Dioptrien. Ausgelöst wird dieser

Mechanismus durch eine retinale Unschärfe [15]. Weiterhin ist eine geringe Vorwärtsbewegung der Choroidea eventuell zur optimalen Photorezeptorausrichtung während der Ziliarmuskelkontraktion beschrieben [15]. Kommt es wieder zur Entspannung des Ziliarmuskels, so weitet sich der Ziliarring, die Zonulafasern spannen die Linsenkapsel und formen die Linse in ihre nicht akkommodierende Stellung.

#### 2.1.4. Pseudo-Akkommodation

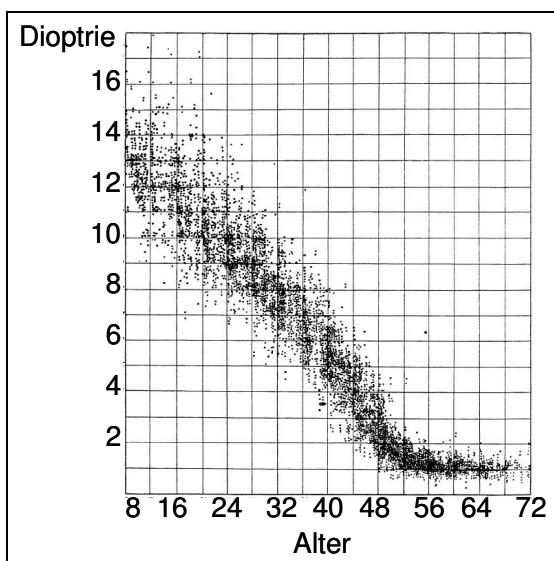
Die Effekte, die ohne eine Verformung der Linse und der entsprechenden Brechkraftanpassung eine Nahaufnahme begünstigen, werden unter dem Begriff der Pseudo-Akkommodation zusammengefasst. Dazu zählen die Einflussfaktoren der Schärfentiefe Pupillenweite, Myopie, Astigmatismus und Multifokalität der Hornhaut. Die meisten Studien zu diesen Effekten wurden an pseudophaken Patienten, also Patienten mit künstlichen Intraokularlinsen erhoben. Die Pupillenweite wurde als Haupteinflussfaktor beschrieben, je geringer sie ist, desto größer ist die Sehfähigkeit in der Nähe [17]. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die Schärfentiefe, die in enger Korrelation zur Pupillenweite steht. Mit Zunahme der Schärfentiefe steigt auch die Pseudo-Akkommodation, allerdings sinkt damit die Sehschärfe in der Ferne [18]. Die Hornhauttopographie gilt als weiterer Faktor. So beschrieben Oshika et al. eine verbesserte Nahaufnahme bei pseudophaken Augen mit einer stärkeren Brechkraft im unteren Bereich einer multifokalen Hornhaut [19]. Ein Astigmatismus gegen die Regel gilt als vorteilhaft gegenüber einem Astigmatismus mit der Regel [20], [21]. Verzella et al. bestimmten bei pseudophaken Patienten mit einem Astigmatismus von etwa 1,5 Dioptrien in 90° eine hohe Brillenunabhängigkeit [22]. Dies sei zum einen auf die erweiterte Schärfentiefe, zum anderen mutmaßlich auf die signifikant vertikale Komponente des lateinischen Alphabets zurückzuführen.

#### 2.1.5. Presbyopie

Mit zunehmendem Alter kommt es zu einem Verlust der Akkommodationsfähigkeit des Auges, also zur Presbyopie, so dass die Brechkraft für den Nahbereich immer weniger angepasst werden kann (Abbildung 5). Etwa ab dem 45. Lebensjahr wird eine Lesebrille notwendig [23]. Hauptsächlich ist die Verringerung der Elastizität der Linse für dieses Phänomen verantwortlich. Dies bedeutet, sie verliert ihre Fähigkeit, sich für eine scharfe Abbildung in der Nähe abzukugeln. Die Linsenkapsel wird dicker und weniger elastisch, die

alternden Linsenfasern sklerosieren und werden steifer [15], der Wassergehalt nimmt ab. Zusätzlich nimmt das Linsenvolumen durch die anhaltende Faserproduktion zeitlebens zu, die Linse steilt sich nach vorn hin auf, so dass eine Abkugelung zur Brechkrafterhöhung für den Nahfokus erschwert wird [15]. Beschrieben wurden allerdings auch Veränderungen des Ziliarkörpers und der Zonulafasern, deren genaue Rolle in der Presbyopie-Entwicklung noch unklar ist. So wurden ein Schwund und ein bindegewebiger Umbau des Ziliarmuskels beschrieben, welche jedoch erst in hohem Alter auftreten und nicht während des Beginns der Presbyopie [15]. Die maximale Kontraktionsfähigkeit des Ziliarmuskels nimmt nur gering im Alter ab [15]. Veränderungen in der Länge, der Spannung oder der Elastizität der Zonulafasern konnten nicht nachgewiesen werden, lediglich ein nach anterior versetzter Ansatz der vorderen Zonulae [15]. Stachs et al. [24] wiesen die weitere Ziliarkörperaktivität in presbyopen Augen mittels Ultraschall nach.

Insgesamt bedingt der Verlust der Lesefähigkeit in der heutigen Informationsgesellschaft eine deutliche Minderung der Lebensqualität [1].



**Abb. 5: Abhängigkeit der Akkommodationsbreite vom Lebensalter (nach Duane, adaptierte Abbildung von Siebeck 1960 [25])**

## 2.2. Phake Presbyopie-Korrektur

Zum Ausgleich des fortschreitenden Akkommodationsverlustes existieren verschiedene Methoden, bei denen die natürliche Linse belassen wird.

### 2.2.1. Korrektur mittels Brille

Es besteht die Möglichkeit einer isolierten Ein-Stärken-Nahbrille, wenn für die Ferne keine Korrektur gewünscht oder von Nöten ist. Eine Zwei-Stärken-Brille (Bifokalbrille) beinhaltet im oberen Glasteil die Korrektur einer Ametropie für die Ferne und im unteren Glasteil die zusätzlich eingearbeitete Nahkorrektur. Zuletzt ist die Gleitsichtbrille zu nennen, bei der vom oberen fern korrigierenden Glasteil zum unteren nah korrigierenden Glasteil ein kontinuierlicher Übergang eingearbeitet ist, die so genannte Progressionszone. Dies ermöglicht ein gleitend scharfes Sehen auch im mittleren Fernbereich, dem Intermediärbereich. Allerdings ist die Progressionszone deutlich schmäler als das Brillenglas und aufgrund optisch bedingter Verzerrung in der Peripherie der Brillengläser ist das Sehen durch den Randbereich unscharf. Daher ist eine Eingewöhnung des Patienten mit entsprechend geübter Blickrichtung nötig.

Das nicht invasive Prinzip der Brillenkorrektur ist als Vorteil zu nennen.

### 2.2.2. Korrektur mittels Kontaktlinsen

Kontaktlinsen (KL) schwimmen auf dem Tränenfilm des Auges und werden in formstabile harte und in weiche KL unterteilt. Sie werden anhand ihres Durchmessers, ihres Krümmungsradius, ihrer Rückflächengeometrie und ihrer optischen Stärke dem Auge angepasst. Es existieren verschiedene Materialien mit entsprechend unterschiedlicher Sauerstoffdurchlässigkeit. Prinzipielle Vorteile gegenüber einer Brillenkorrektur sind Ästhetik, eine Objektabbildung in natürlicher Größe auch bei höheren Dioptriewerten aufgrund der Hornhaut nahen optischen Wirkung, bessere Korrektur unregelmäßiger Astigmatismen, keine Gesichtsfeldeinschränkung wie bei einigen Brillengestellen und kein Beschlagen bei Dunst, keine Behinderung bei körperlicher Tätigkeit. Prinzipielle Nachteile gegenüber einer Brillenkorrektur sind die Ansprüche an die Feinmotorik zur Handhabung und an die gewissenhafte Pflege, mechanische oder allergische Reizungen des Auges sowie insbesondere bei weichen KL eine Sauerstoffunversorgung der Hornhaut bei längerer Tragezeit, ein deutlich erhöhtes Infektionsrisiko mit der Gefahr bleibender Hornhautschäden (Beispiel Hornhautulkus) und mechanische Oberflächenschäden durch einen schlechten Linsensitz oder durch Manipulation. Zu nennen sind auch vergleichsweise höhere Folgekosten durch die Pflegemittel.

Zur Presbyopie-Korrektur existieren Lösungsansätze durch unterschiedliche Geometrien von Mehrstärken-KL. Die zusätzliche Nahkorrektur ist entweder in einer Zone im unteren Linsenbereich (Bifokalität) oder in zentrierten Ringzonen (Multifokalität) eingearbeitet. Alongi et al. beschrieben bei den bifokalen KL eine signifikante Empfindlichkeitsminderung im zentralen Gesichtsfeld gegenüber den monofokalen und den multifokalen Kontaktlinsen [26]. Bei diesen Linsen werden gegebenenfalls auch Kombinationen unterschiedlicher Nahstärken zwischen rechts und links verwendet. Nachteilig sind dabei eine vergleichsweise eingeschränkte Korrekturmöglichkeit bei nur begrenzter Bandbreite der Linsenstärke und fehlender Astigmatismuskorrektur sowie individuell unterschiedlich zufrieden stellende Ergebnisse je nach Linsensitz und Sehansprüchen des Patienten.

Eine weitere Möglichkeit der Presbyopie-Korrektur besteht in der Verwendung von Einstärken-KL, wobei ein Auge für die Ferne und ein Auge für die Nähe korrigiert wird. Dies entspricht dem Prinzip der Monovision, auf das später ausführlich eingegangen wird (siehe Absatz 2.5.). Morgan et al. fanden 2009 in England eine gleich verteilte Häufigkeit für eine Presbyopie-Korrektur mit KL in Monovision wie mit multifokalen KL [27]. In einer internationalen Studie von 2011 waren multifokale KL im Durchschnitt 3 mal häufiger als das Monovisions-Prinzip vertreten, wobei große regionale Unterschiede bestanden [28]. Chapman et al. fanden bei Langzeit-Kontaktlinsenträgern nach dem Monovisions-Prinzip ein vermindertes Stereosehen gegenüber einer beidseitigen Fernkorrektur [29]. Bei Kontaktlinsenträgern in Monovision wurde ein besserer Nahvisus als bei multifokalen KL beschrieben, allerdings zeigten letztere eine bessere Stereopsis [30], [31]. Wood et al. fanden keine Beeinträchtigung des Fahrverhaltens bei Tag [32]. Beschrieben ist bei dieser Methode eine Erfolgsrate von 59 bis 67% bei adaptierten Kontaktlinsenträgern, wobei die Stereopsis vermindert sei, was allerdings von den Patienten nicht wahrgenommen würde [33]. Als optimale Anisometropie stellten Durrie et al. 1,5 Dioptrien heraus, wodurch objektiv sowie subjektiv ein guter binokularer Nah- und Fern-Visus erreicht würden [34].

### 2.2.3. Korrektur mittels Laser-in-situ-Keratomileusis (LASIK)

Als invasivste Methode sind die Hornhauteingriffe zu nennen, von denen die LASIK die etablierteste Methode ist. Dabei wird mechanisch eine vordere Hornhaut-Stromalamelle von etwa 150 µm Dicke eingeschnitten, der so genannte Flap, diese wird zurückgeklappt und mittels Eximer-Laser wird im verbliebenen Stroma Gewebe in der entsprechenden Tiefe abgetragen, um die gewünschte Refraktion zu erhalten. Zumeist wird dieser Eingriff zur

Korrektur von Myopien von 2 bis 8 Dioptrien oder von Hyperopien und Astigmatismen bis 4 Dioptrien verwendet. Nachteilig sind bei der LASIK die Gefahr von Schnittfehlern, Epitheleinwachsung, Infektion und Wundheilungsstörungen mit resultierenden Hornhautnarben und bleibender Sehstörung. Weiterhin ist eine nachfolgende Refraktionsänderung durch Linsentrübung oder eine fortschreitende Myopie nicht auszuschließen.

Zur Presbyopie-Korrektur findet auch bei der LASIK das Monovisions-Prinzip Anwendung (siehe Absatz 2.5.). Bei diesem Verfahren mit myoper Korrektur des nicht dominanten Auges sind in der Literatur jeweils ein guter binokularer Lese-Visus und Fern-Visus beschrieben. Stereopsis und Kontrast-Empfindlichkeit werden unterschiedlich als nicht reduziert und als gering bis signifikant reduziert angegeben [35], [36], [37], [38], [39].

#### 2.2.4. Korrektur mittels anderer Hornhaut-chirurgischer Verfahren

Weiterhin existieren diverse Hornhaut-chirurgische Methoden zur Überwindung der Presbyopie. So seien zum Beispiel Methoden zur Ausarbeitung einer nah korrigierenden Zone im unteren Hornhautbereich, im Zentrum durch eine Aufteilung [40] oder in zentrierten Ringen [41] genannt. In Fallstudien werden korneale Inlays verwendet [42], [41], [43].

### 2.3. Katarakt

Aufgrund von Stoffwechselveränderungen kommt es zu einer zunehmenden Eintrübung der Linse, der Katarakt. Diese tritt zu 90% als Altersbedingte Katarakt auf, auch Grauer Star genannt. Andere Ursachen können Allgemeinerkrankungen wie vor allem Diabetes mellitus, vorangegangene Augenerkrankungen, Verletzungen oder Operationen, medikamentöse oder physikalische Effekte oder eine genetische Disposition sein. Es existieren weitere Einteilungen der Katarakt bezüglich der Lokalisation der Linsentrübung und des Entwicklungsstadiums. Trübungsbedingt kommt es allmählich zu einer Verminderung von Sehschärfe, Farbsehen und Kontrastwahrnehmung, das Blendempfinden nimmt zu. Ein subjektiv nicht beeinträchtigender Grauer Star besteht im Alter zwischen 52 und 64 Jahren bei 50% der Bevölkerung, zwischen 65 und 75 Jahren ist dies bei über 90% der Fall, wobei ab dem 75. Lebensjahr die Hälfte der Bevölkerung ein vermindertes Sehvermögen wahrnimmt [44]. Bei dem fortgeschrittenen Stadium, der Katarakt proiecta, besteht zumeist eine deutliche Beeinträchtigung mit gegebener Indikation zur Operation. Bleibt diese aus so kommt es in den späteren Stadien zur Erblindung. Laut WHO (World Health Organization)

sind weltweit 20 Millionen Menschen aufgrund einer Katarakt blind, somit stellt diese die Hauptursache einer Erblindung dar [45].

### 2.3.1. Katarakt-Operation

Zur Entfernung der getrübten Linse werden in Europa und den USA laut WHO 4000 bis 5000 Katarakt-Operationen pro 1 Million Einwohner durchgeführt, in den Ländern der Dritten Welt sind es aufgrund der Versorgungsengpässe unter 500 [46]. Jährlich werden etwa 700.000 bis 800.000 Katarakt-Operationen in Deutschland vorgenommen, wobei rund 90% der Patienten danach eine Sehschärfe von 50 bis 100% erreichen [44].

Die moderne Katarakt-Operation wird zumeist in Lokalanästhesie durchgeführt, in bestimmten Fällen kann aufgrund der Bulbusgegebenheiten oder der Patientencompliance eine Allgemeinnarkose vorgezogen werden. Beim Erwachsenen bestehen 2 prinzipielle Techniken der Linsenentfernung, die extrakapsuläre Katarakt-extraktion (ECCE) und die intrakapsuläre Kataraktextraktion (ICCE). Ist eine intraokulare Kunstlinse mit eingesetzt worden, so nennt man diesen Zustand des Auges Pseudophakie. Diese intraokulare Kunstlinse besitzt eine refraktive Stärke, die zuvor anhand der individuellen Messwerte des Patientenauges und dem gewünschten Korrekturbereich errechnet wurde.

Bei der extrakapsulären Methode bleibt die Hinterkapsel der Linse im Auge bestehen, so dass anschließend die Kunstlinse in dem Kapselsack wieder verankert werden kann. Die getrübte Linse wird entweder entfernt, indem der Kern exprimiert und nachfolgend die Rinde abgesaugt wird, oder durch die so genannte Phakoemulsifikation, bei der der Linsenkern ultraschallgetrieben verflüssigt und dann abgesaugt wird. Letztere ist die vorherrschende Technik. Zu Beginn der Operation wird die Vorderkammer durch eine Inzision der Hornhaut am korneoskleralen Übergang eröffnet, meist ist ein nur 3 mm breiter Tunnelschnitt ausreichend, der sich postoperativ ohne Naht ventiltartig selbst verschließt. Optimal ist die so genannte Clear-Cornea-Technik, bei der der Schnitt in der klaren Hornhaut limbusnah erfolgt, so dass es zu einer schnelleren Heilung und zu einem geringeren Astigmatismus kommt. Anschließend wird bei der Kapsulorhexis mittels einer Kanüle oder einer Mikropipette die vordere Linsenkapsel kreisförmig eröffnet und der zentrale Lappen entfernt. Dann erfolgen die Phakoemulsifikation des Kernes und die Absaugung der Linsenanteile. Zuletzt wird die künstliche so genannte Hinterkammerlinse in den Kapselsack eingesetzt. Diese Linsen bestehen aus einem zentralen optischen Teil und elastischen Bügeln oder plattenförmigen Halterungen, den Haptiken, die den optischen Teil im Kapselsack zentriert stützen. Zumeist

werden faltbare Hinterkammerlinsen verwendet, die in sich eingerollt durch einen nur schmalen Schnitt von etwa 2,4 bis 3,5 mm in das Auge eingebracht werden können und sich dann entfalten.

Die ECCE mit Expression des intakten Kerns macht folglich einen größeren Schnitt von etwa 6 bis 9 mm erforderlich. Dies wird vor allem bei sehr harten Kernen notwendig, da eine Phakoemulsifikation sehr viel Ultraschallenergie benötigen und dadurch eine Schädigung des Hornhautendothels hervorrufen würde. Die Inzision muss abhängig von der Schnittführung gegebenenfalls durch eine Naht verschlossen werden.

Bei der intrakapsulären Kataraktoperation (ICCE) wird die intakte Linse samt Kapselsack durch Anfrieren mittels einer Kältesonde fixiert und dann entfernt. Diese so genannte Kryoextraktion erfolgte üblicherweise bis zum Ende der 70er-Jahre, da noch keine intrakapsulären Kunstlinsen Anwendung fanden und die Korrektur der Linsenlosigkeit, der Aphakie, mittels Starbrille geschah. Heutzutage wird diese Operations-Methode bei Insuffizienz oder Verlust des Zonula-Halteapparates notwendig. Die Aphakiekorrektur erfolgt heutzutage durch Kontaktlinsen, irisfixierte Hinterkammer- oder Vorderkammerlinsen und transskleral fixierte Hinterkammerlinsen. Aufgrund eines technisch geringeren Kostenaufwandes wird die ICCE in Entwicklungsländern häufiger angewendet [11].

### 2.3.2. Intraokularlinsen

#### 2.3.2.1. Linsentypen

Bis heute existieren sechs Generationen von Linsentypen [47], [48]:

1. 1949-1954 Ridley-Hinterkammerlinse und die Modifikation nach Parry und Epstein
2. 1952-1962 frühe Vorderkammerlinsen
3. 1953-1973 Iris-fixierte Linsen, Modifikationen nach Epstein, Binkhorst, Fyodorov, Worst, Boberg-Ans und Stein
4. 1963-1992 Vorderkammerlinsen mit vor allem optimierter Haptik
5. 1977-1992 Entwicklung der Hinterkammerlinsen
6. 1992-2000 weiterentwickelte Hinterkammer- und Vorderkammerlinsen
7. ab ca. 2000 bis aktuell flexible, spezifische IOL, einstückig oder mehrstückig, häufig so genannte Premium-IOL, z.B. zur Presbyopie-Korrektur bzw. refraktiven Korrektur wie z.B. torische IOL, Multifokallinsen, „akkommodative“ IOL und Licht adjustierbare IOL u.a.

### 2.3.2.2. Linsenmaterialien

Derzeit sind verschiedene Materialien auf dem Markt [47]:

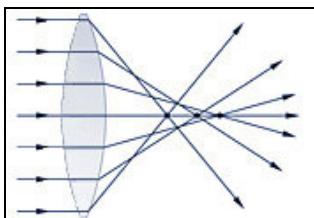
1. Acrylat und Methylacrylatpolymere (hydrophile/ hydrophobe Modelle, ggf. Blaumfilter)
2. hydrophobe Silikonelastomere

### 2.3.2.3. Optische Linsenprinzipien

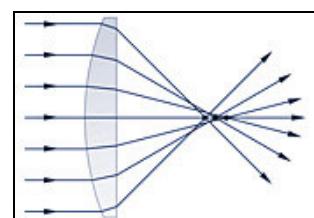
Die Kurvatur der Linsenoberfläche bedingt die optische Stärke der Intraokularlinse (IOL). Es existieren mehrere Gestaltungsprinzipien:

#### 1. sphärische Linsen:

- Symmetrische: Sphärische Flächen entsprechen Schnitten aus Kugeloberflächen und weisen als Abbildungsfehler die sphärische Aberration auf [49].
- Asymmetrische: Durch eine geringer gekrümmte Rückfläche können die sphärischen Aberrationen verringert werden.



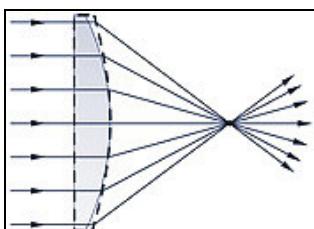
**Abb. 6: Beispiel symmetrische sphärische IOL [50]**



**Abb. 7: Beispiel asymmetrische sphärische IOL[50]**

#### 2. asphärische Linsen:

Diese weisen in den Außenbereichen eine geringere Krümmung als im Zentrum auf, so dass auch bei hohen Brechkräften und großen Pupillenöffnungen ein optimaler Fokus erreicht werden kann. Zusätzlich existieren aberrationskorrigierte asphärische Linsen, die die Asphärität der Hornhaut berücksichtigen [50].

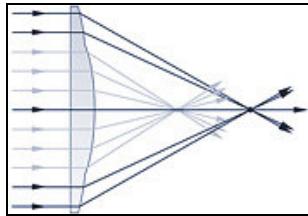


**Abb. 8: Beispiel asphärische IOL [50]**

3. bifokale oder auch multifokale Linsen mit 2 weiteren Oberflächenprinzipien:

- Refraktives Prinzip:

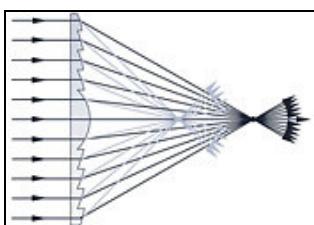
Je nach Winkel der Kurvatur wird das Licht entsprechend stark gebrochen. Bei einheitlichem Winkel ergibt sich eine Einstärkenlinse, bei verschiedenen Winkeln entstehen entsprechend mehrere sphärische Zonen unterschiedlicher Refraktion, dies wird bei den so genannten Bi- bzw. Multifokallinsen meist auf der Vorder- oder Rückfläche angewendet.



**Abb. 9: Beispiel refraktive bifokale IOL [50]**

- Diffraktives Prinzip:

Die Diffraktion wurde erstmals von Thomas Young Ende des 18. Jahrhunderts als Lichtbeugung beschrieben. Fällt Licht durch zwei eng nebeneinander liegende Spalten, so wird es gebeugt. Das Licht, welches durch diese beiden Spalten tritt ist zueinander kohärent. Es kommt zu einer Überlagerung der Lichtwellen. Es entsteht Interferenz, die zur Verstärkung oder Auslöschung von Lichtwellen führt, so dass verschiedene Interferenzbilder entsprechender Ordnungen entstehen [47]. Diese Interferenzmuster werden bei einer diffraktiven Oberflächengestaltung meist auf der Rückseite von Multifokallinsen genutzt. Sie bewirken eine gezielte Verstärkung der Lichtwellen für mehrere gewünschte Foki.



**Abb. 10: Beispiel diffraktive bifokale IOL [50]**

- Refraktiv-diffraktives Prinzip:

Bei Multifokallinsen kann sowohl eine refraktive als auch eine diffraktive Struktur auf der Vorder- bzw. der Rückfläche der Linse zum Einsatz kommen.

## 2.4. Pseudophake Presbyopie-Korrektur

Die in der Standardkataraktchirurgie üblicherweise eingesetzten Kunstlinsen sind so genannte Monofokallinsen, dies bedeutet, dass ähnlich wie bei einer Einstärkenbrille bei der Pseudophakie lediglich für *eine* festgelegte Gegenstandsweite ein scharf fokussiertes Netzhautbild entsteht. Folglich kann keine sequentielle scharfe Abbildung von Objekten aus verschiedenen Entfernungen gewährleistet sein, dies ist entsprechend der Presbyopie zu verstehen. Je nach gewählter Linsenstärke kann ein Auge entweder für die Ferne oder für die Nähe korrigiert werden (im Folgenden fern- bzw. nahkorrigiertes Auge genannt), für eine scharfe Abbildung von Objekten aller Gegenstandsweiten ist eine zusätzliche Korrektur nach den bereits erwähnten Prinzipien (siehe Abschnitt 2.2.) nötig. Um dies zu vermeiden existieren verschiedene Ansätze, die optische Brechkraft der intraokularen Kunstlinsen über mehrere Gegenstandsweiten zu verteilen.

### 2.4.1. Korrektur mittels Multifokaler Intraokularlinsen

Die so genannten Multifokallinsen (MIOL) sind Hinterkammerlinsen mit einem speziellen Design von Vorderfläche und Rückfläche der zentralen Optik, dabei entstehen optische Zonen mit unterschiedlichen Brechkräften entsprechend einer Korrektur für verschiedene Gegenstandsweiten. Hinsichtlich der Verteilung dieser optischen Zonen existieren zurzeit einige Varianten auf dem Markt. Neben dem Linsendesign und dem Material wird prinzipiell zwischen fern- oder nahbetonten Linsen sowie Klar- oder Gelbtönung der Linsen unterschieden [51]. Die erste MIOL wurde 1986 von John Pearce implantiert und war vom refraktiven Typ mit zwei optischen Zonen unterschiedlicher sphärischer Refraktion [52]. Aufgrund der unterschiedlich brechenden optischen Zonen der MIOL kommt es simultan zu mehreren Abbildungen auf der Netzhaut, so dass eine Pseudo-Akkommodation erreicht wird [53]. Durch die Reflexion an den refraktiven oder auch diffraktiven Grenzflächen entsteht Streulicht, das ein vermindertes Kontrastempfinden und eine erhöhte Blendempfindlichkeit bewirkt. Dieser so genannte Glare bzw. Halos werden häufig beschrieben, die Mehrzahl der Patienten nimmt dies allerdings als gering bis gar nicht störend wahr, was wohl auf eine selektive Korrektur durch das Gehirn zurückzuführen ist [54], [7], [55]. Zusätzlich wirken sich die Pupillenweite bei konzentrisch angeordneten Zonen und eine anteilige Lichtverteilung auf mehrere optische Zonen negativ auf das Kontrastempfinden aus. Bei den diffraktiven Linsentypen entstehen durch Ablenkung bzw. Beugung der Lichtstrahlen mehrere Brennpunkte. Durch die Interferenz der Strahlen gehen etwa 20% des einfallenden Lichts als Streulicht verloren, so dass die

Kontrastsehschärfe abnimmt [51], [56]. Es existieren auch Kombinations-Linsenpaare, bei denen eine Linse das ferndominante Auge anteilig mit höherer Lichtintensität für den Fernfokus und die andere Linse das nahdominante Auge für den Nahfokus korrigiert. Weiterhin wurden auch Linsen mit kombiniert diffraktiv-refraktivem Optikdesign entwickelt. Anfänglich waren die MIOL nicht faltbar und ein großer Schnitt war nötig, so dass ein postoperativer Astigmatismus bestand. Durch die Faltbarkeit sind mittlerweile auch sehr kleine Schnitte von etwa 1,7 mm ausreichend wie bei der so genannten Micro Incision Cataract Surgery, MICS. Weiterhin sind torische MIOL entwickelt worden, um eine verbesserte Sehschärfe durch eine Astigmatismuskorrektur zu ermöglichen, wichtige Erfolgskriterien sind dabei die Zentrierung und Rotationsstabilität der Linse [57], [58]. Insgesamt sind als nachteilig die Herabsetzung der Kontrastempfindlichkeit und die Zunahme der Blendempfindlichkeit zu nennen. Eine exakte Zentrierung der Linsenoptik ist essentiell. Bezuglich der Patientenzufriedenheit sind in der Literatur überwiegend hohe Werte angegeben [59], wobei eine genaue Patientenauswahl und präoperative Aufklärung unabdingbar sind [7], da eine spätere Indikation zum Linsentausch gegen eine Monofokallinse aufgrund störender Wahrnehmung von Glare und Halos nicht auszuschließen ist. In einer Stellungnahme der gesetzlichen Krankenversicherung wird die Regelung der Kostenübernahme bei Katarakt-Operationen so beschrieben, dass im Verlauf die Patienten die Kosten der Operation erstattet bekommen können, allerdings die Kosten der MIOL und etwaiger Nachbehandlungen weiterhin selbst zu tragen haben, die mit etwa 500 bis 2000 Euro je nach MIOL nicht unerheblich sind [60].

#### 2.4.2. Korrektur mittels „akkommodativer“ Intraokularlinsen

Bei diesen Linsen besteht ein sehr flexibler Übergang zwischen Optik und Haptik, die erwünschte Brechkraftänderung für eine scharfe Abbildung in der Nähe soll prinzipiell durch eine Verschiebung der Linse bei Ziliarkörperkontraktion erfolgen. Unter anderem soll der dabei erhöhte Glaskörperdruck die Linsenoptik nach anterior verlagern [61], [62]. Bislang zeigen sich allerdings eher fragliche bis unzureichende Ergebnisse hinsichtlich des wahren Akkommodationseffektes, insbesondere der Vorwärtsbewegung der Linsen [63], [64], [65], [66], [67], [68]. Der Erfolg dieser Linsentypen ist wohl am ehesten auf die Effekte der Pseudo-Akkommodation zurückzuführen [69], [8], [70].

Zuletzt existiert die Option der Presbyopie-Korrektur mittels Monofokaler Intraokularlinsen nach dem Monovisionsprinzip. Dieses Konzept wird im folgenden Abschnitt näher erläutert.

## 2.5. Monovision und Mini-Monovision

### 2.5.1. Geschichte und Grundlagen der Monovision

Das Prinzip der Monovision ist ein lang bekanntes und wurde erstmals 1958 von Westsmith als Prebyopie-Korrektur mit Kontaktlinsen bei phaken Patienten beschrieben [71]. Die Monovision basiert auf einer gezielten Refraktionsdifferenz zwischen beiden Augen, wobei eine Seite mit einer Brechkraft für die Ferne und die andere Seite für die Nähe korrigiert werden [33], [9]. Wird zusätzlich die okuläre Dominanz berücksichtigt, so wird bei der traditionellen Monovision das dominante Auge fernkorrigiert, bei der Cross Monovision wird das nicht dominante Auge fernkorrigiert. Die okuläre Dominanz eines Auges stellten Handa et al. als signifikanten Einfluss auf den Erfolg und die Patientenzufriedenheit bei Monovision heraus [72], wobei Gandelman-Marton et al., Evans et al. und Braun et al. beschrieben, dass die okuläre Dominanz eher nicht als fix sondern als variables Adaptsphänomen anzusehen ist und eher keinen Effekt auf den Monovisions-Erfolg hat [33], [73], [74]. Daher wird in dieser Studie die Dominanz nicht berücksichtigt.

Bezüglich der exakten Ziel-Refraktion oder der Anisometropie bestehen keine klaren Definitionen, so dass verschiedene Monovisions-Modelle im klinischen Alltag Anwendung finden.

### 2.5.2. Pseudophake Monovision

Dabei werden Monofokallinsen mit einer Zielrefraktion für die Ferne einerseits und einer Zielrefraktion für die Nähe andererseits implantiert. Die erste Erwähnung fand die pseudophake Monovision 1984 durch Boerner und Trasher [75], die nach dieser Korrektur an 100 pseudophaken Patienten eine Senkung der Abhängigkeit von Bifokalbrillen um die Hälfte beschrieben. Anzunehmen ist, dass das Prinzip schon länger in der Katarakt-Chirurgie Anwendung fand, um bei entsprechendem Patientenwunsch eine Nahsicht ohne Brille zu ermöglichen. Umfragen in den USA ergaben, dass 2003 86% der Katarakt-Chirurgen das Prinzip der Monovision und nur 13% Multifokale IOL bevorzugten [76]. In einer Umfrage in Neuseeland nahm 2007 der Trend zur Monovision gegenüber 2004 ab, nur 50% der Chirurgen zogen sie vor, 31% befürworteten die Multifokallinsen [77].

Zur Anwendung der pseudophaken Monovision existieren nur wenige Publikationen, dennoch ist sie eine lang bekannte und genutzte Methode zur Brillenunabhängigkeit [9]. Im folgenden wird wiederholt auf den Visus eingegangen, der in den unterschiedlichen Arbeiten in

verschiedenen Skaleneinheiten genannt wird. Zur Orientierung sei bis auf weiteres auf die Visus-Skalen-Übersicht adaptiert nach Kroll et al. [78] im Anhang Seite 69 verwiesen.

Greenbaum et al. berichteten 2002 von 140 Patienten, die ein emmetrop korrigiertes Auge und ein nahkorrigiertes Auge mit einem Refraktionsdefizit von -2,75 Dioptrien erhielten, wobei über 90% der Katarakt operierten Patienten zufrieden waren und einen guten Fern- und Nahvisus von mindestens 20/30 oder besser bzw. von Jaeger 1 aufwiesen [79]. Marques et al. fanden in ihrer Studie eine Patientenzufriedenheit bei einer Anisometropie bis 2,5 Dioptrien von 97,3%, wobei der Fern-Visus bei mindestens 20/40 und der Nah-Visus bei Jaeger 3 lagen [80]. Finkelman et al. erreichten in ihrer Untersuchung eine allgemeine Patientenzufriedenheit bei einer moderaten Anisometropie im Mittel von 1,16 Dioptrien, wobei 96% einen Fern-Visus von mindestens 20/30 und 92% einen Nah-Visus von Jaeger 4 hatten, Stereopsis und Kontrastempfindlichkeit waren gut, 25 % der Patienten waren komplett Brillen unabhängig [81]. Hayashi et al. untersuchten an beidseitig pseudophaken Patienten durch einseitige Addition eines sphärischen Glases die optimale Anisometropie bei Monovision und legten für sich diese bei 1,5 Dioptrien fest. Dabei lag der binokulare Nahvisus bei 20/38 und das Stereosehen lag bei 100 Bogensekunden, eine Anisometropie von 2,0 Dioptrien führte zu einem definiert ungenügendem Stereosehen von 158 Bogensekunden und wurde trotz des besseren Nahvisus von 20/31 nicht bevorzugt [82].

Chen et al. verglichen die monofokale IOL AcrySof® (SN60WF, Alcon, Inc.) in Mini-Monovision in einer Anisometropie von 0,5 bis 1,25 Dioptrien mit einer Array® Multifokallinse bezüglich der Brillenunabhängigkeit und erhielten tendenziell bessere Resultate in der Monovisions-Gruppe [83]. Bei einem späteren Vergleich mit der ReSTOR® (SN60D3, Alcon, Inc.) war die letztere signifikant besser [84]. In einem Vergleich des Lesevermögens bei Monovision gegenüber einer refraktiven Multifokallinse war ein besseres Ergebnis in der Monovisions-Gruppe zu verzeichnen [85]. Stanojcic et al. untersuchten die binokularen Gesichtsfelder von Patienten mit beidseitig implantierten Multifokallinsen vom Typ Tecnis® (ZM900, AMO) und beidseitig implantierten Monofokallinsen vom Typ Acros AO® (Bausch und Lomb) mit einer Anisometropie bis 1,5 Dioptrien. Dabei konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen erhoben werden, beide erfüllten den in England geltenden Fahrtauglichkeitsstandard [86]. Shimizu et al. beschrieben eine Hybrid Monovision, bei der Patienten unter dem 60. Lebensjahr zur besseren Zufriedenstellung in des dominante Auge eine Monofokallinse mit Fernkorrektur und in das nicht dominante Auge eine diffraktive Multifokallinse implantiert bekamen. 85% der

Patienten waren zufrieden, wobei 63% eine Stereopsis innerhalb normaler Grenzen aufwiesen [87].

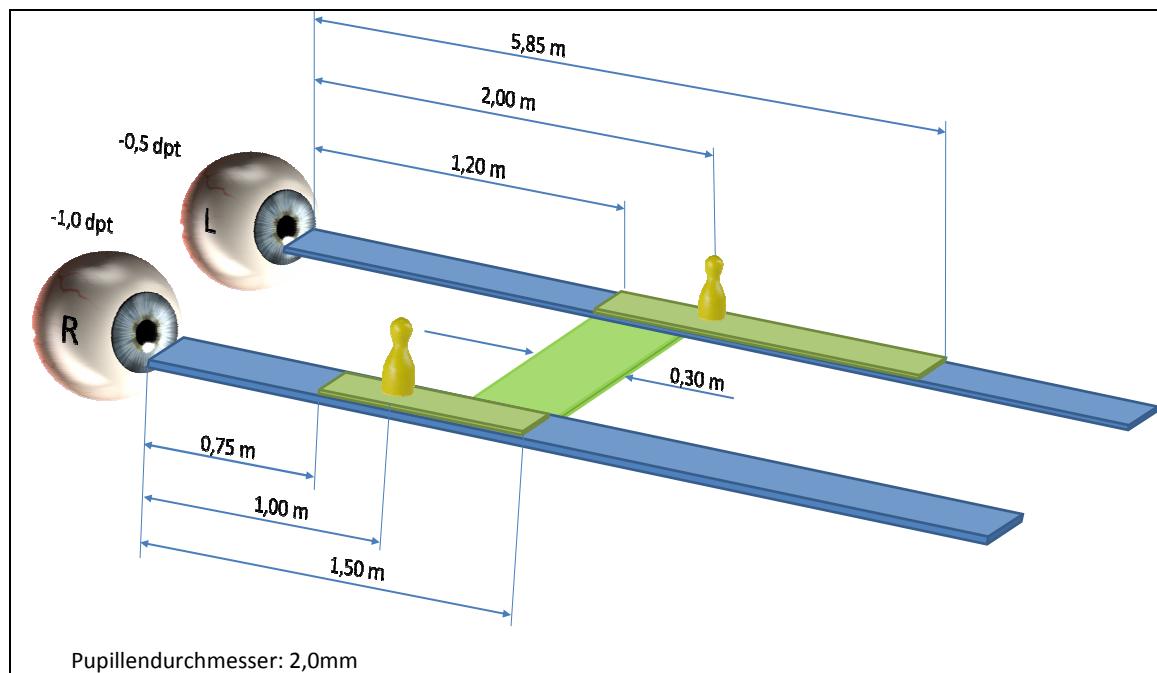
Die Patientenauswahl wird bei der Presbyopie-korrigierenden Chirurgie immer wieder als wesentlicher Bestandteil genannt. Da es im Rahmen der Monovision zur Einschränkung der Stereopsis und der Kontrastempfindlichkeit kommen kann [33] und somit zu Beeinträchtigungen bei Tätigkeiten wie zum Beispiel bei Arbeit unter geringer Beleuchtung und Autofahren bei Nacht, sind auch bei dieser Methode die sorgfältige Auswahl und Aufklärung der Patienten wichtig. Ito et al. [88] stellten folgende Erfolgskriterien für eine Monovision fest: eine gute Visus-Prognose beidseits, wobei das erste operierte Auge eine gute Fernsicht aufweisen sollte, ein kornealer Astigmatismus kleiner als 1,0 Dioptrie, kein Strabismus und eine Nah-Exophorie von einem Winkel kleiner als 10 Prismen-Dioptren, ein Patientenalter über 60 Jahre und zusätzlich gegebenenfalls eine schwach ausgeprägte okuläre Dominanz und eine Pupillenweite kleiner als 2,5 mm [89]. Interessant erschien dabei, dass mit steigendem Patientenalter auch deutlich die postoperative Zufriedenheit anstieg, so waren die unter 60 Jährigen zu 64% zufrieden, hingegen es bei den unter 70 Jährigen schon 87% und bei den über 70 Jährigen 94% waren [90]. Das Kriterium in den übrigen Studien war die Vermeidung eines Astigmatismus von größer als 1,0 bis 2,0 Dioptren [81], [80], [79].

### 2.5.3. Pseudophake Mini-Monovision

Die pseudo-akkommodativen Effekte bei Pseudophakie beschrieben Nakazawa et al. in Abhängigkeit von der Pupillenweite bzw. Schärfentiefe mit einer Stärke von 1 bis 3 Dioptren im Mittel [10]. Bezieht man die Schärfentiefe in Abhängigkeit von der Pupillenweite in die Refraktionsplanung mit ein, so ist bei vergleichsweise geringer Anisometropie eine alltagstaugliche Sehschärfe im Fern- und im mittleren Nahbereich zu erwarten. Dieses Konzept ließe sich als Mini-Monovision benennen. Ito et al. verwendeten eine so genannte Customized Monovision bei Patienten mit Multifokallinsen, bei denen sie das nicht dominante Auge mit einer geringen Myopie von -1,0 Dioptrie versorgten [90]. 95% der Patienten erreichten eine normale Stereopsis und 90% waren Brillen unabhängig. Als milde Monovision bezeichneten Shimizu et al. die Korrektur des nicht dominanten Auges mit einer Monofokallinse mit einer Refraktion von -1,0 bis -1,5 Dioptren bei Patienten mit einem Pupillendurchmesser kleiner als 2,5 mm, womit sie vergleichbar gute Visus-Ergebnisse wie bei der vollen Monovision, eine Patientenzufriedenheit von 90% und eine bessere Stereopsis und Kontrastempfindlichkeit erreichten [87].

Als Vorzug einer Mini-Monovision ist eine gewisse Brillenunabhängigkeit entsprechend den Sehanforderungen im Alltag ohne die ausgeprägten Einschränkungen der Binokularfunktion wie bei der vollen Monovision und ohne den Mehraufwand wie bei den „akkommodativen“ und multifokalen Intraokularlinsen zu nennen.

Um eine möglichst komfortable Gleitsicht mit dementsprechender Brillenunabhängigkeit zu erreichen, sollte die Refraktion beider Augen so angezielt werden, dass sich die Schärfentiefenbereiche überlappen. Das heißt, eine Lücke im Intermediärbereich soll vermieden werden.



**Abb. 11: Beispiel überlappende Schärfentiefen beider Augen [14]**

Das Beispiel in Abbildung 11 ergibt bei einer binokulären Sehschärfe von Dezimal 0,8, einer Pupillenweite von 2 mm mit der oben angegebenen Refraktion und einer Anisometropie von 0,5 Dioptrie einen Schärfentiefenbereich in der Entfernung von 0,75 m bis 5,85 m. Senkt man den Visus-Anspruch, so erweitert sich der Schärfentiefenbereich.

## 2.6. Defokuskurve

Die Defokuskurve gilt als übliche Methode, das Verhalten der Sehschärfe in verschiedenen Entfernungen bei Patienten mit monofokalen, multifokalen und „akkommodativen“ Intraokularlinsen zu vergleichen, so unter anderem in Studien von Cleary et al. [70], Buckhurst et al. [91] und Alio et al. [92].

Dabei wird abhängig von der Sehzeichentafel in einem fixen Betrachtungsabstand (meist 4m) der Fernvisus erhoben. Je nach Fragestellung geschieht dies unkorrigiert oder korrigiert, monokular oder binokular. Durch die symmetrische Addition sphärischer Gläser im Bereich von meist +3,0 bis -5,0 Dioptrien in 0,5 Dioptrie-Schritten werden verschiedene Defokussierungsstufen erzeugt. Dabei wird durch das Vorsetzen positiver Gläserstärken lediglich das Pseudo-Akkommodationsvermögen gemessen, durch negative Gläserstärken wird der Visus in verschiedenen Entfernungen simuliert. Dioptrie als Einheit der Brechkraft ist als Kehrwert der Längeneinheit Meter (m) definiert, daher gilt im Umkehrschluss für die Entfernungen y der negativen Defokussierungsstufen x in Dioptrie (Dpt):

$$1 / x [\text{Dpt}] = y [\text{m}]$$

So entsprechen z.B. die Defokussierungsstufen bei -1,25 Dioptrien einem Intermediärbereich von 80 cm Gegenstandsfern und bei -2,5 Dioptrien einem Nahbereich von 40cm Gegenstandsfern. Werden die erhobenen Visus-Werte in LogMAR korrelierend zu den additiven Gläserstärken graphisch aufgetragen, so ergibt sich eine Kurve mit einem Visus-Verlauf. Bei einer Presbyopie-Korrektur erwartet man eine Kurve mit zwei Visus-Maxima, einmal in der Ferne und einmal in der Nähe. Optimal wäre allerdings eine Art Plateau mit einem guten Visus-Verlauf von der Ferne über den Intermediärbereich bis zur Nähe.

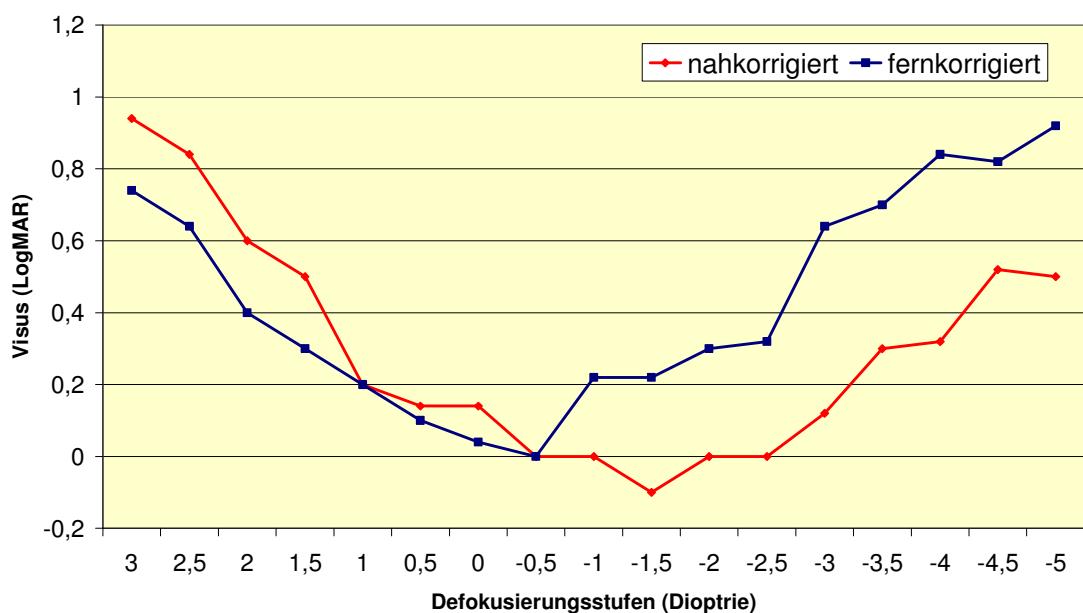


Abb. 12: Beispiel zweier Defokuskurven für ein fern- und ein nahkorrigiertes Auge

Pieh et al. beschrieben bei Untersuchungen von 15 Augen signifikant geringere Defokus-Werte im Vergleich mit Visus-Werten, die in den tatsächlichen Entfernungen erhoben wurden, so dass sie feststellten, weder die Verkleinerungseffekte der vorgehaltenen Minusgläser noch die physiologische Naheinstellungsmiosis würden durch eine Defokusierung berücksichtigt [93]. Dennoch gilt die Defokus-Kurve in der refraktiven Forschung als etablierte Methode. In dem Graph können direkt die Daten abgelesen oder auch die Area-under-the-curve ausgewertet und mit anderen Refraktionsprinzipien verglichen werden [91], [94].

## 2.7. Radner-Test der Lesefähigkeit

Die Wiedererlangung der Lesefähigkeit ist einer der Hauptbeweggründe von Katarakt-Patienten sich operieren zu [4;5]. Ihr Verlust stellt eine erhebliche Einschränkung der Lebensqualität dar [1]. Das subjektive Sehvermögen lässt sich durch Messung der angulären Sehschärfe nicht ausreichend verlässlich abbilden [95], [96]. Da die Lesefähigkeit einen wesentlichen Aspekt der Patientenzufriedenheit darstellt [97], [95], ist anzunehmen, dass durch ihre Erhebung die damit einhergehende Brillenunabhängigkeit genauer nachvollzogen werden kann. Radner et al. beschrieben bei Augengesunden eine Korrelation der angulären Sehschärfe mit der Lesesehschärfe in der Nähe [1]. Sie entwickelten zusammen mit Vertretern der Augenheilkunde, der Linguistik und Psychologie deutschsprachige Lesetafeln, die aus kurzen Testsätzen gleicher Satz- und Wortlänge sowie vergleichbarer Syntax erstellt wurden. Auch das lexikalische Niveau wurde durch statistische Analysen an einer Testgruppe von 160 Personen geeicht [1] und entspricht dem der dritten Schulstufe. In jedem Satz sind über drei Zeilen 14 Wörter mit 22 bis 24 Silben mit 82 bis 84 Anschlägen enthalten. In der ersten und zweiten Zeile stehen jeweils fünf, in der dritten Zeile vier Wörter. Entsprechend üblicher Zeitungsspalten hat jede Zeile eine Anschlagszahl von 27 bis 29. Umlaute wurden nicht verwendet. Als Maßeinheit der somit in Reihenoptotypen erhobenen Sehschärfe in der Nähe wurde LogRAD (Reading Acuity Determination) bestimmt in Anlehnung an den LogMAR (Minimal Angle of resolution) als anguläre Sehschärfe. Der LogRAD ist ebenfalls wie der LogMAR dekadisch logarithmisch abgestuft, so dass eine statistische Berechnung erleichtert wird. Es gilt folglich weiterhin, dass eine Gegenläufigkeit der LogRAD- sowie der LogMAR-Werte gegenüber dem Dezimal-Visus besteht. So gilt für einen LogRAD von 0 eine Dezimal-Visus-Entsprechung von 1,0, mit aufsteigendem LogRAD sinkt der korrelierende Dezimal-Visus. Anhand des erhobenen LogRAD-Wertes abzüglich der Fehlerzahl einzelner Silben

lässt sich ein LogRAD-Score ermitteln. Als Parameter können zum einen die Lesesehschärfe in der Nähe und zum anderen die maximale sowie die durchschnittliche Lesegeschwindigkeit und die kritische Schriftgröße erhoben werden. Letztere gilt als die Schriftgröße, bei der die bisherige gleichmäßige Lesegeschwindigkeit des Probanden abrupt abnimmt. Die Lesegeschwindigkeit kleinerer Schrift korreliert mit der Patientenzufriedenheit [96]. Die maximale Lesegeschwindigkeit bei größerer Schrift gilt als repräsentativer Parameter der Sehfunktion [98], [99]. Die Ergebnisse der drei verschiedenen Radner-Lesetafeln bezüglich der Lesesehschärfe in der Nähe, maximaler Schriftgröße und kritischer Schriftgröße sind reproduzierbare und zuverlässige Testwerte bei Probanden mit normaler sowie reduzierter Sehschärfe [100].

### **3. Hypothese**

Die in dieser Arbeit vorgestellte retrospektive klinische Studie soll belegen, dass nach entsprechender Patientenauswahl das Refraktions-Konzept der Mini-Monovision Patienten mit beidseitiger Monofokaler Intraokularlinse nach Katarakt-Operation zu einer Brillenunabhängigkeit verhilft, die den Alltagsansprüchen genügt. Um in Zukunft die Ziel-Refraktionen den individuellen Bedürfnissen besser anpassen zu können, wurde weiterhin damit begonnen, als Orientierungshilfe ein Computer-Programm zu entwickeln, das die zu erwartenden Schärfentiefenbereiche als maßgeblichen Einflussfaktor simuliert.

Aufgrund der pseudo-akkommodativen Effekte an pseudophaken Augen ist zu erwarten, dass die untersuchten Patienten mit einem relativ geringen myopen Refraktionsdefizit des nah korrigierten Auges im Vergleich zur klassischen Monovision eine gute binokulare Sehschärfe im Fern- und Intermediärbereich sowie eine alltagstaugliche Sehschärfe für die Nähe aufweisen. Dementsprechend ist mit einer hohen subjektiven Patientenzufriedenheit bei großer Brillenunabhängigkeit zu rechnen. Zu deren Bestimmung wird ein Fragebogen verwendet. Objektiv soll diese anhand der funktionellen Ergebnisse in gewisser Entsprechung nachvollziehbar sein. Insbesondere werden der Sehschärfenverlauf über verschiedene Entfernungen mittels Defokuskurven und die Lesefähigkeit mittels Radner-Lesetafeln hinsichtlich der Lesegeschwindigkeit und der kritischen Schriftgröße untersucht. Störungen der Binokularfunktion wie Verminderung des Stereosehens und Aniseikorie werden geringer erwartet, als bei der üblichen vollen Monovision.

## **4. Material und Methoden**

### **4.1. Aufbau der Klinischen Studie**

Es wurden in die retrospektive Studie 30 Patienten aufgenommen, die eine beidseitige Pseudophakie mit einer monofokalen Hinterkammerlinse nach unkompliziert erfolgter Phakoemulsifikation aufwiesen. Die Intraokularlinsen-Berechnung war durch Ausmessung mittels IOL-Master 500 (Zeiss®) und Verwendung der Haigis-Formel erfolgt. Die Katarakt-Operationen waren in einer Klinik von zwei erfahrenen Operateuren nach einheitlicher Methode durchgeführt worden.

Weitere Voraussetzungen waren folgende *Einschlusskriterien*:

- Beide Augen haben mit Korrektur eine Sehschärfe in Ferne und Nähe von Dezimal  $\geq 1,0$ .
- Ein Auge weist unkorrigiert eine Sehschärfe in der Ferne von Dezimal  $\geq 1,0$  auf.
- Das andere Auge weist ein Refraktionsdefizit von -0,5 bis -1,75 Dioptrien im sphärischen Äquivalent auf.
- Die Refraktionsdifferenz im sphärischen Äquivalent liegt bei 0,5 bis 1,75 Dioptrien.

Als *Ausschlusskriterien* wurden festgelegt:

- Der Hornhautastigmatismus liegt höher als 1,5 Dioptrien.
- Die bestkorrigierte Sehschärfe liegt bei Dezimal  $\leq 1,0$ .
- Es liegt ein Strabismus vor.

### **4.2. Erfolgte Katarakt-Operation**

Nach einer präoperativen Voruntersuchung, die eine Visuserhebung, eine Spaltlampen-mikroskopische Vorderabschnittsbefundung und eine Funduskopie sowie Tensiometrie beinhaltete, war die ambulante Katarakt-Operation erfolgt. Es wurde eine retrobulbäre Lokalanästhesie durchgeführt. Der Zugang zur Vorderkammer erfolgte mittels einer Clear Cornea Incision, anschließend wurde die Vorderkapsel mittels einer kreisförmigen Kapsulorhexis eröffnet, die Linse durch Phakoemulsifikation abgesaugt und die Hinterkapsel gegebenenfalls poliert. Die monofokale Hinterkammerlinse wurde durch die Hornhautinzision implantiert. Die Nachuntersuchungen wurden am ersten postoperativen Tag wahlweise in der Klinik, alle weiteren beim niedergelassenen Augenarzt durchgeführt.

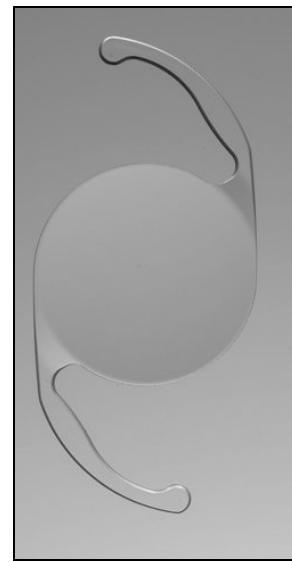
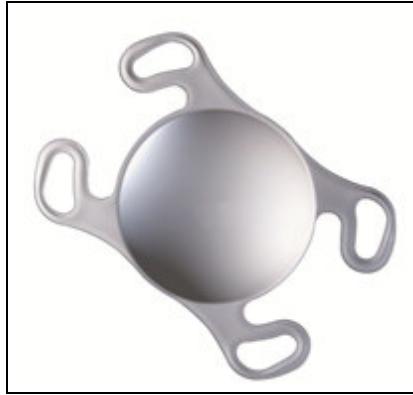
#### 4.3. Verwendete Intraokularlinsen

##### 1. Akreos® Adapt IOL

Die Akreos® Adapt IOL ist eine asymmetrische, asphärische IOL der Firma Bausch + Lomb. Sie ist eine einstückige, faltbare Monofokallinse mit einem Vierpunkt-Haptikdesign und besteht aus hydrophilem Acryl. Die Optik misst im Durchmesser 6 mm, die gesamte IOL 10,5 bis 11 mm. Für diese Linse wurde in Studien eine gute Abbildungsqualität ermittelt [50].

##### 2. AcrySof® IOL

Die AcrySof® IOL ist eine symmetrische, sphärische IOL der Firma Alcon. Auch sie ist eine einstückige, faltbare Monofokallinse mit zwei Haptik-Bügeln und besteht aus hydrophobem Acryl. Der Optik-Durchmesser liegt ebenfalls bei 6 mm, der Gesamtdurchmesser bei 13 mm. Für diese Linse wurde in Studien eine ausreichend gute Abbildungsqualität ermittelt [50].



**Abb. 13: Akreos® Adapt IOL (Bausch+Lomb) und AcrySof® IOL (Alcon)**

#### 4.4. Patientenauswahl

Anhand der Aktenrecherche wurden Patienten, die zwischen 11/07 und 09/12 beidseits eine Katarakt-Op erhalten hatten, die Einschlusskriterien und Ausschlusskriterien erfüllten und mit einer Nachuntersuchung einverstanden waren, telefonisch einbestellt. Nach Einschluss in die

Studie erfolgte keinerlei weitere Selektion wie etwa anhand der ermittelten Ergebnisse, alle untersuchten Patienten wurden für die Studie ausgewertet.

#### 4.5. Studienuntersuchungen

Die Untersuchungen der Patienten erfolgten stets durch denselben Untersucher und stets im selben Raum. Die erhobenen Parameter sind in der Abbildung 14 aufgeführt.

- Autorefraktion (Nidek ARK 560A)
- Non-Contact-Tonometrie (Canon Tx-10)
- Sehschärfe in der Ferne (ETDRS-Chart)
  - unkorrigiert - monokular
  - binokular
  - korrigiert - monokular
  - binokular
- Sehschärfe Intermediär (Jaeger-Tafel)
  - (photopisch, 80 cm)
    - unkorrigiert - monokular
    - binokular
    - korrigiert - monokular
    - binokular
- Sehschärfe in der Nähe (Jaeger-Tafel)
  - (photopisch, 40 cm)
    - unkorrigiert - monokular
    - binokular
    - korrigiert - monokular
    - binokular
- Defokuskurve
  - (photopisch)
    - unkorrigiert - monokular
    - binokular
    - korrigiert - binokular
    - (für die Ferne)
- Defokuskurve
  - (mesopisch)
    - unkorrigiert - binokular
- Durchschnittliche Lesegeschwindigkeit
  - sowie kritische Schriftgröße
    - (Radner-Lesetafeln)
      - unkorrigiert - binokular
      - (photopisch/mesopisch)
      - monokular
      - (photopisch)
- Vorderabschnitt und Funduskopie (Spaltlampe)
- Pupillenweite (Colvard)
  - photopisch
  - mesopisch
- Aniseikonie-Test (nach Esser, Oculus)
- Stereosehen (Titmus)
- Patientenzufriedenheit und Brillenunabhängigkeit (VF-14, modifiziert)

**Abb. 14: In der Studie erhobene Parameter**

#### 4.5.1. Sehschärfe in der Ferne

Nach Erhebung der Autorefraktion mit dem Nidek ARK 560A und Non-Contact-Tonometrie mit dem Canon Tx-10 erfolgte die Bestimmung der unkorrigierten sowie der subjektiv für die Ferne korrigierten Sehschärfe monokular sowie binokular unter photopischen Bedingungen (Raumbeleuchtung 30 cd/m<sup>2</sup>, Messung mit Mavolux 5032C, PCE). Die Visus-Erhebung wurde standardisiert nach Empfehlung der ETDRS (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study) [101] durchgeführt. Die verwendeten zwei ETDRS-Charts bestehen jeweils aus 14 Stufen in einem Abstand von 0,1 logE, mit denen in einem Betrachtungsabstand von 4 m ein Visus von Dezimal 0,1 bis 2,0 ermittelt werden kann. Durch eine spezielle Kombination der Einzeloptotypen ergibt sich für jede Zeile die gleiche Erkennungsschwierigkeit. Da in jeder Zeile 5 Sehzeichen präsentiert werden, gilt das gleiche Schwellenkriterium für jede Visustufe. Die Sehschärfe als ETDRS-Log Score entspricht dem LogMAR-Visus der letzten vollständig gelesenen Zeile abzüglich der Anzahl der gelesenen Sehzeichen der folgenden Zeile multipliziert mit 0,02 log/ je Zeichen.



Abb. 15: ETDRS-Chart [102]

#### 4.5.2. Sehschärfe Intermediär

Die Erhebung der Sehschärfe im Intermediärbereich erfolgte unkorrigiert sowie subjektiv für die Ferne korrigiert monokular sowie binokular unter photopischen Bedingungen (Raumbeleuchtung 30 cd/m<sup>2</sup>). Der Betrachtungsabstand lag bei 80 cm, verwendet wurden Jaeger-Lesetafeln.

Nahvisustafel				Nahvisus: Testabstand mindestens 40 cm	
Decimat	Snellen/Metric			Jaeger	Snellen/Fest
.20	6/30	Am Rand der Strasse wachsen zehn verschiedene Sorten Blumen		J10	20/100
.25	6/24	Wer morgen heffen will, schreibt seinen Vornamen auf dieses Blatt		J8	20/80
.32	6/18	Der Vater gab seinen Kindern jeden Tag Obst zum Mittagessen		J6	20/63
.40	6/15	Bitte mach keinen Lärm während sie ihre Zeitschrift lesen		J5	20/50
.50	6/12	Wenn es warm ist, machen wir manchmal lange Spaziergänge zusammen		J3	20/40
.63	6/9	Als unsere Familie hieß meinet schwache, fehl ein wenig Schnee		J2	20/32
.80	6/7.5	Viele Lieder hören, und viele Bilder schauen, seine Freunde zu Jeden		J1	20/25
1.00	6/6	Mein Bruder kann seine Freunde zu jedem zu einem Vogel schauen		J1+	20/20



Abb. 16: Jaeger Lesetafel [103]

#### 4.5.3. Sehschärfe in der Nähe

Die Sehschärfe im Nahbereich wurde ebenfalls unkorrigiert sowie subjektiv für die Ferne korrigiert monokular sowie binokular unter photopischen Bedingungen (Raumbeleuchtung 30 cd/m<sup>2</sup>) bestimmt. Der Betrachtungsabstand lag hier bei 40 cm, verwendet wurden Jaeger-Lesetafeln. Des Weiteren ließ sich die Lesesehschärfe aus der Prüfung mit den Radner-Lesetafeln ermitteln, auf die im Verlauf noch eingegangen wird (siehe Absatz 4.5.5).

#### 4.5.4. Defokuskurven

Die Defokuskurven wurden mittels ETDRS-Chart unter identischen Bedingungen wie bei der Bestimmung des Fern-Visus erhoben. Dabei lag der Betrachtungsabstand bei 4 m, zwei ETDRS-Sehzeichentafeln mit verschiedenen Optotypenkombinationen wurden im Wechsel verwendet, um memorative Effekte zu minimieren [104]. Bestimmt wurden die Defokuskurven zum einen unter höherer photopischer Beleuchtung ( $30 \text{ cd/m}^2$ ) monokular und binokular unkorrigiert sowie binokular für die Ferne korrigiert, zum anderen binokular unkorrigiert unter grenzwertiger photopischer Beleuchtung ( $3 \text{ cd/m}^2$ ) [105], in dieser Studie benannt als mesopisch. Die beiden verwendeten Beleuchtungen entsprechen alltäglichen Situationen wie zum Beispiel bei elektrischer Raumbeleuchtung oder Kerzenlicht. Die Adaptationszeit aller mesopischen Messungen betrug 10 Minuten.

Durch die symmetrische Addition sphärischer Gläser im Bereich von + 3,0 bis – 5,0 Dioptrien in 0,5 Dioptrie-Schritten wurden die verschiedenen Defokussierungsstufen erzeugt. Dabei erfolgte die Auswahl der Gläserstärken randomisiert, um memorative Effekte der angrenzenden Visus-Stufen zu minimieren [104].

#### 4.5.5. Prüfung der Lesesehschärfe und Lesegeschwindigkeit in der Nähe

Lesesehschärfe und Lesegeschwindigkeit wurden mit den Radner-Lesetafeln geprüft. Der Betrachtungsabstand lag bei 40 cm. Gemessen wurde monokular und binokular unkorrigiert unter photopischen Bedingungen ( $30 \text{ cd/m}^2$ ) sowie binokular unkorrigiert unter mesopischen Bedingungen ( $3 \text{ cd/m}^2$ ). Je Prüfreihe monokular oder binokular wurde eine von 3 Radner-Lesetafeln mit verschiedenen Satz-Kombinationen im Wechsel verwendet.

Der Patient hielt die Lesetafel in den Händen, wobei der eingehaltene Abstand mit dem Zentimetermaß kontrolliert wurde. Nach Aufforderung las der Patient jeweils einen Satz, wobei von oben absteigend mit den größten Schriftzeichen begonnen wurde und stets die noch nicht gelesenen Sätze abgedeckt waren. Jeder Satz sollte möglichst zügig und fehlerfrei gelesen werden, ein Lesefehler sollte übergangen und der Satz bis zum Ende weiter gelesen werden. Die Lesezeit von Beginn bis Ende eines jeden Satzes wurde mittels einer Stoppuhr gemessen. Wie von Radner et al. [1] empfohlen, wurden eine Lesedauer von länger als 30 Sekunden oder eine Sinnentstellung des Satzes als Abbruchkriterien gewertet. Leseabstand, Lesezeit und fehlerhafte Silben wurden notiert, so dass die kritische Schriftgröße sowie die Lesegeschwindigkeit ermittelt werden konnten.

Weiterhin lässt sich ein LogRAD-Score wie folgt ermitteln: Der LogRAD-Wert des letzten gelesenen Satzes wird notiert. Die Anzahl der Silben der falsch gelesenen Wörter wird addiert und mit einer Wertigkeit von 0,005 / je Silbe multipliziert. Die Summe aus LogRAD-Wert und Fehlerzahl ergibt den LogRAD-Score, so dass sich Lesefehler von mehrsilbigen Wörtern stärker auswirken als von kurzen Wörtern.

Die Lesegeschwindigkeit in Wörtern pro Minute (W/min) ergibt sich über die Formel [1]:

$$\text{Lesegeschwindigkeit} = (14[\text{W}] \cdot 60[\text{s}]) / (1[\text{min}] \cdot \text{Lesedauer [\text{s}]}) = 840[\text{Ws}] / (1[\text{min}] \cdot \text{Lesedauer [\text{s}]})$$

Die kritische Schriftgröße entspricht der, bei der die individuelle Lesegeschwindigkeit noch konstant ist, bei der nächst kleineren Schriftgröße sinkt die Lesegeschwindigkeit rapide ab. Eine normale durchschnittliche Lesegeschwindigkeit liegt etwa bei 100 bis 150 Wörter pro Minute [98;99].

#### 4.5.6. Spaltlampenbiomikroskopie und Funduskopie

Die Patienten wurden an der Spaltlampe hinsichtlich Vorderabschnittsbefund und funduskopisch bei neutraler Pupille untersucht, eventuelle Trübungen der optischen Medien, insbesondere ein Nachstar würden notiert, ebenso Visus limitierende Veränderungen am hinteren Pol.

#### 4.5.7. Pupillenweite

Die Pupillenweite wurde mit dem etablierten Colvard-Pupillometer (FA OASIS Medical) unter photopischen ( $30 \text{ cd/m}^2$ ) und unter mesopischen ( $3 \text{ cd/m}^2$ ) Bedingungen erhoben. Dieses Pupillometer ist ein Infrarotsichtgerät mit integrierter Millimeterskala auf dem Okular. Während der Patient mit einem Auge ein rotes Licht im Sichtfenster fixierte, wurde auf der Untersucherseite in dem lichtverstärkten Bild anhand der Skala der Pupillendurchmesser abgelesen. Der Vorgang wurde für das andere Auge wiederholt. Schmitz et al. beschrieben Messschwankungen aufgrund der Interpretation der Skala innerhalb der 0,5 mm Schritte [106]. Dennoch liefert das statisch und unilateral messende Colvard-Pupillometer im

Vergleich zu anderen unilateralen sowie auch zu bilateralen dynamischen Pupillometern durchaus verlässliche Messergebnisse [107], [108], [109].



**Abb. 17: Colvard-Pupillometer [110]**

#### 4.5.8. Aniseikonie-Test

Aufgrund der gezielten Anisometropie bei der Monovision ergibt sich eine geometrisch-optisch bedingte Aniseikonie, ein Netzhautbildgrößenunterschied. Die funktionelle Aniseikonie beinhaltet insbesondere die Rezeptorausdehnung und Netzhautkorrespondenz und beeinflusst maßgeblich die kortikale sowie subjektiv wahrgenommene Netzhautbildgröße [111]. Die Wahrnehmung von Bildgrößenunterschieden kann zu einer verminderten Binokularfunktion und zu einem unangenehmen Seheindruck führen. Kramer et al. beschrieben bei bilateraler sowie bei unilateraler Pseudophakie eine Aniseikonie-Rate von insgesamt 40,2%, wobei die mittlere Aniseikonie bei unilateraler Pseudophakie bei 4,1% lag, bei bilateraler Pseudophakie bei 3,2% [112]. Katsumi et al. erhielten bei vergleichbarer Patientenauswahl Aniseikonie-Werte von 0 bis 4% in der bilateralen und 0 bis 6% in der unilateralen Patientengruppe, bei beiden Gruppen lag die Aniseikonie im Mittel unter 1% [113].

Die subjektiv wahrgenommene Aniseikonie wurde in dieser Studie mit dem Verfahren nach Esser von 1991 gemessen [114]. Es basiert auf dem Prinzip der Rot-Grün-Trennung. Auf einer Pappscheibe wurden in 40 cm Betrachtungsabstand ein roter und ein grüner Halbkreis unterschiedlicher Größe dargestellt. Unter Betrachtung durch eine Rot-Grün-Brille wurde ihre

Größe durch den Patienten variiert, bis eine subjektive Gleichheit der Größe erreicht war. Der Grad der Aniseikonie wurde anschließend abgelesen. Eine Aniseikonie von mindestens 5% wird ohne weiteres toleriert [115].

#### 4.5.9. Stereo-Test

Das Stereosehen gilt als wichtiger Bestandteil der Binokularfunktion. Costa et al. beschrieben allgemein eine Abnahme des Stereosehens bei Patienten über dem 45. Lebensjahr und in Korrelation zu der Visus-Abnahme bei optischem Defokus [116]. Dadeya et al. fanden bei gesunden Probanden zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr mit simulierter Anisometropie eine Abnahme der Stereopsis mit Zunahme der Anisometropie, wobei bei einer Stärke von 0,5 bis 1 Dioptrie noch eine Auflösung von 40 Bogensekunden ['] erreicht werden konnte. Weiterhin bewirkte eine sphärische Refraktionsdifferenz einen größeren Nachteil als eine astigmatische Differenz [117]. Bei Katsumi et al. lag die durchschnittliche stereoptische Auflösung bei Patienten mit bilateraler Pseudophakie sowie bei Patienten mit unilateraler Pseudophakie unter 60'', wobei die Werte zwischen 40 und 800'' variierten [113]. Hayashi et al. beschrieben bei bilateral pseudophaken Patienten mit einer simulierten Anisometropie von 1,5 Dioptrien einen definiert ausreichenden Nahvisus von Dezimal 0,5 und eine stereoptische Auflösung von 100'', was einer Reduktion der Stereopsis um 29'' entsprach. Eine Anisometropie von 2 Dioptrien führte zu einer unbefriedigenden Reduktion um 87'' [82]. Der Effekt der bilateralen Pseudophakie mit moderater Anisometropie auf das Stereosehen wurde in dieser Studie mittels des Titmus-Tests untersucht, der als sensitiv für interokulare Differenzen gilt [118]. Dabei wurden in einem Betrachtungsabstand von 40 cm dem Patienten um 90° versetzte querdisparate Polarisationsfilter in einer aufrecht gehaltenen Bildvorlage mit verschiedenen Tiefenauflösungen dargeboten [119]. Die Bildtrennung beider Augen wurde durch eine Patientenbrille mit einer ebenfalls um 90° gegeneinander versetzten Polarisationsrichtung der Gläser ermöglicht. Als positiv galt der Test, wenn jeweils die dreidimensional wirkenden Bildanteile korrekt benannt wurden. Die geringste Auflösung benötigte die Titmus-Fliege mit 3600 Bogensekunden, Tierbilder erforderten eine Auflösung von 400 bis 100'', Ringe von 800 bis 40''. Eine Auflösung von etwa 100'' gilt als alltäglich ausreichend.



**Abb. 18: Titmus-Test [120]**

#### 4.5.10. Patientenzufriedenheit und Brillenunabhängigkeit

Zur Erhebung der Alltagstauglichkeit des Sehvermögens wurde ein Fragebogen verwendet, der eine deutschsprachige Modifikation des etablierten englischsprachigen Quality of Life (QOL) Visual Function Questionnaire (VFQ)-14 (siehe Anhang, Seite 70) darstellt [121]. Der VF-14 wurde 1994 von Steinberg et al. als kurzer Fragebogen entwickelt, der einen vergleichbaren Index für die funktionelle Beeinträchtigung von Katarakt-Patienten ermöglichen sollte. Es wurde nachgewiesen, dass der VF-14-Index verlässlicher mit der subjektiven Beeinträchtigung und der Patientenzufriedenheit korreliert als die Visus-Bestimmung allein [96], [122], [123]. Während verschiedene Arbeitsgruppen diverse Kurzversionen des VFQ-14 entwickelten [4], [124], [125], [126], so zeigten sich doch regionale Einflüsse bezüglich der Fragensetzung. Auch konnten Friedmann et al. allenfalls eine Reduktion des VF-14 auf einen VF-11 vertreten, empfahlen aber aufgrund des verschwindenden Zeitgewinns den VF-14 als validiertes Instrument unverändert zu belassen [127]. Gresset et al. erhielten zuverlässige Ergebnisse des VF-14 in einer französischsprachigen Version [128]. Da Chiang et al. verlässliche Werte des VF-14 in einer deutschen Patientengruppe nachweisen konnten [129], wurde in dieser Studie der originale VF-14 als Vorlage verwendet.

Dabei wurde nach Schwierigkeiten bei 14 alltäglichen, vom Visus abhängigen Tätigkeiten gefragt, jede Antwortmöglichkeit wurde anhand einer Skala von 0 (komplett unfähig zu einer Tätigkeit) bis 4 (keine Schwierigkeiten bei einer Tätigkeit) bewertet. Nach Multiplikation der Antworten mit ihrem jeweiligen Faktor wurden alle Produkte addiert. Diese Summe F wurde

durch die Anzahl C der beantworteten Fragen geteilt und mit 25 multipliziert. Das Ergebnis entspricht dem VF-14-Score V, der zwischen 0 und 100 liegt, wobei 100 einer vollen Fähigkeit zu allen Tätigkeiten entspricht [96].

$$V = (F / C) \cdot 25$$

Die originale Wertung der Fragen erfolgt nach einer ordinalen Likert-Skala [130], das bedeutet, dass numerische Werte in ansteigender Reihenfolge Kategorien mit ansteigendem Schwierigkeitsgrad zugeordnet sind. Als nachteilig wird dabei die Annahme gesehen, die Abstufungen zwischen den Schwierigkeitsgraden seien gleich und alle erfragten Tätigkeiten hätten dieselbe Schwierigkeitsstufe [125]. Zunehmend wird die Auswertung des VF-14 mittels Rasch-Analyse empfohlen [131], [125], bei der einer Tätigkeit eine hohe Schwierigkeitsstufe eingeräumt wird, wenn sie ein hohes Maß an Sehvermögen erfordert. Die Schwierigkeitsstufen der Tätigkeiten und die Fähigkeiten des Patienten werden an derselben Skala gemessen und in Log-Einheiten ausgedrückt [125]. Diese Methode sei sensitiver für postoperative Veränderungen bei vergleichenden Untersuchungen prä- und postoperativ mit demselben Fragebogen [132]. Las Hayas et al. favorisierten ebenfalls für longitudinale Studien die Rasch-Analyse, beschrieben allerdings für Querschnittsstudien eine vergleichbare Präzision des traditionellen VF-14-Scores [133]. Zur Erhebung der einmaligen postoperativen Werte wurde in dieser Studie der übliche VF-14-Score mittels der ordinalen Skala verwendet. Neben der deutschen Übersetzung wurde der VF-14 mit Unterstützung von dem Institut für Allgemeinmedizin der Universität Rostock, Prof. Dr. A. Altiner, um folgende Punkte ergänzt:

- jeweilige Wertigkeit des Sehvermögens fern, intermediär und nah
- Häufigkeit und Art einer eventuell verwendeten Brille.

Weiterhin erfolgte eine offene Frage nach der Zufriedenheit mit dem Sehvermögen.

#### 4.6. Statistische Analyse

Die statistische Analyse erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Mathematik und dem Institut für Biostatistik und Informatik in Medizin und Altersforschung der Universität Rostock mit freundlicher Unterstützung von Prof. Frischmuth und von Prof. Kundt. Die Daten wurden mit dem Programm SPSS®, Version 20 (SPSS Inc. Chicago, USA) ausgewertet.

Bei einer Studienpopulation von 30 Patienten (n=30) wurden die Mediane, Minima (Min.), Maxima (Max.), Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SA) sowie Häufigkeiten der

jeweiligen Variablen statistisch ausgewertet. Es bestand weiterhin die Fragestellung nach einer Überlegenheit im Intermediär- und Nahbereich der nahkorrigierten Augen gegenüber den fernkorrigierten Augen bzw. der binokularen unkorrigierten Sehschärfe unter photopischen Bedingungen gegenüber denen unter mesopischen Bedingungen bzw. gegenüber der binokularen korrigierten Sehschärfe. Zur Abklärung wurden Differenzen der Mediane von allen Visusergebnissen untersucht, und zwar zum einen die Differenzen zwischen den monokularen Werten der fern- und nahkorrigierten Augen sowie zum anderen die Differenzen zwischen den binokularen, unkorrigierten, photopischen und mesopischen sowie korrigierten photopischen Werten. Es wurden auch die Differenzen der Mediane der kritischen Schriftgröße zwischen den monokularen Werten der fern- und nahkorrigierten Augen sowie zwischen den binokularen unkorrigierten photopischen und mesopischen Werten beurteilt. Da die Visus-Variablen hauptsächlich eine nicht normale Verteilung zeigten im Kolmogorov-Smirnov-Test mit Lilliefors-Korrektur, wurde zur Beurteilung der Variablen-Differenzen der Wilcoxon-Rang-Test für zwei verbundene Stichproben verwendet und hinsichtlich eines Signifikanzniveaus von 0,05 mit einem Konfidenzintervall von 95% bewertet. Im Verlauf wird der Median als robusterer Lageparameter bevorzugt, da er weniger als der Mittelwert durch extreme Ausreißer-Werte beeinflusst wird. Des weiteren wurden die Variablen auf Korrelationen zwischen Alter, Geschlecht, Visus (Fernvisus, Intermediärvisus und Nahvisus unkorrigiert und korrigiert sowie monokular und binokular), Refraktionsdefizit, Anisometropie im sphärischen Äquivalent, Stereosehen, Aniseikorie, Pupillenweite, Lesegeschwindigkeit (photopisch und mesopisch), kritische Schriftgröße, VF-14-Score, Linsentyp je Auge (fern- oder nahkorrigiert) und Operateur (A oder B) untersucht. Dazu wurde bivariat zweiseitig mit dem Spearman-Korrelationskoeffizienten Rho ( $\rho$ ) getestet, der Korrelationskoeffizient wurde ab einem Wert von 0,5 als relevant betrachtet, im Falle negativer Rho würden diese mit dem Vorzeichen (-) versehen. Alle erhobenen p-Werte galten als signifikant, wenn p unter 0,05 lag.

## **5. Ergebnisse**

### **5.1. Alter und Geschlecht**

Es wurden 30 Patienten untersucht, wobei 12 männlich (40%) und 18 weiblich (60%) waren. Das Alter lag zwischen 61 und 80 Jahren, das mittlere Alter betrug 72 Jahre mit einer Standardabweichung (SA) von +/- 4,97 Jahren, der Median lag bei 73 Jahren. Bezuglich des Alters und des Geschlechts gab es keine signifikanten Korrelationen ( $p = 0,33$ ).

### **5.2. Untersuchungsintervall, IOL-Typen und Befund**

Das Untersuchungsintervall, d.h. der Zeitraum zwischen der Operation des zweiten Auges und dem Studientag, lag im Mittel bei 6,0 Monaten (SA +/- 5,38, Min. 1,5, Max. 21,0 Monate, Median 3,0), es waren keine signifikanten Korrelationen mit Sehschärfe, Binokularfunktion oder Patientenzufriedenheit nachweisbar. Von den fernkorrigierten Augen waren 7 (23,3%) mit einer AcrySof®-IOL, 23 (76,7%) mit einer Acreos® Adapt-IOL versorgt worden, bei den nahkorrigierten Augen waren 6 (20,0%) mit einer AcrySof®-IOL und 24 (80,0%) mit einer Acreos® Adapt-IOL versorgt worden. Die Katarakt-Operationen waren zu 90% von Operateur A, zu 10% von Operateur B durchgeführt worden. Hinsichtlich der nachfolgend geschilderten binokularen Visuswerte zeigte sich weder bezüglich des IOL-Typs, noch des Operateurs eine signifikante Korrelation ( $p = 0,104$  bis  $0,803$  bzw.  $p = 0,082$  bis  $0,918$ ). Alle Patienten wiesen einen normwertigen Augendruck sowie einen altersgerechten Spaltlampen- und Fundusbefund auf, die Hinterkammerlinse war klar und befand sich in loco, bei keinem Patienten lag ein Visus limitierender Nachstar oder Netzhautbefund vor.

### **5.3. Postoperative Anisometropie und Refraktionsdefizite**

Für die postoperative Anisometropie im sphärischen Äquivalent (SÄ) betrug der Median 0,75 Dioptrie (Min. 0,50, Max. 1,75, MW 0,81, SA +/- 0,30). Der Median für das Refraktionsdefizit im sphärischen Äquivalent (SÄ) des fernkorrigierten Auges (F) lag bei -0,125 Dioptrie, der des nahkorrigierten Auges (N) bei -0,938 Dioptrie (siehe Tabelle 1).

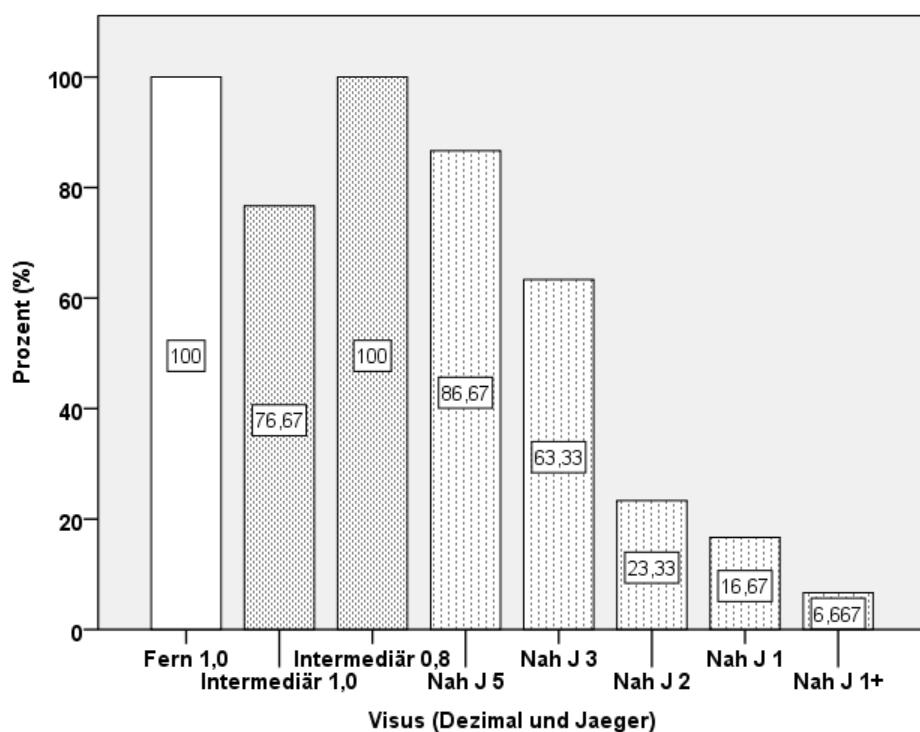
**Tab. 1: Postoperative Refraktionsdefizite**

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung	Median
Anisometropie SÄ (Dioptrie)	0,50	1,75	0,80833	0,300383	0,75
F Refraktionsdefizit SÄ (Dioptrie)	-0,63	0,25	-0,175	0,21923	-0,125
F Sphäre (Dioptrie)	-0,50	0,5	-0,10	0,24212	0,00
F Zylinder (Dioptrie)	-0,50	0,00	-0,1417	0,20430	0,00
N Refraktionsdefizit SÄ (Dioptrie)	-1,75	-0,50	-0,98333	0,305717	-0,9375
N Sphäre (Dioptrie)	-1,50	0,00	-0,7250	0,38479	-0,75
N Zylinder (Dioptrie)	-1,50	0,00	-0,5167	0,42004	-0,50

Beim fernkorrigierten Auge bestanden zu 73,33% ein Astigmatismus rectus und zu jeweils 13,33% ein inversus und ein obliquus. Beim nahkorrigierten Auge lagen zu 40% ein Astigmatismus rectus, zu 46,66% ein inversus und zu 13,33% ein obliquus vor.

#### 5.4. Sehschärfe

Alle Patienten hatten binokular unkorrigiert unter photopischen Bedingungen einen Fernvisus von Dezimal 1,0 oder besser, alle einen Intermediärvirus von Dezimal 0,8 oder besser und 86,57% einen Nahvisus von Jaeger 5 (Dezimal 0,4, LogRAD 0,5). Die prozentuale Häufigkeit der verschiedenen Visus-Werte ist Abbildung 19 zu entnehmen.



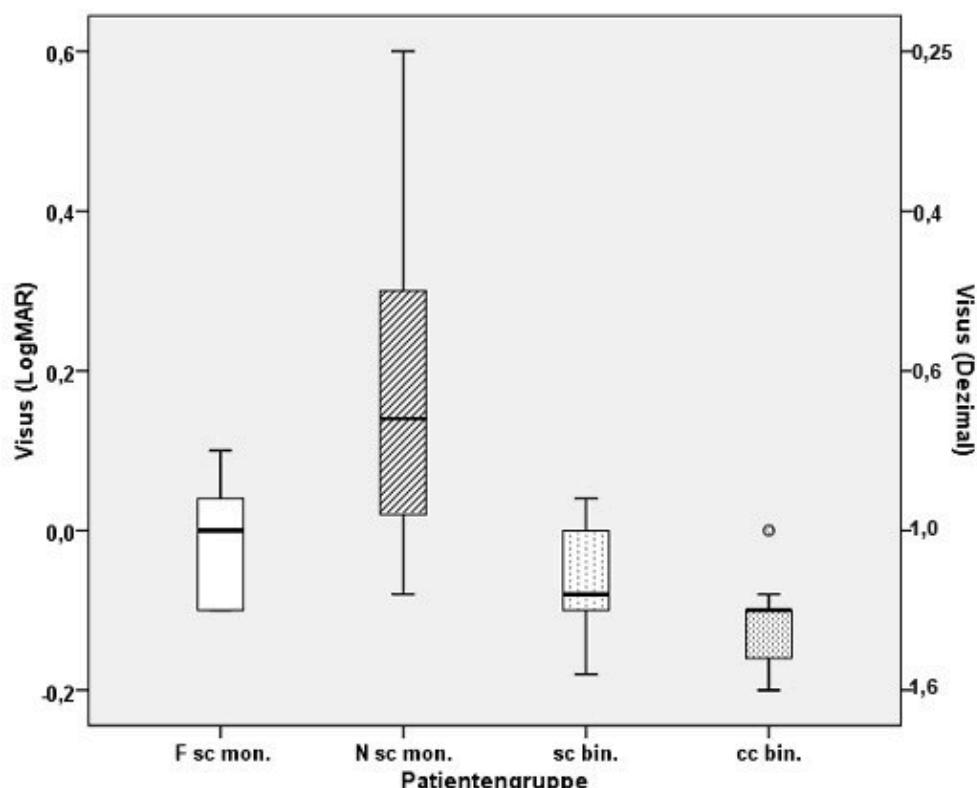
**Abb. 19: Häufigkeiten des erreichten Visus in verschiedenen Entfernungen**

Im Folgenden werden die Sehschärfen in den verschiedenen Entfernungen isoliert betrachtet und als Box-Plots veranschaulicht. Bezuglich aller im Folgenden dargestellten Ausreißer ist zu sagen, dass keine besonderen Abweichungen der übrigen Mess-Parameter im Vergleich zu dem übrigen Patienten-Kollektiv nachzuweisen waren. Daher dürften diese einzelnen Extreme am ehesten auf die unterschiedliche Patientenmotivation zurückzuführen sein.

#### 5.4.1. Sehschärfe in der Ferne

Die unkorrigierte monokulare (sc mon.) Fern-Sehschärfe lag im Median für das fernkorrigierte Auge (F) bei LogMAR 0,0, für das nahkorrigierte Auge (N) bei LogMAR 0,14 und mit einer Differenz im Median von LogMAR -0,17 signifikant zugunsten des fernkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ). Die unkorrigierte binokulare (sc bin.) Fern-Sehschärfe betrug im Median LogMAR -0,08, die korrigierte binokulare (cc bin.) Fern-Sehschärfe im Median LogMAR -0,1, letztere war mit einer Differenz von LogMAR -0,04 im Median signifikant überlegen ( $p < 0,001$ ).

Es zeigte sich eine signifikante Korrelation der unkorrigierten binokularen Fern-Sehschärfe mit den monokularen Werten des fernkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,661$ ).

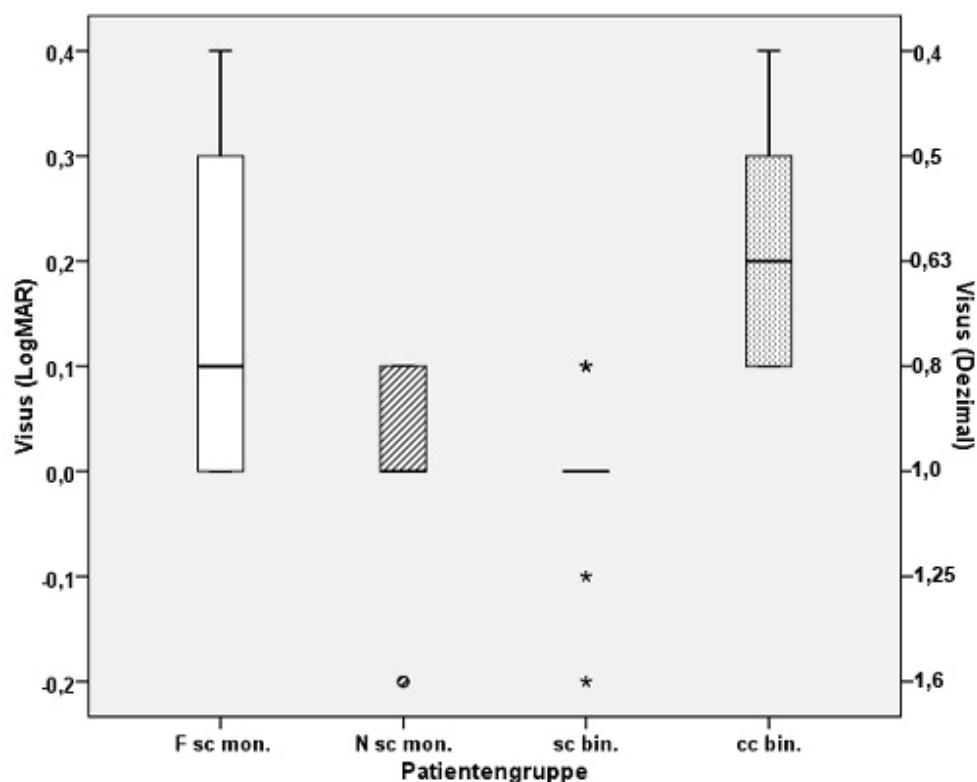


**Abb. 20:** Sehschärfe in der Ferne

#### 5.4.2. Sehschärfe Intermediär

Die unkorrigierte monokulare (sc mon.) Intermediär-Sehschärfe lag im Median für das fernkorrigierte Auge (F) bei LogMAR 0,1, für das nahkorrigierte Auge (N) bei LogMAR 0,0 und für deren Differenz mit LogMAR 0,15 im Median zugunsten des nahkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ). Die unkorrigierte binokulare (sc bin.) Intermediär-Sehschärfe betrug im Median LogMAR 0,0, die korrigierte binokulare (cc bin.) im Median LogMAR 0,2 und war mit einer Differenz von LogMAR 0,2 der unkorrigierten Sehschärfe unterlegen ( $p < 0,001$ ).

Es bestand eine Korrelation der unkorrigierten binokularen Intermediär-Sehschärfe mit den monokularen Werten des fern- sowie nahkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,7$  bzw.  $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,85$ ), mit den binokularen und monokularen Werten des fern- bzw. nahkorrigierten Auges bezüglich des Nahvisus ( $p = 0,001$ ,  $\rho = 0,6$  und  $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,71$  bzw.  $p = 0,001$ ,  $\rho = 0,59$ ).

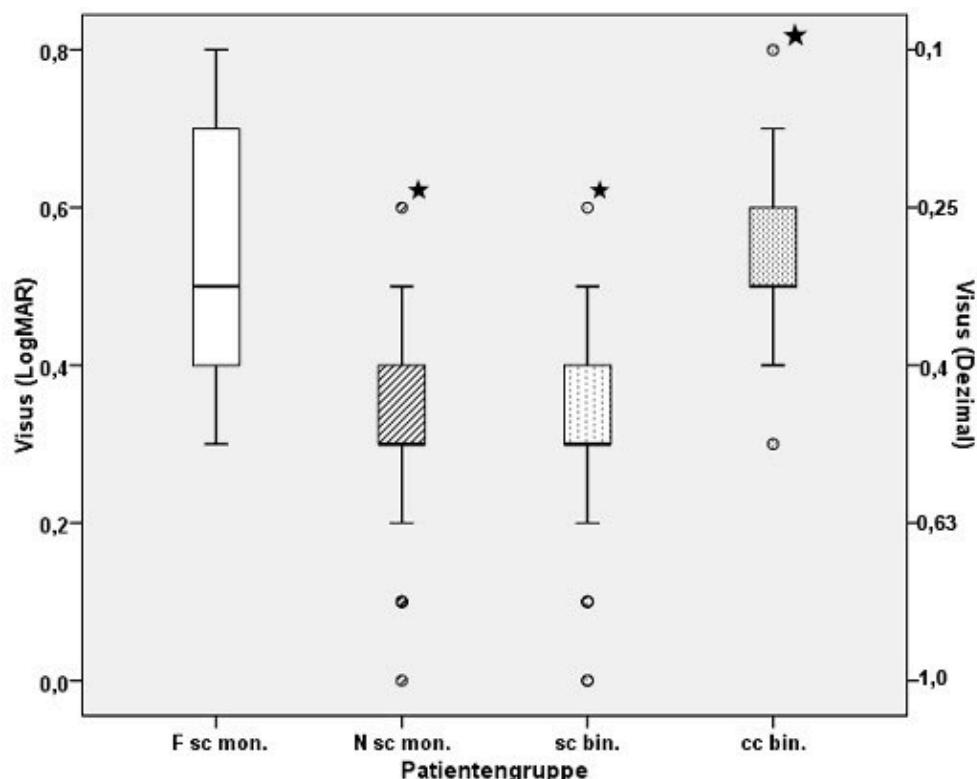


**Abb. 21:** Sehschärfe Intermediär

#### 5.4.3. Sehschärfe in der Nähe

Die unkorrigierte monokulare (sc mon.) Nah-Sehschärfe lag im Median für das fernkorrigierte Auge (F) bei LogMAR 0,5, für das nahkorrigierte Auge (N) bei LogMAR 0,3 und für deren Differenz mit LogMAR 0,2 zugunsten des nahkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ). Die unkorrigierte binokulare (sc bin.) Nah-Sehschärfe betrug LogMAR 0,3, die für fern korrigierte binokulare (cc bin.) Nah-Sehschärfe LogMAR 0,5 und war mit einer Differenz von LogMAR 0,2 dem unkorrigierten Visus unterlegen ( $p < 0,001$ ).

Es gab Korrelationen der unkorrigierten binokularen Nah-Sehschärfe mit den monokularen Werten des fern- bzw. nahkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ,  $\rho=0,704$  bzw.  $\rho=0,977$ ), mit dem Refraktionsdefizit (SÄ) des nahkorrigierten Auges ( $p = 0,007$ ,  $\rho=0,517$ ) und dem unkorrigierten mon- sowie binokularen Intermediärvirus. Ein Patient brach den Test verfrüht ab (siehe Abb.22★).



**Abb. 22: Sehschärfe in der Nähe**

In der folgenden Tabelle 2 sind ergänzend Minima, Maxima, Mittelwerte, Standardabweichungen und Mediane zu den oben genannten Visus-Ergebnissen aufgeführt.

**Tab. 2: Sehschärfe (LogMAR)**

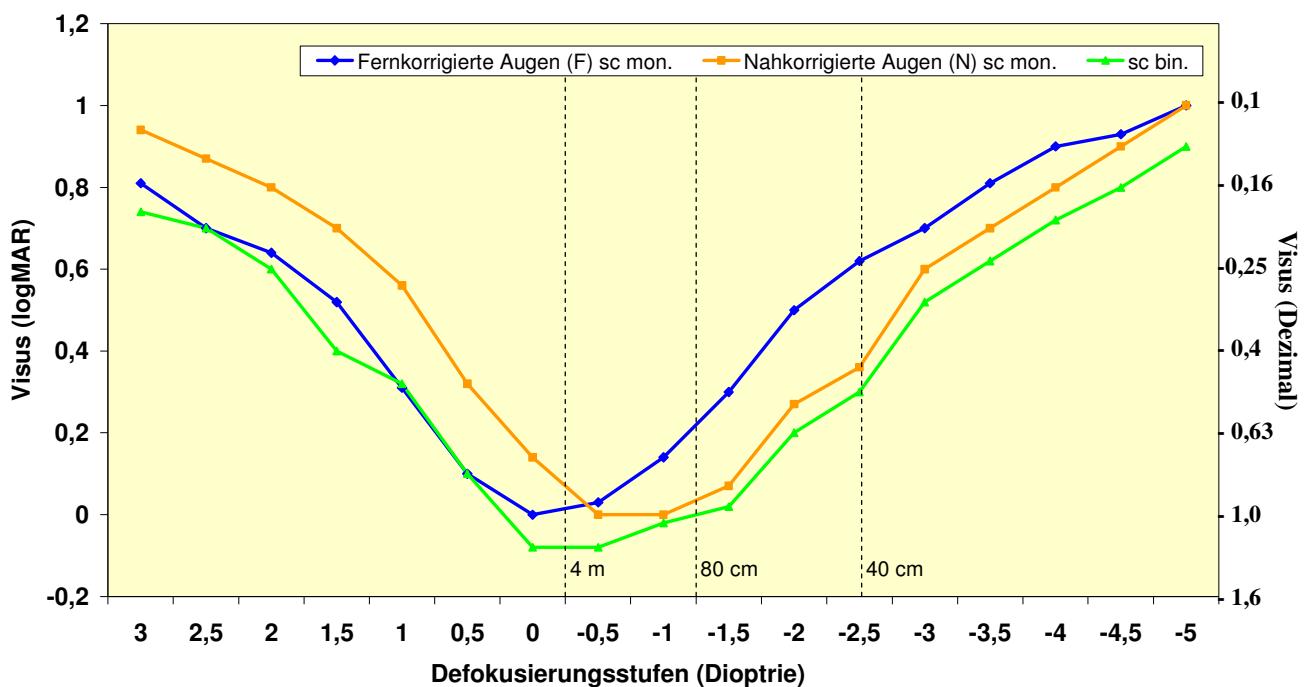
<b>Fern-Visus</b>	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung	Median
Monokular, unkorrigiert, Fernkorrigiertes Auge	-0,1	0,1	-0,012	0,064	0,0
Monokular, unkorrigiert, Nahkorrigiertes Auge	-0,08	0,6	0,176	0,175	0,14
Binokular unkorrigiert	-0,18	0,04	-0,059	0,066	-0,08
Binokular fern korrigiert	-0,2	0,0	-0,117	0,046	-0,1
<b>Intermediär-Visus</b>					
Monokular, unkorrigiert, Fernkorrigiertes Auge	0,0	0,4	0,147	0,136	0,1
Monokular, unkorrigiert, Nahkorrigiertes Auge	-0,2	0,1	0,017	0,075	0,0
Binokular unkorrigiert	-0,2	0,1	0,003	0,076	0,0
Binokular fern korrigiert	0,1	0,4	0,187	0,097	0,2
<b>Nah-Visus</b>					
Monokular, unkorrigiert, Fernkorrigiertes Auge	0,3	0,8	0,53	0,168	0,5
Monokular, unkorrigiert, Nahkorrigiertes Auge	0,0	0,6	0,317	0,134	0,3
Binokular unkorrigiert	0,0	0,6	0,307	0,144	0,3
Binokular fern korrigiert	0,3	0,8	0,533	0,106	0,5

## 5.5. Defokuskurven

Bei 28 Patienten konnten vollständige Defokuskurven erstellt werden, 2 Patienten lehnten die Untersuchung kurz nach Beginn ab. In den untersuchten Defokusierungsstufen zeigte sich im Bereich von +3,0 bis 0 Dioptrien bezüglich der unkorrigierten monokularen Sehschärfe unter photopischen Bedingungen eine signifikante Überlegenheit des fernkorrigierten Auges (F) gegenüber dem nahkorrigierten Auge (N) ( $p < 0,001$ ). Für die Defokusierungsstufe bei -0,5 Dioptrie war kein signifikanter Unterschied zwischen dem fern- und dem nahkorrigierten Auge nachweisbar ( $p = 0,966$ ). Für den Bereich von -1,0 bis -5,0 Dioptrien zeigte sich eine signifikante Überlegenheit des nahkorrigierten Auges (N) ( $p < 0,001$  bzw. bei -5,0 Dioptrien  $p = 0,005$ ).

Für die unkorrigierte binokulare Sehschärfe unter photopischen Bedingungen zeigte sich in allen Defokusierungsstufen ein tendenziell besseres Ergebnis als bei den monokularen Werten, die Differenzen gegenüber dem jeweils überlegenen Auge waren lediglich bei den Stufen -0,5, -2,0 und -4,5 Dioptrien signifikant ( $p < 0,001$ ,  $p = 0,038$  und  $p = 0,009$ ).

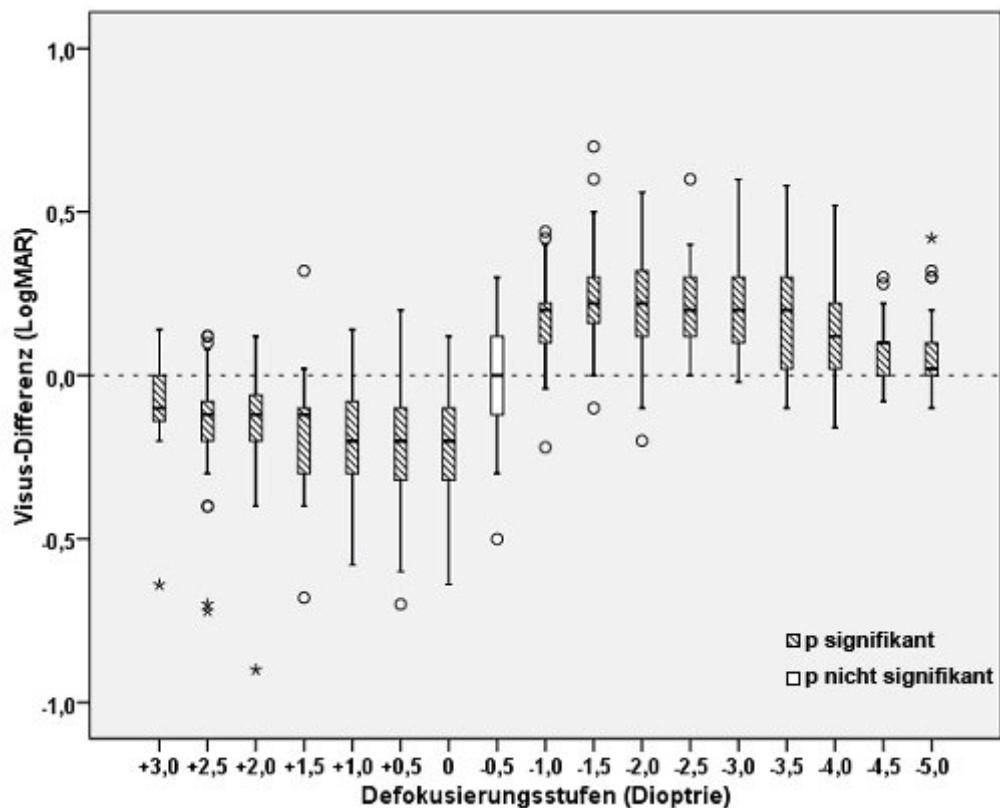
Als anschaulicher Visusverlauf sind in Abbildung 23 die Defokuskurven anhand der ermittelten Mediane aller Patienten jeweils unkorrigiert monokular für das fern- und das nahkorrigierte Auge sowie für den unkorrigiert binokularen Visus dargestellt. Es zeigt sich, dass die Kurve der unkorrigierten monokularen Werte des fernkorrigierten Auges (F sc mon.) eine Visus-Zunahme im Fernbereich und dann im Intermediärbereich einen Visus-Abfall aufweist. Im Gegensatz dazu zeigt die Kurve für die Werte des nahkorrigierten Auges (N sc mon.) einen Visus-Anstieg im Fernbereich bis auf ein breites Visus-Maximum im Intermediärbereich und dann eine allmähliche Abnahme zum Nahbereich hin. Die Kurve der unkorrigierten binokularen photopischen Werte (sc bin.) vereint die ersten beiden Kurven zu einem breiten Visus-Maximum im Fern- und Intermediärbereich, das dann allmählich zum Nahbereich hin absinkt.



**Abb. 23: Defokuskurven monokular und binokular (Mediane)**

Die Visus-Differenzwerte in LogMAR zwischen fern- und nahkorrigiertem Auge sind als Boxplots in Abbildung 24 nachvollziehbar. Dabei sind die negativen Differenzen im positiven Defokusierungsbereich als Überlegenheit des fernkorrigierten Auges zu sehen, allerdings entsprechen die positiven Defokusierungsstufen nicht einem Entfernungsbereich, sondern lediglich dem Pseudo-Akkommodationsvermögen. Die positiven Differenzen sind als Überlegenheit des nahkorrigierten Auges im negativen Defokusierungsbereich zu verstehen,

der verschiedene Entfernungsstufen simuliert und ebenfalls von dem Pseudo-Akkommodationsvermögen abhängt.



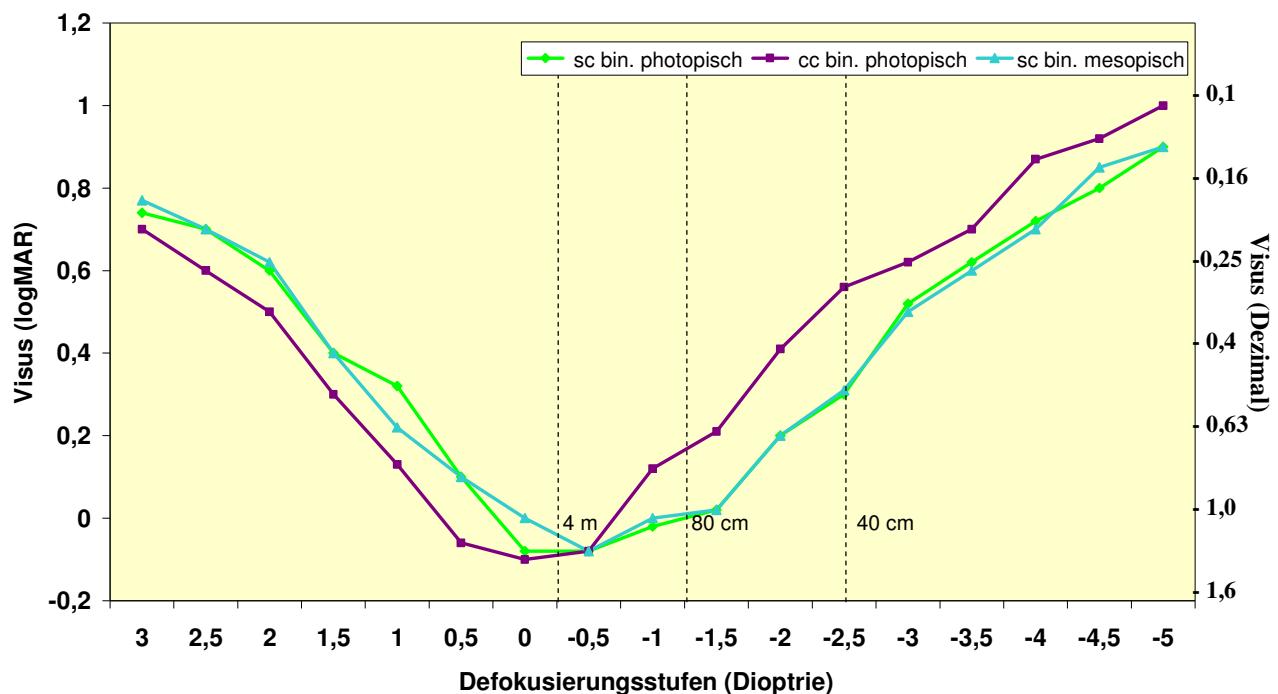
**Abb. 24: Differenzen der photopischen Sehschärfe fernkorrigiertes Auge – nahkorrigiertes Auge**

Hinsichtlich der unkorrigierten binokularen Sehschärfe unter photopischen Bedingungen zeigte sich im Bereich von +3,0 bis 0 Dioptrie eine signifikante Unterlegenheit gegenüber der korrigierten binokularen Sehschärfe ( $p < 0,001$  bzw. bei +3,0 Dioptrien  $p = 0,009$ ), im Bereich von -1,0 bis -4,5 Dioptrien eine signifikante Überlegenheit ( $p < 0,001$ ). Nicht signifikante Unterschiede bestanden bei den Defokusierungsstufen -0,5 und -5,0 Dioptrien ( $p = 0,073$  und  $p = 0,070$ ).

Im Vergleich der unkorrigierten binokularen Sehschärfe unter photopischen Bedingungen mit der unter mesopischen Bedingungen zeigte sich lediglich bei den Defokusierungsstufen 0 und -1,0 Dioptrie ein signifikanter Unterschied zugunsten der photopischen Konditionen ( $p < 0,001$  und  $p = 0,039$ ). Dem entsprechend waren im Vergleich der korrigierten binokularen Sehschärfe unter photopischen Bedingungen mit der unkorrigierten binokularen Sehschärfe unter mesopischen Bedingungen identische Ergebnisse wie im Vergleich der korrigierten binokularen Sehschärfe mit der unkorrigierten binokularen Sehschärfe unter photopischen

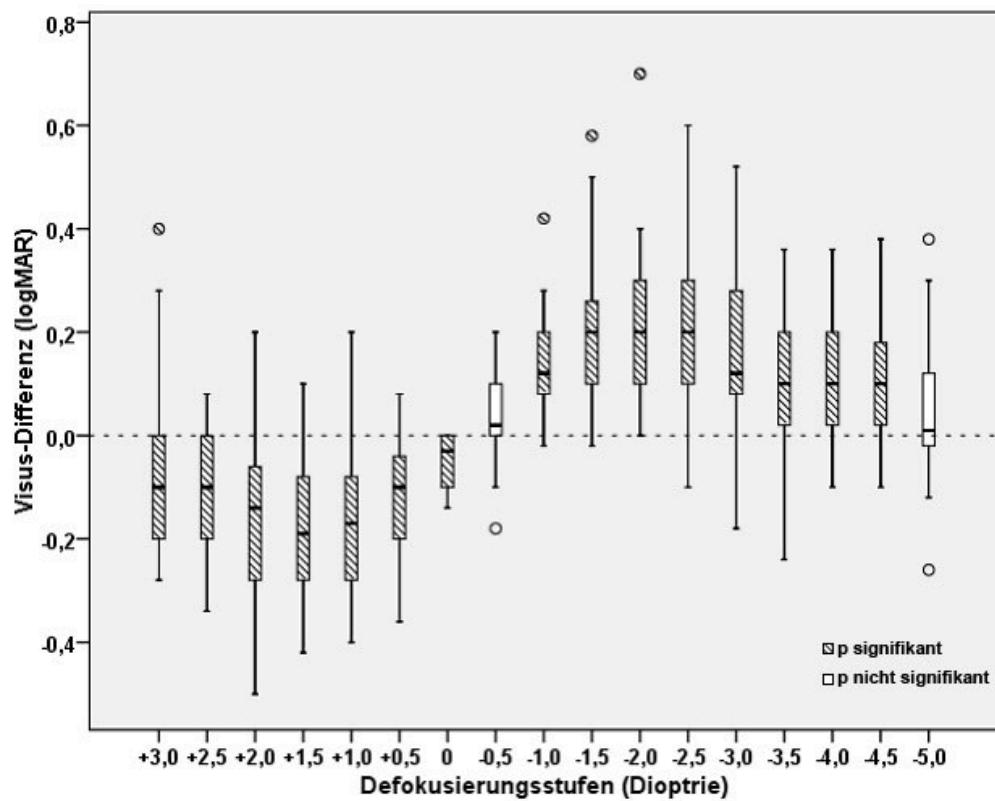
Bedingungen zu erheben, einziger Unterschied war ein signifikantes Ergebnis bei -5,0 Dioptrien zugunsten der unkorrigierten mesopischen Bedingungen ( $p = 0,001$ ).

In Abbildung 25 sind die binokularen Defokuskurven anhand der ermittelten Mediane aller Patienten jeweils unkorrigiert unter photopischen und unter mesopischen Bedingungen sowie korrigiert unter photopischen Bedingungen dargestellt. Es wird deutlich, dass sich die Kurven der unkorrigierten binokularen Werte photopisch (sc bin. photopisch) und mesopisch (sc bin. mesopisch) kaum unterscheiden und ein breites Visus-Maximum im Fern- und Intermediärbereich zeigen, das dann allmählich zum Nahbereich hin absinkt. Die Kurve der korrigierten binokularen photopischen Werte (cc bin. photopisch) hingegen zeigt ein Visus-Maximum im Fernbereich und schon im Intermediärbereich eine stetige Visus-Abnahme.



**Abb. 25: Defokuskurven binokular (Mediane)**

Die Differenzen der binokularen Sehschärfe unter photopischen Bedingungen korrigiert gegenüber unkorrigiert sind in Abbildung 26 als Boxplots aufgetragen. Dabei sind die negativen Differenzen im positiven Defokusierungsbereich als Überlegenheit der korrigierten Sehschärfe, die positiven Differenzen wiederum als Überlegenheit der unkorrigierten Sehschärfe im negativen Defokusierungsbereich zu verstehen.



**Abb. 26: Differenzen der photopischen binokularen Sehschärfe korrigiert - unkorrigiert**

### 5.6. Durchschnittliche Lesegeschwindigkeit und kritische Schriftgröße

Die binokulare unkorrigierte durchschnittliche Lesegeschwindigkeit betrug unter photopischen Bedingungen im Median 145 Wörter pro Minute (Min. 102, Max. 240, MW 144,43, SA +/- 25,673) und unter mesopischen Bedingungen im Median 117 Wörter pro Minute (Min. 56, Max. 175, MW 117,63, SA +/- 27,735), letztere war damit signifikant der ersten unterlegen ( $p < 0,001$ ). Es zeigte sich wie zu erwarten eine signifikante Korrelation zwischen der binokularen unkorrigierten photopischen Lesegeschwindigkeit und dem sphärischen Refraktionsdefizit des nahkorrigierten Auges ( $p = 0,04$ ,  $\rho=0,663$ ), so dass eine höhere Myopie des nahkorrigierten Auges eine höhere Lesegeschwindigkeit bedingte.

Die kritische Schriftgröße lag unkorrigiert monokular unter photopischen Bedingungen für das fernkorrigierte Auge im Median bei LogRAD 0,80 (Min. 0,30, Max. 1,10, MW 0,80, SA 0,175), für das nahkorrigierte Auge bei LogRAD 0,6 (Min. 0,20, Max. 0,80, MW 0,57, SA+/- 0,126), unkorrigiert binokular lag sie unter photopischen Bedingungen bei LogRAD 0,60 (Min. 0,20, Max. 0,80, MW 0,54, SA +/- 0,130), unter mesopischen Bedingungen bei LogRAD 0,70 (Min. 0,50, Max. 0,90, MW 0,69, SA +/- 0,122). Die Differenz der monokularen Werte betrug LogRAD 0,20 signifikant zugunsten des nahkorrigierten Auges ( $p$

< 0,001), die Differenz der binokularen Werte LogRAD 0,10 signifikant zugunsten der photopischen Bedingungen ( $p < 0,001$ ). Die unkorrigierte binokulare photopische und mesopische kritische Schriftgröße zeigten eine signifikante Korrelation sowohl untereinander ( $p = 0,01$ ,  $\rho = 0,589$ ) als auch mit der photopischen kritischen Schriftgröße des nahkorrigierten Auges ( $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,816$  und  $0,658$ ), dem unkorrigierten binokularen photopischen Nahvisus ( $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,598$  und  $p = 0,03$ ,  $\rho = 0,546$ ) sowie den monokularen Werten des fern- bzw. nahkorrigierten Auges bezüglich des Nahvisus (photopisch:  $p = 0,003$ ,  $\rho = 0,526$  bzw.  $p < 0,001$ ,  $\rho = 0,627$  und mesopisch:  $p = 0,004$ ,  $\rho = 0,537$  bzw.  $p = 0,003$ ,  $\rho = 0,0544$ ).

### 5.7. Pupillenweite

Die Pupillenweite lag unter photopischen Bedingungen im Median bei 3,0 mm (Min. 2,0, Max. 3,5, MW 2,87, SA +/- 0,42), unter mesopischen Bedingungen bei 3,5 mm (Min. 3,0, Max. 5,5, MW 3,69, SA +/- 0,67). Es war in dieser Studienpopulation keine signifikante Korrelation mit dem Visus, der Aniseikorie oder dem Stereosehen nachweisbar.

### 5.8. Aniseikorie und Stereosehen

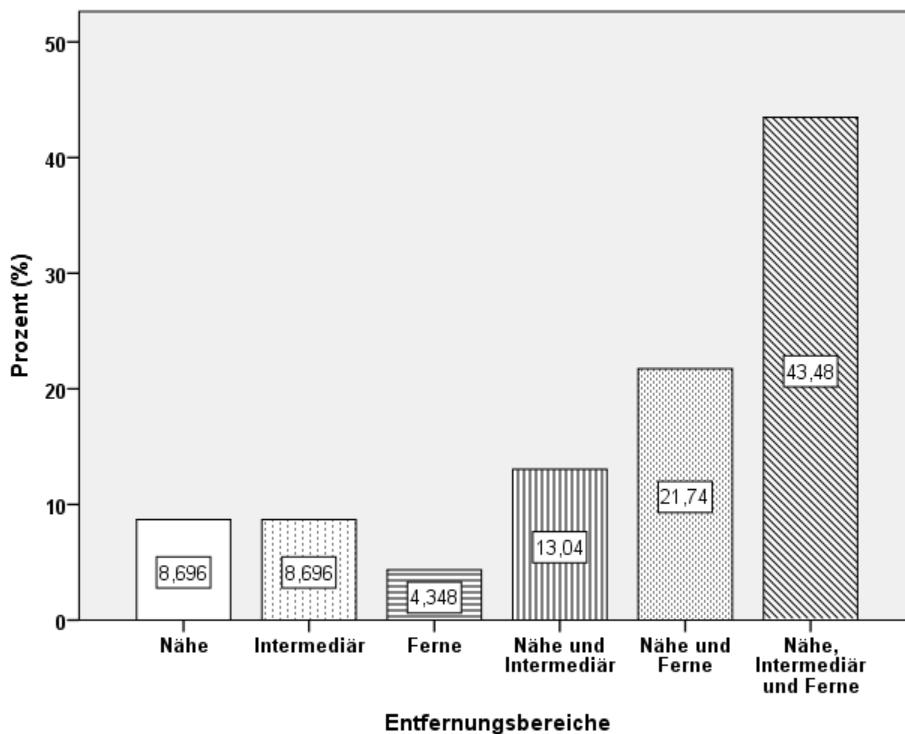
Die Aniseikorie betrug im Median 2,0% (Min. 0, Max. 8,0, MW 2,32, SA +/- 2,56), das Stereosehen im Median 80 Bogensekunden ('') (Min. 40, Max. 400, MW 109,20, SA +/- 86,45). Es waren keine signifikanten Korrelationen nachweisbar.

### 5.9. Patientenzufriedenheit und Brillenunabhängigkeit

Alle Patienten berichteten, vor der Katarakt-Operation von einer Brillenkorrektur für die Ferne und die Nähe abhängig gewesen zu sein.

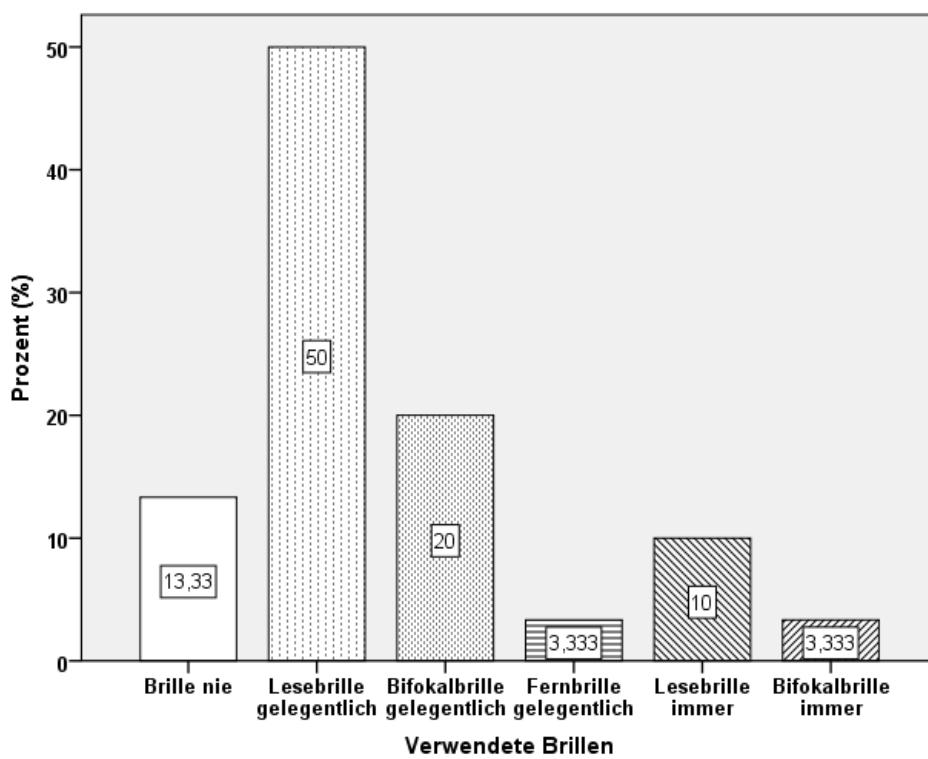
Auf Nachfrage, wie es den Patienten postoperativ ginge, gaben diese an, insgesamt zufrieden (60%) bis sehr zufrieden (40%) zu sein, keiner war mit seinem Sehen ohne Brille unzufrieden. Bei 23 Patienten konnte der VF-14-Fragebogen verwendet werden, 7 Patienten lehnten ihn ab. Der errechnete Score lag im Median bei 93,18 (Minimum 75,0, Maximum 100, MW 90,64, SA +/- 7,64). Es waren keine signifikanten Korrelationen nachweisbar.

In welchen Entfernungsbereichen ein gutes Sehvermögen ohne Brille subjektiv als wichtig eingeschätzt wurde zeigt Abbildung 27.



**Abb. 27: Präferenz der unkorrigierten Sehschärfe in verschiedenen Entfernungen**

Die Patienten wurden im Anschluss befragt, von welcher Brille sie mit welcher Häufigkeit noch abhängig waren. Die subjektiven Angaben dazu sind in Abbildung 28 aufgezeigt.



**Abb. 28: Brillenunabhängigkeit**

Abschließend sind in der folgenden Tabelle 3 noch einmal zur Übersicht die wichtigsten Ergebnisse aufgeführt.

**Tab. 3: Übersicht der funktionellen Ergebnisse**

Untersuchungsparameter (Auswahl)	Ergebnisse
Anisometropie im sphärischen Äquivalent (SÄ) (Median)	0,75 Dioptrie
Refraktionsdefizit im sphärischen Äquivalent (SÄ) des fern gezielten Auges (Median)	-0,125 Dioptrie
Refraktionsdefizit im sphärischen Äquivalent (SÄ) des nah gezielten Auges (Median)	-0,938 Dioptrie
binokularer unkorrigierter Fernvisus	zu 100% Dezimal $\geq 1,0$
binokularer unkorrigierter Intermediärvisus	zu 100% Dezimal $\geq 0,8$
binokularer unkorrigierter Nahvisus	zu 86,57% Jaeger $\leq 5$ zu 63,33% Jaeger $\leq 3$
binokulare unkorrigierte kritische Schriftgröße, photopisch (Median)	LogRAD 0,60 (ca. Jaeger 5-6)
binokulare unkorrigierte kritische Schriftgröße, mesopisch (Median)	LogRAD 0,70 (ca. Jaeger 8-10)
binokulare unkorrigierte durchschnittliche Lesegeschwindigkeit, photopisch (Median)	145 Wörter/ Minute
binokulare unkorrigierte durchschnittliche Lesegeschwindigkeit, mesopisch (Median)	117 Wörter/ Minute
Pupillenweite photopisch / mesopisch (Median)	3,0 mm / 3,5 mm
Aniseikorie (Median)	2%
Stereosehen (Median)	80 Bogensekunden
Brillenabhängigkeit prä- / postoperativ	100% / 13%
Patientenzufriedenheit („unzufrieden“/ „zufrieden“ / „sehr zufrieden“)	0% / 60% / 40%
VF-14-Fragebogen-Score (Median)	93,18

## **6. Diskussion**

Zunehmend besteht der Wunsch des Patienten, nach einer beidseitig erfolgten Katarakt-Operation wieder Lesefähigkeit zu erlangen und dabei zugleich unabhängig von einer Brille für Ferne und Nähe zu sein [6], [3], [4]. Es existieren verschiedene Korrektur-Prinzipien mit speziellen künstlichen Intraokularlinsen, die zumeist mit einem erhöhten Kostenaufwand für den Patienten und unerwünschten optischen Nebeneffekten verbunden sind [7]. Bei dem Korrektur-Prinzip der Monovision werden übliche Einstärken-Intraokularlinsen verwendet, so dass sich kein Mehraufwand ergibt. Allerdings treten bei der Monovision aufgrund der relativ hohen Anisometropie von 2 bis 3 Dioptrien nicht selten Störungen der Binokularfunktion und somit ein unangenehmer Seheindruck auf [9], [134]. Unter Berücksichtigung der Effekte der Pseudo-Akkommodation erscheint eine so genannte Mini-Monovision mit einer geringeren Anisometropie ausreichend, um eine Brillenunabhängigkeit für den Alltag zu gewährleisten.

In der durchgeführten retrospektiven Studie wurden 30 Patienten untersucht, die nach beidseitiger unkomplizierter Katarakt-Operation mit Monofokallinsen-Implantation eine geringe Anisometropie von 0,5 bis 1,75 Dioptrien aufwiesen und die eingangs erwähnten Einschlusskriterien und Ausschlusskriterien erfüllten. Untersucht wurden funktionelle Parameter wie die Sehschärfe in unterschiedlichen Entfernungen, die Lesefähigkeit und verschiedene Parameter der Binokularfunktion sowie der Spaltlampenbefund. Zudem erfolgte eine Patientenbefragung. Zu erwarten war eine hohe Patientenzufriedenheit bei gleichzeitig hoher Brillenunabhängigkeit. Weiterhin wurde mit der Entwicklung einer Software begonnen, die die physikalisch zu erwartenden Schärfentiefenbereiche berechnen und anschaulich darstellen soll, um in Zukunft die Planung der Zielrefraktion zu unterstützen.

### **6.1. Funktionelle binokulare Parameter – Sehschärfe, Lesefähigkeit und Binokularsehen**

Es konnte gezeigt werden, dass mit einer geringen Anisometropie von 0,75 Dioptrie im Median (Minimum 0,5, Maximum 1,75 Dioptrien), einem Refraktionsdefizit von -0,125 Dioptrie im Median (Minimum -0,63, Maximum 0,25 Dioptrie) des fernkorrigierten Auges und einem Refraktionsdefizit von -0,938 Dioptrie im Median (Minimum -1,75, Maximum -0,5 Dioptrie) des nahkorrigierten Auges eine zufrieden stellende unkorrigierte binokulare Sehschärfe im Fern-, Intermediär- und Nahbereich erreicht wird.

Alle Patienten erreichten binokular unkorrigiert unter photopischen Bedingungen einen Fernvisus von Dezimal 1,0 oder besser, alle einen Intermediärvisus von Dezimal 0,8 oder besser und 86,57% einen Nahvisus von mindestens Jaeger 5 (LogMAR 0,4, etwa LogRAD 0,5) (siehe Abbildung 19), was den Anforderungen einer üblichen Zeitungsschriftgröße von 10-12 Punkt entspricht. Im Median konnte für den Nahvisus sogar ein Wert von LogMAR 0,3 erhoben werden, was Jaeger 3 entspricht. Die kritische Schriftgröße betrug unter photopischen Bedingungen zu 86,57% im Median LogRAD 0,60 (MW 0,54) und unter mesopischen Bedingungen im Median LogRAD 0,70 (MW 0,69), was etwa Jaeger 5 bis 6 bzw. Jaeger 8-10 entspricht. Daher ist die durchschnittliche Lesegeschwindigkeit von 145 Wörter pro Minute (Median) unter photopischen Bedingungen für einen Nahvisus von Jaeger 5 bis 6 anzunehmen, sie ist im Normbereich gelegen [99], [98]. Unter mesopischen Bedingungen betrug die durchschnittliche Lesegeschwindigkeit 117 Wörter pro Minute (Median) und lag somit unterhalb der Norm.

Ito et al. beschrieben in einer Studie zu Patienten mit voller Monovision im Vergleich zu Patienten mit Multifokallinsen eine mittlere kritische Schriftgröße von LogMAR 0,24 (etwa Jaeger 2 bis 3) bzw. 0,4 (Jaeger 5). Somit war die volle Monovision den Multifokallinsen überlegen und erzielte eine kleinere Schriftgröße als die Mini-Monovision in der vorliegenden Studie. Hinsichtlich der Lesegeschwindigkeit bestand kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen, sie war bei Erhebung mittels MNREAD-J Sehtafeln etwa vergleichbar mit der Lesegeschwindigkeit in der vorliegenden Studie [85].

Es ließ sich in dieser Studie die zu erwartende Tendenz zeigen, dass ein höheres myopes Refraktionsdefizit des nahkorrigierten Auges mit einem besseren Nahvisus korreliert, allerdings konnte aufgrund der Streuung der Daten in dem vergleichsweise kleinen Studienkollektiv noch keine Aussage zu einer optimalen Zielrefraktion für beide Augen gemacht werden. Dennoch war trotz der relativ geringen Anisometropie stets eine statistisch signifikante Überlegenheit des nahkorrigierten Auges gegenüber dem fernkorrigierten bzw. eine Überlegenheit der binokularen unkorrigierten Werte gegenüber den binokular für die Ferne korrigierten Werten für den Visus im Intermediär- und Nahbereich nachweisbar.

Entgegen den von Pieh et al. geschilderten Abweichungen zwischen den monokularen Werten von Defokuskurven und Werten, die in den tatsächlichen Entfernungen erhoben wurden [93], entsprechen die in dieser Studie erhobenen binokularen Mediane für Fern-, Intermediär- und Nahsehschärfe den Werten der erhobenen Defokuskurven für die Defokusierungsstufen bei 4m, 80 cm und 40 cm. So wird zusätzlich in dem Verlauf der Defokuskurven die Visus-

Überlegenheit der Mini-Monovision im Intermediär- und Nahbereich zuverlässig veranschaulicht (siehe Abbildung 25).

Die Aniseikorie lag im Median bei 2% (MW 2,32%) und somit in einem gut tolerierbaren Bereich [115]. Das Stereosehen betrug im Median 80'' (MW 109,2'') und genügte somit den alltäglichen Ansprüchen.

Dies ist mit den Ergebnissen von Hayashi et al. vereinbar, die bei einer im Vergleich höheren Anisometropie von 1,5 ein niedrigeres Stereosehen von 100'' ermittelten. Der binokulare Nahvisus mit 20/38 (etwa Jaeger 3) war allerdings besser. Eine höhere Anisometropie von 2,0 Dioptrien führte zwar zu einem noch besseren Nahvisus von 20/31 (etwa Jaeger 2), wurde aber wegen des definiert ungenügendem Stereosehens von 158'' nicht empfohlen. [82].

Dementsprechend zeigt sich auch im Vergleich mit weiteren Studien zur pseudophaken Monovision, dass wie erwartet eine höhere Anisometropie einen besseren Nahvisus bedingt, allerdings auch Einbußen bei der Binokularfunktion oder dem Fernvisus hervorruft.

So schilderten Finkelman et al. bei einer moderaten Anisometropie im Mittel von 1,16 Dioptrien zu 96% einen Fern-Visus lediglich von mindestens 20/30 (Dezimal etwa 0,63) und zu 92% einen Nah-Visus von Jaeger 4. Die Stereopsis war normwertig [81]. Greenbaum et al. berichteten von 140 Patienten, die ein emmetrop korrigiertes Auge und ein nahkorrigiertes Auge mit einem Refraktionsdefizit von -2,75 Dioptrien erhielten und zu 100% nur einen Fernvisus von mindestens 20/30 (Dezimal etwa 0,63), allerdings einen Nahvisus von Jaeger 1 aufwiesen [79]. Marques et al. ermittelten in ihrer Studie bei einer Anisometropie bis 2,5 Dioptrien einen Fern-Visus von Dezimal mindestens 0,5 und einen Nah-Visus von Jaeger 3 [80]. Marques et al. schilderten auch 3 Fallbeispiele von Patienten, die aufgrund eines Astigmatismus über 2 Dioptrien mit der torischen Monofokallinse Model SN60T5 (Alcon®, Inc.) mit einer Anisometropie bis 2,15 Dioptrien im sphärischen Äquivalent versorgt wurden. Dabei hatten alle Patienten einen unkorrigierten Fernvisus von mindestens 20/30 (Dezimal etwa 0,63) und einen unkorrigierten Nahvisus von mindestens Jaeger 2 [135]. Ito et al. veröffentlichten 5-Jahres-Ergebnisse von Patienten mit einer mittleren Anisometropie von 2,13 Dioptrien. Dabei hatten 98% der Patienten mindestens einen Fern-Visus von Dezimal 0,8 und 76% einen Nahvisus von mindestens Jaeger 2, die Stereopsis war vermindert, allerdings sank im Verlauf die Brillenabhängigkeit bis auf 22% und die Patientenzufriedenheit stieg [136].

In einer Literatur-Übersicht zu den klinischen Ergebnissen von verschiedenen multifokalen und „akkommodativen“ Intraokularlinsen fanden Cochener et al. genähert einen Fernvisus

von lediglich LogMAR 0,165 (etwa Dezimal 0,63-0,8), dagegen einen guten Nahvisus von LogMAR 0,141 (etwa Jaeger 1 bis 2) [7].

Maßgeblich für den Mini-Monovisionserfolg sind die pseudo-akkommodativen Effekte (siehe Abschnitt 2.1.4.). Nakazawa et al. beschrieben die Pseudo-Akkommodation in hauptsächlicher Abhängigkeit von der Pupillenweite, allerdings war keine Korrelation mit dem Visus nachweisbar [10]. So beschrieben Shimizu et al. bei einer Anisometropie von 1,0 bis 1,5 Dioptrien bei Patienten mit einem Pupillendurchmesser kleiner als 2,5 mm vergleichbar gute Visus-Ergebnisse wie bei der vollen Monovision [87].

In der vorliegenden Studie konnte keine signifikante Korrelation zwischen Pupillenweite und Visus, Lesegeschwindigkeit, Aniseikorie oder Stereosehen nachgewiesen werden. Dies könnte zum einen auf das relativ kleine Patientenkollektiv und die hohe Streuung der Patientendaten zurückzuführen sein, zum anderen auf die Messung der Pupillenweite mittels Colvard-Pupillometer, das lediglich eine genaue Messung in 0,5mm-Schritten erlaubte [106]. Neben den optischen Eigenschaften des Auges spielen weitere Einflussfaktoren eine große Rolle für den Erfolg der Mini-Monovision. Dazu zählen retinale und visuelle Verarbeitungseigenschaften wie individuelle Photorezeptor- und Ganglienzell-Dichte sowie die Morphologie der rezeptiven Felder. Die Größe der rezeptiven Felder bestimmt maßgeblich das Auflösungsvermögen des Auges. In der Literatur sind Hinweise auf individuelle Unterschiede sowie dynamische Anpassungsprozesse entsprechend der Sehanforderung beschrieben worden [137], [138], welche sich positiv auf die Schärfentiefe auswirken könnte. Als weiterer Einfluss zählt die Leuchtdichte im Raum. In dieser Studie war außer bei der kritischen Schriftgröße und Lesegeschwindigkeit nahezu kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen bei photopischer und mesopischer Beleuchtung nachzuweisen, was trotz Wechsel der Sehzeichenarten auf memorative Effekte zurückzuführen sein könnte.

In Anbetracht der möglichen Varianz der Schärfentiefe lässt sich folglich auch mit einer geringen Anisometropie ein vergleichbar guter Nahvisus erreichen. So verglich Beiko zwischen Patienten mit „akkommodativen“ Intraokularlinsen und Patienten mit monofokalen Intraokularlinsen mit einer geringen Anisometropie von 0,5 Dioptrie, die Refraktion lag einerseits bei -0,25 Dioptrie, andererseits bei -0,75 Dioptrie. Der ermittelte Fernvisus lag bei 1,0, der Intermediärvisus (70cm) bei 0,8 und der Nahvisus bei 0,5 (etwa Jaeger 3, zwischen den Gruppen konnte kein relevanter Unterschied festgestellt werden [139].

Als weiteres Erfolgskriterium der Monovision gilt die Vermeidung eines Astigmatismus von größer als 1,0 bis 2,0 Dioptrien [81], [80], [79]. In dieser Studie lag der maximale Astigmatismus bei -1,5 Dioptrien. Es waren abgesehen von der negativen Korrelation des zylindrischen Refraktionsdefizits des fernkorrigierten Auges mit dem binokularen Fern-Visus keine signifikanten Korrelationen zwischen dem Astigmatismus und dem Intermediär- oder Nah-Visus nachweisbar, so dass bei einem vollen binokularen Fern-Visus aller Patienten keine Visuslimitation durch einen Astigmatismus bis -1,5 Dioptrien nachweisbar war.

Es ist zu erwähnen, dass aufgrund des retrospektiven Studiendesigns keine Aussage zu der Einhaltung der Zielrefraktion gemacht wurde, von der allerdings der Erfolg einer jeden refraktionschirurgischen Methode abhängt. In einer Übersichtsarbeit bezüglich der Genauigkeit der Berechnung der Intraokularlinsenstärke schilderten Lee et al. eine realistische Einhaltung der Zielrefraktion innerhalb von +/- 0,25 Dioptrie, sofern stets ein gut kalibriertes Messgerät, Messungen durch einen erfahrenen Untersucher und eine möglichst runde, zentrierte Kapsulorhexis durch einen erfahrenen Katarakt-Chirurgen gewährleistet sind [140]. Diese Ansprüche waren bei den untersuchten Patienten eingehalten. Weiterhin wurden alle untersuchten Patienten, die die Einschlusskriterien erfüllten, in die Studie eingeschlossen, es erfolgte somit keine Selektion.

Es lässt sich annehmen, dass mit einer Genauigkeit von +/- 0,25 Dioptrie eine ausreichend sichere Refraktionsplanung für die Mini-Monovision möglich ist. Ein Weg zur exakten Einhaltung der Ziel-Refraktionen in Zukunft könnte die Methode der Lichtadjustierbaren Linse sein. Hengerer et al. beschrieben Intraokularlinsen aus einem Lichtsensiblen Material, bei dem nach Implantation durch Bestrahlung gegebene Abweichungen von der Ziel-Refraktion korrigiert werden können [141]. So könnten gegebenenfalls multifokale Korrekturen oder auch Korrekturen nach dem Prinzip der Monovision genauer erreicht werden.

## 6.2. Brillenunabhängigkeit und Patientenzufriedenheit

Der Anteil der Patienten, die subjektiv immer auf eine Fern- sowie Nahkorrektur angewiesen waren, verringerte sich mit dem Effekt der Mini-Monovision in dieser Studie von 100% auf insgesamt 13%. Der Patientenanteil, der angab komplett auf eine Brille verzichten zu können, betrug ebenfalls 13%. Die übrigen 73% verwendeten nur gelegentlich eine Brille, wobei 50% auf eine Lesebrille entfielen (siehe Abb. 28).

Diese Zahlen sind vereinbar mit denen von Boerner et al. [75] bei voller Monovision, in deren Patientenkollektiv postoperativ 11% stets und 14% niemals eine Brille verwendeten. Finkelmann et al. konnten wiederum eine komplette Brillenunabhängigkeit bei 25% der Patienten nachweisen [81], was möglicherweise doch auf die höhere Anisometropie von im Mittel 1,16 Dioptrien zurückzuführen ist.

In dieser Studie gaben alle Patienten an, zufrieden (60%) bis sehr zufrieden (40%) zu sein, keiner war mit dem Sehen ohne Brille unzufrieden. Dies spiegelte sich auch in dem vergleichsweise hohen adaptierten VF-14-Fragebogen-Score von 93,18 (Median) wider, der bei 23 Patienten erhoben werden konnte [133],[142]. Aufgrund des retrospektiven Studiendesigns war kein Vergleich eines prä- und postoperativen VF-14-Scores möglich. Dieser Vergleich wäre für zukünftige Studien wünschenswert, um den Anstieg der Lebensqualität durch diese Methode der pseudophaken Presbyopie-Korrektur erheben zu können.

Die hohe Gesamtzufriedenheit bei Mini-Monovision ist mit der bei voller Monovision vergleichbar, die zwischen 90 und 97,3% angegeben wird [79], [80], [87]. Wenn auch Hayashi et al. [143] eine Abnahme der pseudo-akkommodativen Effekte aufgrund der Abnahme der visuellen Perzeption mit steigendem Alter beschrieben, so fanden Ito et al. [90] dennoch eine Zunahme der Patientenzufriedenheit und Brillenunabhängigkeit mit dem Alter bei pseudophaker Monovision. Dies kann eventuell auf verminderte Seh-Ansprüche im Alter zurückzuführen sein, kann aber auch ein Effekt der im Alter abnehmenden Pupillenweite sein, die eine zufrieden stellende Nahsehschärfe ermöglichen könnte [144]. In unserem Patientenkollektiv war keine Korrelation zwischen Patientenzufriedenheit und Alter zu verzeichnen.

## **7. Zusammenfassung und Ausblick**

Das zunehmende Ziel der Patienten, durch eine beidseitige Katarakt-Operaktion neben einer guten Fernsehschärfe auch Lesefähigkeit, also eine Brillenunabhängigkeit zu erreichen, lässt sich durch drei Korrektur-Prinzipien anstreben: durch Implantation von Multifokallinsen, von „akkommodativen“ Linsen oder von Monofokallinsen in Monovision. Bei ersteren sind Störungen des Stereo- sowie Kontrastsehens, eine erhöhte Blendempfindlichkeit und auch eine Einschränkung des Fernvisus oder auch Intermediärvisus als nachteilig beschrieben worden. Bei den „akkommodativen“ Linsen besteht ein fraglicher Effekt der angestrebten Linsenbewegung und der Verdacht, dass die Hauptfunktion durch pseudo-akkommodative Effekte bedingt ist. Bei dem Prinzip der Implantation von Monofokallinsen in Monovision wurden aufgrund der üblichen hohen Anisometropie von 2 bis 3 Dioptrien unangenehme Seheindrücke wie Aniseikorie, Störungen des Stereo- sowie Kontrastsehens und auch des Fernvisus in der Literatur beschrieben.

Die erwähnten pseudo-akkommodativen Effekte beeinflussen die Schärfentiefe und beinhalten neben einem myopen Refraktionsdefizit bzw. einem wünschenswerten Astigmatismus bis maximal 1,5 Dioptrien eine relativ geringe Pupillenweite, eine hohe Leuchtdichte und Patientenmotivation bzw. Trainingseffekte. Für diese Faktoren wird eine Pseudo-Akkommodation von 1 bis 3 Dioptrien beschrieben. Wird dies gezielt berücksichtigt, so ist zu erwarten, dass mit einer geringeren Anisometropie, einer Mini-Monovision, eine alltagstaugliche Brillenunabhängigkeit erreicht werden kann. Zugleich sollten Fernsehschärfe und Binokularfunktion vergleichweise wenig eingeschränkt sein, so dass insgesamt eine hohe Patientenzufriedenheit nach beidseitiger Katarakt-Operation erreicht werden kann.

In dieser vorliegenden Studie konnten bei 30 beidseits pseudophaken Patienten in Mini-Monovision mit einer geringen Anisometropie von im Median 0,75 Dioptrie und einem maximalen Astigmatismus bis 1,5 Dioptrien binokular unter photopischen Bedingungen zu 100% ein Fernvisus von mindestens Dezimal 1,0 und ein Intermediärvisus von mindestens Dezimal 0,8 sowie zu 86,57% ein Nahvisus von mindestens Jaeger 5 (Dezimal 0,4), zu 63,33% sogar von mindestens Jaeger 3 (Dezimal 0,5) nachgewiesen werden. Zugleich konnte der Effekt der Mini-Monovision anschaulich in dem Verlauf der erhobenen Defokuskurven reproduziert werden, der eine Visus-Überlegenheit der Mini-Monovision gegenüber beidseitiger Emmetropie im Intermediär- und Nahbereich belegt. Insbesondere zeigte sich bei der Mini-Monovision kein so genanntes Tal, also eine Visusabnahme im Intermediärbereich,

wie es bei einigen Multifokallinsen beschrieben wird. Weiterhin lagen die durchschnittliche Lesegeschwindigkeit von im Median 145 Wörter pro Minute unter photopischen Bedingungen für Jaeger 5 bis 6, die Aniseikorie von im Median 2% und das Stereosehen von im Median 80'' in einem alltagstauglichen Normbereich. Die durchschnittliche Lesegeschwindigkeit unter mesopischen Bedingungen lag mit 117 Wörtern pro Minute (Median) unterhalb der Norm. Es konnte keine signifikante Korrelation zwischen der Pupillenweite von im Median 3,0mm (photopisch) bzw. 3,5mm (mesopisch) und Visus, Lesegeschwindigkeit, Aniseikorie oder Stereosehen nachgewiesen werden.

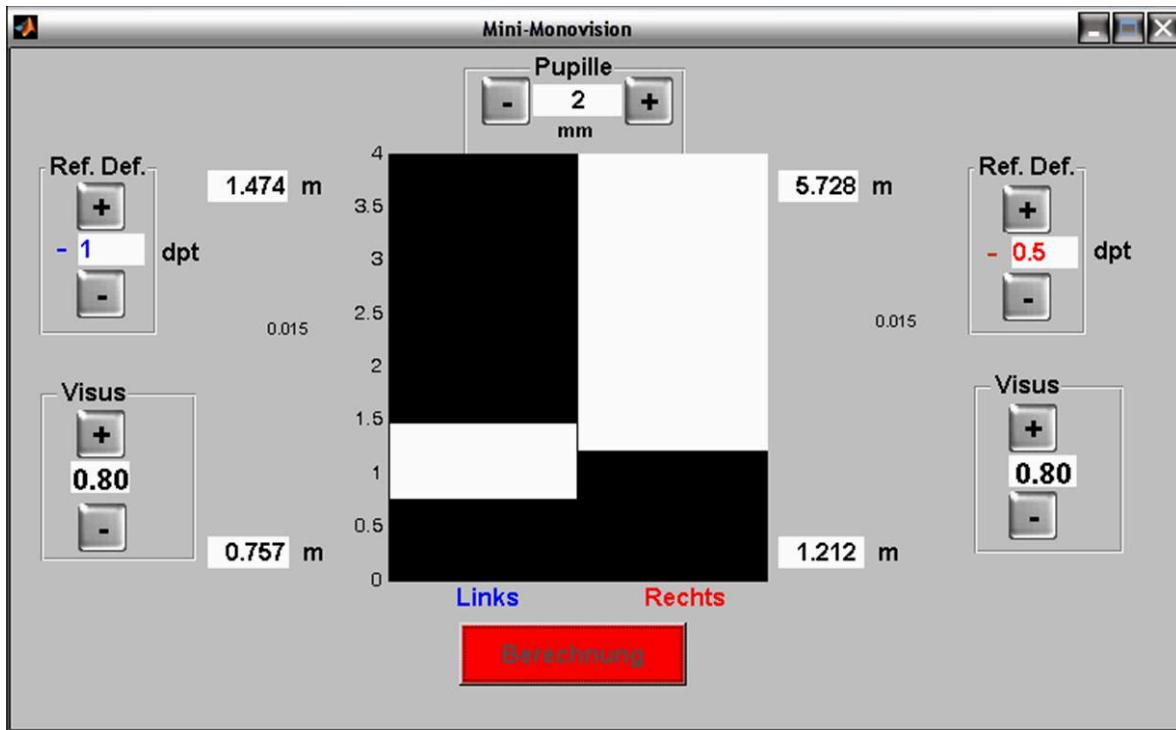
Der Anteil der Patienten, die subjektiv immer auf eine Fern- sowie Nahkorrektur angewiesen waren, sank von präoperativ 100% auf 13%. 73% benötigten nur noch gelegentlich eine Brille, 13% verzichteten ganz auf eine Brille. Alle Patienten gaben an, zufrieden bis sehr zufrieden zu sein. Dies ist mit dem vergleichsweise hohen adaptierten VF-14-Fragebogen-Score von 93,18 (Median) vereinbar, der bei 23 Patienten erhoben wurde.

In dieser Studie ließ sich belegen, dass die Mini-Monovision eine zufrieden stellende und kostengünstige Option zur Brillenunabhängigkeit im Alltag darstellt. Aufgrund der geringen Anisometropie von im Median 0,75 Dioptrie lag der Nahvisus zwar unter dem, der bei der vollen Monovision oder bei Multifokallinsen beschrieben wird, aber die Mini-Monovision wies eine vergleichbar hohe Patientenzufriedenheit sowie Brillenunabhängigkeit auf, wobei unter photopischen Bedingungen ein alltagstauglicher Nah-Visus und ein erfreulich hoher Intermediärvisus sowie eine geringere Einschränkung der Binokularfunktion oder des Fern-Visus zu verzeichnen waren. Es zeigte sich die zu erwartende Tendenz, dass ein höheres myopes Refraktionsdefizit des nahkorrigierten Auges mit einem besseren Nahvisus korreliert, aufgrund der Streuung der Daten in dem vergleichsweise kleinen Studienkollektiv konnte jedoch noch keine Aussage zu einer optimalen Zielrefraktion für beide Augen gemacht werden.

Weitere Studien zur genauen Refraktionsplanung und somit Optimierung der Schärfentiefenbereiche sind nötig.

Zu diesem Zwecke wird von dem Institut für Physik der Universität Rostock eine Software entwickelt, die anhand der Refraktion, Pupillenweite und Sehschärfe die physikalische Schärfentiefe für das rechte und linke Auge errechnet und graphisch veranschaulicht (siehe Abbildung 29). Dies kann in Zukunft eine theoretische Unterstützung geben, um die zu

erwartenden Schärfentiefenbereiche der beiden Augen einschätzen und ggf. die gewünschte Überlappung dieser Bereiche besser planen zu können.



**Abb. 29: Beispiel Screenshot der Software zur Berechnung der Schärfentiefe [145]**  
Ref.-Def. = Refraktions-Defizit (dpt) Pupille = Pupillen-Durchmesser (mm)

Die in dieser Studie erhobenen Refraktionsdefizite im sphärischen Äquivalent, die Pupillenweite und die Sehschärfe wurden in die Software eingegeben. Die dabei errechneten Schärfentiefenbereiche vermittelten eine tendenziell passende Vorhersage. Allerdings zeigten sich in der Software stets niedrigere Ergebnisse sowohl für das Minimum als auch das Maximum des Schärfentiefenbereichs im Vergleich zu den in den klinischen Untersuchungen erhobenen Werten. Tendenziell erschienen die Minima für den Schärfentiefenbereich des nahkorrigierten Auges am wenigsten abzuweichen. Eine Angabe der Abweichung im Mittel ist in dieser Studie nicht statistisch zu erheben, da die ermittelten Werte interindividuell sehr verschieden waren. Dies ist zum einen auf den Einfluss der Pupillenweite zurückzuführen, die in dieser Studie lediglich in 0,5 mm-Schritten erhoben wurde und in der physikalischen Berechnung innerhalb von 0,1 mm-Schritten berücksichtigt wird, so dass sich lediglich Näherungswerte ergaben. Zum anderen kann der Vergleich der physikalischen Daten mit den klinischen Daten nur im Rahmen der Genauigkeit der Linsenimplantation erfolgen. Die physikalische Berechnung geht von einer fixen idealen Intraokularlinsen-Position aus, wobei diese in der klinischen Realität interindividuell schwankt [140]. Weiterhin können die

besseren klinischen Ergebnisse auf die biologische Leistungsfähigkeit der neuronalen Verarbeitung des visuellen Inputs zurückzuführen sein. So wurden in verschiedenen Studien eine Verbesserung von Sehschärfe, Kontrast und Lesegeschwindigkeit allein durch Training der visuellen Aufgaben beschrieben [146], [147]. Einen weiteren Faktor könnte die Patientenmotivation darstellen.

Insgesamt erscheint die Software hilfreich, um tendenziell die Schärfentiefe beider Augen besser zu korrelieren und planen zu können. Weitere Studien zur Optimierung der Software sind nötig, damit in Zukunft bei gezielter Refraktionsplanung Ausdehnung und Überlappung der Schärfentiefenbereiche beider Augen genauer berücksichtigt werden können.

## 8. Anhang

Visus Skalen		
Snellen	Dezimal	LogMAR
20/400	0.05	1.30
20/200	0.10	1.00
20/160	0.125	0.90
20/125	0.16	0.80
20/100	0.20	0.70
20/80	0.25	0.60
20/63	0.32	0.50
20/50	0.40	0.40
20/40	0.50	0.30
20/32	0.63	0.20
20/25	0.80	0.10
20/20	1.00	0.00
20/16	1.25	-0.10
20/12.5	1.60	-0.20
20/10	2.00	-0,30

(adaptiert nach Kroll, P., M. Küchle, H.J. Küchle)

## 8. Anhang

Patienten Name: \_\_\_\_\_ DOB: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_  
 Fragebogen S. Zettl UAK Rostock 2011, Modifiziert nach **VF-14 QOL Questionnaire**

### **Liebe Patienten, bitte beantworten Sie folgende Fragen:**

Wie viel Schwierigkeiten bereitet Ihnen **das Sehen** bei folgenden Tätigkeiten?

Welche Tätigkeiten sind Ihnen wichtig? Wählen Sie das Kästchen, das am Besten zutrifft.

<b>Tätigkeit</b>	<u>trifft nicht zu</u>	<u>keine</u>	<u>wenig</u>	<u>mittel</u>	<u>stark</u>	<u>nicht möglich</u>
1. Kleine Schrift lesen, z.B. Etiketten, Telefonbuch	<input type="checkbox"/>					
2. Lesen von Büchern oder Zeitungen	<input type="checkbox"/>					
3. Lesen von Büchern / Zeitungen mit großer Schrift	<input type="checkbox"/>					
4. Erkennen von Menschen in der Nähe	<input type="checkbox"/>					
5. Sehen von Stufen oder Stühlen	<input type="checkbox"/>					
6. Lesen von Straßenschildern	<input type="checkbox"/>					
7. Handarbeit wie Nähen, Stricken	<input type="checkbox"/>					
8. Ausfüllen von Formularen	<input type="checkbox"/>					
9. Spiele wie Karten, Schach	<input type="checkbox"/>					
10. Gartenarbeit oder Sport	<input type="checkbox"/>					
11. Kochen	<input type="checkbox"/>					
12. Fernsehen	<input type="checkbox"/>					
13. Autofahren bei Tag	<input type="checkbox"/>					
14. Autofahren bei Nacht	<input type="checkbox"/>					

<b>Gutes Sehen ohne Brille ist Ihnen wichtig beim:</b>	<u>trifft nicht zu</u>	<u>trifft zu</u>
1. Lesen von Büchern, Zeitungen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Fernsehen, PC, Haus-/Gartenarbeit	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Sehen in der Ferne, beim Autofahren	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Welche Art von Brille verwenden sie? Wie häufig („nie“, „gelegentlich“, „immer“)?

.....

## 9. Literaturverzeichnis

- [1] Radner W, Willinger U, Obermeyer W, Mudrich C, Velikay-Parel M: A new reading chart for simultaneous determination of reading vision and reading speed. *Klin Monbl Augenheilkd* 1998;213:174-181.
- [2] Richter-Mueksch S, Weghaupt H, Skorpik C, Velikay-Parel M, Radner W: Reading performance with a refractive multifocal and a diffractive bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1957-1963.
- [3] McDonnell PJ, Lee P, Spritzer K, Lindblad AS, Hays RD: Associations of presbyopia with vision-targeted health-related quality of life. *Arch Ophthalmol* 2003;121:1577-1581.
- [4] Uusitalo RJ, Brans T, Pessi T, Tarkkanen A: Evaluating cataract surgery gains by assessing patients' quality of life using the VF-7. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:989-994.
- [5] Monestam E, Wachtmeister L: The impact of cataract surgery on low vision patients. A population based study. *Acta Ophthalmol Scand* 1997;75:569-576.
- [6] Cuq C, Lafuma A, Jeanbat V, Berdeaux G: A European survey of patient satisfaction with spectacles after cataract surgery and the associated costs in four European countries (france, Germany, Spain, and Italy). *Ophthalmic Epidemiol* 2008;15:234-241.
- [7] Cochener B, Lafuma A, Khoshnood B, Courouve L, Berdeaux G: Comparison of outcomes with multifocal intraocular lenses: a meta-analysis. *Clin Ophthalmol* 2011;5:45-56.
- [8] Klaproth OK, Titke C, Baumeister M, Kohnen T: [Accommodative intraocular lenses-principles of clinical evaluation and current results]. *Klin Monbl Augenheilkd* 2011;228:666-675.
- [9] Xiao J, Jiang C, Zhang M: Pseudophakic monovision is an important surgical approach to being spectacle-free. *Indian J Ophthalmol* 2011;59:481-485.
- [10] Nakazawa M, Ohtsuki K: Apparent accommodation in pseudophakic eyes after implantation of posterior chamber intraocular lenses. *Am J Ophthalmol* 1983;96:435-438.
- [11] Grehn F: Augenheilkunde, ed 30. Heidelberg, 2008.
- [12] Ucke C. Augenmodell. 2012.  
Ref Type: Data File
- [13] Atchinson D, Smith G: Optics of the Human Eye, ed 1. 2000.
- [14] Reiß S. Schärfentiefe. 2012.  
Ref Type: Data File
- [15] Remington LA: Clinical Anatomy of the Visual System, ed 2. Elsevier, 2005.

- [16] Methling: Bestimmen von Sehhilfen. 2012.
- [17] Yamamoto S, chi-Usami E: Apparent accommodation in pseudophakic eyes as measured with visually evoked potentials. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992;33:443-446.
- [18] Sergienko NM, Kondratenko YN, Tutchenko NN: Depth of focus in pseudophakic eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2008;246:1623-1627.
- [19] Oshika T, Mimura T, Tanaka S, Amano S, Fukuyama M, Yoshitomi F, Maeda N, Fujikado T, Hirohara Y, Mihashi T: Apparent accommodation and corneal wavefront aberration in pseudophakic eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:2882-2886.
- [20] Trindade F, Oliveira A, Frasson M: Benefit of against-the-rule astigmatism to uncorrected near acuity. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:82-85.
- [21] Nanavaty MA, Vasavada AR, Patel AS, Raj SM, Desai TH: Analysis of patients with good uncorrected distance and near vision after monofocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:1091-1097.
- [22] Verzella F, Calossi A: Multifocal effect of against-the-rule myopic astigmatism in pseudophakic eyes. *Refract Corneal Surg* 1993;9:58-61.
- [23] Menapace R. Akkommodative IOL - Was leisten sie heute, was bringt die Zukunft? (Teil 1). *Der Augenspiegel* 07-08, 20-23. 2005.  
Ref Type: Journal (Full)
- [24] Stachs O, Martin H, Kirchhoff A, Stave J, Terwee T, Guthoff R: Monitoring accommodative ciliary muscle function using three-dimensional ultrasound. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2002;240:906-912.
- [25] Augustin A: Augenheilkunde, ed 3. Springer, 2007.
- [26] Alongi S, Rolando M, Corallo G, Siniscalchi C, Monaco M, Sacca S, Verrastro G, Menoni S, Ravera GB, Calabria G: Quality of vision with presbyopic contact lens correction: subjective and light sensitivity rating. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2001;239:656-663.
- [27] Morgan PB, Efron N: Contact lens correction of presbyopia. *Cont Lens Anterior Eye* 2009;32:191-192.
- [28] Morgan PB, Efron N, Woods CA: An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. *Clin Exp Optom* 2011;94:87-92.
- [29] Chapman GJ, Vale A, Buckley J, Scally AJ, Elliott DB: Adaptive gait changes in long-term wearers of contact lens monovision correction. *Ophthalmic Physiol Opt* 2010;30:281-288.
- [30] Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS: Visual comparison of multifocal contact lens to monovision. *Optom Vis Sci* 2009;86:E98-105.

- [31] Richdale K, Mitchell GL, Zadnik K: Comparison of multifocal and monovision soft contact lens corrections in patients with low-astigmatic presbyopia. *Optom Vis Sci* 2006;83:266-273.
- [32] Wood JM, Wick K, Shuley V, Pearce B, Evans D: The effect of monovision contact lens wear on driving performance. *Clin Exp Optom* 1998;81:100-103.
- [33] Evans BJ: Monovision: a review. *Ophthalmic Physiol Opt* 2007;27:417-439.
- [34] Durrie DS: The effect of different monovision contact lens powers on the visual function of emmetropic presbyopic patients (an American Ophthalmological Society thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc* 2006;104:366-401.
- [35] Garcia-Gonzalez M, Teus MA, Hernandez-Verdejo JL: Visual outcomes of LASIK-induced monovision in myopic patients with presbyopia. *Am J Ophthalmol* 2010;150:381-386.
- [36] Alarcon A, Anera RG, Villa C, Jimenez del BL, Gutierrez R: Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:1629-1635.
- [37] Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M: LASIK for Myopic Astigmatism and Presbyopia Using Non-Linear Aspheric Micro-Monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 Platform. *J Refract Surg* 2011;27:23-37.
- [38] Reinstein DZ, Couch DG, Archer TJ: LASIK for hyperopic astigmatism and presbyopia using micro-monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL80 platform. *J Refract Surg* 2009;25:37-58.
- [39] Levinger E, Geyer O, Baltinsky Y, Levinger S: [Binocular function and patient satisfaction after monovision induced by laser in situ keratomileusis (lasik)]. *Harefuah* 2006;145:186-187.
- [40] Hersh PS: Optics of conductive keratoplasty: implications for presbyopia management. *Trans Am Ophthalmol Soc* 2005;103:412-456.
- [41] Brooker E: Progressions in Presbyopia-Correcting Corneal Surgery, Various new methods of presbyopic correction show promise. *Advanced Ocular Care* 2011.
- [42] Tabernero J, Artal P: Optical modeling of a corneal inlay in real eyes to increase depth of focus: optimum centration and residual defocus. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:270-277.
- [43] Dexl AK, Seyeddain O, Riha W, Ruckl T, Bachernegg A, Emesz M, Ruckhofer J, Grabner G: Reading performance and patient satisfaction after corneal inlay implantation for presbyopia correction: two-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:1808-1816.
- [44] Statistische Datenbank: Augenkrankheiten, Grauer Star. 2013. BVA, Berufsverband der Augenärzte Deutschlands e.V.  
Ref Type: Data File

- [45] New estimates of visual impairment and blindness: 2010. 2010. WHO, World Health Organization.  
Ref Type: Data File
- [46] Global Cataract Surgical Rates 2004. 2004. WHO, World Health Organization.  
Ref Type: Data File
- [47] Auffarth GU, Apple DJ: Zur Entwicklungsgeschichte der Intraokularlinsen. Der Ophthalmologe 2001;98:1017-1028.
- [48] Apple DJ, Escobar-Gomez M, Zaugg B, Kleinmann G, Borkenstein AF: Modern cataract surgery: unfinished business and unanswered questions. Surv Ophthalmol 2011;56:S3-53.
- [49] Hecht E: Optik. Oldenbourg Verlag, 6.3, 1998.
- [50] Stork W, Butzbach M. Unterschiedliche optische Designs; IOL-Test- vergleichende Messungen der Abbildungsqualität von Intraokularlinsen (IOL); Institut der Technik für Informationsverarbeitung (ITIV). 2005.  
Ref Type: Data File
- [51] Auffahrt GU, Rabsilber T, Kohnen T, Holzer M: Design und optische Prinzipien von Multifokallinsen. Der Ophthalmologe 2008;105:522-526.
- [52] Auffahrt GU, Dick HB: Multifokale Intraokularlinsen - Eine Übersicht. Der Ophthalmologe 2001;98:127-137.
- [53] Hunold W, Auffahrt GU, Wesendahl, T., Mehdorn E, Kuck G: Pseudoakkommodation diffraktiver Multifokallinsen und Monofokallinsen. Klin Monbl Augenheilkd 1993;202:19-23.
- [54] Lubinski W, Podboraczynska-Jodko K, Gronkowska-Serafin J, Karczewicz D: Visual outcomes three and six months after implantation of diffractive and refractive multifocal IOL combinations. Klin Oczna 2011;113:209-215.
- [55] Gierek-Ciaciura S, Cwalina L, Bednarski L, Mrukwa-Kominek E: A comparative clinical study of the visual results between three types of multifocal lenses. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2010;248:133-140.
- [56] Haring 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.
- [57] Visser N, Nuijts RM, de Vries NE, Bauer NJ: Visual outcomes and patient satisfaction after cataract surgery with toric multifocal intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg 2011;37:2034-2042.
- [58] Mojzis P, Pinero DP, Ctvrtceckova V, Rydlova I: Analysis of internal astigmatism and higher order aberrations in eyes implanted with a new diffractive multifocal toric intraocular lens. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 17-5-2012.

- [59] Gil MA, Varon C, Rosello N, Cardona G, Buil JA: Visual acuity, contrast sensitivity, subjective quality of vision, and quality of life with 4 different multifocal IOLs. *Eur J Ophthalmol* 24-5-2011;22:175-187.
- [60] GKV Spaltenverband. Stellungnahme des GKV-Spaltenverbandes, Entwurf eines Gesetzes zur Verbesserung der Versorgungsstrukturen in der GKV, (Drucksache 17/6906), Artikel 1 (Änderung des Fünften Buches Sozialgesetzbuch), Nr. 6, § 33 Abs. 9 - Hilfsmittel (Intraokularlinsen). S. 28. 13-10-2011.  
Ref Type: Data File
- [61] Claoue C: Functional vision after cataract removal with multifocal and accommodating intraocular lens implantation: prospective comparative evaluation of Array multifocal and 1CU accommodating lenses. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:2088-2091.
- [62] Dick HB: Accommodative intraocular lenses: current status. *Curr Opin Ophthalmol* 2005;16:8-26.
- [63] Hancox J, Spalton D, Heatley C, Jayaram H, Marshall J: Objective measurement of intraocular lens movement and dioptric change with a focus shift accommodating intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:1098-1103.
- [64] Findl O, Leydolt C: Meta-analysis of accommodating intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:522-527.
- [65] Koepl C, Findl O, Menapace R, Kriechbaum K, Wirtitsch M, Buehl W, Sacu S, Drexler W: Pilocarpine-induced shift of an accommodating intraocular lens: AT-45 Crystalens. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:1290-1297.
- [66] Langenbucher A, Huber S, Nguyen NX, Seitz B, Gusek-Schneider GC, Kuchle M: Measurement of accommodation after implantation of an accommodating posterior chamber intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:677-685.
- [67] Stachs O, Schneider H, Beck R, Guthoff R: Pharmacological-induced haptic changes and the accommodative performance in patients with the AT-45 accommodative IOL. *J Refract Surg* 2006;22:145-150.
- [68] Uthoff D, Haigis W, Hepper D, Polzl M, Holland D: [Evaluation of the valence objective and subjective methods for measuring pseudophakic accommodation.]. *Ophthalmologe* 6-10-2012.
- [69] Wolffsohn JS, Hunt OA, Naroo S, Gilmartin B, Shah S, Cunliffe IA, Benson MT, Mantry S: Objective accommodative amplitude and dynamics with the 1CU accommodative intraocular lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:1230-1235.
- [70] Cleary G, Spalton DJ, Marshall J: Pilot study of new focus-shift accommodating intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:762-770.
- [71] Harris MG, Classe JG: Clinicolegal considerations of monovision. *J Am Optom Assoc* 1988;59:491-495.

- [72] Handa T, Mukuno K, Uozato H, Niida T, Shoji N, Minei R, Nitta M, Shimizu K: Ocular dominance and patient satisfaction after monovision induced by intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:769-774.
- [73] Braun EH, Lee J, Steinert RF: Monovision in LASIK. *Ophthalmology* 2008;115:1196-1202.
- [74] Gandelman-Marton R, Arlazoroff A, Dvir Z: Ocular dominance and balance performance in healthy adults. *Gait Posture* 2010;31:394-396.
- [75] Boerner CF, Thrasher BH: Results of monovision correction in bilateral pseudophakes. *J Am Intraocul Implant Soc* 1984;10:49-50.
- [76] Leaming DV: Practice styles and preferences of ASCRS members--2003 survey. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:892-900.
- [77] Pick ZS, Leaming DV, Elder MJ: The fourth New Zealand cataract and refractive surgery survey: 2007. *Clin Experiment Ophthalmol* 2008;36:604-619.
- [78] Kroll P, Küchle M, Küchle HJ: Augenärztliche Untersuchungsmethoden. Stuttgart, Georg Thieme KG, 2007.
- [79] Greenbaum S: Monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1439-1443.
- [80] Marques FF, Sato RM, Chiacchio BB, Marques DM, Barreiro J, Caetano RL: Evaluation of visual performance and patient satisfaction with pseudophakic monovision technique. *Arq Bras Oftalmol* 2009;72:164-168.
- [81] Finkelman YM, Ng JQ, Barrett GD: Patient satisfaction and visual function after pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:998-1002.
- [82] Hayashi K, Yoshida M, Manabe S, Hayashi H: Optimal amount of anisometropia for pseudophakic monovision. *J Refract Surg* 2011;27:332-338.
- [83] Chen M, Atebara NH, Chen TT: A comparison of a monofocal Acrysoft IOL using the "blended monovision" formula with the multifocal array IOL for glasses independence after cataract surgery. *Ann Ophthalmol (Skokie)* 2007;39:237-240.
- [84] Chen M, Chen 2 M: A study of monofocal intraocular lens (Acrysof) in mini-monovision (MMV) and premium multifocal implantation of ResTOR. *Clin Optom* 2010;2:1-3.
- [85] Ito M, Shimizu K: Reading ability with pseudophakic monovision and with refractive multifocal intraocular lenses: comparative study. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:1501-1504.
- [86] Stanojcic N, Wilkins M, Bunce C, Ionides A: Visual fields in patients with multifocal intraocular lens implants and monovision: an exploratory study. *Eye (Lond)* 2010;24:1645-1651.
- [87] Shimizu K: Monovision Strategies, In addition to conventional monovision, several modified methods are in use today. *Cataract and Refractive Surgery Today, Internet* 2011.

- [88] Ito M, Shimizu K, Amano R, Niida T, Totsuka S, Iida Y, Shoji N: [Assessment of visual function and satisfaction in pseudophakic monovision]. Nihon Ganka Gakkai Zasshi 2008;112:531-538.
- [89] Kawamorita T, Uozato H, Handa T, Ito M, Shimizu K: Effect of pupil size on visual acuity in a laboratory model of pseudophakic monovision. J Refract Surg 2010;26:378-380.
- [90] Ito M, Shimizu K, Amano R, Handa T: Assessment of visual performance in pseudophakic monovision. J Cataract Refract Surg 2009;35:710-714.
- [91] Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Naroo SA, Davies LN, Bhogal GK, Kipioti A, Shah S: Multifocal Intraocular Lens Differentiation Using Defocus Curves. Invest Ophthalmol Vis Sci 2012;53:3920-3926.
- [92] Alio JL, Plaza-Puche AB, Pinero DP: Rotationally asymmetric multifocal IOL implantation with and without capsular tension ring: refractive and visual outcomes and intraocular optical performance. J Refract Surg 2012;28:253-258.
- [93] Pieh S, Kellner C, Hanselmayer G, Lackner B, Schmidinger G, Walkow T, Sticker M, Weghaupt H, Fercher AF, Skorpik C: Comparison of visual acuities at different distances and defocus curves. J Cataract Refract Surg 2002;28:1964-1967.
- [94] Trager M, Vagefi R, McLeod S. A Mathematical Model for Estimating Degree of Accommodation by Defocus Curves. 2005. Invest Ophthalmol Vis Sci 2005; 46: E-Abstract 717.  
Ref Type: Data File
- [95] Mangione CM, Phillips RS, Lawrence MG, Seddon JM, Orav EJ, Goldman L: Improved visual function and attenuation of declines in health-related quality of life after cataract extraction. Arch Ophthalmol 1994;112:1419-1425.
- [96] Steinberg EP, Tielsch JM, Schein OD, Javitt JC, Sharkey P, Cassard SD, Legro MW, ener-West M, Bass EB, Damiano AM, : The VF-14. An index of functional impairment in patients with cataract. Arch Ophthalmol 1994;112:630-638.
- [97] Hazel CA, Petre KL, Armstrong RA, Benson MT, Frost NA: Visual function and subjective quality of life compared in subjects with acquired macular disease. Invest Ophthalmol Vis Sci 2000;41:1309-1315.
- [98] Pesudovs K, Patel B, Bradbury JA, Elliott DB: Reading speed test for potential central vision measurement. Clin Experiment Ophthalmol 2002;30:183-186.
- [99] Elliott DB, Patel B, Whitaker D: Development of a reading speed test for potential-vision measurements. Invest Ophthalmol Vis Sci 2001;42:1945-1949.
- [100] Stifter E, Konig F, Lang T, Bauer P, Richter-Muksch S, Velikay-Parel M, Radner W: Reliability of a standardized reading chart system: variance component analysis, test-retest and inter-chart reliability. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2004;242:31-39.
- [101] Photocoagulation for diabetic macular edema. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study report number 1. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study research group. Arch Ophthalmol 1985;103:1796-1806.

- [102] ETDRS-Chart. 2014. [precision-vision.com/images/products](http://precision-vision.com/images/products).  
Ref Type: Data File
- [103] Jaeger-Lesetafel. 2008. Bausch und Lomb Surgical, inc.2008.  
Ref Type: Data File
- [104] Gupta N, Naroo SA, Wolffsohn JS: Is randomisation necessary for measuring defocus curves in pre-presbyopes? *Cont Lens Anterior Eye* 2007;30:119-124.
- [105] Kroll P, Küchle M, Küchle H. *Augenärztliche Untersuchungsmethoden*. 2008. Thieme.  
Ref Type: Data File
- [106] Schmitz S, Krummenauer F, Henn S, Dick HB: Comparison of three different technologies for pupil diameter measurement. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2003;241:472-477.
- [107] Maldonado MJ, Lopez-Miguel A, Pinero DP, Juberias JR, Nieto JC, Alio JL: Can we measure mesopic pupil size with the cobalt blue light slit-lamp biomicroscopy method? *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 8-1-2012.
- [108] Scheffel M, Kuehne C, Kohnen T: Comparison of monocular and binocular infrared pupillometers under mesopic lighting conditions. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:625-630.
- [109] Schallenberg M, Bangre V, Steuhl KP, Kremmer S, Selbach JM: Comparison of the Colvard, Procyon, and Neuroptics pupillometers for measuring pupil diameter under low ambient illumination. *J Refract Surg* 2010;26:134-143.
- [110] Colvard-Pupillometer. 2012. Shiva Pharma.  
Ref Type: Data File
- [111] Winn B, Ackerley RG, Brown CA, Murray FK, Prais J, St John MF: Reduced aniseikonia in axial anisometropia with contact lens correction. *Ophthalmic Physiol Opt* 1988;8:341-344.
- [112] Kramer PW, Lubkin V, Pavlica M, Covin R: Symptomatic aniseikonia in unilateral and bilateral pseudophakia. A projection space eikonometer study. *Binocul Vis Strabismus Q* 1999;14:183-190.
- [113] Katsumi O, Miyajima H, Ogawa T, Hirose T: Aniseikonia and stereoacuity in pseudophakic patients. Unilateral and bilateral cases. *Ophthalmology* 1992;99:1270-1277.
- [114] Lachenmeyer B, Buser A: *Auge-Brille-Refraktion: Schober-Kurs: verstehen-lernen-anwenden*, ed 4. Thieme, 2006.
- [115] Kaufmann H: *Strabismus*, ed 3. Georg Thieme, 2004.
- [116] Costa MF, Moreira SM, Hamer RD, Ventura DF: Effects of age and optical blur on real depth stereoacuity. *Ophthalmic Physiol Opt* 2010;30:660-666.

- [117] Dadeya S, Kamlesh, Shibal F: The effect of anisometropia on binocular visual function. *Indian J Ophthalmol* 2001;49:261-263.
- [118] Lovasik JV, Szymkiw M: Effects of aniseikonia, anisometropia, accommodation, retinal illuminance, and pupil size on stereopsis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1985;26:741-750.
- [119] Gebrauchsanleitung Stereoteste. 2011. Trusetal Verbandstoffwerke GMBH.  
Ref Type: Data File
- [120] Titmus-Test-FLIEGE. 2012. Trusetal Verbandstoffwerke GMBH.  
Ref Type: Data File
- [121] Finger RP, Fleckenstein M, Holz FG, Scholl HP: Quality of life in age-related macular degeneration: a review of available vision-specific psychometric tools. *Qual Life Res* 2008;17:559-574.
- [122] Steinberg EP, Tielsch JM, Schein OD, Javitt JC, Sharkey P, Cassard SD, Legro MW, ener-West M, Bass EB, Damiano AM, .. National study of cataract surgery outcomes. Variation in 4-month postoperative outcomes as reflected in multiple outcome measures. *Ophthalmology* 1994;101:1131-1140.
- [123] Rosen PN, Kaplan RM, David K: Measuring outcomes of cataract surgery using the Quality of Well-Being Scale and VF-14 Visual Function Index. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:369-378.
- [124] Pager CK: Assessment of visual satisfaction and function after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:2510-2516.
- [125] Gothwal VK, Wright TA, Lamoureux EL, Pesudovs K: Measuring outcomes of cataract surgery using the Visual Function Index-14. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:1181-1188.
- [126] Lamoureux EL, Pesudovs K, Thumboo J, Saw SM, Wong TY: An evaluation of the reliability and validity of the visual functioning questionnaire (VF-11) using Rasch analysis in an Asian population. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009;50:2607-2613.
- [127] Friedman DS, Tielsch JM, Vitale S, Bass EB, Schein OD, Steinberg EP: VF-14 item specific responses in patients undergoing first eye cataract surgery: can the length of the VF-14 be reduced? *Br J Ophthalmol* 2002;86:885-891.
- [128] Gresset J, Boisjoly H, Nguyen TQ, Boutin J, Charest M: Validation of French-language versions of the Visual Functioning Index (VF-14) and the Cataract Symptom Score. *Can J Ophthalmol* 1997;32:31-37.
- [129] Chiang PP, Fenwick E, Marella M, Finger R, Lamoureux E: Validation and reliability of the VF-14 questionnaire in a German population. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:8919-8926.
- [130] Likert R. A technique for measurement of attitudes; Dissertation. 1932. Columbia University.  
Ref Type: Data File

- [131] Rasch G. Probabilistic models for some intelligence and attainment tests. 1960. Danish Institute for Educational Research, Copenhagen.  
Ref Type: Data File
- [132] Lundstrom M, Pesudovs K: Catquest-9SF patient outcomes questionnaire: nine-item short-form Rasch-scaled revision of the Catquest questionnaire. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:504-513.
- [133] Las HC, Bilbao A, Quintana JM, Garcia S, Lafuente I: A comparison of standard scoring versus Rasch scoring of the visual function index-14 in patients with cataracts. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:4800-4807.
- [134] Calladine D, Evans JR, Shah S, Leyland M: Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction. *Cochrane Database Syst Rev* 2012;9:CD003169.
- [135] Marques FF, Marques DM: Pseudophakic monovision technique with Toric IOL using the SN60T5 platform. *Rev Bras Oftalmol* 2010;69:121-4.
- [136] Ito M, Shimizu K, Iida Y, Amano R: Five-year clinical study of patients with pseudophakic monovision. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:1440-1445.
- [137] Zhu Y, Yao H: Modification of Visual Cortical Receptive Field Induced by Natural Stimuli. *Cereb Cortex* 26-6-2012.
- [138] Haak KV, Cornelissen FW, Morland AB: Population receptive field dynamics in human visual cortex. *PLoS One* 2012;7:e37686.
- [139] Beiko G. Comparision of vision with accommodating IOLs versus mini monovision with a standard IOL. 2010.  
Ref Type: Data File
- [140] Lee AC, Qazi MA, Pepose JS: Biometry and intraocular lens power calculation. *Curr Opin Ophthalmol* 2008;19:13-17.
- [141] Hengerer FH, Bocker J, Dick BH, Conrad-Hengerer I: [Light adjustable lens. New options for customized correction of presbyopia]. *Ophthalmologe* 2012;109:676-682.
- [142] Allan B: Binocular implantation of the Tecnis Z9000 or AcrySof MA60AC intraocular lens in routine cataract surgery: prospective randomized controlled trial comparing VF-14 scores. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1559-1564.
- [143] Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F: Aging changes in apparent accommodation in eyes with a monofocal intraocular lens. *Am J Ophthalmol* 2003;135:432-436.
- [144] Winn B, Whitaker D, Elliott DB, Phillips NJ: Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994;35:1132-1137.
- [145] Reiß S. Software zur Berechnung der Schärfentiefe. 2012. Institut für Physik, Universität Rostock.  
Ref Type: Data File

- [146] Polat U, Schor C, Tong JL, Zomet A, Lev M, Yehezkel O, Sterkin A, Levi DM: Training the brain to overcome the effect of aging on the human eye. *Sci Rep* 2012;2:278.
- [147] Durrie D, McMinn PS: Computer-based primary visual cortex training for treatment of low myopia and early presbyopia. *Trans Am Ophthalmol Soc* 2007;105:132-138.

## 10. Thesen

1. Der Begriff der Mini-Monovision definiert einen Anisometropie-Bereich von 0,5 bis 1,75 Dioptrien im sphärischen Äquivalent, wobei der Astigmatismus bei maximal 1,5 Dioptrien liegt. Eine geringe Myopie bis -0,5 Dioptrien und ein voller Fernvisus ohne Korrektur sind auf dem fernkorrigierten Auge anzustreben. Prinzipiell ist die Mini-Monovision für eine pseudophake Presbyopie-Korrektur mit beidseitiger Monofokallinsen-Implantation gemeint. Die gezielte Berücksichtigung der Pseudo-Akkommodation bzw. der Schärfentiefe stellt ein wesentliches Merkmal dar.
2. Aufgrund der geringen Anisometropie bei pseudophaker Mini-Monovision überlappen sich bei gezielter Refraktionsplanung die Schärfentiefenbereiche beider Augen, so dass eine alltagstaugliche Gleitsicht ohne Korrektur entsteht.
3. Patienten erreichen mit pseudophaker Mini-Monovision eine alltagstaugliche Sehschärfe im Fern-, Intermediär- und Nahbereich. Höhere Anisometropien von 2 bis 3 Dioptrien wie bei der vollen Monovision oder Multifokallinsen können einen besseren Nahvisus erreichen, führen aber zu schlechteren Werten für Fernvisus, Kontrastsehen oder Binokularfunktion.
4. Patienten zeigen mit pseudophaker Mini-Monovision einen günstigen Visus-Verlauf vom Fern- zum Nahbereich hin ohne Lücke im Intermediärbereich, oft im Gegensatz zu Multifokallinsen.
5. Patienten erreichen mit pseudophaker Mini-Monovision eine alltagstaugliche Lesegeschwindigkeit unter photopischen Bedingungen, vergleichbar mit den Ergebnissen bei voller Monovision oder Multifokallinsen.
6. Patienten erreichen mit pseudophaker Mini-Monovision eine alltagstaugliche Binokularfunktion mit geringer oder keiner Aniseikone und gutem Stereosehen. Ihre Werte sind denen der vollen Monovision, der „akkommodativen“ Linsen und der Multifokallinsen überlegen.

7. Patienten mit pseudophaker Mini-Monovision zeigen eine vergleichbar hohe Brillenunabhängigkeit und Patientenzufriedenheit wie Patienten mit höherer Anisometropie oder mit Multifokallinsen.
8. Wie bei allen chirurgischen Presbyopie-Korrekturen ist die genaue präoperative Patientenauswahl und Aufklärung anhand der individuellen Sehanforderungen essentiell.
9. Bislang sind die klinischen Ergebnisse den physikalischen hinsichtlich der Ausdehnung der Schärfentiefenbereiche überlegen. Neben methodischen Faktoren ist als ursächlich anzunehmen, dass die realen intraokularen Verhältnisse, insbesondere die Linsenposition nicht den fixen Idealbedingungen der physikalischen Berechnung entsprechen. Hinzu kommt der Einfluss der individuellen Leistungsfähigkeit des visuellen Systems.
10. Die Mini-Monovision birgt als kostengünstige Option zur pseudophaken Presbyopie-Korrektur ein hohes Potential zu einer alltagstauglichen Sehfunktion, Brillenunabhängigkeit und Patientenzufriedenheit. Weitere, möglichst prospektive Studien zur genaueren Refraktionsfestlegung und Berücksichtigung der Schärfentiefenbereiche beider Augen sind nötig.

## **11. Lebenslauf**

nur in Druckversion vorhanden

## **12. Veröffentlichungen**

### **Kongressbeiträge:**

#### **110. Kongress der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, DOG, 09/12 Berlin**

- Posterpreis „Poster of the day“ für  
„Mini-Monovision in der Kataraktchirurgie als Option zur Brillenunabhängigkeit im Alltag“, S. Zettl\*, O. Stachs\*, T. Terwee\*, S. Reiß\*\*, R.F. Guthoff\*  
\*Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde Universität Rostock,  
\*\*Institut für Physik, Universität Rostock  
Teilergebnisse

#### **61. Tagung der Vereinigung Norddeutscher Augenärzte, 06/12 Hamburg**

- Kurzvortrag „Pseudophake Mini-Monovision als Option zur Presbyopiekorrektur“,  
S. Zettl\*, O. Stachs\*, T. Terwee\*, S. Reiß\*\*, R.F. Guthoff\*  
\*Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde Universität Rostock,  
\*\*Institut für Physik, Universität Rostock  
Teilergebnisse

#### **60. Tagung der Vereinigung Norddeutscher Augenärzte, 06/11 Neubrandenburg**

- Kurzvortrag „Mini-Monovision als Option zur Brillenunabhängigkeit im Alltag“,  
S. Zettl\*, O. Stachs\*, T. Terwee\*, S. Reiß\*\*, R.F. Guthoff\*  
\*Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde Universität Rostock,  
\*\*Institut für Physik, Universität Rostock  
Teilergebnisse

## **13. Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift „Der Effekt der pseudophaken Mini-Monovision als Option einer Brillenunabhängigkeit im Alltag“ selbstständig und ohne Hilfe Dritter verfasst habe. Die Dissertationsschrift stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur sind vollständig angegeben.

Ich habe bisher an keiner in – oder ausländischen medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht oder die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Rostock, 29.06.2014

Ort, Datum

Unterschrift

---

## **14. Danksagung**

Ich möchte danken: Herrn Prof. Dr. R. Guthoff, Prof. Dr. O. Stachs, Dr. S. Reiss, Tom Terwee, Prof. Dr. A. Altiner, Prof. Dr. R. Beck, Prof. Dr. K. Frischmuth, Prof. Dr. Kundt, den Kollegen und Patienten der Universitätsaugenklinik Rostock und sehr meiner Familie und meinen Freunden, die geduldig waren.